



T.C.
EGE ÜNİVERSİTESİ
Sağlık Bilimleri Enstitüsü



YOĞUNLUK AYARLI TÜM CİLT ELEKTRON İŞINLAMA TEKNİĞİNİN GELİŞTİRİLMESİ

Doktora Tezi

Murat KÖYLÜ

Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı

İzmir
2020

T.C.
EGE ÜNİVERSİTESİ
Sağlık Bilimleri Enstitüsü

YOĞUNLUK AYARLI TÖM CİLT ELEKTRON IŞINLAMA TEKNİĞİNİN GELİŞTİRİLMESİ

Murat KÖYLÜ

Danışman
Prof. Dr. Deniz YALMAN

Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı
Tıbbi Radyofizik (Sağlık Fiziği) Programı

İzmir
2020

Tez Değerlendirme Kurulu Üyeleri

Başkan : Prof. Dr. Deniz YALMAN

(Danışman)

Üye : Prof. Dr. Yavuz ANACAK

Üye : Prof. Dr. Emine Serra KAMER

Üye : Prof. Dr. Ayşe Nur DEMİRAL

Üye : Doç. Dr. Metin Bilge

Üye : Dr. Öğr. Üyesi Murat OKUTAN

Doktora Tezinin kabul edildiği tarih:27.01.2020.....

Önsöz

Dünya üzerinde çok az sayıda klinikte uygulanması ve diğer radyoterapi uygulamalarına kıyasla hasta sayısının az olması nedeniyle tüm cilt elektron ışınlamaları konusunda yapılan araştırmalar sınırlıdır. Yüz yıldan fazla süredir uygulanan cilt ışınlamaları konusunda birçok teknik geliştirilmekle beraber 60 yılı aşkın süredir uygulanan “*Stanford Tüm Cilt Elektron Işınlaması*” (TSEI) tekniği en avantajlı ve en çok uygulanan yöntemdir. Günümüzde Stanford TSEI tekniğini ülkemizde aktif olarak kullanan tek merkez olan Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı bu tekniği uygulamaya başladığı 2011 yılından beri 40 hastalık bir deneyime sahiptir. Her hastaya standart olarak uyguladığımız çifte in-vivo kalite kontrol ölçümleri sonucunda abdomen bölgesi kalın olan hastalarda anterior cilt dozlarındaki düzensizliği fark ederek bunu gidermek için uzun zaman boyunca çözümler aradım. Sürecin sonunda doz yoğunluk ayarı yapılarak abdomen bölgesindeki cilt konturu düzensizliğinin giderilebileceğini ve bunun için yeni bir modifiye Stanford tekniğinin geliştirilmesi gerektiğini fark ettim. Bu konuda geçmiş TSEI deneyimlerimi kullanarak yeni bir TSEI tekniği geliştirdim ve bu tekniğin karakteristiklerini tanımladığım bu doktora tez projemi hazırlayarak Anabilim Dalı hocalarımızdan Prof. Dr. Yavuz Anacak, Prof. Dr. Emine Serra Kamer ve danışmanım Prof. Dr. Deniz Yalman’ın onayına sundum. Her zaman olduğu gibi hocalarımın bu fikrimi onaylayıp onaylamamasını kendime hareket noktası olarak belirlemiştim. Üç hocamın da hemfikir olarak bu projeyi uygun gördüklerini ve işe yarayacağını düşündüklerini açıklamasıyla, geliştireceğim bu tekniğin soruna çözüm getireceğinden emin olarak konu üzerinde çalışmaya başladım. Çalışmamın sonucunda yanılmadığımı görmek beni çok heyecanlandırdı. Çünkü 60 yıldır en iyi ve en çok kullanılan teknik olan Stanford TSEI tekniğinden abdomen kalınlığı fazla olan hastalarda daha iyi sonuçlar veren “*Yoğunluk Ayarlı Tüm Cilt Elektron Işınlaması*” (IM-TSEI) tekniğini bulmuş oldum. Gelecekte, kabul görmesi halinde tezimde “*IM-TSEI*” olarak adlandırdığım bu tekniği literature “*TSEI Ege Tekniği*” olarak kazandırmayı ve bu teknikle ışınlayacağımız tüm hastalarımıza iyileşme süreçlerinde katkı sağlamayı umuyor ve diliyorum. Saygılarımla...

İzmir, 29.01.2020

Murat KÖYLÜ

Özet

Yoğunluk Ayarlı Tüm Cilt Elektron Işınlama Tekniğinin Geliştirilmesi

Amaç: Tüm cilt elektron ışınlamalarında (TSEI) abdominal bölge kalınlığı fazla olan hastalarda abdomen bölgesi dışındaki anterior cilt bölgeleri tedavi cihazından uzaklaşarak istenilenden farklı doz alır. Bu çalışmayla anterior cilt bölgelerindeki doz düzensizliğinin geliştirilecek olan yoğunluk ayarlı tüm cilt elektron ışınlama yöntemi (IM-TSEI) ile ortadan kaldırılması amaçlanmıştır.

Yöntem: İlk olarak siyah ABS materyalinin doku eşdeğerliği belirlendi. Abdominal bölge kalınlığının 3, 6, 9, 12 ve 15 cm olduğu durumlar ABS ile üretilen farklı kalınlıklarda abdomen fantomları ve insan fantomu kullanılarak simüle edildi. Klasik Stanford TSEI tekniğinin özellikleri belirlenerek IM-TSEI tekniğinin özellikleri tanımlandı. Buna göre IM-TSEI tekniğinde hastaların önden ışın aldığı pozisyonlarda abdominal bölge kalınlığına bağlı olarak yeni bir açı çifti, 12AF ve tedavi süresi belirlenirken SSD sternum noktası baz alınarak ayarlandı. Arka vücut bölgelerinin ışınlandığı duruş pozisyonlarında abdominal bölge kalınlığı gibi kontur düzensizlikleri olmadığından klasik TSEI'daki gibi SSD bel arka noktasına göre ayarlanarak homojen profilin sağlandığı tedavi açı çifti ve tedavi süreleri kullanıldı. Abdomen kalınlığından etkilenen parametreler belirlenerek derinliğe bağlı doz değişim ölçümleri yapıldı. Farklı abdomen kalınlıkları için IM-TSEI uygulama parametreleri birleşik doz ölçümü ve tedavi sürelerinin hesaplanmasıyla belirlendi. Geliştirilen IM-TSEI yönteminin güvenilirliği antropomorfik insan fantomunun 3, 6, 9, 12 ve 15 cm'lik abdominal bölge kalınlıkları için TLD cilt dozu ve fantom içi film ölçümleriyle belirlendi.

Bulgular: Yapılan istatistiksel analizler sonucunda profil ölçümleriyle IM-TSEI yönteminin TSEI tekniğine göre 6 cm ve üzerindeki abdomen kalınlıklarında vücut ön bölgesindeki dış kontur düzensizliğini telafi ederek vertikal eksen boyunca abdomen bölgesi de dahil olmak üzere daha homojen dozlar sağladığı belirlendi. İnsan fantomu cilt dozu ölçümleri ile tüm abdomen kalınlıkları için geliştirilen IM-TSEI yöntemiyle klasik TSEI yöntemine göre daha homojen doz dağılımları elde edildiği, TSEI yönteminin 9 cm ve üzerindeki abdomen kalınlıklarında homojenite kriterlerini sağlayamadığı görüldü. İki tekniğe ait tam tedavi yüzde derin doz eğrilerinin birbiriyle uyumlu olduğu ve fantom içi dozların TSEI tekniği dozlarıyla uyduğu görülmüştür. Ayrıca 9 cm'in altındaki abdomen kalınlıklarında hem ortalama tüm cilt dozları hem

de vücut ön bölge cilt dozları için iki teknik arasında istatistiksel anlamlı farkın olmadığı ve ikisinin de kullanılabilceği belirlendi. IM-TSEI tekniğinde 9 cm ve üzerindeki abdomen kalınlıklarında vücut ön bölge ve ortalama cilt dozlarının tedavi dozundan mutlak farkının daha az olduğu belirlendi. TLD ölçümleri ile IM-TSEI tekniğiyle yoğunluk ayarı yapılmasının abdomen kalınlığına bağlı olarak vücut ön yüzeyi dozlarında oluşan düzensizliği giderdiği gösterildi.

Sonuç: Geliştirilen IM-TSEI tekniği tüm abdomen kalınlıklarında güvenle kullanılabilir olmakla beraber 9 cm ve üzerindeki kalınlıklarda TSEI tekniğine göre daha avantajlıdır.

Anahtar Kelimeler; Tüm Cilt Elektron Işınlaması; Yoğunluk Ayarlı Tüm Cilt Elektron Işınlaması; TLD Dozimetri; Film Dozimetri; Üç boyutlu Yazıcı

Abstract

Development of Intensity Modulated Total Skin Electron Irradiation Technique

Objective: In total skin electron irradiation(TSEI) of the patients with higher abdominal thickness, the anterior skin areas other than the abdominal area move away from the treatment device and receive a different dose than that of the prescribed dose. It is aimed to eliminate the dose irregularity in the anterior skin areas by the intensity modulated total skin electron irradiation(IM-TSEI) method which is developed in this study.

Method: First, the tissue equivalence of the black ABS material was determined. Abdominal thicknesses of 3, 6, 9, 12 and 15cm were simulated using human phantom and abdominal phantoms of different thicknesses produced with ABS. The properties of classical Stanford TSEI technique were determined and the characteristics of IM-TSEI technique were defined. In the IM-TSEI technique a new angle pair, 12FF, and treatment time were determined based on the thickness of the abdominal region at the anterior beam positions and the SSD was adjusted based on the sternum point. Since there were no contour irregularities such as abdominal thickness in the posterior treatment positions SSD was adjusted to the posterior waist point as in the conventional TSEI, and the treatment angle pair and treatment times creating a homogeneous profile were used. The parameters affected by abdominal thickness were determined and depth-dependent dose change measurements were performed. IM-TSEI application parameters for different abdominal thicknesses were determined by combined dose measurements and calculation of treatment times. The quality assurance of the IM-TSEI method was done using an anthropomorphic human phantom with 3, 6, 9, 12 and 15 cm abdominal thicknesses by TLD skin dose and intra-phantom film measurements.

Results: As a result of statistical analyzes, it was determined that IM-TSEI method provided more homogeneous doses including abdominal region along the vertical axis by compensating for the external contour irregularities in the anterior region of the body at the thicknesses of 6cm and above according to TSEI technique with profile measurements. Human phantom skin dose measurements showed that IM-TSEI method provided more homogeneous dose distributions for all abdominal thicknesses compared to classical TSEI method and TSEI method did not meet homogeneity

criteria for abdominal thicknesses of 9cm and above. The full treatment percentage depth dose curves of the two techniques were consistent with each other, and the intra-phantom doses were consistent with the TSEI technique doses. In addition, it was determined that there was no statistically significant difference between the two techniques in abdominal thicknesses of less than 9 cm regarding average skin doses and body anterior skin doses, so both techniques could be used. In the IM-TSEI technique, the absolute dose difference between the anterior body region and the average skin doses was less than the prescribed dose at abdominal thicknesses of 9 cm and above. With TLD measurements, it was determined that intensity modulation by IM-TSEI technique corrected irregularities in the anterior body surface doses due to abdominal thickness.

Conclusion: Although IM-TSEI technique can be used safely in all abdominal thicknesses, it is more advantageous than TSEI technique in thicknesses of 9 cm and above.

Keywords; Total Skin Electron Irradiation; Intensity Modulated Total Skin Electron Irradiation; TLD Dosimetry; Film Dosimetry; 3D Printer.

İçindekiler

Önsöz.....	II
Özet.....	III
Abstract.....	V
İçindekiler	VII
Tablo Dizini	XI
Şekiller Dizini	XIV
Grafikler Dizini	XXIII
Kısaltma Listesi	XXVII
1- Giriş	1
2- Genel Bilgiler.....	3
2.1. T-Hücreli Deri Lenfomaları.....	3
2.2- Tüm Cilt Işınlamalarının Tarihsel Gelişimi.....	6
2.3- Tüm Cilt Elektron Işınlama (TSEI) Teknikleri.....	7
2.3.1- Beta Parçacıkları Işınlama Tekniği.....	8
2.3.2- Dar Dikdörtgen Işınlama Tekniği.....	9
2.3.3- Tek Alan Işınlama Tekniği	10
2.3.4- Sarkaç Ark Işınlama Tekniği	11
2.3.5- Hasta Rotasyonu Tekniği.....	12
2.3.6- Açılı Işın Çifti Tekniği	12
2.4- Stanford TSEI Tekniği	13
2.4.1- Profil Ölçümleri ve Tedavi Açılarının Belirlenmesi	15
2.4.2- Yüzde Derin Doz Ölçümü	16
2.4.3- Doz Kalibrasyon Ölçümü.....	17
2.4.4- Birleşik Doz Ölçümü.....	18
2.4.5- Tam Tedavi Fantom İçi Doz Dağılımının Belirlenmesi.....	19
2.4.6- X-ışını Kontaminasyon Miktarı ve Enerjisinin Belirlenmesi	20
2.4.7- Tedavi Işınlama Süresinin Belirlenmesi	21
2.5- Stanford TSEI Hasta Cilt Dozu Kalite Kontrol Ölçümleri	21
2.6- TESI'da Kullanılan Dozimetrik Ölçüm Sistemleri.....	22
2.6.1- Paralel Plan İyon Odası.....	23
2.6.2- Film Dozimetreler	25
2.6.3- Termoluminesans Dozimetreler (TLD)	26

2.7- Yüksek Doz Hızlı Elektron Modu	29
2.8- Üç Boyutlu Yazıcılar.....	30
2.9- Filamentler	32
2.10- Üç Boyutlu Tarayıcılar.....	33
3- Gereç ve Yöntem.....	35
3.1- Gereçler.....	35
3.1.1- Lineer Hızlandırıcı.....	35
3.1.2- Termolüminesans Dozimetreler	36
3.1.3- Termolüminesans Dozimetre Boşaltma Fırını	38
3.1.4- Termolüminesans Dozimetre Okuma Sistemi.....	38
3.1.5- Paralel Plan İyon Odası (PPIC).....	40
3.1.6- Film Dozimetre Sistemi	41
3.1.7- Antropomorfik İnsan Fantomu	43
3.1.8- Üç Boyutlu Tarayıcı.....	47
3.1.9- Üç Boyutlu Yazıcı	48
3.1.10- ABS Filamenti	48
3.2- Yöntem.....	51
3.2.1- Dozimetrelerin Kalibrasyonu	51
3.2.1.1- Film Dozimetre Kalibrasyonu	51
3.2.1.2- Termolüminesans Dozimetre (TLD) Kalibrasyonu.....	55
3.2.2- ABS Filamentinin Karakteristiklerinin Belirlenmesi.....	59
3.2.2.1- Siyah ABS Fantomlarının Tasarım ve Üretimi.....	59
3.2.2.2- Siyah ABS'nin Su Eşdeğerliliğinin Araştırılması	65
3.2.2.3- Yüzde Derin Doz (%DD) Ölçümleri	67
3.2.2.4- Homojenitenin Belirlenmesi.....	77
3.2.2.5- Düzlemsel Doz Analizi	78
3.2.3- Stanford Tüm Cilt Elektron Işınlaması “Commissioning” Ölçümleri.....	84
3.2.3.1- Tedavi Gantri Açılarının Belirlenmesi (Profil Ölçümleri).....	86
3.2.3.1.1- Profil Ölçümleri	87
3.2.3.1.2- Tedavi Açısını Hızlı Belirleme Yönteminin Geliştirilmesi	90
3.2.3.1.3- “Gantry Finder” Programının Geliştirilmesi ve Doğrulanması.....	98
3.2.3.2- Yüzde Derin Doz (%DD) Ölçümü.....	107
3.2.3.3- Doz Kalibrasyonu	108

3.2.3.4- Birleşik Doz Ölçümü.....	112
3.2.3.5- Fantom İçi Doz Dağılımı ve Tedavi Derinliğinin Belirlenmesi.....	114
3.2.3.6- X-ışını Kontaminasyon Miktarının Belirlenmesi.....	123
3.2.3.7- Tedavi Süresinin Hesaplanması	125
3.2.4.1- Antropomorfik İnsan Fantomunun Taranması.....	126
3.2.4.2- Farklı Abdomen Kalınlıklarının Tasarımı.....	128
3.2.4.3- Farklı Abdomen Ek Fantomlarının Üç Boyutlu Yazıcı Kullanılarak Üretilmesi.....	138
3.2.5- IM-TSEI Tekniğinin Tanımlanması ve Farklı Abdomen Kalınlıkları için “Commissioning” Ölçümleri.....	147
3.2.5.1- Yoğunluk Ayarlı Tüm Cilt Elektron Işınlama (IM-TSEI) Tekniğinin Tanımlanması	148
3.2.5.2- Abdomen Kalınlığından Etkilenen Parametrelerin Yeniden Ölçülmesi.....	152
3.2.5.2.1- Derinliğe Bağlı Doz Değişim Ölçümleri ve Doz Kalibrasyon Noktasının Tanımı	153
3.2.5.2.1.1- IM-TSEI Tekniği İçin Doz Kalibrasyon Noktasının Tanımı	154
3.2.5.2.1.2- Derinlik Ölçüm Aparatının Tasarlanması ve Üretilmesi.....	158
3.2.5.2.1.3- Derinliğe Bağlı Doz Değişim Ölçümleri	165
3.2.5.2.2- Farklı Abdomen Kalınlıkları İçin Birleşik Doz Ölçümleri	170
3.2.5.2.3- Farklı Abdomen Kalınlıkları İçin Profil Ölçümleri	178
3.2.5.2.3.1- Profil Çubuğu Farklı Abdomen Kalınlık Aparatlarının Tasarlanması ve Üretilmesi	178
3.2.5.2.3.2- Profil Ölçümleri	187
3.2.5.2.4- Farklı Abdomen Kalınlıkları İçin Tedavi Sürelerinin Belirlenmesi .	191
3.2.6- Standart ve Farklı Abdomen Kalınlıkları Koşulları Ölçümlerinin Karşılaştırılması.....	192
3.2.7- IM-TSEI İçin Uygulama Parametrelerinin Belirlenmesi	193
3.2.8- Farklı Abdomen Kalınlıkları İçin IM-TSEI Tekniğinin Güvenilirliğinin Belirlenmesi	193
3.2.8.1- İnsan Fantomu İçi Doz Dağılımlarının Film Dozimetrelerle Belirlenmesi	194
3.2.8.2- İnsan Fantomu Cilt Dozlarının TLD Ölçümleriyle Belirlenmesi.....	202

3.3- Verilerin Analizi.....	208
4- Bulgular	209
4.1- Film Dozimetre Kalibrasyonu	209
4.2- Termoluminesans Dozimetre (TLD) Kalibrasyonu.....	209
4.3- ABS Filamentinin Karakteristiklerinin Belirlenmesi.....	210
4.4- Profil Ölçümleri	231
4.5- Tedavi Açısını Hızlı Belirleme Yönteminin Geliştirilmesi	258
4.6- “Gantry Finder” Programının Geliştirilmesi ve Doğrulanması.....	261
4.7- Yüzde Derin Doz (%DD) Ölçümü.....	285
4.8- Doz Kalibrasyonu	287
4.9- Birleşik Doz Ölçümü.....	288
4.10- Fantom İçi Doz Dağılımı ve Tedavi Derinliğinin Belirlenmesi.....	290
4.11- X-ışını Kontaminasyonu Miktarı ve Enerjisinin Belirlenmesi	295
4.12- Tedavi Süresinin Hesaplanması	296
4.13- IM-TSEI Tekniği İçin Doz Kalibrasyon Noktasının Tanımı	296
4.14- IM-TSEI Tekniği İçin Derinliğe Bağlı Doz Ölçümleri	298
4.15- Farklı Abdomen Kalınlıkları İçin Birleşik Doz Ölçümleri	308
4.16- Farklı Abdomen Kalınlıkları İçin Profil Ölçümleri	313
4.17- Farklı Abdomen Kalınlıkları İçin Tedavi Sürelerinin Ölçümleri.....	332
4.18- İnsan Fantomu İçi Doz Dağılımlarının Film Dozimetreler Kullanılarak Belirlenmesi	333
4.19- İnsan Fantomu Cilt Dozlarının TLD Ölçümleriyle Belirlenmesi.....	348
5 –Tartışma	360
6- Sonuç ve Öneriler.....	376
Kaynaklar	378
Ekler	385
Teşekkür	386
Özgeçmiş	387

Tablo Dizini

Tablo 1: Siyah ABS ve suyun karakteristiklerinin karşılaştırılması.	50
Tablo 2: Siyah ABS ve RW3 için TMR ölçüm verileri.	212
Tablo 3: Siyah ABS ve RW3 için TPS %DD ölçüm verileri.	216
Tablo 4: Siyah ABS ve RW3 için SSD 95 cm yüzde iyonizasyon doz ölçüm verileri.	219
Tablo 5: Siyah ABS ve RW3 için SSD 310 cm yüzde iyonizasyon doz ölçüm verileri.	222
Tablo 6: Siyah ABS ve RW3 için SSD 310 cm %DD ölçüm verileri.	225
Tablo 7: 90°±15° profil ölçümü.	232
Tablo 8: 90°±16° profil ölçümü.	234
Tablo 9: 90°±17° profil ölçümü.	236
Tablo 10: 90°±18° profil ölçümü.	238
Tablo 11: 90°±19° profil ölçümü.	240
Tablo 12: 90°±20° profil ölçümü.	242
Tablo 13: 90°±21° profil ölçümü.	244
Tablo 14: 90° ± 22° profil ölçümü.	246
Tablo 15: 90°±23° profil ölçümü.	248
Tablo 16: 90°±24° profil ölçümü.	250
Tablo 17: 90°±25° profil ölçümü.	252
Tablo 18: Standart TSEI vertikal profil ölçümleri.	254
Tablo 19: 90°±19° yatay profil ölçümü.	256
Tablo 20: Tek ışın profiline ait dozlar (gantri 90°).	259
Tablo 21: Santimetre başına açı değişimi ölçümü.	261
Tablo 22: 90°±15° açı çifti için ölçüm ve TPS profil verileri.	262
Tablo 23: 90°±16° açı çifti için ölçüm ve TPS profil verileri.	264
Tablo 24: 90°±17° açı çifti için ölçüm ve TPS profil verileri.	266
Tablo 25: 90°±18° açı çifti için ölçüm ve TPS profil verileri.	268
Tablo 26: 90°±19° açı çifti için ölçüm ve TPS profil verileri.	270
Tablo 27: 90°±20° açı çifti için ölçüm ve TPS profil verileri.	272
Tablo 28: 90°±21° açı çifti için ölçüm ve TPS profil verileri.	274
Tablo 29: 90°±22° açı çifti için ölçüm ve TPS profil verileri.	276
Tablo 30: 90°±23° açı çifti için ölçüm ve TPS profil verileri.	278

Tablo 31: $90^{\circ} \pm 24^{\circ}$ açılı çifti için ölçüm ve TPS profil verileri.....	280
Tablo 32: $90^{\circ} \pm 25^{\circ}$ açılı çifti için ölçüm ve TPS profil verileri.....	282
Tablo 33: “Gantry finder” (TPS) ve TLD profil ölçümlerinin istatistiksel karşılaştırılması.	284
Tablo 34: Yüzde iyonizasyon ve yüzde derin doz eğrilerine ait doz ölçümleri.....	286
Tablo 35: 12 Alan TLD dozları.....	289
Tablo 36: Farklı doğrultular için TSEI fantom içi doz dağılımı verileri.....	292
Tablo 37: IM-TSEI tekniği için yeni referans doz kalibrasyon noktası tanımlanması.	297
Tablo 38: Tedavi düzlemi ortalamasına normalize edilmiş derinlik doz değişimi.	298
Tablo 39: İnterpolasyonla elde edilen $18,8^{\circ}$ - 20° aralığı derinlik yüzde doz değişimi.	302
Tablo 40: İnterpolasyonla elde edilen 20° - 21° aralığı derinlik yüzde doz değişimi.	304
Tablo 41: Üç cm’lik abdominal bölge kalınlığı için birleşik doz ölçümü.	308
Tablo 42: Altı cm’lik abdominal bölge kalınlığı için birleşik doz ölçümü.	309
Tablo 43: Dokuz cm’lik abdominal bölge kalınlığı için birleşik doz ölçümü.	310
Tablo 44: On iki cm’lik abdominal bölge kalınlığı için birleşik doz ölçümü.	311
Tablo 45: On beş cm’lik abdominal bölge kalınlığı için birleşik doz ölçümü.....	312
Tablo 46: Üç cm abdomen kalınlığı için profil ölçüm verileri.	314
Tablo 47: Altı cm abdomen kalınlığı için profil ölçüm verileri.....	317
Tablo 48: Dokuz cm abdomen kalınlığı için profil ölçüm verileri.	320
Tablo 49: On iki cm abdomen kalınlığı için profil ölçüm verileri.....	323
Tablo 50: On beş cm abdomen kalınlığı için profil ölçüm verileri.....	326
Tablo 51: Tüm abdomen kalınlıklarında yatay profil ölçümü.	329
Tablo 52: Farklı abdomen kalınlıkları için profil ölçümlerinin istatistiksel karşılaştırılması.	331
Tablo 53: IM-TSEI ve TSEI için 3 cm abdomen kalınlığına ait %DD’lar.	334
Tablo 54: IM-TSEI ve TSEI için 6 cm abdomen kalınlığına ait %DD’lar.	337
Tablo 55: IM-TSEI ve TSEI için 9 cm abdomen kalınlığına ait %DD’lar.	340
Tablo 56: IM-TSEI ve TSEI için 12 cm abdomen kalınlığına ait %DD’lar.	343
Tablo 57: IM-TSEI ve TSEI için 15 cm abdomen kalınlığına ait %DD’lar.	346

Tablo 58: Farklı abdomen kalınlıklarında IM-TSEI ve TSEI teknikleri için cilt dozları.	349
Tablo 59: IM-TSEI ve TSEI teknikleri için bölgesel cilt dozları.....	350
Tablo 60: Farklı abdomen kalınlıkları için cilt dozu ölçümlerinin istatistiksel karşılaştırılması.	359



Şekiller Dizini

Şekil 1: Kutanöz T-hücreli lenfoma (Danish et al., 2016).....	3
Şekil 2: Mikozis fungoides (Tward et al., 2012).	4
Şekil 3: Beta parçacıkları ışınlama tekniğinin şematik gösterimi.	8
Şekil 4: Dar dikdörtgen ışınlar tekniğinin şematik gösterimi.....	9
Şekil 5: Tek alan ışınlama tekniği.	10
Şekil 6: Sarkaç ark ışınlama tekniği.	11
Şekil 7: TSEI açılı ışın çifti tekniği.	12
Şekil 8: Stanford TSEI Tekniği.	13
Şekil 9: Stanford TSEI tekniği hasta kurulumu.	14
Şekil 10: Hastaların yatarak ışınlandığı modifiye Stanford teknikleri	15
Şekil 11: Dikey profil ölçümü kurulumu.....	16
Şekil 12: Sıfır milimetre derinlik için %DD ölçümü kurulumu.	17
Şekil 13: TLD için doz kalibrasyon ölçümü kurulumu.	18
Şekil 14: Birleşik doz ölçümü kurulumu.	18
Şekil 15: Tam tedavi fantom içi doz dağılımını gösteren ölçüm filmi.....	19
Şekil 16: Bakır ve kurşun plakalar.....	20
Şekil 17: TSEI in-vivo TLD doz ölçümü kurulumu.....	21
Şekil 18: Çeşitli iyon odaları.	23
Şekil 19: PPC05 paralel plan iyon odası.	24
Şekil 20: Filmin yapısı.....	25
Şekil 21: TLD çalışma prensibi.	27
Şekil 22: TLD okuyucunun çalışma şeması.	28
Şekil 23: HDRE modu anahtarı.	29
Şekil 24: HDRE aplikatörü.....	30
Şekil 25: 3D yazıcı ve bölümleri.	31
Şekil 26: 3D tarayıcı.	34
Şekil 27: Elekta marka lineer hızlandırıcı.	35
Şekil 28: HDRE aplikatörünün kullanılması.	36
Şekil 29: Tezde kullanılan kare TLD-100'ler.....	37
Şekil 30: TLD-100 boşaltma fırını.	38
Şekil 31: TLD okuyucu.	39
Şekil 32: TLD okuma sistemi.	39

Şekil 33: TLD okuyucu 50 TLD'in aynı anda okunması.	40
Şekil 34: PPC05 paralel plan iyon odası.	40
Şekil 35: EDR2 film.	41
Şekil 36: Film banyo makinası.	42
Şekil 37: Film tarayıcı.	42
Şekil 38: İnsan fantomuna ait organlar.	44
Şekil 39: Bir ve beş yaşlarında çocuk antropomorfik fantomları (Sol-1970/Sağ-2015) (Medeiros et al., 2017).	44
Şekil 40: Alderson rando fantom.	45
Şekil 41: Alderson rando fantom TLD delikleri.	46
Şekil 42: Alderson rando fantom kesitleri.	46
Şekil 43: "Cubify Sense" üç boyutlu tarayıcı.	47
Şekil 44: "Zaxe" üç boyutlu yazıcı.	48
Şekil 45: Siyah ABS filament.	49
Şekil 46: EDR-2 film paketi.	52
Şekil 47: EDR2 Kalibrasyon filmi.	52
Şekil 48: Kalibrasyon filmi 10 cGy ışınlama bölgesi.	53
Şekil 49: Kalibrasyon filmi 10 cGy ışınlama kurulumu.	53
Şekil 50: Kalibrasyon filmi.	54
Şekil 51: Kalibrasyon filmi üzerindeki farklı doz bölgeleri.	54
Şekil 52: Kalibrasyon grafiğinin oluşturulması.	55
Şekil 53: TLD'lerin ışınlanması.	56
Şekil 54: TLD'lerin 400 °C'de 1 saat fırınlanması.	56
Şekil 55: TLD'lerin yüklerinin okuyucu kullanılarak belirlenmesi.	57
Şekil 56: TLD'lerin duyarlılıklarının belirlenmesi.	57
Şekil 57: TLD'lerin RCF katsayılarının belirlenmesi.	58
Şekil 58: TLD'lerin ECC katsayılarının belirlenmesi.	58
Şekil 59: PPIC uyumlu siyah ABS duy fantomlar.	60
Şekil 60: PPIC uyumlu 1 mm siyah ABS build-up kep fantom.	60
Şekil 61: Farklı derinlik varyasyonlarını sağlayacak düz siyah ABS fantomlar.	61
Şekil 62: Üç boyutlu baskıya hazırlanan siyah ABS fantomları.	62
Şekil 63: Üç boyutlu baskı işlemi.	62
Şekil 64: Siyah ABS düz fantom ve aparatlarının üç boyutlu baskı işlemleri.	63

Şekil 65: Üretilen siyah ABS katı fantom seti.....	63
Şekil 66: Siyah ABS katı fantomlarının PPIC ile uyumunun kontrolü.	64
Şekil 67: Siyah ABS katı fantomlarının PPIC ve birbiriyle uyumunun kontrolü.	64
Şekil 68: RW3 ve ABS için TMR ölçümü SAD kurulumu.....	65
Şekil 69: ABS için TMR ölçümü.	66
Şekil 70: RW3 için TMR ölçümü.....	66
Şekil 71: PPIC, Siyah ABS ve RW3 katı fantomları.....	67
Şekil 72: Siyah ABS fantomunun BT çekimi.....	68
Şekil 73: Siyah ABS fantomunun TPS doz planlaması.....	68
Şekil 74: Siyah ABS fantomunun farklı derinliklerdeki doz dağılımı.	69
Şekil 75: RW3 fantomunun TPS doz planlaması.	69
Şekil 76: RW3 fantomunun farklı derinliklerdeki doz dağılımı.....	70
Şekil 77: PPIC'nin siyah ABS fantomu duyuna yerleştirilmesi.....	70
Şekil 78: Siyah ABS fantomu SSD 95 cm kurulumu.....	71
Şekil 79: Siyah ABS fantomunda bir derinlik için doz ölçümü.	71
Şekil 80: Siyah ABS fantomunda farklı derinlikler için doz ölçümü.....	72
Şekil 81: RW3 fantomu SSD 95 cm kurulumu.	72
Şekil 82: RW3 katı fantomunda farklı derinlikler için doz ölçümü.	73
Şekil 83: Siyah ABS fantomu SSD 310 cm kurulumu.....	74
Şekil 84: Siyah ABS fantomunda gantri 90°de bir derinlik için doz ölçümü.....	74
Şekil 85: Siyah ABS katı fantomunda gantri 90°de farklı derinlikler için doz ölçümü.	75
Şekil 86: RW3 fantomu SSD 310 cm kurulumu.	76
Şekil 87: RW3 fantomunda gantri 90°de bir derinlik için doz ölçümü.....	76
Şekil 88: RW3 katı fantomunda gantri 90°de farklı derinlikler için doz ölçümü.....	77
Şekil 89: Siyah ABS ve RW3 için homojenite karşılaştırılması.	78
Şekil 90: Siyah ABS için 5 mm derinlikte düzlemsel doz ölçümü kurulumu.	79
Şekil 91: RW3 için 5 mm derinlikte düzlemsel doz ölçümü kurulumu.	79
Şekil 92: RW3 ve siyah ABS için 5 mm derinlikte ışınlanan EDR2 filmi.....	80
Şekil 93: 5mm derinlikte ışınlanan RW3 ve siyah ABS'nin analizi.	80
Şekil 94: Siyah ABS için 13 mm derinlikte düzlemsel doz ölçümü kurulumu.	81
Şekil 95: RW3 için 13 mm derinlikte düzlemsel doz ölçümü kurulumu.	81
Şekil 96: RW3 ve siyah ABS için 13 mm derinlikte ışınlanan EDR2 filmi.....	82

Şekil 97: 13 mm derinlikte ışınlanan RW3 ve siyah ABS'nin analizi.	82
Şekil 98: RW3 ve siyah ABS için eş zamanlı profil ışınlaması kurulumu.....	83
Şekil 99: RW3 ve siyah ABS için eş zamanlı profil ışınlaması.	83
Şekil 100: RW3 ve siyah ABS için eşzamanlı profil kontrolü filmi.	84
Şekil 101: Başlangıç ölçümünde kullanılan dozimetreler.	85
Şekil 102: Başlangıç ölçümünde kullanılan fantom ve yardımcı materyaller.....	85
Şekil 103: Vertikal profil ölçümü.....	86
Şekil 104: Pleksiglas çubuğun ölçeklendirilmesi.	87
Şekil 105: “Build-up” pleksiglas çubuk.	88
Şekil 106: 75°/105° açılı ışın çifti için vertikal profil ölçümü.	89
Şekil 107: 71°/109° açılı ışın çifti için yatay profil ölçümü.....	90
Şekil 108: Naylon poşetlerde paketlenmiş ölçüme hazır TLD'ler.	91
Şekil 109: Pleksiglasta konumlandırılan TLD'ler.	92
Şekil 110: Tek ışın vertikal profil ölçümü kurulumu.	92
Şekil 111: Tek ışın vertikal profil ölçümü.	93
Şekil 112: Işınlanan TLD'lerin okunması.	93
Şekil 113: Santimetre başına açı değişiminin belirlenmesi ölçümü kurulumu.....	94
Şekil 114: Santimetre başına açı değişiminin şematik gösterimi.	94
Şekil 115: Santimetre başına açı değişimi ölçümü.	95
Şekil 116: Tek ışın profilinin ikizlenmesi.	95
Şekil 117: Bir santimetre kaydırma sonrası toplam homojenitenin hesaplanması... ..	96
Şekil 118: Bir santimetre kaydırma sonrası homojen olmayan toplam profil.....	97
Şekil 119: Homojen toplam profilin ve tedavi açılarının bulunması.....	98
Şekil 120: “Gantry finder” kodlarının yazımı.	99
Şekil 121: “IM-TSEI Calculator” programı kullanıcı giriş sayfası.	100
Şekil 122: “IM-TSEI Calculator” programı yeni hasta giriş sayfası.	101
Şekil 123: “IM-TSEI Calculator” programı hasta tedavi süresi hesaplama sayfası.	101
Şekil 124: “Gantry finder” programına tek ışın profilinin yüklenmesi.....	102
Şekil 125: “Gantry finder” programında tek ışın profili verilerinin değiştirilmesi.103	
Şekil 126: “Gantry finder”a tek ışın profili santimetre başına açı değişiminin girilmesi.	103
Şekil 127: Tek ışın profili ve santimetre başına açı değişiminin seçilmesi.....	104

Şekil 128: Tek ışın profili ve santimetre başına açı değişiminin “ <i>TSEI gantry angle</i> ” menüsüne yüklenmesi.	104
Şekil 129: Aranılacak profil homojenitesinin seçilmesi.	105
Şekil 130: Tedavi açısı çiftinin bulunması.	105
Şekil 131: Homojenliğin sağlandığı toplam profilin çizilmesi.	106
Şekil 132: %DD ölçüm kurulumu.	107
Şekil 133: PPIC kablosunun pleksiglas blokla korunması.	107
Şekil 134: Farklı derinlikler için doz ölçümü.	108
Şekil 135: Doz kalibrasyonu için PPIC ölçümü kurulumu.	109
Şekil 136: Doz kalibrasyonu için TLD’lerin hazırlanması ve kurulumu.	111
Şekil 137: Doz kalibrasyonu TLD ölçümü kurulumu.	111
Şekil 138: Altı farklı pozisyon için tedavi platformu kurulumu.	112
Şekil 139: Birleşik doz ölçümü TLD noktaları.	112
Şekil 140: Birleşik doz ölçümü ışınlaması.	113
Şekil 141: Umbilikus seviyesinde insan fantomu içine EDR2 filminin yerleştirilmesi.	114
Şekil 142: İçine EDR2 filmi yerleştirilen insan fantomu için ışınlama kurulumu. .	115
Şekil 143: TSEI fantom içi doz dağılımı ölçümü için ışınlama pozisyonları.	115
Şekil 144: TSEI fantom içi doz dağılımı ölçümü.	116
Şekil 145: TSEI tam tedavi uygulanan EDR2 filmi.	116
Şekil 146: EDR2 filminin ışınlama sonrası insan fantomu kesitleriyle uyumu.	117
Şekil 147: 0° doğrultusu için tam tedavi %DD eğrisinin belirlenmesi.	117
Şekil 148: 270° doğrultusu için tam tedavi %DD eğrisinin belirlenmesi.	118
Şekil 149: 300° doğrultusu için tam tedavi %DD eğrisinin belirlenmesi.	118
Şekil 150: 180° doğrultusu için tam tedavi %DD eğrisinin belirlenmesi.	119
Şekil 151: Kurşun ve bakır levhalar.	120
Şekil 152: X-ışını kontaminasyonu enerjisi belirleme ölçümü ışınlama kurulumu.	120
Şekil 153: 6 mm kurşun için ışınlama kurulumu.	121
Şekil 154: 13 mm kurşun için ışınlama kurulumu.	122
Şekil 155: 4 mm bakır için ışınlama kurulumu.	123
Şekil 156: Tek alan kontaminasyon için <i>Rmaks</i> ölçümü kurulumu.	124
Şekil 157: Tek alan kontaminasyon için <i>R6</i> ölçümü kurulumu.	124
Şekil 158: “ <i>Cubify Sense</i> ” marka üç boyutlu tarayıcı.	126

Şekil 159: Antropomorfik insan fantomunun üç boyutlu taranması.	127
Şekil 160: İnsan fantomunun dolgu ve çizgi formlarında üç boyutlu görüntüleri... ..	128
Şekil 161: Antropomorfik insan fantomunun üç boyutlu çizim programına aktarılması.	129
Şekil 162: Abdomen bölgesi dışındaki tüm cilt konturunun silinmesi.....	130
Şekil 163: Abdomen bölgesi cilt konturu.	130
Şekil 164: Taban fantomunun tasarımı.....	131
Şekil 165: Taban sol alt fantom parçasının tasarımı.....	131
Şekil 166: Tabana ait dört fantom parçasının tasarımı.	132
Şekil 167: 3 cm sağ üst fantom parçasının tasarımı.	132
Şekil 168: 3 cm abdomen kalınlığı için dört fantom parçasının tasarımı.....	133
Şekil 169: 6 cm sağ üst fantom parçasının tasarımı.	133
Şekil 170: 6 cm abdomen kalınlığı için dört fantom parçasının tasarımı.....	134
Şekil 171: 9 cm sağ üst fantom parçasının tasarımı.	135
Şekil 172: 9 cm abdomen kalınlığı için dört fantom parçasının tasarımı.	135
Şekil 173: 12 cm sağ üst fantom parçasının tasarımı.	136
Şekil 174: 12 cm abdomen kalınlığı için dört fantom parçasının tasarımı.....	136
Şekil 175: 15 cm sağ üst fantom parçasının tasarımı.	137
Şekil 176: 15 cm abdomen kalınlığı için dört fantom parçasının tasarımı.....	137
Şekil 177: Konumlandırma, destek taban ve destek yapı kullanımı.....	138
Şekil 178: Destek yapı eğim açısı seçimi.	139
Şekil 179: Taban sağ alt parça baskı katmanları.	139
Şekil 180: Taban sağ alt parçanın basımı.	140
Şekil 181: Tasarlanan ve baskıdaki taban sağ alt parça.....	140
Şekil 182: Çeşitli fantom parçalarının üç boyutlu basımı.	141
Şekil 183: Abdomen fantomu taban parçaları.	142
Şekil 184: 3 cm kalınlığında abdomen fantomu parçaları.	143
Şekil 185: 6 cm kalınlığında abdomen fantomu parçaları.....	144
Şekil 186: 9 cm kalınlığında abdomen fantomu parçaları.	145
Şekil 187: 12 cm kalınlığında abdomen fantomu parçaları.	146
Şekil 188: 15 cm kalınlığında abdomen fantomu parçaları.	147
Şekil 189: Klasik Stanford TSEI tekniği tedavi kurulumu.....	148
Şekil 190: Abdominal bölge kalınlığının fazla olması durumu.....	149

Şekil 191: IM-TSEI posterior pozisyon kurulumu.	150
Şekil 192: Ortalama doz hesaplama bölgesi.	150
Şekil 193: Kalın abdominal bölge ve referans noktalar.	151
Şekil 194: IM-TSEI anterior pozisyon kurulumu.	152
Şekil 195: Doz kalibrasyon noktası.	154
Şekil 196: Umbilikus doz kalibrasyon/normalizasyon noktası.	155
Şekil 197: IM-TSEI için umbilikus kalibrasyon noktasının cihaza yaklaşması.	156
Şekil 198: 6 cm abdomen kalınlığında IM-TSEI için sternum noktasının SSD ayarlanmasında kullanımı.	157
Şekil 199: Profil çubuğuna monte edilecek bağlantı fantomunun tasarlanması.	158
Şekil 200: Profil çubuğu bağlantı fantomu tavan parçasının tasarımı ve baskıya hazırlanışı.	159
Şekil 201: Profil çubuğu bağlantı fantomu tavan parçasının üç boyutlu basımı.	160
Şekil 202: Profil çubuğu bağlantı fantomu diğer parçalarının üç boyutlu basımı.	160
Şekil 203: Derinlik ölçüm fantomu bağlantı aparatının tasarımı.	161
Şekil 204: Profil çubuğu bağlantı fantomu parçalarının üretimi.	162
Şekil 205: Profil çubuğu bağlantı fantomu vida ve somunlarının kullanımı.	162
Şekil 206: Üretimi tamamlanan profil çubuğu bağlantı fantomu.	163
Şekil 207: Derinlik ölçüm fantomunun bir parçasının tasarımı ve baskıya hazırlanışı.	164
Şekil 208: Derinlik ölçüm fantomunun bir parçasının üç boyutlu basımı.	164
Şekil 209: Derinlik ölçüm fantomu ve profil çubuğu bağlantı fantomu.	165
Şekil 210: Abdominal bölge doz düşüşü.	166
Şekil 211: Profil ve derinlik doz değişim ölçümü.	167
Şekil 212: Bir ışın çifti için normalizasyon dozu hesaplanan homojen profil bölgeleri.	168
Şekil 213: 15 cm derinlik için derinlik doz değişim ölçümü kurulumu.	169
Şekil 214: Farklı abdomen kalınlıkları için derinlik doz değişim ölçümü kurulumları.	169
Şekil 215: 3 cm abdomen kalınlığına sahip insan fantomunun oluşturulması.	170
Şekil 216: 3 cm abdomen kalınlığına sahip insan fantomu için TLD ölçüm noktaları.	171
Şekil 217: Bileşik doz ölçümü tedavi ışınlama kurulumu.	172

Şekil 218: 3 cm abdomen kalınlığı için bileşik doz ölçümü.....	173
Şekil 219: 6 cm abdomen kalınlığı için bileşik doz ölçümü.....	174
Şekil 220: 9 cm abdomen kalınlığı için bileşik doz ölçümü.....	175
Şekil 221: 12 cm abdomen kalınlığı için bileşik doz ölçümü.....	176
Şekil 222: 15 cm abdomen kalınlığı için bileşik doz ölçümü.....	177
Şekil 223: Bir abdomen kalınlık ek fantomuna ait üç boyutlu tasarım.	178
Şekil 224: 3 cm abdomen kalınlığı ek fantomunun parçalı tasarımı.	179
Şekil 225: 6 cm abdomen kalınlığı ek fantomunun parçalı tasarımı.	180
Şekil 226: 9 cm abdomen ek fantomu.	180
Şekil 227: 12 cm abdomen ek fantomu.	181
Şekil 228: 15 cm abdomen ek fantomu.	182
Şekil 229: 3 cm abdomen ek fantomunun baskı tablasında konumlandırılması.	182
Şekil 230: Abdomen ek fantomu için baskı ayarları.	183
Şekil 231: 3 cm abdomen kalınlık fantomu baskı katmanları.	183
Şekil 232: Abdomen ek fantomlarının baskıya hazırlanması.	184
Şekil 233: Basımı tamamlanan profil çubuğu abdomen kalınlık fantomları.	184
Şekil 234: Sivri köşenin tabladan ayrılmasını önleyen geçici yüzeyin eklenmesi. .	185
Şekil 235: 3 cm abdomen kalınlığı ek fantomu.	185
Şekil 236: Üretilen farklı profil çubuğu abdomen kalınlık fantomları.	186
Şekil 237: Farklı abdomen kalınlıklarının oluşturulması.	186
Şekil 238: IM-TSEI tekniği için 12 cm abdomen fantomlu profil ölçümü kurulumu.	187
Şekil 239: Klasik TSEI tekniği için 12 cm kalınlığında abdomen fantomlu profil ölçümü kurulumu.	188
Şekil 240: Profil ölçüm kurulumu.	188
Şekil 241: 3 cm Abdomen fantomu için IM-TSEI profil ölçüm kurulumu.	189
Şekil 242: 3 cm Abdomen fantomu için Klasik TSEI profil ölçüm kurulumu.	190
Şekil 243: Farklı Abdomen kalınlıkları için profil ölçüm kurulumları.	190
Şekil 244: Beş farklı abdomen kalınlığına sahip insan fantomu.	195
Şekil 245: 9 cm abdomen kalınlığına sahip insan fantomuna EDR2 filminin yerleştirilmesi.....	196
Şekil 246: IM-TSEI fantom içi doz dağılımı ölçümü için ışınlama kurulumu.....	197

Şekil 247: IM-TSEI fantom içi doz dağılımı ölçümü bir pozisyon için tedavi açığı çifti.	198
Şekil 248: TSEI fantom içi doz dağılımı ölçümü için ışınlama kurulumu.	199
Şekil 249: TSEI fantom içi doz dağılımı ölçümü bir pozisyon için tedavi açığı çifti.	200
Şekil 250: Beş abdomen kalınlığı için IM-TSEI ve TSEI ile tam tedavi uygulanan filmler.	201
Şekil 251: EDR2 filmlerinin ışınlama sonrası insan fantomu kesitleriyle uyumu. .	201
Şekil 252: 6 cm abdomen kalınlığında IM-TSEI ve TSEI için tam tedavi derin doz eğrilerinin belirlenmesi.	202
Şekil 253: TLD ölçüm noktaları.	203
Şekil 254: İnsan fantomu TLD ölçüm noktaları.	204
Şekil 255: IM-TSEI fantom cilt dozu ölçümü için ışınlama kurulumu.	204
Şekil 256: IM-TSEI fantom cilt dozu ölçümü bir pozisyon için tedavi açığı çifti.	205
Şekil 257: TSEI fantom cilt dozu ölçümü için ışınlama kurulumu.	206
Şekil 258: TSEI fantom cilt dozu ölçümü bir pozisyon için tedavi açığı çifti.	207
Şekil 259: Kalibrasyon grafiği.	209
Şekil 260: 13 mm derinlikte RW3 ve siyah ABS için gama analizi.	228
Şekil 261: Eşzamanlı profil kontrolü – üst profil ekseni seçimi.	228
Şekil 262: Eşzamanlı profil kontrolü – orta profil ekseni seçimi.	229
Şekil 263: Eşzamanlı profil kontrolü – alt profil ekseni seçimi.	230

Grafikler Dizini

Grafik 1: RW3 için TMR grafiği.	210
Grafik 2: Siyah ABS için TMR grafiği.....	211
Grafik 3: Siyah ABS ve RW3 için TMR grafikleri.	213
Grafik 4: Siyah ABS ve RW3 için TMR mutlak farkı grafiği.....	214
Grafik 5: Siyah ABS ve RW3 için TPS’de elde edilen %DD eğrileri.....	214
Grafik 6: Siyah ABS ve RW3 için TPS %DD mutlak farkı grafiği.	215
Grafik 7: Siyah ABS ve RW3 için SSD 95cm’de ölçümle elde edilen yüzde iyonizasyon eğrileri.....	217
Grafik 8: Siyah ABS ve RW3 için SSD 95cm’de ölçümle elde edilen yüzde iyonizasyon eğrileri mutlak farkı grafiği.....	218
Grafik 9: Siyah ABS ve RW3 için SSD 310 cm’de ölçümle elde edilen yüzde iyonizasyon eğrileri.	220
Grafik 10: Siyah ABS ve RW3 için SSD 310cm’de ölçümle elde edilen yüzde iyonizasyon eğrileri mutlak farkı grafiği.....	221
Grafik 11: Siyah ABS ve RW3 için SSD 310 cm’de ölçümle elde edilen %DD eğrileri.	223
Grafik 12: Siyah ABS ve RW3 için SSD 310cm’de ölçümle elde edilen %DD eğrileri mutlak farkı grafiği.	224
Grafik 13: 5 mm derinlikte RW3 ve siyah ABS için doz profilleri.....	226
Grafik 14: 5mm derinlikte RW3 ve siyah ABS için gama analizi.....	227
Grafik 15: 13 mm derinlikte RW3 ve siyah ABS için doz profilleri.....	227
Grafik 16: Eşzamanlı profil kontrolü – üst profil.	229
Grafik 17: Eşzamanlı profil kontrolü – orta profil.....	230
Grafik 18: Eşzamanlı profil kontrolü – alt profil.....	231
Grafik 19: 90°±15° profili.	233
Grafik 20: 90°±16° profili.	235
Grafik 21: 90°±17° profili.	237
Grafik 22: 90°±18° profili.	239
Grafik 23: 90°±19° profili.	241
Grafik 24: 90°±20° profili.	243
Grafik 25: 90°±21° profili.	245
Grafik 26: 90°±22° profili.	247

Grafik 27: $90^{\circ} \pm 23^{\circ}$ profili.	249
Grafik 28: $90^{\circ} \pm 24^{\circ}$ profili.	251
Grafik 29: $90^{\circ} \pm 25^{\circ}$ profili.	253
Grafik 30: Toplu vertikal profil ölçümü sonuçları.	255
Grafik 31: $90^{\circ} \pm 19^{\circ}$ yatay profili.	257
Grafik 32: Tek ışın profili.	260
Grafik 33: $90^{\circ} \pm 15^{\circ}$ açılı çifti için ölçüm ve TPS profilleri.	263
Grafik 34: $90^{\circ} \pm 16^{\circ}$ açılı çifti için ölçüm ve TPS profilleri.	265
Grafik 35: $90^{\circ} \pm 17^{\circ}$ açılı çifti için ölçüm ve TPS profilleri.	267
Grafik 36: $90^{\circ} \pm 18^{\circ}$ açılı çifti için ölçüm ve TPS profilleri.	269
Grafik 37: $90^{\circ} \pm 19^{\circ}$ açılı çifti için ölçüm ve TPS profilleri.	271
Grafik 38: $90^{\circ} \pm 20^{\circ}$ açılı çifti için ölçüm ve TPS profilleri.	273
Grafik 39: $90^{\circ} \pm 21^{\circ}$ açılı çifti için ölçüm ve TPS profilleri.	275
Grafik 40: $90^{\circ} \pm 22^{\circ}$ açılı çifti için ölçüm ve TPS profilleri.	277
Grafik 41: $90^{\circ} \pm 23^{\circ}$ açılı çifti için ölçüm ve TPS profilleri.	279
Grafik 42: $90^{\circ} \pm 24^{\circ}$ açılı çifti için ölçüm ve TPS profilleri.	281
Grafik 43: $90^{\circ} \pm 25^{\circ}$ açılı çifti için ölçüm ve TPS profilleri.	283
Grafik 44: Yüzde iyonizasyon eğrisi.	285
Grafik 45: %DD eğrisi.	285
Grafik 46: %DD eğrisinin analizi.	287
Grafik 47: Dört açılı doğrultusundaki %DD eğrileri.	290
Grafik 48: Ortalama %DD eğrisi.	291
Grafik 49: %DD eğrilerinin ortalama %DD eğrisinden mutlak farkları.	293
Grafik 50: %DD eğrilerinin 0° doğrultusundaki %DD eğrisinden mutlak farkı. ...	294
Grafik 51: Tüm açılara ait derinliğe bağlı yüzde doz değişim eğrileri.	299
Grafik 52: Tüm derinliklere ait açılıya bağlı yüzde doz değişim eğrileri.	300
Grafik 53: Araştırılan derinliklere ait açılıya bağlı yüzde doz değişim eğrileri.	301
Grafik 54: İnterpolasyonla elde edilen $18,8^{\circ}$ - 20° aralığı derinlik yüzde doz değişim eğrileri.	303
Grafik 55: İnterpolasyonla elde edilen 20° - 21° aralığı derinlik yüzde doz değişim eğrileri.	305
Grafik 56: Derinliğe bağlı yüzde doz değişim eğrileri ile tedavi açılarının belirlenmesi.	306

Grafik 57: Açıya bağlı yüzde doz değişim eğrileri ile her derinliğe ait tedavi açılarının belirlenmesi.	307
Grafik 58: Üç cm abdomen kalınlığı için IM-TSEI doz profili.	315
Grafik 59: Üç cm abdomen kalınlığı için farklı profillerin karşılaştırılması.	316
Grafik 60: Altı cm abdomen kalınlığı için IM-TSEI doz profili.	318
Grafik 61: Altı cm abdomen kalınlığı için farklı profillerin karşılaştırılması.	319
Grafik 62: Dokuz cm abdomen kalınlığı için IM-TSEI doz profili.	321
Grafik 63: Dokuz cm abdomen kalınlığı için farklı profillerin karşılaştırılması. ...	322
Grafik 64: On iki cm abdomen kalınlığı için IM-TSEI doz profili.	324
Grafik 65: On iki cm abdomen kalınlığı için farklı profillerin karşılaştırılması. ...	325
Grafik 66: On beş cm abdomen kalınlığı için IM-TSEI doz profili.	327
Grafik 67: On beş cm abdomen kalınlığı için farklı profillerin karşılaştırılması. ..	328
Grafik 68: IM-TSEI tekniği için tüm abdomen kalınlıklarında elde edilen yatay profiller.	330
Grafik 69: IM-TSEI ve TSEI için 3 cm abdomen kalınlığına ait %DD eğrileri.	333
Grafik 70: IM-TSEI ve TSEI %DD eğrilerinin 3 cm abdomen kalınlığı için mutlak farkları.	335
Grafik 71: IM-TSEI ve TSEI için 6 cm abdomen kalınlığına ait %DD eğrileri.	336
Grafik 72: IM-TSEI ve TSEI %DD eğrilerinin 6 cm abdomen kalınlığı için mutlak farkları.	338
Grafik 73: IM-TSEI ve TSEI için 9 cm abdomen kalınlığına ait %DD eğrileri.	339
Grafik 74: IM-TSEI ve TSEI %DD eğrilerinin 9 cm abdomen kalınlığı için mutlak farkları.	341
Grafik 75: IM-TSEI ve TSEI için 12 cm abdomen kalınlığına ait %DD eğrileri. ...	342
Grafik 76: IM-TSEI ve TSEI %DD eğrilerinin 12 cm abdomen kalınlığı için mutlak farkları.	344
Grafik 77: IM-TSEI ve TSEI için 15 cm abdomen kalınlığına ait %DD eğrileri. ...	345
Grafik 78: IM-TSEI ve TSEI %DD eğrilerinin 15 cm abdomen kalınlığı için mutlak farkları.	347
Grafik 79: IM-TSEI ve TSEI için 3 cm abdomen kalınlığına ait vücut ön bölge dozları.	351
Grafik 80: IM-TSEI ve TSEI için 3 cm abdomen kalınlığına cilt dozları.	352
Grafik 81: IM-TSEI ve TSEI için 6 cm abdomen kalınlığına cilt dozları.	353

Grafik 82: IM-TSEI ve TSEI için 6 cm abdomen kalınlığına ait vücut ön bölge dozları.	354
Grafik 83: IM-TSEI ve TSEI için 9 cm abdomen kalınlığına ait vücut ön bölge dozları.	354
Grafik 84: IM-TSEI ve TSEI için 9 cm abdomen kalınlığına cilt dozları.	355
Grafik 85: IM-TSEI ve TSEI için 12 cm abdomen kalınlığına cilt dozları.	356
Grafik 86: IM-TSEI ve TSEI için 12 cm abdomen kalınlığına ait vücut ön bölge dozları.....	357
Grafik 87: IM-TSEI ve TSEI için 15 cm abdomen kalınlığına ait vücut ön bölge dozları.....	357
Grafik 88: IM-TSEI ve TSEI için 15 cm abdomen kalınlığına cilt dozları.	358



Kısaltma Listesi

TSEI	: Tüm cilt elektron ışınlaması
SSD	: Kaynak cilt mesafesi
IM-TSEI	: Yoğunluk ayarlı tüm cilt elektron ışınlaması
KTHL	: Kutanöz T-hücreli lenfomalar
TNMB	: Tümör-lenf düğümü-metastaz-kan
WHO	: World Health Organization
EORTC	: European Organisation for Research and Treatment of Cancer
HDRE	: Yüksek doz hızlı elektron modu
%DD	: Yüzde derin doz
Sw,air	: Sudan havaya durdurma faktörü
R50	: Dozun yarısının oluştuğu derinlik
Rp	: Pratik erişme mesafesi
E0	: En olası enerji
12AF	: On iki alan faktörü
TLD	: Termoluminesans dozimetre
PPIC	: Paralel plan iyon odası
OD	: Optik yoğunluk
ECC	: Element düzeltme katsayısı
RCF	: Okuyucu kalibrasyon faktörü
ABS	: Akrilonitril Bütaden Stiren

PLA	: Polilaktik Asit
PETG	: Polyethylene Terephthalate Glycol-Modified
TPU	: Termoplastik Poliüretan
TLD-100	: LiF:Mg,Ti
EDR2	: Extended dose range
Dpi	: Dots per inch
ICRP	: The International Commission on Radiological Protection
FDM	: Fused Deposition Modelling
HU	: Bilgisayarlı tomografi numarası
TMR	: Doku maksimum oranı
ICRU	: International Commission on Radiation Units and Measurements
BT	: Bilgisayarlı tomografi
AAPM	: The American Association of Physicists in Medicine
TPS	: Tedavi planlama sistemi
MU	: Monitor unit
SAD	: Kaynak eksen uzaklığı
IM-TSEI-F	: Yoğunluk ayarlı tüm cilt elektron ışınlaması fantomlu
IM-TSEI-FS	: Yoğunluk ayarlı tüm cilt elektron ışınlaması fantomsuz
TSEI-F	: Tüm cilt elektron ışınlaması fantomlu

1- Giriş

Tüm cilt elektron ışınlamaları (TSEI) ciltte geniş yayılım gösteren lezyonlarda standart radyoterapiye göre daha geniş tedavi alanları ve daha büyük kaynak-cilt mesafelerinin (SSD) yanı sıra elektron türü radyasyonun kullanıldığı özel bir radyoterapi tekniğidir. Bu ışınlamalarda tüm cilde homojen radyasyon dozu verilirken cilt altındaki doku ve iç organların radyasyondan korunması amaçlanmaktadır (Anacak ve ark., 2002). TSEI daha çok Mikozis fungoides ve Sezary sendromu gibi T-hücreli deri lenfomaları, Kaposi sarkomu ve lösemnin cilt tutulumunun tedavisinde kullanılmaktadır. Yaklaşık 60 yıldır uygulanmakta olan TSEI teknikleri teknolojideki gelişmelere paralel olarak sürekli değişim göstermiştir. İnsan vücudunun karmaşık cilt yapısı hesaba katılarak iç organları daha iyi koruyabilmek ve cilde daha homojen doz verebilmek için çeşitli ışınlama teknikleri geliştirilmiştir. Sınırlı menzilleri olması sebebiyle düşük enerjili elektronların kullanılması X-ışınlarına göre daha avantajlıdır. Özellikle sınırlı girginliğe sahip olduğundan yüzeysel lezyonların tedavisinde düşük enerjili elektronlar kullanılarak hastalarda yan etkiler azaltılmış ve daha yüksek tedavi dozları uygulanabilmiştir (Kumar et al., 1978), (Karzmark et al., 1987).

Işınlama teknikleri çok büyük alanlar içerdiği için TSEI tekniklerinde önce dozimetrik ölçümlerin yapılması gerekmektedir. Eşmerkezde yüksek elektron doz hızının olması tedavi süresini kısaltmayı amaçlar. Bu ışınlamalarda geniş tedavi alanlarının kullanılması küçük tedavi alanı ve kısa kaynak cilt mesafeli (100 cm) elektron tedavilerinden daha fazla X-ışını kontaminasyonu üretilmesine yol açar. Elektronun ışın yolundaki materyallerle engellenemez etkileşimi sonucu oluşan X-ışını kontaminasyonu, tüm vücudun X-ışınına maruz kalmasından kaynaklanan ciddi radyotoksisteyi önlemek için olabildiğince düşük tutulmalıdır (Chen ve ark., 2004).

TSEI'da geniş ışın alanları, uzak tedavi mesafesi ve uzun fraksiyonasyon şeması kullanılması dolayısıyla uygulanan tedavinin güvenilirliğinin kontrolü önemlidir. Çeşitli in-vivo dozimetri sistemleri kullanılarak uygulanan hasta bazlı kalite kontrol işlemleri yardımıyla tedavi dozunun doğruluğunun belirlenmesi, hasta pozisyonunun kontrolü ve tedavi tekrarlanabilirliği saptanmaktadır.

TSEI'da için en yaygın olarak kullanılan yöntem "*Stanford Tekniği*"dir. Tedavi mesafesi 3 metrenin üzerinde olan TSEI'larda tedavi düzleminde dikeyde 200 cm'de $\pm\%8$ ve yatayda 80 cm boyunca $\pm\%4$ homojen doz dağılımı sağlanır (Karzmark et al.,

1987), (Shouman ve ark., 2004). Tedavi esnasında bu düzlemde duran hastanın cildine homojen doz verilir. Özellikle TSEI'larda doz kalibrasyon noktası olan umbilikus noktasının dozu tedavi dozundan $\pm\%5$ 'ten fazla farklı olmamalıdır. Ancak vücut konturunun homojen olmaması cilde homojen doz vermeyi zorlaştırır. Özellikle abdominal bölge kalınlığı fazla olan hastalarda umbilikusun anterior abdomen bölgesinde olması ve kaynak cilt mesafesinin burada ayarlanması tüm vücudun abdomen kalınlığı miktarınca tedavi cihazından uzaklaşmasına sebep olmaktadır. Bu da abdomen bölgesi dışındaki anterior cilt bölgelerinin tedavi cihazından uzaklaşmasına ve istenilenden farklı doz almasına sebep olmaktadır.

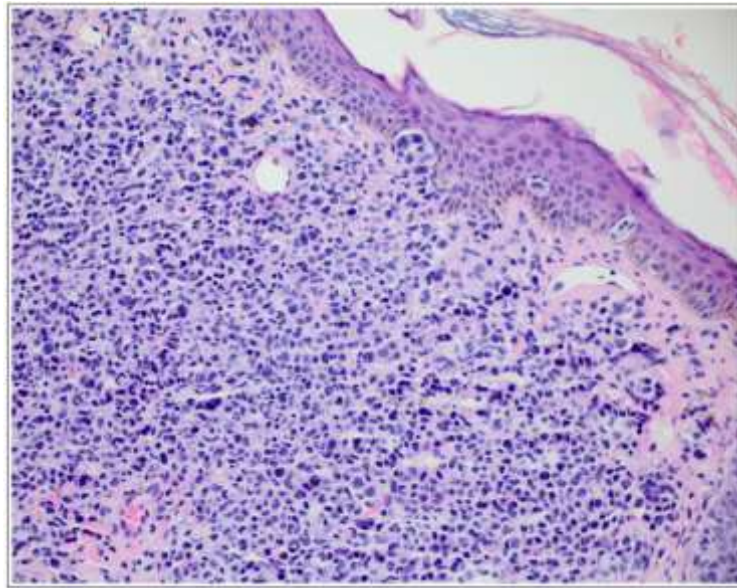
Bu tezde TSEI "*commissioning*" ölçümlerinin hastaların farklı abdominal bölge kalınlık seviyeleri göz önünde bulundurularak yapılması ve anterior cilt bölgelerindeki doz düzensizliğinin geliştirilecek olan yoğunluk ayarlı TSEI yöntemi (IM-TSEI) ile ortadan kaldırılması amaçlanmaktadır. Geliştirilecek olan bu yöntemin güvenilirliği antropomorfik insan fantomu doz ölçümleriyle de doğrulanacaktır. Burada kontrol grubu olarak tedavi düzleminde (SSD= 310 cm) hastaların abdominal bölge kalınlığının sorun oluşturmadığı durumdaki standart koşul TSEI "*commissioning*" ölçümleri kullanılacak ve farklı abdominal bölge kalınlıkları için yapılan ölçümler yorumlanarak yeni TSEI parametreleri belirlenerek IM-TSEI yöntemi geliştirilecektir. Temel aldığımız bakış açısı bakımından nicel bir araştırma olacak olan bu tez, veri toplama yöntemi bakımından deneysel araştırma tasarım tarzının yarı deneysel tasarım grubuna girmektedir. Bu doktora tezi Ege Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü (BAP) tarafından desteklenmiştir (Ek-1).

2- Genel Bilgiler

2.1. T-Hücreli Deri Lenfomaları

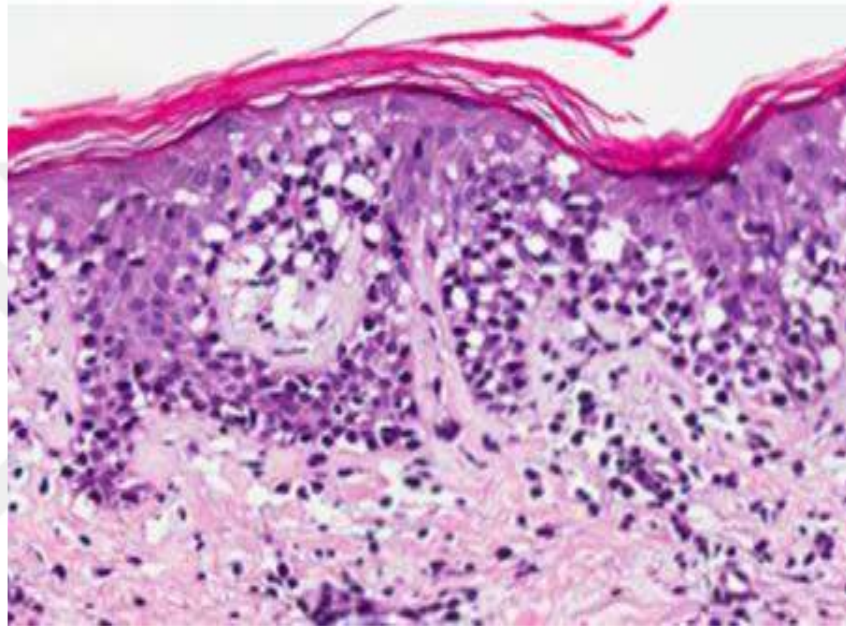
Tanı anında ekstrakutanöz hastalık kanıtı olmamasına rağmen deride malign lenfoid hücrelerin birikmesi olarak tanımlanan primer kutanöz lenfomalar, ektranodal non-Hodgkin lenfoma grubuna dahildir. World health organization (WHO) ve European Organisation for Research and Treatment of Cancer (EORTC), kutanöz lenfomaları kutanöz T-hücreli ve NK-hücreli lenfomalar, kutanöz B-hücreli lenfomalar ve prekürsör hematolojik neoplazmlar / immatür hematolojik maligniteler olarak üç ana kategoride sınıflandırmıştır (Hansley et al., 2013).

Kutanöz T hücreli lenfoma (KTHL) en sık görülen primer kutanöz lenfomadır (Hansley et al., 2013). Tüm lenfomaların küçük bir yüzdesini kapsayan KTHL ciltte T-hücrelerinin çoğalması, bu T-hücrelerinin monoklonal yapısı ve hemen hemen tüm KTHL formlarının yüksek dereceli T hücreli lenfomaya dönüşme potansiyeli dahil olmak üzere çeşitli özellikleri ile birleşik bir hastalık grubudur (Hinds et al., 2009). KTHL epidermis ve papiller dermis için bir “*homing*” kapasitesine sahip olan başlıca CD4, CD45RO fenotipine sahip malign T lenfosit neoplazmalarıdır (Kamstrup et al., 2015), (Şekil-1).



Şekil 1: Kutanöz T-hücreli lenfoma (Danish et al., 2016).

Kutanöz T-hücreli lenfomaların en bilinen alt tipleri mikozis fungoides (MF) ve Sézary sendromudur (SS) (Hansen et al., 2013). Derinin en sık görülen primer lenfoması olan MF primer kutanöz tutulumu olan T-hücrelerinden köken alan ektranodal non-Hodgkin lenfomadır (Lucero et al., 2016), (Maingon et al., 2000), (Kamstrup et al., 2008), (Harrison et al., 2011). Epidermis ve dermisin dış katmanları içinde cilde erişen kötü huylu olgun yardımcı T hücrelerin çoğalması ile karakterizedir (Ysebaert et al., 2004), (**Şekil-2**).



Şekil 2: Mikozis fungoides (Tward et al., 2012).

MF ilk kez 1806 yılında Fransız dermatolog Jean-Louis-Marc Alibert tarafından tanımlanmıştır (Hansen et al., 2013), (González et al., 2014). MF'nin görülme sıklığı yaşla birlikte artar ve erkeklerde kadınlardan yaklaşık iki kat daha sık görülür (Lucero et al., 2016). Daha ileri hastalığı olanlarda riskler belirgin şekilde artar, lenfoid, visseral veya hematolojik tutulum ile karakterizedir. MF, erken dönemde cildin herhangi bir bölgesini etkileyen yamalar ve plaklar ile ortaya çıkar, daha sonra palpe edilebilir plaklara dönüşür (Lucero et al., 2016). MF tedavisinde son 200 yıldır belirgin ilerleme kaydedilmesine rağmen kesin etiyoloji hala bilinmemektedir (Hansen et al., 2013).

Nadir KTHL vakalarında periferik kanda dolaşan malign T hücreleri tespit edilir. Lösemik KTHL veya Sézary sendromu (SS) olarak adlandırılan bu durum çoğunlukla eritrodermi ile birlikte ortaya çıkar (Hansen et al., 2013). Kan dolaşımındaki bu malign T hücreleri Sézary hücreleri olarak da adlandırılır.

Evreleme, ilk olarak 1979'da yayınlanan "*Mycosis Fungoides Cooperative Group*" ve Ulusal Kanser Enstitüsü tarafından geliştirilen TNMB (Tumor-Node-Metastasis-Blood) sistemine dayanmaktadır (Harrison et al., 2011). Bu sistemin son derece yararlı olduğu kanıtlanmış olup MF ve SS'nin evrelemesinin temelini oluşturmaktadır. Günümüzde ISCL/EORTC (International Society of Cutaneous Lymphoma/European Organization for Research and Treatment of Cancer) tarafından önerilen modifiye TNMB sınıflaması kullanılmaktadır (Karzmark et al., 1987), (Hansen et al., 2013).

Radyoterapi MF'nin tedavisinde uygulanmaya başlandığından beri çok yüksek yanıt oranlarıyla en etkili tedavi yöntemi olmaya devam etmektedir. Tüm cilt elektron ışınlaması (TSEI) ve topikal azot tedavisi, sırasıyla 1951 ve 1956'dan beri MF tedavisinde kullanılmaktadır (Chinn et al., 1999). Bu tedavi modaliteleri cildi hedeflediğinden ekstrakutanöz hastalık kanıtı bulunmadığında en büyük yararı sağlayan tedavilerdir. TSEI en çok ultraviyole ışık, fotoforez, topikal ajanlar veya ilaçlar gibi diğer tedavilere cevap vermeyen hastalarda kullanılmakla beraber diğer tedavilerle birlikte de kullanılır (González et al., 2014).

TSEI iyonizan radyasyonun sınırlı sistemik yan etkiler ile tüm cilt yüzeyine uygulandığı bir tedavi yöntemidir (Jones et al., 2002). Bu teknik sınırlı veya yaygın cilt tutulumu olan hastaları tedavi edebilen tek etkili yöntemdir (Ysebaert et al., 2004). Büyük elektron alanları gerektiren bu teknikte kullanılan elektronlar yalnızca cilde nüfuz ettiğinden derin doku ve organlar radyasyondan korunur. Elektron ışını tedavisi sınırlı penetrasyon derinliği nedeniyle X-ışını (foton) tedavisine tercih edilerek tedavinin yan etkilerini sınırlandırmaktadır. Kemik iliği baskılaması dahil potansiyel toksisite riskinden dolayı bir ömür boyu toplam iki veya üçten fazla genellikle tavsiye edilmemektedir (Kamstrup et al., 2008).

TSEI tarihsel olarak kutanöz T-hücreli lenfomaların (mikozis fungoides) tedavisinde kullanılmakla birlikte Kaposi sarkomu gibi diğer kutanöz hastalıkların tedavisi için de uygulanmıştır (Lucero et al., 2016), (Bao et al., 2012). KTHL lezyonları oldukça radyoduyardır. TSEI tüm cilt yüzeyinin lineer hızlandırıcı tarafından üretilen düşük enerjili elektron ışınları kullanılarak tedavi edilmesini içerir (González et al., 2014).

Kemik iliği toksisitesinden kaçınmak için ciltte sığ derinlikte daha hızlı bir doz düşüşü sağlaması, ciltte terapötik doz seviyelerine ulaşabilmesi ile 3-7 MeV enerji aralığında tüm vücuda verilen elektron ışınları bu yüzeysel lezyonların tedavisinde başarılıdır (Bao et al., 2012). TSEI yaygın hastalığın tedavisinde doz homojenliği, kontrollü ve sınırlı ışın penetrasyonu gibi avantajlara sahiptir. TSEI 6-8 hafta boyunca uygulanır ve fraksiyon başına 1-1,2 Gy'den toplam 30-36 Gy verilir (Kamstrup et al., 2015), (Kamstrup et al., 2008). Bu tedavi ile oluşan yan etkiler arasında ciltte kuruluk, eritem, ülser, ödem, saç ve ter bezlerinin geri dönüşümsüz kaybı bulunmaktadır.

2.2- Tüm Cilt Işınlamalarının Tarihsel Gelişimi

Mikozis fungoides (MF) ismi ilk olarak 1806 yılında "Jean-Louis-Marc Alibert" tarafından kullanılmış, 1870 yılında kutanöz T hücreli lenfomaların (KTHL) bir türü olarak tanımlanmıştır (Piotrowski et al., 2013). Wilhelm Conrad Roentgen'in 1895'te X ışınını keşfetmesini takiben 1899 yılında kanser tedavilerinde radyasyonun kullanılmasına başlanmıştır. KTHL tedavisinde radyasyonun ilk kullanımı 1902 yılında Scholtz tarafından MF'nin düşük enerjili X-ışınları (40-70 kV) ile tedavisiyle gerçekleşmiştir (Hoppe, 2003). Haftalık 1 Gy doz vererek toplamda 6-8 Gy uygulayan Scholtz'un tedavi şemasında alan çakışması, ışın geometrisi ve geniş alan problemleri yaşanarak ağır yan etkiler görülmüştür. Türkiye'de ilk MF ışınlaması 1935 yılında İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü'nde Friedrich Dessauer tarafından hasta rotasyonu tekniği ve düşük enerjili X-ışınları kullanılarak uygulanmıştır. Trump ve Van de Graaff tarafından 1937'de geliştirilen "*Van de Graaff Hızlandırıcıları*" ile 3 MeV enerjili elektronlar sınırlı olarak cilt kanserlerinde kullanılmaya başlanmıştır. Sommerville J. 1939 yılında hastalara "*X-ışını banyosu tekniğini*" kullanmayı önermiş, ancak toplam 9 Gy uygulanan tedavi kemik iliği baskılanması gibi ağır yan etkilere yol açtığından sınırlı olarak uygulanabilmiştir. Elektronlar kullanılarak yapılan ilk MF ışınlaması Trump tarafından 1951 yılında 2,5 MeV enerjili "*Van de Graaff Hızlandırıcıları*" ile toplam 6-8 Gy vererek gerçekleştirilmiştir (Poli ve ark., 1960). TSEI ilk olarak 1953'de Trump ve arkadaşları tarafından tanımlanmıştır (Kumar et al., 1978). Günümüzde en yaygın kullanılan teknik olan "*Stanford Tekniği*" ilk kez 1958 yılında Stanford Üniversitesi tarafından lineer hızlandırıcı kullanılarak

uygulanmıştır. Karzmark ve arkadaşlarının uyguladığı dört alanlı teknikte, alan birleşme bölgelerinde oluşan yüksek dozlar fibroz ve nekrozlara yol açmıştır. Karzmark ve arkadaşları tarafından 1970 yılında altı alanlı Stanford tekniği uygulanmaya başlanarak yüksek doz problemleri en aza indirilmiştir. Daha yüksek enerjili lineer hızlandırıcıların üretilmesiyle 1973 yılında Stanford tekniğinin standart enerjisi 4 MeV olarak modifiye edilmiş ve TSEI uygulama standartları 1987 yılında yayınlanan AAPM 23 numaralı raporu ile belirlenmiştir (Karzmark et al., 1987).

Ülkemizde tüm cilt ışınlamaları 1935-1988 (X-ışınları) ve 1988-1997 yılları arasında (6 MeV elektron ile çift açılı 4 alanlı hasta rotasyonu tekniğiyle) İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü'nde, 2002 yılında Stanford tekniği kullanılarak Uludağ Üniversitesi'nde ve 1993 yılından itibaren translyon tekniği kullanılarak GATA'da uygulanmıştır (Ulutin ve ark., 2000). Ege Üniversitesi'nde 2011 yılında 6 MeV yüksek doz hızlı elektron modu (HDRE) ile 12 alan Stanford tekniği kullanılarak yapılan tüm cilt elektron ışınlamaları halen aktif olarak uygulanmaktadır.

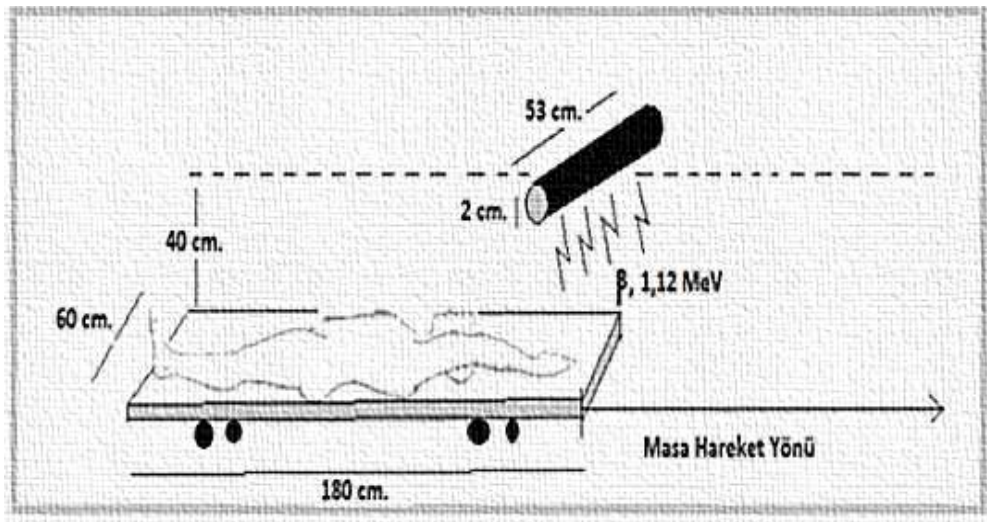
2.3- Tüm Cilt Elektron Işınlama (TSEI) Teknikleri

Bir asırdan daha uzun süredir uygulanan tüm cilt ışınlamaları için birçok yöntem geliştirilmiştir. Farklı SSD mesafeleri, X-ışını veya elektron türü radyasyon kullanımı ve hastanın yatarak veya ayakta ışınlanmasına bağlı çeşitlilik gösteren bu teknikler rotasyonel, geniş alanlı ve hasta konum değişimini içeren teknikler olarak sınıflandırılır (Piotrowski et al, 2013). TSEI'da hastanın tüm cildinin aynı anda tedavi edilebilmesi için uzak SSD tercih edilir. Tedavi odalarının genişliklerindeki farklılıklardan dolayı her merkezin kullandığı SSD'ler de farklıdır. Küçük tedavi odaları daha kısa SSD'nin kullanılmasına ve bu da ışınlama ile ilgili olumsuzluklara sebep olmaktadır. Bu sorunları ortadan kaldırmak için hastaların yatarak veya ayakta durarak ışınlandığı farklı teknikler geliştirilmiştir. Tüm cilt ışınlamalarında ciltte geniş tutulum olmakla birlikte kısmi organ korumasının gerektiği tutulu olmayan bölgeler bulunmaktadır. Bu yüzden uygulanacak TSEI tekniğinin kısmi organ korumasına olanak sağlaması gerekmektedir. Elektron radyasyonunun cilt koruma etkisinden dolayı cildin yüzeye yakın kısmında tam doz (%100) oluşmamaktadır. Cilt dozunda artış sağlamak için saçıcı materyallerin kullanılması gerekmektedir. Farklı tedavi

teknikleri tedavinin tekrarlanabilirliği, konforlu hasta duruşu, bölgesel korumaların yapılabilmesi ve cilt dozunda artış sağlamak bakımından birbirinden farklılıklar göstermektedir. Elektronlar cildin hemen altında hızlı doz düşüşüne sahip olduğundan, kemik iliği ve organların fazla doz almasını engellediğinden X-ışınlarına göre daha üstündür. Hastanın dönüşünü içeren ve çoklu tedavi alanlarının kullanıldığı tekniklerin vücut yüzeyinde daha homojen doz dağılımı elde edilmesini sağladığı belirlenmiştir.

2.3.1- Beta Parçacıkları Işınlama Tekniği

Stronsiyum 90 ve benzeri radyoaktif kaynaklardan yayınlanan beta parçacıkları geniş diverjans, geniş enerji spektrumu ve düşük ortalama enerjiye bağlı olarak dokuda sınırlı bir penetrasyon derinliğine sahip alternatif bir elektron kaynağıdır (Karzmark et al., 1987). Monoenerjetik megavoltaj elektronlar her MeV için $0,5 \text{ g/cm}^2$ 'lik maksimum penetrasyona sahiptir ve %50'lik dozun derinliği ile tanımlanan ortalama penetrasyonları azdır. Dolayısıyla karşılaştırılabilir bir maksimum enerjiye sahip olan beta parçacıklarına ait penetrasyon derinliği az olduğundan TSEI için çok uygundur. Stronsiyum 90'dan gelen beta-partikül ışınları maksimum 2,18 MeV ve ortalama 1,12 MeV enerjiye sahiptir. Beta parçacıkları ışınlama tekniğinde beta partikül kaynağı 40 cm mesafeden 15 dakika tedavi süresinde 60 cm x 180 cm'lik bir hasta yüzeyini tarayarak 2 Gy doz verir (Şekil-3).

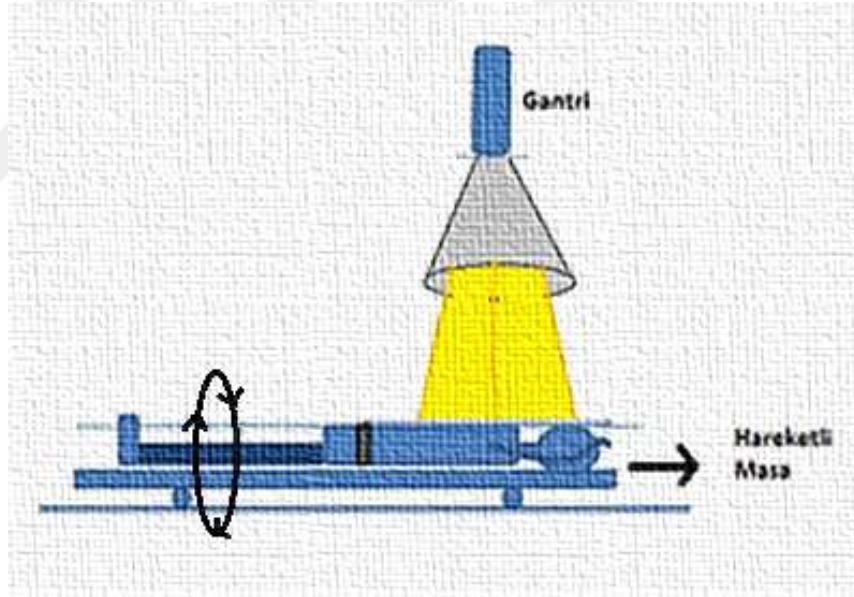


Şekil 3: Beta parçacıkları ışınlama tekniğinin şematik gösterimi.

İlk kullanımını 1960'ta Horwitz ve arkadaşlarının yaptığı beta parçacıkları tekniğinde kullanılan bir beta partikül ünitesinde 24 Ci'lik kaynak 53 cm uzunluğunda ve 2 cm genişliğinde bir alana yayılmıştır. Beta parçacıkları TSET için başarıyla kullanılmış olsa da homojenitesi düşük, ışınlama süresi uzun ve penetrasyon derinliği düşük olduğundan artık kullanılmamaktadır.

2.3.2- Dar Dikdörtgen Işınlama Tekniği

Van de Graff Hızlandırıcıları kullanılarak 1,5-4,5MeV enerjilerde hastaya aşağı yönlü gelen ışınlarla uygulanan bir TSEI tekniğidir. Bu teknikte masa yatay ekseninde kayarken hızlandırıcıdan gelen elektron ışınları motorlu düzenek yardımıyla çevrilen hastayı tedavi eder (Şekil-4).



Şekil 4: Dar dikdörtgen ışınlar tekniğinin şematik gösterimi.

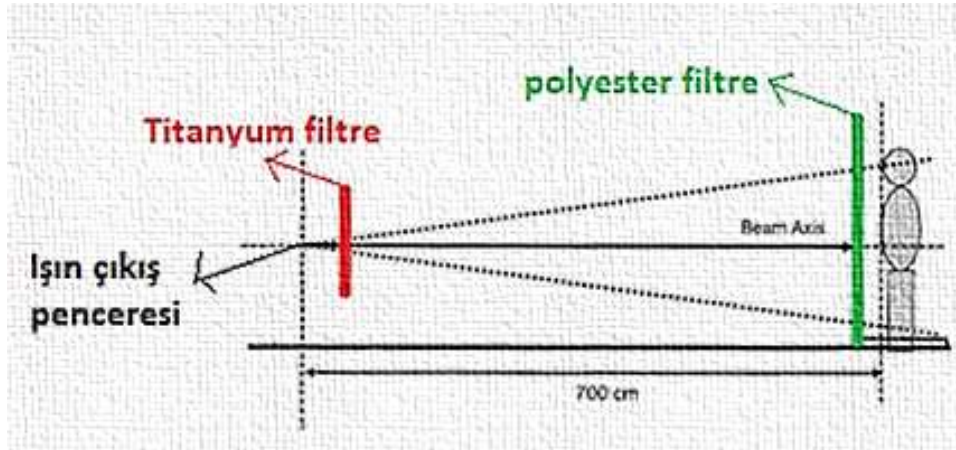
Hızlandırıcı tüpe ait vakum penceresinin yanına konumlandırılan alimünyum folyo ile elektronların saçılması sağlanır. Bu elektronlar 1 cm x 45 cm'lik bir koni kolimatör yardımıyla hastaya gönderilir. Koni genişliği boyunca doz yoğunluğu elektron penceresinden itibaren 118 cm uzaklıkta transvers tedavi düzleminde ortalama %10'luk bir değişime uğrar. Tedavi sürerken koni ve cilt arasındaki mesafenin

değişmesi sonucu hasta cilt dozu $\pm\%15$ değişir. Modifiye edilen koni ile doz dağılımı homojenleştirilir, saçıcı folyoda meydana gelen enerji kaybı elimine edilir, hastadaki efektif dozu artar ve X-ışını oluşumu en aza indirilir.

Başlangıçta hastalar 4 ışınlama pozisyonu kullanılarak tedavi edilmiştir. Yüksek doz bölgelerinde oluşan telenjektaziler yüzünden 6 ve 8 alanlı teknikler geliştirilerek kullanılmıştır. Koruma yapılan ve düşük miktarda doz alan bölgelere ek tedavi uygulanır. Göz kapaklarının tedavi edilmesi internal göz korumaları yardımıyla sağlanırken göz kapaklarının tedavi edilmemesini gerektiren durumlarda göz kapağı üzerine yerleştirilen kurşun göz korumaları kullanılmaktadır. Oluşan X-ışını en aza indirmede düşük atom numaralı korumalar kullanılarak geniş bölgeler korunur (Katzmark et al., 1987).

2.3.3- Tek Alan Işınlama Tekniği

Lineer hızlandırıcı kullanılarak uygulanan, Tetenes ve Goodwin'in geliştirdiği "Tek Alan Işınlama Tekniği" hastanın ayakta konumlandırılmasıyla uygulanan bir TSEI tekniğidir (Tetenes et al., 1977). 6 MeV'lik elektron enerjisi kullanılarak uygulanan bu teknikte hasta 7 m SSD mesafesinde ve ayakta tedavi edilir (Şekil-5).



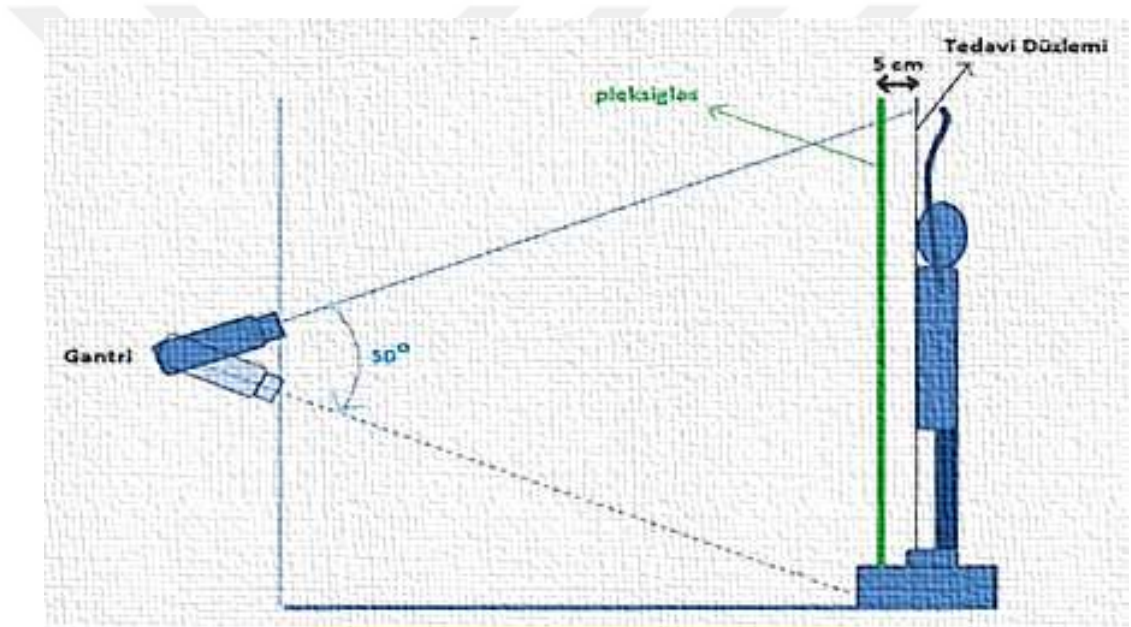
Şekil 5: Tek alan ışınlama tekniği.

Işın çıkış penceresi önüne 10 cm mesafede konulan 0,15 mm saçıcı titanyum ve tedavi düzlemi önüne konulan polyester saçıcı düzleştirici ile profil daha da düzgünleştirilir.

Yatay ekseninde 80 cm uzunlukta $\pm\%1$ ve vertikal ekseninde 200 cm uzunlukta $\pm\%8$ doz homojenitesi elde edilir (Karzmark et al., 1987).

2.3.4- Sarkaç Ark Işınlama Tekniği

Sarkaç ark ışınlama Sewchand W. tarafından tanımlanan bir TSEI tekniğidir. Bu teknikte uygulanan tedavilerde lineer hızlandırıcının ayakta durmakta olan bir hastanın başının üstüne doğru yönelmiş 8 MeV'lik ışın ile başlar ve eşmerkezden itibaren 50 derecelik bir ark uygulayarak sürekli bir dönüşle hastanın ayaklarında son bulur (Şekil-6).



Şekil 6: Sarkaç ark ışınlama tekniği.

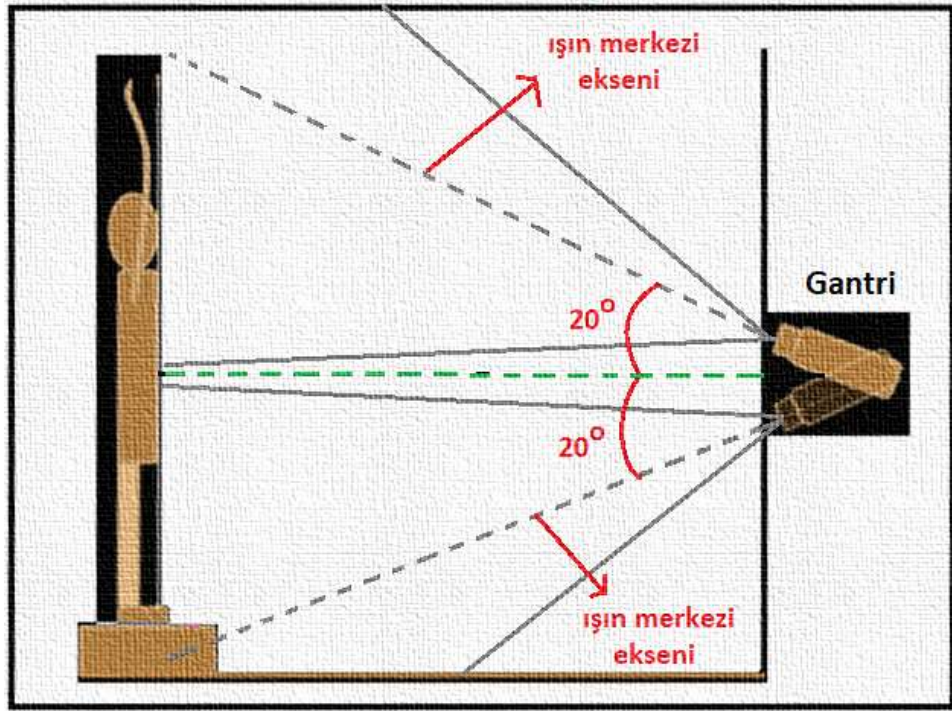
Düşey ekseninde daha homojen doz oluşturmak için doz hızının yanı sıra gantri dönüş hızı da değiştirilebilir (Sewchand et al., 1979). Hasta ve gantri arasına yerleştirilen 5 cm pleksiglas ile elektron enerjisi düşürülürken aynı zamanda elektronlar saçılarak cilt dozunu yükseltir. Toplam 6 farklı pozisyonda duran hastaya her pozisyonda bir ark ışını uygulanır. oluşan X-ışını kontamınasyon miktarı $\%4,2$ olarak belirlenmiştir (Karzmark et al., 1987).

2.3.5- Hasta Rotasyonu Tekniği

Hastanın ayakta durarak kendi etrafında 360° dönmesiyle uygulanan bu teknikte SSD 7 metredir. Saçıcı pleksiglası Tetenes ve Goodwin ışın çıkış penceresi önüne, Podgorsak ve Kumar ise hastanın 20 cm önüne koyarak oluşan X-ışını kontaminasyonunu sırasıyla %2,2 ve %4 olarak bildirmişlerdir (Karzmark et al., 1987), (Tetenes et al., 1977), (Kumar et al, 1977)), (Pla et al., 1984). Rotasyon tedavisi ile hasta set-up ve tedavi süreleri kısalarak hastanın hareket etmesinden kaynaklanan hatalar kompanse edilmiştir (Köylü, 2016).

2.3.6- Açılı Işın Çifti Tekniği

Büyük tedavi alanlarını ışınlamak için kullanılan bu teknikte iki ile sekiz arasında değişen sayılarda ışın çifti kullanılmaktadır. Alan sayısının artışına bağlı olarak X-ışını kontaminasyonundaki artışı en aza indirmek için ışınlara ait merkezi eksenlerin baş üstü ve ayak altından geçmesi sağlanır (Şekil-7).

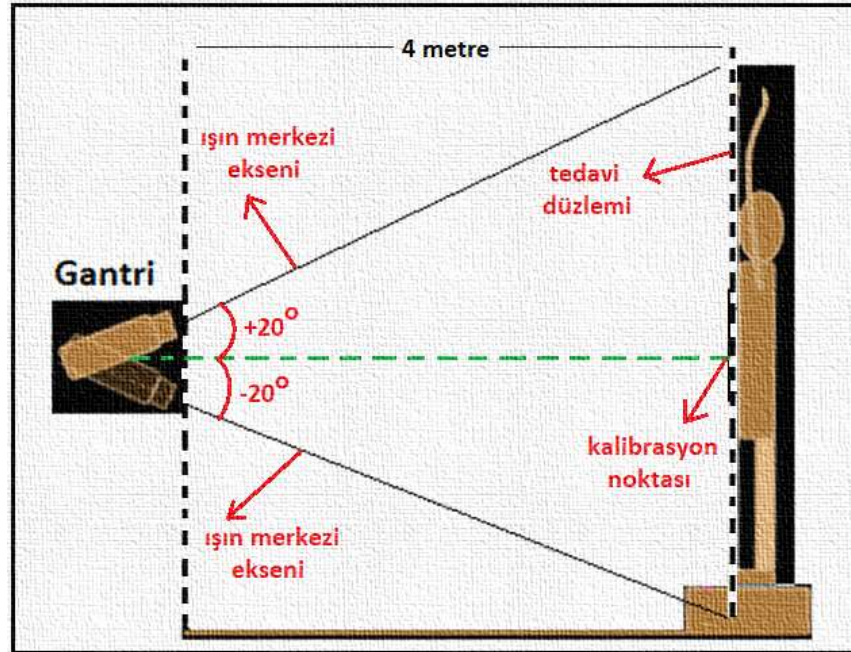


Şekil 7: TSEI açılı ışın çifti tekniği.

Oluşturulan bu geometri sayesinde tedavi düzleminde homojen doz dağılımı elde edilir. Bu düzlem üzerinde iki ışın çifti arasında oluşan “gap” (boşluk) bu alanlardan gelmekte olan %50’lik doz yardımıyla tamamlanır. Her kliniğin sahip olduğu tedavi cihazı ve tedavi odası koşullarına göre uygulayabileceği en uygun TSEI tedavi yöntemini seçmesi gereklidir. Kullanılacak ışına bağlı seçim koşulları arasında tedavi alanı büyüklüğü, ışın doz hızı, tedavi düzlemindeki profil homojenitesi, kullanılan ışın enerjisi ve penetrasyonu vardır. Ayrıca X-ışını kontaminasyonunun %1’i geçmemesi gerekmektedir. Zaman içerisinde geliştirilen tekniklerden günümüzde en yaygın kullanılanı “Stanford” tekniği olarak da bilinen “Altı çift alanlı ışınlama tekniği”dir (Köylü, 2016).

2.4- Stanford TSEI Tekniği

Karzmark ve arkadaşlarının uygulamaya 1970’te başladığı bu teknikte hastalar tedavi cihazından 4 m. uzakta, 6 pozisyonda ve her bir pozisyonda aşağı ve yukarı yönlü bir ışın çifti kullanılarak ışınlanmaktadır (Şekil-8). Bu sayede tüm cilt boyunca homojen bir doz dağılımı oluşturulmaktadır (Karzmark et al., 1987).



Şekil 8: Stanford TSEI Tekniği.

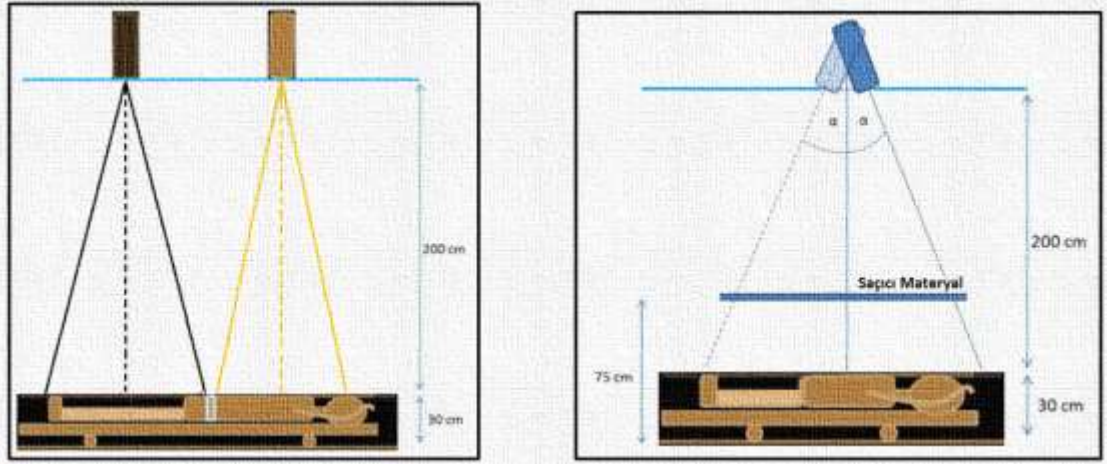
Bir pozisyondaki ışın çiftinin birleşme bölgesinde direkt olarak radyasyon almayan karanlık bölge oluşur. Her bir ışının alan kenarı sonrasında oluşan yaklaşık %50 doz bu karanlık bölgedeki doz düşüşünü telafi eder. Uzak SSD ve standart radyoterapiye göre daha geniş tedavi alanlarına bağlı olarak yüksek doz hızına (HDRE modu–2300 Mu/dk) sahip tedavi cihazlarının kullanılması tercih edilir. Son yıllarda düşük doz şeması adı verilen fraksiyon başına 1 Gy doz ile onar günlük aralarla 12 Gy'lik üç parçada toplam 36 Gy uygulanmaktadır (Şekil-9).



Şekil 9: Stanford TSEI tekniği hasta kurulumu.

Her klinik kendi koşulları çerçevesinde Stanford tekniğini uygulayabilmek için farklı modifiye Stanford teknikleri geliştirmiştir. Bu modifiye Stanford teknikleri hastanın

ışınlanma sırasında yatması veya ayakta durması, tedavi alanı sayısı ve SSD bakımından birbirinden ayrılmaktadır. Hastaların ayakta durarak ışınladığı modifiye Stanford teknikleri; tek alan modifiye Stanford ve üç alan modifiye Stanford teknikleridir. Hastaların yatarak ışınladığı modifiye Stanford teknikleri; paralel ışın çifti modifiye Stanford tekniği ve açılı ışın çifti modifiye Stanford teknikleridir (**Şekil-10**).



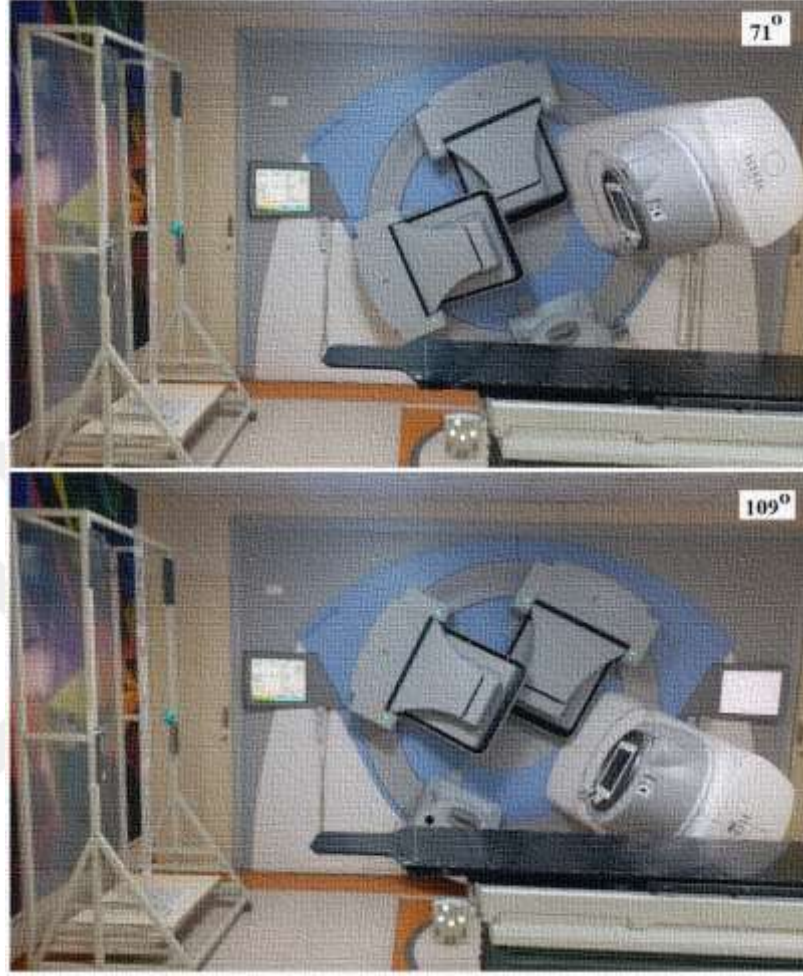
Şekil 10: Hastaların yatarak ışınladığı modifiye Stanford teknikleri

Stanford tekniği kullanarak TSEI uygulayabilmek için yapılacak başlangıç ölçümleri profil ölçümleri, yüzde derin doz (%DD) ölçümleri, absorbe doz kalibrasyonu, birleşik doz ölçümleri, tedavi derinliğinin belirlenmesi, tedavi süresinin belirlenmesi, X-ışını kontaminasyonu enerjisi ve miktarının ölçülmesi olmak üzere 7 başlık altında toplanabilir (Karzmark et al., 1987). Bu ölçümlerin tamamlanmasının ardından hastalara TSEI tedavisi uygulanabilir.

2.4.1- Profil Ölçümleri ve Tedavi Açılarının Belirlenmesi

Tedavi gantri açısı çiftinin belirlenmesinde kullanılan profil ölçümleri termoluminesans dozimetre (TLD) ya da paralel plan iyon odaları (PPIC) ile yapılır. Bir alan çifti kullanarak 200 cm boyunda pleksiglas çubuk üzerine belli aralıklarla yerleştirilen TLD'ler ile hem dikey hem yatay profiller ölçülür. Dikeyde 160 cm boyunca ± 8 ve

yatayda 40 cm boyunca $\pm\%4$ homojenite kriterlerini sađlayan profil dűzgűnlűgűnű veren gantri ađı deđerleri tedavi ađıları olarak kullanılır (Şekil-11).



Şekil 11: Dikey profil ۆlçűmű kurulumu.

2.4.2- Yűzde Derin Doz ۆlçűmű

Paralel plan iyon odası kullanılarak yapılan %DD ۆlçűmleri tedavi mesafesinde ve iyon odasını dikey gűren ađı (gantri 90°) kullanılarak yapılır. Tedavi mesafesinden bařlayıp 40 mm derinliđe kadar 1 mm aralıklarla ۆlçűm alınarak iyonizasyon eđrisi oluřturulur (Şekil-12).



Şekil 12: Sıfır milimetre derinlik için %DD ölçümü kurulumu.

İyonizasyon eğrisi sudan havaya durdurma faktörü ($S_{w,air}$) değerlerini kullanılarak %DD eğrisine dönüştürülür. Elde edilen %DD eğrisi yardımıyla daha sonraki ölçüm ve hesaplamalarda kullanılacak olan dozun yarısının olduğu derinlik (R_{50}), pratik erişme mesafesi (R_p) ve en olası enerji (E_0) değerleri belirlenir.

2.4.3- Doz Kalibrasyon Ölçümü

Kalibrasyon noktasında ve %DD eğrisinden belirlediğimiz maksimum doz derinliğinde yapılan doz kalibrasyon ölçümü için hem paralel plan iyon odası hem de TLD'ler kullanılabilir. Bunun için 100 MU ışınlayarak ölçüm yapılır. Bu ölçümdeki amaç tedavi mesafesinde maksimum doz derinliğindeki 1 MU başına tedavi cihazının verdiği doz değerinin (Gy) belirlenmesidir (**Şekil-13**).



Şekil 13: TLD için doz kalibrasyon ölçümü kurulumu.

2.4.4- Birleşik Doz Ölçümü

TLD kullanılarak yapılan birleşik doz ölçümlerinde amaç on iki alan faktörü (12AF) denilen kalibrasyon faktörünün belirlenmesidir. Bu ölçüm için antropomorfik insan fantomu cilt yüzeyini 360° çevreleyen iki yatay ve ön-arka yüzlerde dikey olarak kesen iki şeride belli aralıklarla TLD'ler yerleştirilir (Şekil-14).



Şekil 14: Birleşik doz ölçümü kurulumu.

Fantoma altı tedavi pozisyonu ve her pozisyon için bir ışın çifti kullanılarak tam tedavi uygulanır. Işınlama sonucu elde edilen TLD dozlarının ortalamaları alınarak 12AF belirlenir. Bu faktör daha sonra tedavi süresi hesabında kullanılır.

2.4.5- Tam Tedavi Fantom İçi Doz Dağılımının Belirlenmesi

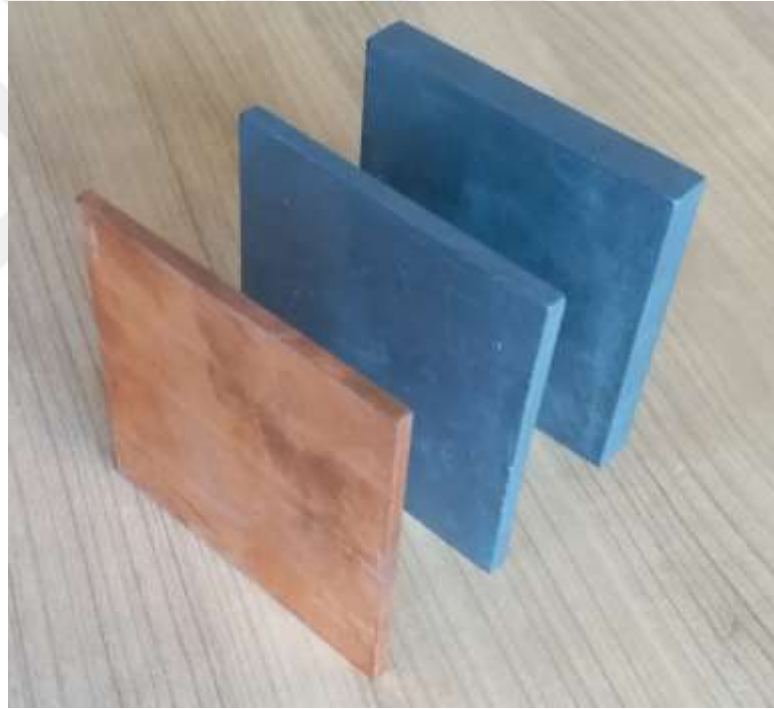
Film dozimetre kullanılarak yapılan tedavi derinliği belirleme ölçümleri için umbilikus seviyesine insan fantomu kesitleri arasında dozimetrik film yerleştirilir. Birleşik doz ölçümlerine benzer şekilde tedavi düzleminde fantoma altı pozisyon kullanılarak tam tedavi (12 alan) uygulanır. Işınlama sonrası filmdeki yoğunluk değişimi en az üç doğrultuda ölçülür (**Şekil-15**). Elde edilen derin doz eğrileri yardımıyla %85'lik izoduzun ulaştığı mesafe tedavi derinliği olarak kabul edilir.



Şekil 15: Tam tedavi fantom içi doz dağılımını gösteren ölçüm filmi.

2.4.6- X-ışını Kontaminasyon Miktarı ve Enerjisinin Belirlenmesi

X-ışını kontaminasyon ölçümleri elektron ışınlanması sonucu oluşan X-ışını kontaminasyonunun enerjisinin ve miktarının bulunması olarak iki kısımdan oluşur. Bu ölçümler için tedavi mesafesinde PPIC, RW3 fantomlar ve çeşitli kalınlıklarda kurşun ve bakır plakalar kullanılır. X-ışını kontaminasyonunun enerjisinin belirlenmesinde 6 mm kurşun, 13 mm kurşun ve 4 mm bakır levhalar yardımıyla üç ayrı ölçüm yapılarak her plaka için kütleli soğurma katsayısı hesaplanır (μ). Kütleli soğurma katsayısı kullanılarak oluşan X-ışını kontaminasyon enerjisi bulunur. Farklı materyalden oluşan levhalar kullanılarak bulunan X-ışını kontaminasyon enerjileri birbirine çok yakın olmaktadır (**Şekil-16**).



Şekil 16: Bakır ve kurşun plakalar.

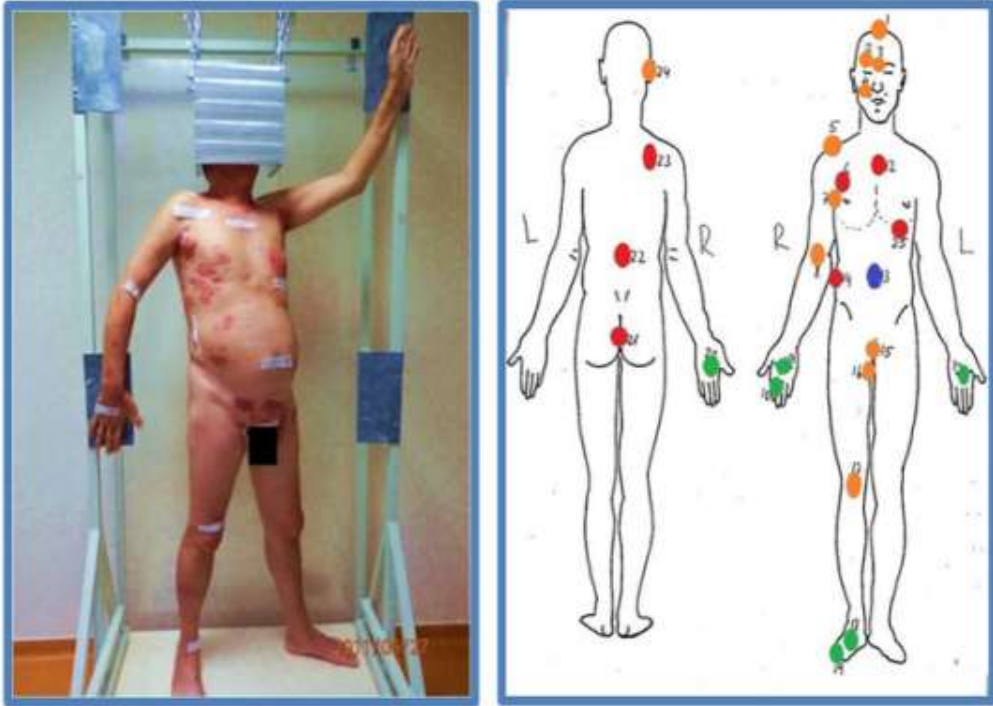
X-ışını kontaminasyonu miktarının belirlenmesi için maksimum doz derinliğine yerleştirilen paralel plan iyon odası yardımıyla 100 MU verilerek R_{max} ve 6 cm fantom derinliğinde 200 MU verilerek R_6 değerleri belirlenir. Bu iki değer ve 12AF kullanılarak tek alan ve toplam X-ışını kontaminasyon miktarı hesaplanır.

2.4.7- Tedavi Işınlama Süresinin Belirlenmesi

Birleşik doz ölçümü ile elde edilen 12AF, fraksiyon başına toplam doz (1 Gy) ve doz kalibrasyon ölçümü ile belirlenen MU başına Gy değerleri kullanılarak tedavi alanı başına MU değeri hesaplanır. Hesaplanan bu MU/alan değeri tüm ışınlara (12 alan) uygulanarak tedavi fraksiyon dozu uygulanır.

2.5- Stanford TSEI Hasta Cilt Dozu Kalite Kontrol Ölçümleri

TSEI tedavisinin belirli fraksiyonlarında tüm vücut yüzeyinde belli noktalarda TLD, film ve diyot dozimetreler kullanılarak tedavi esnasında yapılan ölçümlere TSEI in-vivo doz ölçümleri denir. TSEI in-vivo doz ölçümleriyle tüm vücut yüzeyi doz homojenite ölçümleri, koruma arkası doz ölçümleri ve X-ışını kontaminasyon ölçümleri yapılır (Şekil-17).



Şekil 17: TSEI in-vivo TLD doz ölçümü kurulumu.

Yapılan in-vivo ölçümler yardımıyla ayrıca tedavi dozu doğruluğu, hasta pozisyonunun doğruluğu ve eksik veya fazla doz alan bölgeler için koruma ya da ek tedavi (boost) yapılması gerekliliği belirlenir. Ölçüm yapılan vücut bölümünün hareketliliği ve her fraksiyonda tekrarlanabilirliğinin zorluğuna bağlı olarak gövde noktaları için doz doğruluğu limiti doz kalibrasyon noktası olan umbilikus için $\pm\%5$, gövde bölgesi için $\pm\%10$ ekstremite noktaları için ise $\pm\%10-25$ olarak önerilmektedir (Kazmark et al., 1987).

İkinci fraksiyonda yapılan ilk ölçüm sonucunda limit doz sınırını aşan tedavi bölgelerinin hastanın pozisyon hatasından kaynaklandığı varsayılır. Gerekli düzeltmeler yapılarak hastanın pozisyon hatası giderilerek dördüncü fraksiyonda ikinci doz ölçümü yapılır. İkinci ölçüm sonuçlarında düşük doz alan bölgeler varsa ek tedavi, yüksek doz alan bölgeler varsa koruma yapılarak tedavinin geri kalan kısmının güvenle uygulanması sağlanır.

2.6- TESI'da Kullanılan Dozimetrik Ölçüm Sistemleri

Radyasyon dedektörleri doku ve doku eşdeğeri ortamlara verilen dozu ölçmek için kullanılır. Gelişen teknolojiyle paralel olarak birçok farklı dedektör geliştirilmiştir. Radyoterapide hastalara verilen tedavi dozunun doğruluğunu belirlemek için kullanılan dedektörler mutlak (absolute) ve göreceli (relatif) olarak iki gruba ayrılmaktadır. Mutlak dozimetrelere örnek kalorimetre, kimyasal dozimetre ve iyonizasyon odaları, göreceli dozimetrelere örnek film dozimetreler ve diyot dozimetrelerdir.

Tüm cildin ışınlandığı büyük alanlarda absorbe dozu ölçmenin zorluğu ve elektronların kısa menzilli olmaları nedeniyle dozimetri ölçümleri karışıktır. TSEI için en çok PPIC, film dozimetreler ve TLD kullanılmaktadır. Yüksek duyarlılıkta, iyon odaları kadar hassas olmaları, kablo bağlantısız ve küçük olmaları nedeniyle TSEI için kullanılması en uygun dozimetreler TLD'lerdir.

2.6.1- Paralel Plan İyon Odası

Radyasyon dozimetrisinde kullanılan iyonizasyon odaları radyasyon dozunu mutlak ve göreceli olarak belirlememize olanak sağlar. Bu dedektörlerde oda içindeki gazda oluşan iyonlaşma ölçülerek radyasyon dozu belirlenir. Dış duvarı iletken bir elektrot ve merkezde ikinci bir elektrottan oluşan iyon odalarında sızıntı akımını en aza indirmek için elektrotların arası bir yalıtkanla kaplanmıştır. Bu elektrotlara uygulanan gerilim ile iyonların toplanmasını sağlayacak elektrik alan oluşur. İyon odasının hassas hacmine giren radyasyon içerideki gazı iyonlaştırarak negatif ve pozitif iyonları üretir. Oluşan bu iyonlar iyonizasyon akımını oluşturur. Gaz olarak havanın kullanıldığı dedektörler radyoterapide sıklıkla kullanılmaktadır. Performansları ve yüksek ölçüm hassasiyetleri nedeniyle diğer radyasyon ölçüm cihazlarına göre daha popüler olan iyon odalarıyla referans ışınlama koşullarında yapılan dozun belirlenmesi işlemine “*kalibrasyon*” adı verilir. Sıcaklık ve basınçla iyon odalarının içindeki havada oluşan yoğunluk değişimini telafi etmek için mutlak kalibrasyon ölçümlerinde sıcaklık ve basınç düzeltmeleri yapılır. Radyoterapideki ilerlemelere bağlı olarak farklı şekil ve boyutlarda detektörlere ihtiyaç duyulmuştur (**Şekil-18**).



Şekil 18: Çeşitli iyon odaları.

Radyoterapide kullanılan foton ve elektron radyasyon türlerinin kalibrasyonunda iyon odaları kullanılmaktadır. Yapıları birbirinden çok farklı olan silindirik ve paralel plan iyon odalarının kullanılacak radyasyon türüne ve enerjisine bağlı olarak seçilmesi

önem teşkil etmektedir. Paralel plan iyonizasyon odalarının (PPIC) klinik elektron dozimetresinde kullanımı tüm ulusal ve uluslararası dozimetri protokollerinde şiddetle önerilmektedir. Elektron akısı pertürbasyonundaki bozulmayı azaltan geniş koruyucu halkaya sahip olan paralel plan iyon odalarının 15 MeV'den düşük enerjilerde kullanılması önerilmektedir (Nahum, 2007). Ayrıca TRS 398 no'lu doz kalibrasyon protokolünde elektron enerjisine ait R50 değerinin 4g/cm^2 'den büyük olması durumunda silindirik ya da paralel plan iyon odası kullanılabilceğini söylemekle birlikte R50 değerinin 4g/cm^2 'den küçük olduğu elektron enerjilerinde sadece paralel plan iyon odasının kullanılmasını önermektedir (IAEA, 2006). Ayrıca bu pertürbasyon seviyesinin düşürülmesi için PPIC yapımında düşük atom numaralı maddeler kullanılır ve oda içindeki hassas hava hacmi elektronların akış yönü doğrultusunda çok ince yapılır.

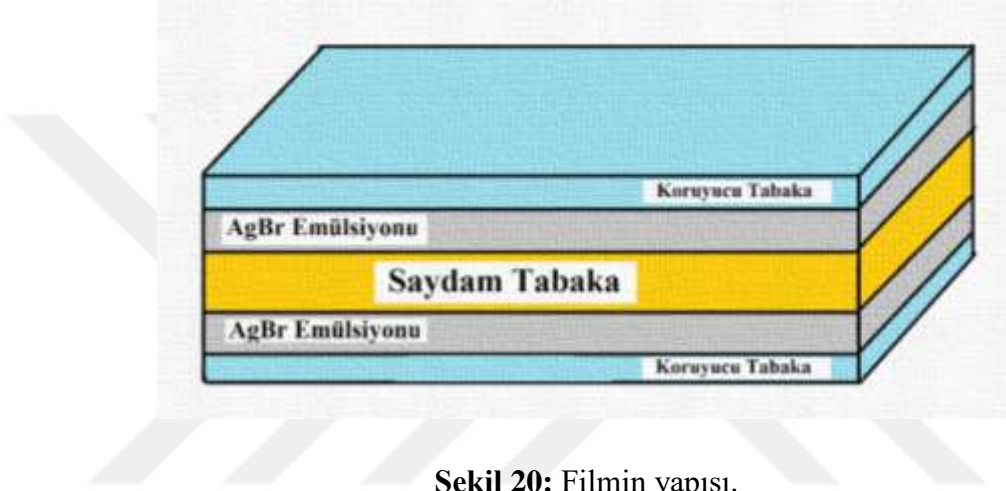
PPIC hava giriş penceresi, dairesel silindir ve disk şekilli yüzeyden oluşur. Giriş penceresinin dış yüzü dış elektrotu, karşısındaki iletken disk ise iç elektrotu oluşturur. Dış elektroda uygulanan kutuplaşma potansiyeli sonucu iç elektrottan gelen sinyal algılanır. Korunmuş PPIC'lerinde üçüncü elektrot sayesinde iç elektrot çevresinde halka şeklinde hava hacmi oluşur. Elektron formundaki radyasyonun ölçülebilmesi için ideal PPIC 1 mm veya daha ince giriş penceresi, 2 mm veya daha az iç-dış elektrot arası mesafe ve 20 mm veya daha az iç elektrot çapına sahip olmalıdır. Sıklıkla kullanılan gelişmiş Markus (PTW 34045), eski Markus (PTW 23343), Roos (PTW 34001), PPC05 (IBA) ve NACP-02 (IBA) PPIC'leridir (**Şekil-19**).



Şekil 19: PPC05 paralel plan iyon odası.

2.6.2- Film Dozimetreler

Dozimetrik ölçümlerde kullanılan radyografik filmler relatif %DD ölçümü, tedavi düzlemi doz dağılımlarının belirlenmesi ve antropomorfik insan fantomuna kesitler arasına yerleştirilerek fantom içi doz dağılımlarının belirlenmesinde kullanılır (Poli et al., 1960)). Bu filmler genellikle çok küçük gümüş bromür kristalleri içeren bir emülsiyonla kaplanmış selüloz asetat veya polyester reçineden yapılmış saydam bir bazdan oluşur (Şekil-20).



Şekil 20: Filmin yapısı.

Gümüş halojenür kristallerinden oluşan emülsiyon tipik olarak %95 gümüş bromür ve jelatine süspansiyon haline getirilmiş %5 gümüş iyodürden oluşur. Radyasyonla etkileşime girince gizli görüntü oluşmasını sağlayacak kimyasal değişmelerin meydana geldiği kristaller metalik gümüş taneciklerine indirgenir. Radyasyona maruz kalmamış kristaller sabitleme çözeltisi yardımıyla temizlenir. Filmdeki çoğu gümüş-bromür taneleri, duyarlılıklarını değiştiren iyot ve klor gibi yabancı maddeleri içerir. Duyarlılık tipik olarak bu kusurlar veya duyarlılık lekeleri ile artar. Diğer dozimetrelere göre daha düşük maliyetli ve kolay temin edilebilir olan film dozimetrelere göre daha yüksek uzaysal çözünürlüğe sahiptir (Ju et al., 2010).

Kullanılacak ışın enerjisi için kalibrasyonu yapılan film ilişkili doz aralığı için dozimetre olarak kullanılabilir. Film optik yoğunluğu (OD) maruz kalınan radyasyon miktarı ile orantılıdır. OD ve maruz kalınan radyasyon miktarı arasındaki ilişkiyi sensitometrik eğri ifade eder. Belirli dozlarla yapılan ışınlamaların ardından oluşan

OD miktarlarını kullanılarak oluşturulan bu sensitometrik eğriye kalibrasyon eğrisi adı verilir. Daha iyi sonuçlar elde etmek için ışınlamada kullanılacak filmler ve kalibrasyon filmi aynı paketten kullanılır. OD ve radyasyon dozu arasındaki ilişkiyi belirlemek için ışınlanmış filmler dansitometre cihazında taranarak bilgisayara aktarılır.

Film işleme veya “*developer*” işlemi dört adım içeren karmaşık bir süreçtir. Bu süreç geliştirme, sabitleme, yıkama ve kurutma işlemlerini içerir. Geliştirme sürecinde gizli görüntü metalik gümüş taneciklerine indirgenir. Geliştirme ışınlanmamış gümüş halojenür tanelerini etkilemez. Geliştirici çözeltilisindeki kimyasallar maruz kalan taneleri metalik gümüşe dönüştüren bazik çözelti içinde Hidrokinon, Metol veya Phenidone'den oluşur. Filmi sabitleme “*fixer*” işlemi, hala emülsiyon içinde mevcut olan gelişmemiş gümüş halojenür kristallerinin durulanması, emülsiyonlardaki gümüşe zarar vermeden çözünür bileşenlere dönüştürülmesi ve “*developer*” tanktan gelen alkalin çözeltilisinin nötrleştirilmesini içerir. Filme kalıcı bir şekilde tutturulmuş olan gümüş dışında kalan tüm kimyasallar durulama aşamasında çıkarılır. Filtrelenmiş su filmleri yıkamak için kullanılır. Son aşamada ise film ısıtılmış hava ile kurutulur.

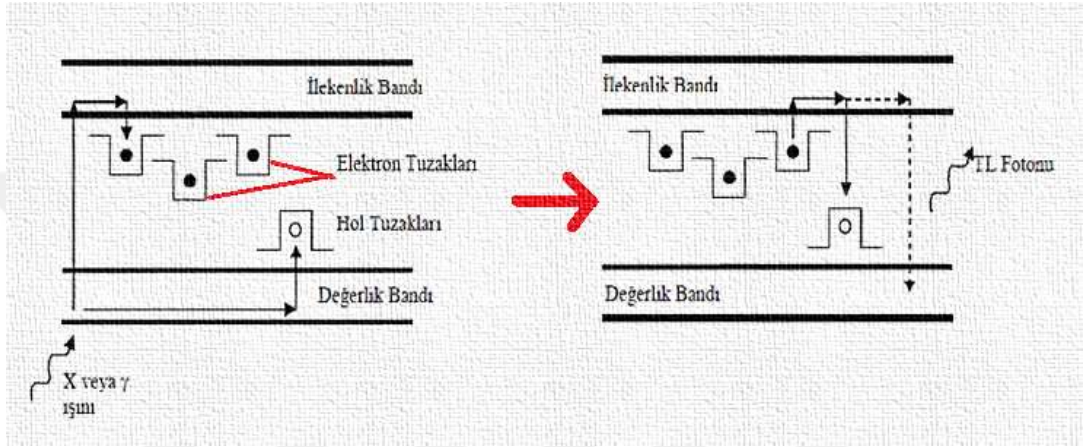
Kodak EDR2 filmi elektron ışınlarına fotonlardan farklı tepki verir. Elektron ışınlarına tepkisini karakterize etmek için yapılan araştırmalar EDR2'nin elektron radyasyonuna aynı dozdaki X-ışınlarından daha güçlü tepki verdiğini göstermektedir (Gerbi et al., 2009). Kodak EDR2 filminin radyasyona yanıtı artan elektron enerjisi ile artar (Gerbi et al., 2003).

2.6.3- Termoluminesans Dozimetreler (TLD)

Uzun yıllar boyunca iyonize radyasyonun ölçülmesinde kullanılan TLD'ler farklı fiziksel özellik ve hassasiyetlere sahiptir. Bunun sonucu olarak farklı radyasyon türleri, dozları ve enerjileri için absorbe dozların belirlenmesinde kullanılabilir. Küçük fiziksel boyutlu olması ve kablo bağlantısı gerektirmediğinden kullanımı kolay ve pratiktir. Nokta doz ölçümleri ve hastalarda in vivo doz ölçümleri için idealdir.

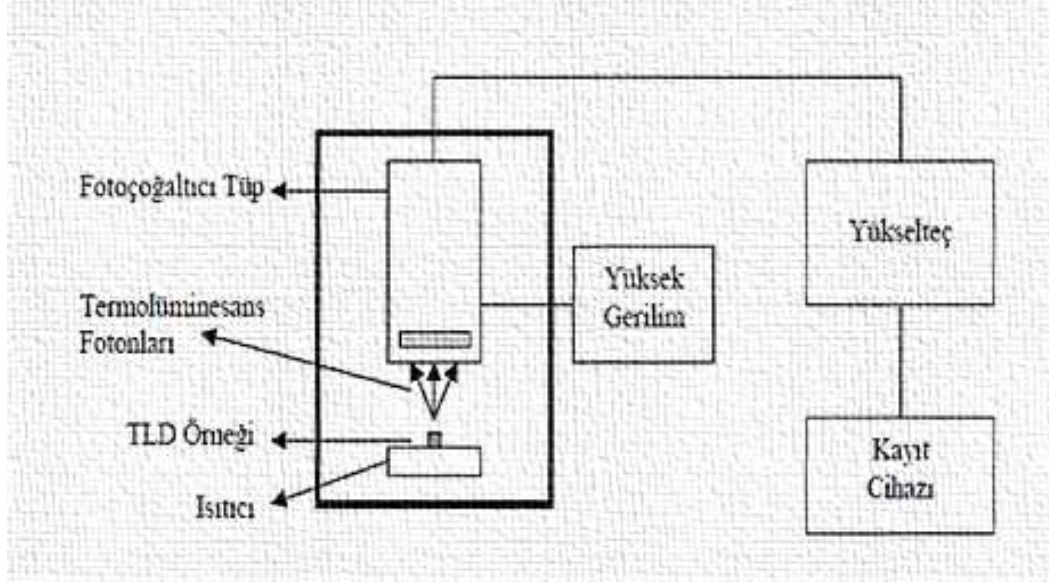
Radyasyona maruz kalmasıyla enerji emilimi yapan TLD'de elektronlar üst enerji seviyelerine çıkar. Kararsız hale gelen elektronlar hızla kararlı duruma geçerken bazı kristallerdeki yabancı maddelere bağlı olarak bant boşluklarındaki tuzaklara yakalanır.

TLD'nin ısıtılmasıyla bu tuzaklardan kurtulan elektronlar görünür ışık yayarak fazla enerjisinden kurtulur. Tuzaklardan kurtulan elektron sayısı ve yayılan ışık miktarı birbiriyle orantılı olur. Bu da TLD'de biriken radyasyonun miktarıyla orantılıdır (Şekil-21). Diğer tüm TLD malzemelerine kıyasla, lityum florür (LiF), yüksek termoluminesans (TL) veriminden dolayı elektron dozimetresinde çok yaygın kullanılmaktadır ve atom numarası insan dokusuna çok yakın olduğundan enerjiden bağımsızdır.



Şekil 21: TLD çalışma prensibi.

İyon odalarına göre daha az miktarda hassas olan TLD'ler iyon odalarının kullanılmadığı doz aralıklarında çalıştığı için yine de avantaja sahiptir. Çeşitli formlarda olan TLD'ler daha çok çubuk, toz ve çip şekillerindedir. TLD sistemi fırın, okuyucu ve TLD'lerden oluşur. TLD'nin soğurduğu radyasyonu ısı yardımıyla açığa çıkaran TLD okuyucular fotoçoğaltıcı tüp (PMT), elektrometre ve ısıtıcıdan oluşmaktadır. Isıtılan TLD'den açığa çıkan TL ışık PMT'nin fotokatotunda fotoelektrik olay ile elektron oluşturur. Bu elektron çoğaltılır ve anotta puls oluşturarak elektrik sinyaline dönüşür. Katoda çarpan TL ve oluşan puls büyüklüğü orantılıdır. Oluşan puls elektrometre yardımıyla yük veya akım olarak belirlenir (Şekil-22).



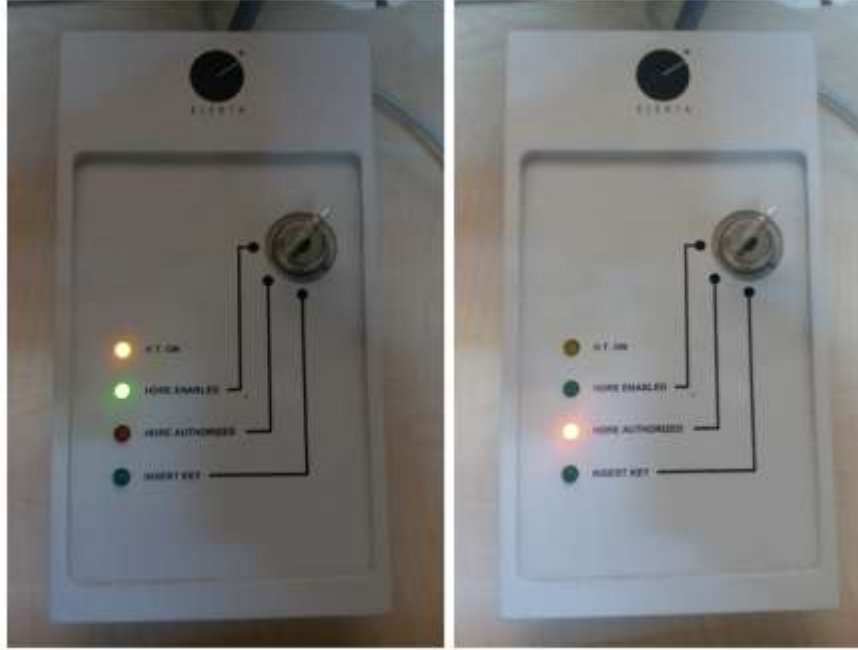
Şekil 22: TLD okuyucunun çalışma şeması.

Işınılandıktan sonra okunan TLD'lere yeniden ölçümde kullanılabilmesi için fırınlama işlemi yapılır. Bu işlem sayesinde tuzakları boşaltılan TLD'lerin radyasyona hassasiyetleri artarak tekrar kullanılabilir duruma gelir. Farklı kristal yapılarındaki TLD'lere uygulanacak fırınlama prosedürlerinde farklılıklar oluşur. Bu tezde de kullanılan TLD-100 (LifMgTi) ışınlama sonrasında 1 saat 400 °C'de, daha sonra 2 saat 100 °C'de fırınlanır. Ayrıca her ışınlamadan sonra okuma işlemine geçilmeden 10 dk 100 °C'de fırınlanarak kararsız olan düşük sıcaklık pikleri ortadan kaldırılır.

Üretimden kaynaklanan farklılıklardan dolayı her bir TLD kristalinin radyasyona karşı duyarlılığı yani radyasyona verdikleri yanıtlar farklıdır. Bu sorunu ortadan kaldırmak için kalibrasyon işlemi yapılır. Her bir TLD için farklı olan element düzeltme katsayısı (ECC) TLD'lerin duyarlılık farklarını ortadan kaldırılmasında kullanılır. Aynı dozla ışınlanmış TLD'lere ait ortalama yükünün her TLD'nin yüküne oranlanmasıyla elde edilir. Kalibrasyon işlemi tamamlayabilmek için her bir TLD'ye ait farklı ECC'lerin belirlenmesinin yanı sıra okuyucu kalibrasyon faktörünün (RCF) de belirlenmesi gereklidir. Birim radyasyon miktarı için okunan yükü gösteren RCF katsayısı ECC ile çarpılmasıyla düzeltilen okuma miktarının kalibrasyon için verilen doza oranıdır.

2.7- Yüksek Doz Hızlı Elektron Modu

TSEI'da uzun tedavi mesafeleri kullanıldığı için elektron radyasyonunu tedavi düzlemine ulaştırmak zordur. Bu sorunun ortadan kaldırılması için geliştirilen yüksek doz hızlı elektron (HDRE) modunda eşmerkezde doz hızı 2300 MU/dk'ya ulaşır. HDRE modu daha kabul edilebilir tedavi düzlemi doz homojenitesi ve daha düşük X-ışını kontaminasyonu sağlar (Parida et al., 2005). HDRE modu TSEI'larında HDRE-1 6 MeV elektron enerjisi için kullanılırken HDRE-2 9 MeV enerji için kullanılmaktadır. Her iki HDRE enerjisinde de aynı saçıcı folyo kullanılarak yüksek doz hızına çıkılır. Klasik elektron ışını kullanımından HDRE moduna anahtar yardımıyla geçilir (Şekil-23).



Şekil 23: HDRE modu anahtarı.

Klasik elektron ışınlarında SSD 300 cm üzerine çıktığında oluşan X-ışını kontaminasyonundaki artış çok fazla olmakla beraber HDRE modunda bu X-ışını kontaminasyon miktarı çok düşük kalmaktadır. HDRE modunda lineer hızlandırıcıya 23 x 23 cm² boyutunda aplikatör takılır (Şekil-24).



Şekil 24: HDRE aplikatörü.

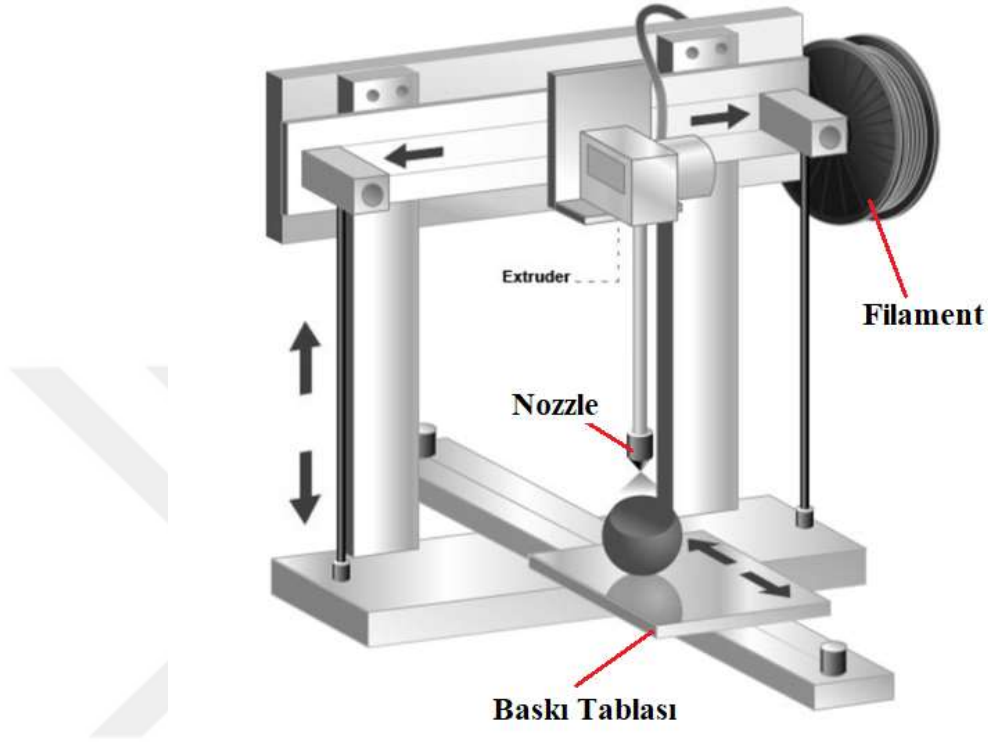
2.8- Üç Boyutlu Yazıcılar

Sanal ortamda tasarlanmış üç boyutlu nesnelere katı formda somut nesnelere dönüştüren makinelere üç boyutlu yazıcı denir. Üç boyutlu (3D) baskı teknolojisi ile ihtiyaç duyulan herhangi bir aparat basılabilir, üç boyutlu tarayıcı ile taradığımız bir cismin çıktısı alınabilir ve çizilen bir tasarım üretilebilir. İlk 3D yazıcı teknolojisi Charles Hull tarafından 1984 yılında ortaya çıkmıştır. Doksanlı yıllarda bu teknoloji hızla ilerleyerek Amerika’da ilk renkli baskı alınmıştır.

3D yazıcılar katmanlı imalat adı verilen bir üretim yöntemi ile çalışmaktadır. Baskı için birçok hammadde kullanılsa da genellikle filament diye nitelendirilen termo plastik materyaller kullanılır. Bilgisayar ortamında “AutoCAD”, “Solidworks”, “SketchUp” gibi tasarım programları ile çizilen veya 3D tarayıcı ile taranmış olan nesnelere “.stl” formatında dışa aktarılır. 3D yazıcı “.stl” uzantılı dosyayı algılayarak baskı işlemini gerçekleştirir.

Baskı işlemine başlamadan önce yazıcının ucundaki kafa bölgesi (nozzle) belirli bir sıcaklığa gelmektedir. Bu sayede eriyen filament 3D baskı işlemi için katman katman ve üst üste serilerek gerçekleştirilir. Filamentin düzgün bir şekilde yayılabilmesi için

de kafa noktasından çıkarken yüksek sıcaklıkta erimesi gerekir. Nozzle'dan eriyerek çıkan filament yüzeyde yayılarak donar ve katı forma geçer. Tüm katmanlar tamamlandıktan sonra model tamamen katı formda hazır hale gelir (Şekil-25).



Şekil 25: 3D yazıcı ve bölümleri.

Tüm yazıcıların baskılarını katmanlar halinde çıkartır. Ancak baskının katmanlaştırılmasının da farklı teknikleri vardır. Bu teknikler 3D yazıcıların çeşitlere ayrılmasına sebep olur. Endüstriyel 3D yazıcılar ile ev tipi 3D yazıcılar arasındaki farklar da burada ortaya çıkmaktadır.

3D yazıcı teknolojisindeki en eski teknik olmasına rağmen günümüzde hala kullanılmakta olan “*Stereolithography*” (SLA) tekniğinde, 3D yazıcılarda akışkan foto polimer hammaddeler işlenerek katı forma dönüşür ve baskı elde edilir. Hammade yarı akışkan forma gelecek şekilde eritildikten sonra oluşan katmanlar bilgisayar kontrollü ultraviyole ışınlar kullanılarak bütün bir yapıya dönüştürülür. Her bir katman için bu işlem tekrar edilerek baskının sonunda 3D katı bir model ortaya çıkar.

Dijital ışık işleme (DLP) tekniği SLA ile birçok konuda ortak noktaya sahiptir. İki teknikte de baskılar akışkan polimerler ile gerçekleşirken ikisi de baskıyı işlerken ışıktan faydalanır. Bu akışkan polimelere reçine adı verilir. SLA ışığı lazer ile sağlarken DLP tekniği özel bir projektör kullanır.

“*Fused Deposition Modelling*” (FDM) teknolojisi masaüstü 3D baskıda en yaygın kullanıma sahip tekniktir. İşleme başlamadan önce yazıcıya bir 3D model verisi girilir. Bilgisayar destekli bu tasarım verisini yazıcı okuyarak işleme başlar. Termoplastik malzeme yazıcının “*extruder*” diye adlandırılan bölgesinde ısıtılarak erimiş plastik olarak X ve Y koordinatlarında basılır. Tabanın en altından başlayarak Z koordinatı boyunca katmanlar serilir. Serilen katmanlar birleşerek katı formda bir model elde edilir.

2.9- Filamentler

Üç boyutlu yazıcılarda kullanılan termoplastik baskı malzemelerine filament adı verilir. Farklı sıcaklıkta çalışan ve farklı özelliklerde olan filamentler baskıyı yapacak olan üç boyutlu yazıcı kadar önemlidir. Filamentin kalitesi ve teknik özelliklerinin baskı kalitesini etkilediği filamentler 1,75 mm ve 2,85 mm/3 mm olarak iki farklı çaptadır. ABS (Akrilonitril Bütaden Stiren), PLA (Polilaktik Asit), PETG (Polyethylene Terephthalate Glycol-Modified), esnek (Flex), TPU (Termoplastik Poliüretan) ve özel filament çeşitleri mevcuttur. Genellikle endüstride farklı amaçlar için kullanılan özel filamentler bakır, karbon fiber, metal, ve polikarbonat filamentlerdir. Filamentler basım sıcaklığı, yatak sıcaklığı, yatak yapısı, sertlik dayanıklılık, esneklik ve basım kolaylığı özellikleri bakımında farklılık göstermektedir.

Üç boyutlu yazıcılar ilk kullanılmaya başlandığında sadece PLA ve ABS olarak iki çeşitte yapısal malzeme bulunuyordu. Organik kökenden gelen filament türü olan PLA filament çeşitleri arasında en popüler ve evde baskı almak için en yaygın kullanılan türdür. ABS’ye göre daha düşük sıcaklıklarda baskı alınan PLA filamentler biyolojik olarak parçalanabilen yapısı sayesinde birçok filament türünden çok daha çevrecidir. Ayrıca baskı esnasında dışarıya kötü koku yaymaz. Sert yapıya sahip olan PLA darbelere karşı dayanıklıdır. Basım sıcaklığı 190 °C–220 °C arasındadır. Erime

sıcaklığı ABS'den daha düşük olduğu için basım sonrası sıcaklığı yüksek yerlerde saklandığında parçada eğilme oluşur.

PLA'dan sonra en popüler filament olan ABS'nin basımı hammadde özellikleri sebebiyle PLA'ya göre biraz daha zordur. Teknik özellikleri bakımından birçok konuda PLA'dan üstün olmakla beraber ev eşyaları ve tüketim ürünlerinde genellikle ABS hammaddeli ürünler bulunmaktadır. Yüksek dayanıklılığa sahiptir ve yüksek sıcaklıkta baskı işlemi yapmaktadır. Yüksek sıcaklıkta işlem gördüğü için 3D yazıcı kullanıcısı baskı esnasında oluşan dumana ve baskıdaki eğilme yönelimine dikkat etmelidir. Düşük esnekliğe sahiptir. Basım sıcaklığı 230 °C–260 °C değerleri arasındadır. Yatak sıcaklığının ise 80 °C–120 °C arasındadır.

PET (Polietilen tereftalat) dünyada en yaygın kullanılan plastik çeşididir. Su ve meşrubat şişeleri, mutfak gereçleri, kurabiye kalıpları, giyim lifleri gibi geniş bir kullanım alanına sahiptir. Basımı PLA kadar kolaydır ve hammadde olarak tamamen geri dönüştürülebilir. PLA'dan kolay kullanımı ve ABS'den daha dayanıklı olması sebebi ile PLA ve ABS arasındaki orta yol olarak nitelendirilmektedir. Ayrıca hafif ve esnek bir yapıya sahiptir. PET havadaki nemi emer, bu sebeple filamentin serin ve kuru bir ortamda bulundurulması gerekir. Basım sıcaklığı 220 °C–250 °C değerleri arasındadır. Yatak sıcaklığı ise 60 °C–70 °C arasındadır.

Esnek filament çeşitleri olarak TPU (Termoplastik Poliüretan), TPE (Termoplastik Elastomerler) ve TPC (Termoplastik Kopolyester) türleri bulunmaktadır. TPE kauçuk özelliklerine benzer niteliklere sahiptir ve genellikle otomotiv, ev aletleri ve tıbbi malzemelerde kullanılırlar. Özel bir TPE çeşidi olan TPU ise TPE geneline göre biraz daha katı bir yapıya sahiptir ve soğukta esnekliğini daha iyi korur. TPC ise TPU kadar yaygın olmamakla birlikte temel ayrıcalığı kimyasala, ultraviyole ışına ve yüksek ısıya olan direncidir. Basım sıcaklığı 210 °C–235 °C arasında ve yatak sıcaklığı ise 60 °C–70 °C arasındadır.

2.10- Üç Boyutlu Tarayıcılar

Gerçek bir nesnenin 3D tarama cihazlarıyla sayısallaştırılarak farklı formatlarda bilgisayar ortamına atılmasına üç boyutlu tarama adı verilir. Tarama sonrasında gerçek nesnenin modelini bilgisayar ortamına gönderilirken gerçek nesneyi ifade eden veri

tipi olarak düşünülebilir. 3D tarayıcı ile taranacak olan nesnenin dışını ve içini dolduracak biçimde nokta bulutu şeklindeki veriler dijital ortama aktarıldıktan sonra gerçek nesneye müdahalede bulunabilir, düzeltmeler yapılabilir, mevcut modelin üzerine farklı eklentiler yapılabilir. Tarama işlemlerinde genellikle lazer ve optik yöntemler kullanılmakla birlikte taranacak nesneye ışık topu gönderilerek genel hatlarıyla tanımlama yapılır ve merkezi nokta bulutları oluşturur. Günümüz itibariyle son teknoloji cihazlarda bu tarama işlemi kısa zamanda yapılmakta ve gerçek nesnenin tüm ayrıntılarıyla bilgisayar ortamına aktarılabilir (Şekil-26).



Şekil 26: 3D tarayıcı.

3- Gereç ve Yöntem

Bu tez Şubat 2018 – Ocak 2020 tarihleri arasında Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilmiştir.

3.1- Gereçler

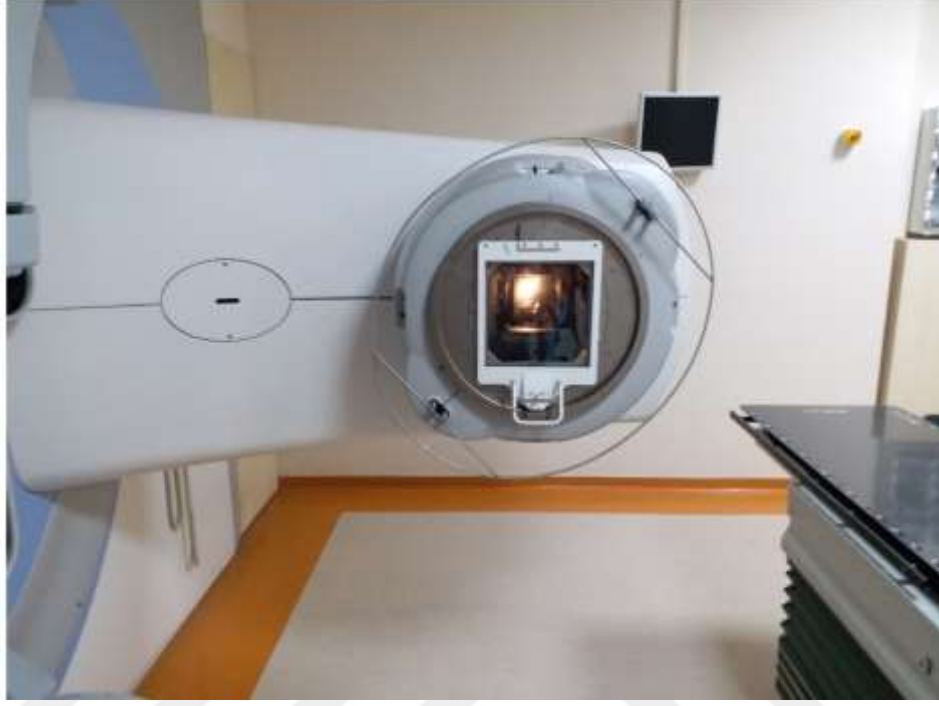
3.1.1- Linear Hızlandırıcı

Yoğunluk ayarlı TSEI (IM-TSEI) tekniğinin geliştirildiği bu tezde kliniğimizde bulunan ve TSEI uygulamalarında kullanılan Elekta marka Synergy model HDRE moduna sahip linear hızlandırıcı kullanıldı (**Şekil-27**).



Şekil 27: Elekta marka linear hızlandırıcı.

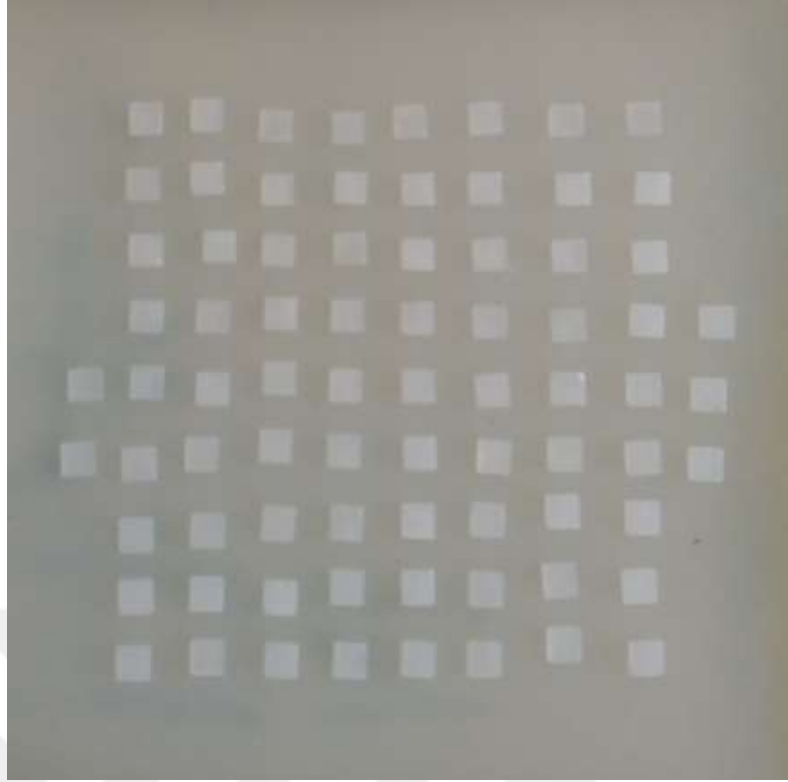
Çeşitli foton ve elektron enerjilerinde ışınlama özelliği olan bu lineer hızlandırıcı TSEI için önem teşkil eden HDRE moduna sahiptir. Tüm TSEI ve IM-TSEI'ları özel aplikatörü ile birlikte 6 MeV enerjili HDRE-1 modu kullanılarak yapıldı (**Şekil-28**).



Şekil 28: HDRE aplikatörünün kullanılması.

3.1.2- Termoluminesans Dozimetreler

Bu tezde Harshaw marka TLD-100 dozimetreler kullanıldı. Doğal LiF (Lityum Florür) kristalinden oluşan TLD-100'ler $3,2 \times 3,2 \times 0,9 \text{ mm}^3$ boyutlarındadır ve kare şeklinde LiF materyaline Mg ve Ti katkılanarak LiF:Mg,Ti (TLD-100) oluşur. LiF yoğunluğu $2,64 \text{ gr/cm}^3$ olan alkali bir halojendir. Etkin atom numarası 8,14 olan LiF dokunun 7,42 olan atom numarasına çok yakın olduğundan doku eşdeğeri olarak kabul edilir. TLD-100 dozimetreleri maruz kaldığı radyasyonu doku gibi soğurur, doku eşdeğeri olduğu ve soğurduğu radyasyon miktarına göre orantılı cevap verdiği için medikal dozimetrik ölçümlerde tercih edilmektedir (**Şekil-29**).



Şekil 29: Tezde kullanılan kare TLD-100'ler.

Radyasyon doz ölçümünde en yaygın kullanılan termolüminesans dozimetrelerden olan TLD-100'ün lineer doz cevabı yani uygun soğurulan doz aralığı $3\mu\text{Gy}$ 'den 10 Gy'e kadar genişler ve %3'ten daha az hata ile doğru ölçüm yapabilmektedir (McKeever et al., 1997).

TLD-100'ün ışımaya eğrisinde 5 karakterisitik pik (tepe) görülür. Bu piklerden 5. olan dozimetrik tepedir ve radyasyonun dozu ile ilgili bilgiyi verir. Dozimetrik TL ışımaya tepesi (5. Tepe) 412 nm'dedir (McKeever et al., 1997). Oda sıcaklığında saklanan TLD-100'de 12 hafta içerisinde meydana gelen ışımaya kaybı pikte %5 gibi küçük olduğundan doz ölçümünde tercih edilir. Ayrıca TLD-100'lerin diğer TLD materyallerine göre enerji bağımlılıklarının az ve duyarlılıklarının yüksek olması tercih nedenlerindedir. LiF'ün yaydığı termolüminesans ışığın dalga boyu 3500 \AA ile 6000 \AA arasında değişmektedir. LiF'nin piklerin yarı ömürleri sırasıyla; birinci pik 10 dakika, ikinci pik 10 saat, üçüncü pik 6 ay, dördüncü pik 7 yıl ve beşinci pik'in yarı ömrü 80 yıldır. Dolayısıyla birinci ve ikinci pikler dozimetri çalışmaları için uygun değildir. Fiziksel şekil olarak mikro çubuk, teflon kaplı pul, kare mikro çubuk, yuvarlak mikro çubuk, çip biçimlerinde bulunabilmektedir.

3.1.3- Termolüminesans Dozimetre Boşaltma Fırını

Işınlanan TLD-100'ler okuma öncesi ve sonrası fırınlama işlemine maruz bırakılır. Işınlamadan hemen sonra okuma öncesinde kararsız olan düşük sıcaklık piklerinin yok edilmesi amacıyla 100 °C'de 10 dk fırınlanan TLD-100'ler okumadan sonra 400 °C'de 1 saat ve ardından 100 °C'de 2 saat fırınlanarak boşaltılır. Boşalan TLD-100'ler yeniden ışınlama yapılabilir duruma gelir. Bu tezde TLD fırınlama işleminde "Protherm" marka fırın kullanıldı (Şekil-30). Bu fırın 0-600°C aralığında ısıtma yapabilme, dakikada 5 °C'ye kadar ısıtma hızına ulaşabilme ve ısıyı sabit tutma özelliklerine sahiptir.



Şekil 30: TLD-100 boşaltma fırını.

3.1.4- Termolüminesans Dozimetre Okuma Sistemi

Işınlama sonrası TLD'lerin maruz kaldığı radyasyon miktarının belirlenmesi için TLD okuyucu kullanılır. Bu tezde ışınlanan TLD'lerin okunmasında "Thermo Scientific" marka "HarshawTLD 5500" model TLD okuyucu kullanıldı (Şekil-31).



Şekil 31: TLD okuyucu.

TLD okuma sistemi TLD okuyucu, azot gazı tüpü ve bilgisayardan oluşur (Şekil-32).



Şekil 32: TLD okuma sistemi.

Aynı anda 50 adet TLD'nin yüklenebildiği TLD okuyucuda farklı yapıdaki TLD'lerin okunması mümkündür (Şekil-33).



Şekil 33: TLD okuyucu 50 TLD'in aynı anda okunması.

3.1.5- Paralel Plan İyon Odası (PPIC)

Radyasyon dozimetrisinde kullanılan iyonizasyon odaları radyasyon dozunu mutlak ve göreceli olarak belirlememize olanak sağlar. Radyoterapide kullanılan foton ve elektron radyasyon türlerinin kalibrasyonunda iyon odaları kullanılmaktadır. Yapıları birbirinden çok farklı olan silindirik ve paralel plan iyon odalarının kullanılacak radyasyon türüne ve enerjisine bağlı olarak seçilmesi önem teşkil etmektedir. Klinik elektron dozimetresinde PPIC kullanılmaktadır. Bu tezde kullanılan elektron radyasyonu ölçümlerinde Wellhöfer Scanditronix marka PPC05 model paralel plan iyon odası kullanıldı (**Şekil-34**).



Şekil 34: PPC05 paralel plan iyon odası.

3.1.6- Film Dozimetre Sistemi

Fantom içi doz dağılımları ve siyah ABS filamentinin karakteristiklerinin belirlendiği ölçümlerde kullanılacak film dozimetre sistemi üç bileşenden oluşmaktadır. Bunlar film, tarayıcı ve banyo makinasından oluşmaktadır.

Işınlamalarda kullanılan “*Extended Dose Range*” (EDR2) filmler aynı paketten çıkarıldı. Özellikle onkoloji uygulamaları ve doğrudan maruz kalma uygulamaları için tasarlanan EDR2 filmi çoğu röntgen filmine kıyasla nispeten duyarsızdır. Doğrudan uygulamalar için tasarlanan EDR2 filmi portal görüntüleme radyografileri için uygun değildir. EDR2 film 25-400 cGy'lik duyarlı bir aralığa ve 700 cGy'lik yaklaşık doygunluk dozuna sahip olduğundan hem göreceli hem de mutlak dozimetri için uygundur (**Şekil-35**).



Şekil 35: EDR2 film.

Işınlanan EDR2 filmleri “*Konika Minolta*” marka “*SRX-101A*” model film banyo makinasında banyo edildi (**Şekil-36**).



Şekil 36: Film banyo makinası.

Banyo edilmiş olan EDR' filmleri oluşan doz kararmalarının analiz edilmesi için "Epson Expression" marka "10000XL" model film tarayıcı yardımıyla bilgisayara aktarıldı. Tarama işlemi 300 Dpi (*Dots per inch*) çözünürlükte yapılarak TIFF (*tagged-image file format*) formatında kaydedildi (Şekil-37).

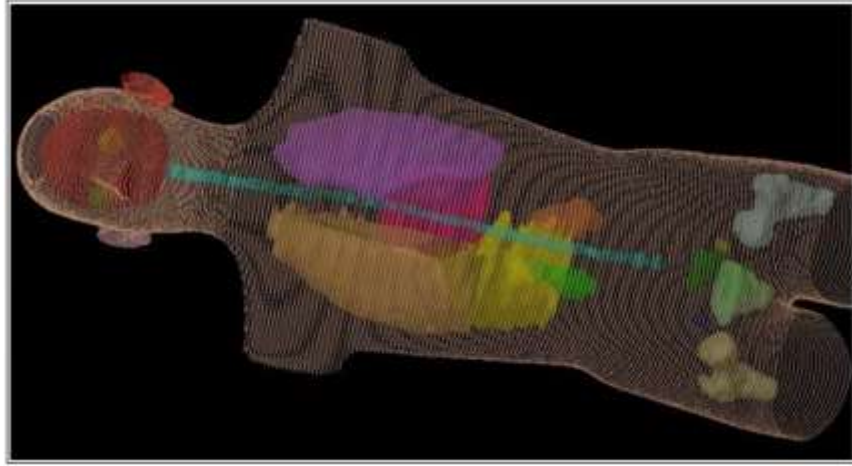


Şekil 37: Film tarayıcı.

3.1.7- Antropomorfik İnsan Fantomu

Eksternal radyoterapi uygulanan hastalarda oluşan doz dağılımının doğru bir şekilde bilinmesi, tedavi rejimlerinin verimli bir şekilde planlanması ve doğrulanması önemli bir gerekliliktir. Radyasyona maruz kalmış dokuların içerisindeki ve çevresindeki dozimetrik etkileri incelemek için 1906'dan beri doku yerine geçen malzemeler üzerinde araştırmalar yapılmıştır (Medeiros et al., 2017). Radyasyon ışınlamalarında yapılması gereken doz ölçümleri sırasında insan vücudunu simüle etmek için birçok farklı malzeme kullanılarak üretilen çeşitli fantomlar kullanılmıştır (Shrimpton et al., 1981). İnsan vücudu ile uyumlu olarak benzer doku eşdeğerliğine sahip olan antropomorfik insan fantomları, her organ için yaşa bağlı kütle yoğunluğunun bildirildiği "*The International Commission on Radiological Protection*" (ICRP) komitesinin 89 nolu raporundaki standart insanın ölçülerine dayanarak üretilmiştir (Sowby, 1981). İnsan vücudunun hesaplama modelleri olan antropomorfik insan fantomları sayısal doz ölçümünde gereklidir ve eksternal veya internal radyasyona maruz kalan insanların organlarında veya dokularında soğurulan dozun tahmininde yardımcı olmak için kullanılır (Santos et al., 2009).

Su ve balmumu 1920'lerde kas ve yumuşak dokuyu simüle etmek için kullanılırken, 1930'larda balmumunun düşük foton enerjilerindeki zayıflama katsayılarının (attenuation coefficients) kas ve yumuşak dokulardan geniş ölçüde farklı olduğu bildirildi (Medeiros et al., 2017). Yıllar içinde farklı materyaller kullanılarak radyodiagnostik, radyasyondan korunma ve radyoterapide kullanılmak üzere çeşitli fantomlar geliştirildi. Yenilikçi insan fantomlarının ilk örnekleri 1960'lı yılların başında kullanılmaya başlanan '*Temex*' ve '*Rando*' adında iki adet yetişkin büyüklüğündeki fantomdur (Medeiros et al., 2017). Bu fantomlar modern radyoterapide yaygın olarak kullanılan enerji seviyelerine duyarlı bir şekilde doku eşdeğeri ve bileşik olarak sentezlenen sentetik bir kauçuğa gömülü doğal bir insan iskeletine sahiptir (Shrimpton et al., 1981), (Hörnlund et al., 2013). Bu insan fantomları akciğerler, karaciğer, böbrekler, kalp gibi organları, model trakea ve yapay göğüs kafesini içerir (**Şekil-38**).



Şekil 38: İnsan fantomuna ait organlar.

Antropomorfik fantomlar radyasyon ışınlamalarında doz dağılımlarını elde etmek için ticari olarak temin edilebilir ve yaygın olarak kullanılır. Piyasada bulunan en başarılı antropomorfik fantom “Alderson Research Laboratories-ABD” tarafından pazarlanan “Rando Average-Man” fantomudur (Shrimpton et al., 1981). En yaygın bölümleri yağları, sıvıları, kasları ve insan vücudundaki diğer dokuları içeren alderson insan fantomu 1976'dan beri kauçuğun modifiye edilmiş formülasyonundan üretilmektedir (Shrimpton et al., 1981), (Santos et al, 2009), (Şekil-39).



Şekil 39: Bir ve beş yaşlarında çocuk antropomorfik fantomları (Sol-1970/Sağ-2015) (Medeiros et al., 2017).

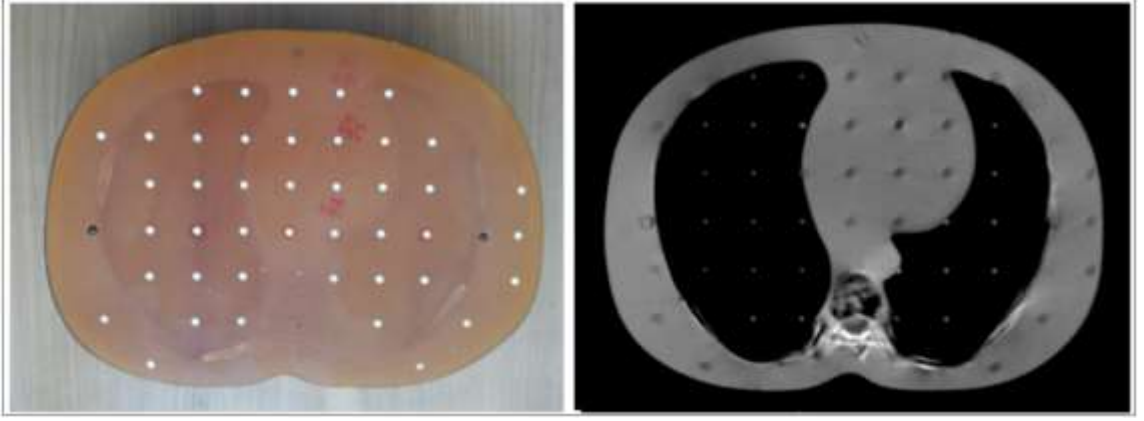
Alderson rando fantomda kullanılan dokular farklı fosforik asit ester konsantrasyonları ile poliüretandan yapılmıştır (Shirotani, 1988). Alderson rando fantomun akciğerleri insan akciğerlerini ortalama bir nefes durumunda taklit edecek şekilde kalıplanmıştır (Santos et al., 2009). Model akciğerler az miktarda katkı maddesi içeren $0,32 \text{ g/cm}^3$ yoğunluktaki köpüklü poliüretandan üretilmiş olmakla birlikte yapay göğüs kafesi kalsiyum karbonatlı epoksi reçineden yapılmıştır (Hörnlund et al., 2013), (Shirotani, 1988).

Bu tezde kullanılan “*Alderson rando fantom 475*” erkek bedeni model alınarak üretilmiştir ve ekstremiteleri bulunmamaktadır (**Şekil-40**). Bu fantom 175 cm boy ve 73,5 kg ağırlığında bir gövdeye sahiptir.



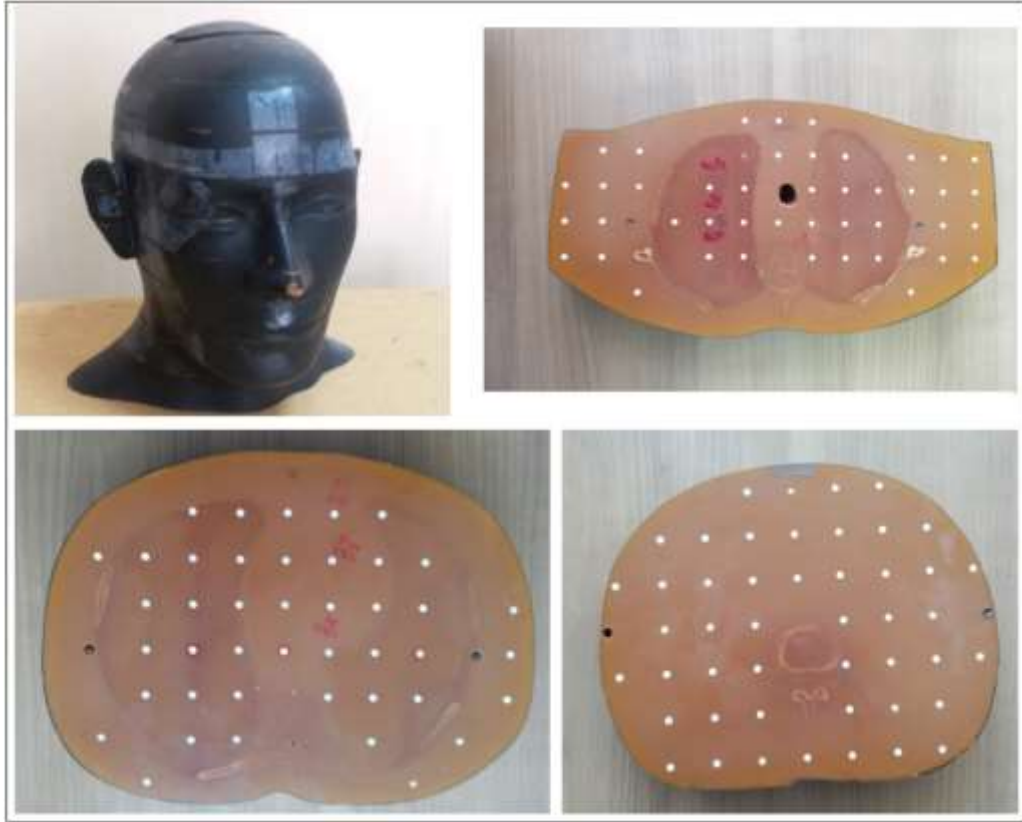
Şekil 40: Alderson rando fantom.

İnsan fantomumuz kasiğın 20 cm altına kadar uzanmakla birlikte her kesitte TLD yerleştirilebilen 5 mm çapında delikler bulunmaktadır. TLD yerleştirilebilen bu delikler yoğunluğu $0,99 \text{ g/cm}^3$ olan katı “*miks D tıkaç*” ile kapatılmıştır (**Şekil-41**).



Şekil 41: Alderson rando fantom TLD delikleri.

Dokuz cm kalınlığındaki alt pelvik bölge kesiti hariç her biri 2,5 cm kalınlığında ve otuz beş adet transvers kesitten oluşan alderson fantomun kadın ve ekstremiteli versiyonları da bulunmaktadır (Hörnlund et al., 2013), (Şekil-42). Yumuşak doku materyalinin soğurma karakteristikleri ve yoğunluğu insan vücudu ile benzerdir.



Şekil 42: Alderson rando fantom kesitleri.

3.1.8- Üç Boyutlu Tarayıcı

IM-TSEI ışınlamalarında kullanılacak olan antropomorfik insan fantomuna yapılacak abdomen kalınlık aparatlarının tasarlanabilmesi için insan fantomunun üç boyutlu görüntüsünü elde etmede “*Cubify Sense*” marka üç boyutlu tarayıcı kullanıldı (Şekil-43). Tarama hacmi en küçük 0.2 x 0.2 x 0.2 m; en yüksek 2 x 2 x 2 m olan “*Cubify Sense*” üç boyutlu tarayıcı ile insan fantomunun dış yüzeyi üç tur dönülerek eksik bölge kalmayacak şekilde bilgisayar ortamına aktarıldı.

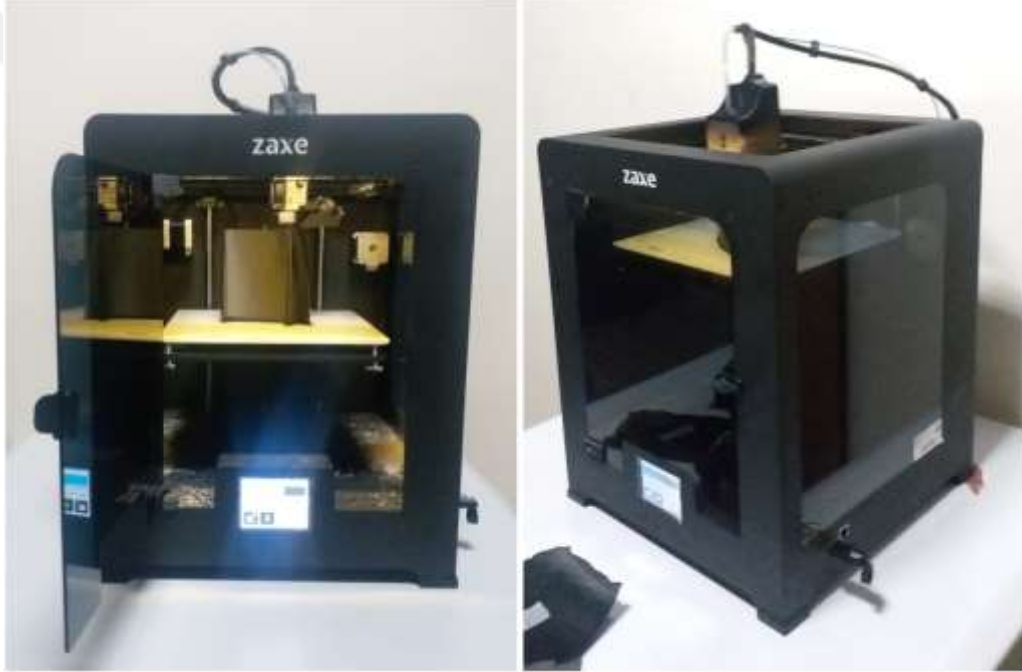


Şekil 43: “*Cubify Sense*” üç boyutlu tarayıcı.

Tam renkli tarama yapılabilen “*Cubify Sense*” birkaç dakika içinde doğru taramalar oluşturur. Doğru taramalar oluşturmak için tarayıcının ön tarafında iki kamera kullanır. İlk kamera bir nesnenin şeklini ve boyutunu toplarken, ikinci kamera nesnenizin rengini yakalar. Bu tarayıcı özellikle insanların yüz taramalarını yakalamak için idealdir. Tarayıcının etkin tarama mesafesi en az 0,2 m en fazla 1,6 m’dir. Elde edilen taramaları “*Obj, Wrl, Stl, Ply*” dosya formatlarına dönüştürebilen “*Sense*” tarayıcı üç boyutlu yazıcılarla uyumludur.

3.1.9- Üç Boyutlu Yazıcı

IM-TSEI uygulama parametrelerinin belirlenmesi ve TSEI ile farklarının araştırılmasında farklı abdominal bölge kalınlıklarının oluşturulmasında “Zaxe” marka X1 model üç boyutlu yazıcı kullanıldı (Şekil-44). ABS ve PLA gibi farklı baskı malzemesi kullanım seçenekleri bulunan “Zaxe” yazıcıda baskı materyali olarak 1,75 mm çaplı ABS filament kullanıldı. 50 mikron ile 400 mikron aralığında baskı yapılabilen “Zaxe” üç boyutlu yazıcı ile 70° eğim açısına kadar desteksiz baskı yapılabilir. Bu yazıcıda “Fused Deposition Modelling” (FDM) teknolojisi kullanılarak basım yapılmaktadır.



Şekil 44: “Zaxe” üç boyutlu yazıcı.

3.1.10- ABS Filamenti

Üç boyutlu baskı teknolojisi her şekilde ayrıntılı volümetrik nesnelerin üretimine olanak sağlar. Akrilonitril bütaden stiren (ABS), polilaktik asit (PLA), termoplastik poliüretan (TPU) ve polivinil asetat gibi dokuya eşdeğer baskı malzemelerinin radyoterapide kullanım için uygunluğu doğrulanmıştır (Zhao et al., 2017). Üç boyutlu

yazıcı baskı malzemesi olarak kullanılan ABS fiziksel özellikleri bakımından bir polimerdir. İlk olarak 1950'lerin başında geliştirilen ve ilk baskı substrat malzemelerinden olan ABS halen en yaygın kullanılan üç boyutlu yazıcı baskı malzemesidir. Akrlonitril, bütaden ve stiren monomerlerinden oluşan ABS orta esnekliğe ve orta gerilme mukavemetine sahiptir.

ABS'nin suya eşdeğerliği en yüksek olan üç boyutlu baskı malzemesi olduğu ve klinik ortamda fantom ve bolüs materyali olarak kullanılması için yeterli kalitede basılabileceği belirlenmiştir (Kumar et al., 2010). Kimyasal formülü $C_8H_8-C_4H_6-C_3H_3N$ olan ABS'nin bileşiminde %15-35 akrilonitril, %5-30 bütaden ve %40-60 stiren bulunmaktadır (Kumar et al., 2010).

Bu tezde 1,75mm çaplı "Zaxe" marka siyah ABS filamenti kullanılmıştır (Şekil-45). Yüksek sertliğe sahip olan siyah ABS dayanıklı ve darbelere karşı dirençlidir. Düşük esnekliğe sahip olan bu filamentin basım sıcaklığı 230 °C–250 °C arasındadır. Yatak sıcaklığı 80 °C–120 °C arasında olan siyah ABS'de soğuma esnasından kalkma ve çatlama sorunları oluşabilir. Düzgün çıktı alabilmek için sıcaklık ve yatak kalibrasyonu ayarlarının dikkatli bir şekilde yapılması gereken siyah ABS filamentinin basımı PLA'ya göre daha zahmetlidir.



Şekil 45: Siyah ABS filamenti.

Radyoterapide dozimetrik ölçümler su veya suya eşdeğer ortamlarda yapılmaktadır. Bu tezde kullanılacak siyah ABS filamentinin su ile karşılaştırılmalı bazı karakteristik özellikleri aşağıdaki tabloda gösterilmektedir (**Tablo-1**).

Tablo 1: Siyah ABS ve suyun karakteristiklerinin karşılaştırılması.

Fiziksel Özellik	Siyah ABS	Su
Kimyasal Formül	$C_8H_8-C_4H_6-C_3H_3N$	H_2O
Hidrojen İçermesi (birim kütle başına)	%8	%11.1
Fiziksel Yoğunluk (g/cm^3)	1.04	1
Suya Oranla Elektron Yoğunluğu	1.01	1
Etkin Atom Numarası (Z)	3.45	3.33

3.2- Yöntem

Bu tezde yeni bir TSEI tekniği olan yoğunluk ayarlı tüm cilt elektron ışınlaması tekniği (IM-TSEI) geliştirilmiştir. Klasik Stanford TSEI tekniğinin özelliklerinin belirlenmesinin ardından geliştirilen IM-TSEI tekniğinin özellikleri tanımlanarak klasik TSEI tekniğinden farklılıkları yapılan ölçümlerle belirlenmiş, yeni IM-TSEI tekniğini uygulama güvenilirliği termoluminesans dozimetre (TLD) ve film dozimetre ölçümleriyle kontrol edilmiştir.

3.2.1- Dozimetrelerin Kalibrasyonu

Radyasyon dozu ölçümlerinde kullanılan detektörlere “dozimetre” adı verilir. Doku ve doku eşdeğeri ortamlara verilen radyasyon dozunu belirleyen detektörler radyasyon miktarının mutlak veya göreceli ölçümlerinde kullanılır. Diyot dedektörler ve filmler göreceli (bağı) dozimetrelere örnek olarak gösterilirken kalorimetre, TLD’ler ve iyon odaları mutlak dozimetrelere örnektir. Radyoterapide tümöre yüksek doz verilirken etrafındaki sağlıklı dokuların aldığı dozun en aza indirilmesi amaçlanmaktadır. Dolayısıyla doğru dozimetre ve doğru kalibrasyon protokolünün kullanılması planlanan tedavinin güvenilir olarak uygulanıp uygulanmadığının kontrolünde önem teşkil etmektedir.

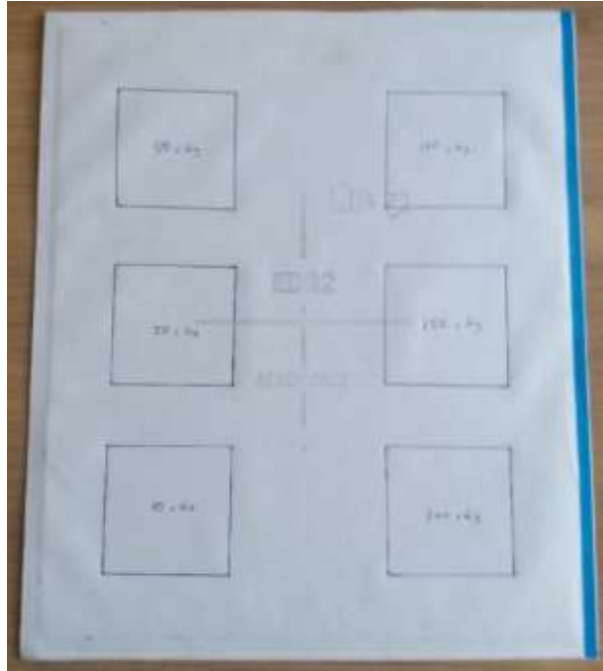
3.2.1.1- Film Dozimetre Kalibrasyonu

Bu tezde fantom içi doz dağılımlarının belirlenmesi ölçümlerinde Kodak-EDR2 filmleri kullanıldı. Tezdeki tüm ölçümlerde aynı paketten çıkan EDR2 filmler kullanıldığı için tek bir kalibrasyon filmi optik yoğunluktan doza geçişi belirlemede yeterli oldu (Şekil-46).



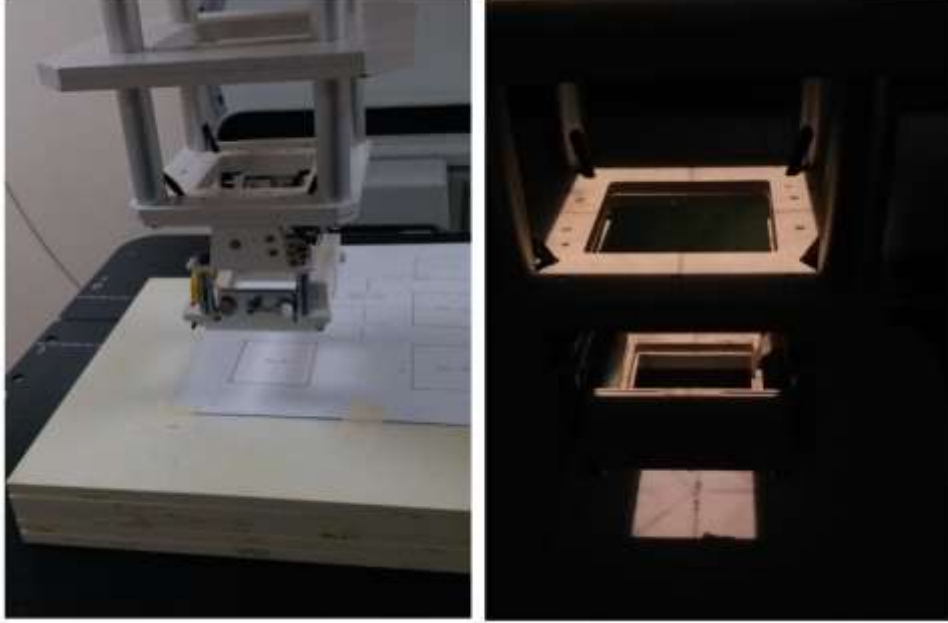
Şekil 46: EDR-2 film paketi.

Kalibrasyon filmi üzerinde altı farklı bölge 10 cGy, 20 cGy, 50 cGy, 100 cGy, 150 cGy ve 200 cGy dozlarla ışınlanmak üzere belirlendi (**Şekil-47**).



Şekil 47: EDR2 Kalibrasyon filmi.

Her bir ışınlama bölgesinin film üzerine çizilen alanda oluşturulabilmesi için 6x6 cm²'lik elektron aplikatörü yardımıyla ışınlama set-up'ı ayarlandı (Şekil-48).



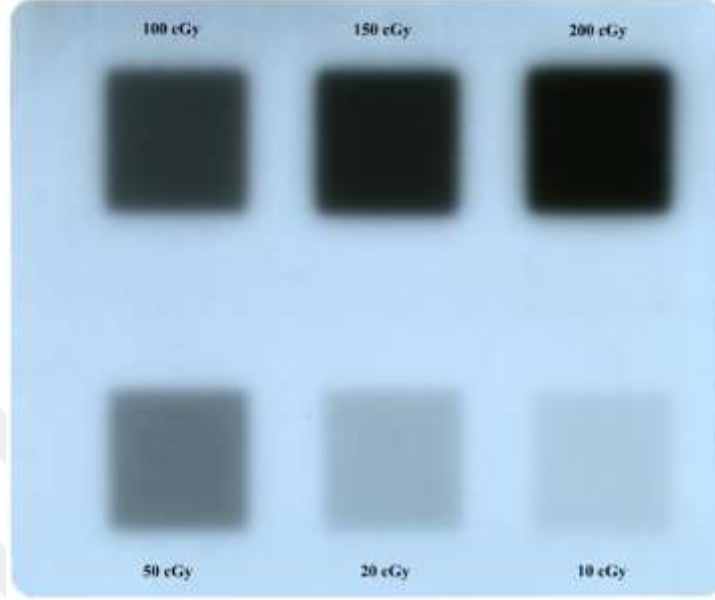
Şekil 48: Kalibrasyon filmi 10 cGy ışınlama bölgesi

Kalibrasyon filminin ışınlanması kaynak cilt mesafesi (SSD) 95 cm, 6x6 cm² tedavi alanı ve maksimum doz derinliği olan 1,3 cm'de 6 MeV elektron enerjisi kullanılarak yapıldı (Şekil-49). TSEI için kullanılan HDRE-1 enerjisinin 6 MeV enerjiye sahip olmasından dolayı film kalibrasyonunda 6 MeV elektron enerjisi kullanılarak hata payı en aza indirildi.



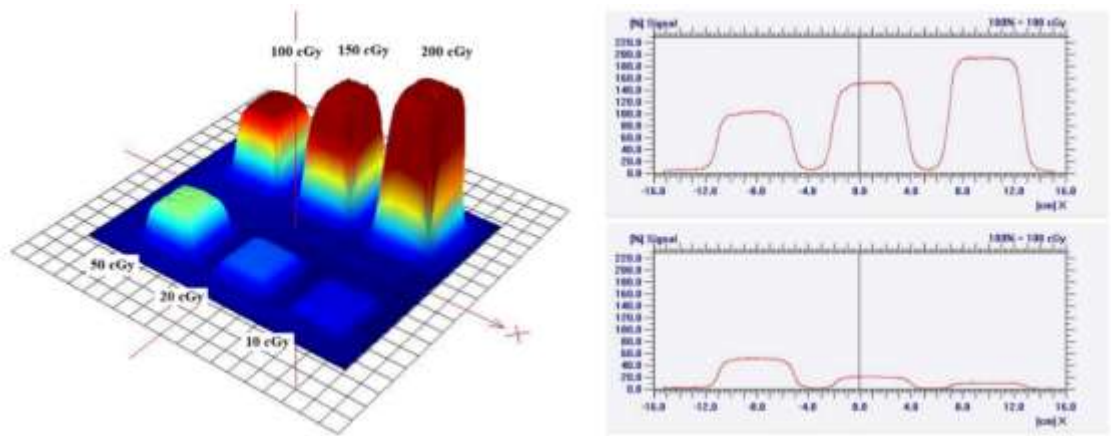
Şekil 49: Kalibrasyon filmi 10 cGy ışınlama kurulumu.

Işınlatma sonrası bonyo edilerek üzerinde altı farklı doz bölgesi oluşan kalibrasyon filmi elde edildi (Şekil-50). Elde edilen kalibrasyon filmi Epson marka Expression 10000 XL model dansitometrede 300 dpi çözünürlükte ve TIFF formatında taratıldı.



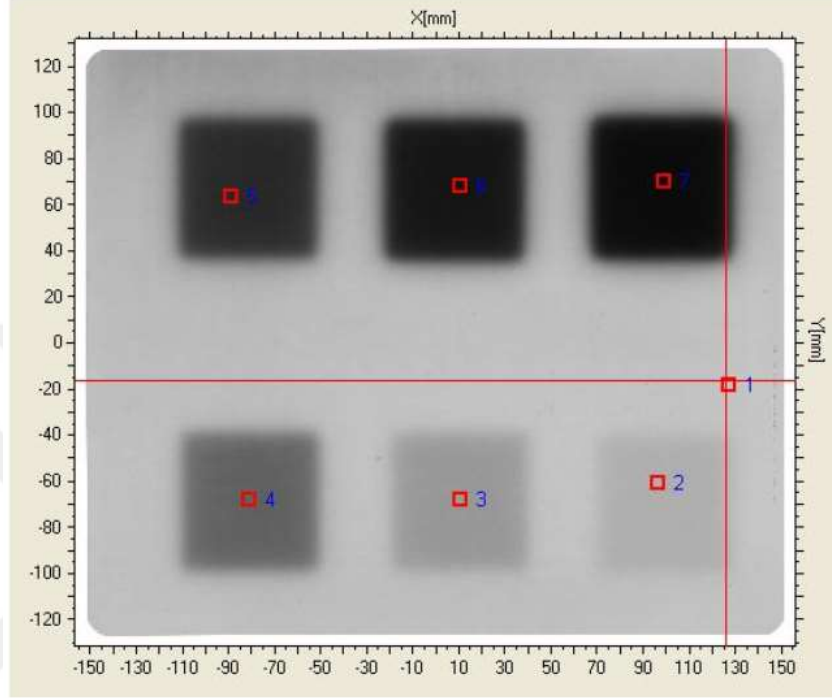
Şekil 50: Kalibrasyon filmi.

Film üzerindeki optik karmaların doz karşılıklarının girilerek kalibrasyon grafiğinin oluşturulması için “Scanditronix Welhöfer Omni-Pro IMRT” programına aktarılan kalibrasyon filmi üzerindeki farklı doz bölgeleri belirlendi (Şekil-51).



Şekil 51: Kalibrasyon filmi üzerindeki farklı doz bölgeleri.

Kalibrasyon filmi üzerindeki 10 cGy, 20 cGy, 50 cGy, 100 cGy, 150 cGy ve 200 cGy'lik doz bölgelerinde oluşan optik kararma miktarlarına karşılık gelen ışınlama doz miktarları girilerek 6 MeV elektron enerjisinin kalibrasyon grafiği elde edildi ve film analiz programına kaydedildi (Şekil-52).



Şekil 52: Kalibrasyon grafiğinin oluşturulması.

3.2.1.2- Termoluminesans Dozimetre (TLD) Kalibrasyonu

Kalibrasyon işlemine başlamadan önce kullanılacak olan 154 adet TLD'nin duyarlılığını artırmak için bir dizi ışınlama yapıldı. TLD'ler 6 MeV enerjili elektronlar kullanılarak 1 Gy ışınıldı ve ardından fırınlama işlemi yapılarak yükleri boşaltıldı (Şekil-53).



Şekil 53: TLD'lerin ışınlanması.

TLD100'lerin fırınlanması için 400 °C'de 1 saat ve ardından 100 °C'de 2 saat bekletildi. Bu işlem beş kez tekrarlanarak duyarlılığı artırılan TLD'lerin kalibrasyon işlemine başlandı (Şekil-54).



Şekil 54: TLD'lerin 400 °C'de 1 saat fırınlanması.

TLD'lerin ölçüme hazır hale getirilmesi için yapılan kalibrasyon işlemi üç aşamadan oluşmaktadır. Birinci aşamada radyasyona duyarlılıkları birbirine yakın olan TLD

grubunun belirlenmesi için 154 adet kare LiF TLD100 6 MeV elektron enerjisi kullanılarak 1 Gy ışınlandı. TLD'ler 100 °C'de 10 dakika fırımlandıktan sonra radyasyon yükleri TLD okuyucu kullanılarak belirlendi (Şekil-55).



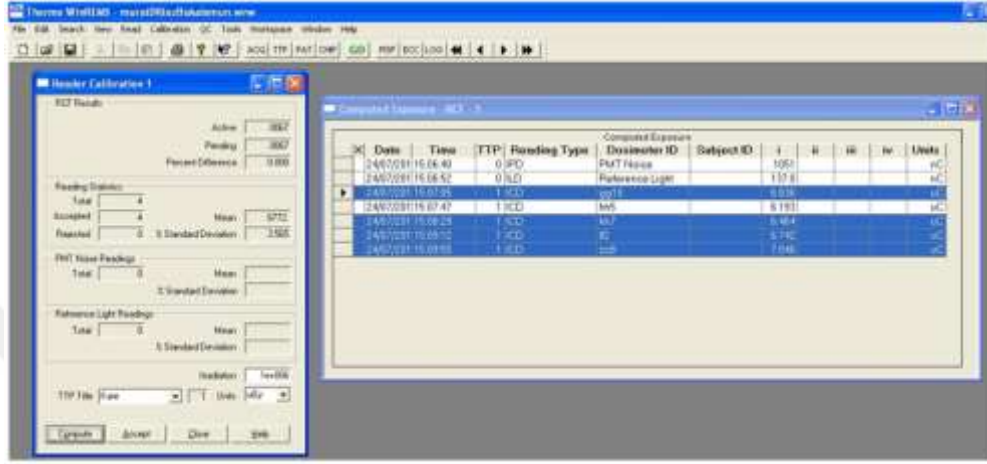
Şekil 55: TLD'lerin yüklerinin okuyucu kullanılarak belirlenmesi.

Birbirlerine göre radyasyona duyarlılık değişimi $\pm\%1$ aralığında olan 7 adet TLD okuyucu kalibrasyon faktörünün (RCF) belirlenmesi için seçildi. Diğer TLD'lerden radyasyon duyarlılıkları birbirine yakın ve $\pm\%5$ aralığında olan 87 adet TLD element düzeltme katsayılarının (ECC) belirlenmesi ve ölçümlerde kullanılmak üzere seçildi (Şekil-56). Duyarlılık aralığında olmayan TLD'ler "bad dosimeter" olarak belirlendi ve ayrıldı.

Date	Time	TTP	Reading Type	Dosimeter ID	Subject ID	Units
15/07/2011	15:33:27	0	GLD	Reference Light	113.3	µC
15/07/2011	15:33:46	1	GRD	---	7.144	---
15/07/2011	15:34:12	1	GRD	---	7.153	---
15/07/2011	15:35:39	1	GRD	---	7.152	---
15/07/2011	15:35:48	1	GRD	---	6.547	---
15/07/2011	15:36:32	1	GRD	---	7.162	---
15/07/2011	15:37:14	1	GRD	---	7.491	---
15/07/2011	15:38:08	1	GRD	---	7.639	---
15/07/2011	15:38:45	1	GRD	---	7.664	---
15/07/2011	15:38:52	1	GRD	---	7.925	---
15/07/2011	15:40:18	1	GRD	---	8.773	---
15/07/2011	15:41:02	0	GRD	PMT Noise	5828	µC
15/07/2011	15:41:22	0	GLD	Reference Light	118.8	µC
15/07/2011	15:41:36	1	GRD	---	7.162	---
15/07/2011	15:42:25	1	GRD	---	7.498	---
15/07/2011	15:43:04	1	GRD	---	7.614	---
15/07/2011	15:43:52	1	GRD	---	7.843	---
15/07/2011	15:44:39	1	GRD	---	8.395	---
15/07/2011	15:45:27	1	GRD	---	8.378	---
15/07/2011	15:46:14	1	GRD	---	7.723	---
15/07/2011	15:47:02	1	GRD	---	7.674	---
15/07/2011	15:47:50	1	GRD	---	7.638	---
15/07/2011	15:48:38	1	GRD	---	8.811	---
15/07/2011	15:49:18	0	GRD	PMT Noise	5513	µC
15/07/2011	15:51:04	0	GLD	Reference Light	118.8	µC
15/07/2011	15:51:18	1	GRD	---	7.074	---
15/07/2011	15:52:04	1	GRD	---	8.033	---
15/07/2011	15:52:52	1	GRD	---	8.894	---
15/07/2011	15:53:38	1	GRD	---	7.259	---
15/07/2011	15:54:28	1	GRD	---	7.594	---
15/07/2011	15:55:16	1	GRD	---	7.883	---
15/07/2011	15:55:43	1	GRD	---	7.783	---
15/07/2011	15:56:33	1	GRD	---	7.829	---
15/07/2011	15:57:21	1	GRD	---	7.111	---

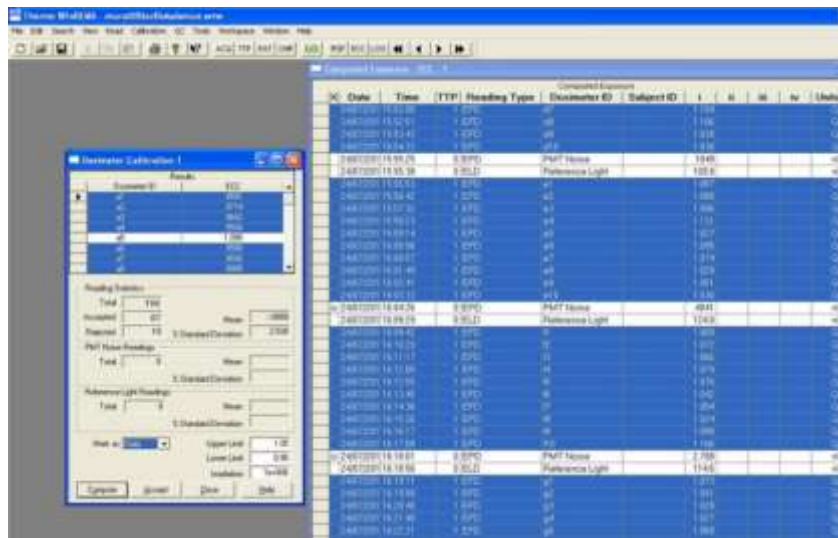
Şekil 56: TLD'lerin duyarlılıklarının belirlenmesi.

RCF ve ECC katsayılarının belirlenmesinde kullanılacak toplam 94 TLD 400 °C’de 1 saat ve 100 °C’de 2 saat fırınlanarak boşaltıldı. Yeniden 1 Gy ışınlanan TLD’ler 100 °C’de 10 dakika fırınlandı ve TLD okuyucuda yükleri belirlendi. Depoladıkları yük miktarları belirlenen 7 adet TLD’nin RCF kalibrasyon katsayısı belirlendi (Şekil-57).



Şekil 57: TLD’lerin RCF katsayılarının belirlenmesi.

Okuyucuda 87 adet TLD’nin yükleri belirlenerek her bir TLD’ye ait ECC katsayıları hesaplandı ve “WinREMS” programına kaydedildi. ECC katsayısı farklı olan bu TLD’ler numaralandırıldı ve kalibrasyon işlemi tamamlandı (Şekil-58).



Şekil 58: TLD’lerin ECC katsayılarının belirlenmesi.

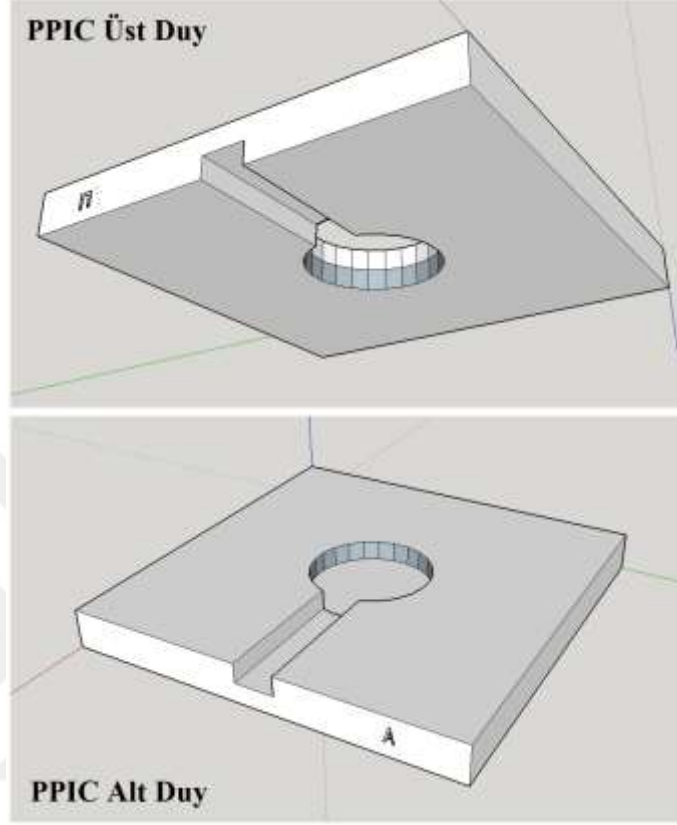
3.2.2- ABS Filamentinin Karakteristiklerinin Belirlenmesi

Üç boyutlu yazıcılar farklı amaçlarla radyoterapide kullanılmaya başlanmakla birlikte baskı materyallerinin terapötik radyasyon ile etkileşimi konusundaki bilgiler sınırlıdır (Robar et al., 2018), (Miloichikova et al., 2016). İdeal olarak baskı malzemesi suya benzer özelliklere sahip doku eşdeğeri olmalıdır. Radyoterapide kullanılan elektron radyasyonu esas olarak diğer yüklü parçacıkların elektrik alanları ile etkileştiğinden kütle yoğunluğu ve elektron yoğunluğu tarafından büyük ölçüde etkilenir. Siyah ABS plastik hemen hemen aynı elektron yoğunluğu, yakın etkin atom numarası (Z) ve benzer fiziksel yoğunluğa sahip olarak suyun özelliklerine en yakından filamenttir. ABS'nin suya eşdeğerliği en yüksek olan üç boyutlu baskı malzemesi olması ve klinik ortamda fantom ve bolus materyali olarak kullanılması uygun görülmeyle beraber kullanılacak filamentin radyasyona karşı nasıl davrandığının belirlenmesi önemlidir. Bunun için yapılacak ölçümler kullanılacak radyasyon türüne bağlı olarak farklılıklar içerebilir. Filamentler ve üç boyutlu baskı teknolojisinin radyoterapide kullanımının araştırılması henüz başlangıç aşamasındadır. Bu yüzden bu tezde kullandığımız siyah ABS filamentinin radyasyona karşı karakteristiklerinin belirlenmesi için bir dizi ölçüm yapılmıştır. İlk olarak bu filamentin radyasyon özelliklerini belirlemek amacıyla bilgisayarlı tomografi numarası (HU) karşılaştırılması, su eşdeğerliğinin belirlenmesi (TMR), düzlemsel doz ölçümü ve yüzde derin doz (%DD) ölçümleri yapılmıştır. Bu ölçümlerde paralel plan iyon odası (PPIC), EDR2 film ve tedavi planlama sistemi kullanılmıştır.

3.2.2.1- Siyah ABS Fantomlarının Tasarım ve Üretimi

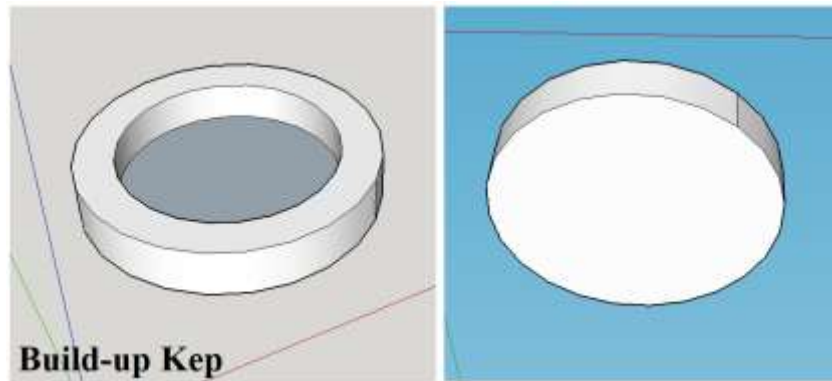
Radyoterapide rutin kullanımda olan RW3 katı fantomlar TMR ve %DD ölçümleri için uygundur. Ancak siyah ABS için bu fantomun üç boyutlu olarak tasarlanıp üretilmesi gerekmektedir. Siyah ABS fantomlarının tasarımında üç boyutlu çizim programı “*SketchUp Make*” versiyon 15.3.330 32-bit kullanıldı. Yapılacak TMR, film ve %DD ölçümlerinde kullanılacak olan radyasyon alanının 4x4 cm² olmasından dolayı üretilen siyah ABS fantom yüzeyi 10x10 cm² olarak tasarlandı. Alt ve üst

parçalardan oluşan PPIC ile uyumlu duy fantomların her birinin kalınlığı 10 mm olarak tasarlandı (Şekil-59).



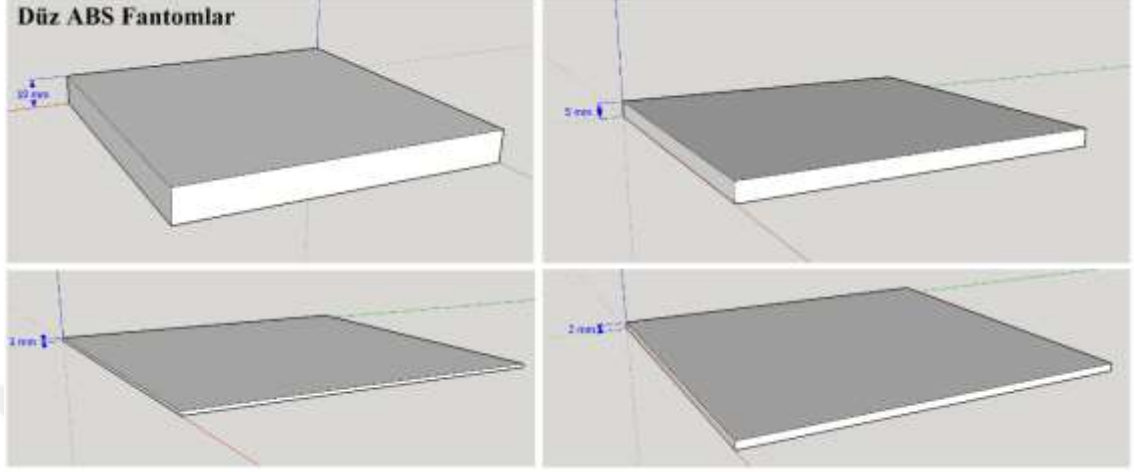
Şekil 59: PPIC uyumlu siyah ABS duy fantomlar.

PPIC'nin orijinal RW3 "build-up" kepi ile uyumlu 1 mm kalınlıklı ve 30 mm çapında siyah ABS "build-up" kep tasarlandı (Şekil-60).



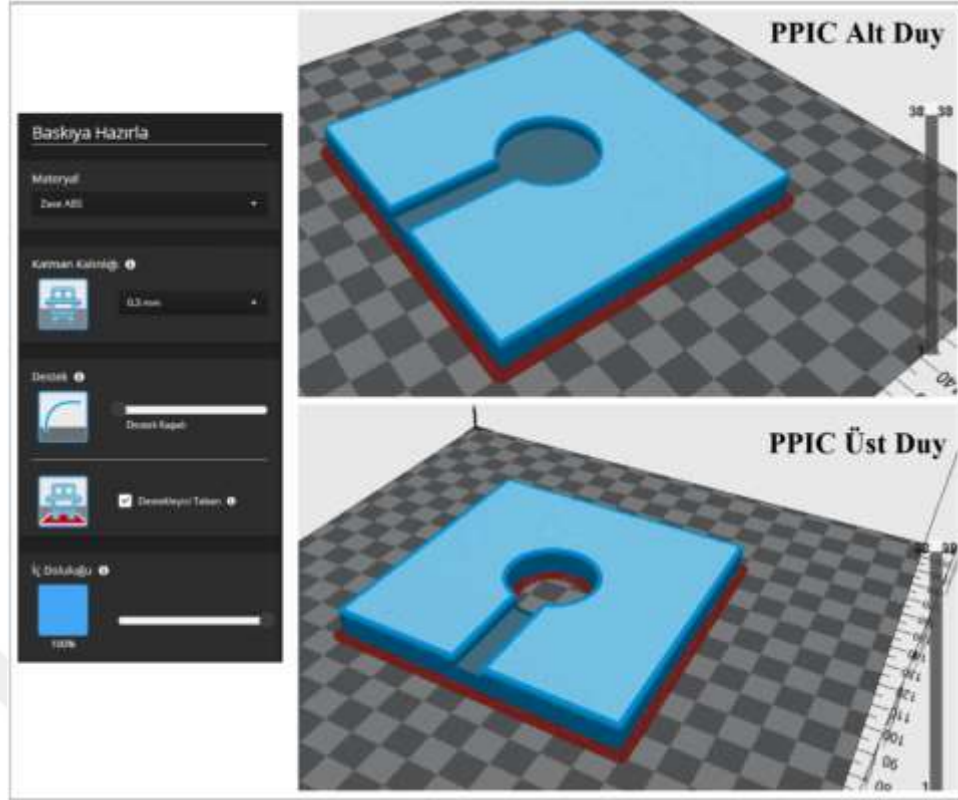
Şekil 60: PPIC uyumlu 1 mm siyah ABS build-up kep fantom.

Yapılacak olan TMR ve %DD ölçümlerinde kademeli olarak (1 mm) derinliği artırmamızı sağlayacak 10x10 cm² genişliğinde olan üç adet 10 mm, bir adet 5 mm, iki adet 2 mm ve bir adet 1 mm düz siyah ABS fantom tasarlandı (**Şekil-61**).



Şekil 61: Farklı derinlik varyasyonlarını sağlayacak düz siyah ABS fantomlar.

Üç boyutlu çizim programı kullanılarak tasarlanan siyah ABS fantomlar “.stl” dosya uzantılı olarak çizim programından dışa aktarıldı. Üç boyutlu baskıda kullanılacak olan “Zaxe” marka üç boyutlu yazıcıya ait “Zaxe desktop” versiyon 1.3.3.r1 programı ile tasarlanan fantomların üretilmesi işlemi gerçekleştirildi. Kullanılan filamentin türüne göre üç boyutlu yazıcının ayarlarının doğru yapılabilmesi için basımda kullanılacak siyah ABS filamentini seçilerek katman kalınlığı 0,3 mm ve iç doluluk %100 olarak ayarlanarak baskı için üç boyutlu yazıcıya yüklenecek “zaxe” uzantılı dosya oluşturulup dışa aktarıldı (**Şekil-62**).



Şekil 62: Üç boyutlu baskıya hazırlanan siyah ABS fantomları.

Tasarımı tamamlanan ve üç boyutlu baskı için hazırlanan tüm siyah ABS fantomlarının basımına başlandı (Şekil-63). Radyasyon ölçümlerinde kullanılacağından dolayı bu fantomların basımında iç doluluk oranı %100 olarak seçildi.



Şekil 63: Üç boyutlu baskı işlemi.

Tüm tasarlanan fantom ve yardımcı aparatların üç boyutlu baskı işlemi tamamlandı(Şekil-64).



Şekil 64: Siyah ABS düz fantom ve aparatlarının üç boyutlu baskı işlemleri.

Üretimi tamamlanan siyah ABS katı fantomlarının boyutları kontrol edildi. Hem TLD hem de PPIC uyumlu olan bu fantomlar toplam 13 parça olarak üretildi (Şekil-65).



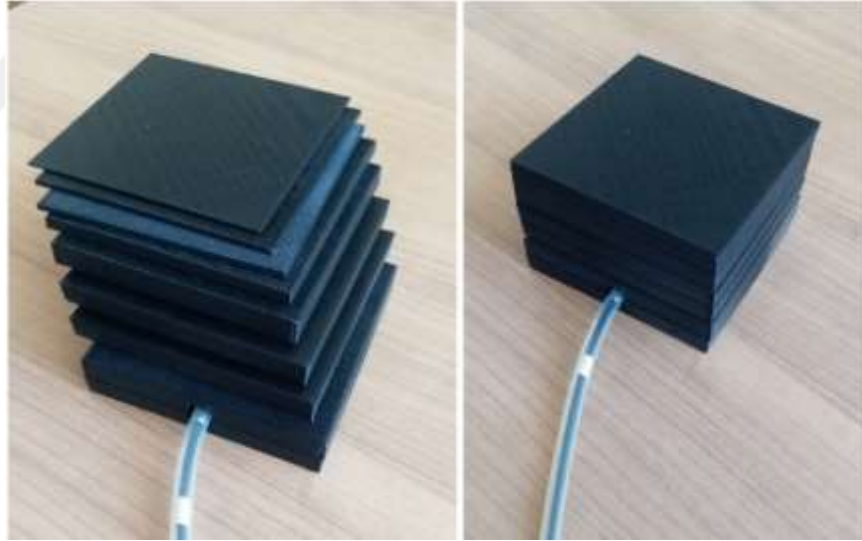
Şekil 65: Üretilen siyah ABS katı fantom seti.

Üretimi tamamlanan siyah ABS katı fantomlarının PPIC ile uyumu kontrol edildi (Şekil-66).



Şekil 66: Siyah ABS katı fantomlarının PPIC ile uyumunun kontrolü.

Üretilen siyah ABS katı fantomlarının birbiri ile uyumu da kontrol edildi. Üç boyutlu baskı kaynaklı şekil deformasyonları kontrol edildi. Düz fantomlarda oluşacak herhangi bir eğilip bükülmenin sonucu fantomlar arasında oluşacak hava boşluklarının ölçümleri etkilememesi sağlandı (**Şekil-67**). Bunun için üretim kaynaklı ufak pürüzler zımpara yapılarak giderildi.



Şekil 67: Siyah ABS katı fantomlarının PPIC ve birbiriyle uyumunun kontrolü.

Tüm tasarlanan fantom ve yardımcı aparatların üç boyutlu baskı işleminin tamamlanmasının ardından radyasyon karakteristikleri belirleme ölçümlerine başlanmıştır. Bu tezde elektron ışınları kullanılmasına rağmen ilk olarak aynı miktar enerjideki (6 MV) TMR ölçümleri yapılarak kullanılan filamentin su eşdeğerliliği kontrol edilip daha sonra elektron enerjisi için diğer karakteristik analizler yapılmıştır.

3.2.2.2- Siyah ABS'nin Su Eşdeğerliliğinin Araştırılması

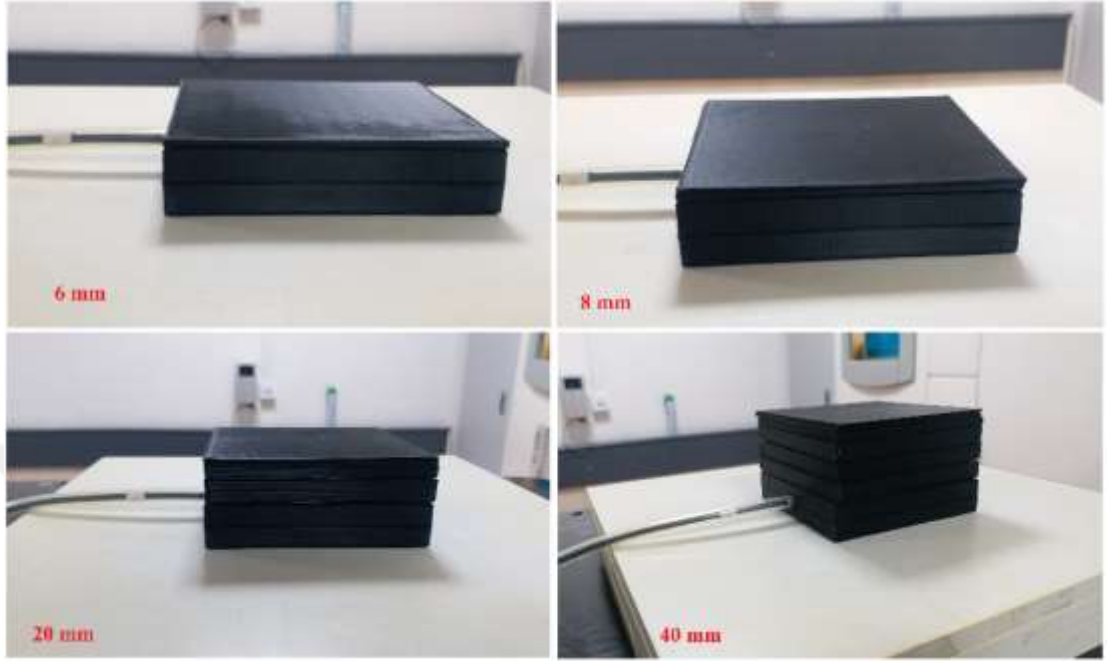
Radyoterapide kullanılan katı plastik fantomların su eşdeğerliliklerinin belirlenmesinde doku maksimum oranının (TMR) ölçülmesi gerekmektedir. Ortalama insan vücudu %65 sudan oluşur ve bu nedenle bazı uygulamalar için doku eşdeğeri yerine su eşdeğeri elde etmek daha uygun olabilir. ICRU'nun (International Commission on Radiation Units and Measurements) 44 numaralı raporunda suya eşdeğer olan bir plastik fantomda suya göre dozda %1'den daha büyük bir belirsizlik olması durumunda düzeltme faktörü kullanılması gerektiği belirtilmektedir (Of, 2016). Bununla birlikte, bir malzemenin hem foton hem de elektron ışınları için tüm derinliklerde ve tüm enerjilerde tamamen suya eşdeğer olması mümkün değildir. Hangi özelliklerin en önemli olduğu ile ilgili uygulamaya bağlı olarak bir seçim yapılmalıdır.

Siyah ABS'nin su eşdeğerliliğini belirleyebilmek için 6 MV foton ile TMR ölçümleri SAD (100 cm) kurulumu ile yapılarak RW3 ile karşılaştırıldı. TMR ölçümleri farklı kalınlıklara sahip basılı plastik levhalarla eşmerkezde PPIC kullanılarak nokta doz ölçümüyle yapıldı (**Şekil-68**).



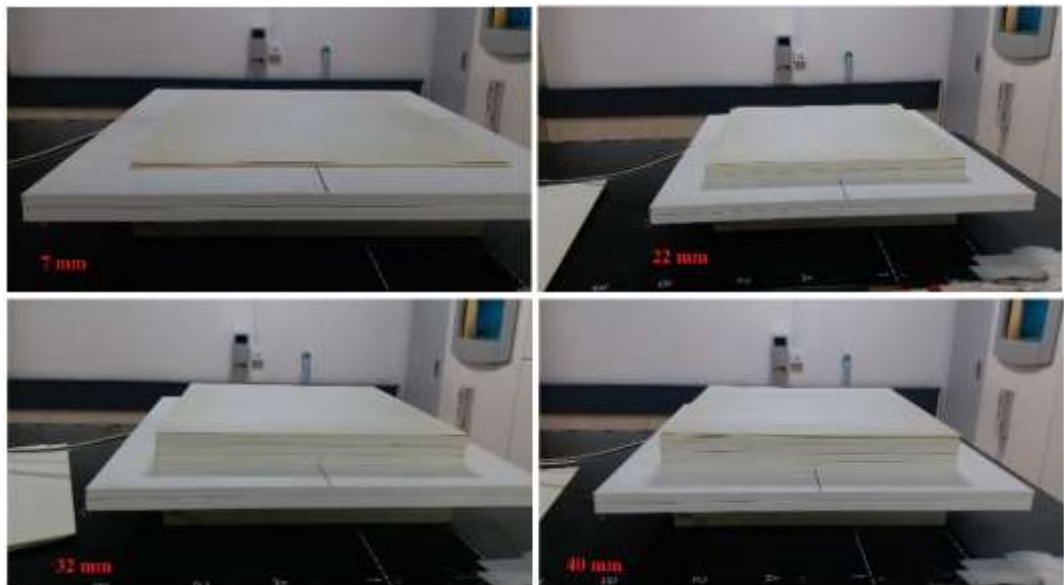
Şekil 68: RW3 ve ABS için TMR ölçümü SAD kurulumu.

Siyah ABS için 0-40 mm derinlik aralığında TMR ölçümü yapıldı. Gantri 0°'de, 4x4 cm² alana sahip TMR ölçümlerinde 200 MU ve 6 MV foton kullanıldı (Şekil-69).



Şekil 69: ABS için TMR ölçümü.

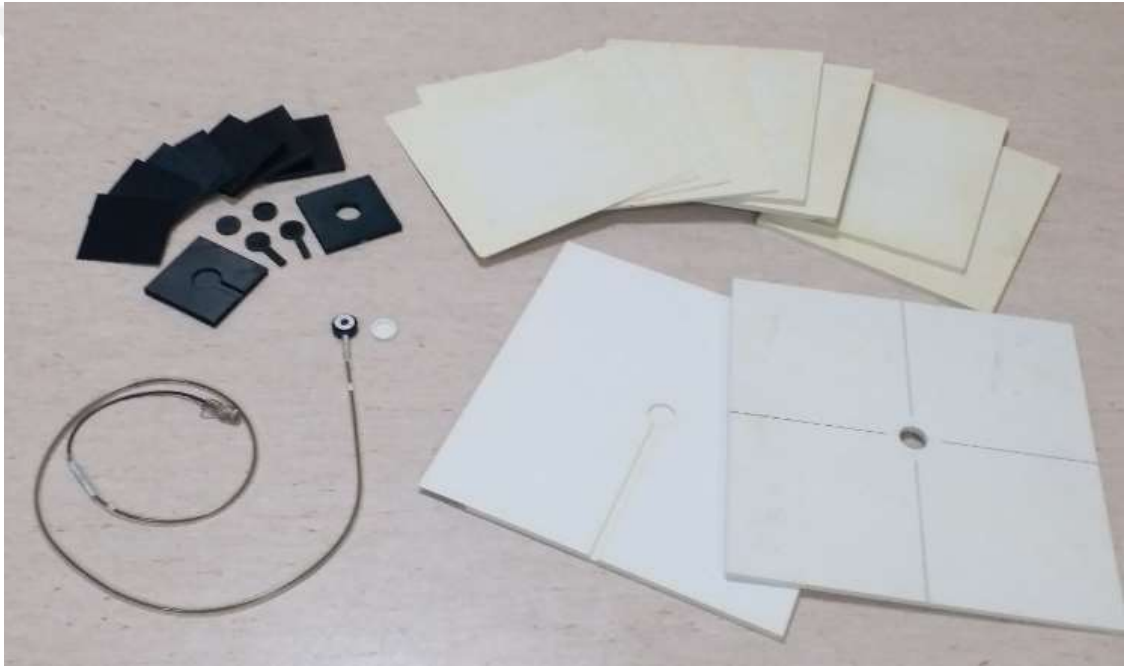
Benzer şekilde RW3 için 0-40 mm derinlik aralığında TMR ölçümü yapıldı (Şekil-70). RW3 katı fantom ve ABS katı fantom TMR ölçümleri karşılaştırıldı.



Şekil 70: RW3 için TMR ölçümü.

3.2.2.3- Yüzde Derin Doz (%DD) Ölçümleri

Üç boyutlu baskı malzemesinden yapılan plastik fantomun yapısı, radyasyon alanının geometrisi ve saçılan radyasyon gibi etkenlerin doz dağılımı üzerine etkisinin belirlenmesi için %DD ölçümleri yapıldı. PPC05 paralel plan iyon odası kullanılarak 6 MeV için %DD ölçümleri 6x6 cm² konüs için 4x4 cm² blok kullanılarak yapıldı. Siyah ABS ve RW3 %DD karşılaştırılması üç koşul için yapıldı (**Şekil-71**). Bu koşullar SSD 95 cm kurulumda PPIC odası ile ölçüm ve TPS kullanılarak belirlenen %DD'lara ek olarak HDRE-1 enerjisi ve TSEI kurulumunda SSD 310 cm'de %DD'lar belirlendi.



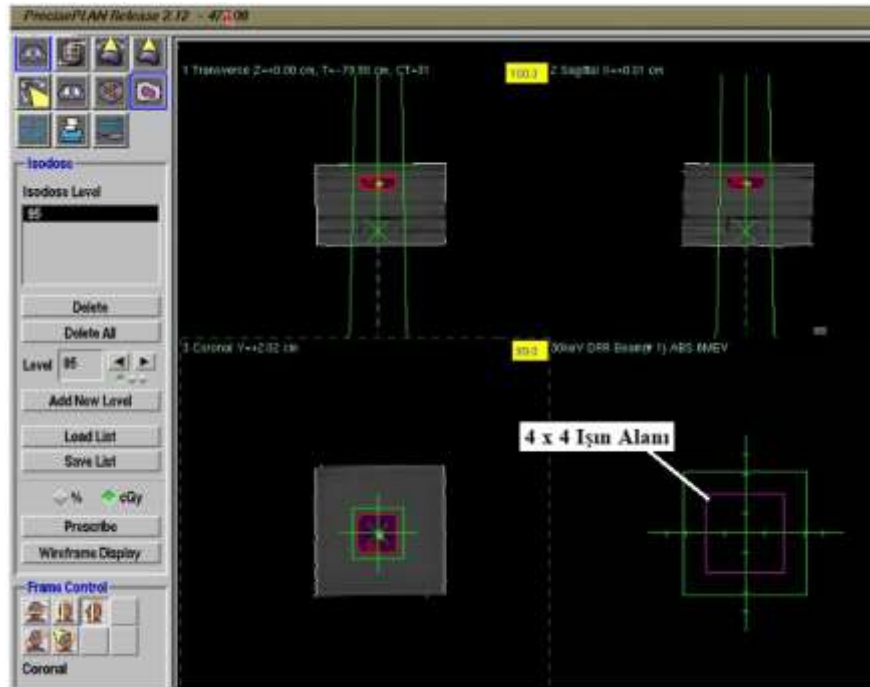
Şekil 71: PPIC, Siyah ABS ve RW3 katı fantomları.

TPS %DD ölçümleri için siyah ABS katı fantomlarının PPIC'li ve boş bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleri 2 mm kesit kalınlığı kullanılarak çekildi (**Şekil-72**).



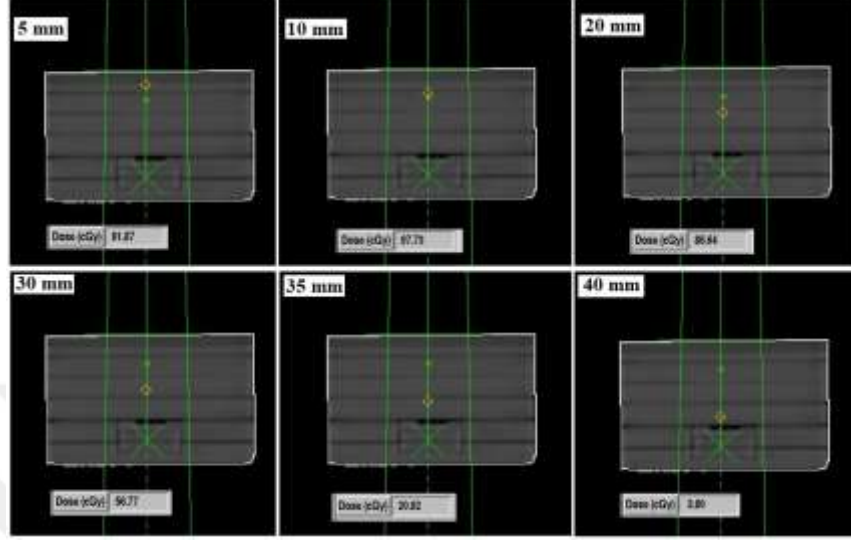
Şekil 72: Siyah ABS fantomunun BT çekimi.

BT görüntüleri tedavi planlama sistemine aktarılan siyah ABS fantomu üzerinde 6 MeV elektron enerjisi kullanılarak gantri 0°, SSD 95 cm ve 4x4 cm² ışın alanı kullanılarak %DD belirlenebilmesi için planlama yapıldı (Şekil-73).



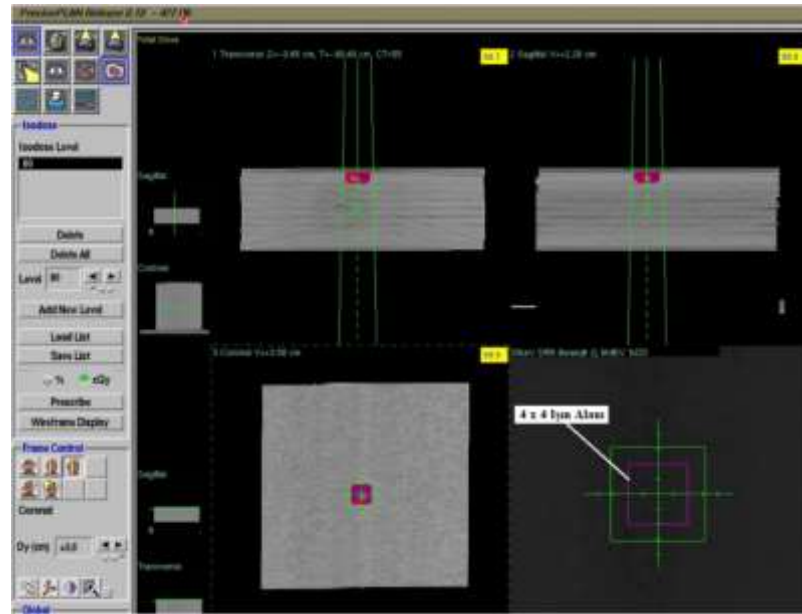
Şekil 73: Siyah ABS fantomunun TPS doz planlaması.

Tedavi planlama sistemindeki siyah ABS fantomu planlarındaki doz dağılımları yardımıyla 0-40 mm derinlik aralığında alan merkezi eksenindeki dozlar saptandı (Şekil-74). Bu veriler yardımıyla siyah ABS için %DD eğrisi elde edildi.



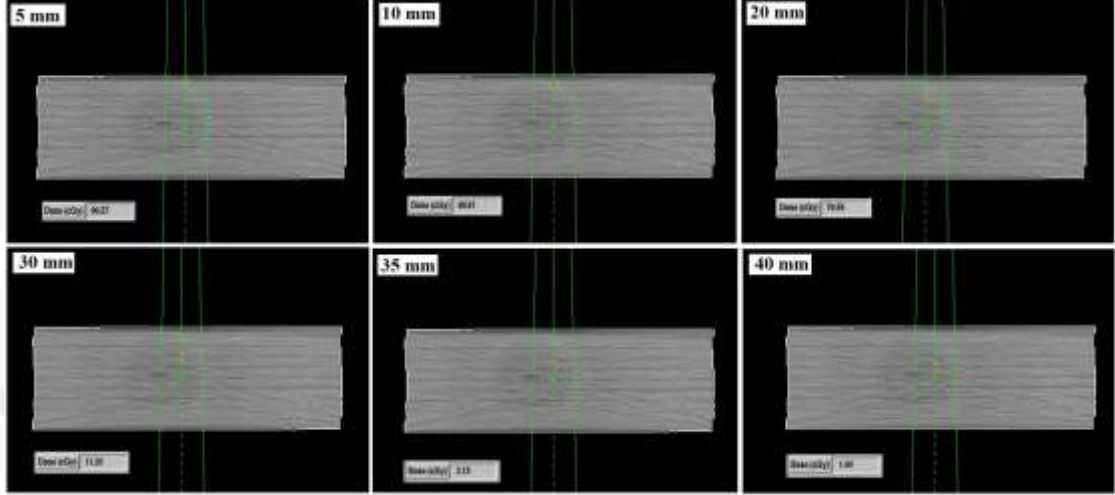
Şekil 74: Siyah ABS fantomunun farklı derinliklerdeki doz dağılımı.

Daha önceden planlama sistemine yüklü olan RW3 katı fantomlarına ait BT görüntüleri üzerinde yine aynı şekilde 6 MeV elektron enerjisi, gantri 0°, SSD 95cm ve 4x4 cm² ışın alanı kullanılarak %DD belirlenebilmesi için planlama yapıldı (Şekil-75).



Şekil 75: RW3 fantomunun TPS doz planlaması.

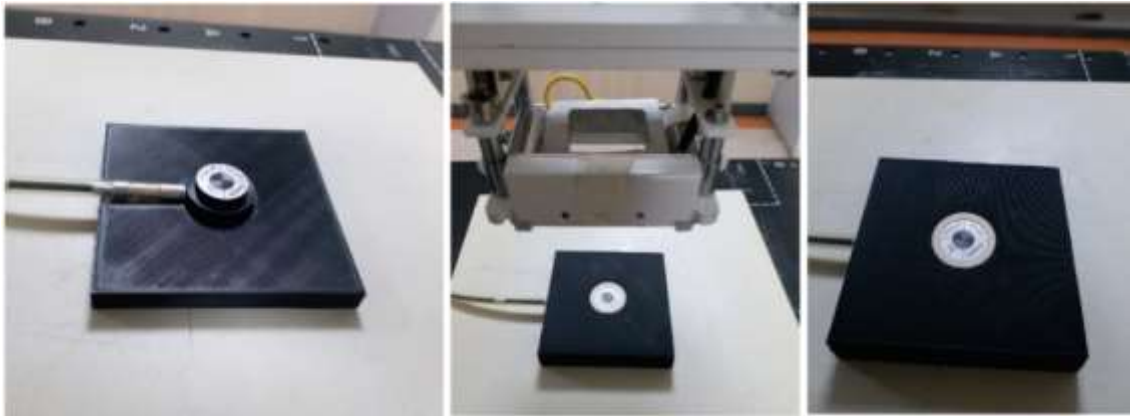
Tedavi planlama sistemindeki RW3 fantomu planlarındaki doz dağılımları yardımıyla 0-40 mm derinlik aralığında alan merkezi eksenindeki dozlar saptandı (Şekil-76). Bu veriler yardımıyla RW3 için %DD eğrisi elde edildi.



Şekil 76: RW3 fantomunun farklı derinliklerdeki doz dağılımı.

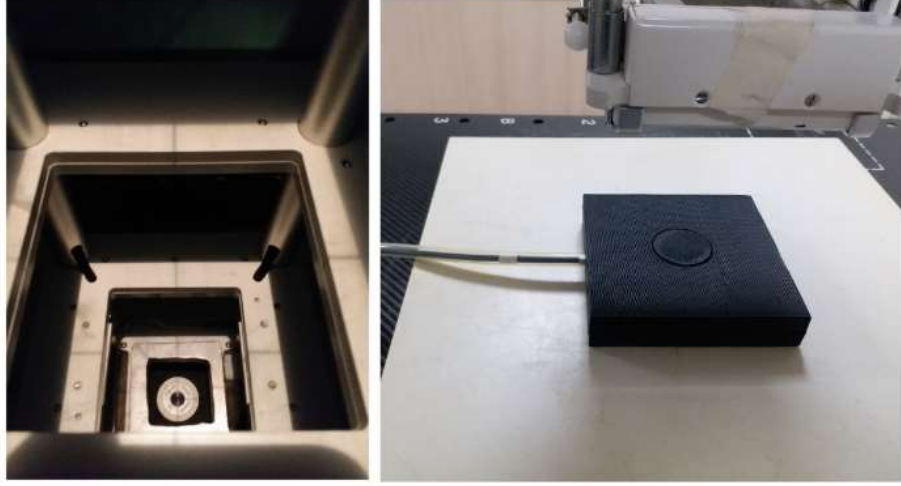
İkinci koşul için siyah ABS ve RW3 fantomlarında tedavi cihazında %DD ölçümü yapıldı. PPIC kullanılarak yapılan bu ölçümlerde elde edilen yüzde iyonizasyon eğrileri karşılaştırıldı.

Tedavi cihazında 6 MeV elektron enerjisi ile gantri 0°, SSD 95 cm ve 4x4 cm² ışın alanı kullanılarak siyah ABS fantomunda %DD ölçümü yapıldı. Bunun için siyah ABS fantomunun iyon odası duy parçaları PPIC fantoma yerleştirildi (Şekil-77).



Şekil 77: PPIC'nin siyah ABS fantomu duyuna yerleştirilmesi.

SSD 95 cm'de 6x6 cm² elektron konüsü ve 4x4 cm² blok kullanılarak siyah ABS ve PPIC kurulumu tamamlandı. Üretilen siyah ABS "build up" kep PPIC'ye takıldı (Şekil-78).



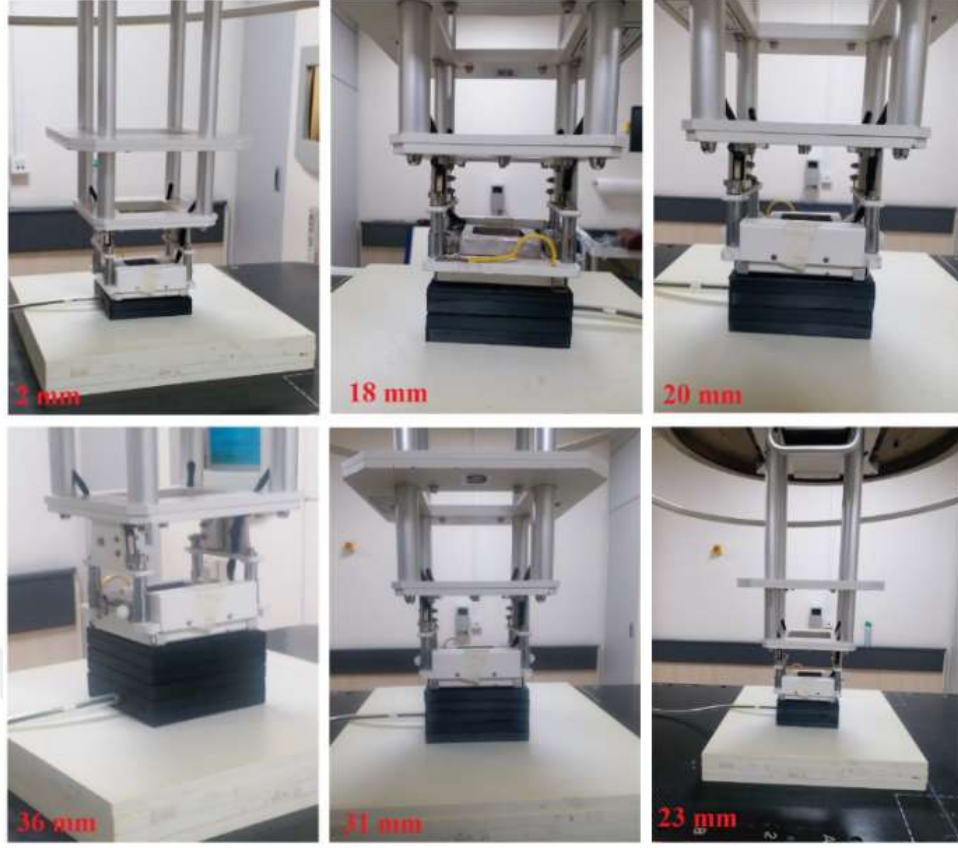
Şekil 78: Siyah ABS fantomu SSD 95 cm kurulumu.

Siyah ABS fantom parçaları birer milimetre kalınlıklarda PPIC'nin üzerine yerleştirilerek fantom yüzeyinde SSD 95 cm olacak şekilde ölçümler yapıldı. Her bir derinlikte yük bazında (nC) en az üç okuma yapıldı (Şekil-79).



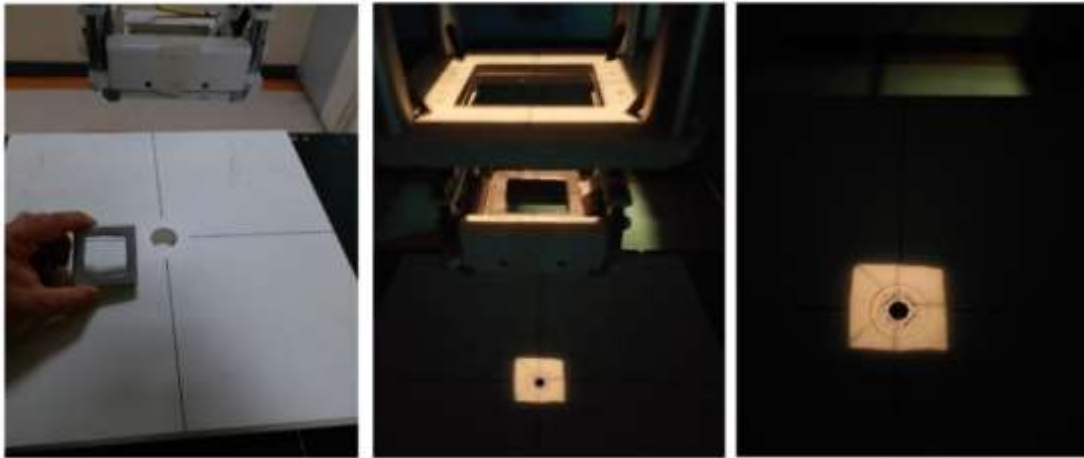
Şekil 79: Siyah ABS fantomunda bir derinlik için doz ölçümü.

Siyah ABS fantomunda %DD ölçümü için toplamda 0-40 mm derinlik aralığında alan merkezi eksenindeki dozlar belirlendi (Şekil-80). Bu veriler yardımıyla siyah ABS için 6 MeV yüzde iyonizasyon eğrisi elde edildi.



Şekil 80: Siyah ABS fantomunda farklı derinlikler için doz ölçümü.

Tedavi cihazında 6 MeV elektron enerjisi ile gantri 0° , SSD 95cm ve $4 \times 4 \text{ cm}^2$ ışın alanı kullanılarak RW3 fantomunda %DD ölçümü yapıldı. Bunun için RW3 fantomunun iyon odası duy parçaları kullanılarak PPIC fantoma yerleştirildi (**Şekil-81**).



Şekil 81: RW3 fantomu SSD 95 cm kurulumu.

RW3 fantom parçaları birer milimetre kalınlıklarda PPIC'nin üzerine yerleştirilerek fantom yüzeyinde SSD 95 cm olacak şekilde ölçümler yapıldı. Her bir derinlikte yük bazında (nC) en az üç okuma yapıldı (**Şekil-82**). RW3 %DD ölçümü için toplamda 0-40 mm derinlik aralığında alan merkezi eksenindeki dozlar belirlendi. Bu veriler yardımıyla RW3 için 6 MeV yüzde iyonizasyon eğrisi elde edildi.



Şekil 82: RW3 katı fantomunda farklı derinlikler için doz ölçümü.

Üçüncü koşul için siyah ABS ve RW3 fantomlarında TSEI ışınlama koşulları için tedavi cihazında %DD ölçümü yapıldı. Böylece standart ışınlama koşullarından daha büyük ışın alanı ve daha uzun SSD mesafelerinde %DD'larda beklenmeyen değişimlerin olup olmadığı kontrol edilebildi. PPIC kullanılarak yapılan bu ölçümlerde elde edilen yüzde iyonizasyon ve %DD eğrileri karşılaştırıldı.

Tedavi cihazında HDRE-1 (6 MeV) elektron enerjisi ile gantri 90°, SSD 310 cm ve 23x23 cm² ışın alanı kullanılarak siyah ABS fantomunda %DD ölçümü yapıldı. Bunun için siyah ABS fantomunun iyon odası duvar parçaları PPIC fantoma yerleştirildi (**Şekil-83**).



Şekil 83: Siyah ABS fantomu SSD 310 cm kurulumu.

Siyah ABS fantom parçaları birer milimetre kalınlıklarda PPIC'nin önüne yerleştirilerek fantom yüzeyinde SSD 310 cm olacak şekilde ölçümler yapıldı. Her bir derinlikte yük bazında (nC) en az üç okuma yapıldı (**Şekil-84**).



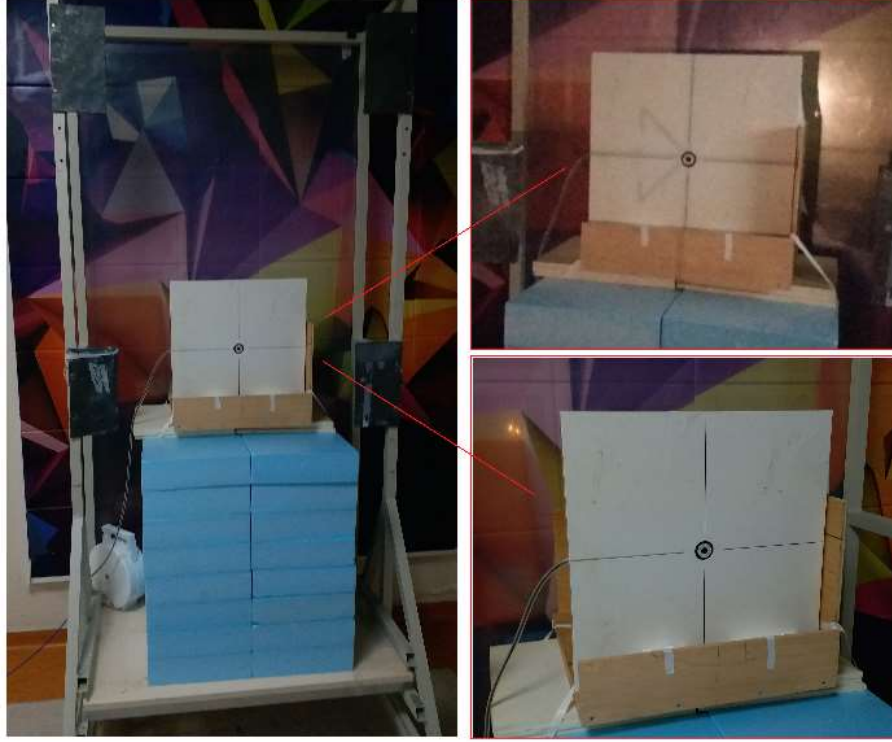
Şekil 84: Siyah ABS fantomunda gantri 90° de bir derinlik için doz ölçümü.

Siyah ABS %DD ölçümü için toplamda 0-40 mm derinlik aralığında alan merkezi eksenindeki dozlar belirlendi (**Şekil-85**). Bu veriler yardımıyla siyah ABS için HDRE-1 (6 MeV) yüzde iyonizasyon eğrisi elde edildi. Yüzde iyonizasyon eğrisi $S_{w,air}$ değerleri yardımıyla %DD eğrisine dönüştürüldü.



Şekil 85: Siyah ABS katı fantomunda gantri 90° de farklı derinlikler için doz ölçümü.

Tedavi cihazında HDRE-1 (6 MeV) elektron enerjisi ile gantri 90°, SSD 310 cm ve 23x23 cm² ışın alanı kullanılarak RW3 fantomunda %DD ölçümü yapıldı. Bunun için RW3 fantomunun iyon odası duy parçaları PPIC fantoma yerleştirildi (**Şekil-86**).



Şekil 86: RW3 fantomu SSD 310 cm kurulumu.

RW3 fantom parçaları birer milimetre kalınlıklarda PPIC'nin önüne yerleştirilerek fantom yüzeyinde SSD 310 cm olacak şekilde ölçümler yapıldı. Her bir derinlikte yük bazında (nC) en az üç okuma yapıldı (**Şekil-87**).



Şekil 87: RW3 fantomunda gantri 90°'de bir derinlik için doz ölçümü.

RW3 %DD ölçümü için toplamda 0-40 mm derinlik aralığında alan merkezi eksenindeki dozlar belirlendi (Şekil-88). Bu veriler yardımıyla RW3 için HDRE-1 (6 MeV) yüzde iyonizasyon eğrisi elde edildi. Yüzde iyonizasyon eğrisi $S_{w,air}$ değerleri yardımıyla %DD eğrisine dönüştürüldü.

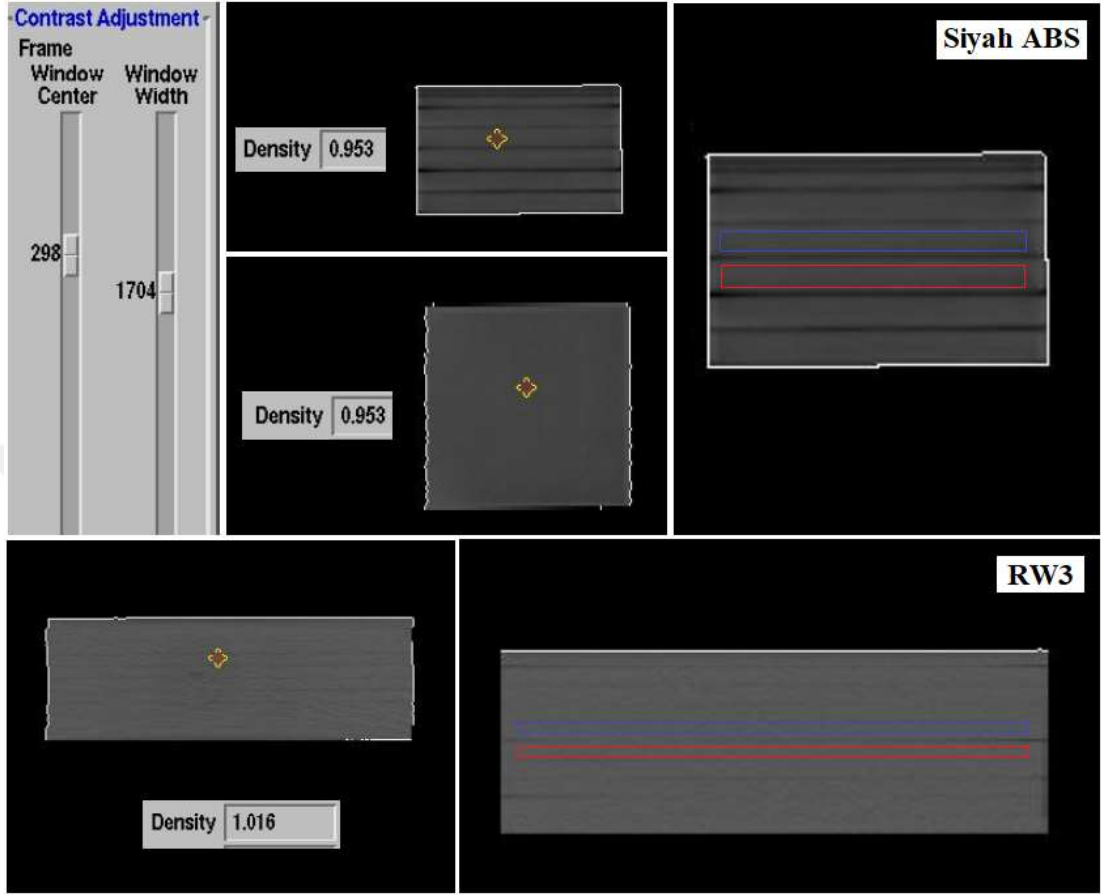


Şekil 88: RW3 katı fantomunda gantri 90°'de farklı derinlikler için doz ölçümü.

3.2.2.4- Homojenitenin Belirlenmesi

BT numarası (HU) suya en yakın baskı malzemesi olduğu için ABS suya en yakın eşdeğer filamenttir. Siyah ABS düz fantomların homojenliklerini ve düzgünlüklerini değerlendirmek için BT çekimi yapıldı. Tedavi planlama sistemine aktarılan bu görüntüler üzerinde HU değerleri kullanılarak ABS'nin radyasyona bağlı karakteristik özellikleri belirlendi. Homojenliği belirlemek için üç boyutlu yazıcıda kullanılan siyah ABS filamentinin ortalama HU değerleri belirlendi. RW3 ve siyah ABS fantomlarının elektron yoğunlukları ve ortalama HU değerleri belirlendi. Ayrıca pencere seviyeleri ortalama ve ortalamadan standart sapma alındı. Bunun için ortalama olarak ayarlanan pencere seviyesinde ve pencere standart sapmasının dört katı olarak ayarlanmış bir

ekran görüntüsü (W/L: 1700/300) alındı (**Şekil-89**). Burada RW3 ve siyah ABS'nin homojenite benzerlik ve farklılıkları değerlendirildi.

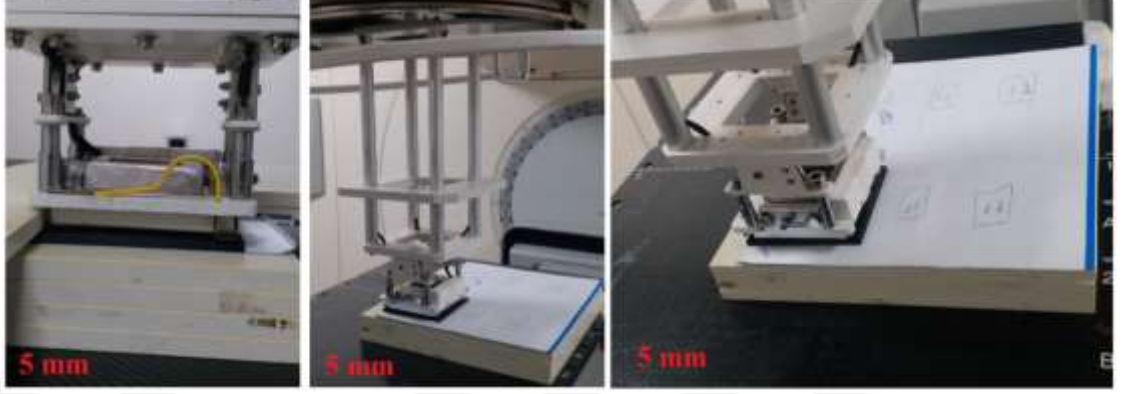


Şekil 89: Siyah ABS ve RW3 için homojenite karşılaştırılması.

3.2.2.5- Düzlemsel Doz Analizi

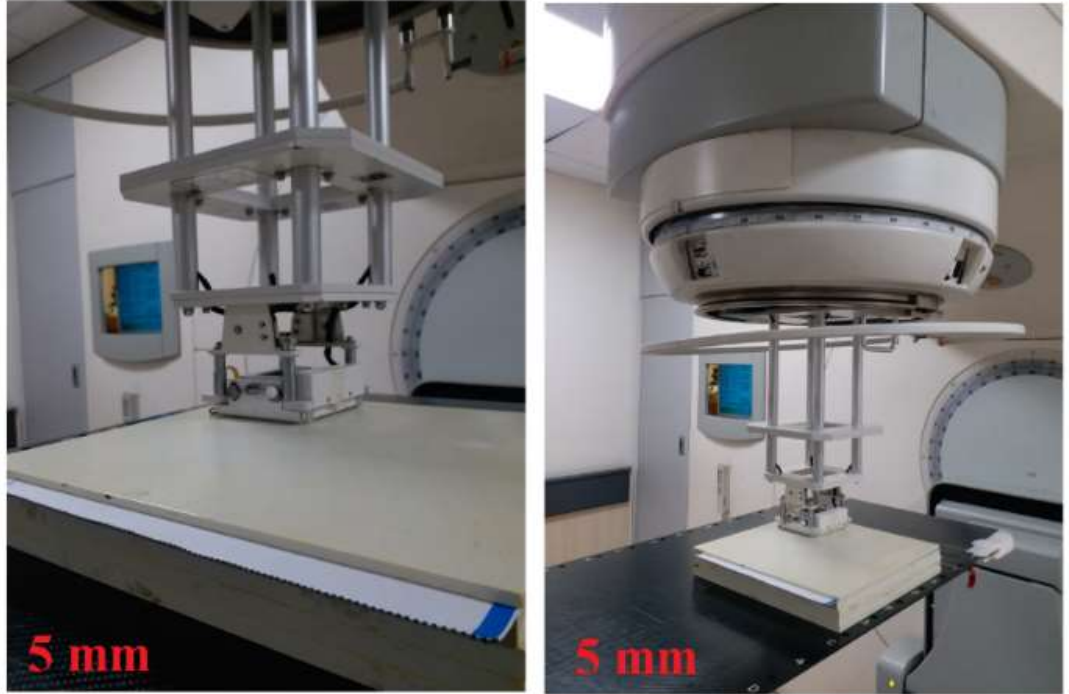
Yapılan noktasal doz karşılaştırmalarının yanı sıra huzme olarak gelen radyasyonun tüm tedavi alanı boyunca siyah ABS ile etkileşimi de incelendi. Farklı derinliklerde RW3 ve siyah ABS için gama analizi yapıldı. Ayrıca RW3 ve siyah ABS arasında doz absorpsiyon farklılıklarını eşzamanlı olarak belirlemek için profil analizi yapıldı. Gama indeks analizi için %3 doz farkı ve 3 mm DTA kriterleri kullanıldı. Tüm ışın alanının en az %95'inde gama indeks kriterlerinin sağlanması uygun kabul edildi.

İlk düzlemsel analiz 5 mm derinlikte 4x4 cm² alan için 6 MeV elektron enerjisi kullanılarak SSD 95 cm’de yapıldı. Siyah ABS fantom için EDR2 filme 100 MU verilerek düzlemsel doz dağılımı elde edildi (Şekil-90).



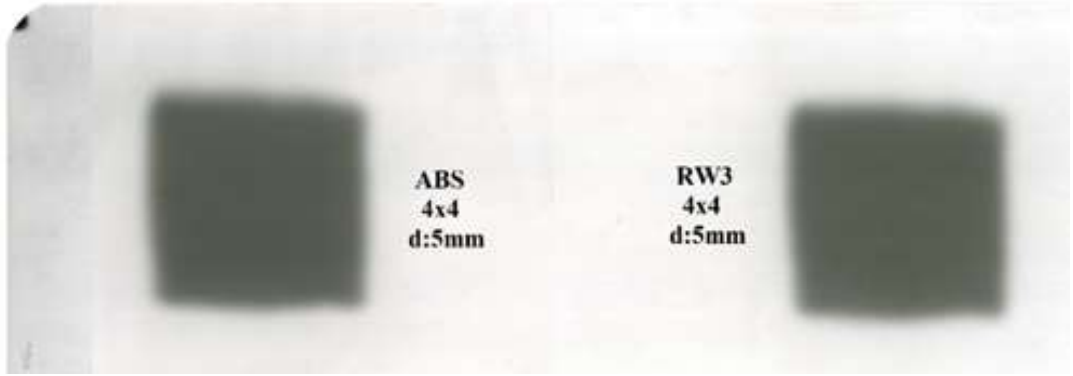
Şekil 90: Siyah ABS için 5 mm derinlikte düzlemsel doz ölçümü kurulumu.

Aynı kurulum kullanılarak RW3 fantom için EDR2 filme yine 100 MU verilerek düzlemsel doz dağılımı elde edildi (Şekil-91).



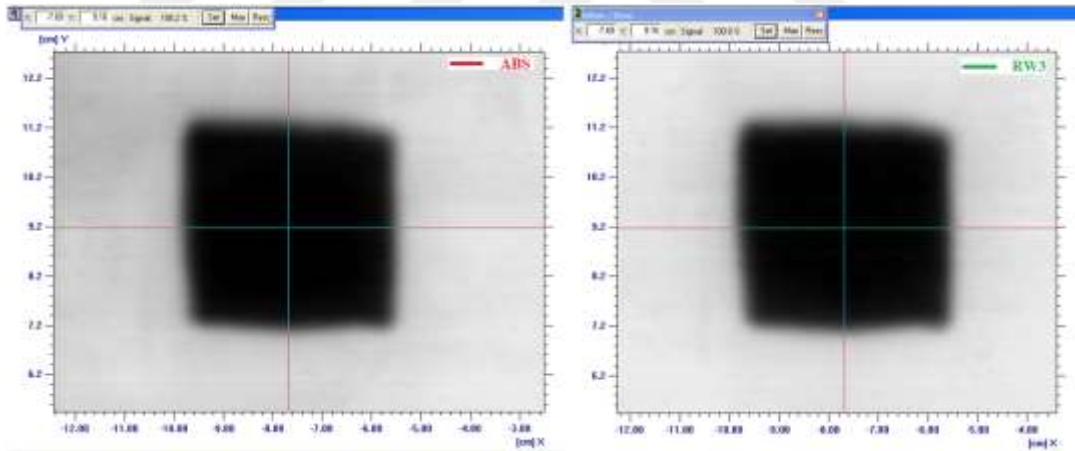
Şekil 91: RW3 için 5 mm derinlikte düzlemsel doz ölçümü kurulumu.

Siyah ABS ve RW3 katı fantomlarında yapılan ışınlama sonrasında EDR2 film banyo edilerek ışınlamaya bağlı oluşan doz kararmaları elde edildi (Şekil-92).



Şekil 92: RW3 ve siyah ABS için 5 mm derinlikte ışınlanan EDR2 filmi.

Epson film tarayıcıda 48 bit ve 300 dpi'da okutulan EDR2 film analiz programı "Omni-Pro IMRT" 'ye yüklenerek analizler yapıldı (Şekil-93).



Şekil 93: 5mm derinlikte ışınlanan RW3 ve siyah ABS'nin analizi.

İkinci düzlemsel analiz maksimum doz derinliği olan 13 mm'de 4x4 cm² alan için 6 MeV elektron enerjisi kullanılarak SSD 95 cm'de yapıldı. Siyah ABS fantom için EDR2 filme 100 MU verilerek düzlemsel doz dağılımı elde edildi (Şekil-94).



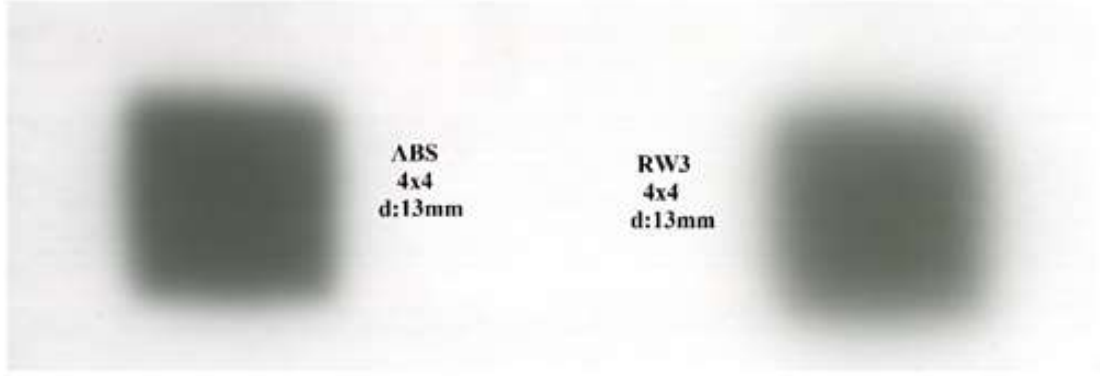
Şekil 94: Siyah ABS için 13 mm derinlikte düzlemsel doz ölçümü kurulumu.

Aynı kurulum kullanılarak RW3 fantom için EDR2 filme yine 100 MU verilerek düzlemsel doz dağılımı elde edildi (**Şekil-95**).



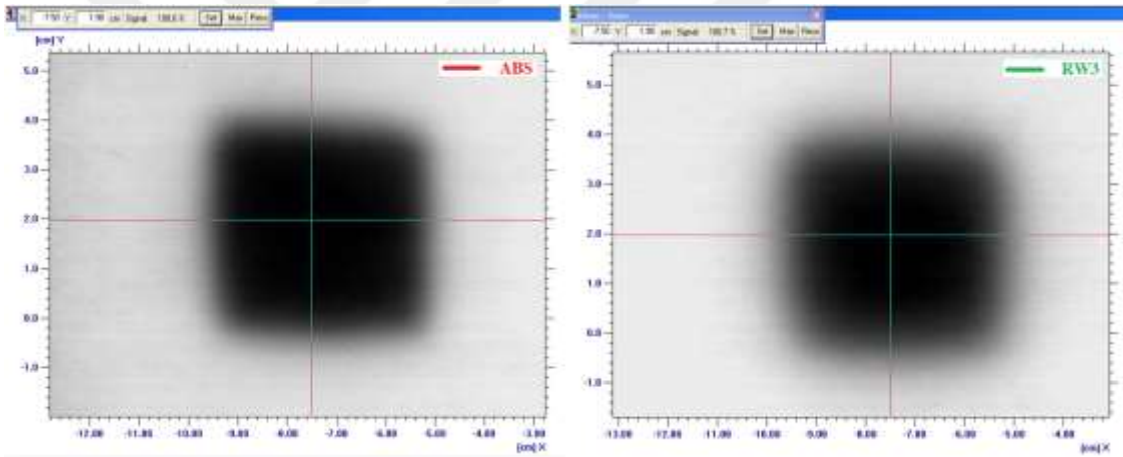
Şekil 95: RW3 için 13 mm derinlikte düzlemsel doz ölçümü kurulumu.

Siyah ABS ve RW3 katı fantomlarında yapılan ışınlama sonrasında EDR2 film banyo edilerek ışınlamaya bağlı oluşan doz karmalarını elde edildi (**Şekil-96**).



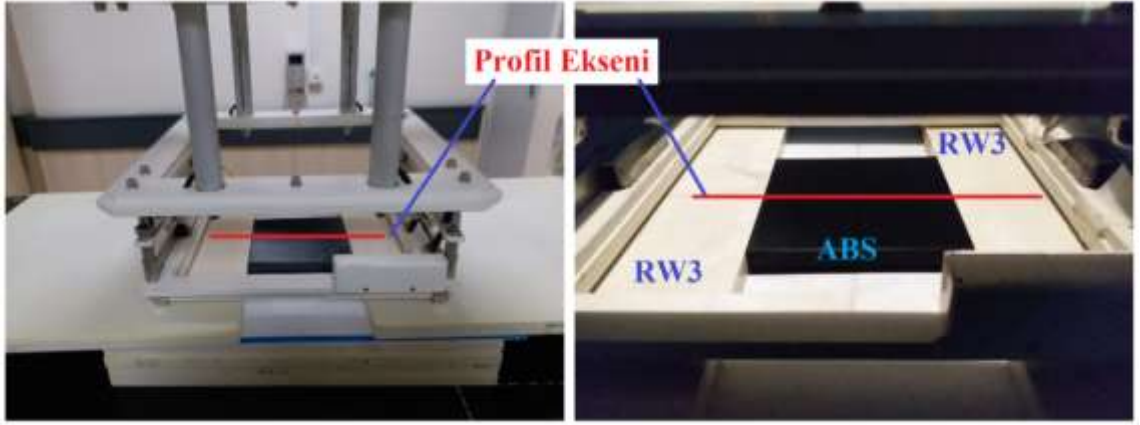
Şekil 96: RW3 ve siyah ABS için 13 mm derinlikte ışınlanan EDR2 filmi.

Epson film tarayıcıda 48 bit ve 300 dpi’da okutulan EDR2 film analiz programı “Omni-Pro IMRT” ’ye yüklenerek analizler yapıldı (**Şekil-97**).



Şekil 97: 13 mm derinlikte ışınlanan RW3 ve siyah ABS’nin analizi.

RW3 ve siyah ABS arasında doz absorpsiyon farklılıklarını eşzamanlı olarak belirlemek için profil analizi yapıldı. Bunun için iki materyale ait fantomların ortak kullanıldığı ışınlama kurulumu yapıldı. En yüksek doz derinliği olan 13 mm’de EDR2 film kullanılarak yapılan bu ölçüm için iki sıra RW3 fantom arasına bir sıra siyah ABS fantom yerleştirildi (**Şekil-98**).



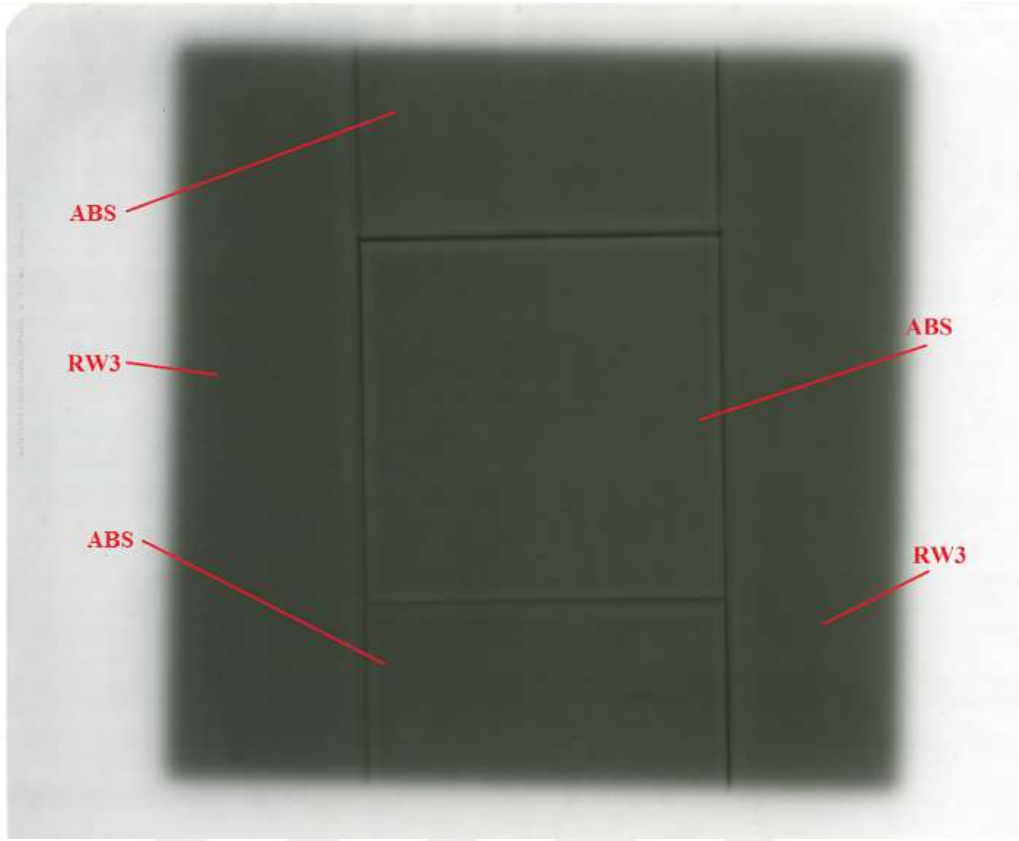
Şekil 98: RW3 ve siyah ABS için eş zamanlı profil ışınlaması kurulumu.

SSD 95 cm ve 6 MeV elektron enerjisi kullanılarak 20x20 cm² ışın alanının kullanıldığı bu ölçüm için filme 100 MU verildi (**Şekil-99**).



Şekil 99: RW3 ve siyah ABS için eş zamanlı profil ışınlaması.

Siyah ABS ve RW3 katı fantomlarında yapılan ışınlama sonrasında EDR2 film banyo edilerek ışınlamaya bağlı oluşan doz kararmaları elde edildi (**Şekil-100**).



Şekil 100: RW3 ve siyah ABS için eşzamanlı profil kontrolü filmi.

Epson film tarayıcıda 48 bit ve 300 dpi’da okutulan EDR2 film analiz programı “Omni-Pro IMRT”ye yüklenerek analizler yapıldı.

3.2.3- Stanford Tüm Cilt Elektron Işınlaması “Commissioning” Ölçümleri

Tüm cilt yüzeyinin ışınlandığı büyük alanlarda absorbe dozu ölçmenin zorluğu ve elektronların kısa menzilli olmaları nedeniyle dozimetri ölçümleri karışıktır. Birçok detektör yüksek gradyentli derin doz alanları için farklı yanıtlar verdiği için bu ölçümlerde uygun ve doğru dozimetre seçimi önemlidir. TSEI için kullanılacak dozimetreler iyon odaları, film dozimetreler, TLD’ler, “*fricke*” dozimetreler, elektron toplayıcılarıdır (Şekil-101). Ayrıca katı fantom ölçümlerinde paralel plan iyon odalarının kullanılması uygundur. Yüksek duyarlılıkta, iyon odaları kadar hassas olmaları, kablo bağlantısız ve küçük olmaları nedeniyle TSEI için kullanılması en uygun dozimetreler TLD’lerdir.



Şekil 101: Başlangıç ölçümünde kullanılan dozimetreler.

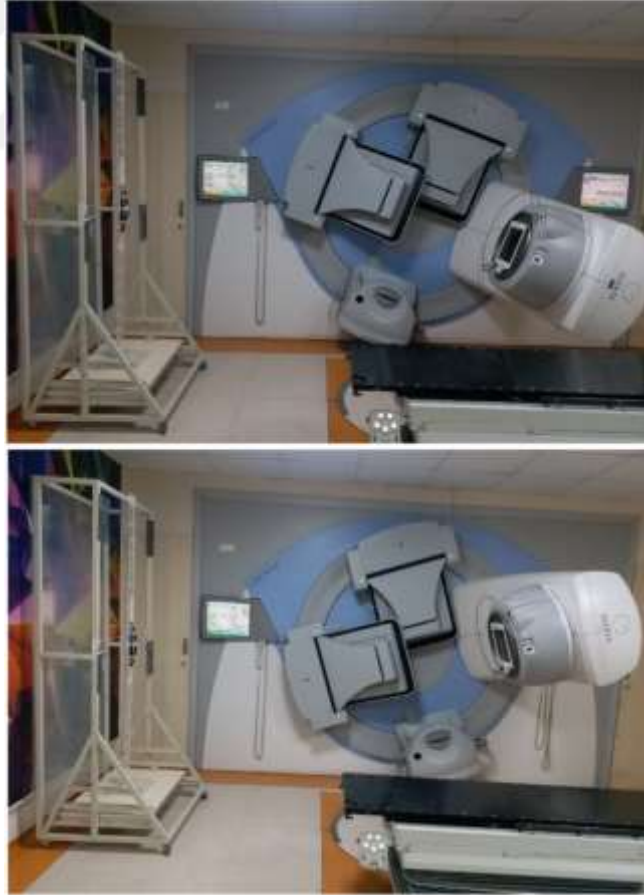
Stanford tekniği ile TSEI'yi uygulayabilmek için yapılacak başlangıç ölçümleri (commissioning) yedi başlık altında toplanabilir. Bunlar profil ölçümleri, derin doz ölçümleri, absorbe doz kalibrasyonu, bileşik doz ölçümleri, tedavi derinliğinin belirlenmesi, tedavi süresinin belirlenmesi, X-ışını kontaminasyonu enerjisi ve miktarının ölçülmesidir. Bu ölçümlerin tamamlanmasının ardından hastalara TSEI tedavisi uygulanabilir. Başlangıç ölçümlerinin uygulanması esnasında kullanılacak yardımcı materyaller antropomorfik insan fantomu, RW3 katı fantom, kurşun ve bakır levhalardır (Şekil-102).



Şekil 102: Başlangıç ölçümünde kullanılan fantom ve yardımcı materyaller.

3.2.3.1- Tedavi Gantri Açılarının Belirlenmesi (Profil Ölçümleri)

Tedavi gantri açılarının belirlenmesinde kullanılan profil ölçümleri TLD ya da paralel plan iyon odaları kullanılarak yapılabilmektedir. Bu ölçümlerde tek bir ışın alanının kullanılması yeterli değildir. Stanford TSEI tekniğinde altı hasta tedavi pozisyonunun her birinde bir ışın çifti kullanılarak tedavi düzlemi boyunca (200 cm) homojen doz dağılımının sağlanması amaçlanır. Bu yüzden profil ölçümlerinde bir ışın çifti kullanılır. Tedavi düzleminde dikey ve yatay doğrultularda iki eksende doz homojenliğini sağlayan açılı tedavi açıları olarak belirlenir. AAPM (The American Association of Physicists in Medicine) 23 numaralı raporunda tedavi düzleminde homojenitenin sağlanabilmesi için doz değişiminin dikeyde (vertikal) 160 cm boyunca $\pm\%8$ ve yatayda 40 cm boyunca $\pm\%4$ 'ü geçmemesi bildirilmiştir (Karzmark et al., 1987). Bu kriterlerle profil düzgünlüğünü sağlayan gantri açılı tedavi açıları olarak belirlenir (Şekil-103).



Şekil 103: Vertikal profil ölçümü

Tedavi gantri açılarının bulunması için yapılan vertikal eksen profil ölçümlerinin yanı sıra bu ölçümleri daha kısa sürede, daha az iş yüküyle tamamlayabilmek için profili hızlı belirleme yöntemi ve ayrıca bu yöntemde kullanılacak “*Gantry finder*” programı geliştirilip doğrulanmıştır. Son olarak bu tezde geliştirilen IM-TSEI tekniğinin özelliklerinin belirlenmesinde kullanılacak farklı açı çiftleri için derinliğe bağlı doz değişim ölçümleri yapılmıştır.

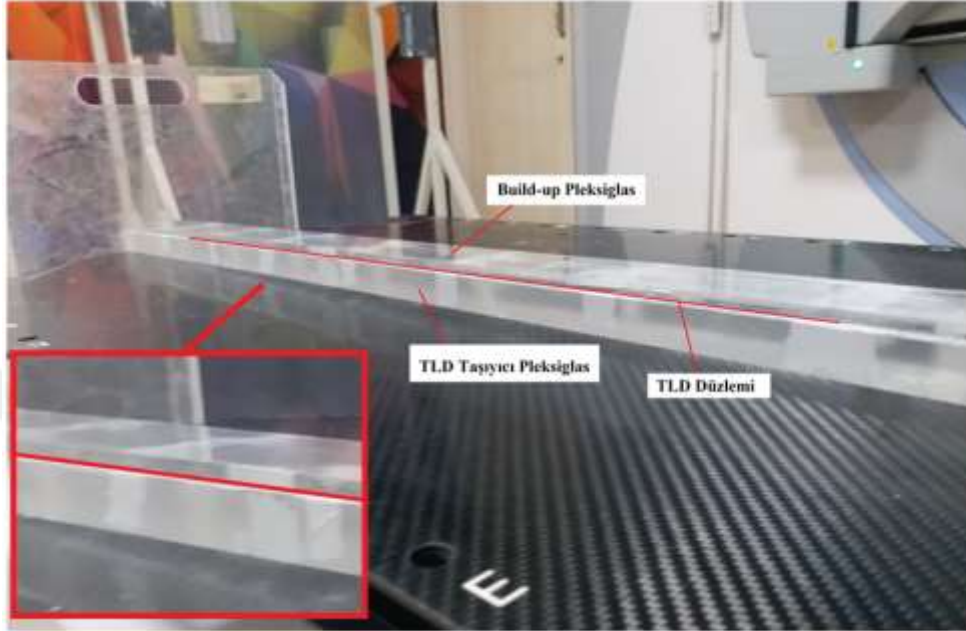
3.2.3.1.1- Profil Ölçümleri

Tedavi gantri açılarının bulunması için yapılacak vertikal ve yatay eksen profil ölçümlerinde TLD'lerin konumlandırılması ve tedavi mesafesinin (SSD: 310 cm) ayarlanmasında 200 cm boy, 5 cm en ve 2,5 cm kalınlığa sahip pleksiglas çubuk kullanıldı. Vertikal profil ölçümlerinde +100 cm/-100 cm, yatay profil ölçümlerinde +40 cm/-40 cm aralığında ölçümler yapıldı. Pleksiglas çubuğun orta noktası “*sifir*” konumu olarak belirlendi. Pleksiglas çubuk ± 10 cm aralığında ikişer santimetre, ± 10 cm/ ± 20 cm aralığında beşer santimetre, ± 20 cm/ ± 100 cm aralığında onar santimetre aralıklarla ölçeklendirildi (Şekil-104).



Şekil 104: Pleksiglas çubuğun ölçeklendirilmesi.

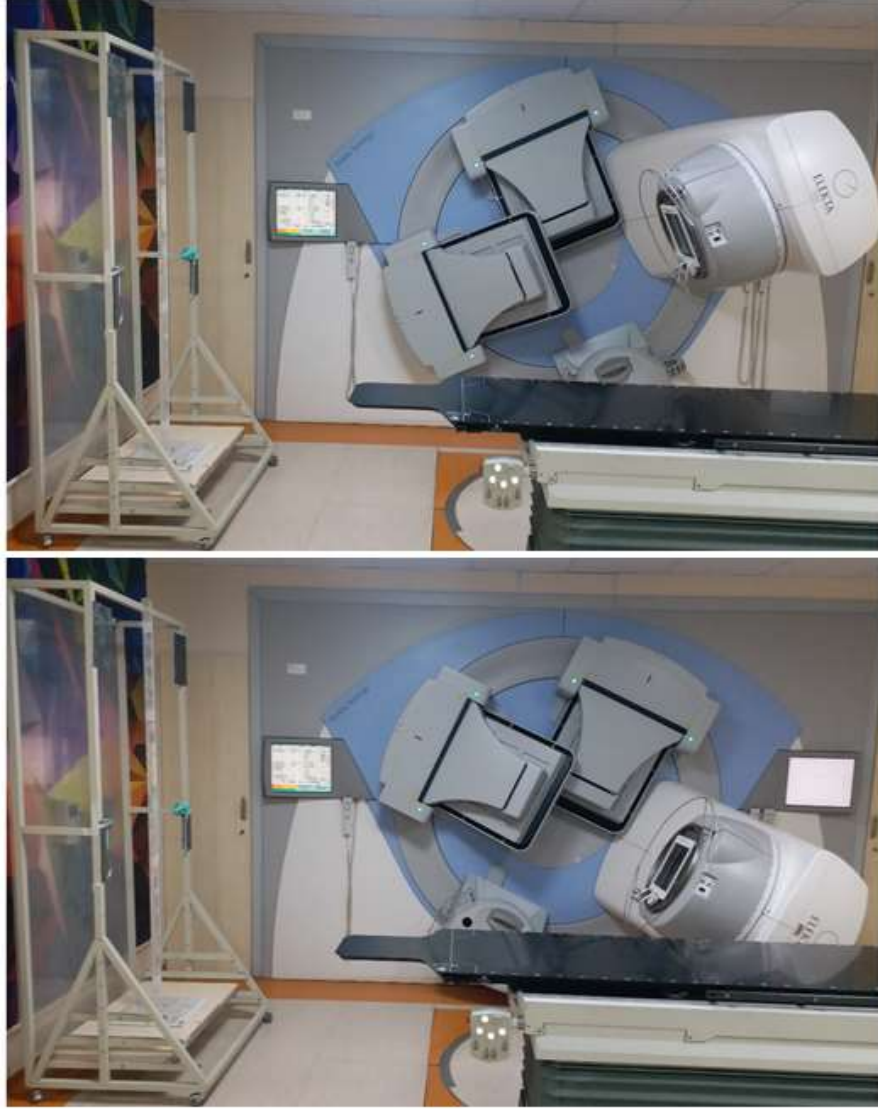
Her profil ölçümünde pleksiglas üzerindeki her bir ölçüm noktasına kalibre edilmiş ve paketlenmiş üç adet TLD yerleştirildi. Her bir ışın çiftinin ışınlanmasından önce pleksiglas ile aynı boyutta ve sadece 5 mm kalınlıkta “*build-up*” pleksiglas TLD’lerin üzerine kapatıldı (Şekil-105).



Şekil 105: “*Build-up*” pleksiglas çubuk.

Vertikal profil ölçüm kurulumu için lineer hızlandırıcı HDRE-1 (6 MeV) enerjide, HDRE aplikatörü takılı ve gantri 90° ’de ayarlanarak pleksiglasın sıfır konumunun ışın alanı orta noktasıyla çakıştırılması sağlandı. TLD’lerin SSD 310 cm mesafede sabitlenmesinin ardından ölçümlere başlandı. Vertikal ekseninde $\pm 8\%$ ’lik doz homojenitesinin sağlandığı açı çiftinin belirlenmesi için 50 MU/alan uygulandı ve her bir ölçümde 87 adet TLD kullanıldı. Homojen profilin sağlandığı açı çiftini bulabilmek için $90^\circ \pm 15^\circ$ ve $90^\circ \pm 25^\circ$ aralığındaki bütün tam açılarda profil ölçümleri yapıldı. Her bir açı çiftinin denendiği ölçüm sonrasında okuyucuda TLD’lerin dozları belirlendi ve ardından fırınlanarak boşaltıldı. Boşaltılan TLD’ler yeniden naylon paketlere konularak bir sonraki ölçüm için hazır hale getirildi.

İlk olarak $90^\circ \pm 15^\circ$ yani $75^\circ/105^\circ$ açılı ışın çifti için profil ölçümü yapıldı. Bu ışın çifti için profil ölçümü sonunda her bir noktada kullanılan üç TLD’nin ortalaması alınarak mGy cinsinden elde edilen ortalama dozlar yüzde dozlara çevrildi. Elde edilen dozlar yardımıyla bu açı çifti için profil grafiği oluşturuldu (Şekil-106).



Şekil 106: 75°/105° açılı ışın çifti için vertikal profil ölçümü.

Daha sonra sırasıyla 74°/106°, 73°/107°, 72°/108°, 71°/109°, 70°/110°, 69°/111°, 68°/112°, 67°/113°, 66°/114° ve 65°/115° açı çiftleri için vertikal eksen profil ölçümleri yapıldı. Vertikal ekseninde $\pm\%8$ 'lik doz homojenitesinin sağlandığı en homojen profile sahip açı çifti belirlenerek klasik Stanford TSEI tekniği için tedavi açı çifti bulundu. Son olarak bu açı çifti için yatay ekseninde profil ölçümü yapılarak $\pm\%4$ 'lük doz homojenitesinin sağlanıp sağlanmadığı araştırıldı (**Şekil-107**).



Şekil 107: 71°/109° açılı ışın çifti için yatay profil ölçümü.

3.2.3.1.2- Tedavi Açısını Hızlı Belirleme Yönteminin Geliştirilmesi

Tedavi açısını hızlı belirleme yönteminin geliştirilmek istenmesindeki amaç TSEI başlangıç ölçümlerinin en önemli bölümü olan tedavi açılarının belirlenmesi ölçümlerini pratik olarak yapmaktır. Çünkü tedavi açılarının belirlenmesi için vertikal ekseninde homojenite kriterlerini sağlayan uygun açı çiftinin bulunması ölçümleri uzun zaman ve iş yükü gerektirir. Vertikal ekseninde 200 cm boyunca homojen profili sağlayan açı çiftini bulabilmek için en az 11 açı çifti için 11 profil ölçümü gereklidir. Homojen profilin sağlandığı açı çiftini bulabilmek için $90^{\circ} \pm 15^{\circ}$ ve $90^{\circ} \pm 25^{\circ}$

aralığındaki bütün tam açılarda profil ölçümleri yapılır. Her bir açı çifti için yapılan ölçüm sonrasında okuyucuda TLD'lerin dozları belirlenir ve ardından fırınlanarak boşaltılır. Boşaltılan TLD'ler yeniden naylon paketlere konularak bir sonraki ölçüm için hazır hale getirilir. Bir profil ölçümü ve ardından TLD'lerin boşaltılıp yeniden ölçüme hazır hale getirilmesi yaklaşık bir iş günü sürmektedir. Toplamda 11 iş günü ve yaklaşık iki hafta süren ölçümler sonucunda tedavi açıları belirlenir. Bu tezde geliştirdiğimiz tedavi açısını hızlı belirleme yöntemi sayesinde bu işlem tek bir ölçüm yapılarak, sadece bir iş gününde tedavi açılarının belirlenmesini sağlamaktadır.

Tedavi açısını hızlı belirleme yönteminin uygulanabilmesi için iki farklı ölçümün yapılması gerekmektedir. İlk aşama tek bir ışın (gantri 90°) kullanılarak profil ölçümünün yapılmasıdır. Daha önceden kalibrasyonu yapılmış 87 adet TLD paketlenerek ölçüme hazır hale getirildi (Şekil-108).



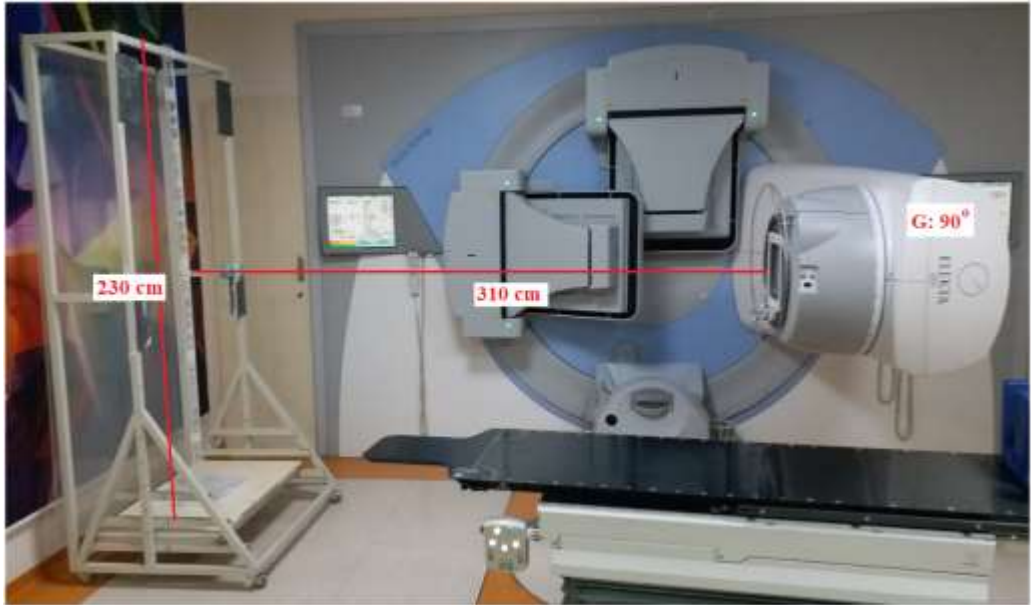
Şekil 108: Naylon poşetlerde paketlenmiş ölçüme hazır TLD'ler.

Paketlenmiş TLD'ler ölçeklendirilmiş 230 cm boyundaki pleksiglasta her noktaya üç adet TLD gelecek şekilde ölçeklendirildi ve toplam 87 adet TLD konumlandırılarak üzerine 5 mm kalınlığında “*build-up*” pleksiglas yerleştirildi (Şekil-109).



Şekil 109: Pleksiglasta konumlandırılan TLD'ler.

Yapılan vertikal profil ölçüm kurulumunda lineer hızlandırıcı HDRE-1 (6 MeV) enerjide, HDRE aplikatörü takılı ve gantri 90°'de ayarlanarak pleksiglasın sıfır konumu ışın alanı orta noktasıyla çakıştırıldı (Şekil-110).



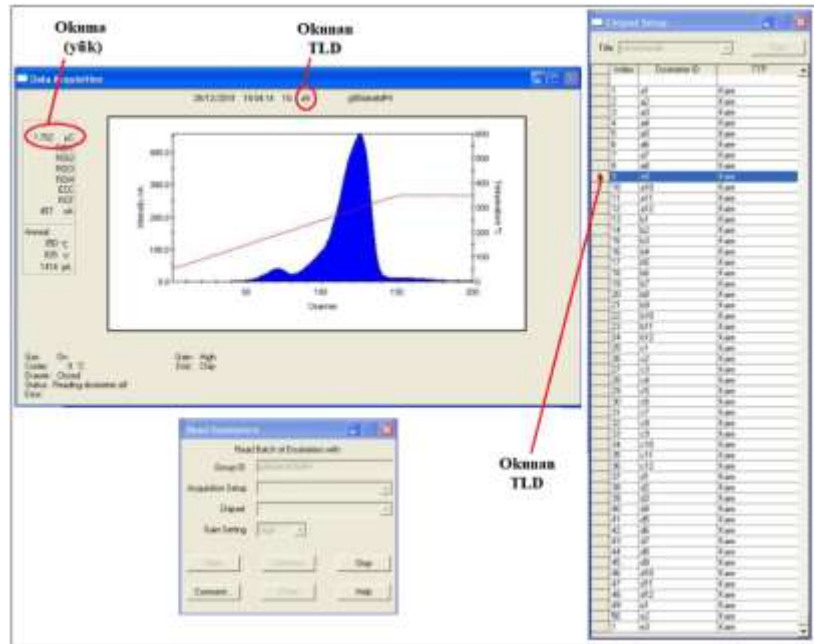
Şekil 110: Tek ışın vertikal profil ölçümü kurulumu.

TLD'lerin SSD 310 cm mesafede sabitlenmesinin ardından ölçüm yapıldı. Gantri 90°'de ve tek bir ışınla 100 MU verilerek profil ölçümü yapıldı (Şekil-111).



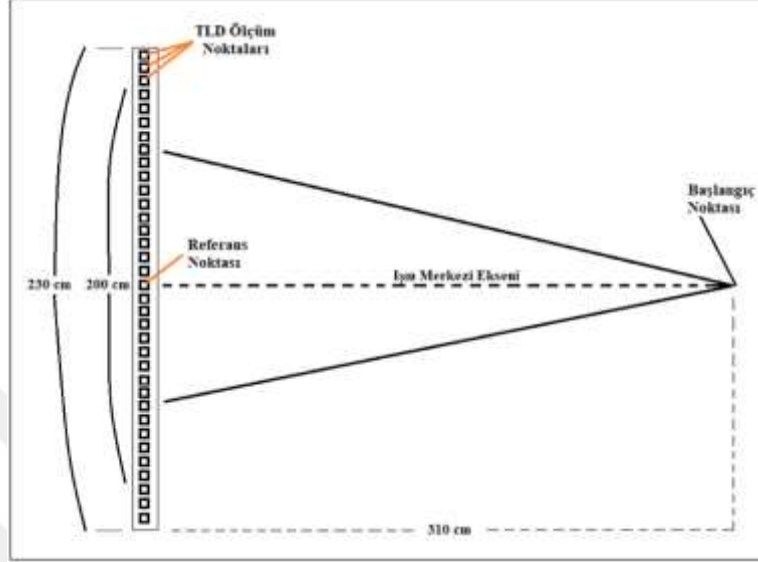
Şekil 111: Tek ışın vertikal profil ölçümü.

Yapılan profil ölçümünün ardından ışınlanan TLD'ler okuyucuda yük (mikroCulon) cinsinden okunarak sahip olduğu dozlar belirlendi (Şekil-112). Böylece tek bir ışına (gantri 90°) ait doz profili belirli aralıklarla yapılan noktasal doz ölçümüyle belirlendi. Geliştirilen tedavi açısını hızlı belirleme yöntemi gereğince nokta okumalar arasında interpolasyon yaparak 230 cm boyunca tüm doz profilinin her santimetresinin dozu belirlendi.



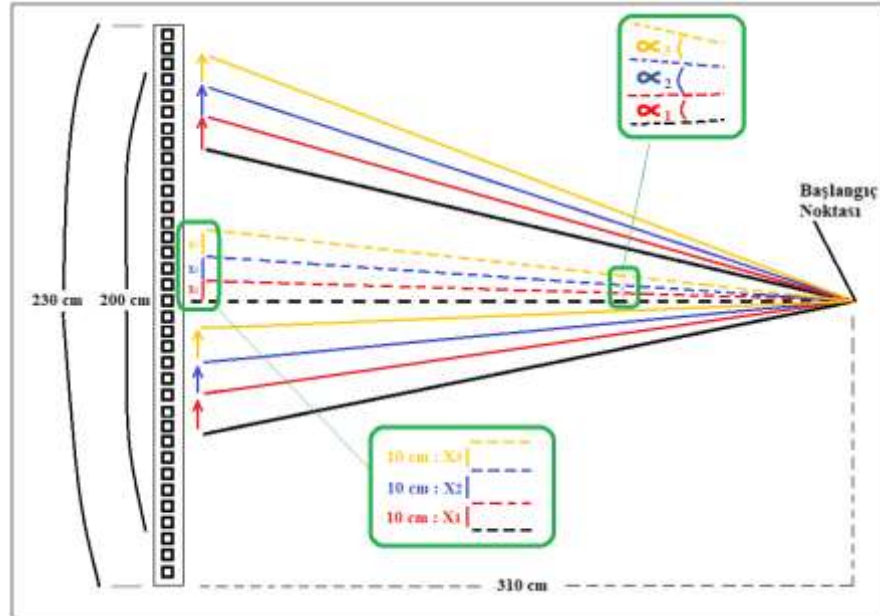
Şekil 112: Işınlanan TLD'lerin okunması.

Tedavi düzleminde (SSD: 310 cm) santimetre başına açı değişimi belirlenmesi ölçümü için gantri 90°de pleksiglasın sıfır konumu ışın alanı orta noktasıyla çakıştırıldı (Şekil-113).



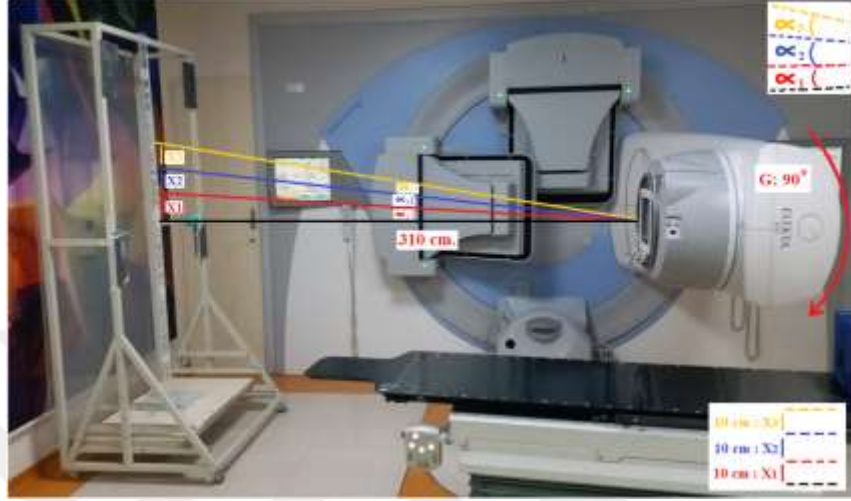
Şekil 113: Santimetre başına açı değişiminin belirlenmesi ölçümü kurulumu.

Bu kurulumdaki 90° gantri açısı artırılarak merkezi eksenin tedavi düzleminde 10'ar santimetrelik yer değiştirmesi sağlandı (Şekil-114).



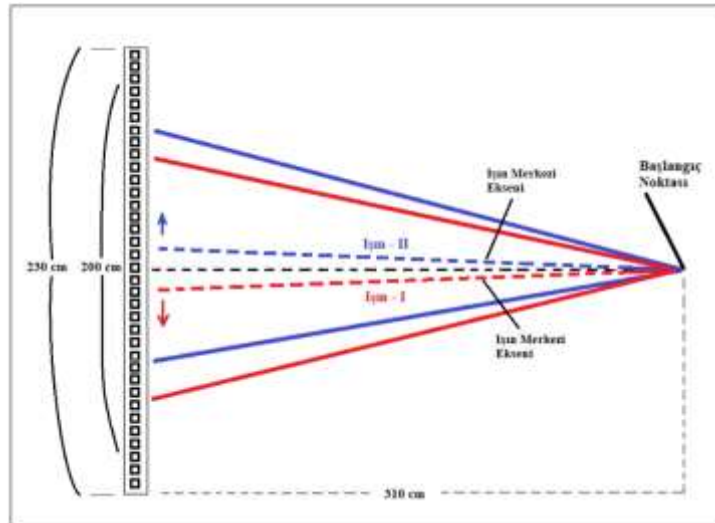
Şekil 114: Santimetre başına açı değişiminin şematik gösterimi.

Her 10 cm'lik merkezi eksen kaymasına karşılık gelen gantri açısı değişimi kaydedildi. Bu işlem arka arkaya ve devamlı olarak üç kez tekrar edildi (Şekil-115). Elde edilen açı değişimlerinin ortalaması alınarak bir santimetre için ortalama açı değişimi belirlendi.



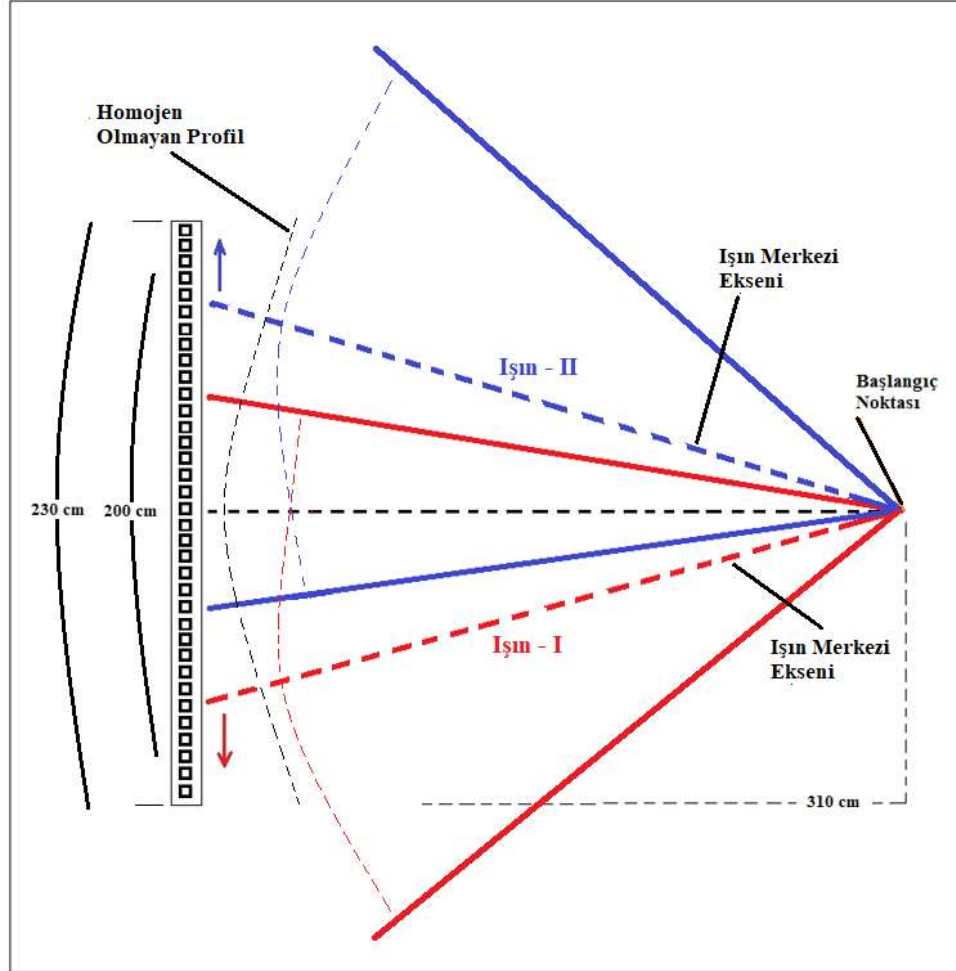
Şekil 115: Santimetre başına açı değişimi ölçümü.

Tek bir ışın için profil ölçümü yapılarak tedavi düzleminde (SSD: 310 cm) santimetre başına açı değişimi belirlendikten sonra tek ışına ait profil gantri 90° konumda ikizlendi ve biri yukarı diğeri aşağı doğrultuda olmak üzere 230 cm'lik tüm doz verileri birer santimetre kaydırıldı (Şekil-116).



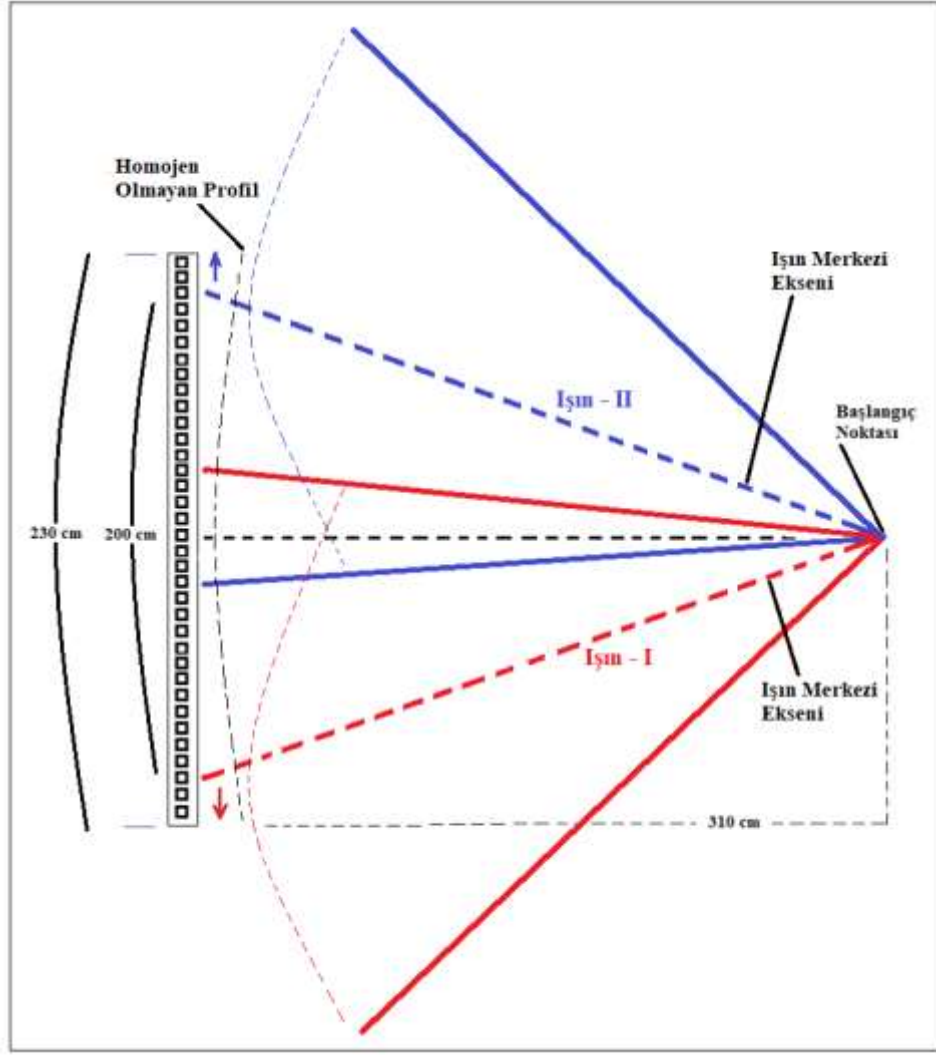
Şekil 116: Tek ışın profilinin ikizlenmesi.

Her ± 1 'er santimetrelik kaydırma sonrasında 200 cm etkin alan içinde oluşturulan sanal 200 adet kutucukta iki ışına ait dozlar toplanarak homojenite hesaplandı (Şekil-117).



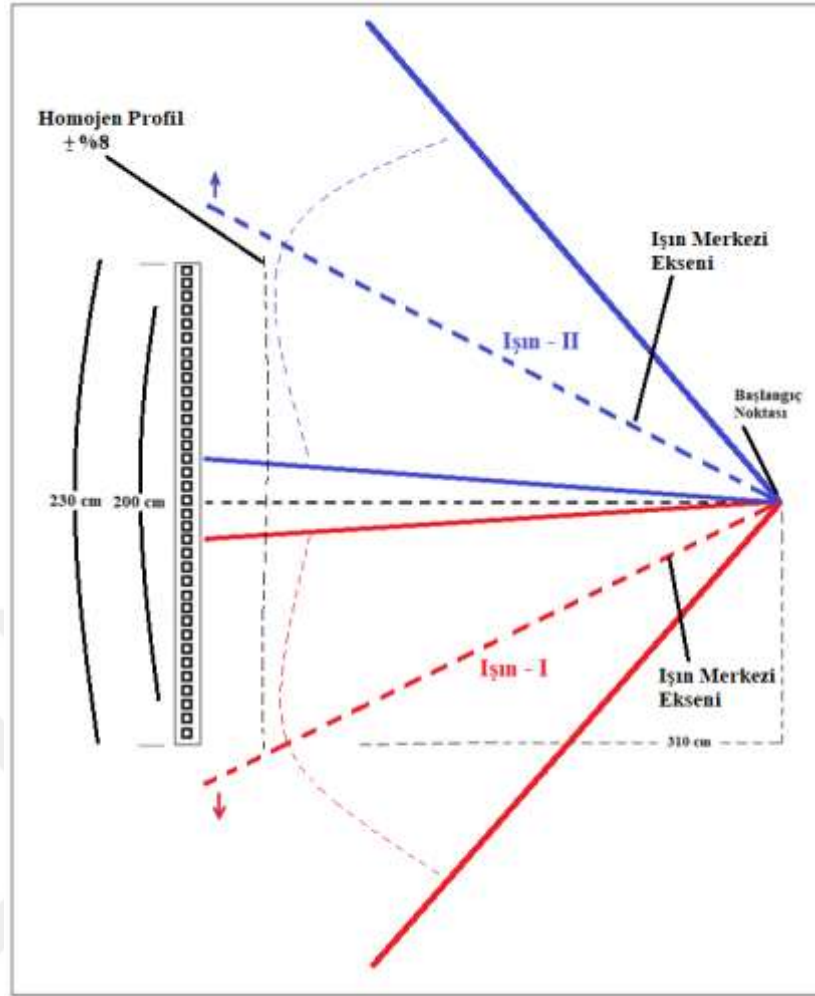
Şekil 117: Bir santimetre kaydırma sonrası toplam homojenitenin hesaplanması.

Toplam profilin homojenliğinin limitlere uygun olmaması durumunda bir ışın yukarı diğeri aşağı doğrultuda olacak şekilde yeniden birer santimetrelik kayma yapıldı (Şekil-118).



Şekil 118: Bir santimetre kaydırma sonrası homojen olmayan toplam profil.

Her kaydırma sonrasında iki ışın için hesaplanan toplam profil vertikal homojenitesi 200 cm boyunca $\pm\%8$ 'in altında olduğunda yapılan toplam kaydırma miktarı santimetre başına gantri açı değişimi ile çarpılarak tedavi açısı belirlendi (**Şekil-119**). Tek bir ışın profili kullanılarak yapılan bu hesaplamalar sayesinde tedavi açısı çifti bulundu ve başka profil ölçümlerinin yapılmasına gerek kalmadı.



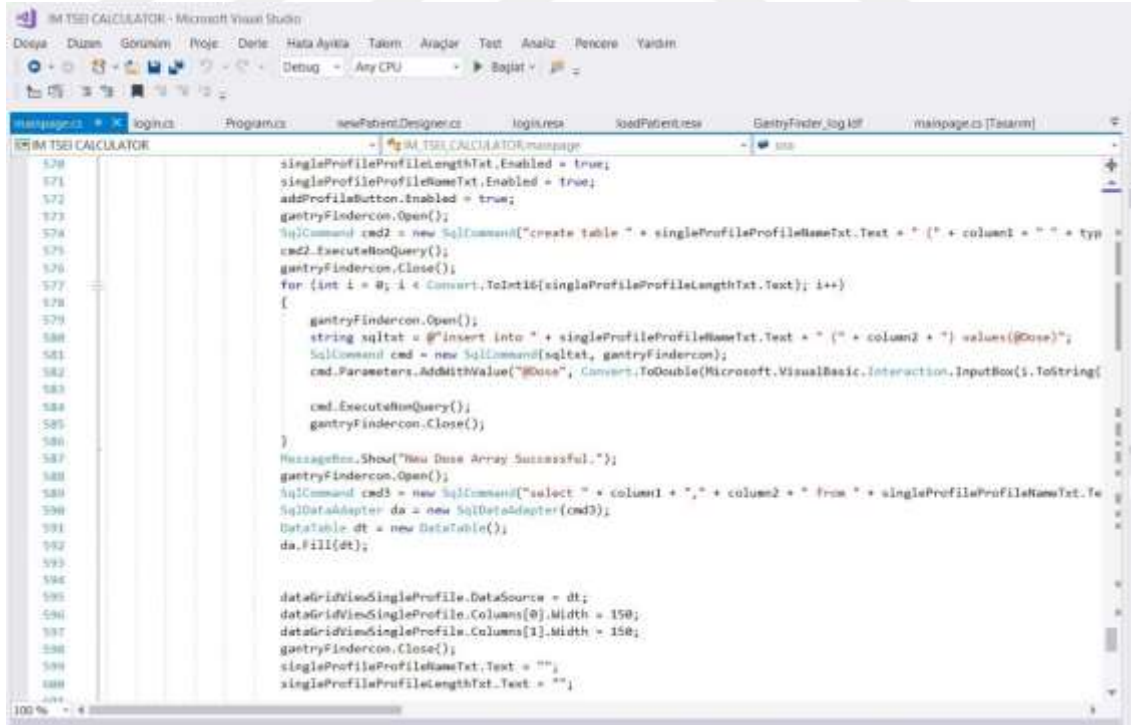
Şekil 119: Homojen toplam profilin ve tedavi açılarının bulunması.

3.2.3.1.3- “Gantry Finder” Programının Geliştirilmesi ve Doğrulanması

TSEI başlangıç ölçümlerinden tedavi açısı çiftinin belirlenmesi için yapılan profil ölçümlerini daha pratik ve hızlı şekilde yapabilmek için tedavi açısını hızlı belirleme yöntemi geliştirildi. Bu yöntemde bir ışın için profil ölçümü yapılmakta ve tedavi düzleminde (SSD: 310 cm) santimetre başına açı değişimi belirlenmektedir. Daha sonra tek ışına ait profil ikizlenerek biri yukarı diğeri ise aşağı doğrultuda olmak üzere 230 cm’lik tüm doz verileri birer santimetre kaydırılır. Her ± 1 ’er santimetrelilik kaydırma sonrasında 200 cm etkin alan içinde oluşturulan sanal 200 adet kutucukta iki ışına ait dozlar toplanarak homojenite hesaplanır. İki ışın için hesaplanan toplam profil vertikal homojenitesi 200 cm boyunca $\pm 0.8\%$ ’in altında olana kadar bu işlem tekrarlanır.

Daha sonra yapılan toplam kaydırma miktarı santimetre başına gantri açılı değişimi ile çarpılarak tedavi açısı belirlenir. Ancak her biri 230 nokta dozdan oluşan iki ışının tüm verilerinin kaydırılarak orta bölgedeki 200 etkin kutucukta hesaplanıp homojenitesinin manuel olarak hesaplanması çok zahmetlidir. Bu tezde bu hesaplamayı daha kolay ve hızlı biçimde yapabilmek için “Gantry finder” programı geliştirildi. Geliştirilen bu program aslında kendi geliştirdiğimiz “IM-TSEI Calculator” programının sadece bir alt menüsünü oluşturmaktadır. “Gantry finder” programı sayesinde yapılan iki ölçüme ait veriler kullanılarak saniyeler içinde tedavi açıları belirlenebilmektedir.

“Gantry finder” programının çalışma prensibi bu tezde geliştirilen tedavi açısını hızlı hesaplama yönteminden oluşmaktadır; “IM-TSEI Calculator” ve “Gantry finder” yazılımları “Microsoft Visual Studio Community 2017” programı kullanılarak yazılmıştır. “Visual studio”da IM-TSEI programı kodlarının yazımında C# programlama dili kullanıldı. Microsoft SQL server (MSSQL) bir yazılım içerisinde kullanılan verilerin içerisinde saklandığı veri tabanı sistemidir. IM-TSEI yazılımına yüklenecek ilgili ölçüm verilerini saklamak için MSSQL veri tabanı sistemi kullanıldı (Şekil-120).



```
570 singleProfileProfileLengthTxt.Enabled = true;
571 singleProfileProfileNameTxt.Enabled = true;
572 addProfileButton.Enabled = true;
573 gantryFindercon.Open();
574 SqlCommand cmd2 = new SqlCommand("create table " + singleProfileProfileNameTxt.Text + "(" + column1 + " " + typ
575 cmd2.ExecuteNonQuery();
576 gantryFindercon.Close();
577 for (int i = 0; i < Convert.ToInt16(singleProfileProfileLengthTxt.Text); i++)
578 {
579     gantryFindercon.Open();
580     string sqltxt = @"insert into " + singleProfileProfileNameTxt.Text + "(" + column2 + ") values(@Dose)";
581     SqlCommand cmd = new SqlCommand(sqltxt, gantryFindercon);
582     cmd.Parameters.AddWithValue("@Dose", Convert.ToDouble(Microsoft.VisualBasic.Interaction.InputBox(i.ToString()
583
584     cmd.ExecuteNonQuery();
585     gantryFindercon.Close();
586 }
587 MessageBox.Show("New Dose Array Successful.");
588 gantryFindercon.Open();
589 SqlCommand cmd3 = new SqlCommand("select " + column1 + ", " + column2 + " from " + singleProfileProfileNameTxt.Te
590 SqlDataAdapter da = new SqlDataAdapter(cmd3);
591 DataTable dt = new DataTable();
592 da.Fill(dt);
593
594
595 dataGridViewSingleProfile.DataSource = dt;
596 dataGridViewSingleProfile.Columns[0].Width = 150;
597 dataGridViewSingleProfile.Columns[1].Width = 150;
598 gantryFindercon.Close();
599 singleProfileProfileNameTxt.Text = "";
600 singleProfileProfileLengthTxt.Text = "";
```

Şekil 120: “Gantry finder” kodlarının yazımı.

“*IM-TSEI Calculator*” programı hem bu tezde geliştirilen IM-TSEI tekniği hem de klasik Stanford TSEI tekniği için tedavi sürelerini hesaplamaktadır. Ayrıca her iki ışınlama tekniği için gerekli “*commissioning*” ölçüm verilerinin girilmesi ve saklanmasına da olanak sağlayan “*IM-TSEI Calculator*” programı “*admin*” ve “*user*” olarak iki farklı kullanıcı profiline izin vermektedir (**Şekil-121**). Programın “*user*” hesabı radyoterapi uygulamasını yapacak doktorların kullanımı için tasarlanmıştır. “*IM-TSEI Calculator*” programı sayesinde tedavi ışınlama süresinin hesaplamasında medikal fizikçiye gerek duyulmadan doktor tarafından hastaya özel tedavi ışınlama hesabı kolay ve hızlı şekilde yapılabilmektedir.



Şekil 121: “*IM-TSEI Calculator*” programı kullanıcı giriş sayfası.

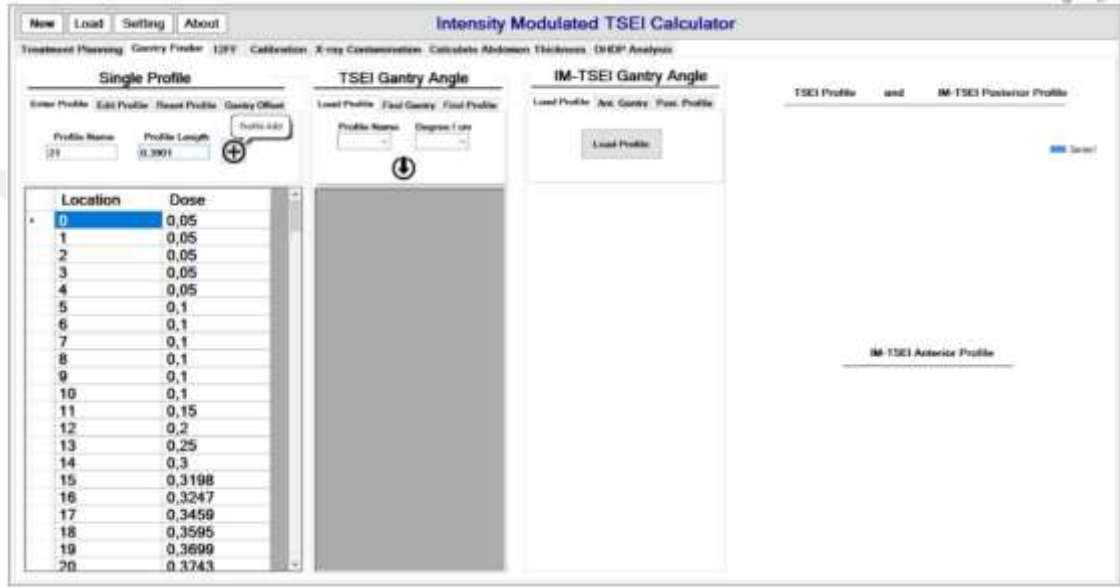
Programa yeni hasta girişi de yine “*user*” hesabı kullanıcısı tarafından kolaylıkla yapılabilmektedir (**Şekil-122**). Ancak bu işlemlerin “*user*” kullanıcısı tarafından yapılabilmesi için ilgili tedavi cihazında yapılan başlangıç (*commissioning*) ölçümlerinin medikal fizikçi tarafından yapıp programa yüklenmesi ve çalışma doğruluğunun kontrol edilmesi gerekmektedir.

Şekil 122: “IM-TSEI Calculator” programı yeni hasta giriş sayfası.

Başlangıç (commissioning) ölçümlerinin medikal fizikçi tarafından programa yüklenmesi için “admin” hesabı kullanılarak programa girilir. Buna sadece TSEI’den sorumlu fizikçinin giriş yapması önerilir. Admin hesabıyla programa giren fizikçi, hem hasta tedavi süresi hesaplama menüsüne hem de başlangıç ölçümlerinin yüklenebileceği menülere giriş, değiştirme ve kaydetme hakkına sahiptir (Şekil-123).

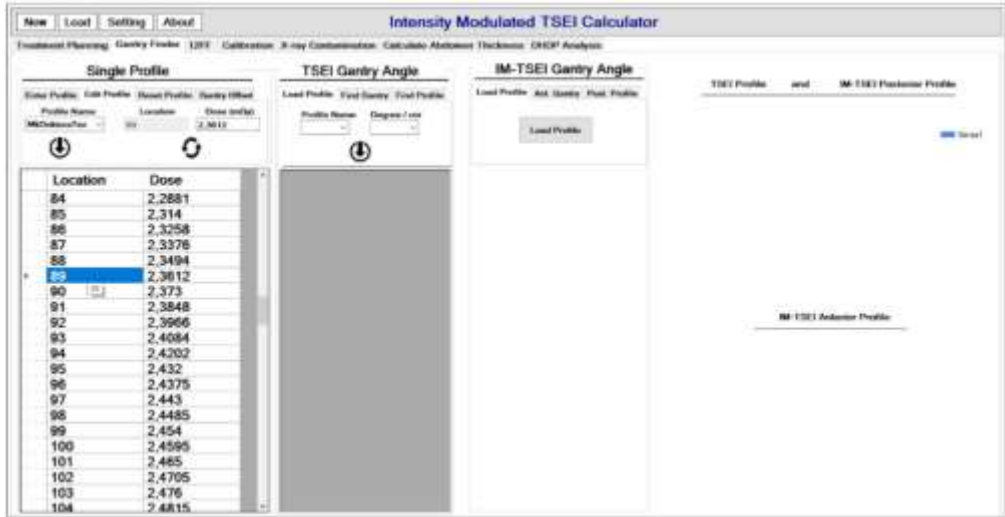
Şekil 123: “IM-TSEI Calculator” programı hasta tedavi süresi hesaplama sayfası.

Başlangıç (commissioning) ölçümlerinin girilebildiği menülerden bir tanesi de “Gantry finder” menüsüdür. Geliştirdiğimiz “Gantry finder” programı “IM-TSEI Calculator” programına entegre edildi. “Gantry finder” programı “Single profile”, “TSEI gantry angle”, “IM-TSEI gantry angle” ve profilleri grafiksel olarak gösteren alt menüleri sahiptir. “Single profile” alt menüsünde tedavi açısını hızlı belirleme yönteminde ölçülen tek ışın profiline ait 230 adet nokta dozun “Gantry finder”a yüklenmesi için “Enter profile” menüsü oluşturuldu (Şekil-124).



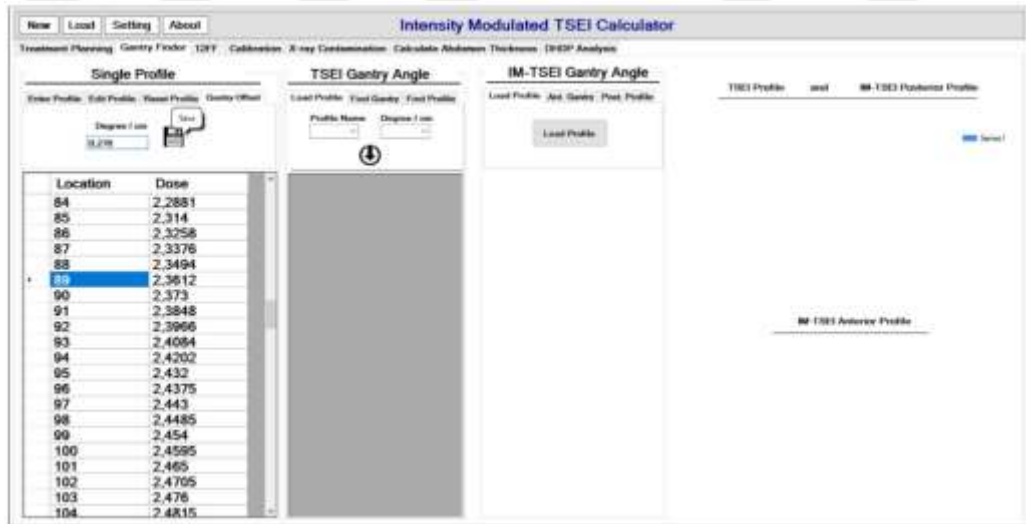
Şekil 124: “Gantry finder” programına tek ışın profilinin yüklenmesi.

Yine “Gantry finder”a “Single profile” alt menüsünden daha önce istenilen bir isim verilerek (MkDoktoraTez) yüklenen bir tek ışın profilinin istenildiğinde “Reset profile” ile silinmesi veya “Edit profile” ile herhangi bir nokta dozun değiştirilebilmesi mümkündür (Şekil-125). İstenilen sayıda tek ışın profili sisteme yüklenebilir. Farklı HDRE enerjileri, farklı tarihli ölçümler veya farklı tedavi cihazlarına ait profiller yüklenebilmektedir.



Şekil 125: “Gantry finder” programında tek ışın profili verilerinin değiştirilmesi.

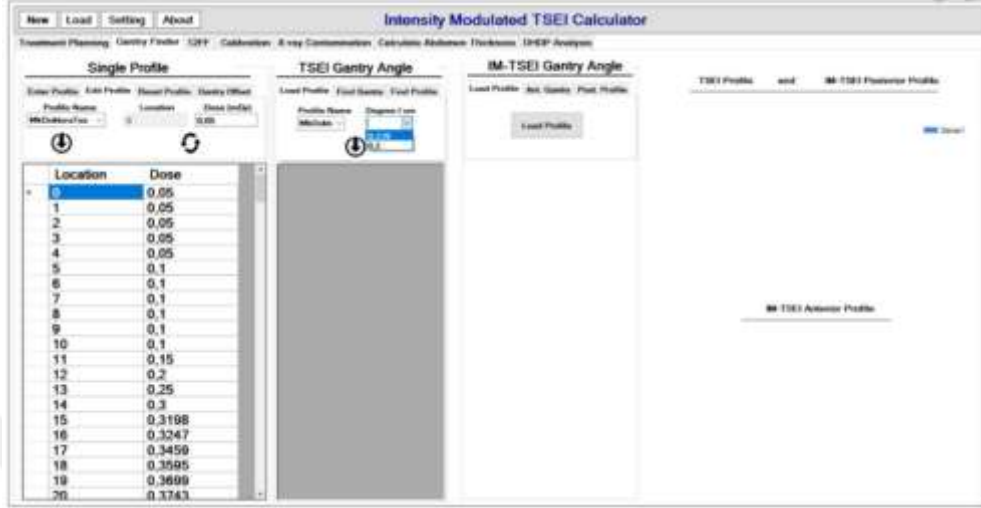
Programa özel bir isim verilerek “Single profile” menüsünden yüklenen ışın profili kaydedilmeden önce “Gantry offset” menüsü kullanılarak bir santimetre başına açı değeri ile ilişkilendirilmelidir. Bu açı değeri tedavi düzlemi santimetre başına açı ölçümüyle elde edilen değerdir (Şekil-126).



Şekil 126: “Gantry finder”a tek ışın profili santimetre başına açı değişiminin girilmesi.

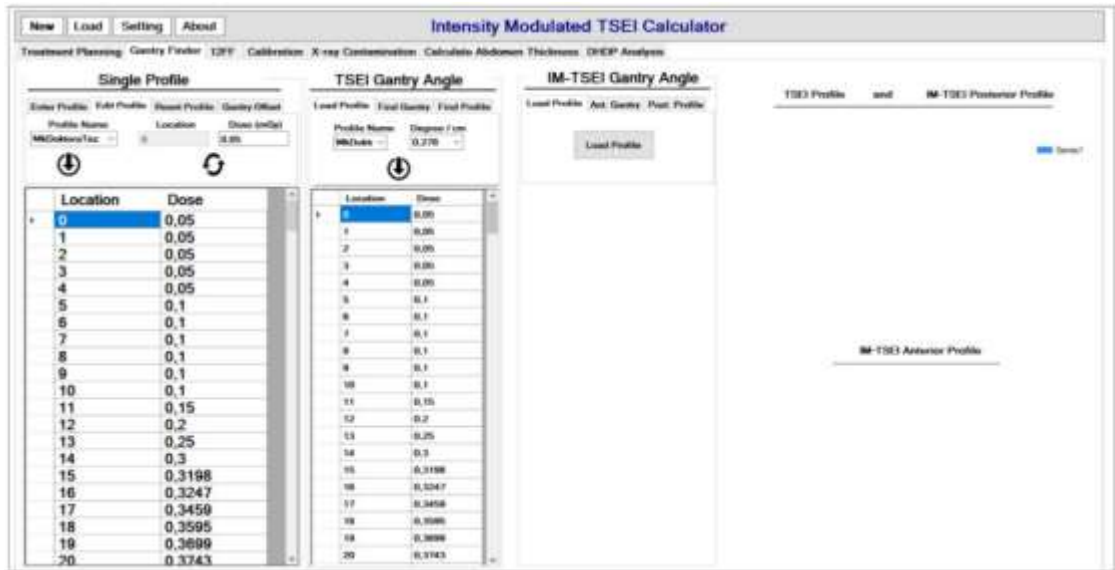
“Gantry finder” yazılımını tedavi açısını “TSEI gantry angle” ve “IM-TSEI gantry angle” alt menüleri ile belirler. Daha önce yüklenmiş herhangi bir tek ışın profili ve

santimetre başına gantri açısını kullanarak tedavi açıları belirlenir. Bunun için ilk olarak daha önce yüklenmiş tek ışın profillerinden biri seçilerek ilgili santimetre başına gantri açısı değişimi ile ilişkilendirilir (Şekil-127).



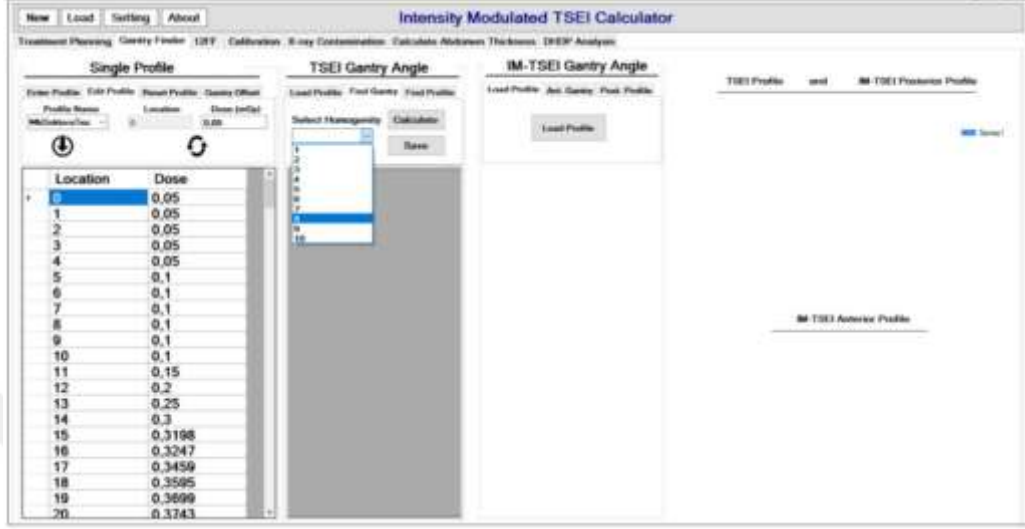
Şekil 127: Tek ışın profili ve santimetre başına açı değişiminin seçilmesi.

Tek ışın profili ve açı değişiminin seçilmesinin ardından yükle butonu ile ilgili profil ve açı değişimi veri tabanından çekilerek “TSEI Gantry Angle” menüsüne yüklenir (Şekil-128).



Şekil 128: Tek ışın profili ve santimetre başına açı değişiminin “TSEI gantry angle” menüsüne yüklenmesi.

Bundan sonra “TSEI gantry angle” menüsünün bir alt menüsü olan “Find Gantry” açılarak aranılacak profil homojenitesi seçilir. Programa yüklediğimiz $\pm\%1$ ile $\pm\%10$ arasında istenilen homojenliğe sahip profil açıları saptanabilmektedir (Şekil-129).



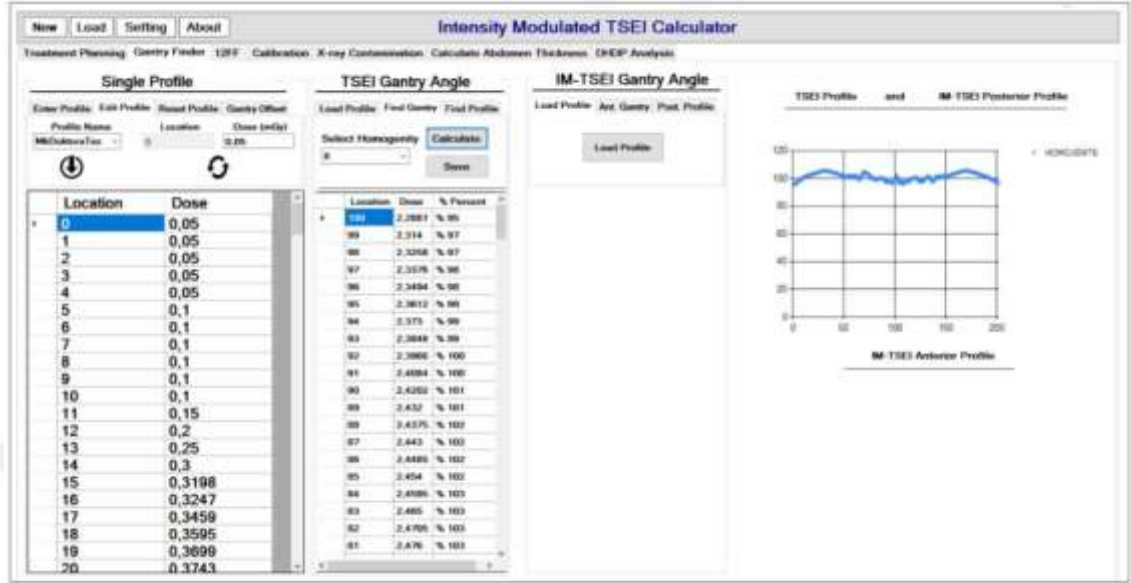
Şekil 129: Aranılacak profil homojenitesinin seçilmesi.

İstenilen profil homojenitesinin seçiminin ardından “calculate” butonuna basılarak “Gantry finder” programı hesaplama başlatılır. Burada AAPM profil homojenite kriteri olan $\pm\%8$ seçildi. “Gantry finder” programı hesaplama sonucu belirlediği tedavi açısı çiftini otomatik olarak ekrana yansıtır (Şekil-130).



Şekil 130: Tedavi açısı çiftinin bulunması.

“Tamam” butonuna basılmasıyla 200 cm etkin alan boyunca iki ışının birleşiminden oluşan toplam profil ekranda gösterilir (Şekil-131).



Şekil 131: Homojenliğin sağlandığı toplam profilin çizilmesi.

Bu tezde geliştirdiğimiz “Gantry finder” programı sayesinde, hızlı profil belirleme ölçüm verilerinin programa girilmesinden sonra tedavi açılarının belirlenmesi işlemi pratik ve hızlı bir şekilde sadece 30 saniye içinde gerçekleşmektedir. Geliştirdiğimiz bu yazılım, profil ölçümlerinde pratiklik ve hız kazandırmakla beraber programın çalışma güvenilirliğinin de kontrol edilmesi gerekmektedir. Buna bağlı olarak daha önce bu tezde belirlediğimiz $90^{\circ} \pm 15^{\circ}$ ve $90^{\circ} \pm 25^{\circ}$ aralığındaki açı çiftleri için profil ölçüm verileri “Gantry finder” programının sonuçlarıyla karşılaştırıldı. Bunun için “Gantry finder” programına eklediğimiz “Find Profile” opsiyonu ile istenilen açılar için programa profil homojenitesi hesaplatılabildi. Hem “Gantry finder” programı (TPS: Tedavi planlama sistemi) hem de ölçüm ile elde edilen veriler karşılaştırılarak programın çalışma güvenilirliği kontrol edildi. Yapılan istatistiksel analizler sonucunda TPS ve ölçüm verilerin birbiri ile benzeşme miktarları ve “Gantry finder” programının çalışma güvenilirliği belirlendi.

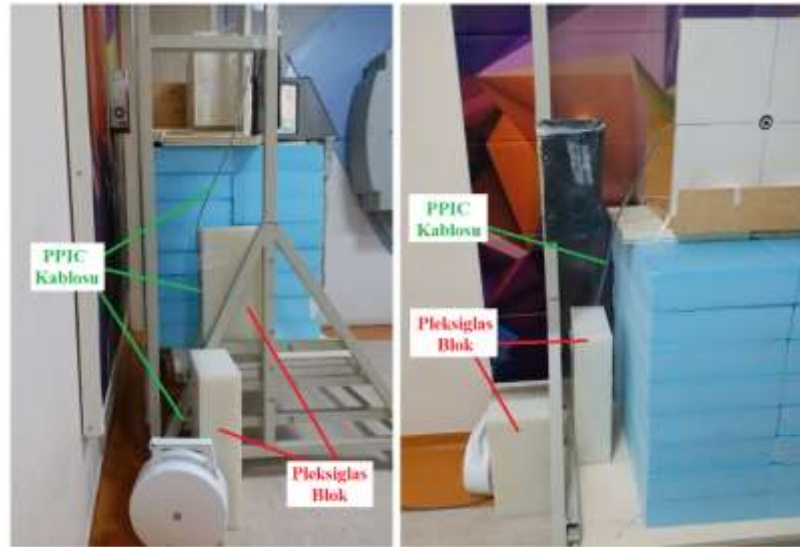
3.2.3.2- Yüzde Derin Doz (%DD) Ölçümü

Tedavi cihazında HDRE-1 (6 MeV) elektron enerjisi ile gantri 90°, SSD 310 cm ve 23x23 cm² ışın alanı kullanılarak RW3 fantomda %DD ölçümü yapıldı (Şekil-132).



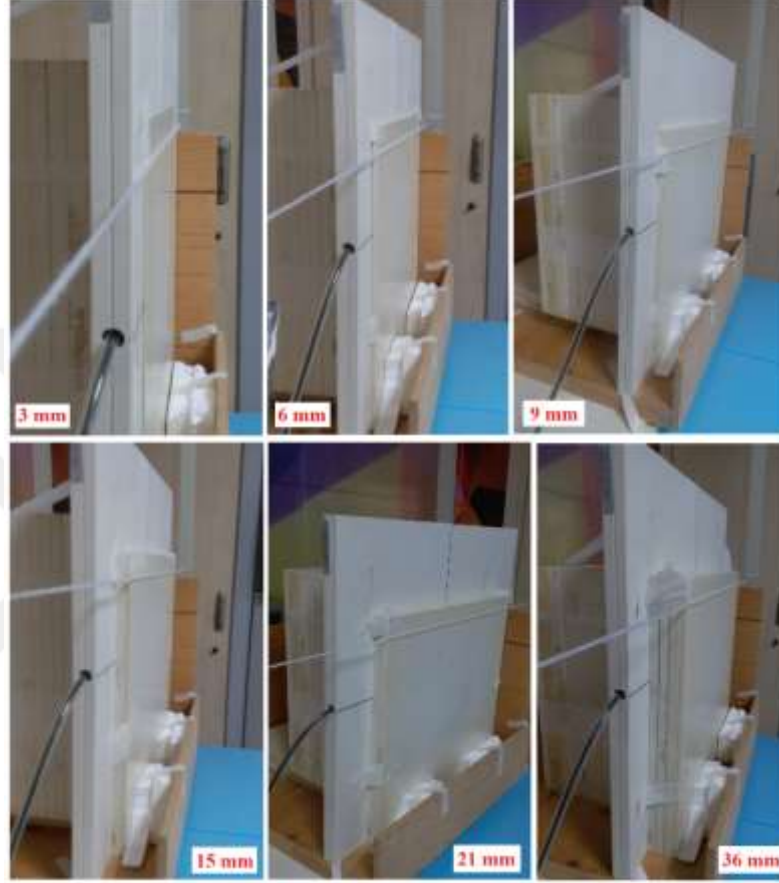
Şekil 132: %DD ölçüm kurulumu.

Tedavi alanı içinde kalan PPIC kablosu pleksiglas koruma bloklarıyla korunarak ekstra sinyal oluşup hatalı doz okunması en aza indirildi (Şekil-133).



Şekil 133: PPIC kablosunun pleksiglas blokla korunması.

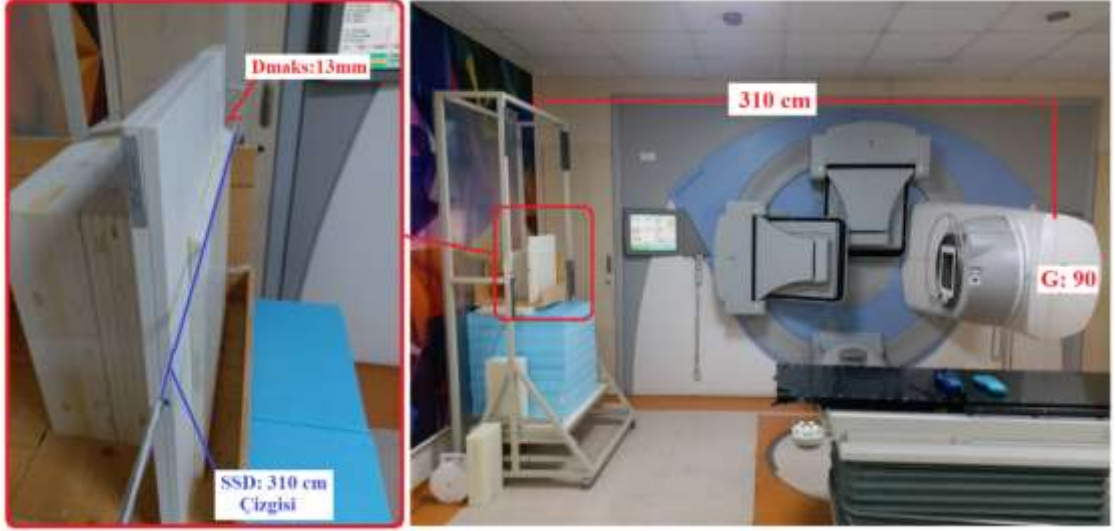
SSD mesafesi fantom yüzeyinde 310 cm'de sabit olacak şekilde 1-40 mm derinlik aralığında fantom kalınlığını birer santimetre artırarak nokta doz ölçümü yapıldı (**Şekil-134**). Her bir derinlikte 100 MU verilerek elektrometrede yük bazında (nC) en az üç okuma yapıldı.



Şekil 134: Farklı derinlikler için doz ölçümü.

3.2.3.3- Doz Kalibrasyonu

Tüm cilt elektron ışınlamalarında doz kalibrasyonunda amaç tedavi düzlemi doz kalibrasyon noktasında MU başına kaç Gy dozun verildiğinin belirlenmesidir. HDRE-1 (6 MeV) için yapılan doz kalibrasyon ölçümünde RW3 katı fantom ve PPC05 paralel plan iyon odası kullanıldı. %DD ölçümünde belirlenen referans doz derinliğine (13 mm) PPIC yerleştirildi ve fantom yüzeyinde SSD 310 cm mesafe ayarlanarak 100 MU verildi (**Şekil-135**).



Şekil 135: Doz kalibrasyonu için PPIC ölçümü kurulumu.

Yapılan ölçüm 5 kez tekrarlandı, elektrometreden yük (nC) okuması yapılarak ortalama alındı ve M_1 dozu 1,9118 nC olarak ölçüldü. Doz kalibrasyonunda TRS 398 (Technical Report Series No: 398) numaralı protokol kullanıldı. İlk olarak maksimum doz derinliğinde (13 mm) -300 V ve +300 V polarizasyonda ölçüm yapılarak aşağıdaki denklem yardımıyla K_{pol} katsayısı belirlendi (**Denklem-1**).

$$K_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \quad (\text{Denklem-1})$$

İyon rekombinasyon (K_s) katsayısı maksimum doz derinliğinde(13mm) +300V ve +100V için ölçüm yapılarak aşağıdaki denklem yardımıyla belirlendi (**Denklem-2**).

$$k_s = a_0 + a_1 \times \left(\frac{M_1}{M_2}\right) + a_2 \times \left(\frac{M_1}{M_2}\right)^2 \quad (\text{Denklem-2})$$

PPC05 paralel plan iyon odasının $N_{D,W}$ kalibrasyon katsayısı 60,477 cGy/nC yardımıyla yapılan çapraz kalibrasyonla HDRE-1 için elde $N_{D,W_{cross}}$ katsayısı belirlendi.

Referans doz ölçüm derinliğini belirlemek için yüzde iyonizasyon eğrisinden $R_{50_{ion}}$ değeri 2,356 cm olarak belirlendi. Bu değer 10 g.cm^{-2} 'den küçük olduğu için aşağıdaki denklem kullanılarak R_{50} değeri hesaplandı (**Denklem-3**).

$$R_{50} = 1,029 \times R_{50_{ion}} - 0,06 \quad (\text{Denklem-3})$$

Işın kalitesini gösteren R_{50} ve aşağıdaki denklem kullanılarak referans ölçüm derinliği ve bu derinlikteki doz yüzdesi belirlendi (**Denklem-4**).

$$Z_{ref} = 0,6 \times R_{50} - 0,1 \quad (\text{Denklem-4})$$

TRS 398 numaralı protokoldeki tablo 7.4 ve R_{50} yardımıyla K_{Q,Q_0} değeri belirlendi. Ölçüm saatinde tedavi odasında sıcaklık $21,9\text{ C}^0$ ve basınç 1011 mbar olarak ölçüldü ve aşağıdaki denklem yardımıyla sıcaklık basınç düzeltmesi $K_{T,P}$ hesaplandı (**Denklem-5**).

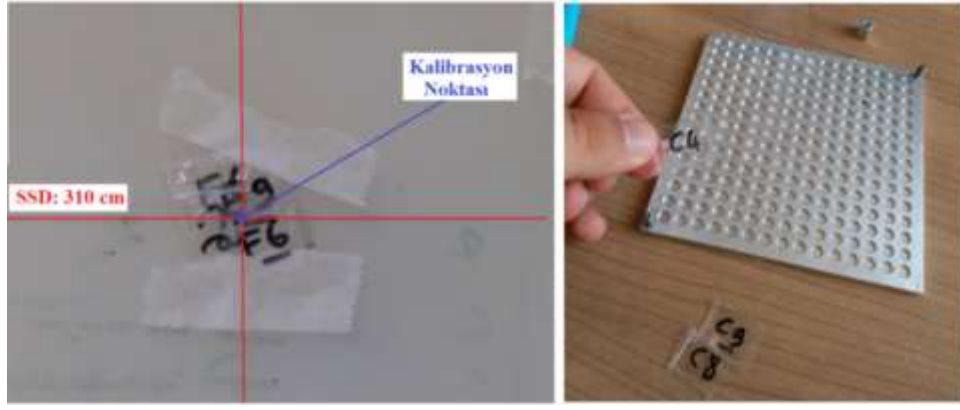
$$K_{T,P} = \frac{(273,2+T)}{(273,2+T_0)} \times \frac{P_0}{P} \quad (\text{Denklem-5})$$

Ölçülen ve hesaplanan tüm katsayıları denklem-6 ve denklem-7'ye yerleştirip gerekli hesaplamalar yapılarak 100MU için kalibrasyon noktasındaki doz belirlendi. Buradan da 1MU için kaç Gy doz verildiği hesaplandı.

$$M_Q = M_1 \times h_{pl} \times k_{T,P} \times k_{elec} \times k_{pol} \times k_s \quad (\text{Denklem-6})$$

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q \times N_{D_w,Q_0} \times k_{Q,Q_0} \quad (\text{Denklem-7})$$

Aynı doz kalibrasyonu ikincil bir kontrol olması için TLD'ler ile tekrarlandı. Bunun için 5 adet TLD-100 dozimetre kullanıldı. HDRE-1 (6MeV) ışını için SSD 310 cm 'de kalibrasyon noktasına 5 adet kalibre edilmiş ve paketlenmiş TLD yerleştirildi (**Şekil-136**).



Şekil 136: Doz kalibrasyonu için TLD'lerin hazırlanması ve kurulumu.

Gantri 90°'de ve maksimum doz derinliğinde (13 mm) 100 MU verilen TLD'ler okunarak ortalama okuma değeri saptandı. Buradan 1 MU için verilen doz miktarı TLD'ler kullanılarak belirlendi (**Şekil-137**).



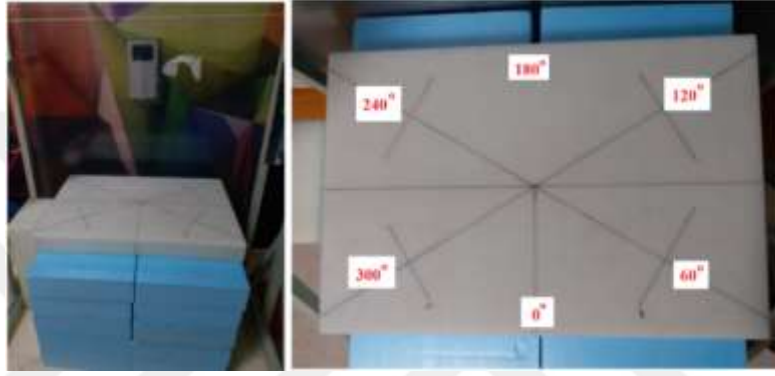
Şekil 137: Doz kalibrasyonu TLD ölçümü kurulumu.

Elde edilen veriler kullanılarak yüzde iyonizasyon eğrisi oluşturuldu. %DD eğrisini oluşturmak için TRS 277 kalibrasyon protokolü $S_{w,air}$ değerleri kullanıldı. %DD eğrisi kullanılarak R_p , R_{50} , d_{maks} ve \bar{E}_0 değerleri belirlendi. Tedavi düzlemi ortalama enerjisi (\bar{E}_0) aşağıdaki formül kullanılarak hesaplandı (**Denklem-8**).

$$\bar{E}_0 = 2.33 \times R_{50} \quad (\text{Denklem-8})$$

3.2.3.4- Birleşik Doz Ölçümü

TSEI’da tedavi süresinin hesaplanması için gerekli olan 12 alan faktörünün (12AF) belirlenmesi için yapılan ölçüme birleşik doz ölçümü adı verilir. Antropomorfik insan fantomu ve TLD’lerin kullanıldığı birleşik doz ölçümünde tam tedavi uygulanır. Klasik Stanford TSEI’da tam tedavinin uygulanması için SSD 310 cm’de insan fantomunun 60°’de dönmesiyle altı farklı pozisyonu alması ve her pozisyonda bir ışın çiftinin ışınlanması gerekmektedir (**Şekil-138**).



Şekil 138: Altı farklı pozisyon için tedavi platformu kurulumu.

Birleşik doz ölçümü için insan fantomunun hem ön hem arka bölümüne aynı şekilde dikeyde bir ve yatayda iki eksen boyunca belirli aralıklarla TLD’ler yerleştirildi (**Şekil-139**). Ön ve arkada 23’er adet olmak üzere toplam 46 noktada doz ölçümü yapıldı. Her ölçüm noktasına bir veya iki TLD koyarak toplam 87 TLD ile birleşik doz ölçümü yapıldı.



Şekil 139: Birleşik doz ölçümü TLD noktaları.

Tam tedaviyi uygulamadan önce yapılan ışınlama kurulumunda insan fantomunun umbilikus noktası gantri 90°'de iken ışın orta noktasıyla çakıştırıldı ve 310 cm SSD mesafesine ayarlandı. HDRE-1 (6 MeV) elektron enerjisi, alan başına 30 MU, altı farklı pozisyon ve her pozisyonda bir ışın çifti uygulanarak tam tedavi ışınlama yapıldı. Işın çifti olarak daha önce belirlenen vertikal eksende homojen profili sağlayan 71°/109° tedavi açıları kullanıldı (**Şekil-140**).



Şekil 140: Birleşik doz ölçümü ışınlaması.

Tam tedavi ışınlama sonrası TLD'ler okunarak dozları belirlendi ve her ölçüm noktası için ortalama dozlar elde edildi. İkinci aşamada ise 5 TLD kullanılarak kalibrasyon ışınlaması yapıldı. Bunun için kalibre edilip naylon paketlere konulmuş 5 adet TLD SSD 310 cm'de, maksimum doz derinliğinde (13 mm) ve gantri 90°'de 100 MU

verilerek ışınladı. Daha sonra okutulan TLD'lerin ortalama dozu belirlendi. Elde edilen ölçüm verileri ve aşağıdaki denklem kullanılarak 12AF hesaplandı (**Denklem-9**).

$$12AF = \frac{12 \text{ Alan TLD Ortalaması}}{\text{Kalibrasyon TLD Ortalaması}} \times \frac{\text{Kalibrasyon TLD MU}}{12 \text{ Alan TLD MU}} \quad \text{Denklem-9}$$

Burada tüm cilt için tek bir 12AF hesaplandı. Bu tezde geliştirilen IM-TSEI tekniği için hastanın ön ve arka bölgelerinin ışınlanmasında farklı gantri ve MU parametreleri kullanıldı. Bu yüzden birleşik doz ölçümlerinde elde edilen toplam 12AF'ye ek olarak insan fantomunun ön ve arkasındaki TLD'ler için ayrı ayrı 12AF'leri hesaplanarak hem birbiriyle hem de toplam 12AF ile karşılaştırıldı.

3.2.3.5- Fantom İçi Doz Dağılımı ve Tedavi Derinliğinin Belirlenmesi

TSEI'da tedavi derinliğinin belirlenmesi için fantom içi doz dağılımlarının ölçülmesi gerekmektedir. Bunun için EDR2 filmi insan fantomunun umbilikus seviyesindeki iki transvers kesit arasına yerleştirilerek karanlık odada bu kesitlerle aynı dış kontura sahip olacak şekilde kesildi. Daha sonra bu iki fantom kesiti arasına yerleştirilen EDR2 filminin ölçüm sırasında ışıktan etkilenmemesi için dış çeperi siyah ışık geçirmez plastik bantla sarıldı (**Şekil-141**).



Şekil 141: Umbilikus seviyesinde insan fantomu içine EDR2 filminin yerleştirilmesi.

İçine EDR2 filmi paketlenmiş fantom kesitleri insan fantomundaki konumuna yerleştirildi. Klasik TSEI kurulumu için gantri 90°de ayarlanarak kılavuz ip yardımıyla insan fantomu SSD 310 cm'ye yerleştirildi (Şekil-142).



Şekil 142: İçine EDR2 filmi yerleştirilen insan fantomu için ışınlama kurulumu.

Fantom içi doz dağılımının belirlenmesi için içine film yerleştirilmiş insan fantomunun tam tedavi uygulanarak ışınlanması gerekmektedir. Tam tedavinin uygulanması için insan fantomu 60° aralıklarla altı farklı ışınlama pozisyonuna getirildi (Şekil-143).



Şekil 143: TSEI fantom içi doz dağılımı ölçümü için ışınlama pozisyonları.

İnsan fantomunun her duruş pozisyonunda daha önce belirlenen ve $71^{\circ}/109^{\circ}$ olan tedavi açısı çifti kullanılarak ışın başına 30 MU verildi (Şekil-144).



Şekil 144: TSEI fantom içi doz dağılımı ölçümü.

Tam tedavi ışınlamasının ardından karanlık odada fantom kesitleri arasındaki EDR2 filmi çıkarılarak banyo edildi (Şekil-145).



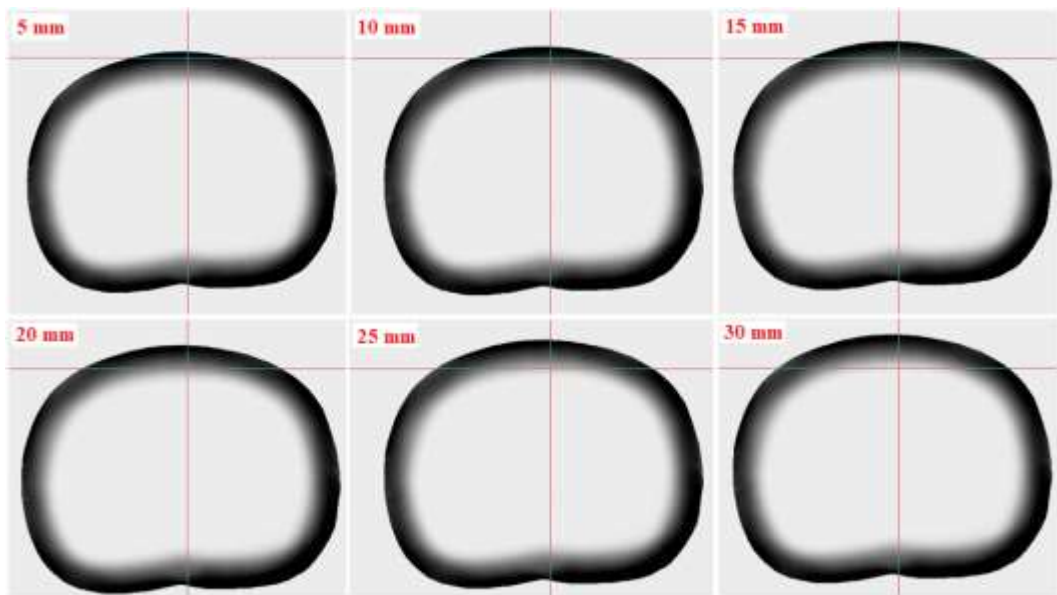
Şekil 145: TSEI tam tedavi uygulanan EDR2 filmi.

Yerleştirildiği insan fantomu kesitleri ile aynı dış kontura sahip olan ve cilt ışınlamasının etkisinin gözle dahi görülebildiği EDR2 filmi dansitometre cihazında taranarak Omni-Pro IMRT film analiz programına aktarıldı (Şekil-146).



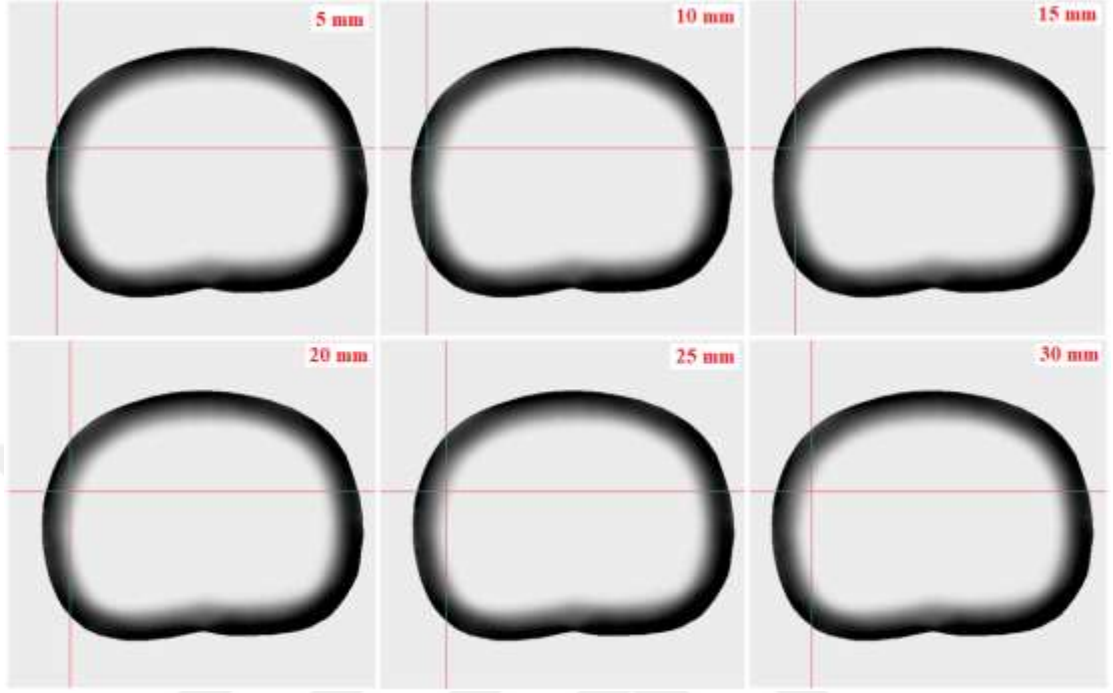
Şekil 146: EDR2 filminin ışınlama sonrası insan fantomu kesitleriyle uyumu.

Tam tedavi ışınlama filmi üzerinde derinliğe bağlı doz ölçümü yapılarak %DD eğrileri oluşturuldu. Işınlanan film üzerinde istenilen bütün açı doğrultularında derine gidip nokta doz ölçümü yapılarak %DD'lar belirlenebilmektedir. Işınlanan EDR2 filmi üzerinde 0° , 180° , 270° ve 300° olmak üzere toplam dört farklı açı doğrultusunda 35 noktada doz okuması yapılarak %DD'lar belirlendi. Dört %DD eğrisinin ortalaması alınarak ortalama %DD eğrisi oluşturuldu. Sıfır derece doğrultusundaki %DD okuması aşağıdaki şekilde gösterilmektedir (Şekil-147).



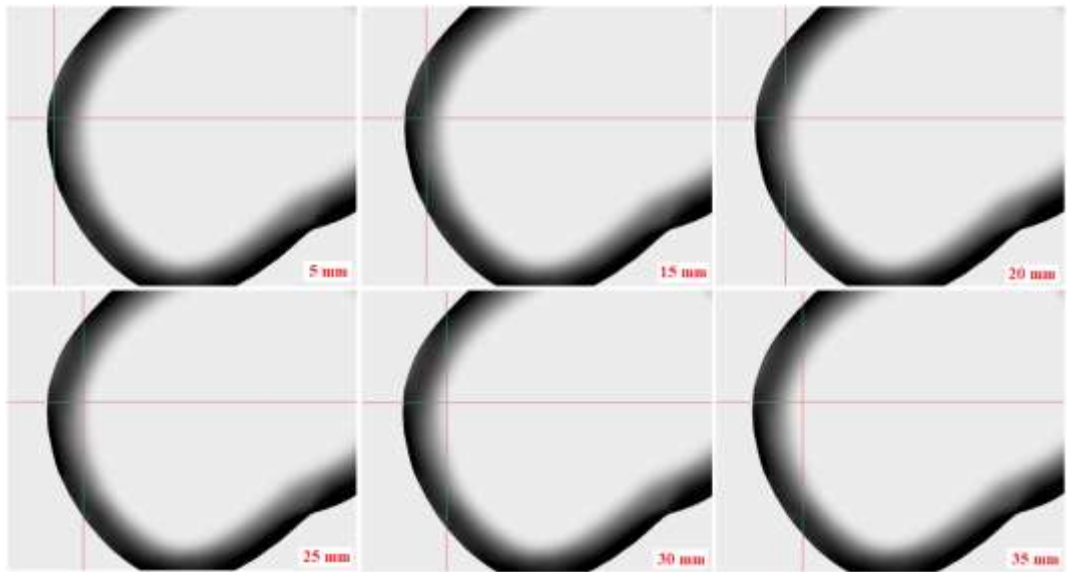
Şekil 147: 0° doğrultusu için tam tedavi %DD eğrisinin belirlenmesi.

Birer milimetre aralıkla 270° doğrultusunda derine gidilerek yapılan doz okumaları ile %DD'un elde edilmesi aşağıda gösterilmektedir (Şekil-148).



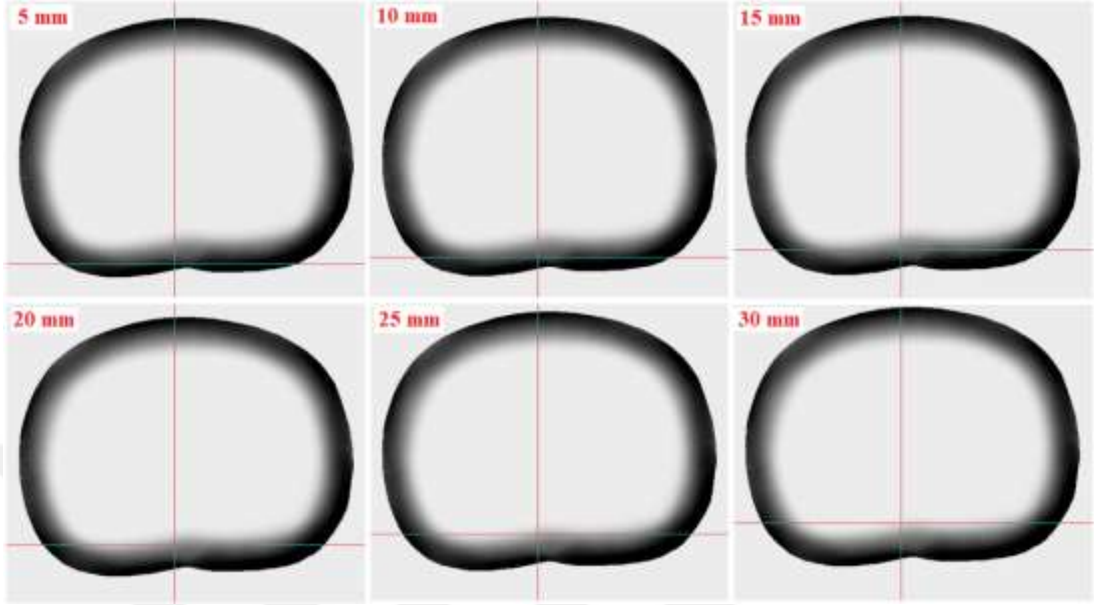
Şekil 148: 270° doğrultusu için tam tedavi %DD eğrisinin belirlenmesi.

Işınlanan EDR2 filmi 60° döndürülerek birer milimetre aralıkla 300° doğrultusunda %DD'un elde edilmesi aşağıda gösterilmektedir (Şekil-149).



Şekil 149: 300° doğrultusu için tam tedavi %DD eğrisinin belirlenmesi.

Işınlanan EDR2 filmi üzerinde birer milimetre aralıkla 180° doğrultusunda %DD'un elde edilmesi aşağıda gösterilmektedir (Şekil-150).



Şekil 150: 180° doğrultusu için tam tedavi %DD eğrisinin belirlenmesi.

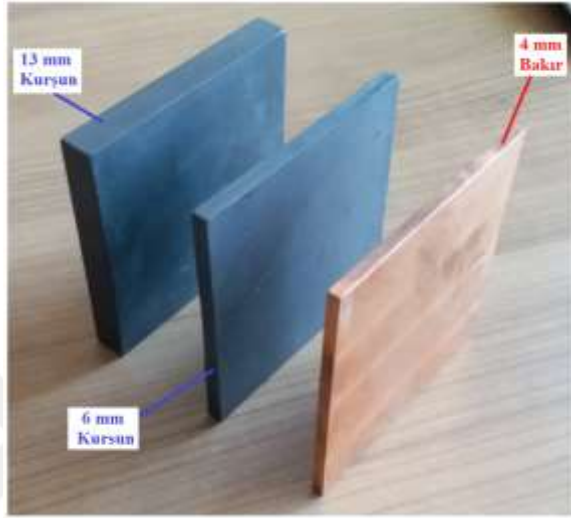
Elde edilen %DD eğrilerinin ortalama %DD eğrisi ve 0° doğrultusundaki %DD eğrisi ile mutlak farkları hesaplandı. Ayrıca ortalama %DD eğrisinin %85'lik izodozun olduğu derinlik yardımıyla TSEI tedavi derinliği belirlendi.

3.2.3.6- X-Işını Kontaminasyon Miktarının ve Enerjisinin Belirlenmesi

TSEI'da uzak SSD ve geniş tedavi alanlarının kullanılmasının yanı sıra yüksek doz hızlı elektronların (HDRE) kullanılmasından dolayı yüksek oranda X-ışını kontaminasyonu oluşmaktadır. Oluşan X-ışını kontaminasyonu kemik iliği baskılanması gibi yan etkilere yol açmaktadır. Bu yüzden X-ışını kontaminasyonunun miktarı ve enerjisinin belirlenerek limitlere uyup uymadığı denetlenmektedir.

3.2.3.6.1- X-ışını Kontaminasyon Enerjisinin Belirlenmesi

TSEI ışınlanması sonucu oluşan X-ışını kontaminasyon enerjisini belirlemek için bir dizi ölçüm yapıldı. Bu ölçümlerde PPIC, RW3 katı fantomlar, 6 mm kurşun, 4 mm bakır ve 13 mm kurşun levhalar kullanıldı (Şekil-151).



Şekil 151: Kurşun ve bakır levhalar.

Gantri 90 dereceye ayarlandıktan sonra kalibrasyon noktasına 310 cm mesafeye PPIC yerleştirildi ve tüm ölçümlerde bu mesafe sabit tutuldu. Her bir metal levha için ayrı ölçüm yapılarak üç farklı X-ışını kontaminasyon enerjisi belirlendi (Şekil-152).

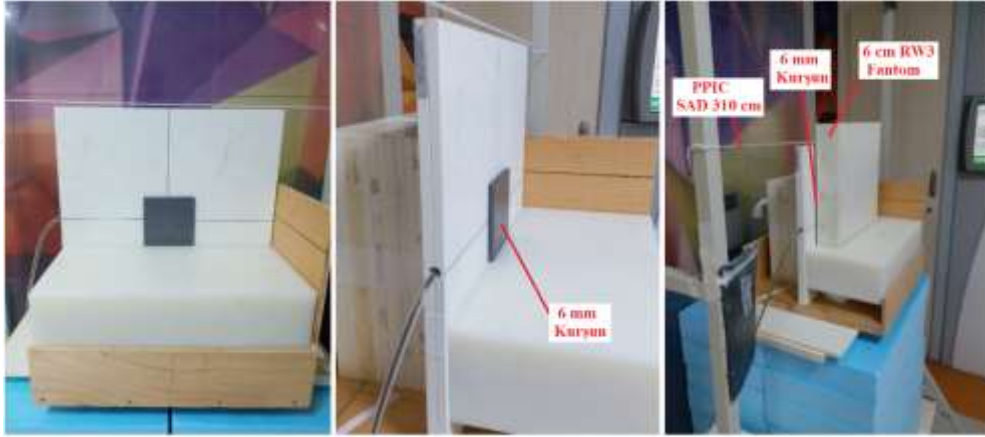


Şekil 152: X-ışını kontaminasyonu enerjisi belirleme ölçümü ışınlama kurulumu.

İlk olarak üç metal levhanın ölçümünde kullanılacak olan RW3 fantom kalınlığı belirlendi. Bu fantom kalınlığının en az R_p+1 cm olması gerektiğinden %DD eğrisinden elde edilen 29,8 mm derinliği yardımıyla en az 4 cm kalınlığında fantoma ihtiyaç olduğu saptandı. Bu kalınlığa biraz daha marj eklenip fantom kalınlığı 6 cm olarak belirlenerek hata payı en aza indirildi.

Aynı şekilde üç metal levha ölçümü için de belirlenmesi gereken I_0 değeri için 310 cm mesafede sabit tutulan PPIC'nin önüne 6 cm kalınlığında RW3 katı fantom yerleştirildi ve 200 MU verilerek üç okuma yapıldı. Bu üç değerın ortalaması alınarak I_0 değeri mGy cinsinden belirlendi. Bu I_0 değeri her metal ile yapılan X-ışını kontaminasyon enerjisinin belirlenmesi hesaplamalarında kullanıldı.

İlk X-ışını kontaminasyon enerjisi belirleme ölçümü 6 mm (0,006 m) kurşun levha kullanılarak yapıldı. Bunun için 310 cm mesafede sabit tutulan PPIC önüne önce 6 mm kurşun ve hemen arkasına 6cm RW3 katı fantom yerleştirilerek 200 MU verildi. Üç ayrı okuma yapılarak ortalaması alındı ve $I_{(Pb\ 6mm)}$ değeri belirlendi (**Şekil-153**).



Şekil 153: 6 mm kurşun için ışınlama kurulumu.

Kurşunun yoğunluğu $\rho_{Pb} = 1135\ kg/m^3$, kalınlığı 0,006 m, I_0 ve $I_{(Pb\ 6mm)}$ değerleri ile denklem-ttt'den türetilen denklem-kkk kullanılarak 6 mm kurşun için μ kütlelesel soğurma katsayısı ve μ/ρ kütlelesel zayıflama katsayısı hesaplandı (**Denklem-10, Denklem-11**).

$$I = I_0 \times e^{-(\mu/\rho) \cdot \rho x}$$

Denklem-10

$$\mu = [\ln(I/I_0)] \div x(m)$$

Denklem-11

İkinci X-ışını kontaminasyon enerjisi belirleme ölçümü 13 mm (0,013 m) kurşun levha kullanılarak yapıldı. Bunun için 310 cm mesafede sabit tutulan PPIC önüne önce 13 mm kurşun levha, hemen arkasına 6 cm RW3 katı fantom yerleştirilerek 200 MU verildi. Üç ayrı okuma yapılarak ortalaması alındı ve $I_{(Pb\ 13mm)}$ değeri belirlendi (Şekil-154).



Şekil 154: 13 mm kurşun için ışınlama kurulumu.

Kurşunun yoğunluğu $\rho_{Pb} = 1135\ kg/m^3$, kalınlığı 0,013 m, I_0 ve $I_{(Pb\ 13mm)}$ değerleri ile denklem-kkk kullanılarak 13 mm kurşun için μ kütleli soğurma katsayısı ve μ/ρ kütleli zayıflama katsayısı hesaplandı.

Son X-ışını kontaminasyon enerjisi belirleme ölçümü 4 mm (0,004 m) bakır levha kullanılarak yapıldı. Bunun için 310 cm mesafede sabit tutulan PPIC önüne önce 4 mm bakır ve hemen arkasına 6 cm RW3 katı fantom yerleştirilerek 200 MU verildi. Üç ayrı okuma yapılarak ortalaması alındı ve $I_{(Cu\ 4\ mm)}$ değeri belirlendi (Şekil-155).



Şekil 155: 4 mm bakır için ışınlama kurulumu.

Bakırın yoğunluğu $\rho_{Cu} = 8960 \text{ kg/m}^3$, kalınlığı 0,004 m, I_0 ve $I_{(Cu 4 \text{ mm})}$ değerleri ile denklem-kkk kullanılarak 4 mm bakır için μ kütleli soğurma katsayısı ve μ/ρ kütleli zayıflama katsayısı hesaplandı.

Üç farklı kalınlıktaki farklı materyaller için hesaplanan kütleli zayıflama katsayıları, kütleli soğurma katsayısı ve enerji tablosu kullanılarak X-ışını kontaminasyon enerjileri bulundu (Khan et al., 2010). Bunların ortalaması alınarak TSEI için ortalama X-ışını kontaminasyonu enerjisi hesaplandı.

3.2.3.6- X-ışını Kontaminasyon Miktarının Belirlenmesi

TSEI ışınlaması sonucu oluşan X-ışınının miktarını belirlemek için bir dizi ölçüm yapıldı. Bu ölçümlerde PPIC ve RW3 katı fantomlar kullanıldı. Bu ölçümlerde PPIC yerine fantom yüzeyi SSD 310 cm mesafede sabit tutuldu. İlk olarak tek alan için kontaminasyon miktarı belirlendikten sonra 12AF kullanılarak 12 alan için toplam X-ışını kontaminasyon miktarı bulundu.

Tek alan kontaminasyon yüzdesinin belirlenmesi için gantri 90 dereceye ayarlandıktan sonra %DD ölçümünden elde edilen maksimum doz derinliğinde (13 mm) ve fantom yüzeyinde SSD 310 cm olacak şekilde 100 MU verilerek R_{maks} değeri ölçüldü (**Şekil-156**).



Şekil 156: Tek alan kontaminasyon için R_{maks} ölçümü kurulumu.

Aynı kurulumda 6 cm fantom derinliğinde yapılan ölçümde ise R_6 değeri belirlendi (Şekil-157).



Şekil 157: Tek alan kontaminasyon için R_6 ölçümü kurulumu.

Daha önce TSEI için 2,332 olarak belirlediğimiz 12AF, R_{maks} , R_6 değerleri ve denklem-12 kullanılarak tek alan kontaminasyon yüzdesi hesaplandı.

$$\text{Tek Alan Kontaminasyon Yüzdesi} = \frac{R_6}{R_{maks}} \times \frac{100}{200} \quad \text{Denklem-12}$$

Daha önce birleşik doz ölçümü ile belirlediğimiz 12AF, tek alan kontaminasyon yüzdesi ve denklem-13 yardımıyla toplam kontaminasyon yüzdesi belirlendi.

$$\text{Toplam Kontaminasyon}(\%) = \left[\frac{\text{Tek Alan Kontaminasyon}(\%)}{12AF} \right] \times 6 \quad \text{Denklem-13}$$

3.2.3.7- Tedavi Süresinin Hesaplanması

Kliniğimizde TSEI hastalarına 1 Gy/gün olmak üzere toplam 30-36 Gy dozlar uygulanmaktadır. Bu tezde tedavi dozu fraksiyon başına 1 Gy olarak kullanıldı ve buna göre tedavi süresi hesaplandı. Toplam doz 1 Gy, 2,332 olarak belirlenen 12AF, 1 MU için Gy miktarı ve denklem-14 yardımıyla tedavi süresi hesaplandı.

$$\text{Toplam Doz} = MU \times (Gy/MU) \times 12AF \quad \text{Denklem-14}$$

3.2.4- İnsan Fantomu İçin Farklı Kalınlıklarda Abdomen Aparatlarının Üretilmesi

TSEI'larında umbilikus noktasının dozu tedavi dozundan $\pm\%5$ 'ten fazla farklı olmamalıdır. Doz kalibrasyon noktası olan umbilikus anterior abdomen bölgesindedir ve vücut konturunun homojen olmadığı, abdominal bölge kalınlığı fazla olan hastalarda tüm vücudun abdomen kalınlığı miktarınca tedavi cihazından uzaklaşmasına sebep olmaktadır. Bu da abdomen bölgesi dışındaki anterior cilt bölgelerinin tedavi cihazından uzaklaşmasına ve istenilenden farklı doz almasına sebep olmaktadır. Bu tezde geliştirilen ve bu sorunu ortadan kaldıracak olan IM-TSEI yönteminin güvenilirliği antropomorfik insan fantomu doz ölçümleriyle de doğrulanmıştır. Bunun için abdominal bölge kalınlığının 3 cm, 6 cm, 9 cm, 12 cm ve 15 cm olduğu durumlar insan fantomu ile uyumlu olarak üretilen farklı abdomen kalınlık aparatları ile simüle edilmiştir. Siyah ABS filament ve üç boyutlu yazıcı kullanılarak üretilen bu abdomen kalınlık aparatları yeni geliştirilen IM-TSEI

yönteminin güvenilirliğinin belirlenmesi için TLD ve film ölçümlerinin yapılabilmesine olanak sağlamaktadır.

3.2.4.1- Antropomorfik İnsan Fantomunun Taranması

Bu tezde geliştirilen IM-TSEI yönteminin güvenilirliği antropomorfik insan fantomunun 3 cm, 6 cm, 9 cm, 12 cm ve 15 cm'lik abdominal bölge kalınlıkları için TLD ve film ölçümleriyle belirlenmiştir. Anabilim dalımızda mevcut antropomorfik insan fantomunun abdominal bölgesi standart olup anterior doğrultuda kalınlığa sahip değildir. İnsan fantomu ile uyumlu olarak üretilecek farklı abdomen kalınlık aparatlarının tasarlanması için mevcut insan fantomu üç boyutlu tarayıcı yardımıyla bilgisayar ortamına aktarıldı. Üç boyutlu tarama işlemi için “Cubify Sense” marka üç boyutlu tarayıcı kullanıldı (Şekil-158).



Şekil 158: “Cubify Sense” marka üç boyutlu tarayıcı.

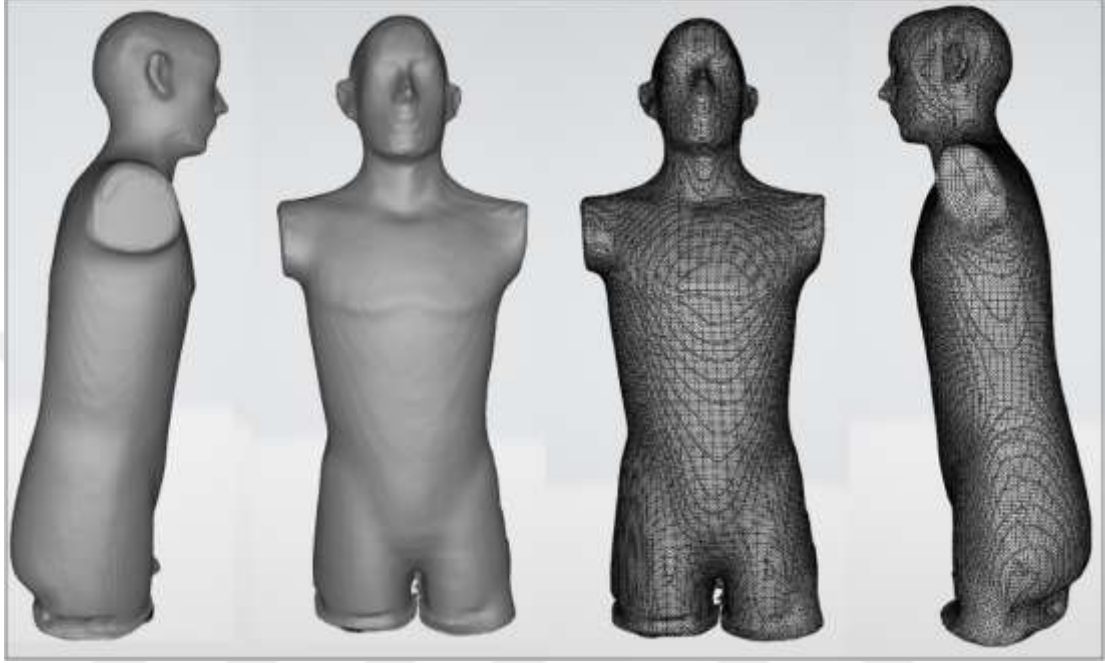
Antropomorfik insan fantomunun etrafında en az üç tur, 360° dönülerek üç boyutlu tarayıcı ile görüntüsü alındı. İlk tur tarama sonrası taranan bölgeler bilgisayarda anında görünür oldu. Üç boyutlu taraması yapılan nesne büyük olduğu için tarama sırasında

bazı kısımlar boşluk olarak görüldü. Bunu gidermek için boşluk kalan bölge üzerinden yeniden geçilerek aynı tarama oturumunda bu sorun giderildi. Eksik olan boşluklar ikinci ve üçüncü tur taramalarda üzerinden geçilerek insan fantomunun üç boyutlu taraması tamamlandı (Şekil-159).



Şekil 159: Antropomorfik insan fantomunun üç boyutlu taraması.

Tarama işleminin ardından insan fantomunun üç boyutlu tam görüntüsü bilgisayar ortamına aktarıldı. Yine üç boyutlu tarayıcıya ait bilgisayar programı sayesinde elde edilen üç boyutlu görüntüler hem dolgu hem de çizgi formlarında kaydedildi (Şekil-160).

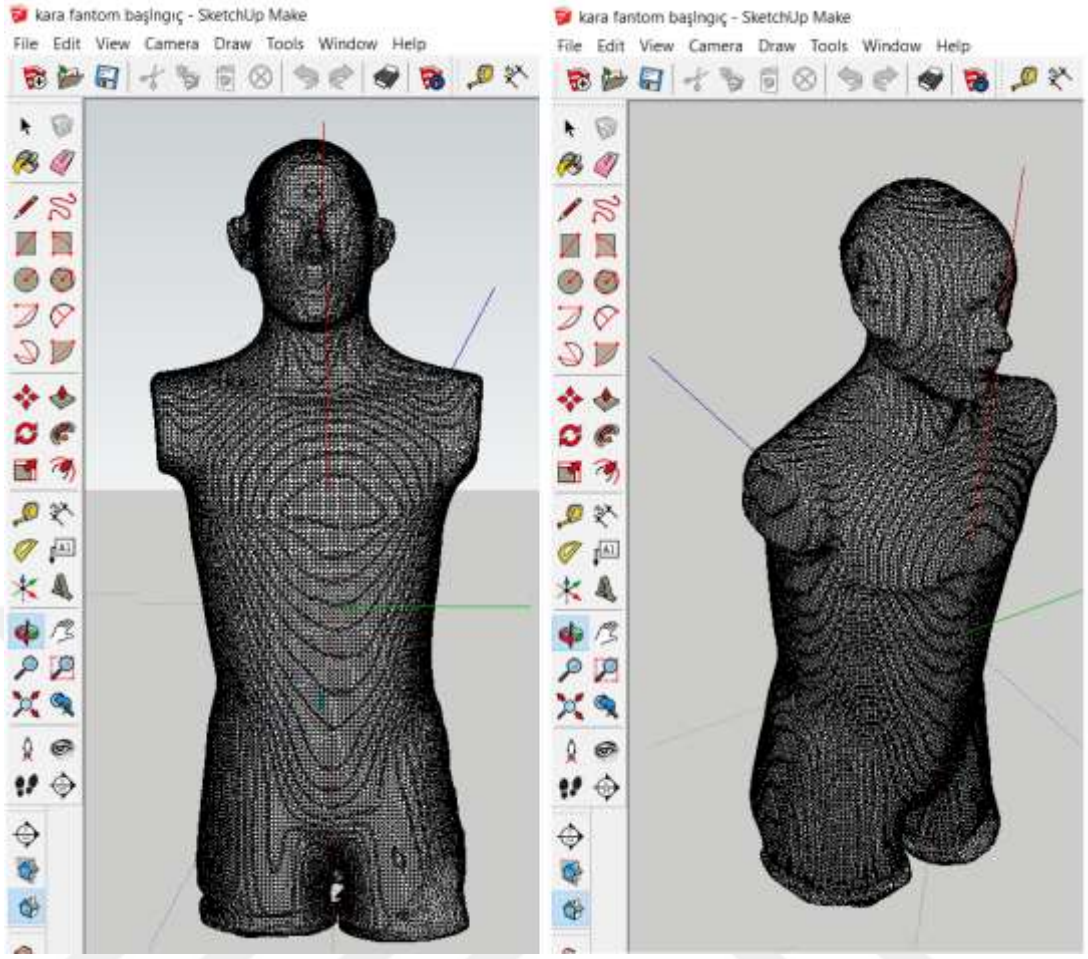


Şekil 160: İnsan fantomunun dolgu ve çizgi formlarında üç boyutlu görüntüleri.

3.2.4.2- Farklı Abdomen Kalınlıklarının Tasarımı

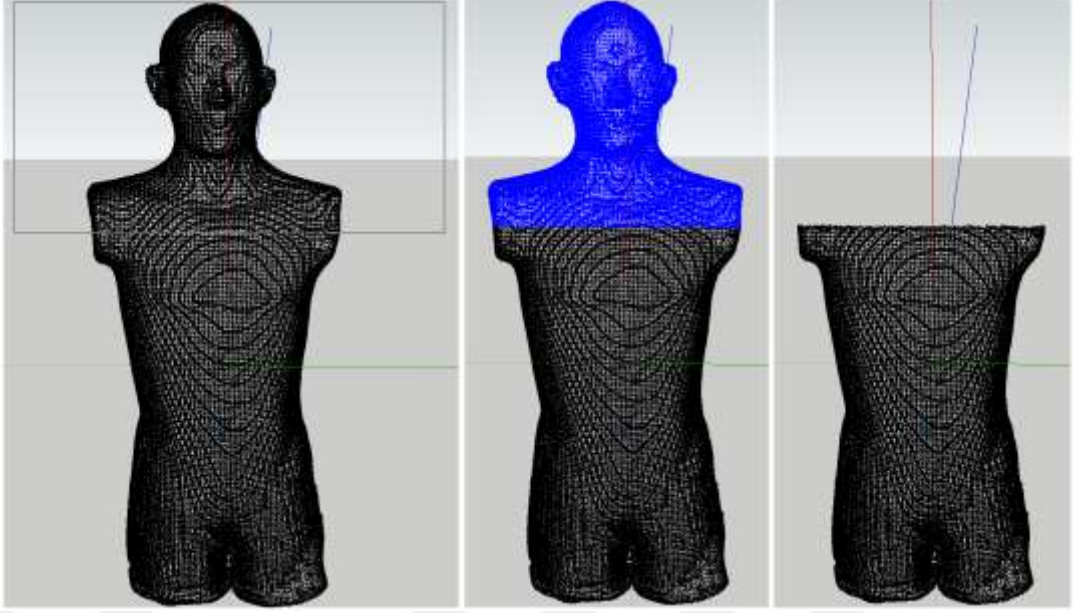
Geliştirilen IM-TSEI yönteminin güvenilirliğini antropomorfik insan fantomu doz ölçümleriyle doğrulamak için abdominal bölge kalınlığının 3 cm, 6 cm, 9 cm, 12 cm ve 15 cm olduğu durumlar insan fantomu ile uyumlu olarak siyah ABS filamentini ile üretilen farklı kalınlıklarda abdomen aparatları ile simüle edildi.

Üç boyutlu taraması yapılan antropomorfik insan fantomunun görüntüleri üç boyutlu çizim programı “*SketchUp Make*”e aktarıldı (Şekil-161).



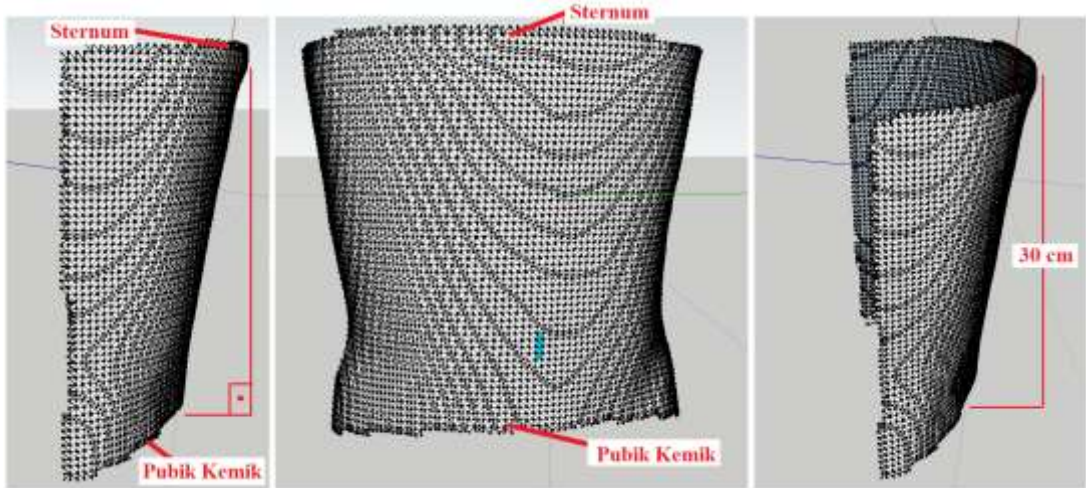
Şekil 161: Antropomorfik insan fantomunun üç boyutlu çizim programına aktarılması.

Üç boyutlu çizim programında fantomun abdomen bölgesinin sınırları belirlendi. Buna göre üstte sternumun altından başlayan ve altta pubik kemik ile sınırlandırılan yaklaşık 30 cm uzunluğundaki bölge abdomen bölgesi olarak kabul edildi. İnsan fantomunun abdominal bölge cilt konturu tasarlanan farklı kalınlıktaki abdomen aparatları için taban olarak kullanıldı. Böylece tasarlanıp üretilen aparatların insan fantomuyla hatasız uyum sağlayarak aralarında hava boşluğu oluşmaması sağlandı. Bunun için insan fantomunun abdomen bölgesi dışındaki tüm cilt konturu silindi (**Şekil-162**).



Şekil 162: Abdomen bölgesi dışındaki tüm cilt konturunun silinmesi.

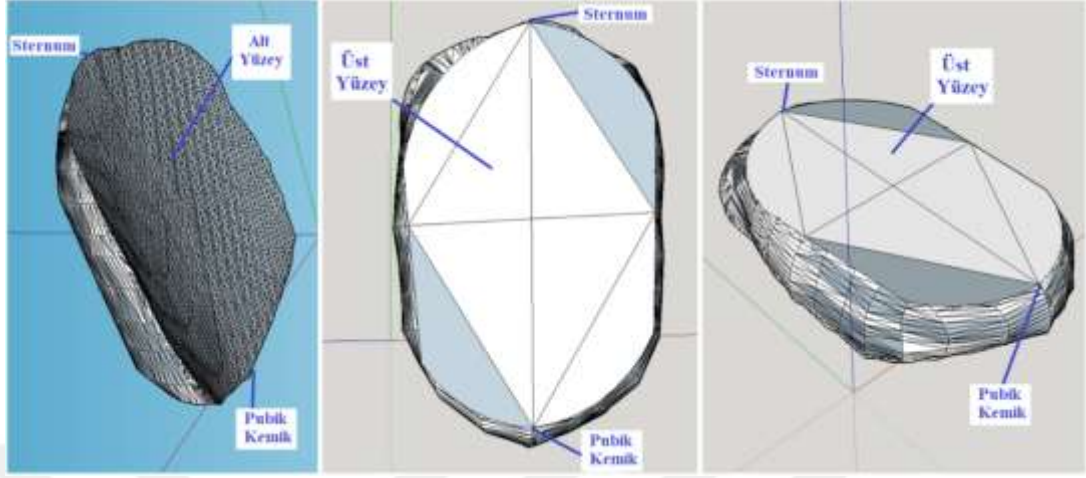
Sadece abdomen bölgesi cilt konturu kullanılarak farklı kalınlıktaki aparatlar tasarlandı (Şekil-163).



Şekil 163: Abdomen bölgesi cilt konturu.

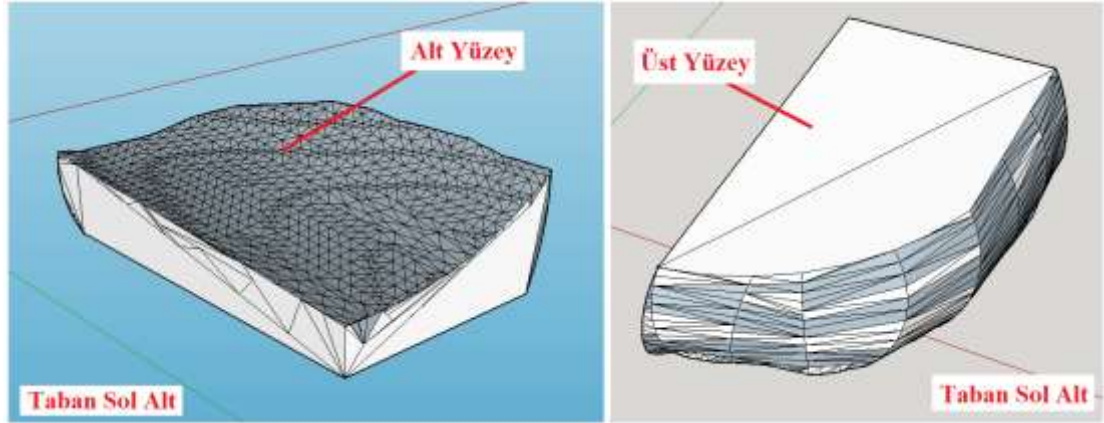
Sternumdan aşağı inilen dikme yardımıyla abdomen bölgesi cilt konturunun pubik kemiğe yaklaştıkça eğim gösterdiği belirlendi. Geliştirilecek tedavi yönteminin başarısını belirleyecek kalite güvenilirliği ölçümlerini olumsuz etkilememesi için ilk olarak pubik kemik ve sternum arasındaki cilt konturu eğimi yok edildi. Bunun için

ilk olarak hem insan fantomu yüzeyine oturacak hem de farklı abdomen kalınlıkları için bir taban oluşturacak bir katman tasarlandı (Şekil-164).



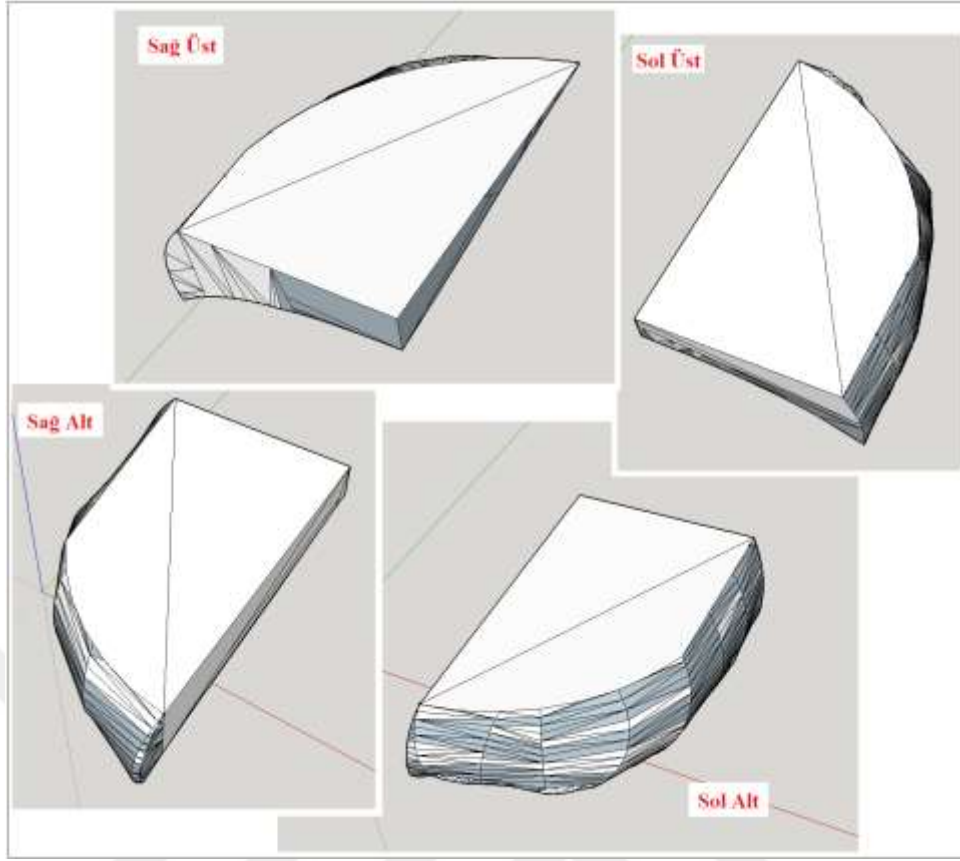
Şekil 164: Taban fantomunun tasarımı.

Mevcut olan üç boyutlu yazıcının baskı alanı 30 cm uzunluğu tek seferde basamadığı için tüm taban baskı alanına girecek şekilde dört parçaya bölündü; her parçanın birbiriyle uyuşması sağlandı (Şekil-165).



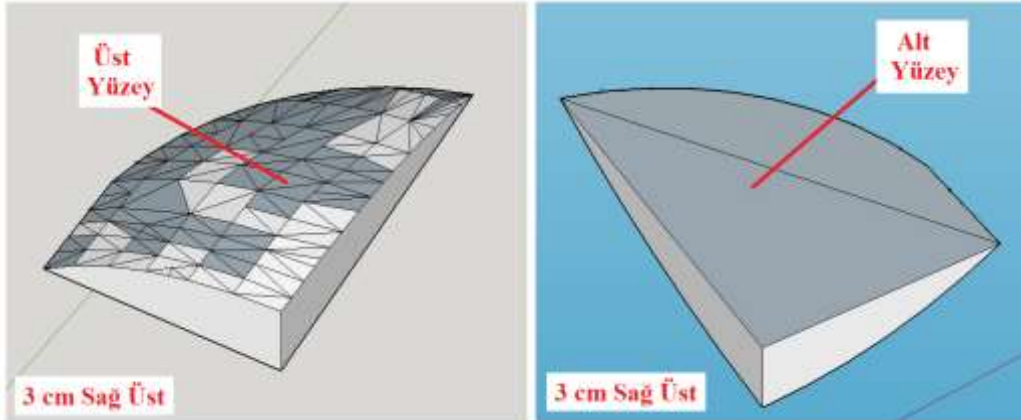
Şekil 165: Taban sol alt fantom parçasının tasarımı.

Gerek tasarım, gerek baskı ve gerekse ışılama kurulumları sırasında hata olmaması için tüm taban sağ alt, sağ üst, sol alt ve sol üst olarak isimlendirildi (Şekil-166).



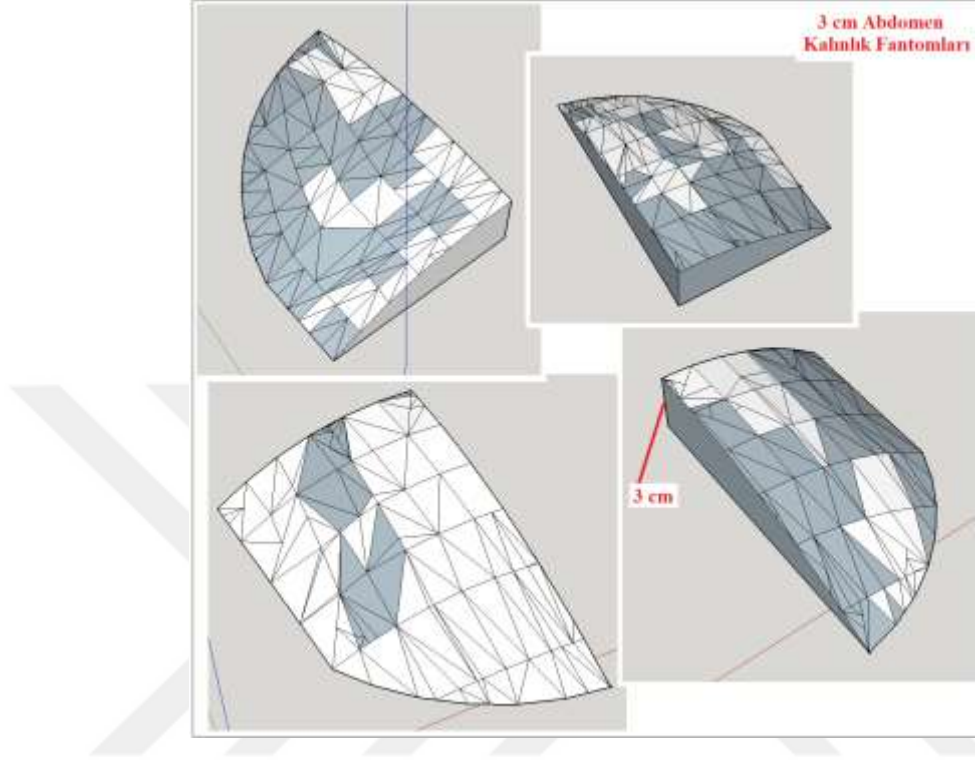
Şekil 166: Tabana ait dört fantom parçasının tasarımı.

Taban ek fantomunun üst yüzeyine oturacak ve 3 cm abdomen kalınlığını temsil edecek fantom üç boyutlu yazıcının baskı alanına sığmayacağından dört parça olarak tasarlandı. Her parçanın birbiriyle uyuşması sağlandı (Şekil-167). Her bir parçanın alt yüzeyi taban fantomları ile tam örtüşme sağlamak üzere düz yapıldı.



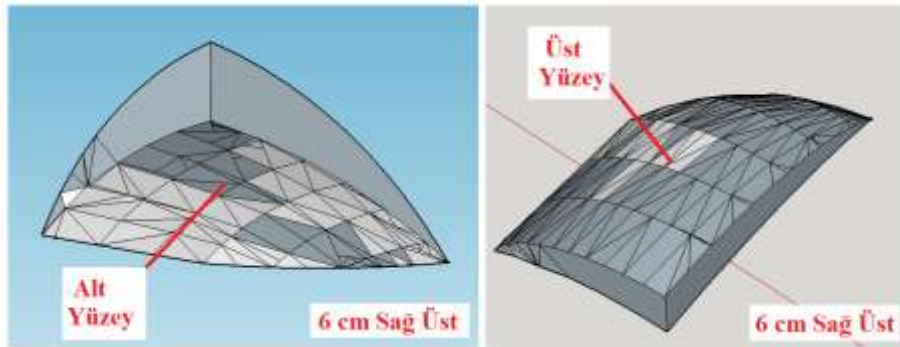
Şekil 167: 3 cm sağ üst fantom parçasının tasarımı.

Tasarım, baskı ve ışınlama kurulumları sırasında hata olmaması için tüm 3 cm kalınlığındaki fantom parçaları sağ alt, sağ üst, sol alt ve sol üst olarak isimlendirildi (Şekil-168). Her bir parçanın yüksekliği 3 cm olarak ayarlandı.



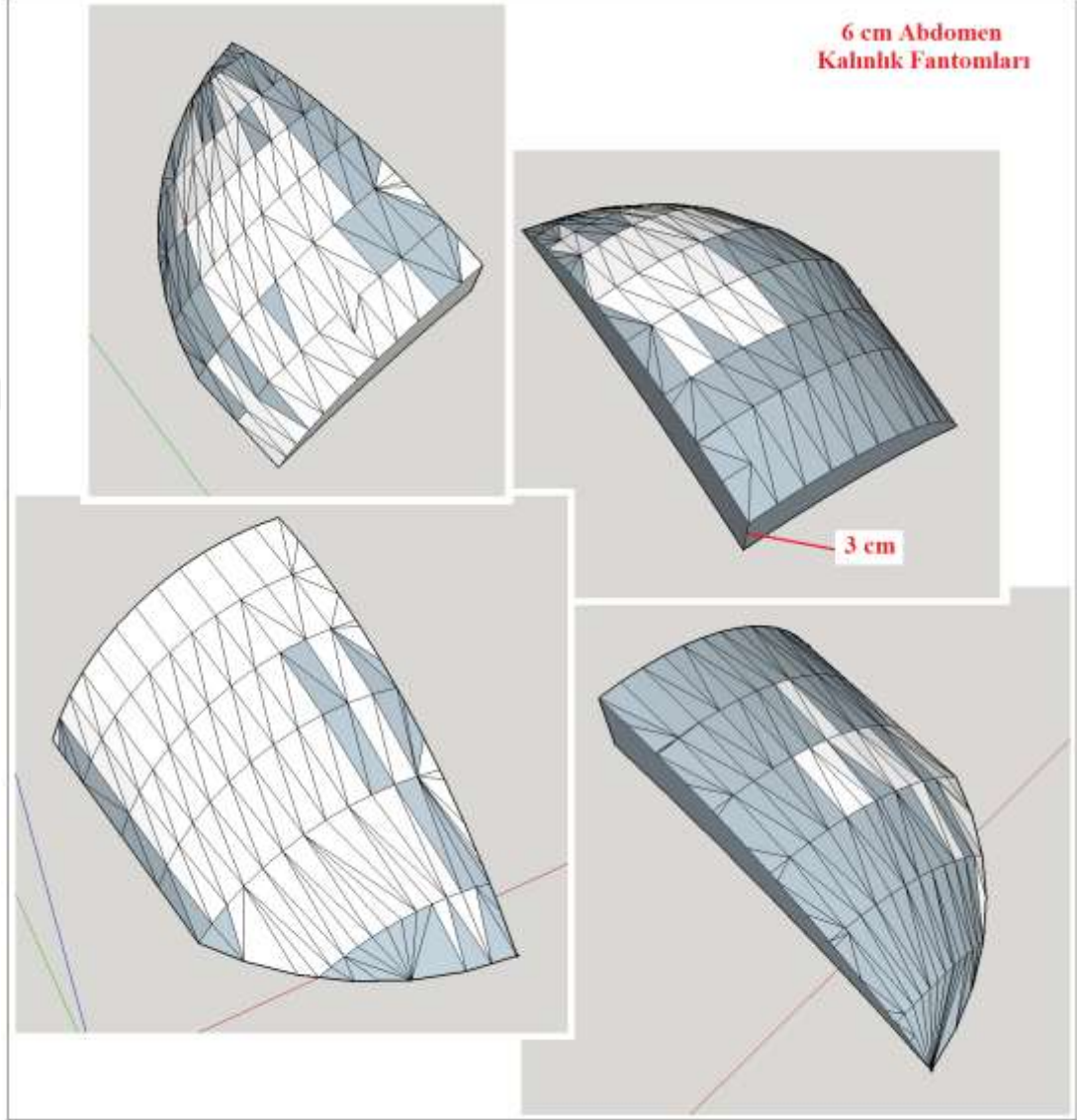
Şekil 168: 3 cm abdomen kalınlığı için dört fantom parçasının tasarımı.

Altı cm abdomen kalınlığını temsil edecek fantom 3 cm kalınlığındaki fantomunun üst yüzeyine oturacak şekilde dört parça olarak tasarlandı. Her parça hem birbiriyle hem de 3 cm kalınlığındaki fantomlar ile alt yüzeyleri tam örtüşecek şekilde yapıldı (Şekil-169).



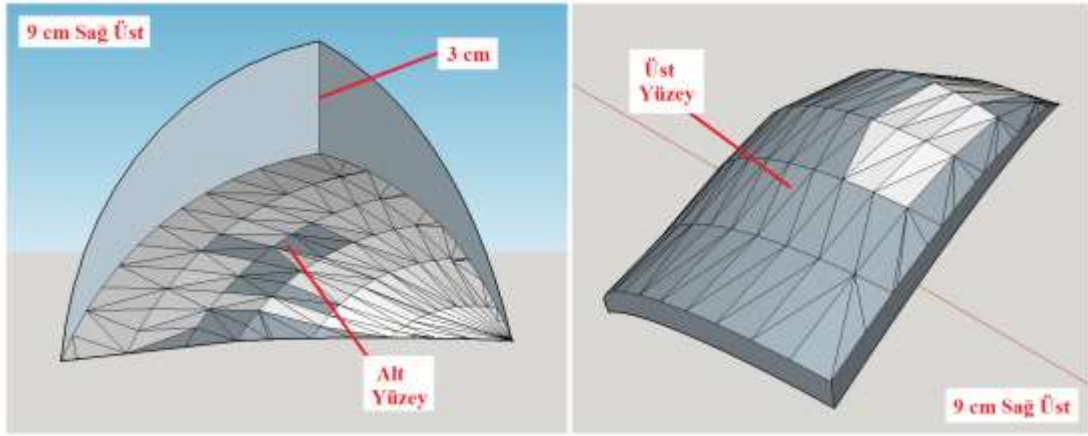
Şekil 169: 6 cm sağ üst fantom parçasının tasarımı.

Uygulama sırasında hata olmaması için tüm 6 cm kalınlığındaki fantom parçaları sağ alt, sağ üst, sol alt ve sol üst olarak isimlendirildi (**Şekil-170**). Her bir parçanın yüksekliği 3 cm olarak ayarlandı.



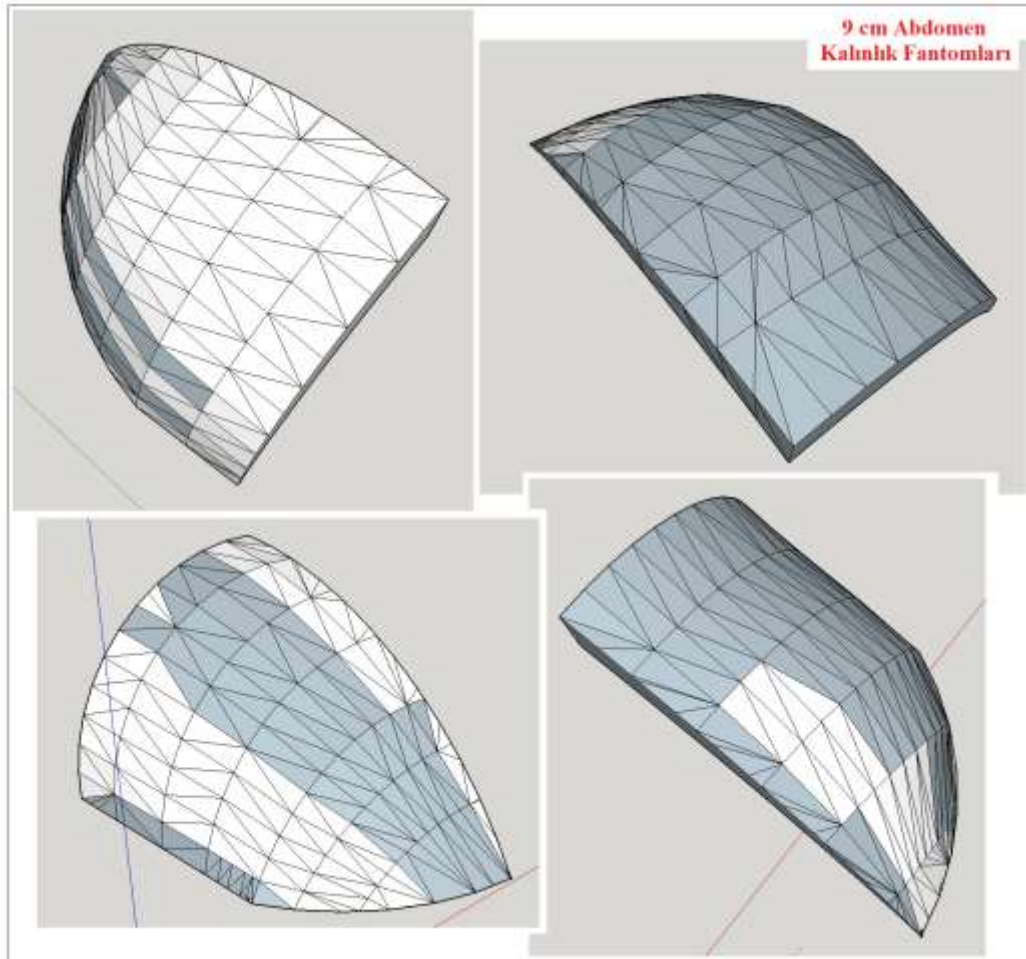
Şekil 170: 6 cm abdomen kalınlığı için dört fantom parçasının tasarımı.

Altı cm kalınlığındaki fantomunun üst yüzeyine oturacak ve 9 cm abdomen kalınlığını temsil edecek fantom toplam dört parça olarak tasarlandı. Her bir parçanın alt yüzeyi 6 cm kalınlığındaki fantomlar ile tam örtüşme sağlayacak şekilde tasarlandı (**Şekil-171**).



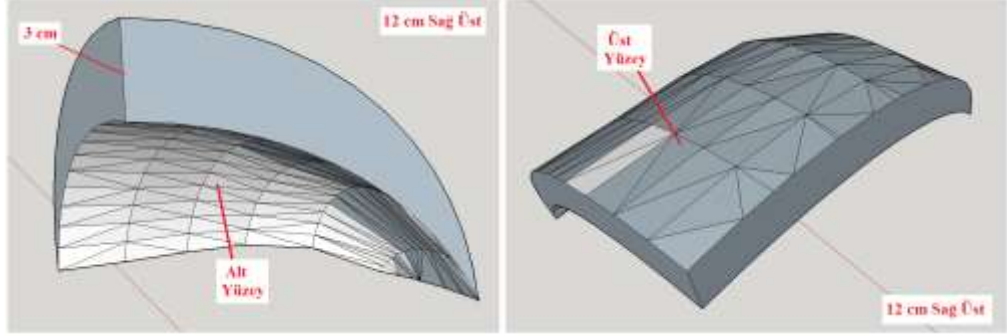
Şekil 171: 9 cm sağ üst fantom parçasının tasarımı.

Her parçasının yüksekliği 3 cm olan 9 cm kalınlık fantom parçaları sağ alt, sağ üst, sol alt ve sol üst olarak isimlendirildi (Şekil-172).



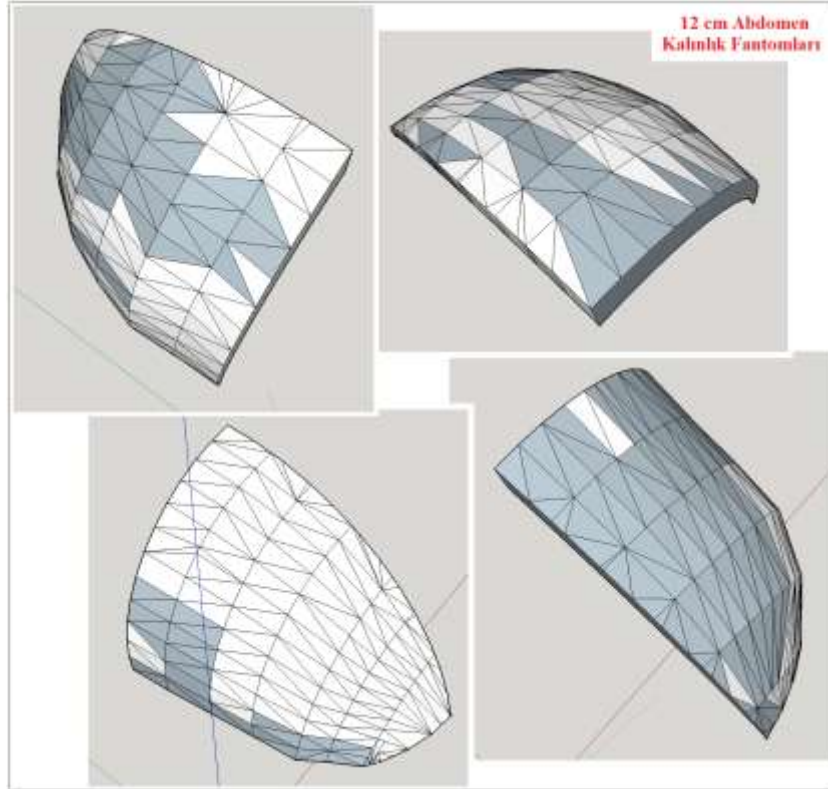
Şekil 172: 9 cm abdomen kalınlığı için dört fantom parçasının tasarımı.

On iki cm'lik abdomen kalınlığını temsil edecek fantom toplam dört parça olarak tasarlandı. Her bir parçanın alt yüzeyi 9 cm kalınlığındaki fantomlar ile tam örtüşme sağlayacak şekilde tasarlandı (Şekil-173).



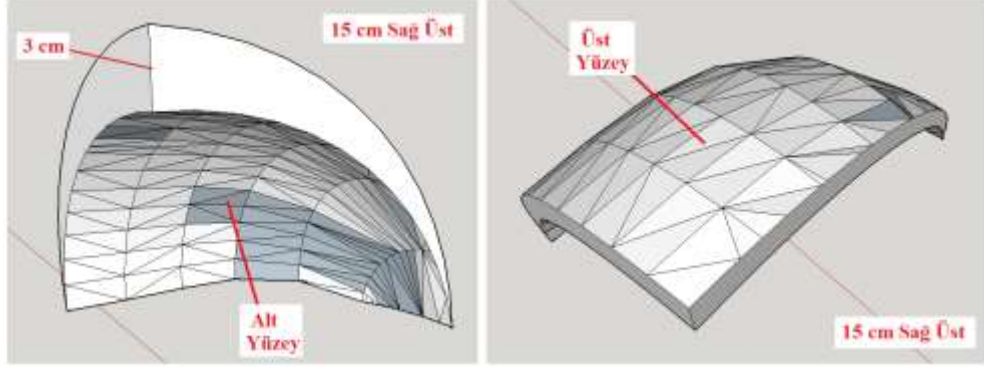
Şekil 173: 12 cm sağ üst fantom parçasının tasarımı.

Uygulama sırasında hata olmaması için tüm 12 cm kalınlığındaki fantom parçaları sağ alt, sağ üst, sol alt ve sol üst olarak isimlendirildi (Şekil-174). Her bir parçanın yüksekliği 3 cm olarak ayarlandı.



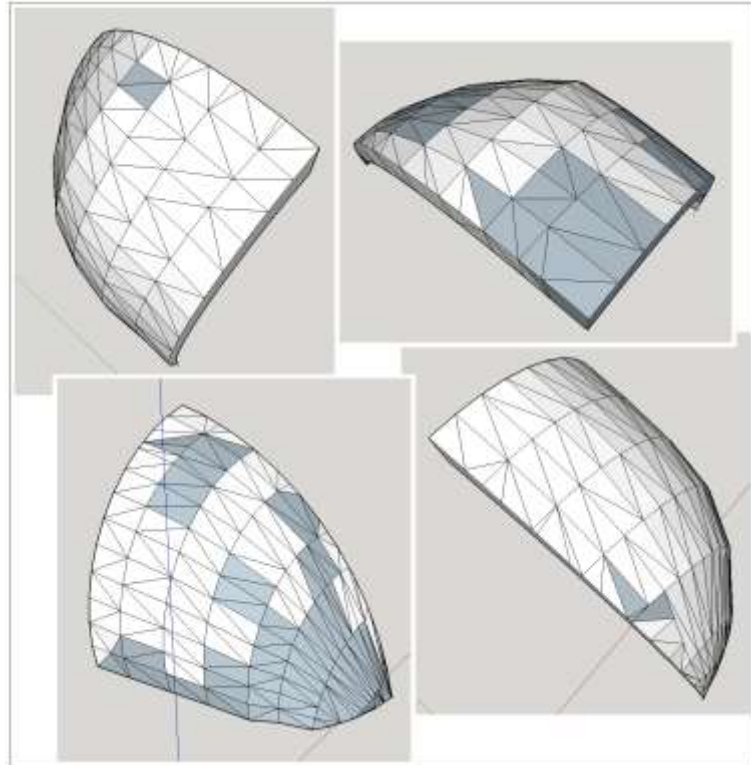
Şekil 174: 12 cm abdomen kalınlığı için dört fantom parçasının tasarımı.

Dört parçadan oluşan 15 cm abdomen kalınlığını temsil edecek fantomun tüm parçalarının alt yüzeyi 12 cm kalınlığındaki fantomlar ile tam örtüşme sağlayacak şekilde tasarlandı (Şekil175).



Şekil 175: 15 cm sağ üst fantom parçasının tasarımı.

Tasarım, baskı ve ışınlama kurulumları sırasında hata olmaması için tüm 15 cm kalınlığındaki fantom parçaları sağ alt, sağ üst, sol alt ve sol üst olarak isimlendirildi (Şekil-176). Her bir parçanın yüksekliği 3 cm olarak ayarlandı.

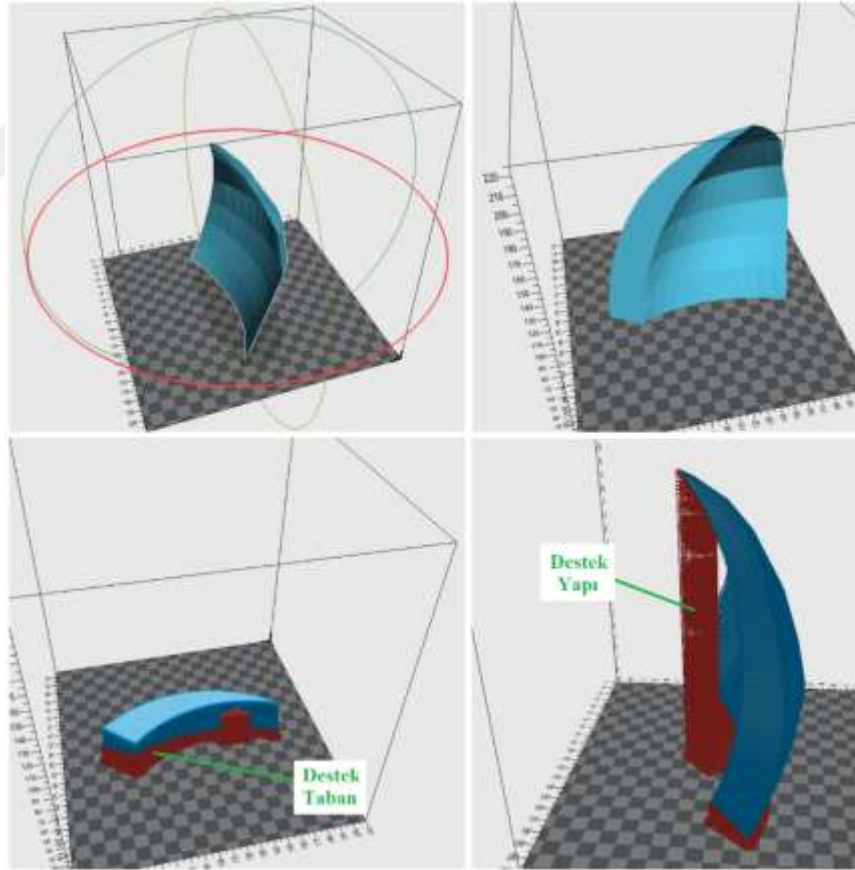


Şekil 176: 15 cm abdomen kalınlığı için dört fantom parçasının tasarımı.

Üç boyutlu çizim programında tasarımı tamamlanan taban, 3 cm, 6 cm, 9 cm, 12 cm, 15 cm abdomen kalınlıklarını temsil eden toplam 24 parça fantom üç boyutlu yazıcı programıyla uyumlu olan “*stl*” formatında kaydedilerek baskı aşamasına geçildi.

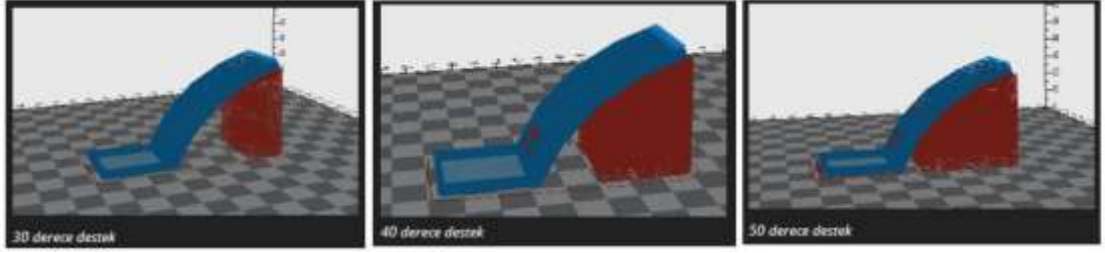
3.2.4.3- Farklı Abdomen Ek Fantomlarının Üç Boyutlu Yazıcı Kullanılarak Üretilmesi

Tasarımı tamamlanan farklı kalınlıktaki abdomen aparatlarına ait üç boyutlu çizimler “*stl*” formatına dönüştürülerek “*Zaxe*” baskı programına yüklendi. Baskısı yapılacak her bir parçaya uygun pozisyon verildi ve basım sırasında zemine iyi yapışması için destek taban seçeneği kullanıldı. Ek olarak fazla eğime sahip parçaların basımında hata oluşmaması için destek yapı seçeneği kullanıldı (Şekil-177).



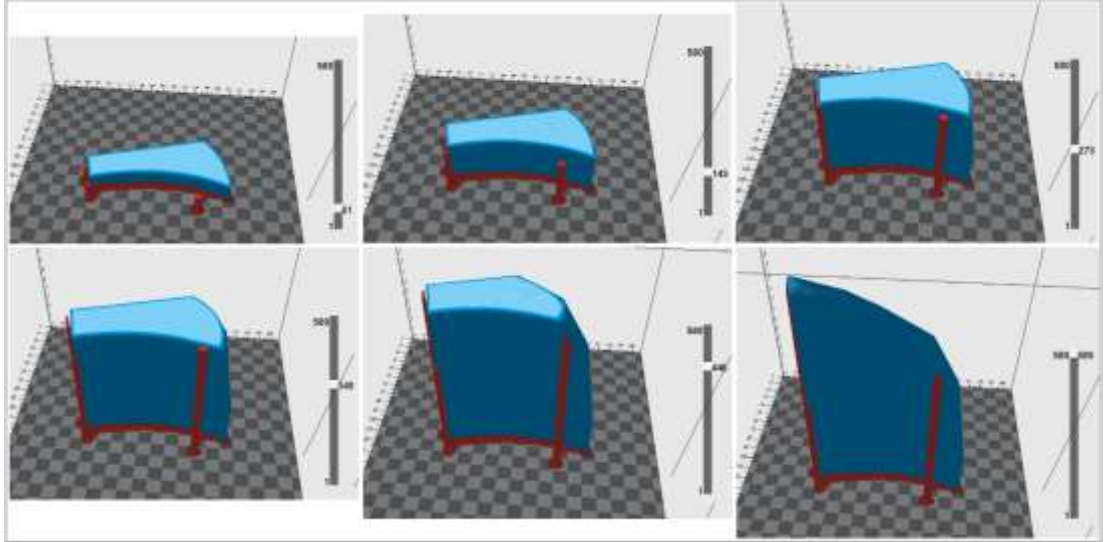
Şekil 177: Konumlandırma, destek taban ve destek yapı kullanımı.

Basımı yapılan parçanın eğim miktarına bağlı olarak 0-50° arasında destek yapı eğim açısı seçildi (Şekil-178).



Şekil 178: Destek yapı eğim açısı seçimi.

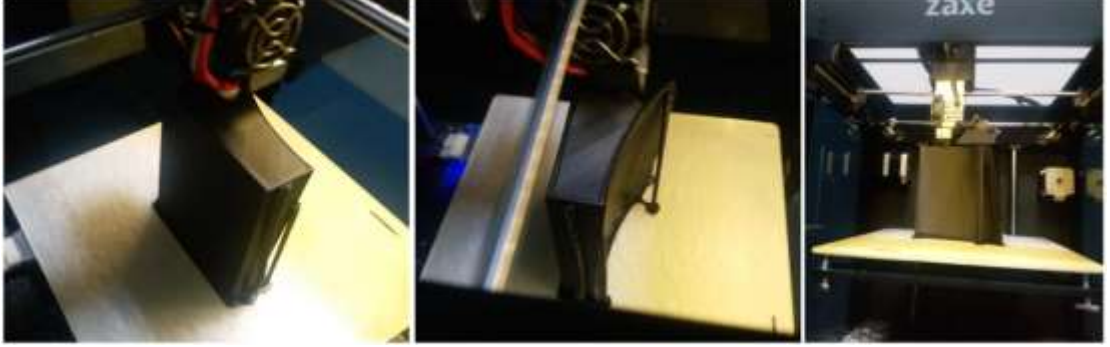
Baskıda kullanılacak filament tipi olarak ABS seçildi ve katman kalınlığı 0,3 mm olarak ayarlandı. Üretilen parçalar radyasyon ölçümlerinde kullanılacağından iç doluluğu %100 olarak ayarlandı. Baskı ayarları yüklendikten sonra dilimleme yapılarak basılacak katmanlar oluşturuldu (Şekil-179).



Şekil 179: Taban sağ alt parça baskı katmanları.

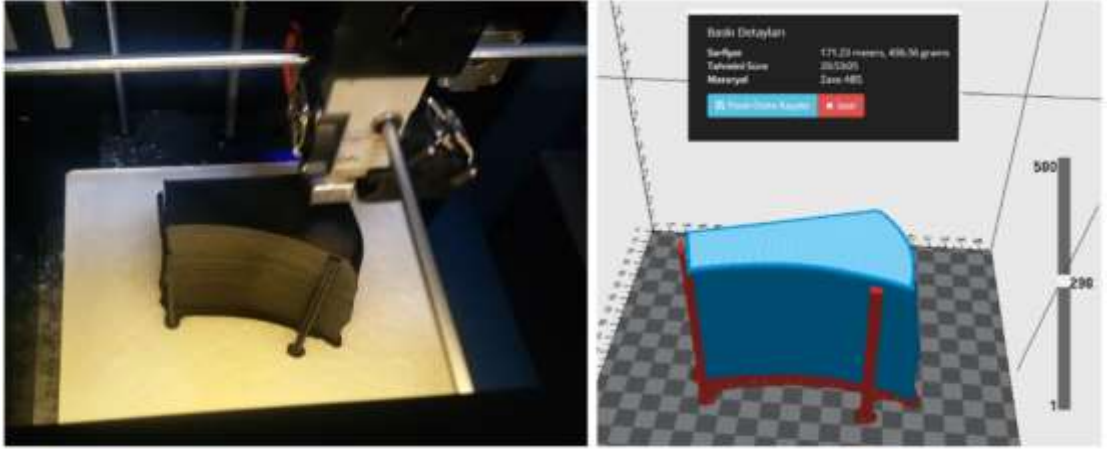
Baskı sırasında kaç metre ABS filament gerektiği ve basımın ne kadar zaman alacağı program tarafından yaklaşık olarak raporlandı. Her baskıdan önce üç boyutlu yazıcıya takılı filament ve yeterliliği kontrol edildi. Baskı katmanları biten ve basıma hazır olan parçanın üç boyutlu yazıcıya yüklenebilmesi için “zaxe” uzantılı dosya oluşturuldu.

Üç boyutlu yazıcıya yüklenen baskı dosyası kullanılarak parça basımı başlatıldı (Şekil-180).



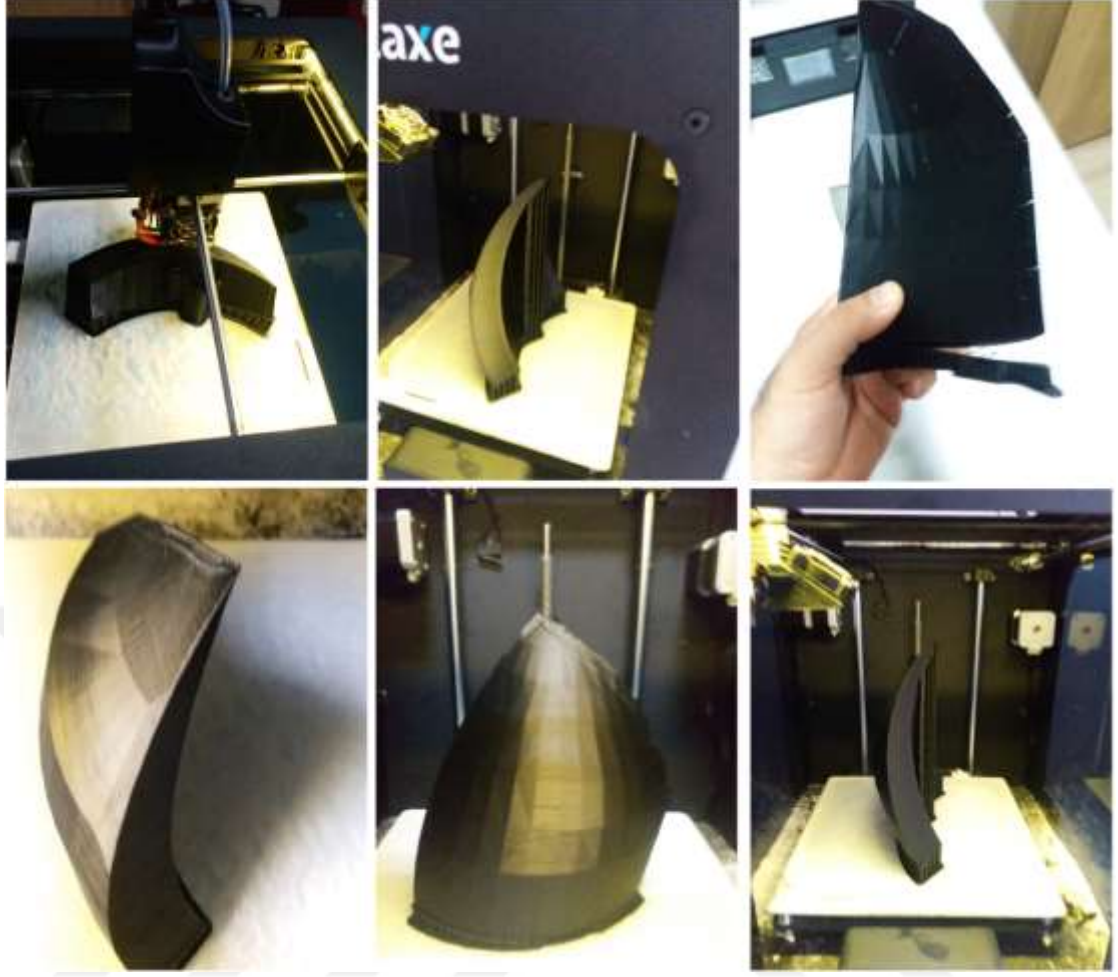
Şekil 180: Taban sağ alt parçanın basımı.

Her basımdan önce baskı tablasının üzeri “stick” yapışkan ile kaplandı. Tasarlanan fantom parçaları birebir boyutlu olarak üretildi (Şekil-181).



Şekil 181: Tasarlanan ve baskıdaki taban sağ alt parça.

Parçaların her biri 10-27 saat aralığındaki basım sürelerinde üretildi. Üç boyutlu yazıcıda tasarlandığı ölçülerde ve %100 iç doluluğa sahip olan 24 adet farklı kalınlıkta insan fantomu abdomen aparatı üretildi (Şekil-182).



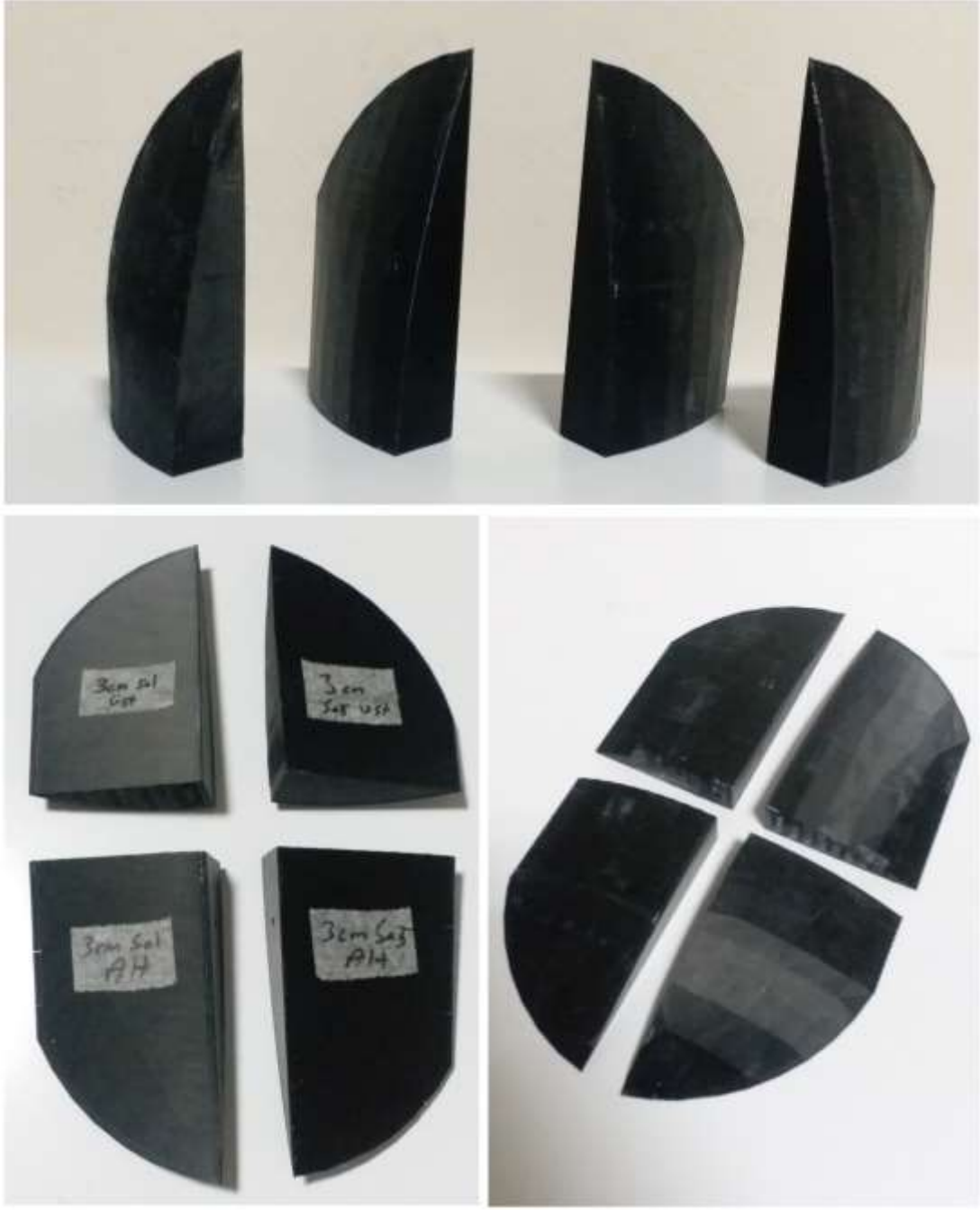
Şekil 182: Çeşitli fantom parçalarının üç boyutlu basımı.

Basımı tamamlanan insan fantomu abdomen bölgesi cildi ile örtülecek taban fantomuna ait dört parça aşağıdaki şekilde gösterilmektedir (**Şekil-183**).



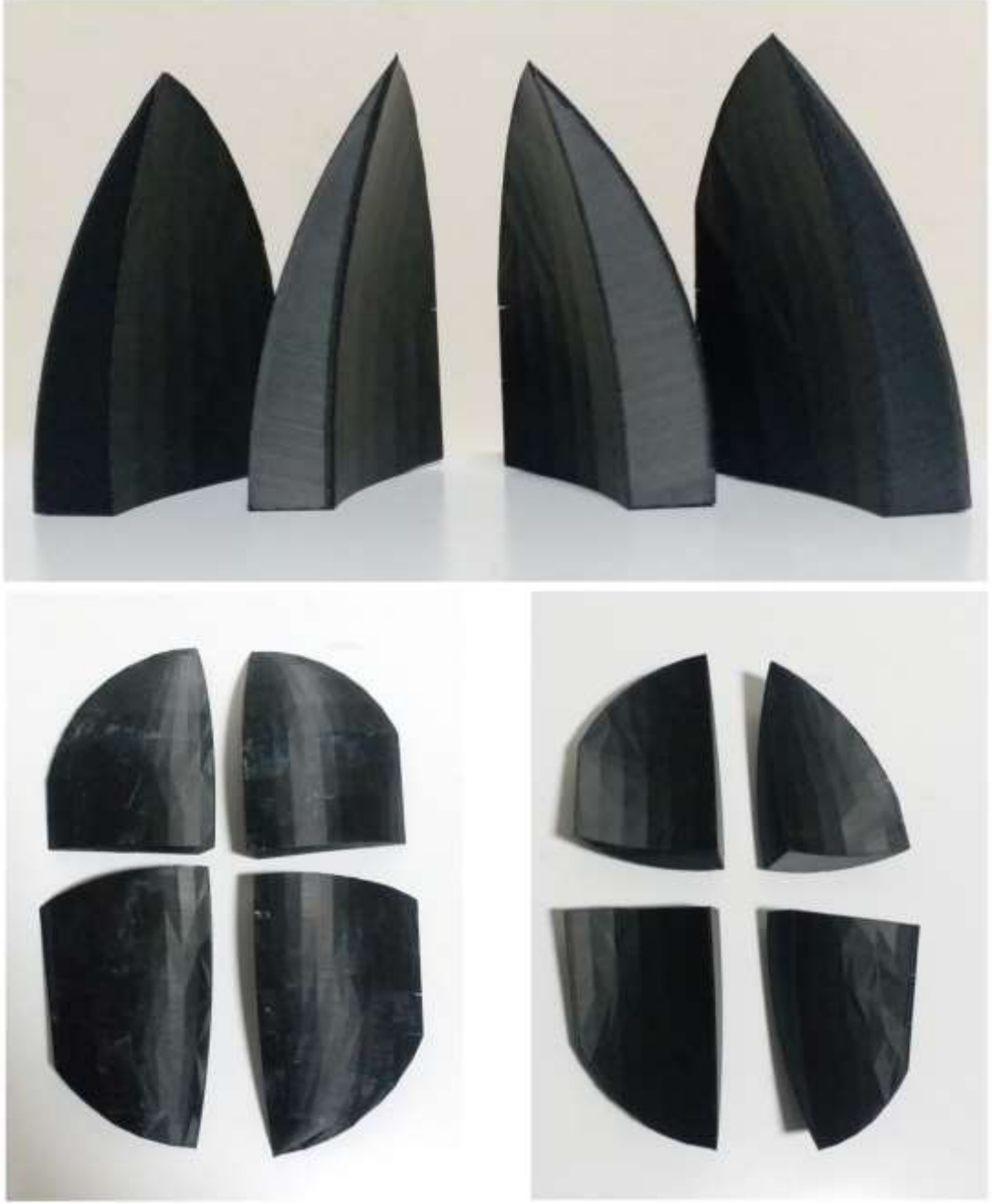
Şekil 183: Abdomen fantomu taban parçaları.

Taban fantomu üst yüzeyi ile örtülecek dört parçadan oluşan 3 cm kalınlıkta abdomen aparatı üretildi (Şekil-184).



Şekil 184: 3 cm kalınlığında abdomen fantomu parçaları.

Üretimi tamamlanan ve 3 cm abdomen kalınlığı fantomunun üst yüzeyi ile örtülecek dört parçadan oluşan 6 cm abdomen kalınlığı fantomu aşağıda gösterilmektedir (**Şekil-185**).



Şekil 185: 6 cm kalınlığında abdomen fantomu parçaları.

Üretimi tamamlanan 6 cm kalınlığında abdomen fantomunun üst yüzeyi ile örtülecek dört parçadan oluşan 9 cm kalınlıkta abdomen fantomu aşağıda gösterilmektedir (Şekil-186).



Şekil 186: 9 cm kalınlığında abdomen fantomu parçaları.

Basımı tamamlanan ve 9 cm kalınlığında abdomen fantomu ile örtülecek 12 cm kalınlıkta abdomen fantomuna ait dört parça aşağıdaki şekilde gösterilmektedir (Şekil-187).



Şekil 187: 12 cm kalınlığında abdomen fantomu parçaları.

Üretimi tamamlanan ve 12 cm kalınlığındaki abdomen fantomunun üst yüzeyi ile örtülecek dört parçadan oluşan 15 cm kalınlığında abdomen fantomu aşağıda gösterilmektedir (**Şekil-188**).



Şekil 188: 15 cm kalınlığında abdomen fantomu parçaları.

3.2.5- IM-TSEI Tekniğinin Tanımlanması ve Farklı Abdomen Kalınlıkları için “Commissioning” Ölçümleri

Cilt ışınlamalarında en yaygın kullanılan teknik olan Stanford TSEI Tekniği 60 yılı aşkın süredir uygulanmaktadır. Hastanın cildine homojen doz verilmesini amaçlayan bu teknikte vücut konturu düzensiz olduğundan cilde homojen doz verilmesi zorlaşır. Özellikle abdominal bölge kalınlığı fazla olan hastaların önden ışın aldığı kurulumlarda SSD'nin umbilikus baz alınarak ayarlanması tüm vücudun abdomen kalınlığı miktarınca tedavi cihazından uzaklaşmasına sebep olmaktadır. Bunun sonucunda hastanın tüm cildi istenilen dozu alamaz. Abdominal bölge kalınlığı arttıkça istenilen ve uygulanan doz farkı artar. Bu tez ile abdominal bölge kalınlığı fazla olan hastalardaki bu sorunun giderilmesi için Stanford TSEI tekniği modifiye edilerek yoğunluk ayarlı tüm cilt ışınlama tekniği (IM-TSEI) adı verilen yeni bir ışınlama tekniği geliştirilmiştir. IM-TSEI tekniği ayrıntılı olarak tanımlanmış, farklı abdomen kalınlıkları için bu tekniğe ait ışınlama karakteristikleri ve gerekli “commissioning” ölçümleri yapılarak bu yeni tekniğinin uygulama parametreleri belirlenmiştir.

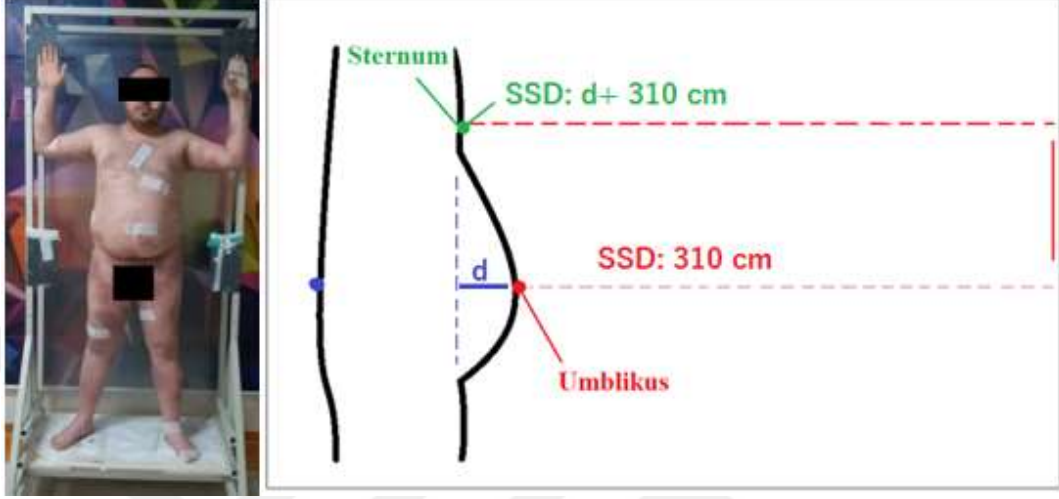
3.2.5.1- Yoğunluk Ayarlı Tüm Cilt Elektron Işınlama (IM-TSEI) Tekniğinin Tanımlanması

TSEI için en yaygın kullanılan teknik olan Stanford Tekniği'nde hastanın altı farklı duruş pozisyonunun her biri için tedavi düzleminde dikeyde ve yatayda homojen doz profillerini sağlayan bir ışın çifti kullanılır. Toplamda 12 ışın alanı içeren bu teknikte her ışın için hesaplanan aynı tedavi süresi (MU) kullanılır. Hastanın önden ışın aldığı üç duruş pozisyonunda SSD'nin ayarlanmasında "umbilikus" noktası, arkadan ışın aldığı üç duruş pozisyonunda ise umbilikus noktasının tam hizasında ve arkada olan "bel" noktası kullanılır. Hastanın cildine homojen doz verilmesini amaçlayan bu teknikte doz kalibrasyon noktası olan umbilikus dozunun tedavi dozundan farkının en fazla $\pm\%5$ olmasına izin verilmektedir (Şekil-189).



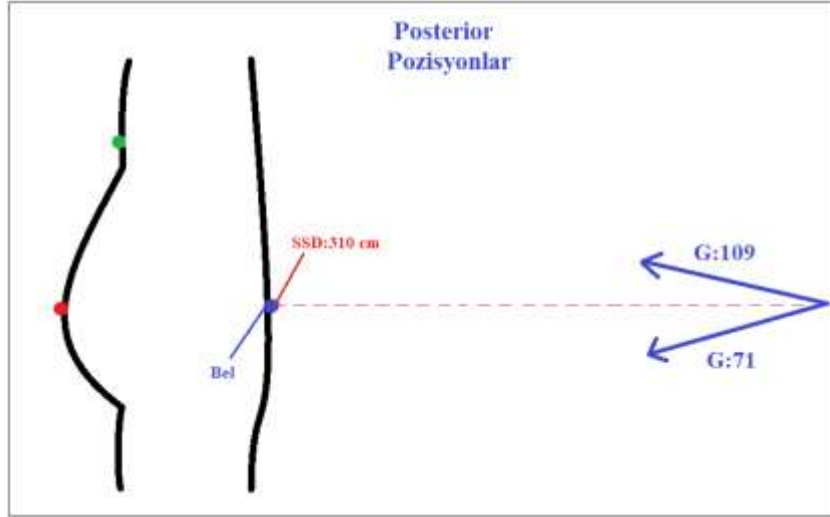
Şekil 189: Klasik Stanford TSEI tekniği tedavi kurulumu.

Vücut konturu düzensiz olduğundan cilde homojen doz verilmesi zorlaşır. Özellikle abdominal bölge kalınlığı fazla olan hastaların önden ışın aldığı kurulumlarda SSD'nin umbilikus baz alınarak ayarlanması tüm vücudun abdomen kalınlığı miktarınca tedavi cihazından uzaklaşmasına sebep olmaktadır (Şekil-190).



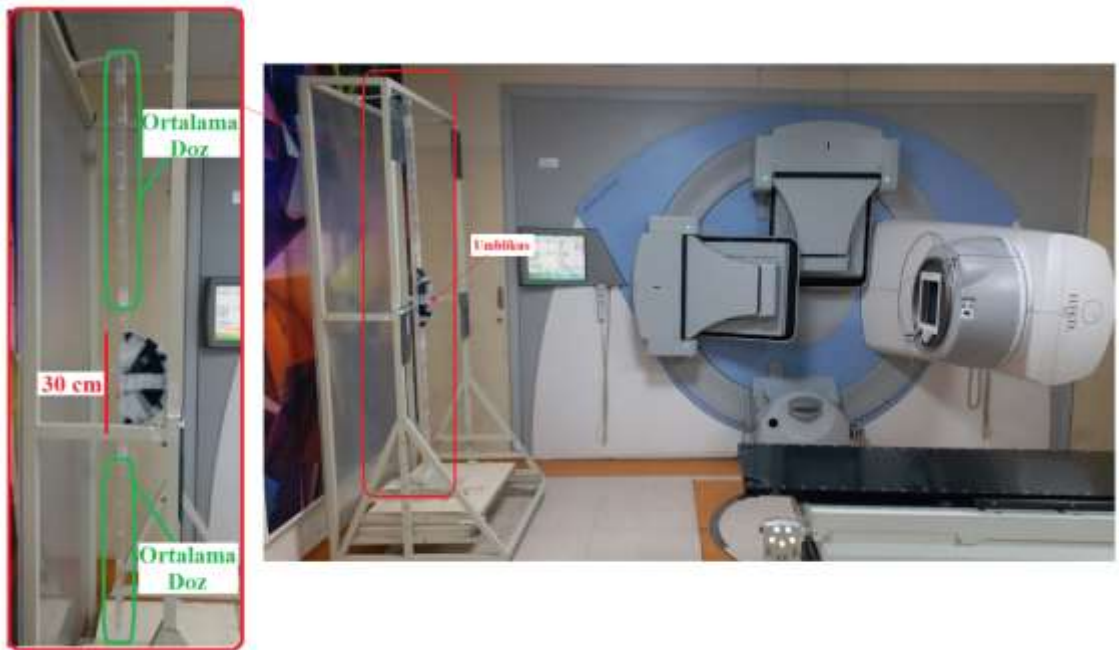
Şekil 190: Abdominal bölge kalınlığının fazla olması durumu.

Buna bağlı olarak abdomen bölgesi dışındaki anterior cilt bölgeleri tedavi cihazından uzaklaşır ve istenilenden farklı dozlar alır. Abdominal bölge kalınlığı arttıkça istenilen ve uygulanan doz farkı artar. Bu tez ile abdominal bölge kalınlığı fazla olan hastalardaki bu sorunun giderilmesi için Stanford TSEI tekniği modifiye edilerek yeni bir ışınlama tekniği geliştirildi. Yoğunluk ayarlı tüm cilt ışınlama tekniği (IM-TSEI) adı verilen bu teknik Stanford tekniğinin modifiye edilmiş hali olduğundan bu tekniğe benzer ve farklı yönleri bulunmaktadır. Bu yeni teknikte hastalar TSEI tekniğindeki gibi 60°de bir dönerek altı farklı tedavi pozisyonunda ışınlanır. Her bir pozisyonda aynı olacak şekilde bir ışın çifti kullanılmaktadır. Bu yeni teknikte hastaların arkadan ışın aldığı duruş pozisyonlarında TSEI tekniğindeki gibi homojen profilin sağlandığı tedavi açısı çifti kullanılırken SSD mesafesi aynı şekilde bel noktası baz alınarak ayarlanır (Şekil-191). Yine arka bölgelerin ışınlanmasında TSEI tekniğinde hesaplanan homojen profile ait tedavi süreleri (MU) kullanılır.



Şekil 191: IM-TSEI posterior pozisyon kurulumu.

IM-TSEI tekniğinin TSEI tekniğinden farkı anterior cilt bölgelerinin ışınlanmasında ortaya çıkmaktadır. Buna göre abdominal bölge kalınlığından dolayı tedavi cihazına yaklaşan umbilikus noktası doz referans noktası olarak ve SSD'nin ayarlanmasında kullanılmaz. IM-TSEI tekniğinde 200 cm vertikal eksen profilinin tam ortasındaki 30 cm uzunluğundaki bölge dışında kalan noktaların aldıkları ortalama doz miktarı profil ölçümünde referans doz değeri olarak alınır (Şekil-192).



Şekil 192: Ortalama doz hesaplama bölgesi.

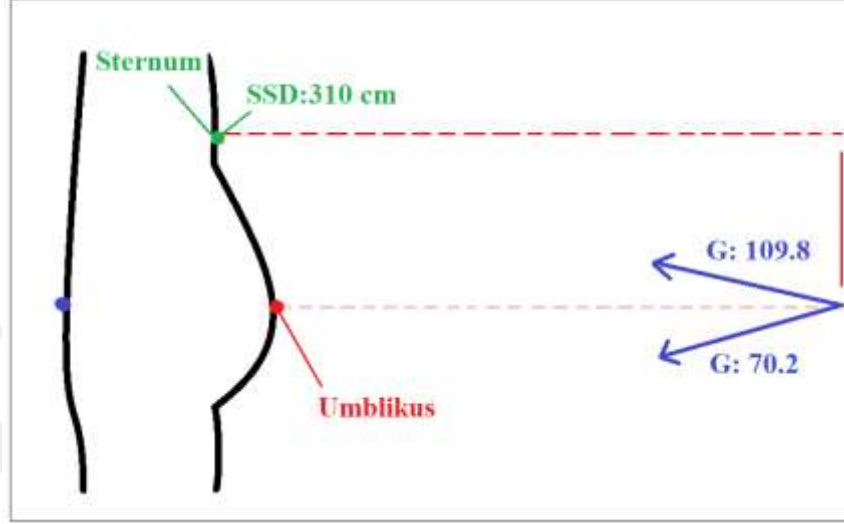
Standart ölçülere sahip hastalarda (normal abdominal bölge kalınlığına sahip olan hastalar) SSD mesafesi umbilikus veya sternum hizası baz alınarak ayarlandığında hastanın tüm cildinin tedavi cihazına yakınlığı aynı olmaktadır. Hastaya yandan bakıldığında bu iki nokta aynı hizadadır. Dolayısıyla IM-TSEI tekniğinde umbilikus noktası tedavi cihazına yaklaştığından hastanın tüm cildinin doğru SSD’de konumlandırılmasında sternum noktası baz alınır (**Şekil-193**).



Şekil 193: Kalın abdominal bölge ve referans noktalar.

IM-TSEI tekniğinde SSD’nin sternumda ayarlanması umbilikus noktasının hastanın abdominal bölge kalınlığı kadar tedavi cihazına yaklaşmasına sebep olur (**Şekil-194**). Bu kurulumda tek sorun yaklaşık 30 cm boyundaki abdominal bölgenin dozunun tedavi düzlemi dozundan farklı oluşudur. IM-TSEI tekniğinde bu sorunu gidermek için hastaların önden ışın aldığı pozisyonlarda kullanılan tedavi açısı çifti ve tedavi süreleri (MU) değiştirilir. Homojen olan doz profili yerine umbilikus seviyesinde doz düşüşü sağlayan tedavi açıları seçilir. Bunun için tedavi açısı çiftinin birbirine yakın alan kenarları arasındaki açıklık abdominal bölge kalınlığını sağlayana dek artırılır. Bunun sonucu oluşan doz düşüşü abdomen kalınlığının tedavi cihazına daha da yaklaşmasıyla telafi edilir. Bu yüzden istenilen abdomen kalınlıkları (3, 6, 9, 12 ve 15 cm) için doz düşüşünü telafi edecek profiller belirlenir. Bu doz düşüşlerini telafi eden profilleri sağlayan açılar IM-TSEI tekniği için anterior hasta pozisyonu ışınlamalarında tedavi açıları olarak kullanılır. Bu doz düşüşünün telafi edilmesini anlamak için derinliğe bağlı doz değişim ölçümleri yapılarak her bir abdomen kalınlığı için hangi açı çiftinin istenilen profili sağlayacağı belirlenir. Hastaların önden ışın aldığı bu üç duruş

pozisyonu için abdominal bölge kalınlığına bağlı olarak değişen açı çiftleri 12AF'nün değişmesine, dolayısıyla tedavi sürelerinin değişmesine sebep olur. Bu yüzden her bir abdomen kalınlığı için anterior duruş pozisyonlarında kullanılan tedavi süreleri arka pozisyonlardan farklı olacaktır.



Şekil 194: IM-TSEI anterior pozisyon kurulumu

Sonuç olarak yeni tanımlanan IM-TSEI tekniğinde hastaların önden ışın aldığı pozisyonlarda abdominal bölge kalınlığına bağlı olarak yeni bir açı çifti, 12AF ve tedavi süresi belirlenirken SSD sternum noktası baz alınarak ayarlanır. Yine hastaların arka bölgelerinin ışınlandığı diğer üç duruş pozisyonunda abdominal bölge kalınlığı gibi kontur düzensizlikleri olmadığından klasik TSEI'daki gibi SSD bel noktasına göre ayarlanarak homojen profilin sağlandığı tedavi açı çifti ve tedavi süreleri kullanılır.

3.2.5.2- Abdomen Kalınlığından Etkilenen Parametrelerin Yeniden Ölçülmesi

Bu tezde abdominal bölge kalınlığı fazla olan hastalarda Stanford TSEI Tekniği modifiye edilerek geliştirilen IM-TSEI tekniğine ait ışınlama karakteristikleri ve TSEI tekniğinden farklılıkları belirlenen IM-TSEI için gerekli "commissioning" ölçümleri yapılarak yeni TSEI tekniğinin uygulama parametreleri belirlenmiştir. IM-TSEI tekniğinde posterior cilt bölgelerinin ışınlanmasında TSEI tekniğinden bir farklılık

bulunmamaktadır. Abdominal bölge kalınlığına bağılı olarak sadece hastanın anterior cilt bölgelerinin ışınlanmasındaki üç tedavi pozisyonu için yeni parametreler belirlenmiştir. TSEI için yapılan dozimetrik ölçümler sonucu belirlenen ışınlama parametrelerinden abdomen kalınlığından etkilenen tedavi açısı, tedavi süresi (MU) ve 12AF parametreleri her bir abdominal bölge kalınlığı için yeniden belirlenmiş ve bu parametreler yardımıyla farklı abdominal bölge kalınlıkları için IM-TSEI uygulanmıştır.

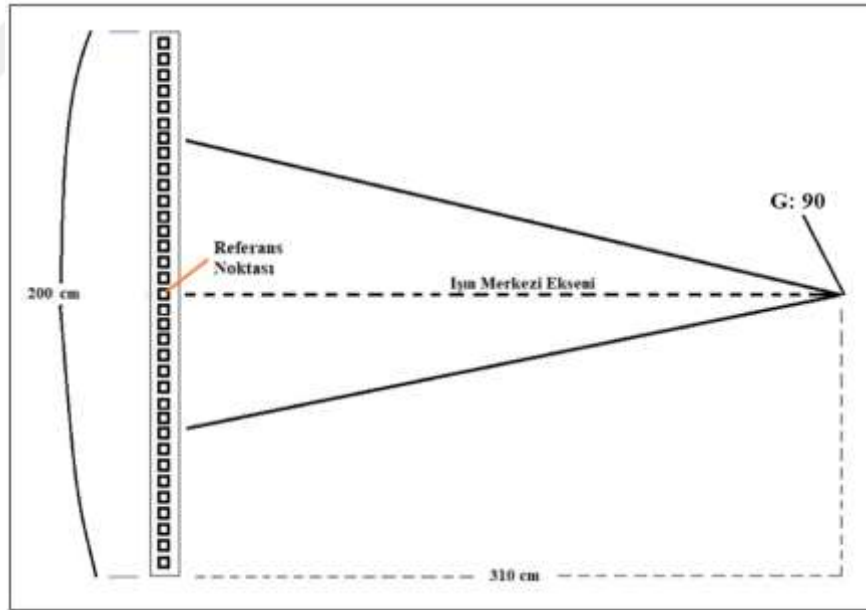
3.2.5.2.1- Derinliğe Bağılı Doz Değişim Ölçümleri ve Doz Kalibrasyon Noktasının Tanımı

Tüm cilt elektron ışınlamalarında hastanın her ışınlama pozisyonunda kullanılan tedavi açılarında tedavi düzleminde vertikal ekseninde homojen profil elde edilmektedir. Tedavi düzleminde tüm vertikal eksen boyunca elde edilen dozların homojenliğinin hesaplanmasında kullanılan doz referans (kalibrasyon) noktası 200 cm'lik vertikal eksenin orta noktasıdır. Aynı zamanda hasta üzerinde umbilikus noktasına eşdeğer olan bu doz referans noktası reçetelenen doz için tedavi süresi hesaplamasında kullanılır. Bu tezde geliştirilen IM-TSEI yönteminde umbilikus noktası abdomen kalınlığı kadar tedavi cihazına yaklaştığından tedavi düzlemi dozundan farklıdır ve bu yüzden IM-TSEI tekniğı için yeni bir doz kalibrasyon noktası/yöntemi tanımlanmıştır. Bu tezde geliştirilen IM-TSEI tekniğinin uygulanabilmesi için farklı abdomen kalınlıkları için ışınlama karakteristiklerinin belirlenmesi gerekmektedir. Kalın abdomene sahip hastalar için abdominal bölge büyüklüğünü telafi etmek için vertikal ekseninde homojen olmayan doz profillerini sağlayan tedavi açıları kullanılmıştır. Abdomen kalınlığı fazla olan hastalarda geliştirilen IM-TSEI yönteminde abdominal bölge fazlalığı standart TSEI yöntemine göre tedavi cihazına daha fazla yaklaştırılır. Bu yüzden tedavi düzleminde homojen olan doz profili yerine umbilikus seviyesinde doz düşüşü sağlayan tedavi açıları seçilmelidir. Bu doz düşüşü abdomen kalınlığının tedavi cihazına daha da yaklaşmasıyla telafi edilir. Bu yüzden istediğimiz abdomen kalınlıkları (3, 6, 9, 12 ve 15 cm) için doz düşüşünü telafi edecek profillerin belirlenmesi gerekmektedir. Bu doz düşüşlerini telafi eden profilleri sağlayan açılar IM-TSEI tekniğı için anterior hasta pozisyonu ışınlamalarında tedavi açıları olarak

kullanılmıştır. Bu yüzden derinliğe bağlı doz değişim ölçümleri ile araştırılacak her bir abdomen kalınlığı için hangi açı çiftinin istenilen profili sağladığı belirlenmiştir.

3.2.5.2.1.1- IM-TSEI Tekniği İçin Doz Kalibrasyon Noktasının Tanımı

TSEI'larında tek bir ışın alanının kullanılması uzun tedavi düzlemi yüzünden yeterli değildir. Klasik Stanford tekniğinde bu sorunun ortadan kaldırılması için hastanın her ışınlama pozisyonunda bir ışın çifti kullanılmaktadır. Kullanılan tedavi açılarında tedavi düzleminde (SSD: 310 cm) vertikal eksende 200 cm boyunca homojen profil elde edilmektedir. AAPM 23 numaralı raporunda bu homojenite miktarı $\pm\%8$ olarak bildirilmektedir (Karzmark et al., 1987). Tedavi düzleminde tüm vertikal eksen boyunca elde edilen dozların homojenliğinin hesaplanmasında bir doz referans noktası gerekmektedir. Bu doz referans (normalizasyon) noktası 200 cm'lik vertikal eksenin orta noktasıdır (Şekil-195).



Şekil 195: Doz kalibrasyon noktası.

Yapılan tüm “commissioning” ölçümlerinde doz kalibrasyon/normalizasyon noktası olarak bu sıfır noktası alınır ve ışının mekanik orta noktası bu kalibrasyon noktasına ayarlanarak doz ölçüm kurulumları yapılır. Özellikle doz kalibrasyonu ve profil

ölçümünde bu noktanın uzaydaki üç boyutlu konumu ve aldığı doz referans olarak kabul edilir. Tedavi düzleminde vertikal eksenin tam ortası olan bu nokta hasta üzerinde umbilikus noktasına eşdeğer alınır. Çünkü profil ölçümlerinde vertikal eksenin (200 cm) tam ortası olan bu nokta (100 cm) hastanın boyunun yarı uzunluğuna gelen umbilikus noktası ile eşdeğerdir. Tedavi sırasında hastanın umbilikus noktasının vertikal eksenin tam ortasında olmasını sağlamak için tedavi platformunun yüksekliği ayarlanır. Amaç hastanın vertikal uzunluğunun homojen profilin tam orta bölgesine denk gelmesidir (**Şekil-196**).



Şekil 196: Umbilikus doz kalibrasyon/normlizasyon noktası.

Hastaya reçetelenen doz için tedavi süresi hesaplamaları bu kalibrasyon noktası baz alınarak yapılır. Bu noktada yapılan doz ölçümünün doğru olması durumunda tüm tedavi düzleminin aldığı dozun doğruluğu onaylanabilir. Bu tezde geliştirilen ve farklı abdomen kalınlıkları için yeni bir tedavi yöntemi olan IM-TSEI tekniğinde doz kalibrasyon/normlizasyon noktası olarak umbilikus noktasının kullanılması mümkün

değildir. Çünkü IM-TSEI tekniğinde hastanın umbilikus noktası abdomen kalınlığı kadar tedavi cihazına yaklaşmaktadır (SSD <310cm). Tedavi cihazına yaklaşan doz kalibrasyon noktasının dozu tedavi düzleminin (SSD: 310cm) dozundan daha fazladır ve tüm tedavi düzlemine ait dozu artık temsil edemez. Bu yüzden bu tezde IM-TSEI tekniği için yeni bir doz kalibrasyon/normalizasyon yöntemi tanımlanmıştır (**Şekil-197**).



Şekil 197: IM-TSEI için umbilikus kalibrasyon noktasının cihaza yaklaşması.

TSEI’da kalibrasyon noktasının hem doz kalibrasyonu hem de mekanik eşmerkezin ayarlanması olarak iki işlevi bulunmaktadır. IM-TSEI yönteminde yapılacak tüm ölçümlerde umbilikus doz kalibrasyon noktası sadece vertikal ekseninde mekanik eşmerkezin gantri 90 derecede konumlandırılmasında kullanılmaya devam etmektedir. Ancak kalibrasyon noktasının ikinci işlevi olan dozimetrik kalibrasyonun bu nokta referans alınarak yapılması yani bu noktaya normalize edilmesi durumu yukarıda saydığımız nedenlerden dolayı geçersizdir. Abdomen kalınlığı kadar azalan SSD mesafesi düzlemdeki dozdan sapmaya sebep olur. Umbilikus kalibrasyon noktasının referans alınmasındaki en büyük etken tüm profil düzleminin dozunun ayarlanması için buradaki nokta doza normalize edilmesidir. IM-TSEI yönteminde SSD 310 cm umbilikus noktası baz alınarak değil sternum noktasından ayarlanmaktadır. Çünkü abdomen kalınlığından etkilenmeyen ve hep düz kalan bu nokta hastanın SSD

mesafesinin ayarlanmasında abdomen kalınlığı olmayan bir standart hastada umbilikusun yaptığı işi yapmaktadır. Amaç hastanın anterior pozisyonlarda tüm cildini yaklaşık olarak SSD 310 cm'ye ayarlamaktır. Standart abdomen kalınlığı olan hastada ister umbilikus ister sternum noktasını baz aldığımızda SSD (310 cm) mesafesinin aynı şekilde ve doğru ayarlanabildiği görülmektedir. Bundan dolayı IM-TSEI yönteminde SSD'nin ayarlanması ve hastanın konumlandırılmasında sternum noktası kullanılmaktadır (Şekil-198).



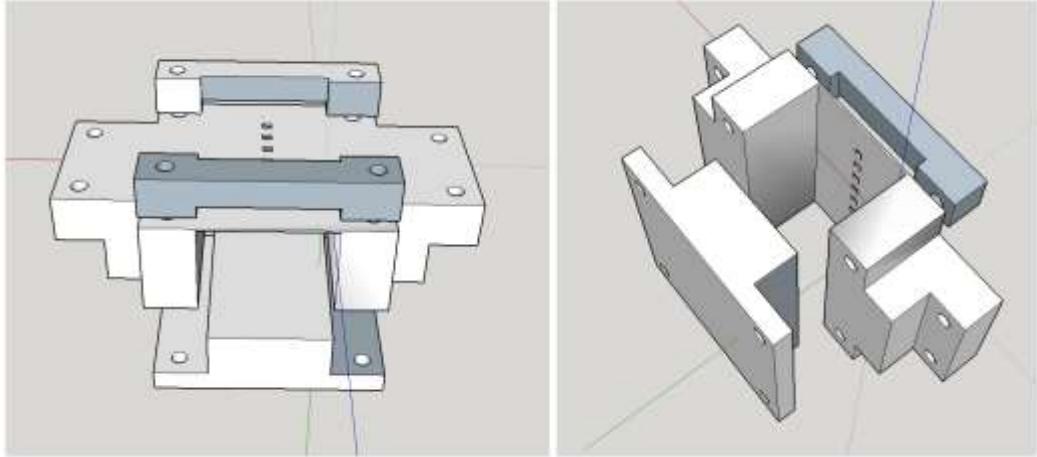
Şekil 198: 6 cm abdomen kalınlığında IM-TSEI için sternum noktasının SSD ayarlanmasında kullanımı.

Bununla birlikte sternumun hastanın her pozisyonunda iki ışın alanının birleştiği vertikal eksen orta noktasında olmaması doz normalizasyon noktası olarak kullanılmasını engeller. İki ışın profilinin birleştiği umbilikus yüksekliğinde olmaması sternum dozunun normalizasyon için referans alınmamasını gerektirir. Bununla birlikte IM-TSEI için tanımlanacak olan doz normalizasyon noktası altta pubik kemik ve üstte sternum arasında kalan abdomenden dolayı vertikal eksen orta bölümünde seçilemez. Bu tezde yaptığımız yeni doz kalibrasyon (normalizasyon) noktası tanımı ile bu sorun ortadan kalkmaktadır. Bu yeni doz normalizasyon noktası metodunda abdomen kalınlığı fazla olan hastalarda sternum ve pubik kemik arasında kalan bölge dışındaki tüm profilin doz ortalaması normalizasyon dozu (%100) olarak kabul edildi. Tüm profilin doz yüzdesinin bulunması işleminde standart TSEI'da umbilikus noktası dozu referans alınırken bu yeni yöntemde bu işlem için belirlenen ortalama doz değeri kullanıldı. Bu yeni doz normalizasyon yönteminin doğrulanması için standart TSEI'da

kalibrasyonda kullanılan umbilikus doz değeri vertikal ekseninde (200 cm boyunca) tüm profilin ortalama dozu ile karşılaştırıldı. Bunun için daha önce profil ölçümleriyle belirlediğimiz standart TSEI tedavi açılarındaki (71°/109°) profil verileri kullanıldı. Standart bir insan ölçülerinde olan antropomorfik insan fantomunun sternum ve pubik kemik arası abdomen mesafesi yaklaşık 30 cm'dir. Buna göre ikinci bir kontrol için aynı profilin sternum ve pubik kemik arasında kalan 30 cm'lik bölgesi haricindeki üst ve alt bölgelerinin ortalama dozu hem tüm profil ortalama dozu hem de umbilikus dozuyla karşılaştırıldı. Elde edilen veriler yardımıyla yeni doz normalizasyon metodu doğruluğu araştırıldı.

3.2.5.2.1.2- Derinlik Ölçüm Aparatının Tasarlanması ve Üretilmesi

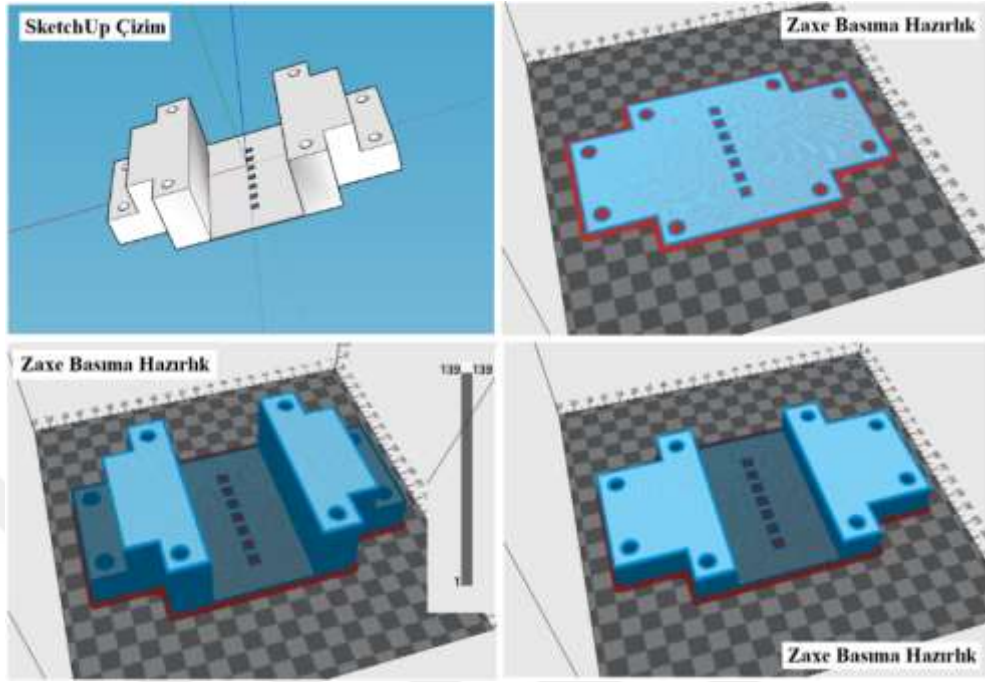
Bu tezde profil ölçümlerinde kullandığımız 200 cm boyundaki profil ölçüm çubuğu ile uyumlu olması ve bu çubuğun tam orta noktasına monte edilmesi istenen bağlantı fantomu üç boyutlu çizim programında tasarlandı (**Şekil-199**). Umbilikus seviyesinde profil ölçüm çubuğuna monte edilecek olan bu bağlantı fantomu yardımıyla derinlik değişim fantomunun umbilikus seviyesinde konumlandırılması sağlandı.



Şekil 199: Profil çubuğuna monte edilecek bağlantı fantomunun tasarlanması.

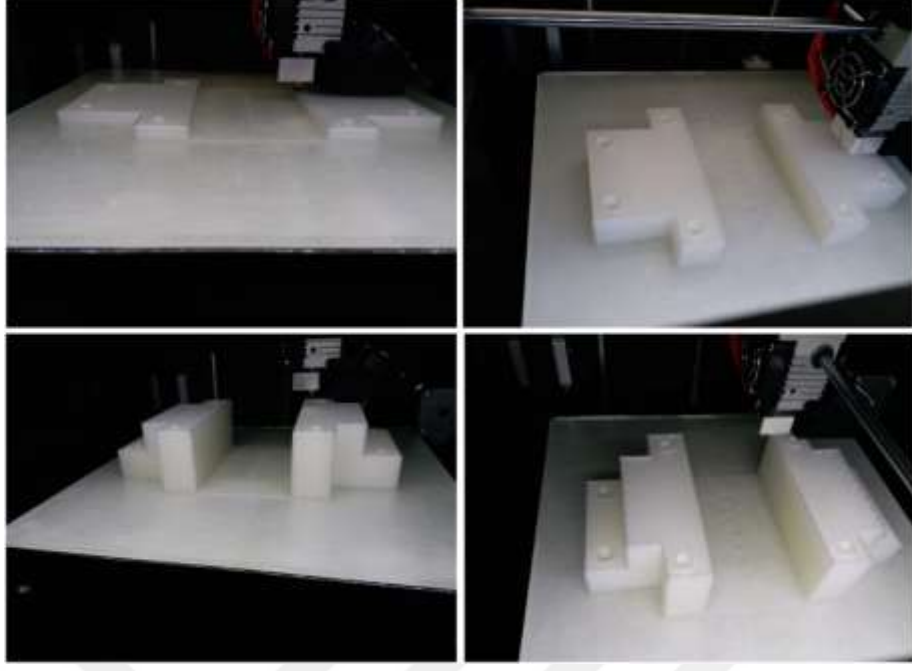
Taban, tavan, kısıkaçlar, vidalar, somunlar ve derinlik ölçüm fantomu bağlantı aparatı olarak 6 farklı parçanın birleşiminden oluşan bu profil çubuğu bağlantı fantomu üç boyutlu çizim programında tasarlandıktan sonra her bir parçası ayrı ayrı üç boyutlu

baskıya hazırlandı. Tavan parçasının üç boyutlu çizimi ve “zaxe” programında baskıya hazırlanması aşağıda gösterilmektedir (Şekil-200).



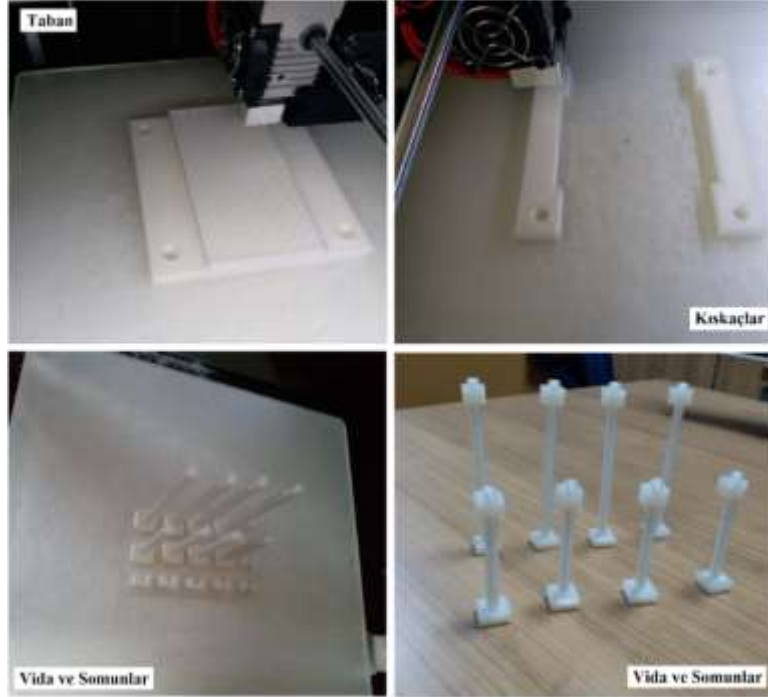
Şekil 200: Profil çubuğu bağlantı fantomu tavan parçasının tasarımı ve baskıya hazırlanışı.

Tasarımı tamamlanan tavan parçasına ait üç boyutlu çizim “*stl*” formatına dönüştürülerek “zaxe” baskı programına yüklendi. Baskı için bir dizi işlem uygulanan tavan parçası basıma hazır hale getirildi. Basılacak parçaya uygun pozisyon verildi ve basım sırasında zemine iyi yapışması için destek taban seçeneği kullanıldı. Filament olarak ABS seçildi ve katman kalınlığı 0,3 mm olarak ayarlandı. Üretilen parça radyasyon ve ölçüm cihazı (TLD, PPIC) arasında kalmayacağı için iç doluluk %50 olarak ayarlandı. Baskı ayarları yüklendikten sonra dilimleme yapılarak basılacak katmanlar oluşturuldu (Şekil-200). Baskı katmanları biten ve basıma hazır olan parçanın üç boyutlu yazıcıya yüklenebilmesi için “zaxe” uzantılı dosya oluşturuldu. Üç boyutlu yazıcıya yüklenen baskı dosyası kullanılarak parça basımı başlatıldı (Şekil-201). Her basımdan önce üç boyutlu yazıcı baskı tablası üzeri “*stick*” yapışkan ile kaplandı.



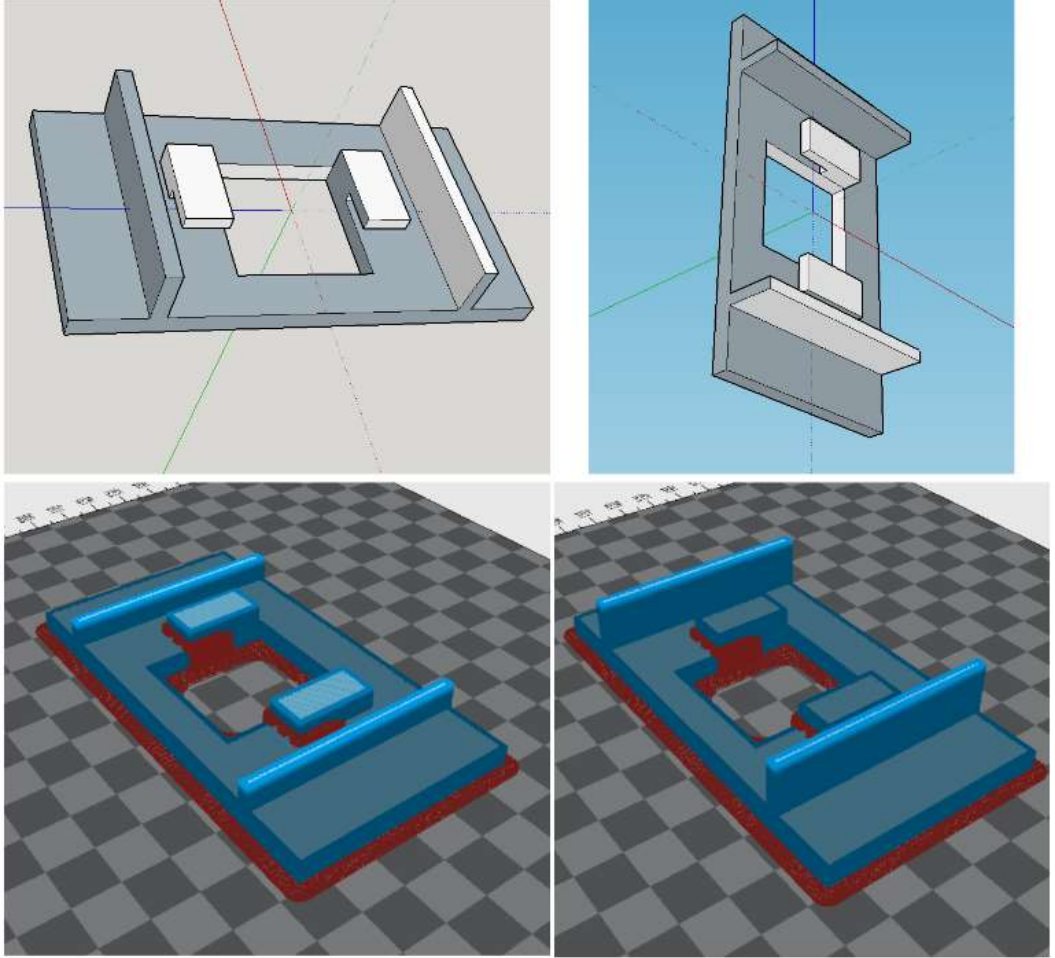
Şekil 201: Profil çubuğu bağlantı fantomu tavan parçasının üç boyutlu basımı.

Diğer profil çubuğu bağlantı fantomu parçaları da aynı şekilde tasarım, basıma hazırlık ve üç boyutlu baskıya hazırlık işlemleri uygulanarak üç boyutlu yazıcıda üretildi (Şekil-202).



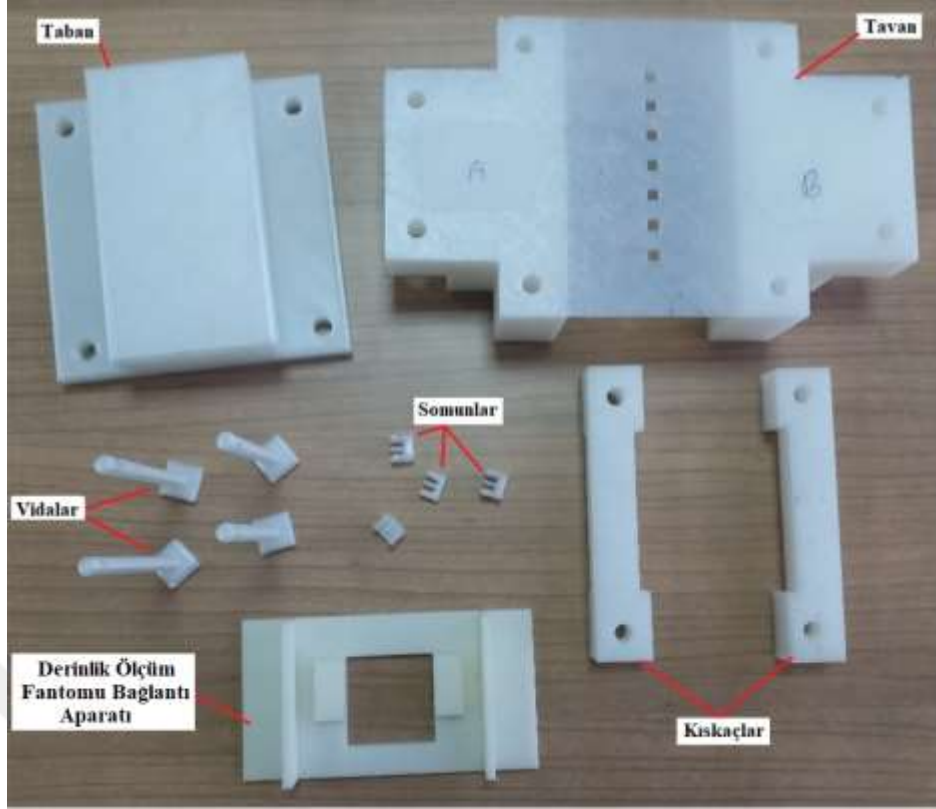
Şekil 202: Profil çubuğu bağlantı fantomu diğer parçalarının üç boyutlu basımı.

Özellikle profil çubuğu bağlantı fantomu ve derinlik değişim fantomları arasında bağlantıyı sağlayacak derinlik ölçüm fantomu bağlantı aparatı “SketchUp” çizim programında tasarlandı. Bu parçanın derinlik değişim fantomlarının geçmeli olarak tutturulmasını sağlayan girintileri milimetrik hassasiyetle çizildi. Üç boyutlu yazıcı programında katmanları oluşturularak baskıya hazırlanan bu bağlantı aparatı aynı ayarlar kullanılarak (sadece iç doluluk %100 olarak değiştirildi) üç boyutlu yazıcıda basıldı (Şekil-203).



Şekil 203: Derinlik ölçüm fantomu bağlantı aparatının tasarımı.

Profil çubuğu bağlantı fantomu parçalarının birleştirilmesini sağlayacak 4 adet vida ve 4 adet somun, 2 adet kısaç, 1 adet taban, 1 adet tavan ve 1 adet derinlik ölçüm fantomu bağlantı aparatı olmak üzere toplam 13 parça fantomun basımı tamamlandı (Şekil-204).



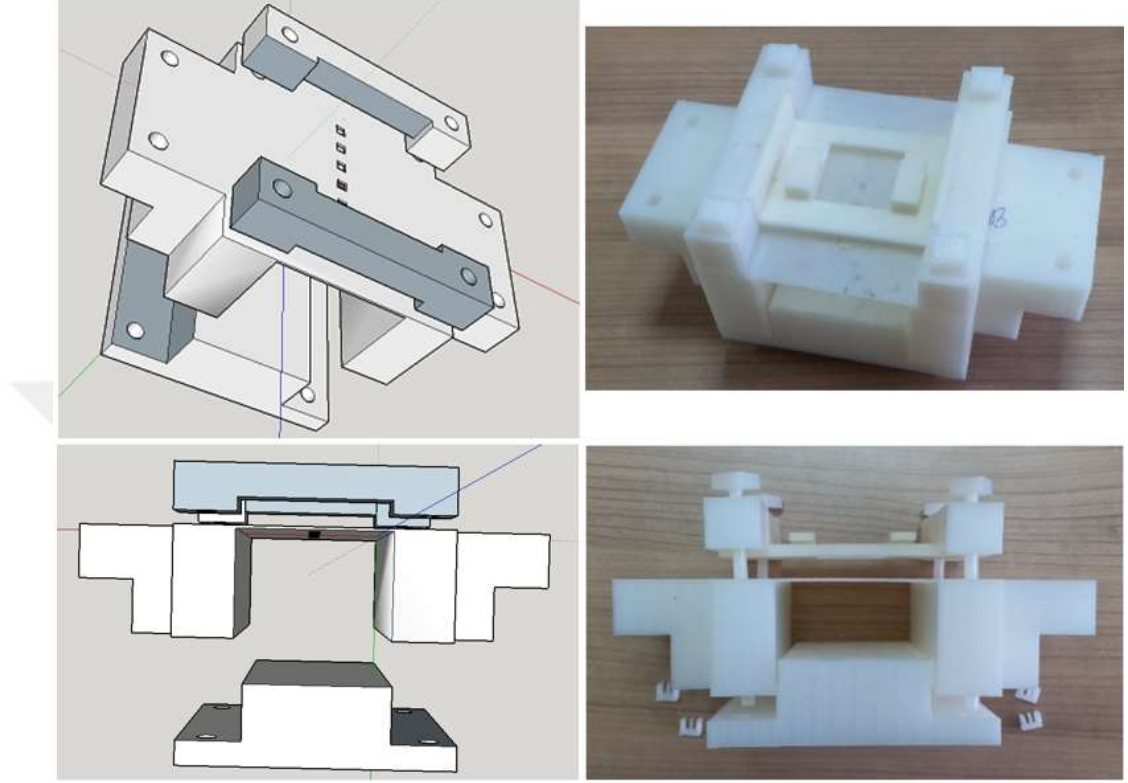
Şekil 204: Profil çubuğu bağlantı fantomu parçalarının üretimi.

Özellikle metal malzeme yerine suya eşdeğer ABS filament ile üretilen vida ve somunlar kullanılarak ekstra saçılmanın oluşması engellendi. Vida ve somunlar kilitleme işlemi sırasında pratik olarak kullanılması için geçmeli olarak üretildi (**Şekil-205**).



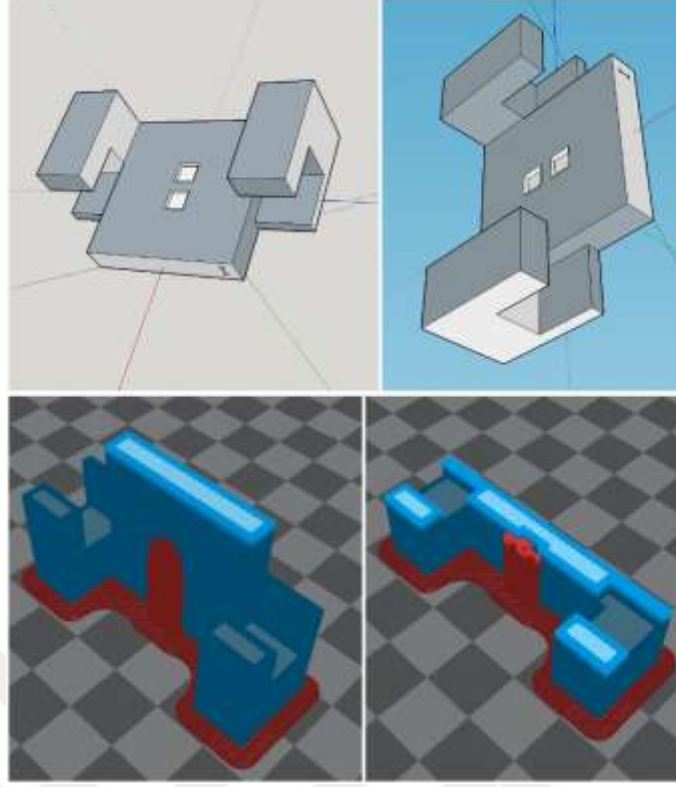
Şekil 205: Profil çubuğu bağlantı fantomu vida ve somunlarının kullanımı.

Tüm parçaların vida ve somunlar yardımıyla birleştirilmesi sonucu başta yapılan tasarımla bire bir uyumlu profil çubuğu bağlantı fantomunun üretimi tamamlandı (**Şekil-206**).



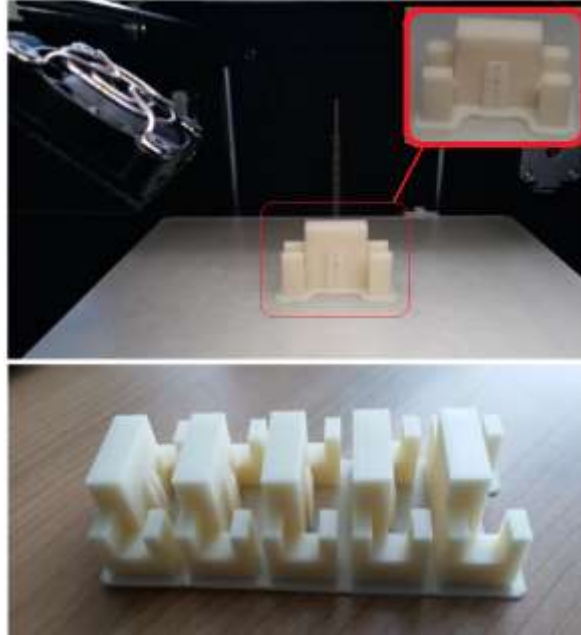
Şekil 206: Üretimi tamamlanan profil çubuğu bağlantı fantomu.

Derinlik ölçüm fantomu her biri birer santimetre kalınlığında ve birbirine geçmeli olarak derinliği artıracak 15 parçadan oluşmaktadır. Her biri birbirinin bire bir aynısı olan bu 15 parça için “*SketchUp*” çizim programı kullanılarak bir adet parçanın üç boyutlu çizimi yapıldı. Tasarımı biten derinlik ölçüm fantomu parçası baskıya hazırlık yapılması amacıyla “*stl*” formatında kaydedilerek üç boyutlu yazıcının programına yüklendi. Burada parçaya uygun pozisyon verildi ve basım sırasında zemine iyi yapışması için destek taban seçeneği kullanıldı. Katman kalınlığı 0,3 mm ayarlanıp ABS filamentini seçimi yapıldıktan sonra iç doluluk %100 olarak ayarlandı ve katmanlar oluşturuldu (**Şekil-207**).



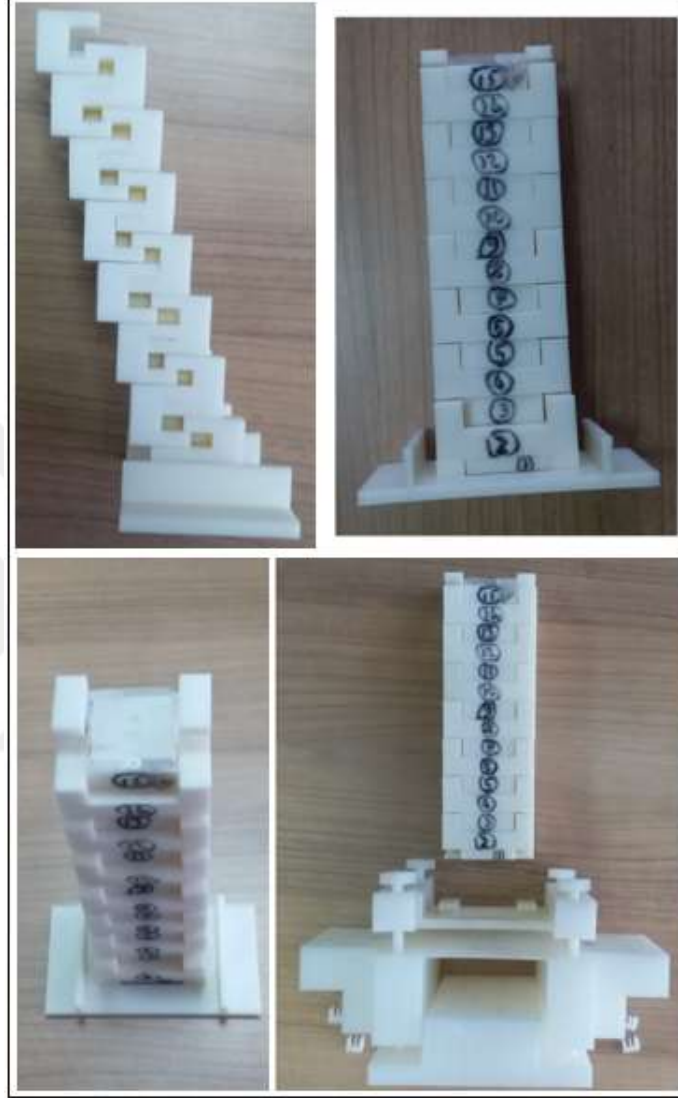
Şekil 207: Derinlik ölçüm fantomunun bir parçasının tasarımı ve baskıya hazırlanışı.

Basılacak katmanlar oluşturularak “zaxe” uzantılı dosya oluşturuldu. Üç boyutlu yazıcıya yüklenen baskı dosyası kullanılarak parça basımı yapıldı (Şekil-208).



Şekil 208: Derinlik ölçüm fantomunun bir parçasının üç boyutlu basımı.

Üç boyutlu baskısı tamamlanan her biri 1 cm kalınlığındaki 15 parça derinlik ölçüm fantomu birleştirilerek profil çubuğu bağlantı fantomuna uygunluğu kontrol edildi (Şekil-209).



Şekil 209: Derinlik ölçüm fantomu ve profil çubuğu bağlantı fantomu.

3.2.5.2.1.3- Derinliğe Bağlı Doz Değişim Ölçümleri

Bu tezde geliştirilen IM-TSEI tekniğinde abdominal bölge kalınlığının fazla olduğu durumlarda tedavi cihazına daha fazla yaklaşan abdominal bölgenin dozu artar. Bu artış tedavi düzleminde homojen olmayan ve umbilikus seviyesinde doz düşüşü

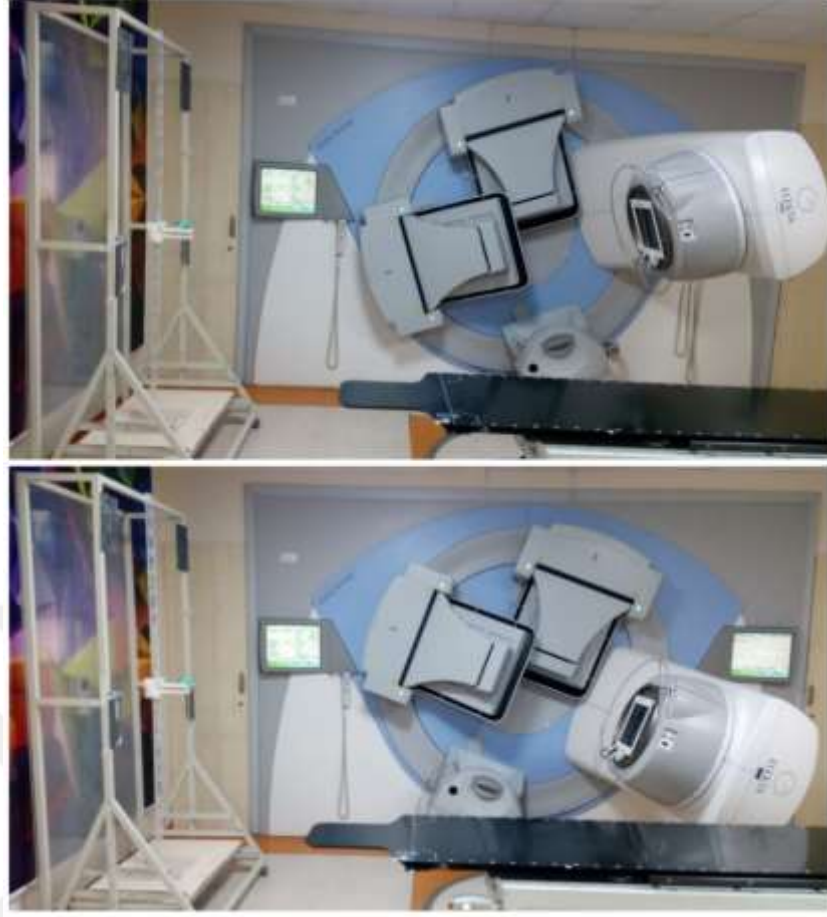
sağlayan profil yardımıyla telafi edilir. Bu yüzden istediğimiz abdomen kalınlıkları (3, 6, 9, 12 ve 15 cm) için derinliğe bağlı doz değişim ölçümleri yapılarak her bir abdomen kalınlığının doz düşüşünü telafi edecek açı çifti belirlenir.

Abdominal bölge doz artışını telafi ederek vertikal eksen boyunca ciltte homojen doz dağılımı elde edilmesi için araştırılacak tedavi açı çiftinin daha önceki bölümlerde yaptığımız profil ölçümlerinden elde edilen veriler ışığında $90^{\circ}\pm 18^{\circ}$ ve $90^{\circ}\pm 25^{\circ}$ aralığında olması gerekmektedir. Çünkü bu aralıktaki tedavi açılarına ait profillerin vertikal eksen boyunca abdominal bölgeye karşılık gelen orta bölümleri çukurlaşır (doz düşüşü olur). Bu doz düşüşü abdominal bölgenin tedavi cihazına yaklaşmasıyla oluşan doz artışını telafi eder (Şekil-210).



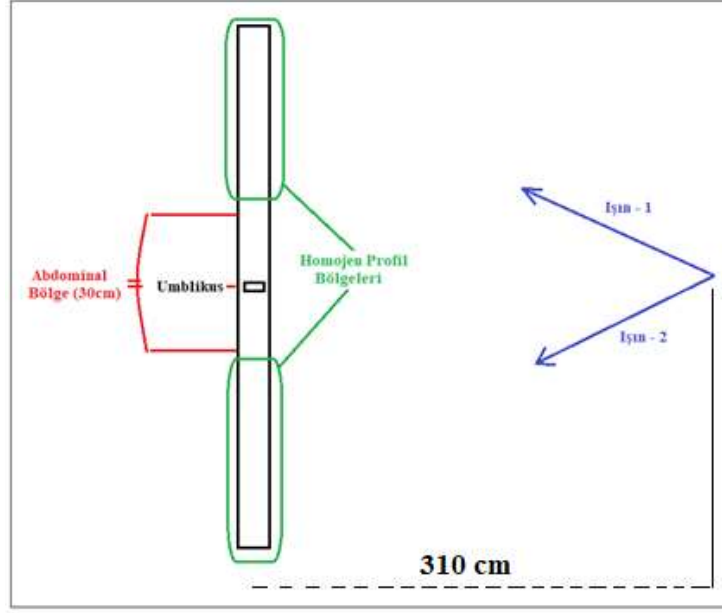
Şekil 210: Abdominal bölge doz düşüşü.

Derinliğe bağlı doz değişim ölçümlerini yapmak için profil ölçüm çubuğu IM-TSEI tekniği gereğince SAD 310 cm mesafede tedavi platformuna sabitlendi. Vertikal eksen boyunca daha önce profil ölçümü yapılan noktalara TLD yerleştirildi ve $90^{\circ}\pm 18^{\circ}$ 'den itibaren birer derecelik artışlarla alan başına 30 MU uygulanarak profil ölçümleri yapıldı. Her profil ölçümünde bir ışın çifti kullanıldı (Şekil-211).



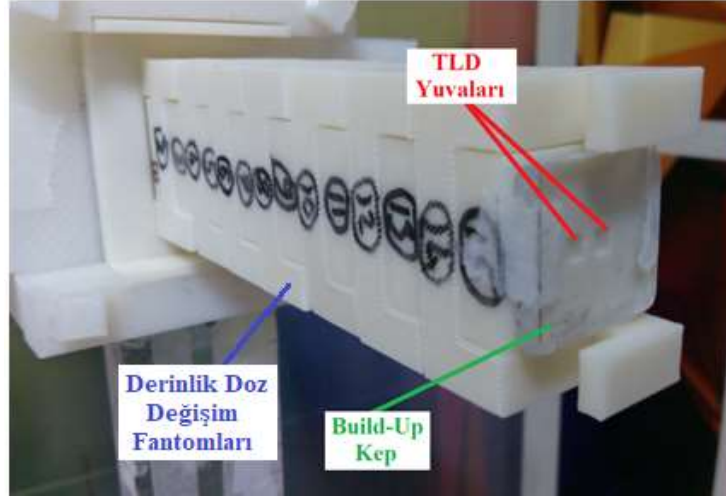
Şekil 211: Profil ve derinlik doz değişim ölçümü.

Bu vertikal eksen profillerinin ölçülmesindeki amaç derinliğe bağlı doz değişimini belirleyecek ölçümlerde derinlik doz değişim eğrisinin umbilikus noktasına normalize edilememesidir. Sadece homojen profilin elde edildiği $71^{\circ}/109^{\circ}$ tedavi açılarında profil çukurlaşmadığından (doz değişimi olmadığından) ve umbilikus dozu tüm tedavi düzlemi dozunu temsil ettiğinden sıfır derinlikteki (umbilikus noktası) bu doz %100 kabul edilerek derinlik değişim eğrisi normalize edilebilir. Ancak orta bölgelerin çukurlaştığı (doz düşüşünün olduğu) açılarda derinlik değişim eğrisini normalize etmek için umbilikus dozu kullanılamaz. Bunun için daha önce tanımladığımız doz kalibrasyon/normalizasyon yöntemine göre vertikal profilin homojen olduğu bölgelerindeki doz değerlerinin ortalaması normalizasyon dozu olarak (%100) kabul edilir. Buna göre tüm derinlik değişim eğrileri profilin homojen bölgelerinin doz ortalamasına normalize edilerek oluşturulur (Şekil-212).



Şekil 212: Bir ışın çifti için normalizasyon dozu hesaplanan homojen profil bölgeleri.

Yapılan ölçümlerle $90^{\circ} \pm 18^{\circ}$ ve $90^{\circ} \pm 25^{\circ}$ aralığında elde edilen tüm profillerde tedavi düzleminde abdominal bölge dışındaki homojen profil bölgeleri ortalama dozlar hesaplanarak tüm açı çiftlerine ait normalizasyon dozları belirlendi. Her açı çiftine ait derinlik doz değişim eğrisinin oluşturulmasında bu normalizasyon dozları kullanıldı. Her bir açı çifti için yapılan vertikal profil ölçümünün ardından aynı ışınlama kurulumu için derinliğe bağlı doz değişim ölçümleri yapıldı. Buna göre $72^{\circ}/108^{\circ}$, $71^{\circ}/109^{\circ}$, $70^{\circ}/110^{\circ}$, $69^{\circ}/111^{\circ}$, $68^{\circ}/112^{\circ}$, $67^{\circ}/113^{\circ}$, $66^{\circ}/114^{\circ}$ ve $65^{\circ}/115^{\circ}$ açılarda üretilen derinlik ölçüm fantomu yardımıyla 0-15 cm aralığındaki abdomen kalınlıkları için derinliğe bağlı doz değişim ölçümleri yapıldı. Bunun için 200 cm boyundaki profil ölçüm çubuğunun orta noktasına bağlantı fantomu yerleştirildi ve sabitlendi. Profil çubuğu bağlantı fantomuna üretilen derinlik ölçüm fantomu bağlantı aparatı takılarak derinlik değişim fantomlarının takılmasına hazır hale getirildi. Birer santimetre kalınlığındaki ve birbirine geçmeli derinlik değişim fantomları yardımıyla her santimetre için bir ışın çifti uygulanarak ve alan başına 30 MU verilerek derinlik doz ölçümleri yapıldı. Her ölçümde derinlik doz değişim fantom diliminin ön yüzünde bulunan 2 adet TLD yuvasına TLD'ler yerleştirilerek bunların ortalaması o derinliğe ait doz değerini oluşturdu (**Şekil-213**). Bu iki TLD'nin önüne ışınlama öncesi 5 mm kalınlığında pleksiglas "build-up" kep takıldı.



Şekil 213: 15 cm derinlik için derinlik doz değişim ölçümü kurulumu.

Her derinlik için bir ışın çifti uygulandı ve 15 cm derinliğe kadar dozlar ölçülerek o profile ait ortalama normalizasyon dozu yardımıyla her açı çifti için derinlik doz değişim eğrileri ve her derinlik için yüzde doz değişim eğrileri oluşturuldu (Şekil-214).



Şekil 214: Farklı abdomen kalınlıkları için derinlik doz değişim ölçümü kurulumları.

Elde edilen açı ve derinliğe bağlı doz değişim eğrileri yardımıyla abdominal bölge kalınlığına bağlı olarak tedavi cihazına yaklaşan umbilikus noktası dozunun (%100) tedavi düzlemi ortalama normalizasyon dozuna (%100) eşit olduğu açı çifti bulunarak tedavi açıları belirlendi. Bunu yaparken ölçüm yapılan tam açılar yardımıyla 0,1 derece aralıklarla tüm açılara ait doz değişim verilerine ulaşmak için interpolasyon yapıldı.

3.2.5.2.2- Farklı Abdomen Kalınlıkları İçin Birleşik Doz Ölçümleri

TSEI'da 12 alan faktörünün (12AF) belirlenmesi için yapılan birleşik doz ölçümleri insan fantomu ve TLD'ler yardımıyla tam tedavi uygulanarak yapılır. İnsan fantomuna farklı abdominal bölge kalınlıkları için üretilen abdomen ek fantomları takılarak 3 cm, 6 cm, 9 cm, 12 cm ve 15 cm abdominal bölge kalınlığına sahip insan fantomları oluşturuldu (Şekil-215).



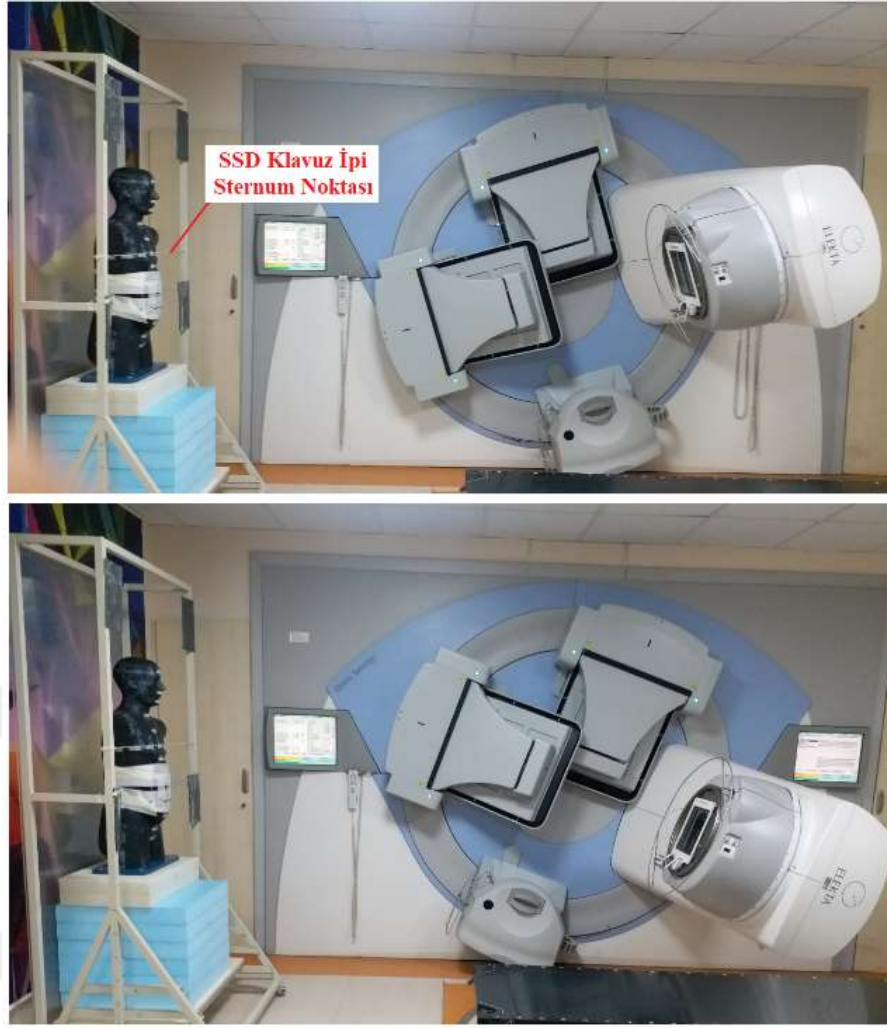
Şekil 215: 3 cm abdomen kalınlığına sahip insan fantomunun oluşturulması.

Tüm bileşik doz ölçümleri için insan fantomunun hem ön hem arka bölümüne aynı şekilde dikeyde bir ve yatayda iki eksen boyunca belirli aralıklarla TLD'ler yerleştirildi. Ön ve arkada 23'er adet olmak üzere toplam 46 noktada doz ölçümü yapıldı (Şekil-216).



Şekil 216: 3 cm abdomen kalınlığına sahip insan fantomu için TLD ölçüm noktaları.

Tam tedaviyi uygulama kurulumunda insan fantomunun umbilikus noktası gantri 90 derecede iken ışın orta noktasıyla çakıştırıldı. HDRE-1 (6 MeV) elektron enerjisi, ışın alanı başına 30 MU, altı farklı pozisyon ve her pozisyonda bir ışın çifti uygulanarak tam tedavi ışınlama yapıldı. IM-TSEI tekniğinde SSD mesafesi (310 cm) ayarlanması klasik TSEI tekniğinden farklıdır. IM-TSEI tekniğinde insan fantomunun 3 adet ön duruş pozisyonu için SSD ayarlanmasında sternum noktası kullanılırken 3 adet arka duruş pozisyonunda bel arka noktası kullanıldı. Ayrıca beş farklı abdominal bölge kalınlığına ait ışın çifti olarak daha önce belirlenen tedavi açıları kullanıldı (Şekil-217).



Şekil 217: Bileşik doz ölçümü tedavi ışınlama kurulumu.

Buna göre 3 cm abdomen kalınlığına sahip insan fantomu bileşik doz ölçümü $71,2^{\circ}/108,8^{\circ}$ tedavi açılarında ön, arka ve toplam 12AF'nün belirlenebilmesi için tam tedavi uygulanarak yapıldı (**Şekil-218**).



Şekil 218: 3 cm abdomen kalınlığı için bileşik doz ölçümü.

6 cm abdomen kalınlığına sahip insan fantomu bileşik doz ölçümü için $70,7^{\circ}/109,3^{\circ}$ tedavi açılarında ön, arka ve toplam 12AF'nün belirlenebilmesi için tam tedavi uygulandı (Şekil-219).



Şekil 219: 6 cm abdomen kalınlığı için bileşik doz ölçümü.

9 cm abdomen kalınlığına sahip insan fantomu bileşik doz ölçümü için $70,4^{\circ}/109,6^{\circ}$ tedavi açılarında ön, arka ve toplam 12AF'nün belirlenebilmesi için tam tedavi uygulandı (Şekil-220).



Şekil 220: 9 cm abdomen kalınlığı için bileşik doz ölçümü.

12 cm abdomen kalınlığına sahip insan fantomu bileşik doz ölçümü için $69,9^{\circ}/110,1^{\circ}$ tedavi açılarında ön, arka ve toplam 12AF'nün belirlenebilmesi için tam tedavi uygulandı (Şekil-221).



Şekil 221: 12 cm abdomen kalınlığı için bileşik doz ölçümü.

15 cm abdomen kalınlığına sahip insan fantomu bileşik doz ölçümü için $69,8^{\circ}/110,2^{\circ}$ tedavi açılarında ön, arka ve toplam 12AF'nün belirlenebilmesi için tam tedavi uygulandı (Şekil-222).



Şekil 222: 15 cm abdomen kalınlığı için bileşik doz ölçümü.

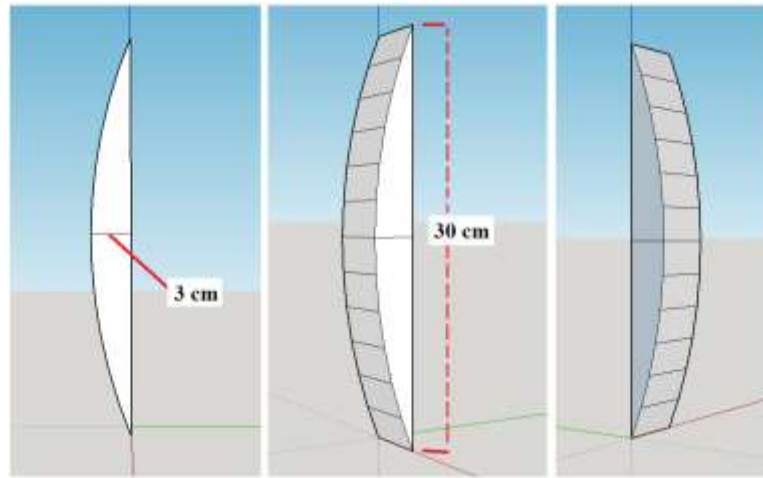
Beş farklı abdomen kalınlığı için yapılan tam tedavi ışınlamalarından sonra TLD'ler okunarak her ölçüm noktası için ortalama dozlar belirlendi. Daha sonra 5 TLD'ye SSD 310 cm ve maksimum doz derinliğinde (13 mm), gantri 90°de 100 MU verilerek kalibrasyon ışınlaması yapıldı. Elde edilen veriler ve daha önce bölüm 3.2.3.4'te kullanılan denklem-9 yardımıyla beş farklı abdominal bölge kalınlığı için ön, arka ve toplam olmak üzere üçer adet 12AF belirlendi. Bunlardan ön için olan 12AF her bir abdomen kalınlığı için IM-TSEI ışınlamalarında ön duruş pozisyonlarındaki tedavi sürelerinin belirlenmesinde kullanıldı.

3.2.5.2.3- Farklı Abdomen Kalınlıkları İçin Profil lümleri

Bu tezde geliştirilen IM-TSEI yönteminin anterior duruş pozisyonu için bulunan tedavi açılarının güvenilirliği profil çubuğu ve üretilecek profil çubuğu abdomen kalınlık fantomları yardımıyla yapılacak doz ölçümleriyle doğrulanacaktır. Bunun için 3 cm, 6 cm, 9 cm, 12 cm ve 15 cm abdominal bölge kalınlıklarını profil çubuğu ile uyumlu olan ve siyah ABS filamenti ile üretilen profil çubuğu farklı abdomen kalınlık aparatları ile simüle edilecektir. Bu sayede farklı abdomen kalınlıkları için profil ölçümleri yapılarak geliştirdiğimiz IM-TSEI tekniğine ait derinliğe bağlı doz ölçümleriyle bulunan tedavi açılarının güvenilirliği belirlenmiştir.

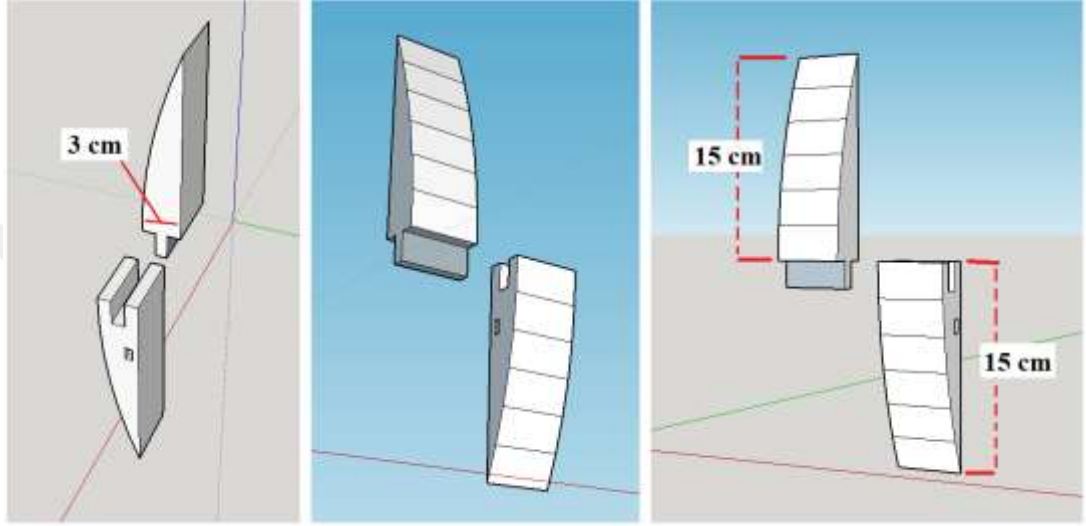
3.2.5.2.3.1- Profil Çubuğu Farklı Abdomen Kalınlık Aparatlarının Tasarlanması ve Üretilmesi

Profil ölçümlerinde kullandığımız 200 cm boyunda ve 5 cm genişliğindeki pleksiglas çubuk ile uyumlu ek abdomen kalınlık fantomları üç boyutlu çizim programında tasarlandı. Sternum ve pubik kemik arasındaki yaklaşık 30 cm uzunluğundaki bölge abdomen bölgesi olarak kabul edildi. Bu yüzden profil ölçüm çubuğunun orta kısmına takılacak ek abdomen kalınlık fantomlarının boyu 30 cm olarak çizim yapıldı. Her bir ek fantomun kalınlığının daha önce insan fantomu için ürettiğimiz ek abdomen kalınlık fantomları gibi 3 cm olması sağlandı (Şekil-223).



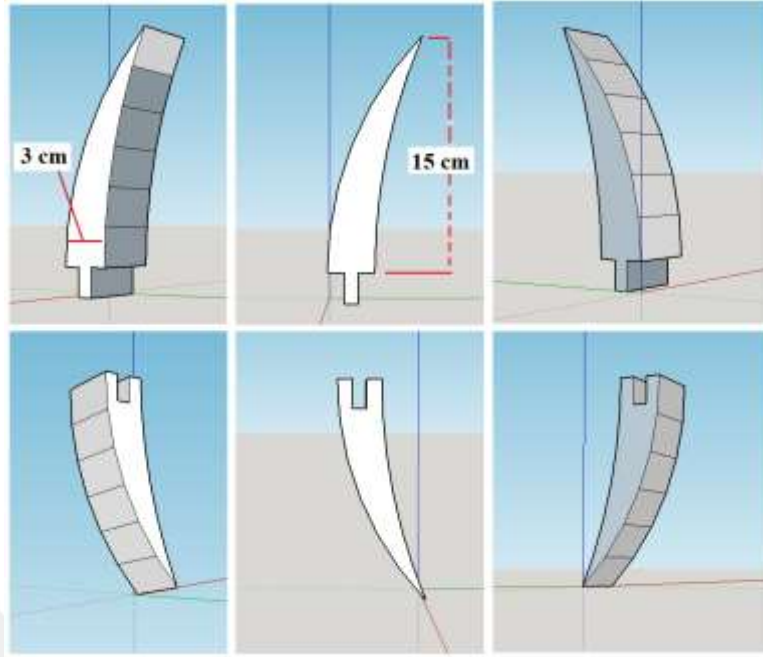
Şekil 223: Bir abdomen kalınlık ek fantomuna ait üç boyutlu tasarım.

Tasarlanan profil çubuğu, abdomen kalınlık aparatlarının profil çubuğuyla ve birbiriyle hatasız uyum sağlayarak aralarında hava boşluğu oluşmamasına dikkat edildi. Profil çubuğu üst yüzeyine oturacak ve 3 cm abdomen kalınlığını temsil edecek ek fantom üç boyutlu yazıcının baskı alanına sığmayacağından iki parça olarak tasarlandı. Her parçanın birbiriyle uyuşması sağlandı (**Şekil-224**). Her bir parçanın alt yüzeyi profil çubuğu ile tam örtüşme sağlamak üzere düz yapıldı.



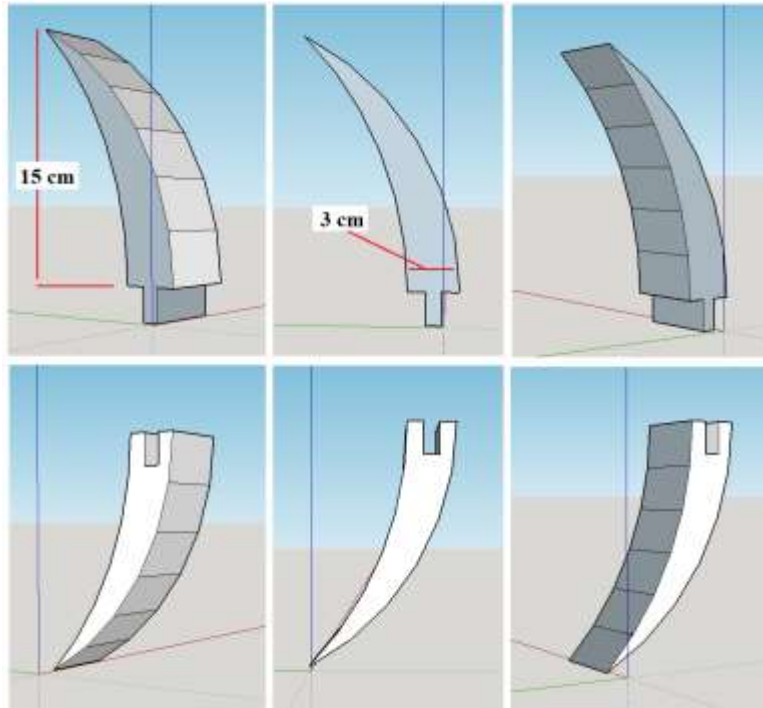
Şekil 224: 3 cm abdomen kalınlığı ek fantomunun parçalı tasarımı.

Tasarım, baskı ve ışınlama kurulumları sırasında hata olmaması için tüm 3 cm fantom parçaları alt ve üst olarak isimlendirildi. Her bir parçanın yüksekliği 3 cm olarak ayarlandı, 6 cm abdomen kalınlığını temsil edecek fantom 3 cm abdomen kalınlık fantomunun üst yüzeyine oturacak şekilde iki parça olarak tasarlandı. Her parça hem birbiriyle hem de 3 cm fantomlar ile alt yüzeyleri tam örtüşecek şekilde uyumlu yapıldı (**Şekil-225**).



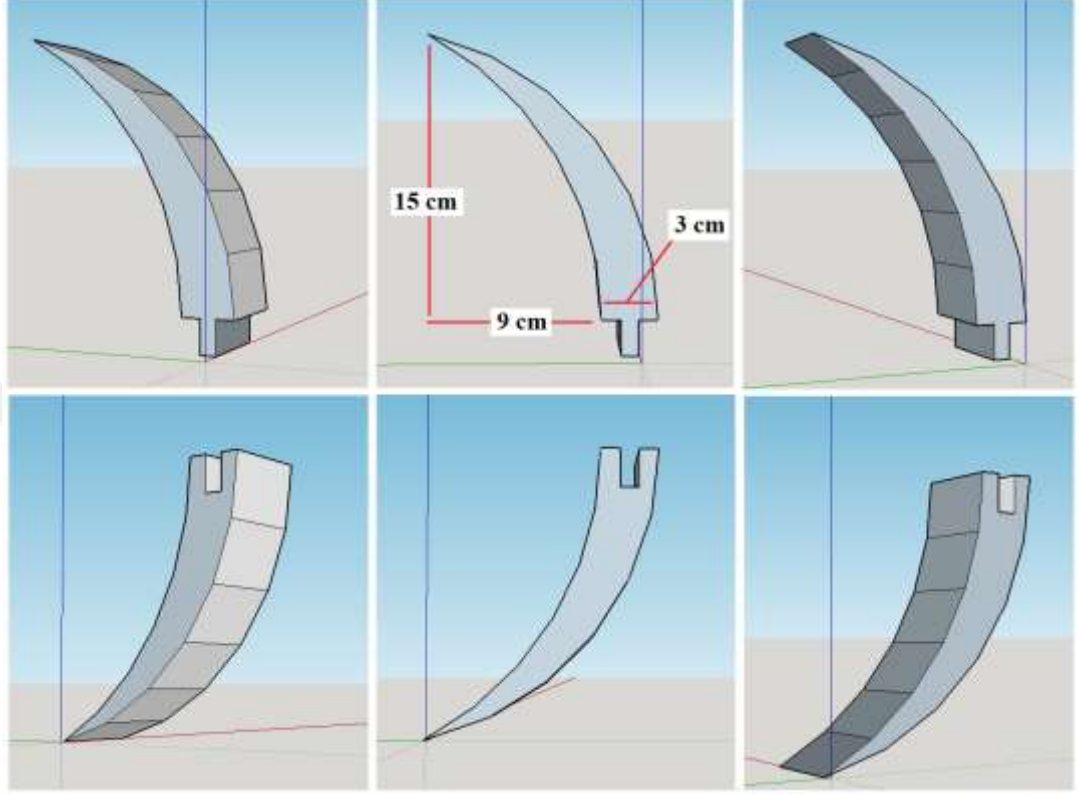
Şekil 225: 6 cm abdomen kalınlığı ek fantomunun parçalı tasarımı.

6 cm abdomen kalınlık fantomunun üst yüzeyine oturacak ve 9 cm abdomen kalınlığını temsil edecek fantom toplam iki parça olarak tasarlandı. Her bir parçanın alt yüzeyi 6 cm fantomları ile tam örtüşme sağlamak üzere tasarlandı (Şekil-226).



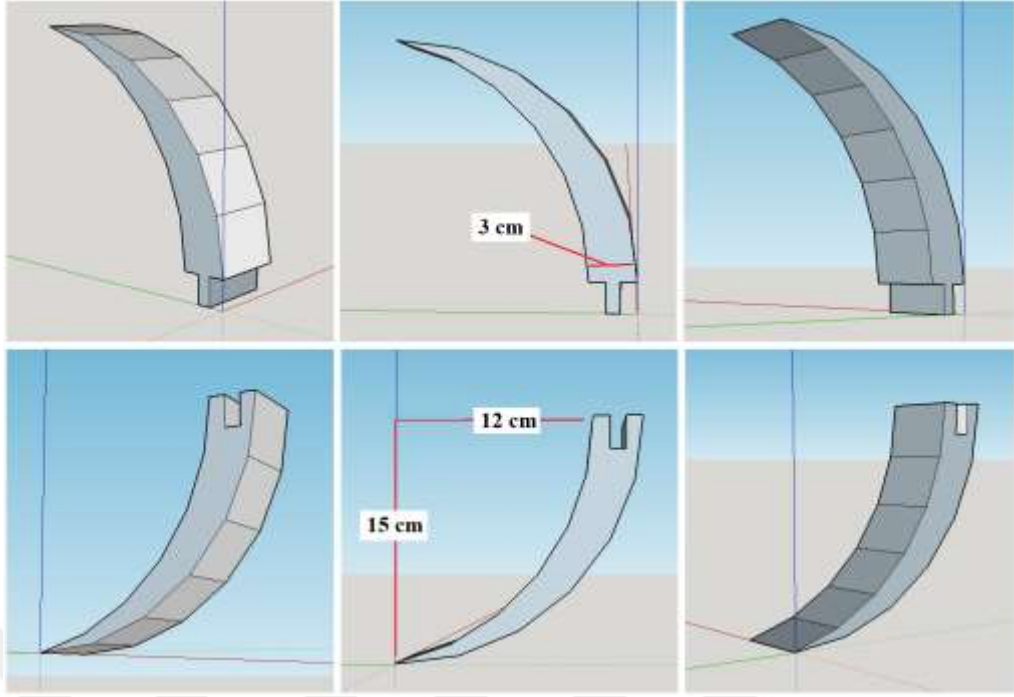
Şekil 226: 9 cm abdomen ek fantomu.

12 cm abdomen kalınlığını temsil edecek fantom toplam iki parça olarak tasarlandı. Her bir parçanın alt yzeyi 9 cm fantomları ile tam örtüşme sağlamak üzere uyumlu tasarlandı (Şekil-227).



Şekil 227: 12 cm abdomen ek fantomu.

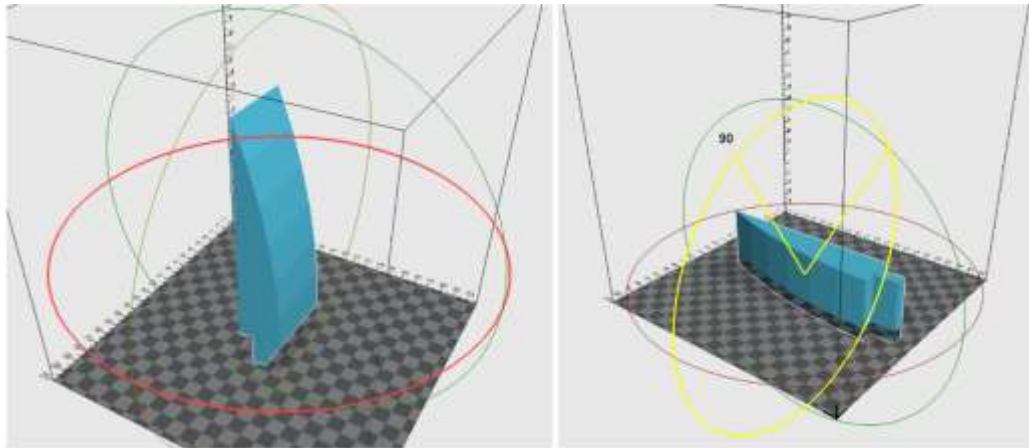
İki parçadan oluşan 15 cm abdomen kalınlığını temsil edecek fantomun tüm parçalarının alt yzeyi 12 cm fantomları ile tam örtüşme sağlamak üzere uyumlu tasarlandı (Şekil-228).



Şekil 228: 15 cm abdomen ek fantomu.

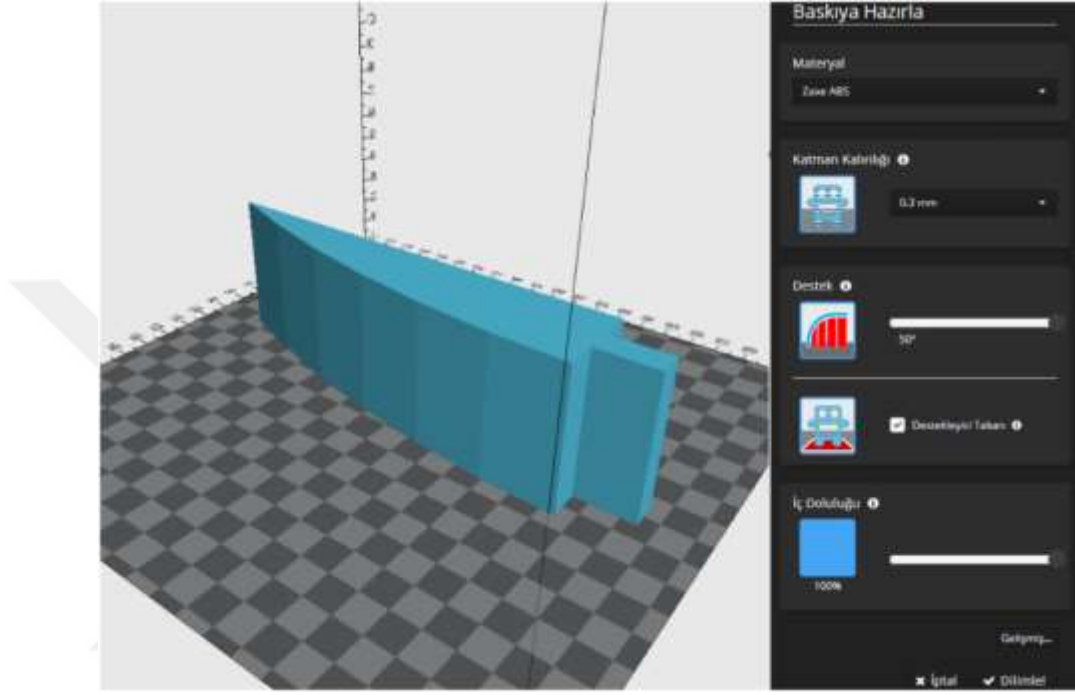
Üç boyutlu çizim programında tasarımı tamamlanan 3 cm, 6 cm, 9 cm, 12 cm, 15 cm abdomen kalınlıklarını temsil eden toplam 10 parça fantom üç boyutlu yazıcı programıyla uyumlu olan “*stl*” formatında kaydedilerek baskı aşamasına geçildi.

Tasarımı tamamlanan profil çubuğu abdomen kalınlık aparatlarına ait üç boyutlu çizimler “*stl*” formatında “*zaxe*” baskı programına yüklendi. Baskısı yapılacak her bir parçaya bir dizi işlem uygulanarak basıma hazır hale getirildi. Basılacak parçalara ilk olarak baskı tablasına göre uygun pozisyon verildi (**Şekil-229**).



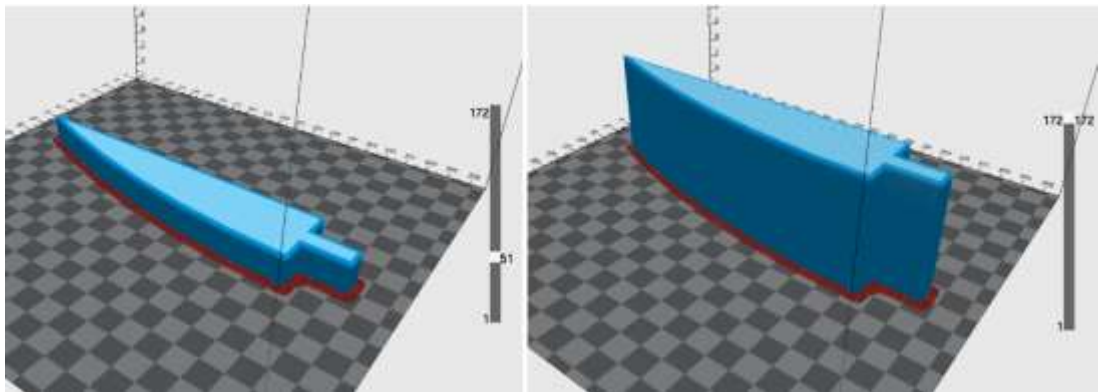
Şekil 229: 3 cm abdomen ek fantomunun baskı tablasında konumlandırılması.

Basım sırasında zemine iyi yapışması için destek taban seçeneği kullanıldı. Ayrıca fazla eğime sahip parçaların basımında hata oluşmaması için destek yapı seçeneği kullanıldı. Baskıda kullanılacak filament tipi olarak ABS seçildi ve katman kalınlığı 0,3 mm olarak ayarlandı. Üretilen parçalar radyasyon ölçümlerinde kullanılacağından iç doluluk %100 olarak ayarlandı (Şekil-230).



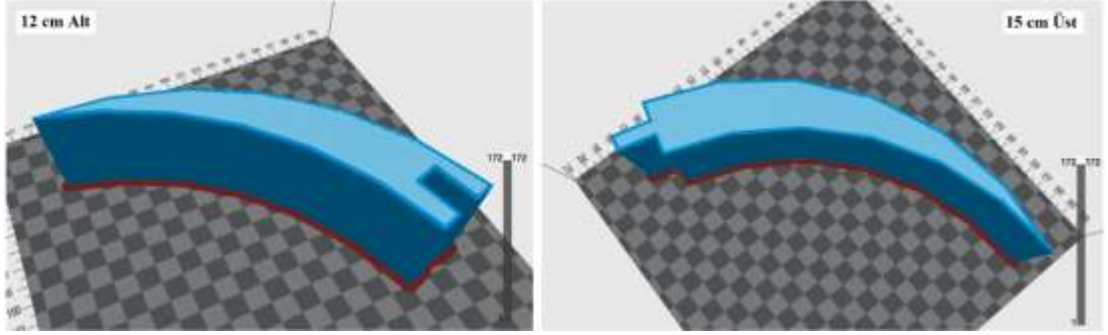
Şekil 230: Abdomen ek fantomu için baskı ayarları.

Baskı ayarlarının tanımlanmasının ardından dilimleme yapılarak basılacak katmanlar oluşturuldu (Şekil-231).



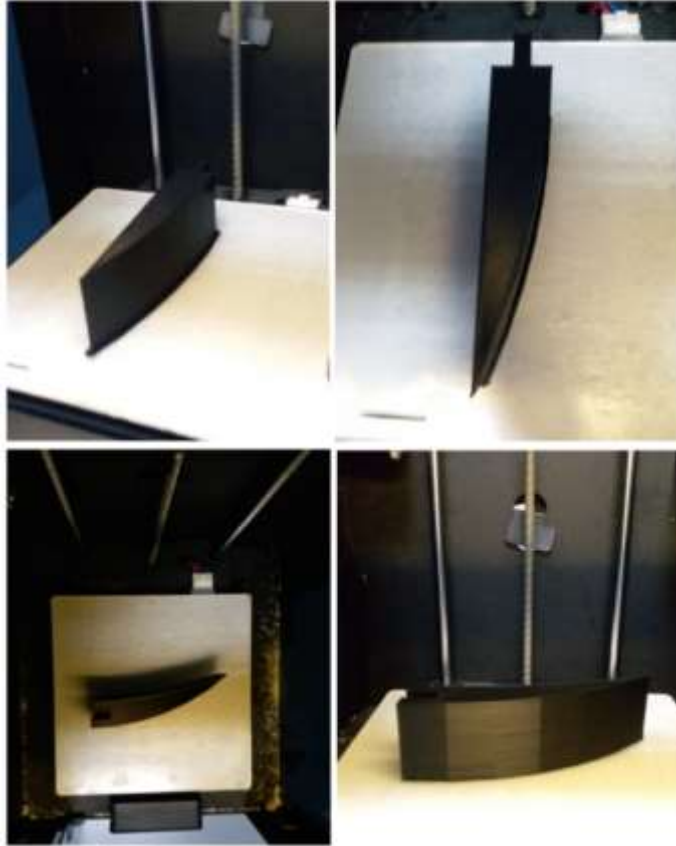
Şekil 231: 3 cm abdomen kalınlık fantomu baskı katmanları.

Basımı yapılacak tüm profil çubuğu abdomen kalınlık fantomlarının her biri için basıma hazırlık işlemi tamamlandı (Şekil-232).



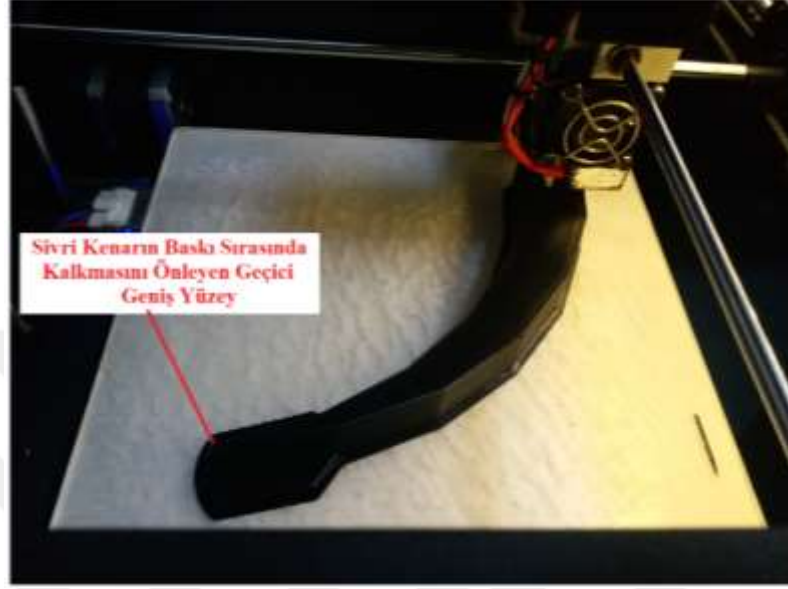
Şekil 232: Abdomen ek fantomlarının baskıya hazırlanması.

Basıma hazır olan parça üç boyutlu yazıcıya “.zaxe” uzantılı dosya oluşturularak yüklendi. Üç boyutlu yazıcıya yüklenen baskı dosyası kullanılarak parçaların basımı başlatıldı (Şekil-233).



Şekil 233: Basımı tamamlanan profil çubuğu abdomen kalınlık fantomları.

Her basımdan önce üç boyutlu yazıcı baskı tablası üzeri “stick” yapışkan ile kaplandı. Baskı sırasında parçaların sivri kenarlarının baskı tablasından kalkmasını önlemek için bazı fantom parçalarında yüzey genişletmek için geçici eklemeler yapıldı. Tasarlanan fantom parçaları birebir boyutlu olarak üretildi (Şekil-234).



Şekil 234: Sivri köşenin tabladan ayrılmasını önleyen geçici yüzeyin eklenmesi.

Basımı tamamlanan profil çubuğu yüzeyi ile örtülecek 3 cm abdomen kalınlığı fantomuna ait iki parça ve birleşimi aşağıdaki şekilde gösterilmektedir (Şekil-235).



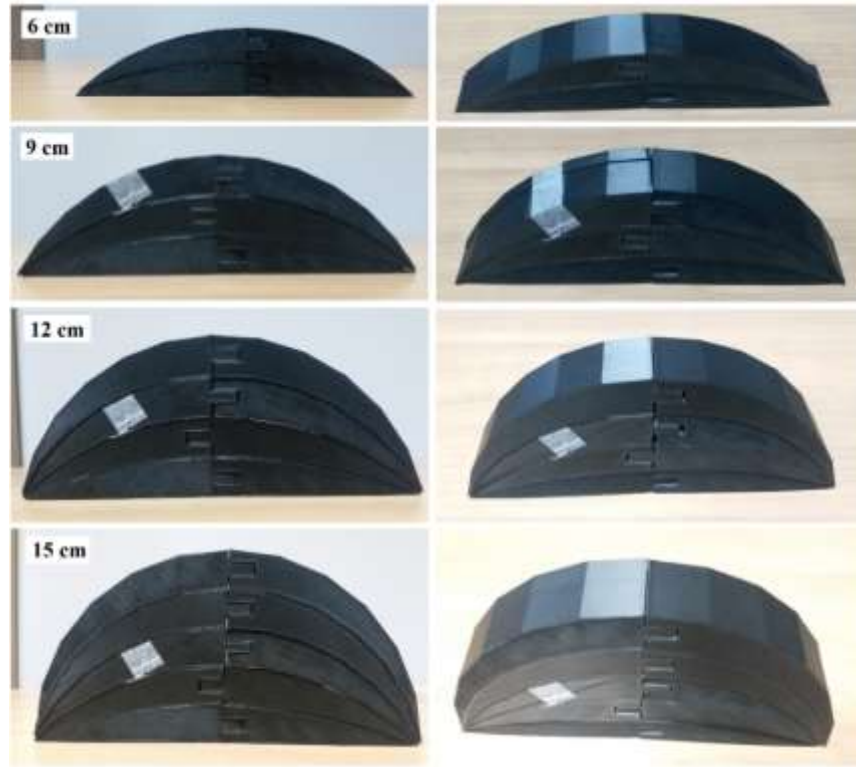
Şekil 235: 3 cm abdomen kalınlığı ek fantomu.

Üretimi tamamlanan 6 cm, 9 cm, 12 cm ve 15 cm profil çubuğu abdomen kalınlığı fantomları aşağıda gösterilmektedir (Şekil-236).



Şekil 236: Üretilen farklı profil çubuğu abdomen kalınlık fantomları.

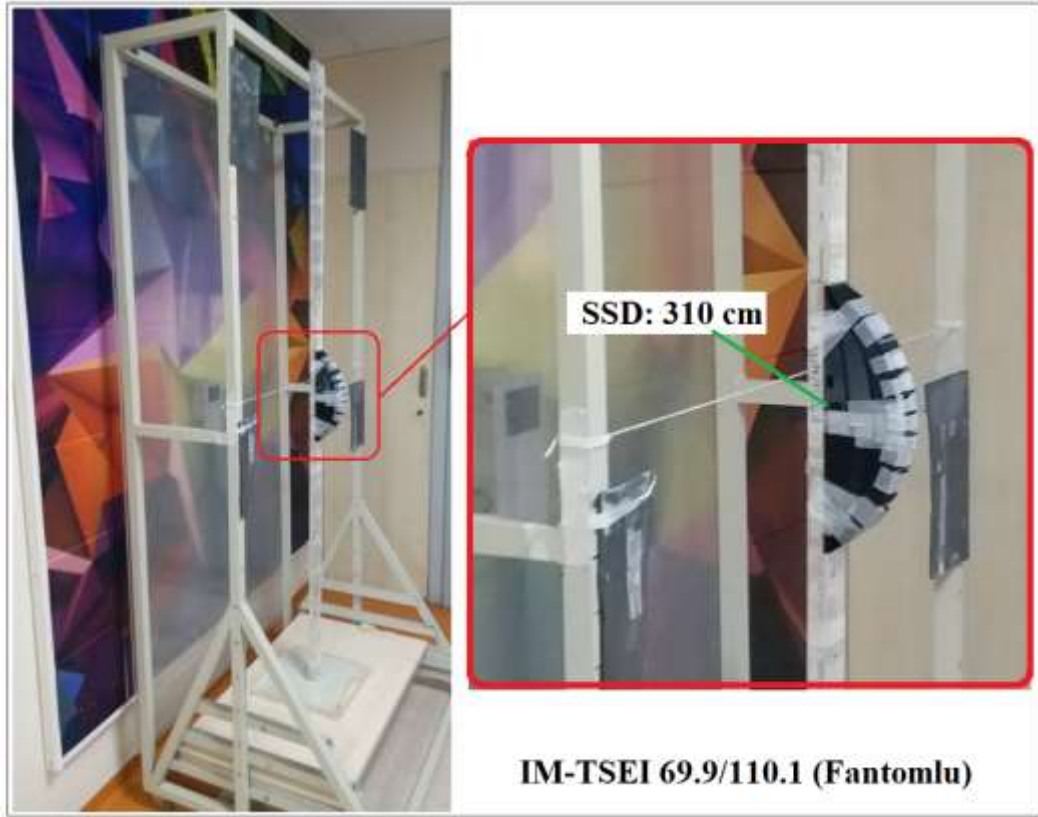
Üretimi tamamlanan 6 cm, 9 cm, 12 cm ve 15 cm profil çubuğu abdomen kalınlığı fantomlarının birbiri ve alt kalınlık fantomlarıyla uyuşması aşağıda gösterilmektedir (Şekil-237).



Şekil 237: Farklı abdomen kalınlıklarının oluşturulması.

3.2.5.2.3.2- Profil Ölçümleri

Bu tezde geliştirilen IM-TSEI tekniği için tedavi açıları daha önceki bölümlerde yapılan derinliğe bağlı doz değişim ölçümlerinde belirlendi. Burada farklı abdomen kalınlıkları için yapılacak profil ölçümleri sonucunda bu tedavi açılarının güvenilirliği kontrol edildi. IM-TSEI tekniği için bu tedavi açıları kullanılarak profil çubuğu abdomen kalınlık fantomları varken ve yokken olmak üzere iki farklı profil ölçümü yapılarak karşılaştırıldı. Ayrıca IM-TSEI tekniğine ait bu profiller klasik TSEI tekniği ile karşılaştırılarak bu yeni tekniğin avantajları araştırıldı (Şekil-238).



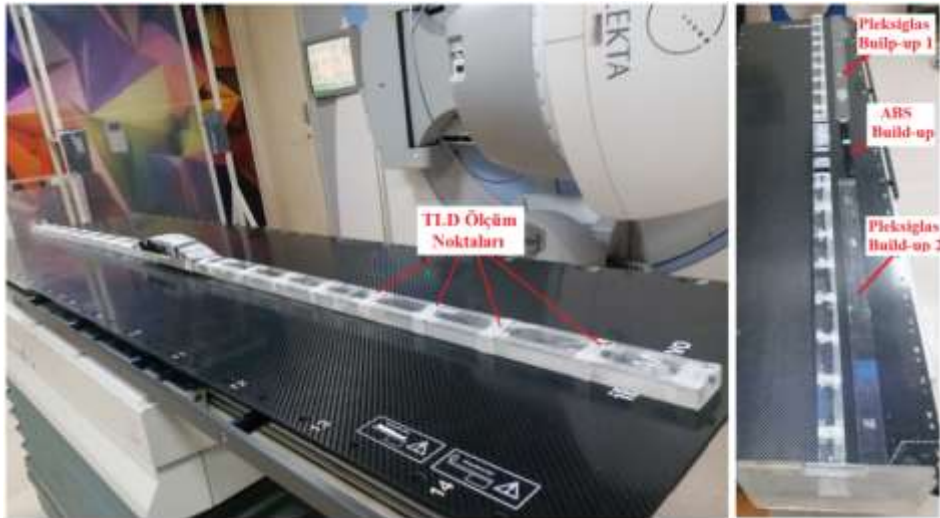
Şekil 238: IM-TSEI tekniği için 12 cm abdomen fantomlu profil ölçümü kurulumu.

Klasik TSEI tekniği için 71/109 derece açıları kullanıldı ve umbilikus dozuna normalize edilerek profil elde edildi (Şekil-239).



Şekil 239: Klasik TSEI tekniği için 12 cm kalınlığında abdomen fantomlu profil ölçümü kurulumu.

Yapılan profil ölçümlerinde pleksiglas üzerindeki her bir ölçüm noktasına kalibre edilmiş ve paketlenmiş üç adet TLD yerleştirildi. Her bir ışın çiftinin ışınlanmasından önce pleksiglas ile aynı boyutta ve sadece 5 mm kalınlıkta “*build-up*” pleksiglas TLD’lerin üzerine kapatıldı. Profil çubuğu abdomen kalınlık fantomlarının olduğu yuvarlak yüzey için siyah ABS ile 5 mm kalınlıkta “*build-up*” parçaları üretildi (Şekil-240).



Şekil 240: Profil ölçüm kurulumu.

IM-TSEI tekniği 3 cm abdominal bölge kalınlığı için daha önceden belirlenen anterior duruş pozisyonlarına ait tedavi açıları olan 71,2° ve 108,8° kullanılarak iki profil ölçümü yapıldı. Her iki ölçümde de profil düzlemi 310 cm mesafede olacak şekilde konumlandırılan profil çubuğuna bir ölçümde abdomen fantomu takılırken ikinci ölçüm profil fantomlar yokken belirlendi. Işınlanan her bir nokta için kullanılan üç TLD'nin ortalaması alınarak ortalama noktasal dozlar elde edildi. Abdominal bölge dışı tedavi düzlemi ortalama dozları her iki profil ölçümü için normalizasyon işleminde kullanılarak 3 cm abdomen kalınlığı için iki adet profil elde edildi (**şekil-241**).



şekil 241: 3 cm Abdomen fantomu için IM-TSEI profil ölçüm kurulumu.

Klasik TSEI tekniği için daha önceden belirlenen tedavi açıları 71° ve 109° kullanılarak 3 cm abdomen fantomu için umbilikus noktası (3 cm fantomun en u noktası) 310 cm mesafede olacak şekilde konumlandırılarak profil ölçümü yapıldı. Işınlanan her bir nokta için kullanılan üç TLD'nin ortalaması alınarak ortalama noktasal dozlar elde edildi. Doz normalizasyon işleminde referans olarak umbilikus noktası dozu kullanılarak klasik TSEI tekniğiyle 3 cm abdomen kalınlığı için profil elde edildi (**şekil-242**).



Şekil 242: 3 cm Abdomen fantomu için Klasik TSEI profil ölçüm kurulumu.

Diğer abdomen kalınlıkları olan 6 cm için $70,7^{\circ}/109,3^{\circ}$, 9 cm için $70,4^{\circ}/109,6^{\circ}$, 12 cm için $69,9^{\circ}/110,1^{\circ}$ ve 15 cm için $69,8^{\circ}/110,2^{\circ}$ tedavi açıları ve 3 cm abdomen koşulu ile aynı ışınlama kurulumları kullanılarak her bir abdomen kalınlığı koşulu için IM-TSEI fantomlu, IM-TSEI fantomsuz ve klasik TSEI olarak üçer adet profil ölçümü yapıldı (Şekil-243).



Şekil 243: Farklı Abdomen kalınlıkları için profil ölçüm kurulumları.

Beş farklı abdomen kalınlığı koşulu için yapılan ölçümlerle elde edilen toplam 15 adet profile ait tablo ve grafikler elde edildi. Her bir abdomen kalınlığı için daha önce derinlik doz değişim ölçümleriyle belirlenen tedavi açılarının güvenilirliği saptandı. Ayrıca her bir abdomen kalınlığı koşulu için elde edilen üç farklı profil karşılaştırılarak hangi abdomen kalınlığında hangi ışınlama yönteminin daha uygun olduğu saptandı.

3.2.5.2.4- Farklı Abdomen Kalınlıkları İçin Tedavi Sürelerinin Belirlenmesi

Kliniğimizde TSEI'da hastalara 1 Gy/gün olmak üzere toplam 30-36 Gy uygulanmaktadır. Bu tezde fraksiyon başına 1 Gy tedavi dozunu uygulayabilmek için tedavi süreleri hesaplandı. Geliştirilen IM-TSEI yönteminde hastanın üç adet ön duruş pozisyonu ve üç adet arka duruş pozisyonu için kullanılan tedavi süreleri farklıdır. IM-TSEI tekniğinde ön duruş pozisyonları için yoğunluk ayarı yapılırken tedavi açıları değişir, buna bağlı olarak ön ve arka duruş pozisyonları için 12AF değişerek ön duruş pozisyonlarında farklı tedavi sürelerinin kullanılmasına sebep olur. Bu tezde incelenen her bir abdomen kalınlığı için yapılan birleşik doz ölçümlerinden elde edilen $12 AF_{\text{ön}}$ değeri kullanılarak üç ön duruş pozisyonu için farklı tedavi süresi hesaplanırken arka duruş pozisyonlarında daha önce TSEI ile belirlenen $12 AF_{\text{arka}}$ değeri kullanılarak arka duruş pozisyonu tedavi süreleri belirlendi.

Tüm abdomen kalınlıkları için toplam doz 1 Gy, 1 MU için doz 0,010954 Gy ve bölüm 3.2.3.7'deki denklem-14 yardımıyla ön ve arka tedavi süreleri 12AF değişimlerine bağlı olarak hesaplandı.

Buna göre 3 cm abdomen kalınlığı koşulunda $12AF_{\text{ön}}$ değeri 2,4251 ve $12AF_{\text{arka}}$ değeri 2,3317 için IM-TSEI tekniğine ait ön ve arka tedavi süreleri hesaplandı. Abdomen kalınlığının 6 cm olduğu koşul için 2,3300 olarak belirlenen $12AF_{\text{ön}}$ ve 2,3317 olarak belirlenen $12AF_{\text{arka}}$ değerleri yardımıyla ön ve arka tedavi süreleri hesaplandı. Abdomen kalınlığının 9 cm olduğu koşul için $12 AF_{\text{ön}}$ değeri 2,4029 ve $12AF_{\text{arka}}$ değeri 2,3317 olarak belirlendi ve buradan ön ve arka tedavi süreleri hesaplandı. Abdomen kalınlığının 12 cm olduğu koşul için 2,2721 olarak belirlenen $12 AF_{\text{ön}}$ ve 2,3317 olarak belirlenen $12AF_{\text{arka}}$ değerlerinin yardımıyla ön ve arka tedavi süreleri hesaplandı. Abdomen kalınlığının 15 cm olduğu koşulda $12AF_{\text{ön}}$ değeri

2,1596 ve $12AF_{\text{arka}}$ değeri 2,3317 olarak belirlendi ve buna göre ön ve arka tedavi süreleri hesaplandı.

3.2.6- Standart ve Farklı Abdomen Kalınlıkları Koşulları Ölçümlerinin Karşılaştırılması

Stanford Tekniği'nde hastanın altı farklı duruş pozisyonunun her biri için tedavi düzleminde dikeyde ve yatayda homojen doz profillerini sağlayan bir ışın çifti kullanılır. Her ışın için hesaplanan aynı tedavi süresi (MU) uygulanırken hastanın önden ışın aldığı üç duruş pozisyonunda SSD'nin ayarlanmasında "*umbilikus noktası*" ve arkadan ışın aldığı üç duruş pozisyonunda "*bel arka noktası*" kullanılır.

Bu tezde geliştirilen IM-TSEI tekniği standart TSEI tekniğinin modifiye edilmiş bir halidir. Özellikle abdomen kalınlığının fazla olması durumunda tüm anterior cilt bölgelerinin aldığı dozlardaki istenmeyen değişimleri engelleyen bu yeni teknikte bazı ışınlama parametreleri TSEI ile aynı iken bazılarında değişiklikler olmaktadır.

IM-TSEI tekniğinde posterior cilt bölgelerinin ışınlanmasında TSEI tekniğinden bir farklılık bulunmamaktadır. Ancak ön duruş pozisyonlarında abdominal bölge kalınlığına bağlı olarak etkilenen parametreler tedavi açısı, tedavi süresi (MU) ve $12AF$ 'leridir. Ayrıca IM-TSEI tekniğinde SSD ön duruş pozisyonlarında sternum noktası baz alınarak ayarlanırken arka duruş pozisyonlarında bel arka noktası baz alınarak ayarlanır.

Yapılan detaylı ölçümler sonucunda her bir abdominal bölge kalınlığı için üç arka duruş pozisyonunda standart koşulla benzer şekilde aynı tedavi açıları ve tedavi süreleri kullanıldı. Ancak ön duruş pozisyonları için abdominal bölge kalınlıklarına göre $12AF$ 'lerinde değişimler ölçüldü. Her bir abdominal bölge kalınlığı ve 3 ön duruş pozisyonu için farklı birer $12AF_{\text{ön}}$ değeri belirlendi. Bu farklılığa yol açan iki parametre abdominal bölge kalınlık miktarı ve vertikal ekseninde doz homojenliğinin sağlanabilmesi için yapılan tedavi açısı çifti değişikliği oldu. Tedavi sürelerinin bulunmasında kullanılan $12AF$ 'lerinin değişmesi her bir abdominal bölge kalınlığı koşulu için farklı ön duruş pozisyonları ışınlama sürelerinin kullanılmasına sebep oldu. Klasik TSEI tekniğinde hastaların 6 farklı duruş pozisyonu için tek bir $12AF$, tek bir tedavi açısı çifti ve tüm alanlarda tek bir tedavi süresi kullanılırken geliştirilen IM-TSEI

teknğinde klasik TSEI tekniğinden farklı olarak 3 ön duruş pozisyonunda 12AF, tedavi açısı çifti ve tedavi sürelerinde abdominal bölge kalınlığına bağlı olarak değişiklikler yapıldı.

3.2.7- IM-TSEI İçin Uygulama Parametrelerinin Belirlenmesi

Bu tezde klasik TSEI tekniği için yapılan “*commissioning*” ölçümleri sonucunda 6 farklı duruş pozisyonu için doz homojenliğini sağlayan açısı çifti 71° ve 109° iken her ışın alanı için tedavi süresi 39 MU olarak belirlendi. Buna ek olarak ön duruş pozisyonlarında umbilikus, arka duruş pozisyonlarında ise bel arka noktası baz alınarak SSD 310 cm ayarlandı.

Bu tezde geliştirilen IM-TSEI tekniğinde ise her bir abdomen kalınlığı için farklı parametreler ve kurulumlar kullanıldı. Abdomen kalınlığından bağımsız olarak 3 arka duruş pozisyonlarında klasik TSEI tekniği ile aynı olarak SSD, bel arka noktasından ayarlanırken 71°/109° tedavi açıları ve ışın alanı başına 39 MU tedavi süreleri kullanıldı. Yapılan ölçümler sonucunda ön duruş pozisyonları için farklı tedavi süreleri ve tedavi açıları belirlendi. Ayrıca tüm abdomen kalınlıkları ön duruş pozisyonlarında SSD sternum noktası baz alınarak 310 cm'ye ayarlandı.

Buna göre 3 cm abdomen kalınlığı koşulunda 3 anterior duruş pozisyonunda 71,2° ve 108,8° tedavi açıları ve ışın alanı başına 37,5 MU tedavi süresi; 6 cm abdomen kalınlığı koşulunda 70,7° ve 109,3° tedavi açıları ve alan başına 39 MU tedavi süresi; 9 cm abdomen kalınlığı koşulunda 70,4° ve 109,6° tedavi açıları ve alan başına 38 MU tedavi süresi; 12 cm abdomen kalınlığı koşulunda 69,9° ve 110,1° tedavi açıları ve alan başına 40 MU tedavi süresi; 15 cm abdomen kalınlığı koşulunda 69,8° ve 110,2° tedavi açıları ve alan başına 42 MU tedavi süresi uygulandı.

3.2.8- Farklı Abdomen Kalınlıkları İçin IM-TSEI Tekniğinin Güvenilirliğinin Belirlenmesi

IM-TSEI tekniği için yapılan ölçümlerle elde edilen ışınlama parametrelerinin doğruluğunun kontrolü için kalite kontrol ölçümleri yapılmıştır. Her bir abdominal

bölge kalınlığı koşulu üretilen ek abdomen fantomlarıyla oluşturulmuş, hem fantom içi film ölçümleri hem de cilt TLD ölçümleri ile geliştirilen yeni TSEI tekniğinin güvenilirliği klasik TSEI tekniği ile karşılaştırılarak belirlenmiştir.

3.2.8.1- İnsan Fantomu İçi Doz Dağılımlarının Film Dozimetrelerle Belirlenmesi

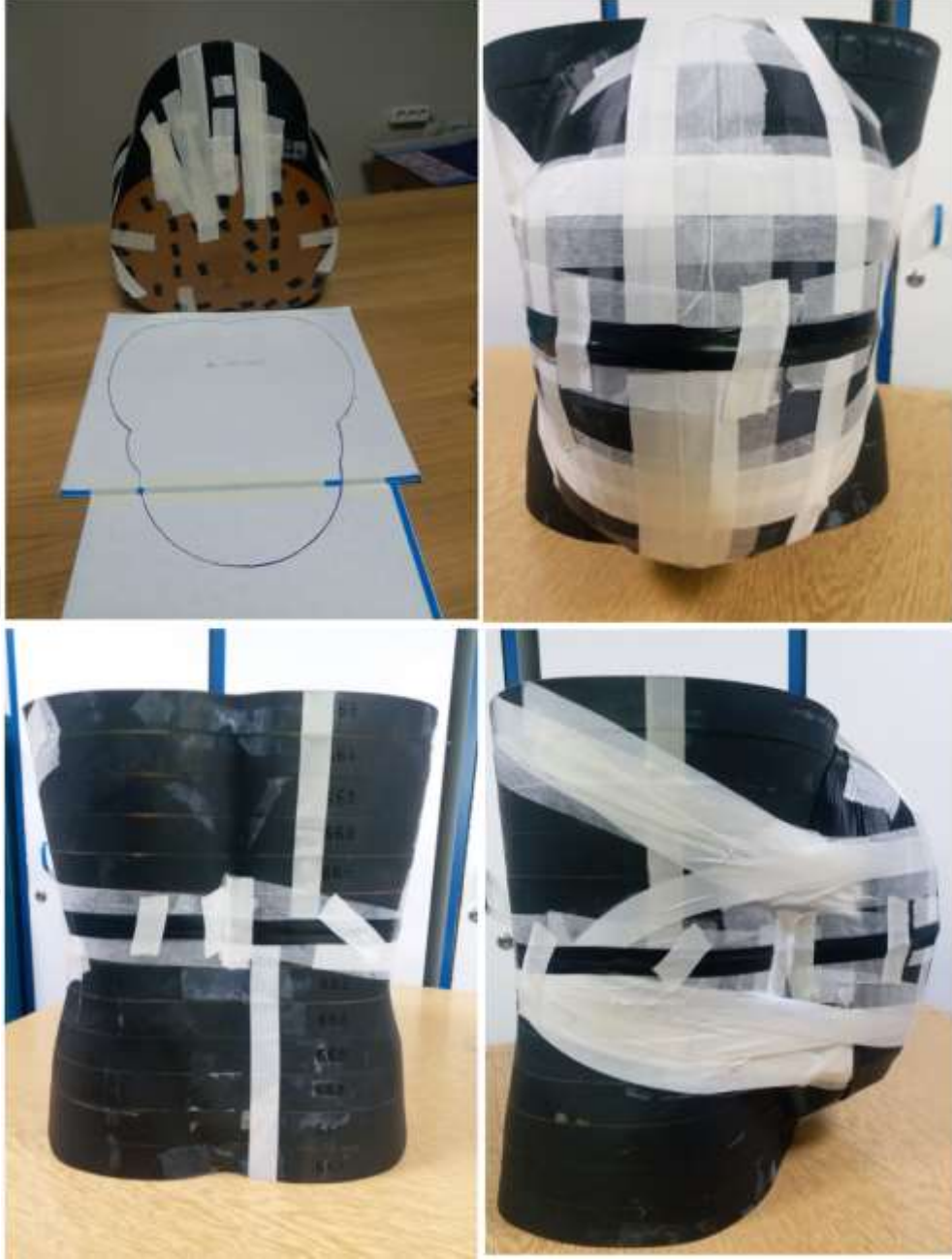
TSEI'da tedavi derinliğinin belirlenmesi için yapılan fantom içi doz dağılımı ölçümlerinde insan fantomunun umbilikus seviyesindeki iki transvers kesit arasına yerleştirilen aynı dış kontura sahip filmler kullanılır. Tam tedavi uygulanan filmler banyo edilerek dansitometrede taranır ve oluşan kararmalar yardımıyla fantom içi doz dağılımları belirlenir. Bu tezde geliştirilen IM-TSEI tekniğine ait ışınlama parametreleri kullanılarak farklı abdominal bölge kalınlıkları için fantom içi doz dağılımları belirlenmiştir. Aynı abdominal bölge kalınlıklarına sahip insan fantomu klasik TSEI tekniği kullanılarak da ışınlanmış, her iki teknik için elde edilen fantom içi doz dağılımları kıyaslanarak IM-TSEI tekniğinin güvenilirliği mevcut TSEI tekniği ile karşılaştırılmıştır.

Bu ölçümlerde insan fantomuna takılan 3 cm, 6 cm, 9 cm, 12 cm ve 15 cm kalınlıkta abdominal bölge fantomları yardımıyla beş farklı abdomen kalınlığına sahip insan fantomu oluşturuldu (**Şekil-244**).



Şekil 244: Beş farklı abdomen kalınlığına sahip insan fantomu.

Her bir abdominal bölge kalınlığı için biri IM-TSEI diğeri TSEI'nda kullanılmak üzere umbilikus seviyesindeki iki transvers kesit arasına yerleştirilecek iki adet EDR2 film karanlık odada transvers kesit dış konturu ile aynı boyutta kesildi. Kullanılacak olan filmin dış sınırı ışık almayacak şekilde iki transvers kesit arasına siyah plastik bant sarılarak paketleni (Şekil-245).



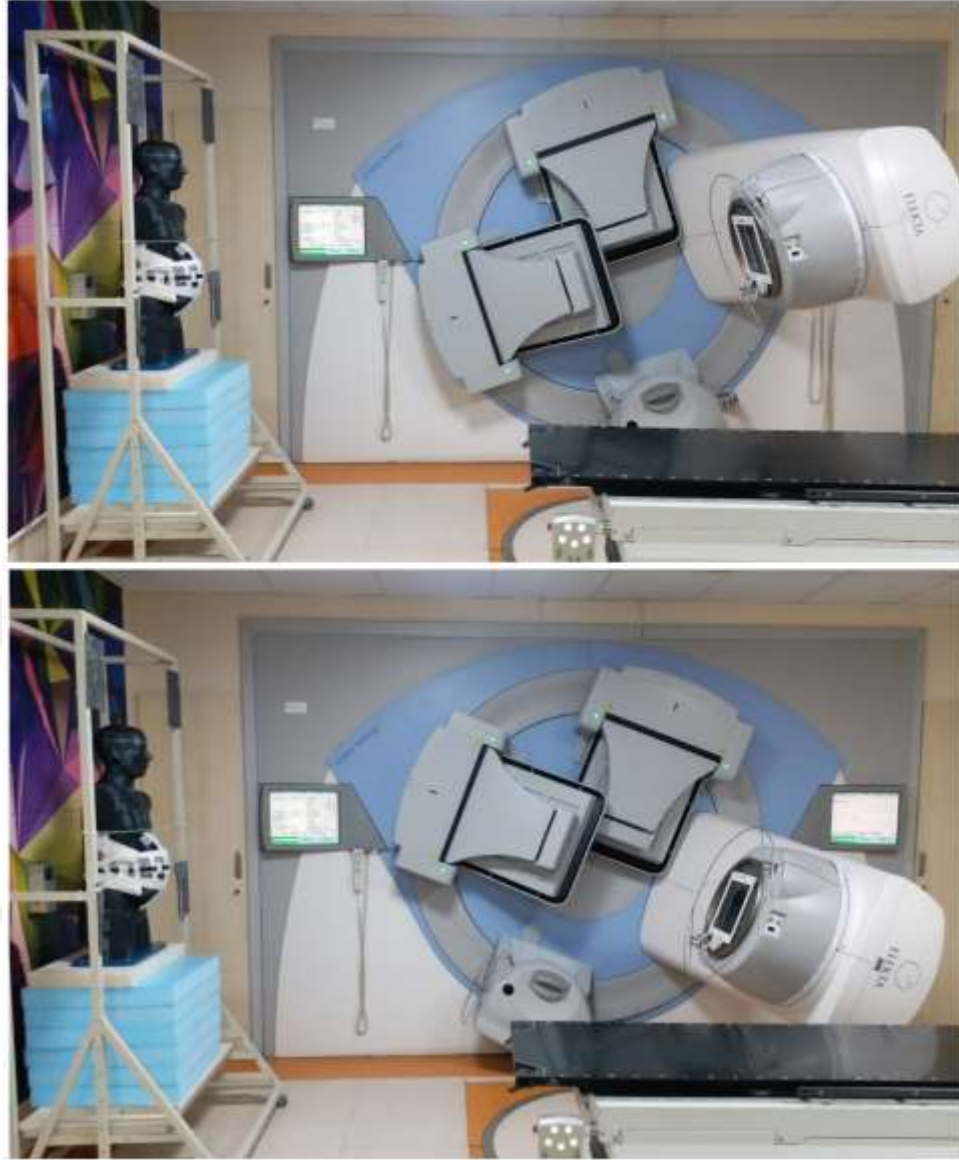
Şekil 245: 9 cm abdomen kalınlığına sahip insan fantomuna EDR2 filminin yerleştirilmesi.

IM-TSEI fantom içi doz dağılımlarının belirlenmesi için yapılan ışınlamalarda gantri 90°'de iken kesitler arasındaki filmin yüksekliği ayarlandı ve anterior duruş pozisyonlarında sternum, posterior duruş pozisyonlarında bel arka noktası baz alınarak SSD 310 cm ayarlandı (Şekil-246).



Şekil 246: IM-TSEI fantom içi doz dağılımı ölçümü için ışınlama kurulumu.

Tam tedavinin uygulanmasında 60° aralıklarla döndürülen insan fantomunun anterior duruş pozisyonlarında 3 cm için $71,2^\circ/108,8^\circ$, 6 cm için $70,7^\circ/109,3^\circ$, 9 cm için $70,4^\circ/109,6^\circ$, 12 cm için $69,9^\circ/110,1^\circ$ ve 15 cm için $69,8^\circ/110,2^\circ$ tedavi açıları kullanılırken tüm abdomen kalınlıklarında posterior duruş pozisyonlarında $71^\circ/109^\circ$ tedavi açıları kullanıldı. IM-TSEI tam tedavi uygulanmasında anterior duruş pozisyonlarında 3 cm için 37,5 MU/alan, 6 cm için 39 MU/alan, 9 cm için 38 MU/alan, 12 cm için 40 MU/alan ve 15 cm için 42 MU/alan tedavi süreleri kullanılırken tüm abdomen kalınlıkları arka duruş pozisyonlarında 39 MU/alan tedavi süresi uygulandı (Şekil-247).



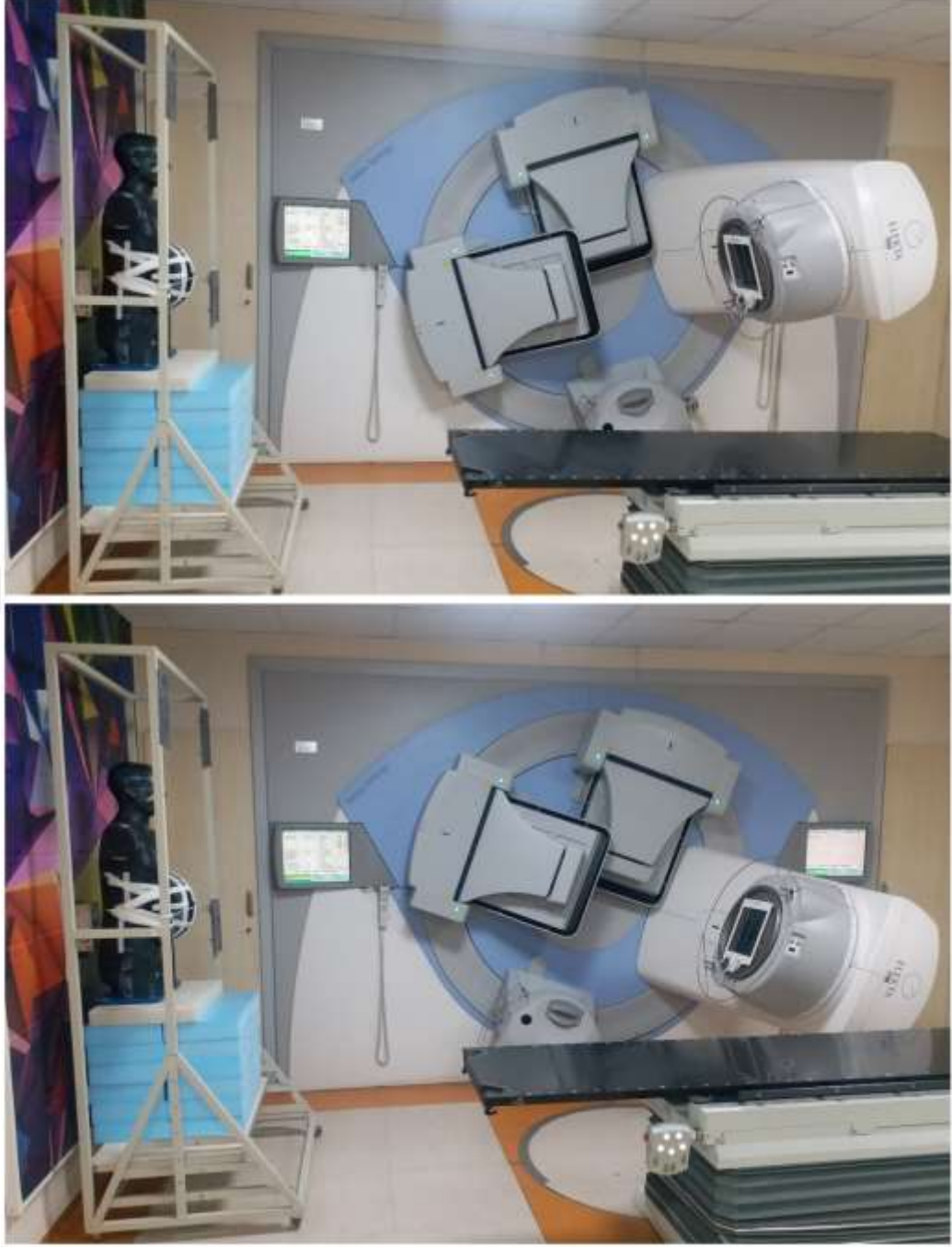
Şekil 247: IM-TSEI fantom içi doz dağılımları ölçümü bir pozisyon için tedavi açısı çifti.

TSEI fantom içi doz dağılımlarının belirlenmesi için yapılan ışınlamalarda gantri 90° iken kesitler arasındaki filmin yüksekliği ayarlanarak tüm duruş pozisyonlarında umbilikus baz alınarak SSD 310 cm ayarlandı (**Şekil-248**).



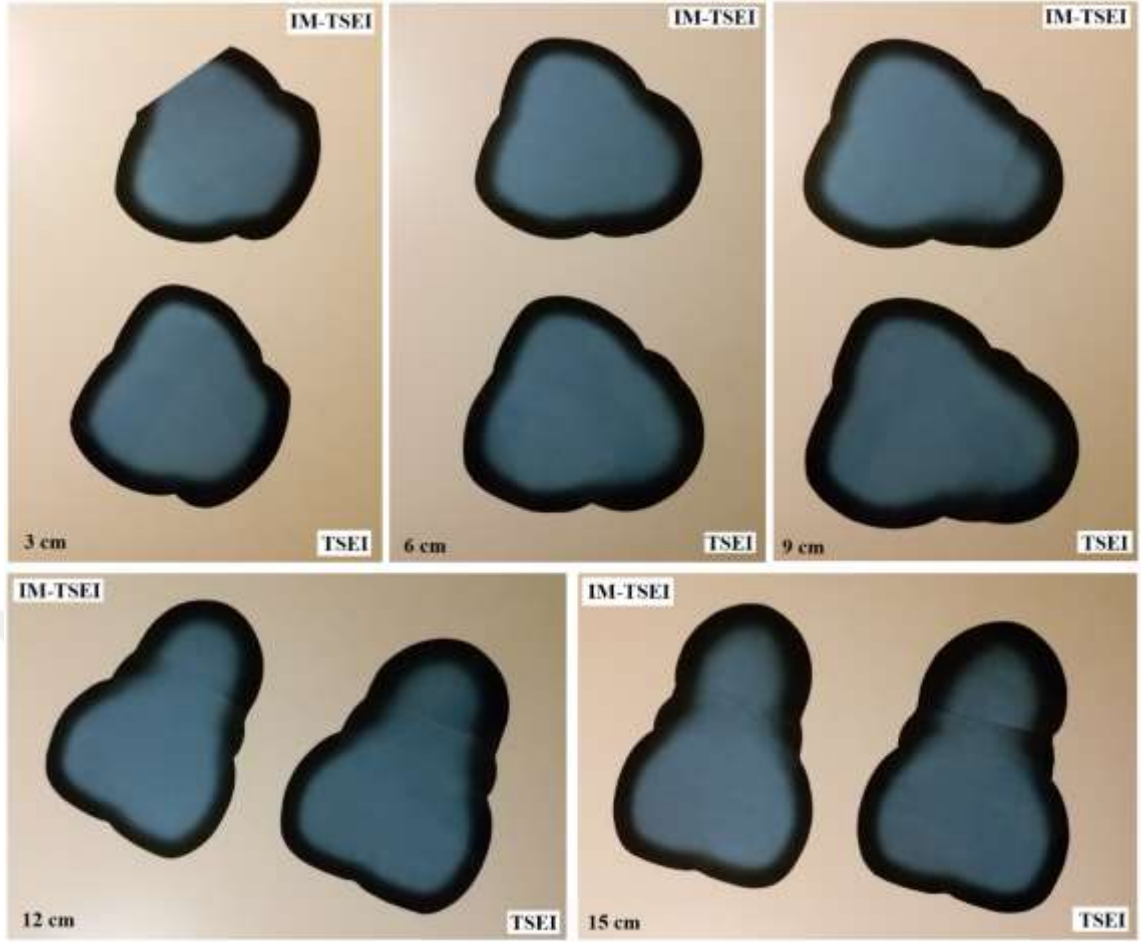
Şekil 248: TSEI fantom içi doz dağılımı ölçümü için ışınlama kurulumu.

Tam tedavinin uygulanmasında 60° aralıklarla döndürülen insan fantomunun ışınlanmasında tüm abdominal bölge kalınlıkları için altı ışınlama pozisyonunda da $71^\circ/109^\circ$ tedavi açıları kullanıldı. Yine tüm abdominal bölge kalınlıklarında TSEI için tüm ışınlama pozisyonlarında alan başına 39 MU tedavi süresi kullanıldı (Şekil-249).



Şekil 249: TSEI fantom için doz dağılımı ölçümü bir pozisyon için tedavi aç çifti.

Beş farklı andominal bölge kalınlığına sahip insan fantomu kullanılarak yapılan fantom için doz dağılımlarının belirlenmesi ışınlamaları sonucunda 5 adet IM-TSEI ve 5 adet TSEI'na ait EDR2 filmler banyo edildi (**Şekil-250**).



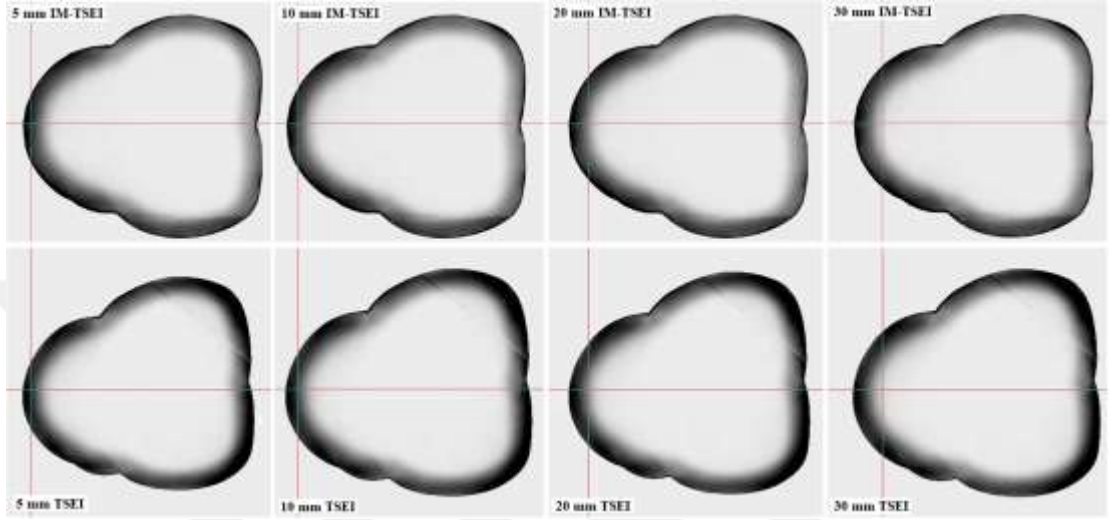
Şekil 250: Beş abdomen kalınlığı için IM-TESI ve TSEI ile tam tedavi uygulanan filmler.

Yerleştirildiği insan fantomu kesitleri ile aynı dış kontura sahip olan ve cilt ışınlamasının etkisinin gözle dahi görülebildiği EDR2 filmler dansitometre cihazında taranarak “*Omni-Pro IMRT*” film analiz programına aktarıldı (**Şekil-251**).



Şekil 251: EDR2 filmlerinin ışınlama sonrası insan fantomu kesitleriyle uyumu.

Tüm abdomen kalınlıklarında hem IM-TSEI hem de TSEI için tam tedavi ışınlama filmleri üzerinde derinliğe bağlı doz ölçümleri yapılarak %DD eğrileri oluşturuldu. Işınlanan film üzerinde abdominal bölgenin anterior (gantri 0°) doğrultusunda derine gidip 40 nokta doz ölçümü yapılarak %DD'lar belirlendi (Şekil-252).



Şekil 252: 6 cm abdomen kalınlığında IM-TSEI ve TSEI için tam tedavi derin doz eğrilerinin belirlenmesi.

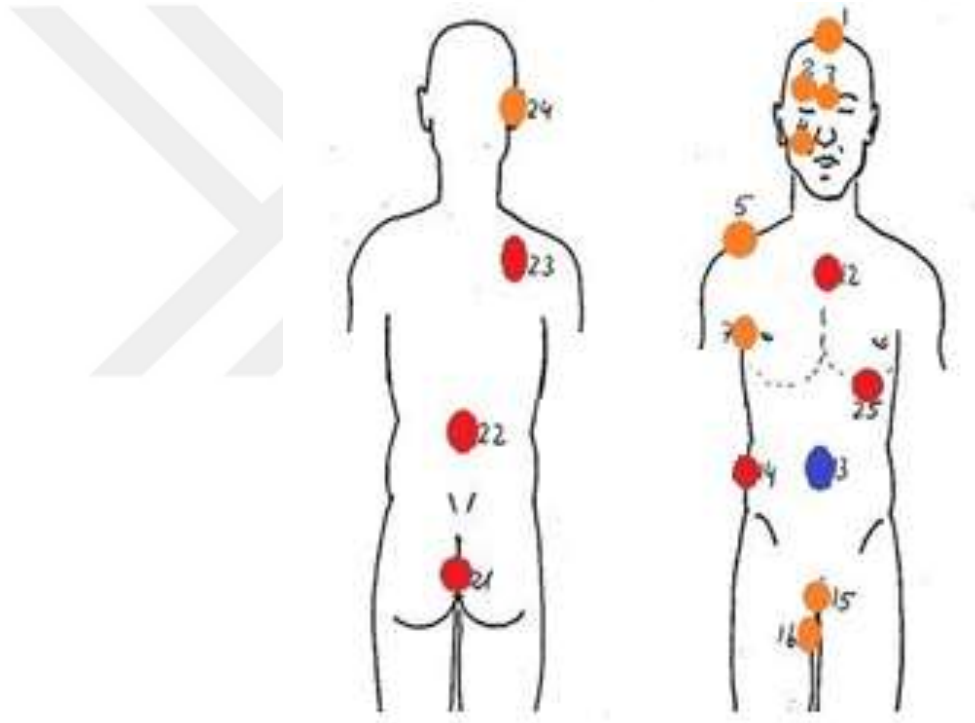
Elde edilen %DD eğrilerinin 0° doğrultusunda birbiriyle mutlak farkları hesaplandı. Ayrıca ortalama %DD eğrisinin %85'lik izodozunun olduğu derinlik yardımıyla tedavi derinlikleri karşılaştırıldı.

3.2.8.2- İnsan Fantomu Cilt Dozlarının TLD Ölçüleriyle Belirlenmesi

TSEI'da uygulanan tedavinin güvenilirliğinin belirlenmesi için invivo TLD cilt dozu ölçümleri yapılır. Karmaşık vücut yüzeyinin aldığı dozların tam tedavi uygulanarak belirlendiği bu ölçümlerde elde edilen veriler yardımıyla gerek hastanın pozisyon hataları gerekse dozimetrik hatalar belirlenerek giderilir. Bu tezde geliştirilen IM-TSEI tekniğine ait ışınlama parametreleri kullanılarak farklı abdominal bölge kalınlıkları için dozları belirlendi. Aynı abdominal bölge kalınlıklarına sahip insan

fantomu klasik TSEI tekniği kullanılarak da ışınılandı. Her iki teknik için elde edilen TLD cilt dozları kıyaslanarak IM-TSEI tekniğinin güvenilirliği mevcut TSEI tekniği ile karşılaştırıldı.

Bu ölçümlerde insan fantomuna takılan 3 cm, 6 cm, 9 cm, 12 cm ve 15 cm abdominal bölge kalınlık fantomları yardımıyla beş farklı abdomen kalınlığına sahip insan fantomu oluşturuldu. Her bir abdominal bölge kalınlığı koşulu için hem IM-TSEI hem de TSEI teknikleri kullanılarak 16 farklı cilt bölgesinin dozları noktasal TLD ölçümleriyle belirlendi (**Şekil-253**). Ayrıca elde edilen veriler yardımıyla her iki ışınlama tekniği için hem tüm cilt ortalama dozu hem de vücut ön bölgelerinin aldığı ortalama cilt dozları belirlendi.



Şekil 253: TLD ölçüm noktaları.

Her bir tam tedavi ölçümü için daha önceden kalibre edilerek naylon poşetlere paketlenen 48 adet TLD kullanıldı. Her cilt bölgesine 3 adet TLD yerleştirildi ve bunların ortalaması alınarak o cilt bölgesinin dozu belirlendi. Kalibre edilen TLD'ler baş ucu, kaş üstü, sağ yanak, kaş arası, omuz üstü, koltuk altı, kulak arkası, sternum, meme altı, umbilikus, bel yan, baldır içi, perineum, sağ skapula, sakrum ve bel arka olmak üzere toplam 16 noktaya yerleştirildi (**Şekil-254**).



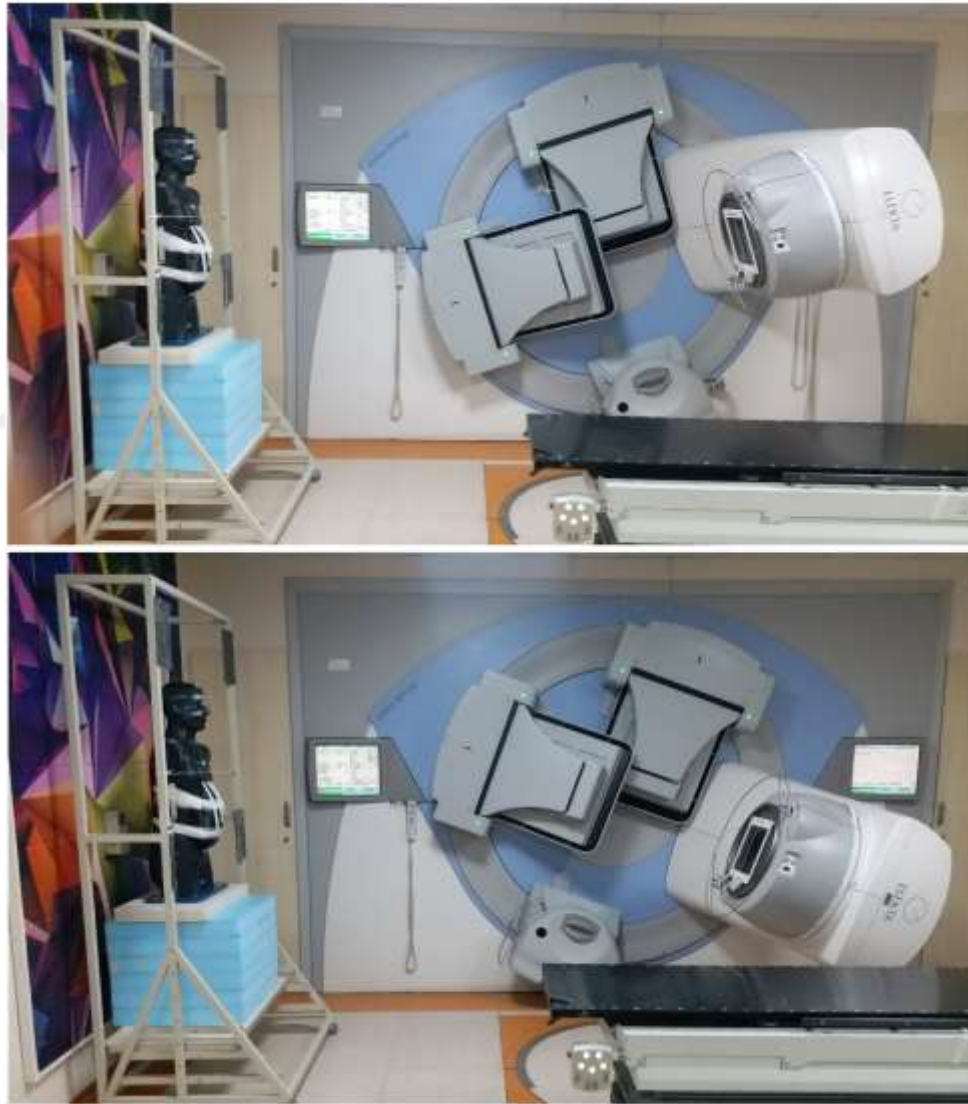
Şekil 254: İnsan fantomu TLD ölçüm noktaları.

IM-TSEI cilt dozlarının belirlenmesi için anterior duruş pozisyonlarında sternum posterior duruş pozisyonlarında ise bel arka nokta baz alınarak SSD 310 cm ayarlandı (Şekil-255).



Şekil 255: IM-TSEI fantom cilt dozu ölçümü için ışınlama kurulumu.

Tam tedavinin uygulanmasında 60° aralıklarla döndürülen insan fantomunun anterior duruş pozisyonlarında 3 cm için 71,2°/108,8°, 6 cm için 70,7°/109,3°, 9 cm için 70,4°/109,6°, 12 cm için 69,9°/110,1° ve 15 cm için 69,8°/110,2° tedavi açıları kullanılırken tüm abdomen kalınlıklarında arka duruş pozisyonlarında 71°/109° tedavi açıları kullanıldı. IM-TSEI tam tedavi uygulanmasında anterior duruş pozisyonlarında 3 cm için 37,5 MU/alan, 6 cm için 39 MU/alan, 9 cm için 38 MU/alan, 12 cm için 40 MU/alan ve 15 cm için 42 MU/alan tedavi süreleri kullanılırken tüm abdomen kalınlıkları arka duruş pozisyonlarında 39 MU/alan tedavi süresi uygulandı (Şekil-256).



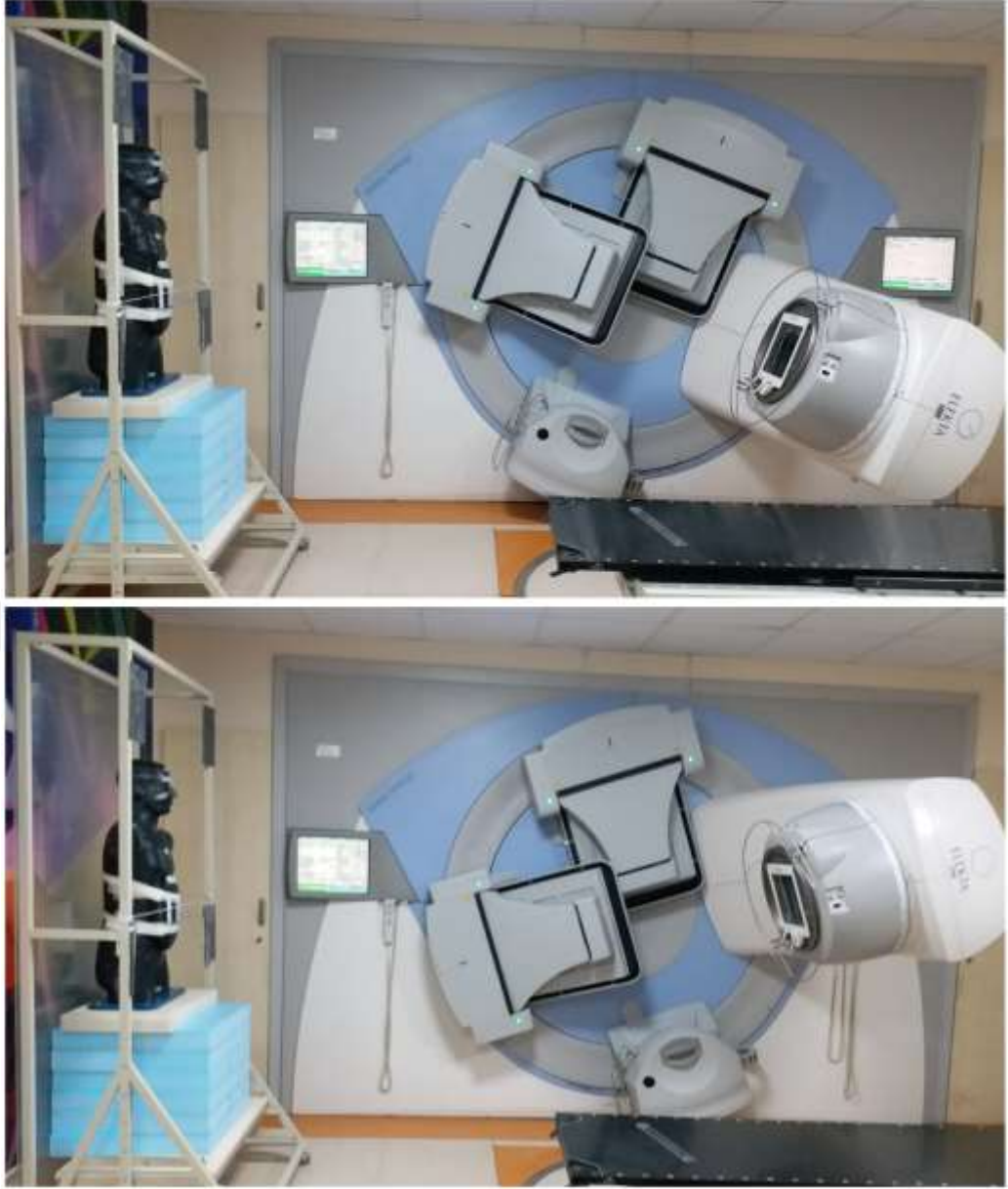
Şekil 256: IM-TSEI fantom cilt dozu ölçümü bir pozisyon için tedavi açı çifti.

TSEI fantom cilt dozlarının belirlenmesi için yapılan ışınlamalarda tüm duruş pozisyonlarında umbilikus baz alınarak SSD 310 cm ayarlandı (Şekil-257).



Şekil 257: TSEI fantom cilt dozu ölçümü için ışınlama kurulumu.

TSEI için tam tedavinin uygulanmasında 60° aralıklarla döndürülen insan fantomunun ışınlanmasında tüm abdominal bölge kalınlıkları için altı ışınlama pozisyonunda da 71°/109° tedavi açıları kullanıldı. Yine tüm abdominal bölge kalınlıklarında TSEI için tüm ışınlama pozisyonlarında alan başına 39 MU tedavi süresi kullanıldı (Şekil-258).



Şekil 258: TSEI fantom cilt dozu ölçümü bir pozisyon için tedavi açığı çifti.

Beş farklı abdominal bölge kalınlığına sahip insan fantomu kullanılarak cilt dozlarının belirlenmesi için yapılan fantom ışınlamaları sonucunda TLD'ler okuyucuda okunarak dozları belirlendi. Ölçüm yapılan 16 cilt bölgesinin nokta dozları elde edilerek her iki ışınlama tekniği için karşılaştırıldı. Ortalama tüm cilt dozları ve noktasal cilt bölgesi dozlarının yanı sıra düzlemsel bölgeler, vücut ön bölgeleri ve vücut arka bölgelerinin ortalama dozları hesaplanarak iki tekniğin avantaj ve dezavantajları belirlendi. Buna göre bu tezde geliştirilen IM-TSEI tekniğinin güvenilirliği belirlendi.

3.3- Verilerin Analizi

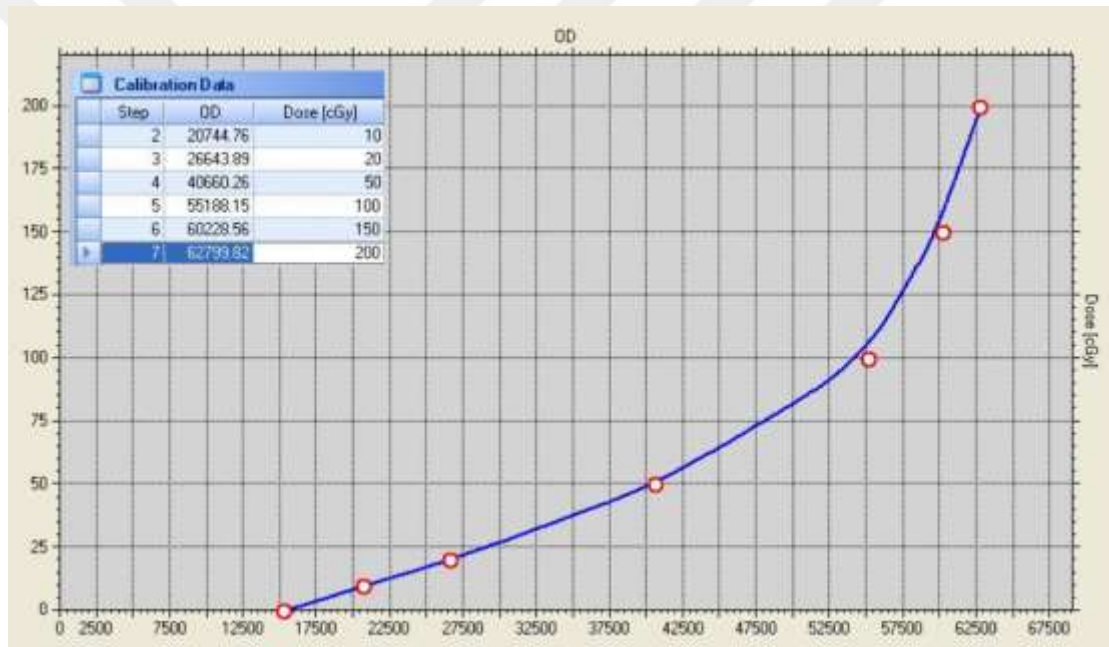
Elde edilen verilerin istatistiksel analizleri SPSS 18.0 programı kullanılarak yapıldı. Farklı abdomen kalınlıkları için profil ölçümlerinin karşılaştırılması, insan fantomu cilt dozlarının karşılaştırılması ve “*Gantry finder*” programı (TPS) ve TLD profil ölçümlerinin karşılaştırılması için non-parametrik “*two related Wilcoxon signed-rank*” testi kullanıldı. İstatistiksel değerlendirmeler α : 0,05 güven aralığında yapıldı.



4- Bulgular

4.1- Film Dozimetre Kalibrasyonu

Kalibrasyon filminde 6 MeV elektron enerjisi için 10 cGy, 20 cGy, 50 cGy, 100 cGy, 150 cGy ve 200 cGy'lik dozlarda oluşan optik kararma miktarları belirlenerek kalibrasyon grafiği elde edildi (**Şekil-259**). Bu tezde farklı abdomen kalınlıkları için ışınlanan tüm filmlerdeki optik kararmalar bu grafik yardımıyla film analiz programında doza (cGy) dönüştürüldü.



Şekil 259: Kalibrasyon grafiği.

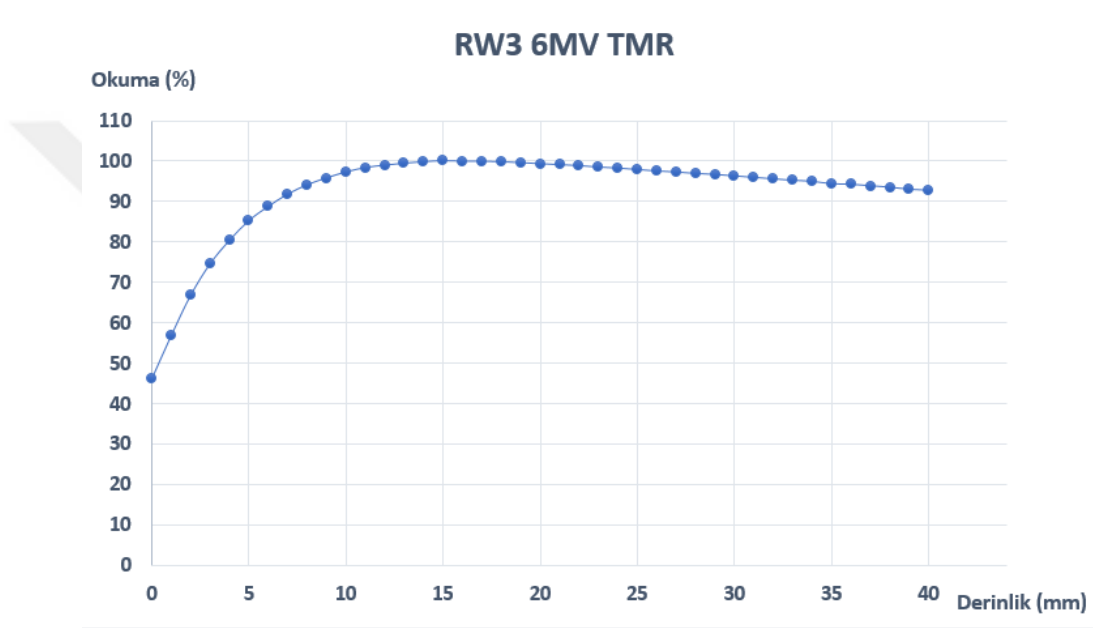
4.2- Termolüminesans Dozimetre (TLD) Kalibrasyonu

Yapılan kalibrasyon işleminin sonucunda ölçümlerde kullanılacak 55 adet TLD'nin ECC katsayıları belirlendi ve TLD okuyucuya kaydedildi. TLD okuyucunun radyasyona duyarlılığını gösteren RCF katsayısı 0,0067 olarak belirlendi.

4.3- ABS Filamentinin Karakteristiklerinin Belirlenmesi

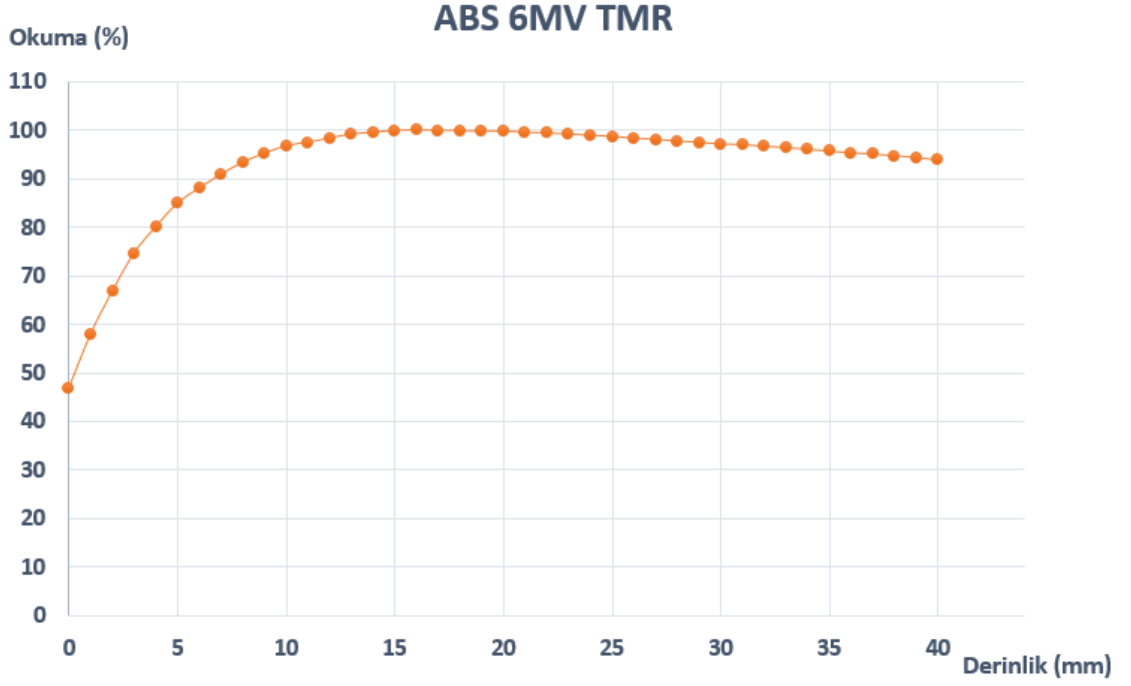
Bu tezde kullanılan siyah ABS filamentinin radyasyon karakteristiklerinin belirlenmesi için BT numarası (HU) karşılaştırılması, su eşdeğerliğinin belirlenmesi (TMR), düzlemsel doz ölçümü ve yüzde derin doz ölçümleri yapıldı.

Siyah ABS'nin su eşdeğerliliğini belirleyebilmek için 6 MV foton ile TMR ölçümleri yapıldı. RW3 için 0-40 mm derinlik aralığında yapılan TMR ölçümüne ait veriler aşağıdaki grafikte gösterilmektedir (**Grafik-1**).



Grafik 1: RW3 için TMR grafiği.

Siyah ABS için 0-40 mm derinlik aralığında yapılan TMR ölçümüne ait veriler grafik-2'de gösterilmektedir.



Grafik 2: Siyah ABS için TMR grafiği.

Siyah ABS ve RW3 için 0-40 mm kalınlık aralığında 6 MV kullanılarak yapılan TMR ölçümleri ile elde edilen veriler tablo-2'de gösterilmektedir.

Tablo 2: Siyah ABS ve RW3 için TMR ölçüm verileri.

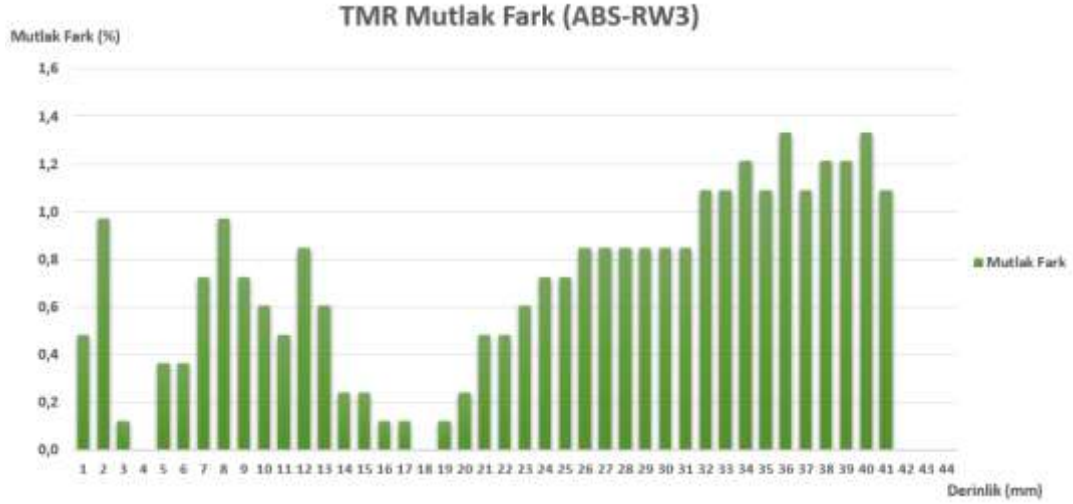
6MV TMR Ölçümü SAD:100 cm ABS/RW3	TMR		Mutlak Fark (%)
	ABS	RW3	
Derinlik (mm)	Doz (%)	Doz (%)	
0	46,67	46,18	0,48
1	57,82	56,85	0,97
2	66,67	66,79	0,12
3	74,55	74,55	0,00
4	80,00	80,36	0,36
5	84,85	85,21	0,36
6	88,00	88,73	0,73
7	90,79	91,76	0,97
8	93,33	94,06	0,73
9	95,15	95,76	0,61
10	96,73	97,21	0,48
11	97,45	98,30	0,85
12	98,30	98,91	0,61
13	99,15	99,39	0,24
14	99,52	99,76	0,24
15	99,88	100,00	0,12
16	100,00	99,88	0,12
17	99,88	99,88	0,00
18	99,88	99,76	0,12
19	99,76	99,52	0,24
20	99,76	99,27	0,48
21	99,52	99,03	0,48
22	99,39	98,79	0,61
23	99,15	98,42	0,73
24	98,91	98,18	0,73
25	98,67	97,82	0,85
26	98,30	97,45	0,85
27	98,06	97,21	0,85
28	97,70	96,85	0,85
29	97,45	96,61	0,85
30	97,09	96,24	0,85
31	96,97	95,88	1,09
32	96,61	95,52	1,09
33	96,36	95,15	1,21
34	96,00	94,91	1,09
35	95,64	94,30	1,33
36	95,27	94,18	1,09
37	95,03	93,82	1,21
38	94,67	93,45	1,21
39	94,30	92,97	1,33
40	93,82	92,73	1,09

Siyah ABS ve RW3'e ait TMR ölçümüne ait verilerin karşılaştırılması aşağıdaki grafikte gösterilmektedir (**Grafik-3**).



Grafik 3: Siyah ABS ve RW3 için TMR grafikleri.

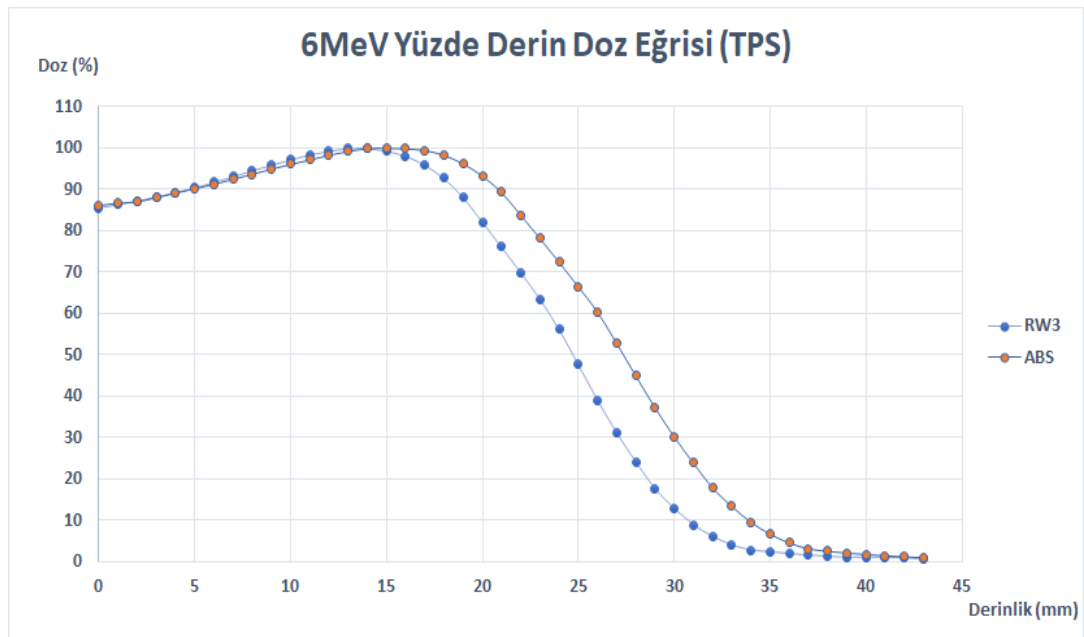
Siyah ABS ve RW3'e ait TMR verileri arasındaki mutlak farklar incelendiğinde 5mm'de %0,36 TMR farkı varken 13 mm'de %0,24 ve 40 mm'de %1,09 TMR farkı belirlendi. Mutlak farkın 0-31mm aralığında %1'in altında olduğu saptandı (**Grafik-4**). İki materyal için en yüksek TMR farkı %1,33'tü. RW3 ve ABS arasında benzer sonuçların elde edildiği ve su eşdeğeri olan RW3 katı fantom ile siyah ABS katı fantomunun eşdeğer olduğu görüldü.



Grafik 4: Siyah ABS ve RW3 için TMR mutlak farkı grafiği.

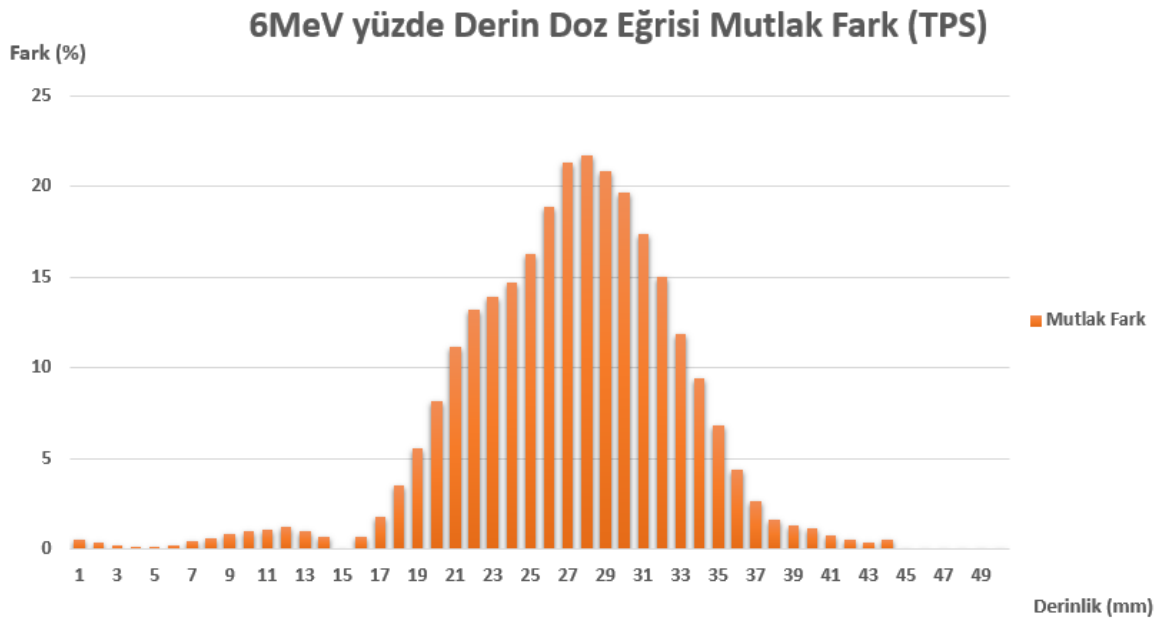
Üç boyutlu baskı malzemesinden yapılan plastik fantomun yapısı, radyasyon alanının geometrisi ve saçılan radyasyon gibi faktörlerin doz dağılımına etkisinin belirlenmesi için üç farklı yüzde derin doz (%DD) karşılaştırması yapıldı.

BT görüntüleri kullanılarak tedavi planlama sisteminde siyah ABS ve RW3 fantomları üzerinde 6 MeV elektron enerjisi ile planlama yapıldı. Bu planlar üzerinden elde edilen veriler yardımıyla oluşturulan %DD eğrileri aşağıdaki grafikte gösterilmektedir (**Grafik-5**).



Grafik 5: Siyah ABS ve RW3 için TPS’de elde edilen %DD eğrileri.

Siyah ABS ve RW3'e ait TPS %DD verileri arasındaki mutlak farklar incelendiğinde 5mm'de %0,20 fark varken 13 mm'de %0,68 ve 40 mm'de %0,79 %DD farkı belirlendi. Mutlak farkın 0-8 mm aralığında %1'in, 0-16 mm aralığında %2'nin altında olduğu saptandı (**Grafik-6**). TSEI'da hedef cilt bölgesidir ve TSEI ölçümlerinde daha çok en yüksek doz derinliğine kadar olan dozlar önem teşkil etmektedir. Bu derinlikten sonraki dozlar “non-target” denilen sağlıklı bölge düşük dozlarını temsil etmektedir ve burada iki materyal için en yüksek doz farkı %21,70'tir.



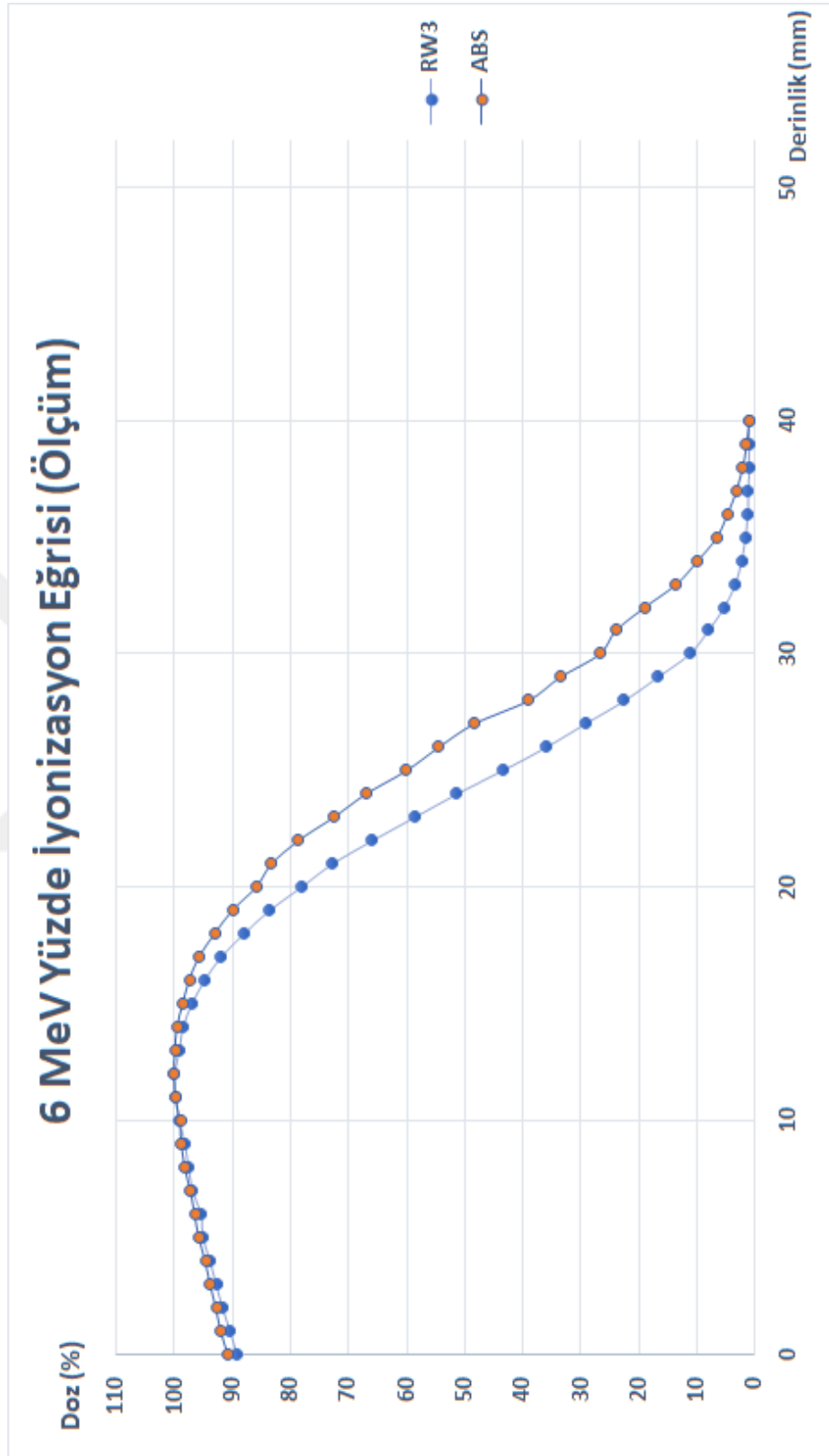
Grafik 6: Siyah ABS ve RW3 için TPS %DD mutlak farkı grafiği.

Siyah ABS ve RW3 için 0-40 mm aralığında 6 MeV kullanılarak yapılan TPS %DD ölçümleri ile elde edilen veriler tablo-3'te gösterilmektedir.

Tablo 3: Siyah ABS ve RW3 için TPS %DD ölçüm verileri.

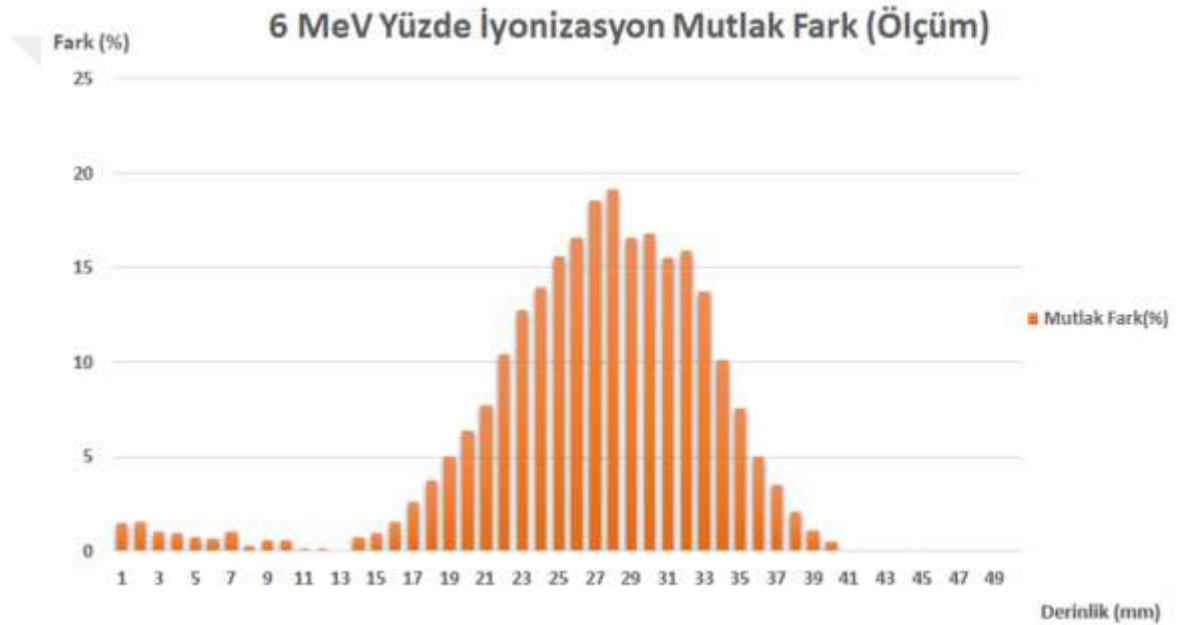
6Mev TPS SSD: 95cm ABS / RW3	Yüzde Derin Doz Eğrisi		Mutlak Fark (%)
	ABS	RW3	
Derinlik (mm)	Doz (%)	Doz (%)	
0	86,11	85,54	0,57
1	86,76	86,40	0,36
2	87,04	87,24	0,20
3	88,06	88,21	0,15
4	89,14	89,29	0,15
5	90,22	90,42	0,20
6	91,29	91,71	0,42
7	92,48	93,13	0,65
8	93,71	94,55	0,84
9	94,92	95,93	1,01
10	96,11	97,16	1,05
11	97,17	98,41	1,24
12	98,31	99,30	0,99
13	99,23	99,91	0,68
14	99,94	100,00	0,06
15	100,00	99,31	0,69
16	99,88	98,12	1,76
17	99,48	95,94	3,54
18	98,31	92,73	5,58
19	96,26	88,10	8,16
20	93,32	82,18	11,14
21	89,36	76,14	13,22
22	83,86	69,94	13,92
23	78,25	63,53	14,72
24	72,49	56,20	16,29
25	66,58	47,69	18,89
26	60,42	39,08	21,34
27	52,90	31,20	21,70
28	45,00	24,12	20,88
29	37,31	17,65	19,66
30	30,28	12,89	17,39
31	23,94	8,94	15,00
32	17,93	6,07	11,86
33	13,46	4,01	9,45
34	9,61	2,80	6,81
35	6,73	2,32	4,41
36	4,58	1,90	2,68
37	3,18	1,54	1,64
38	2,55	1,22	1,33
39	2,14	1,01	1,13
40	1,79	1,00	0,79

Siyah ABS ve RW3 fantomlarında tedavi cihazında SSD 95 cm’de yüzde derin doz ölçümü yapıldı. PPIC kullanılarak yapılan bu ölçümlerde elde edilen yüzde iyonizasyon eğrileri grafik-7’de gösterilmektedir.



Grafik 7: Siyah ABS ve RW3 için SSD 95cm'de ölçümle elde edilen yüzde iyonizasyon eğrileri.

Siyah ABS ve RW3'e ait SSD 95 cm'de yüzde iyonizasyon doz verileri arasındaki mutlak farklar incelendiğinde 5 mm'de % 0,64 fark varken 13 mm'de % 0,71 ve 40 mm'de %0,02 yüzde doz farkı belirlendi. Mutlak farkın 0-15 mm aralığında % 2'nin altında olduğu saptandı (**Grafik-8**). TSEI'da hedef cilt bölgesidir ve TSEI ölçümlerinde daha çok en yüksek doz derinliğine kadar olan dozlar önem teşkil etmektedir. Bu derinlikten sonraki dozlar “*non-target*” denilen sağlıklı bölge düşük dozlarını temsil etmektedir ve burada iki materyal için en yüksek doz farkı %19,10'dur.



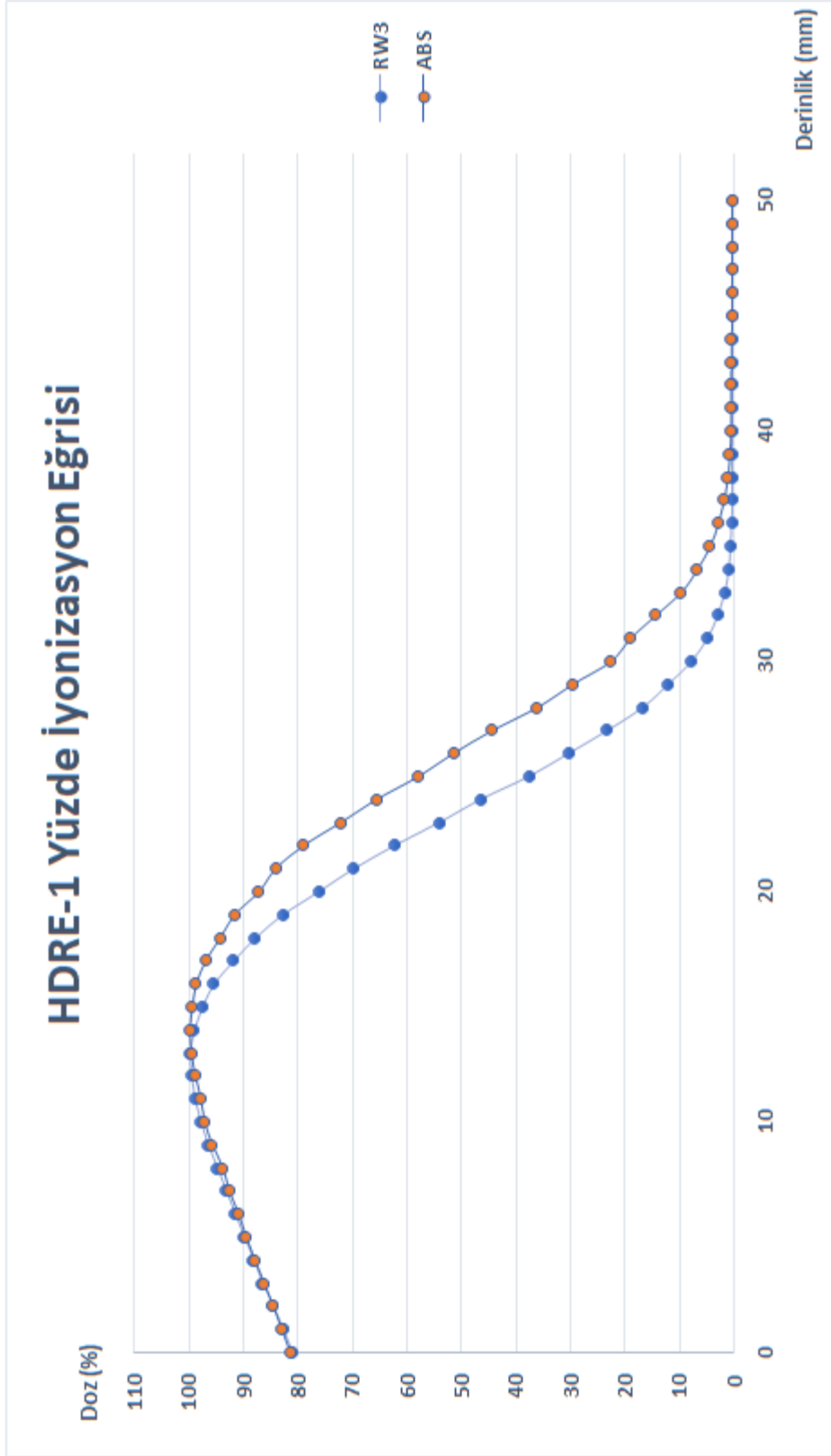
Grafik 8: Siyah ABS ve RW3 için SSD 95cm'de ölçümle elde edilen yüzde iyonizasyon eğrileri mutlak farkı grafiği.

Siyah ABS ve RW3 için 0-40 mm aralığında 6 MeV kullanılarak yapılan yüzde iyonizasyon doz ölçümleri ile elde edilen veriler tablo-4'te gösterilmektedir.

Tablo 4: Siyah ABS ve RW3 için SSD 95 cm yüzde iyonizasyon doz ölçüm verileri.

6Mev Ölçüm SSD:95cm ABS/RW3	İyonizasyon Eğrisi		Mutlak Fark (%)
	ABS	RW3	
Derinlik (mm)	Doz (%)	Doz (%)	
0	90,78	89,27	1,50
1	91,99	90,46	1,53
2	92,84	91,78	1,06
3	93,81	92,85	0,96
4	94,66	93,92	0,74
5	95,75	95,11	0,64
6	96,48	95,47	1,01
7	97,21	96,90	0,31
8	98,18	97,62	0,56
9	98,79	98,21	0,57
10	99,03	99,17	0,14
11	99,76	99,88	0,12
12	100,00	100,00	0,00
13	99,88	99,17	0,71
14	99,51	98,57	0,94
15	98,54	97,02	1,52
16	97,45	94,87	2,58
17	95,75	92,01	3,74
18	93,08	88,08	5,00
19	90,05	83,67	6,38
20	85,92	78,19	7,73
21	83,25	72,82	10,43
22	78,64	65,91	12,73
23	72,57	58,64	13,93
24	66,99	51,37	15,62
25	60,07	43,50	16,57
26	54,49	36,00	18,50
27	48,42	29,32	19,10
28	39,08	22,53	16,55
29	33,62	16,81	16,81
30	26,82	11,32	15,50
31	24,03	8,10	15,92
32	19,05	5,36	13,69
33	13,59	3,46	10,14
34	9,95	2,38	7,57
35	6,67	1,67	5,01
36	4,85	1,31	3,54
37	3,28	1,19	2,08
38	2,18	1,07	1,11
39	1,58	1,07	0,50
40	1,09	1,07	0,02

Siyah ABS ve RW3 fantomlarında tedavi cihazında SSD 310 cm’de HDRE-1 enerjisi kullanılarak TSEI kurulumunda %DD ölçümü yapıldı. PPIC kullanılarak yapılan bu ölçümlerde elde edilen yüzde iyonizasyon eğrileri grafik-9’da gösterilmektedir.



Grafik 9: Siyah ABS ve RW3 için SSD 310 cm'de ölçümle elde edilen yüzde iyonizasyon eğrileri.

Siyah ABS ve RW3'e ait SSD 310 cm'de yüzde iyonizasyon doz verileri arasındaki mutlak farklar incelendiğinde 5 mm'de % 0,36 fark varken 13 mm'de % 0,27 ve 40 mm'de %0,32 yüzde doz farkı belirlendi. Mutlak farkın 0-14 mm aralığında % 1'in altında iken 0-15mm aralığında % 2'nin altında olduğu saptandı (**Grafik-10**). İki materyal için en yüksek doz farkı % 21,15'di.



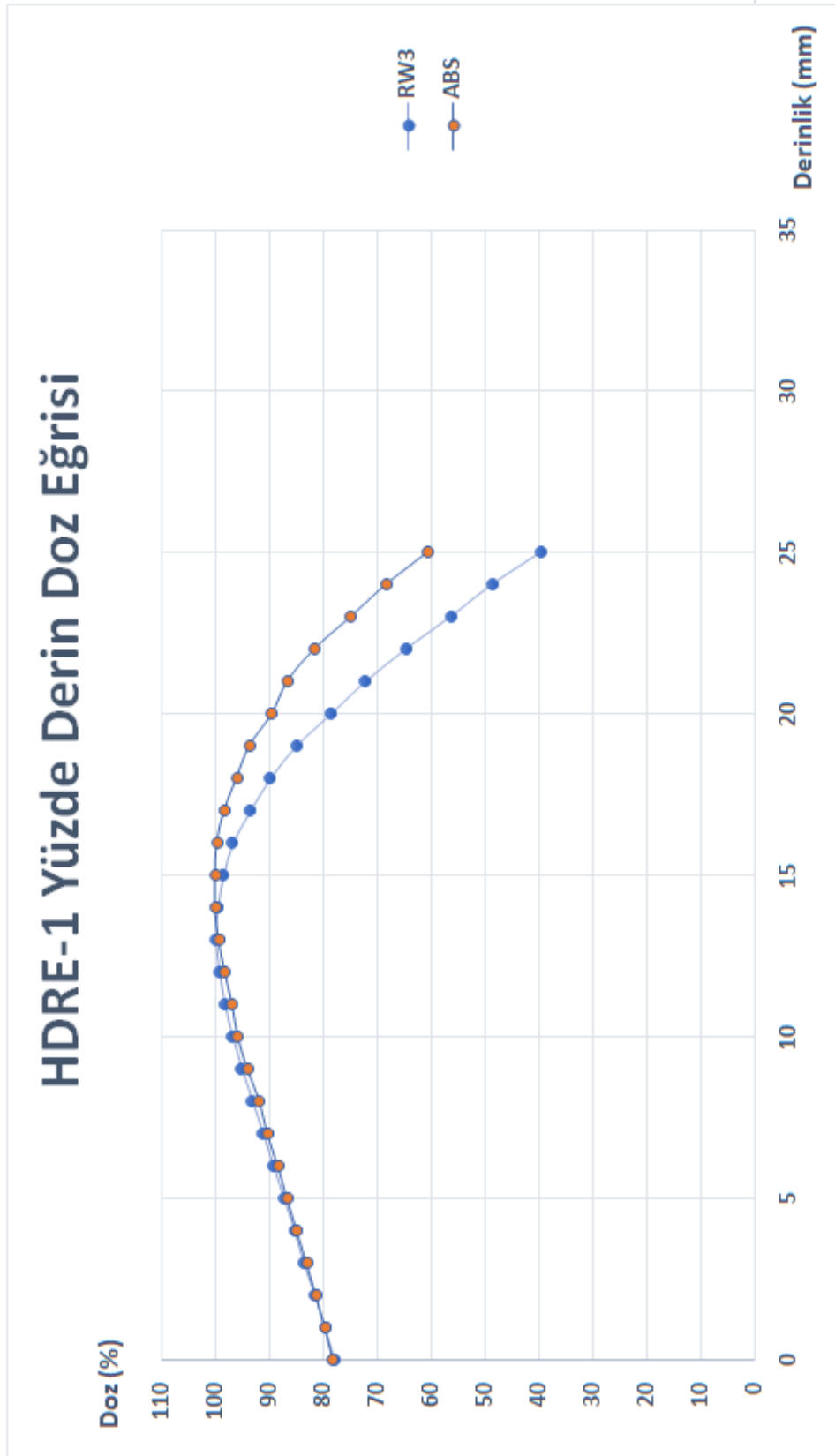
Grafik 10: Siyah ABS ve RW3 için SSD 310cm'de ölçümle elde edilen yüzde iyonizasyon eğrileri mutlak farkı grafiği.

Siyah ABS ve RW3 için 0-40 mm aralığında HDRE-1 ile yapılan yüzde iyonizasyon doz ölçümleri ile elde edilen veriler tablo-5'te gösterilmektedir.

Tablo 5: Siyah ABS ve RW3 için SSD 310 cm yüzde iyonizasyon doz ölçüm verileri.

HDRE-1 Ölçüm SSD: 310 cm ABS / RW3	İyonizasyon Eğrisi				Mutlak Fark
	RW3		ABS		
Derinlik (mm)	Doz (nC)	Doz (%)	Doz (nC)	Doz (%)	Doz (%)
0	0,7593	81,18	0,7660	81,62	0,44
1	0,7753	82,89	0,7805	83,16	0,27
2	0,7920	84,68	0,7950	84,71	0,03
3	0,8105	86,65	0,8105	86,36	0,29
4	0,8255	88,26	0,8265	88,07	0,19
5	0,8420	90,02	0,8415	89,66	0,36
6	0,8575	91,68	0,8545	91,05	0,63
7	0,8730	93,34	0,8705	92,75	0,59
8	0,8883	94,98	0,8815	94,46	0,52
9	0,9040	96,65	0,8995	95,84	0,81
10	0,9170	98,04	0,9130	97,28	0,76
11	0,9270	99,11	0,9195	98,24	0,87
12	0,9330	99,75	0,9290	98,99	0,76
13	0,9353	100,00	0,9360	99,73	0,27
14	0,9275	99,16	0,9385	100,00	0,84
15	0,9140	97,72	0,9340	99,52	1,8
16	0,8935	95,53	0,9275	98,83	3,3
17	0,8600	91,95	0,9110	97,07	5,12
18	0,8225	87,94	0,8860	94,41	6,47
19	0,7755	82,91	0,8610	91,74	8,83
20	0,7140	76,34	0,8195	87,32	10,98
21	0,6535	69,87	0,7905	84,23	14,36
22	0,5840	62,44	0,7425	79,12	16,68
23	0,5075	54,26	0,6785	72,30	18,04
24	0,4365	46,67	0,6170	65,74	19,07
25	0,3535	37,79	0,5450	58,07	20,28
26	0,2850	30,47	0,4845	51,62	21,15
27	0,2180	23,31	0,4170	44,43	21,12
28	0,1575	16,84	0,3395	36,17	19,33
29	0,1140	12,19	0,2790	29,73	17,54
30	0,0740	7,91	0,2130	22,70	14,79
31	0,0465	4,97	0,1795	19,13	14,16
32	0,0290	3,10	0,1355	14,44	11,34
33	0,0170	1,82	0,0920	9,80	7,98
34	0,0100	1,07	0,0645	6,87	5,8
35	0,0070	0,75	0,0425	4,53	3,78
36	0,0050	0,53	0,0285	3,04	2,51
37	0,0040	0,43	0,0185	1,97	1,54
38	0,0040	0,43	0,0120	1,28	0,85
39	0,0040	0,43	0,0085	0,91	0,48
40	0,0040	0,43	0,0070	0,75	0,32

Yüzde iyonizasyon eğrisi $S_{w,air}$ değerleri yardımıyla %DD eğrisine dönüştürüldü. TSEI kurulumunda elde edilen %DD eğrileri aşağıdaki grafik-11'de gösterilmektedir.



Grafik 11: Siyah ABS ve RW3 için SSD 310 cm’de ölçümle elde edilen %DD eğrileri.

Siyah ABS ve RW3'e ait SSD 310 cm'de %DD verileri arasındaki mutlak farklar incelendiğinde 5 mm'de % 0,72 fark varken 13 mm'de % 0,68 ve 25 mm'de % 20,96 yüzde doz farkı belirlendi. Mutlak farkın 0-7 mm aralığında % 1'in altında iken 0-15 mm aralığında %2'nin altında olduğu saptandı (**Grafik-12**). İki materyal için en yüksek doz farkı %20,96'dır.



Grafik 12: Siyah ABS ve RW3 için SSD 310cm'de ölçümle elde edilen %DD eğrileri mutlak farkı grafiği.

Yüzde iyonizasyon eğrisi $S_{w,air}$ değerleri yardımıyla %DD eğrisine dönüştürüldü. TSEI kurulumunda elde edilen %DD eğrileri tablo-6'da gösterilmektedir.

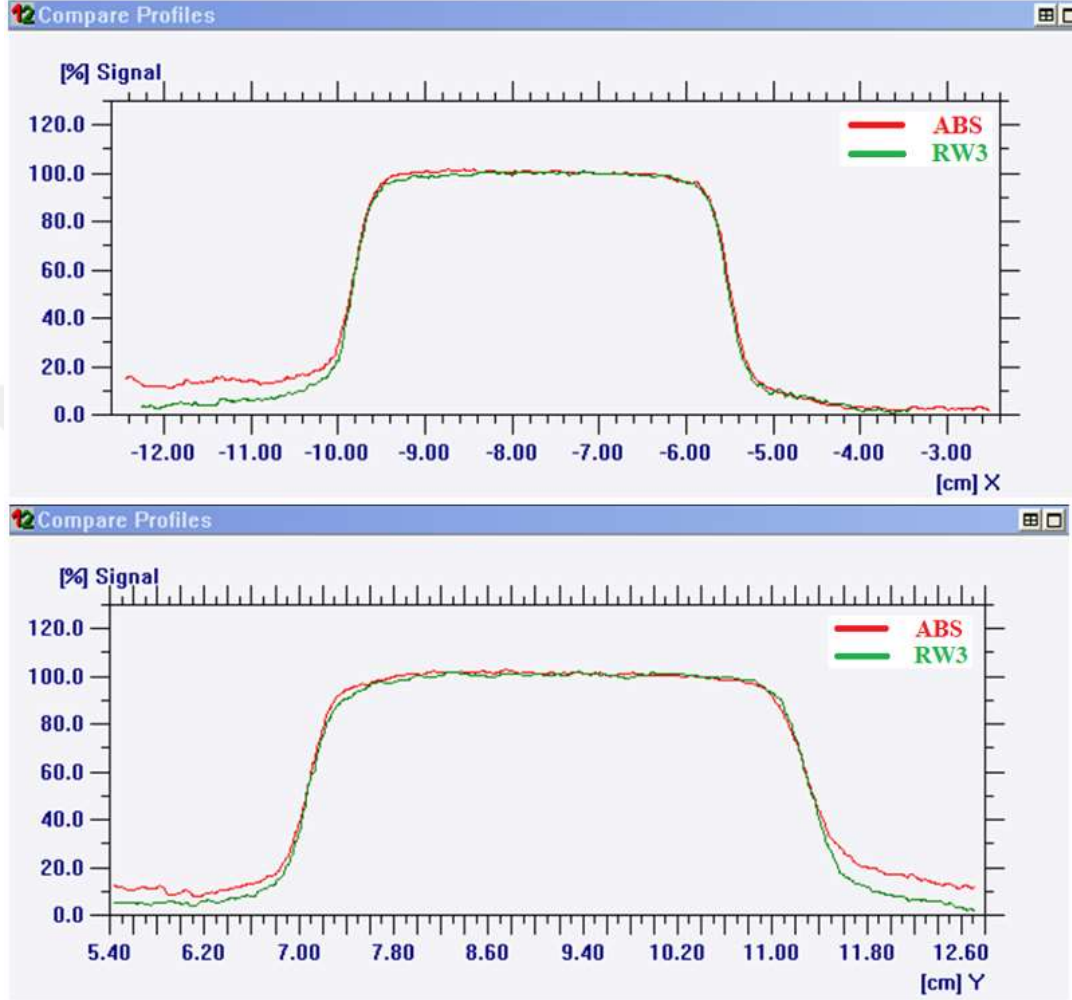
Tablo 6: Siyah ABS ve RW3 için SSD 310 cm %DD ölçüm verileri.

HDRE-1 Ölçüm SSD: 310 cm ABS / RW3	Yüzde Derin Doz Eğrisi				Mutlak Fark
	RW3		ABS		
Derinlik (mm)	Düzeltilmiş İyonizasyon Eğrisi (nC)	Doz (%)	Düzeltilmiş İyonizasyon Eğrisi (nC)	Doz (%)	Doz (%)
0	0,78152	78,02	0,78838	78,11	0,09
1	0,79878	79,75	0,80410	79,67	0,08
2	0,81753	81,62	0,82063	81,31	0,31
3	0,83825	83,69	0,83825	83,06	0,63
4	0,85545	85,40	0,85649	84,86	0,54
5	0,87509	87,37	0,87457	86,65	0,72
6	0,89463	89,32	0,89150	88,33	0,99
7	0,91387	91,24	0,91126	90,29	0,95
8	0,93305	93,15	0,92587	91,74	1,41
9	0,95312	95,16	0,94838	93,97	1,19
10	0,97050	96,89	0,96626	95,74	1,15
11	0,98481	98,32	0,97684	96,79	1,53
12	0,99493	99,33	0,99067	98,16	1,17
13	1,00164	100,00	1,00235	99,32	0,68
14	0,99743	99,58	1,00926	100,00	0,42
15	0,98703	98,54	1,00863	99,94	1,4
16	0,96891	96,73	1,00578	99,66	2,93
17	0,93645	93,49	0,99198	98,29	4,8
18	0,89931	89,78	0,96873	95,98	6,2
19	0,85102	84,96	0,94484	93,62	8,66
20	0,78639	78,51	0,90258	89,43	10,92
21	0,72221	72,10	0,87362	86,56	14,46
22	0,64761	64,65	0,82337	81,58	16,93
23	0,56469	56,38	0,75496	74,80	18,42
24	0,48733	48,65	0,68885	68,25	19,6
25	0,39600	39,53	0,61052	60,49	20,96

Siyah ABS düz fantomların homojenliklerini ve düzgünlüklerini değerlendirmek için RW3 ve siyah ABS fantomlarının elektron yoğunlukları ve ortalama HU değerleri belirlendi. Siyah ABS'nin fiziksel yoğunluğu $1,04 \text{ g/cm}^3$ iken suya göre elektron yoğunluğu $0,953 \text{ g/cm}^3$ olarak bulundu. RW3'ün suya göre elektron yoğunluğunun $1,005 \text{ g/cm}^3$ olduğu belirlendi. RW3 için HU değeri 5 iken siyah ABS için HU değeri -108 olarak belirlendi.

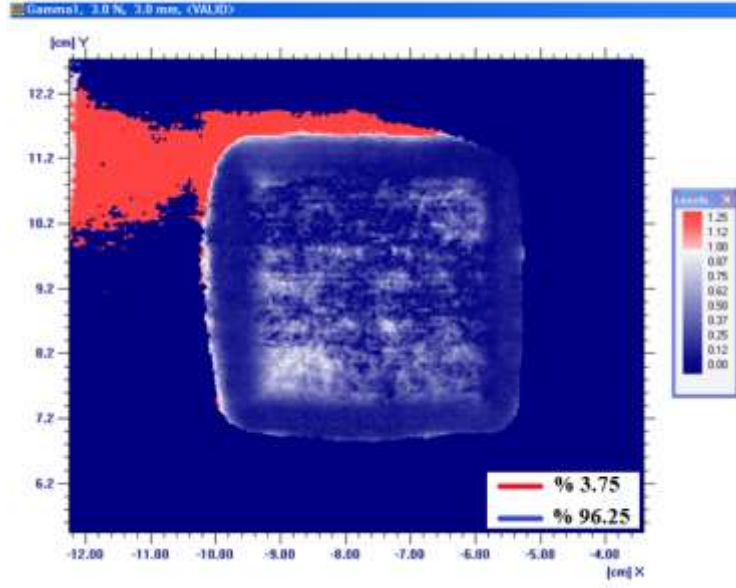
Düzlemsel doz analizleri 5 mm ve 13 mm derinliklerde $4 \times 4 \text{ cm}^2$ alan için 6 MeV elektron enerjisi kullanılarak SSD 95 cm'de yapıldı. Siyah ABS fantom için EDR2 filme 100 MU verilerek düzlemsel doz dağılımı elde edildi. Siyah ABS ve RW3 için 5 mm derinlikte düzlemsel doz dağılımları incelendi. Işın merkezi eksenleri

çakıştırılarak x ve y doğrultularında 5 mm derinlikteki siyah ABS ve RW3 için doz profilleri elde edildi (**Grafik-13**). Her iki fantom için profillerin uyumlu olduğu belirlendi.



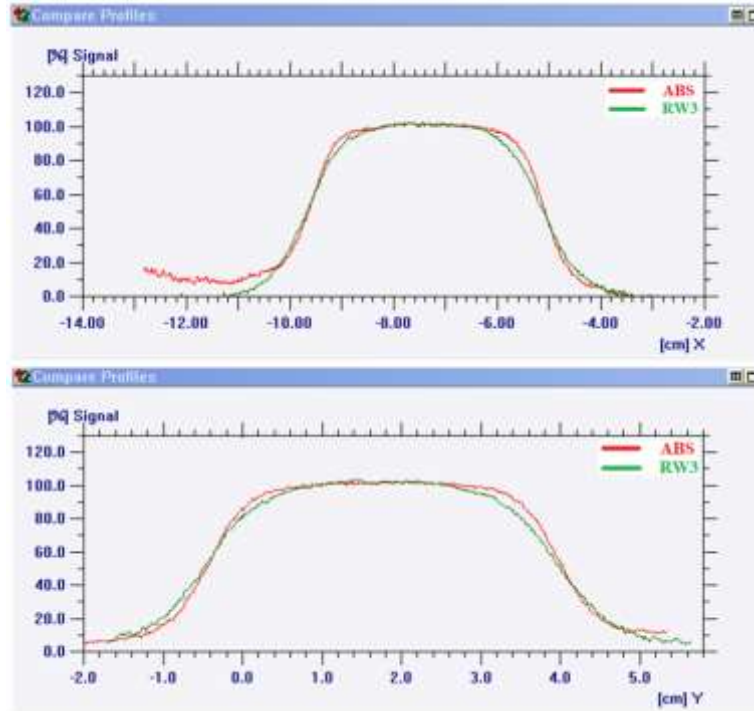
Grafik 13: 5 mm derinlikte RW3 ve siyah ABS için doz profilleri.

Işın merkezi eksenleri çakıştırılarak 5 mm derinlikteki siyah ABS ve RW3 için her iki ışın alanının gama analizi yapılarak doz dağılımları karşılaştırıldı (**Grafik-14**). Buna göre ışın alanının en az % 96,25’inde Siyah ABS ve RW3’te oluşan doz dağılımları uyumlu bulundu.



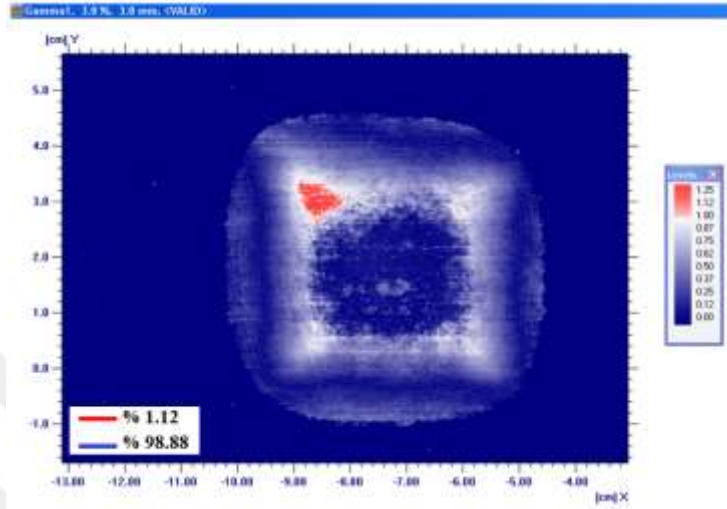
Grafik 14: 5mm derinlikte RW3 ve siyah ABS için gama analizi.

Siyah ABS ve RW3 için 13 mm derinlikte düzlemsel doz dağılımları incelendi. Işın merkezi eksenleri çakıştırılarak x ve y doğrultularında 13 mm derinlikteki siyah ABS ve RW3 için doz profilleri elde edildi (**Grafik-15**). Her iki fantom için profillerin uyumlu olduğu belirlendi.



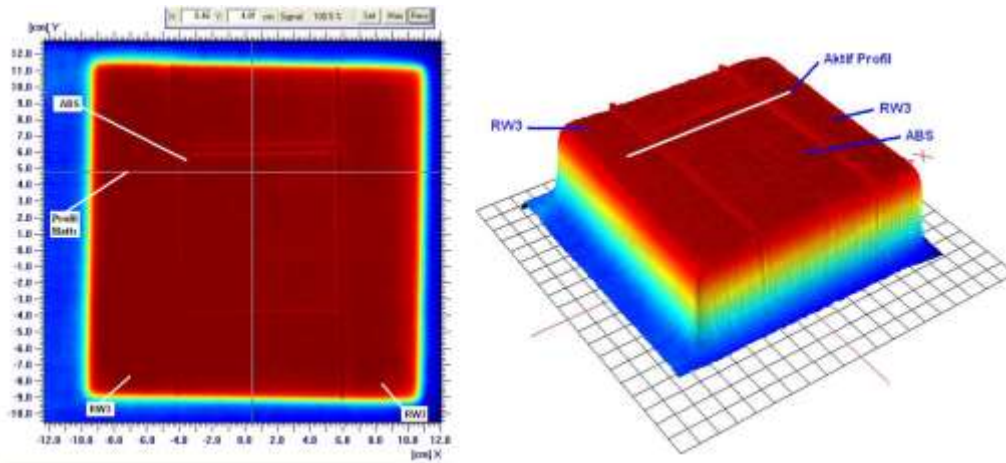
Grafik 15: 13 mm derinlikte RW3 ve siyah ABS için doz profilleri.

Işın merkezi eksenleri çakıştırılarak 13 mm derinlikteki siyah ABS ve RW3 için her iki ışın alanının gama analizi yapılarak doz dağılımları karşılaştırıldı (Şekil-260). Buna göre ışın alanının en az % 98,88’inde Siyah ABS ve RW3’te oluşan doz dağılımları uyumlu bulundu.



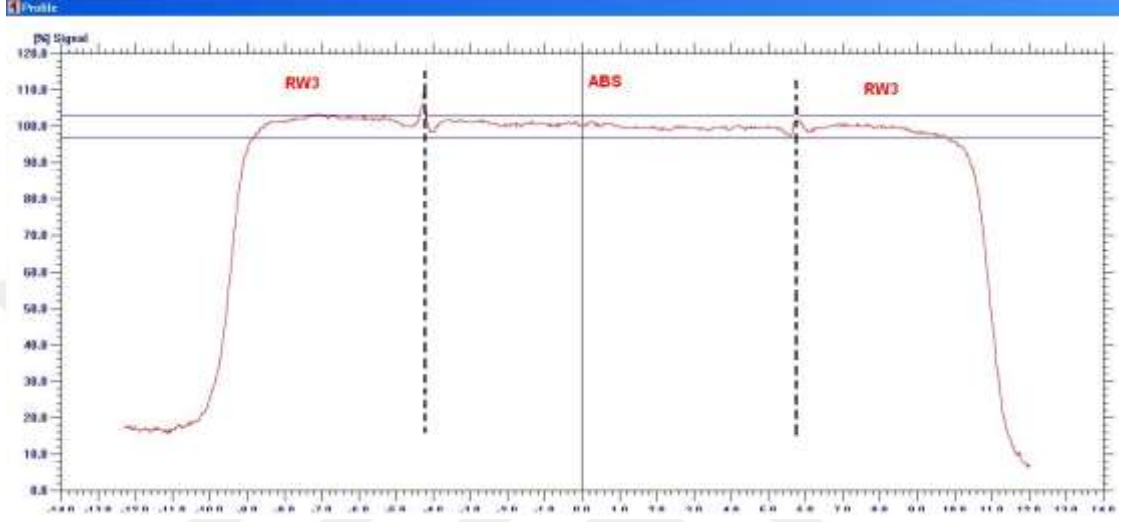
Şekil 260: 13 mm derinlikte RW3 ve siyah ABS için gama analizi.

RW3 ve siyah ABS arasında doz absorpsiyon farklılıklarını eşzamanlı olarak belirlemek için profil analizi yapıldı. Siyah ABS ve RW3’ün birleşme hattına dik doğrultuda profil eksenini belirlenerek iki ve üç boyutlu doz dağılımları belirlendi. Analiz için üst, orta ve alt profil eksenleri olarak üç profil eksenini seçildi. Eş zamanlı analiz için ilk olarak üst profil eksenini belirlendi (Şekil-261).



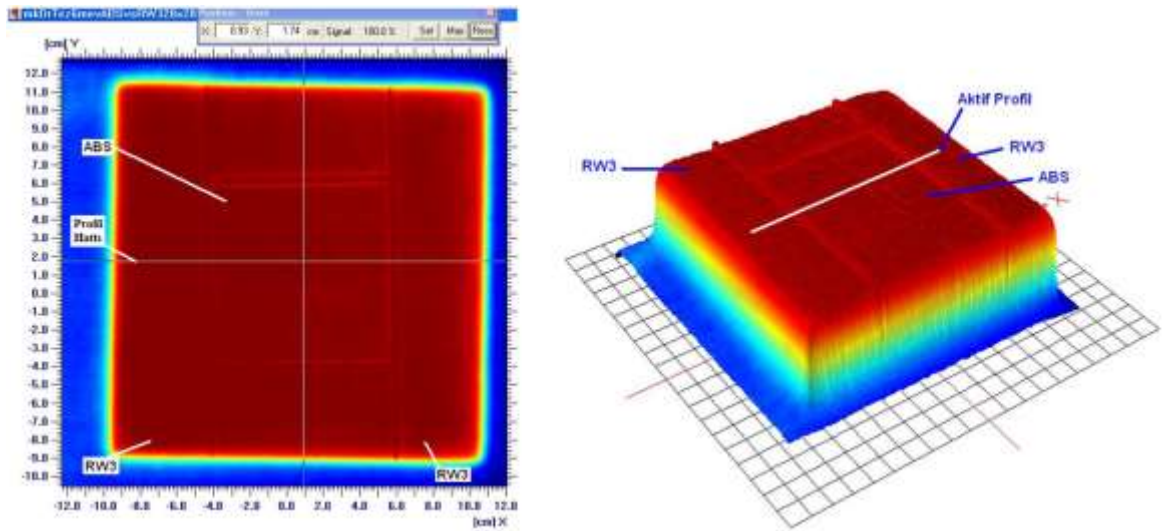
Şekil 261: Eşzamanlı profil kontrolü – üst profil eksenini seçimi.

Siyah ABS ve RW3'ün birleşme hattına dik doğrultuda seçilen eksen boyunca elde edilen dozlar yardımıyla üst birleşme eksenini profili oluşturuldu. Siyah ABS ve RW3 arasındaki fantom geçişleri de dahil olmak üzere tüm profil eksenini boyunca doz değişiminin ışın merkezi eksenini dozundan $\pm\%3$ 'ten fazla olmadığı belirlendi (**Grafik-16**).



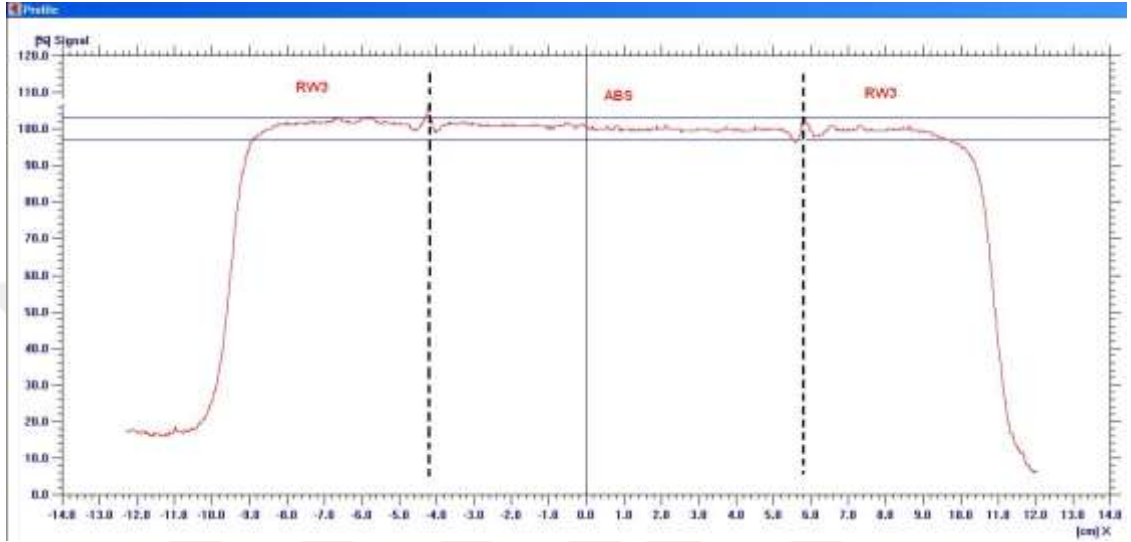
Grafik 16: Eşzamanlı profil kontrolü – üst profil.

Eş zamanlı analiz için ikinci profil eksenini orta bölgede seçildi (**Şekil-262**).



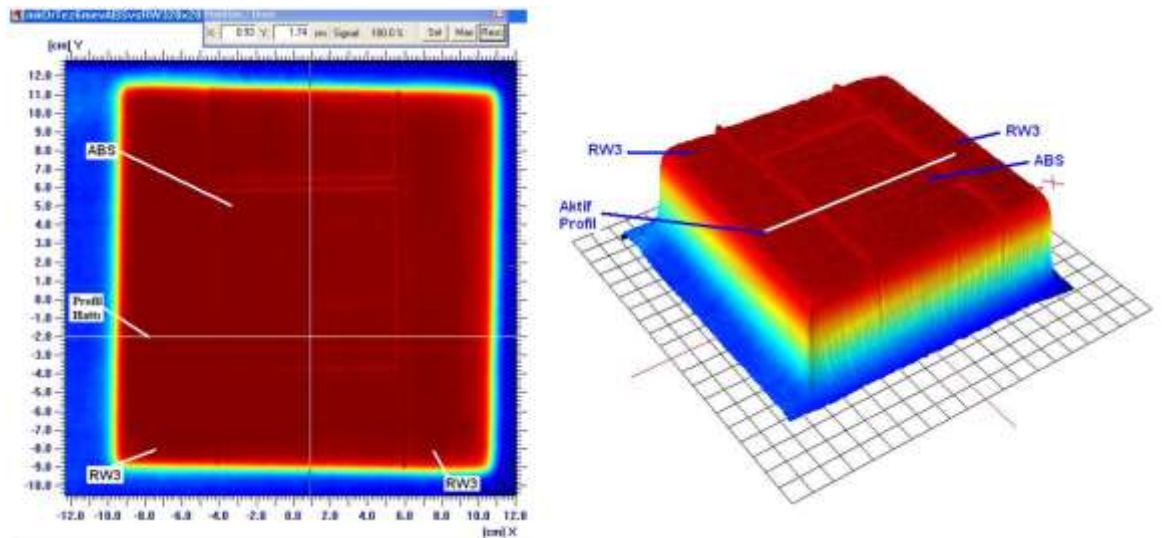
Şekil 262: Eşzamanlı profil kontrolü – orta profil eksenini seçimi.

Siyah ABS ve RW3'ün birleşme hattına dik doğrultuda seçilen eksen boyunca elde edilen dozlar yardımıyla orta birleşme eksenini profili oluşturuldu. Siyah ABS ve RW3 arasındaki fantom geçişleri de dahil olmak üzere tüm profil eksenini boyunca doz değişiminin ışın merkezi eksenini dozundan $\pm\%3$ 'ten az olduğu belirlendi (**Grafik-17**).



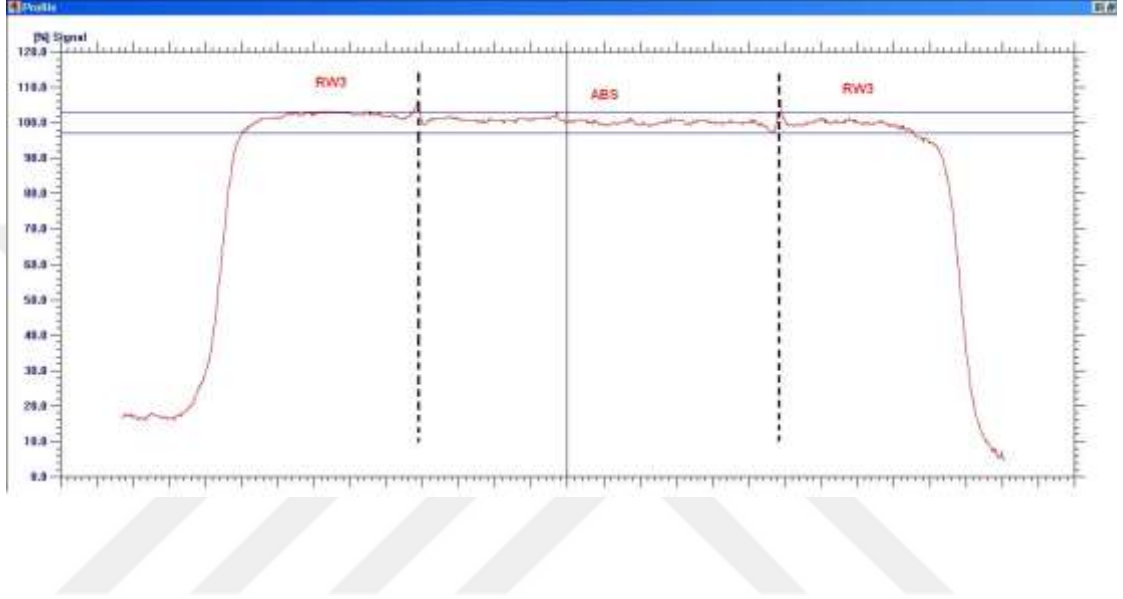
Grafik 17: Eşzamanlı profil kontrolü – orta profil.

Eş zamanlı analiz için üçüncü profil eksenini alt bölgede seçildi (**Şekil-263**).



Şekil 263: Eşzamanlı profil kontrolü – alt profil eksenini seçimi.

Siyah ABS ve RW3'ün birleşme hattına dik doğrultuda seçilen eksen boyunca elde edilen dozlar yardımıyla alt birleşme eksenini profili oluşturuldu. Siyah ABS ve RW3 arasındaki fantom geçişleri de dahil olmak üzere tüm profil eksenini boyunca doz değişiminin ışın merkezi eksenini dozundan $\pm\%3$ 'ten fazla olmadığı saptandı (**Grafik-18**).



Grafik 18: Eşzamanlı profil kontrolü – alt profil.

4.4- Profil Ölçümleri

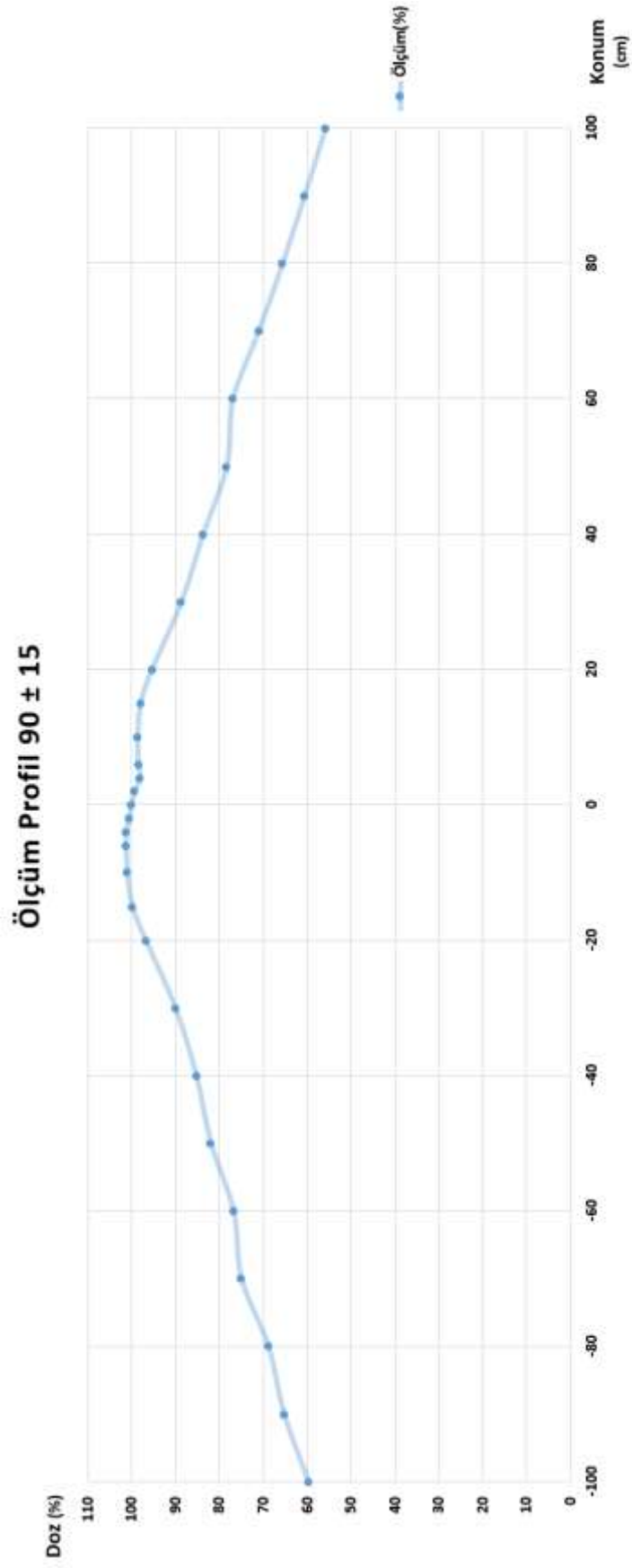
Klasik Stanford TSEI tekniği için tedavi açısı çiftinin belirlenmesi amacıyla yapılan profil ölçümleri sonucunda elde edilen veriler aşağıda gösterilmektedir.

İlk olarak $75^\circ/105^\circ$ ($90^\circ \pm 15^\circ$) açılı ışın çifti için yapılan profil ölçümü sonunda her bir nokta için kullanılan üç TLD'nin ortalaması alınarak elde edilen ortalama dozların mGy ve yüzde (%) olarak değerleri Tablo-7'de gösterilmektedir.

Tablo 7: 90°±15° profil ölçümü.

No	Konum	Ölçüm (mGy)	Ölçüm (%)
1	100	446,1	55,8
2	90	484,3	60,6
3	80	524,3	65,6
4	70	567,9	71,1
5	60	614,5	76,9
6	50	626,2	78,4
7	40	669,2	83,7
8	30	708,6	88,7
9	20	762,2	95,4
10	15	783,2	98,0
11	10	788,2	98,6
12	6	786,9	98,5
13	4	783,6	98,0
14	2	793,9	99,3
15	0	799,2	100,0
16	-2	804,1	100,6
17	-4	808,7	101,2
18	-6	809,1	101,2
19	-10	807,1	101,0
20	-15	798,0	99,8
21	-20	773,6	96,8
22	-30	719,5	90,0
23	-40	681,5	85,3
24	-50	654,8	81,9
25	-60	613,6	76,8
26	-70	599,2	75,0
27	-80	550,3	68,9
28	-90	521,5	65,3
29	-100	477,2	59,7

Bu veriler yardımıyla 75°/105° açı çifti için elde edilen profil Grafik-19'da gösterilmektedir.



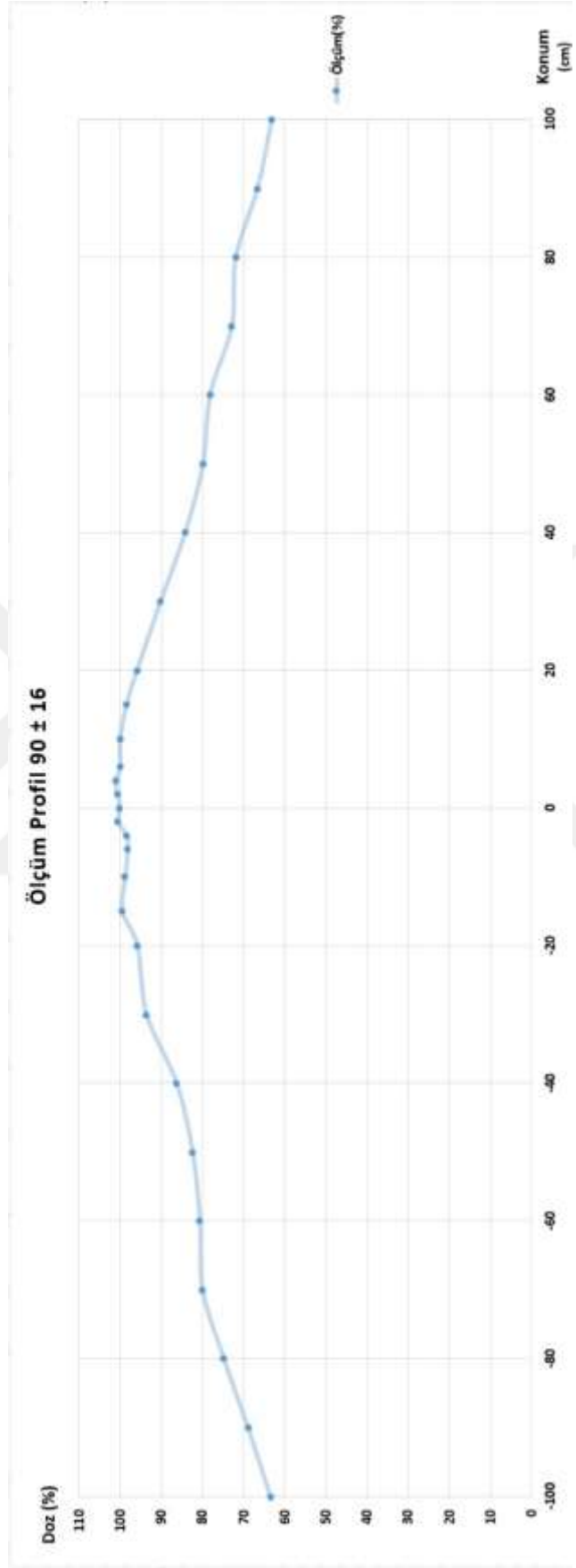
Grafik 19: 90°±15° profili.

74°/106° (90°±16°) açılı ışın çifti için yapılan profil ölçümü sonunda her bir nokta için kullanılan üç TLD'nin ortalaması alınarak elde edilen ortalama dozlar mGy ve yüzde (%) olarak aşağıdaki tabloda gösterilmektedir (**Tablo-8**).

Tablo 8: 90°±16° profil ölçümü.

No	Konum	Ölçüm (mGy)	Ölçüm (%)
1	100	493,9	63,0
2	90	521,4	66,5
3	80	562,9	71,8
4	70	570,6	72,7
5	60	612,2	78,0
6	50	625,6	79,8
7	40	659,7	84,1
8	30	706,6	90,1
9	20	751,6	95,8
10	15	771,6	98,4
11	10	783,9	99,9
12	6	783,5	99,9
13	4	792,3	101,0
14	2	788,9	100,6
15	0	784,4	100,0
16	-2	787,6	100,4
17	-4	771,5	98,4
18	-6	769,2	98,1
19	-10	774,0	98,7
20	-15	779,5	99,4
21	-20	750,8	95,7
22	-30	733,3	93,5
23	-40	675,6	86,1
24	-50	645,3	82,3
25	-60	631,4	80,5
26	-70	626,3	79,8
27	-80	585,6	74,7
28	-90	539,7	68,8
29	-100	496,8	63,3

Bu veriler yardımıyla 74°/106° açı çifti için elde edilen profil Grafik-20'de gösterilmektedir.



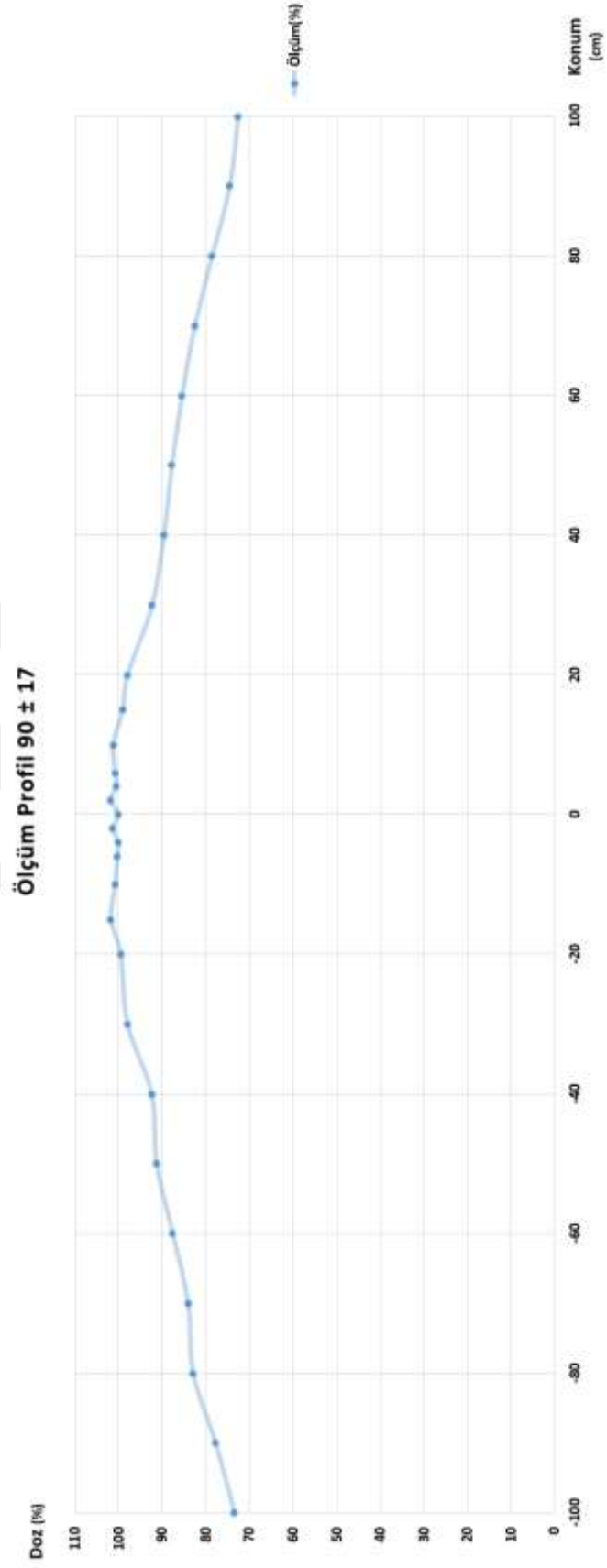
Grafik 20: 90°±16° profili.

73°/107° (90°±17°) açılı ışın çifti için yapılan profil ölçümü sonunda her bir nokta için kullanılan üç TLD'nin ortalaması alınarak elde edilen ortalama dozlar mGy ve yüzde (%) olarak aşağıdaki tabloda gösterilmektedir (**Tablo-9**).

Tablo 9: 90°±17° profil ölçümü.

No	Konum	Ölçüm (mGy)	Ölçüm (%)
1	100	469,6	72,6
2	90	482,1	74,5
3	80	508,2	78,5
4	70	533,7	82,5
5	60	552,6	85,4
6	50	567,5	87,7
7	40	579,5	89,6
8	30	596,7	92,2
9	20	633,0	97,8
10	15	640,4	99,0
11	10	654,6	101,2
12	6	651,7	100,7
13	4	650,2	100,5
14	2	658,5	101,8
15	0	647,0	100,0
16	-2	655,2	101,3
17	-4	646,9	100,0
18	-6	648,8	100,3
19	-10	651,4	100,7
20	-15	657,8	101,7
21	-20	643,3	99,4
22	-30	633,3	97,9
23	-40	597,6	92,4
24	-50	590,3	91,2
25	-60	566,5	87,6
26	-70	543,7	84,0
27	-80	536,4	82,9
28	-90	503,2	77,8
29	-100	475,3	73,5

Bu veriler yardımıyla 73°/107° açı çifti için elde edilen profil Grafik-21'de gösterilmektedir.



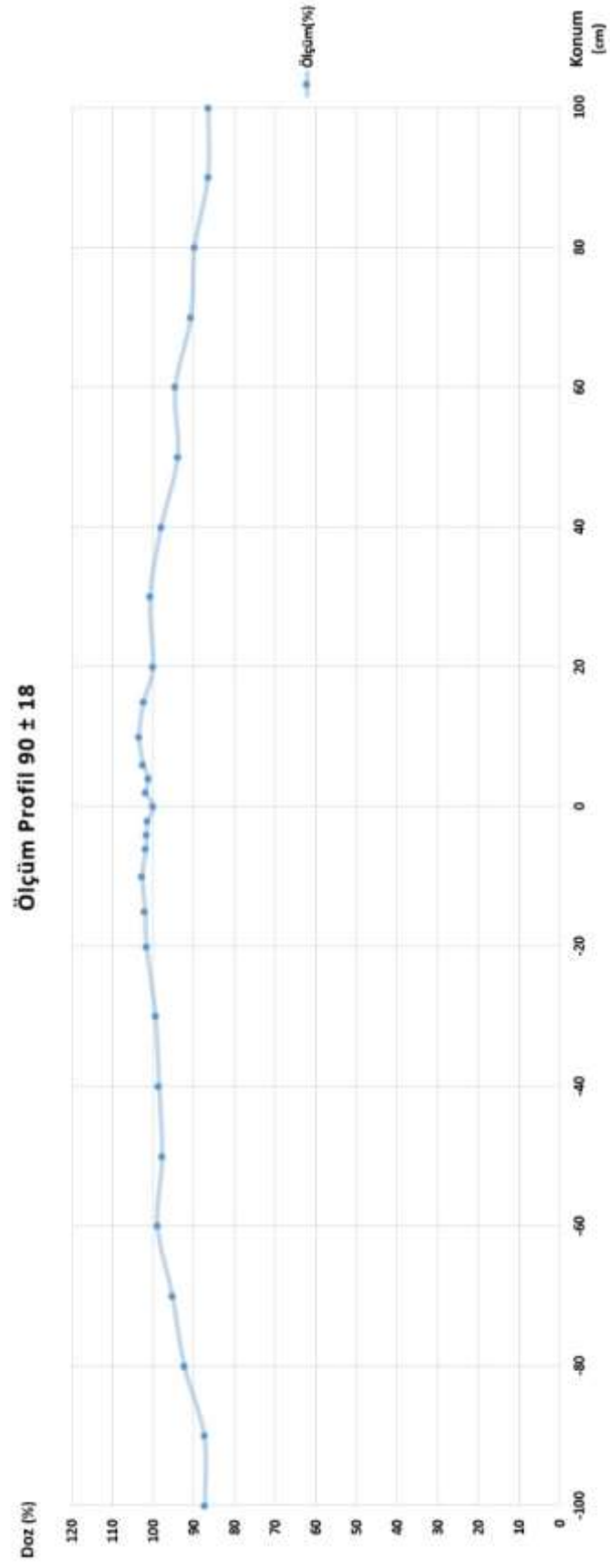
Grafik 21: 90°±17° profili.

72°/108° (90°±18°) açılı ışın çiftine ait profil ölçümü sonunda her bir nokta için kullanılan üç TLD'nin ortalaması alınarak elde edilen ortalama dozlar mGy ve yüzde (%) olarak aşağıdaki tabloda gösterilmektedir (**Tablo-10**).

Tablo 10: 90°±18° profil ölçümü.

No	Konum	Ölçüm (mGy)	Ölçüm (%)
1	100	475,8	86,5
2	90	480,2	87,3
3	80	494,5	89,9
4	70	499,4	90,8
5	60	520,5	94,6
6	50	517,5	94,1
7	40	529,9	96,3
8	30	544,9	99,0
9	20	542,0	98,5
10	15	553,6	100,6
11	10	544,9	99,0
12	6	545,0	99,1
13	4	546,8	99,4
14	2	550,4	100,0
15	0	550,2	100,0
16	-2	558,0	101,4
17	-4	559,9	101,8
18	-6	550,6	100,1
19	-10	535,3	97,3
20	-15	541,7	98,5
21	-20	539,6	98,1
22	-30	537,6	97,7
23	-40	522,7	95,0
24	-50	528,5	96,1
25	-60	514,9	93,6
26	-70	511,6	93,0
27	-80	508,4	92,4
28	-90	481,2	87,5
29	-100	480,2	87,3

Bu veriler yardımıyla 72°/108° açı çifti için elde edilen profil Grafik-22'de gösterilmektedir.



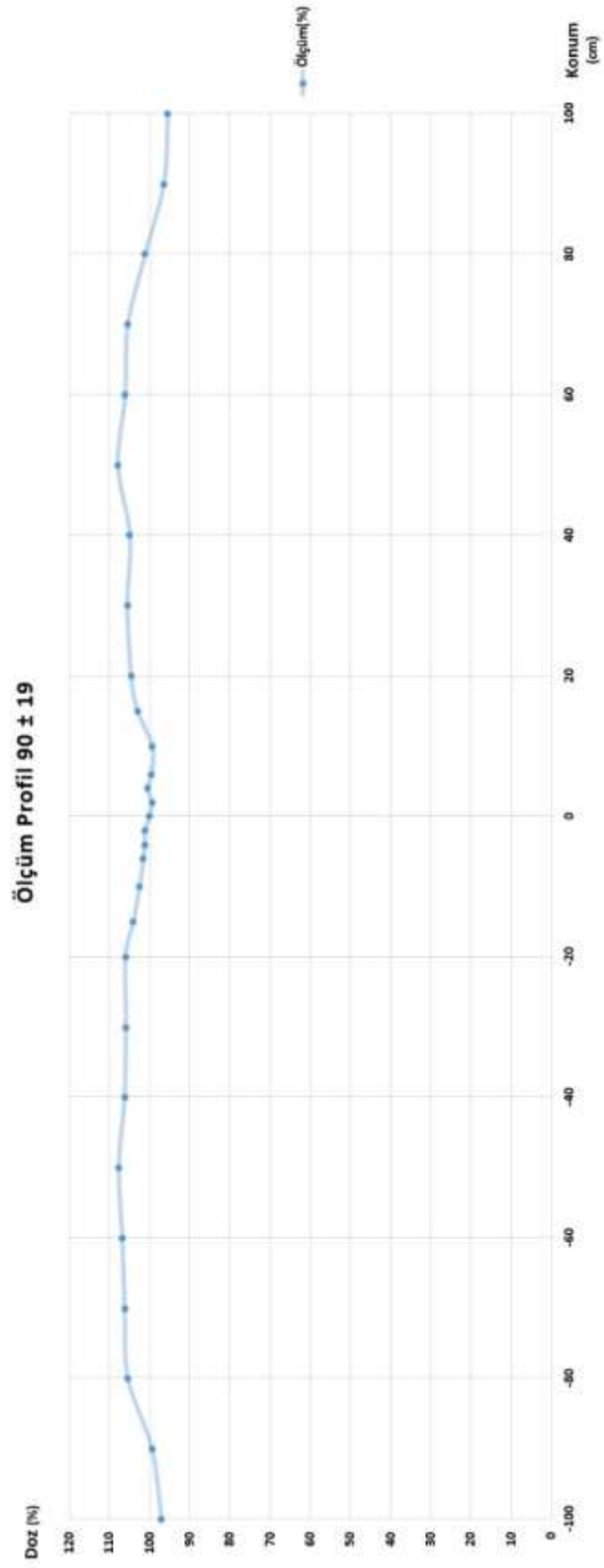
Grafik 22: 90°±18° profili.

71°/109° (90°±19°) açılı ışın çiftine ait profil ölçümü sonunda her bir nokta için kullanılan üç TLD'nin ortalaması alınarak elde edilen ortalama dozlar mGy ve yüzde (%) olarak aşağıdaki tabloda gösterilmektedir (**Tablo-11**).

Tablo 11: 90°±19° profil ölçümü.

No	Konum	Ölçüm (mGy)	Ölçüm (%)
1	100	514,1	96,7
2	90	521,4	98,1
3	80	541,7	101,9
4	70	539,7	101,5
5	60	543,1	102,2
6	50	549,7	103,4
7	40	551,0	103,6
8	30	550,3	103,5
9	20	540,5	101,7
10	15	537,1	101,0
11	10	527,6	99,2
12	6	518,4	97,5
13	4	514,1	96,7
14	2	522,1	98,2
15	0	531,6	100,0
16	-2	527,8	99,3
17	-4	529,1	99,5
18	-6	521,3	98,1
19	-10	517,2	97,3
20	-15	522,5	98,3
21	-20	527,8	99,3
22	-30	532,2	100,1
23	-40	554,1	104,2
24	-50	551,6	103,8
25	-60	547,1	102,9
26	-70	544,9	102,5
27	-80	519,7	97,8
28	-90	528,1	99,1
29	-100	515,6	97,1

Bu veriler yardımıyla 71°/109° açı çifti için elde edilen profil Grafik-23'de gösterilmektedir.



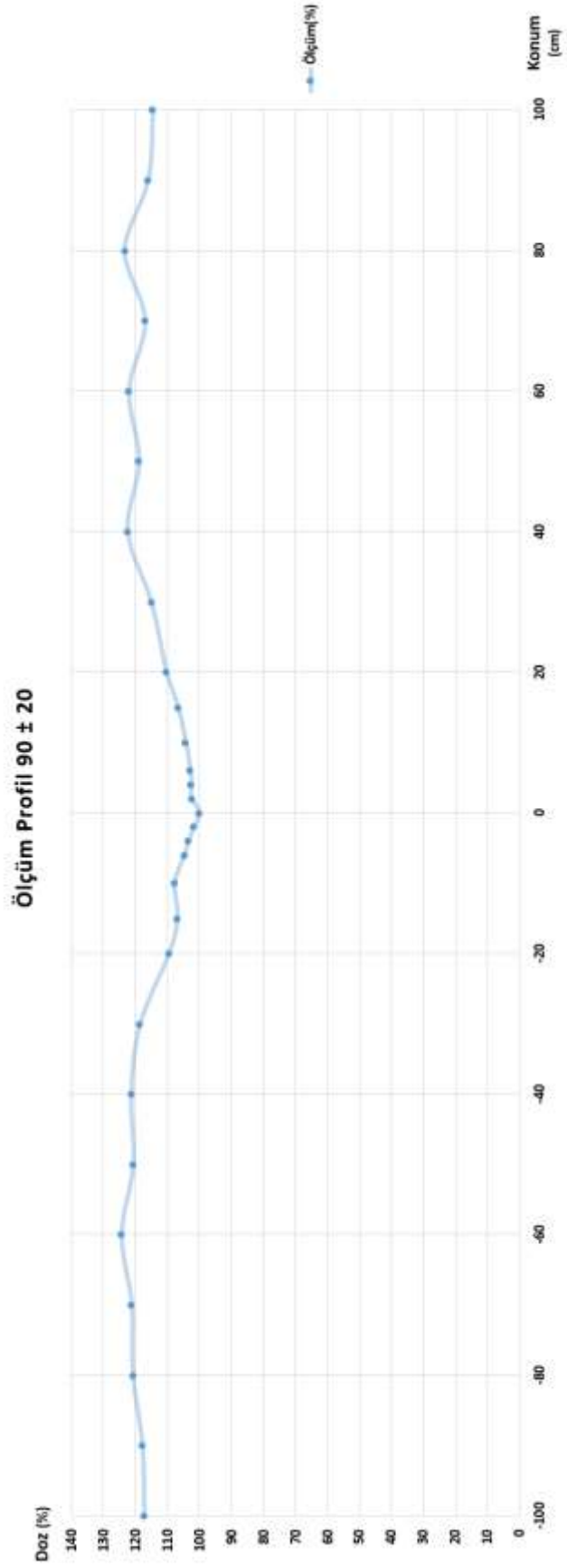
Grafik 23: 90°±19° profili.

70°/110° (90°±20°) açılı ışın çifti için yapılan profil ölçümü sonunda her bir nokta için kullanılan üç TLD'nin ortalaması alınarak elde edilen ortalama dozlar mGy ve yüzde (%) olarak aşağıdaki tabloda gösterilmektedir (**Tablo-12**).

Tablo 12: 90°±20° profil ölçümü.

No	Konum	Ölçüm (mGy)	Ölçüm (%)
1	100	536,6	114,5
2	90	543,3	116,0
3	80	577,6	123,3
4	70	548,0	117,0
5	60	571,4	122,0
6	50	556,8	118,8
7	40	573,4	122,4
8	30	539,1	115,1
9	20	516,7	110,3
10	15	499,8	106,7
11	10	488,6	104,3
12	6	481,9	102,9
13	4	480,9	102,6
14	2	480,1	102,5
15	0	468,5	100,0
16	-2	477,0	101,8
17	-4	484,4	103,4
18	-6	490,7	104,7
19	-10	505,0	107,8
20	-15	500,9	106,9
21	-20	513,0	109,5
22	-30	555,3	118,5
23	-40	568,3	121,3
24	-50	565,1	120,6
25	-60	582,2	124,3
26	-70	567,4	121,1
27	-80	565,6	120,7
28	-90	551,9	117,8
29	-100	549,2	117,2

Bu veriler yardımıyla 70°/110° açılı çifti için elde edilen profil grafik-24'te gösterilmektedir.



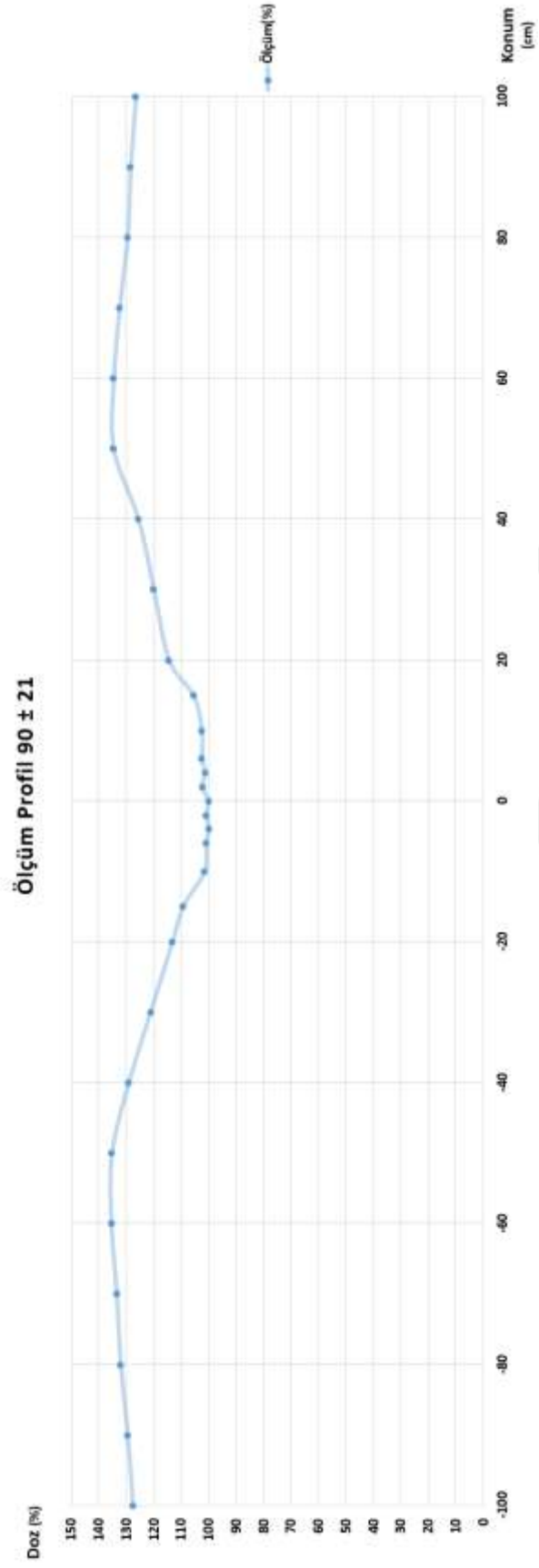
Grafik 24: 90°±20° profili.

69°/111° (90°±21°) açılı ışın çifti için yapılan profil ölçümü sonunda her bir nokta için kullanılan üç TLD'nin ortalaması alınarak elde edilen ortalama dozlar mGy ve yüzde (%) olarak aşağıdaki tabloda gösterilmektedir (**Tablo-13**).

Tablo 13: 90°±21° profil ölçümü.

No	Konum	Ölçüm (mGy)	Ölçüm (%)
1	100	493,3	126,4
2	90	500,7	128,3
3	80	505,1	129,4
4	70	516,6	132,4
5	60	524,8	134,5
6	50	525,2	134,6
7	40	489,9	125,6
8	30	467,7	119,9
9	20	446,3	114,4
10	15	411,5	105,5
11	10	399,3	102,3
12	6	399,4	102,4
13	4	394,9	101,2
14	2	399,0	102,3
15	0	390,2	100,0
16	-2	393,5	100,8
17	-4	389,4	99,8
18	-6	393,7	100,9
19	-10	395,4	101,3
20	-15	426,1	109,2
21	-20	441,3	113,1
22	-30	452,6	116,0
23	-40	493,4	126,4
24	-50	507,6	130,1
25	-60	528,3	135,4
26	-70	520,7	133,4
27	-80	515,0	132,0
28	-90	505,1	129,4
29	-100	497,6	127,5

Bu veriler yardımıyla 69°/111° açılı ışın çifti için elde edilen profil Grafik-25'te gösterilmektedir.



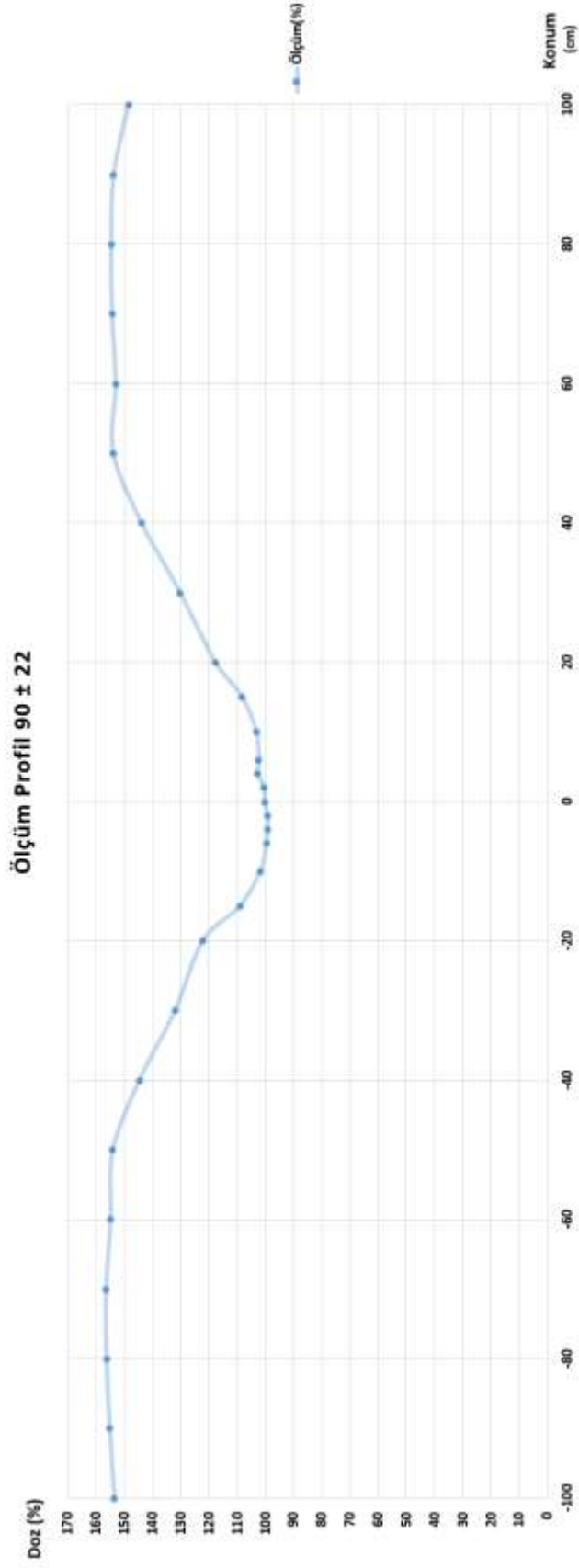
Grafik 25: 90°±21° profili.

68°/112° (90°±22°) açılı ışın çifti için yapılan profil ölçümü sonunda her bir nokta için kullanılan üç TLD'nin ortalaması alınarak elde edilen ortalama dozlar mGy ve yüzde (%) olarak aşağıdaki tabloda gösterilmektedir (**Tablo-14**).

Tablo 14: 90° ± 22° profil ölçümü.

No	Konum	Ölçüm (mGy)	Ölçüm (%)
1	100	463,1	148,4
2	90	479,3	153,6
3	80	482,0	154,5
4	70	481,2	154,2
5	60	477,2	152,9
6	50	469,8	150,6
7	40	438,6	140,6
8	30	406,0	130,1
9	20	366,9	117,6
10	15	337,1	108,0
11	10	321,5	103,0
12	6	318,8	102,2
13	4	319,7	102,5
14	2	313,1	100,4
15	0	312,0	100,0
16	-2	309,1	99,1
17	-4	308,9	99,0
18	-6	310,3	99,5
19	-10	317,2	101,7
20	-15	339,6	108,8
21	-20	380,7	122,0
22	-30	401,5	128,7
23	-40	430,9	138,1
24	-50	463,3	148,5
25	-60	482,7	154,7
26	-70	487,7	156,3
27	-80	487,3	156,2
28	-90	483,5	155,0
29	-100	478,4	153,3

Bu veriler yardımıyla 68°/112° açı çifti için elde edilen profil Grafik-26'da gösterilmektedir.



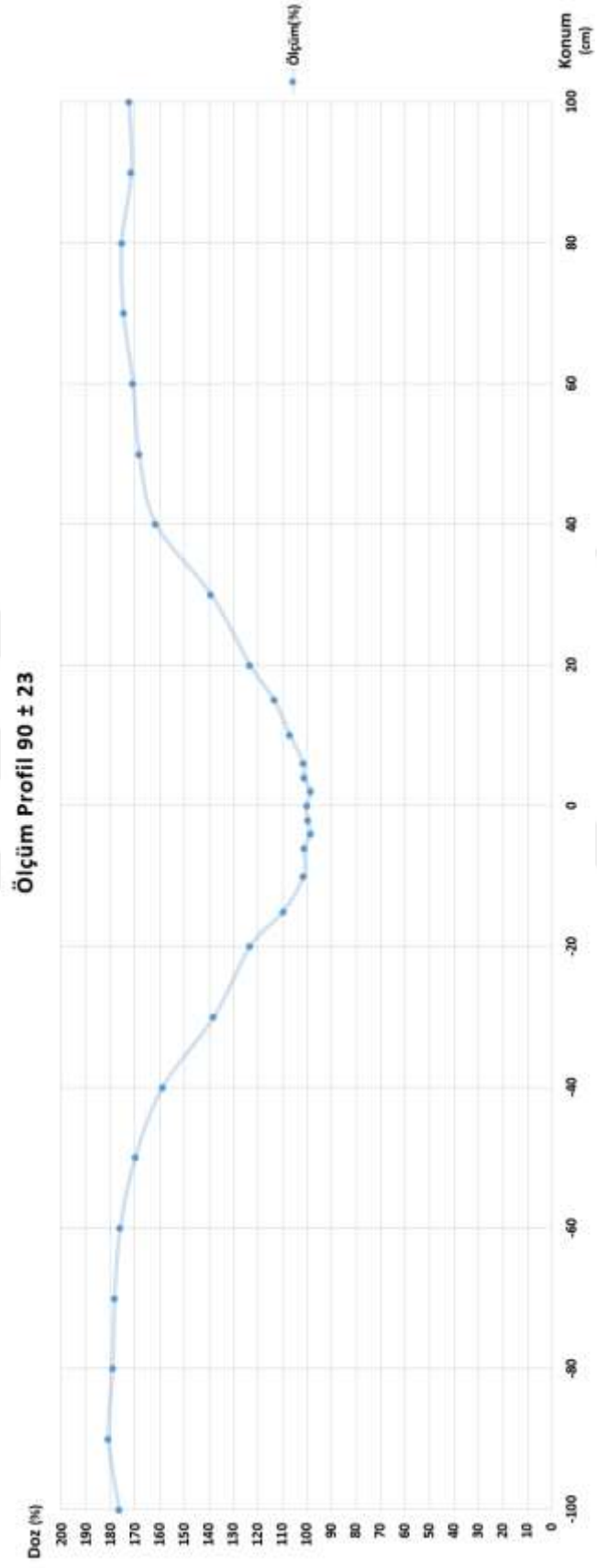
Grafik 26: 90°±22° profili.

67°/113° (90°±23°) açılı ışın çifti için yapılan profil ölçümü sonunda her bir nokta için kullanılan üç TLD'nin ortalaması alınarak elde edilen ortalama dozlar mGy ve yüzde (%) olarak aşağıdaki tabloda gösterilmektedir (**Tablo-15**).

Tablo 15: 90°±23° profil ölçümü.

No	Konum	Ölçüm (mGy)	Ölçüm (%)
1	100	455,4	172,4
2	90	452,9	171,5
3	80	463,5	175,5
4	70	455,5	172,5
5	60	441,2	167,1
6	50	414,6	157,0
7	40	373,6	141,5
8	30	347,0	131,4
9	20	315,2	119,3
10	15	299,3	113,3
11	10	282,1	106,8
12	6	267,7	101,4
13	4	267,2	101,2
14	2	259,6	98,3
15	0	264,1	100,0
16	-2	263,1	99,6
17	-4	259,4	98,2
18	-6	266,5	100,9
19	-10	267,4	101,2
20	-15	280,2	106,1
21	-20	301,0	114,0
22	-30	339,0	128,4
23	-40	376,3	142,5
24	-50	408,9	154,8
25	-60	445,0	168,5
26	-70	471,1	178,4
27	-80	473,3	179,2
28	-90	477,6	180,8
29	-100	466,1	176,5

Bu veriler yardımıyla 67°/113° açı çifti için elde edilen profil Grafik-27'de gösterilmektedir.



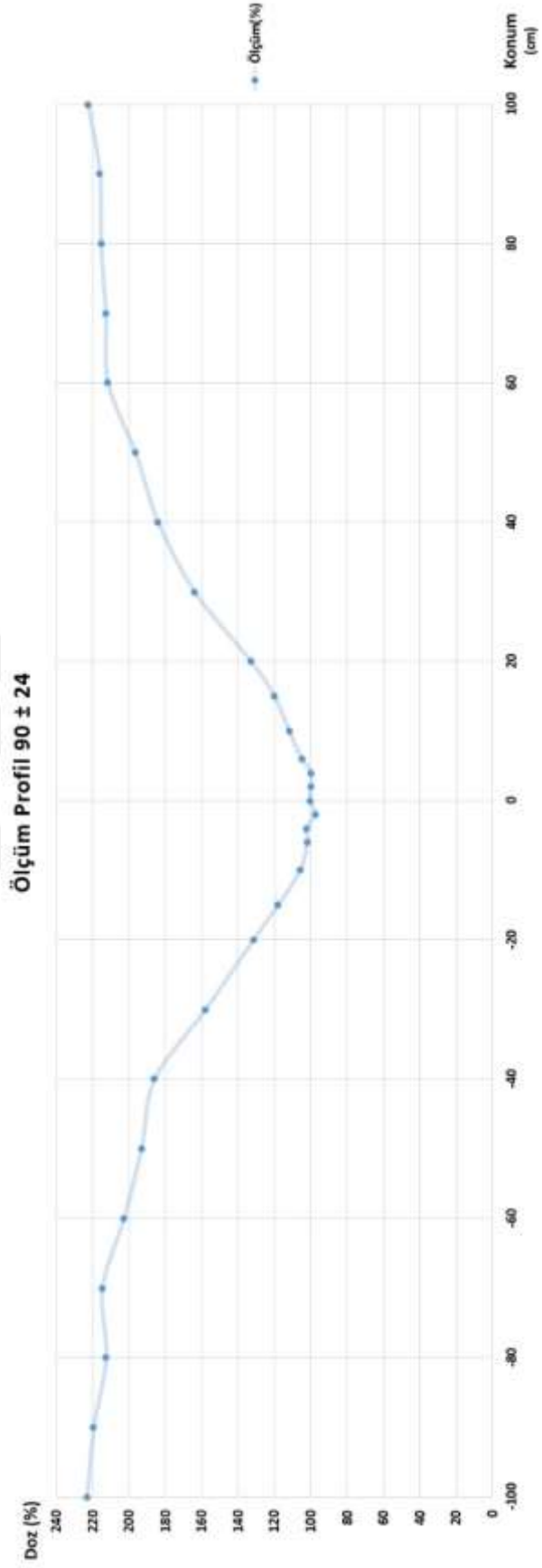
Grafik 27: 90°±23° profili.

66°/114° (90°±24°) açılı ışın çifti için profil ölçümü sonunda her bir nokta için kullanılan üç TLD'nin ortalaması alınarak elde edilen ortalama dozlar mGy ve yüzde (%) olarak aşağıdaki tabloda gösterilmektedir (**Tablo-16**).

Tablo 16: 90°±24° profil ölçümü.

No	Konum	Ölçüm (mGy)	Ölçüm (%)
1	100	524,8	203,2
2	90	508,0	196,7
3	80	506,4	196,1
4	70	509,6	197,3
5	60	506,3	196,0
6	50	477,6	184,9
7	40	425,1	164,6
8	30	363,1	140,6
9	20	303,0	117,3
10	15	279,5	108,2
11	10	248,8	96,3
12	6	240,6	93,2
13	4	237,0	91,8
14	2	237,9	92,1
15	0	258,3	100,0
16	-2	251,8	97,5
17	-4	264,0	102,2
18	-6	255,8	99,0
19	-10	263,0	101,8
20	-15	264,4	102,4
21	-20	289,5	112,1
22	-30	331,5	128,3
23	-40	415,1	160,7
24	-50	458,7	177,6
25	-60	483,7	187,3
26	-70	514,4	199,2
27	-80	529,1	204,8
28	-90	526,7	203,9
29	-100	496,0	192,0

Bu veriler yardımıyla 66°/114° açı çifti için elde edilen profil Grafik-28'de gösterilmektedir.



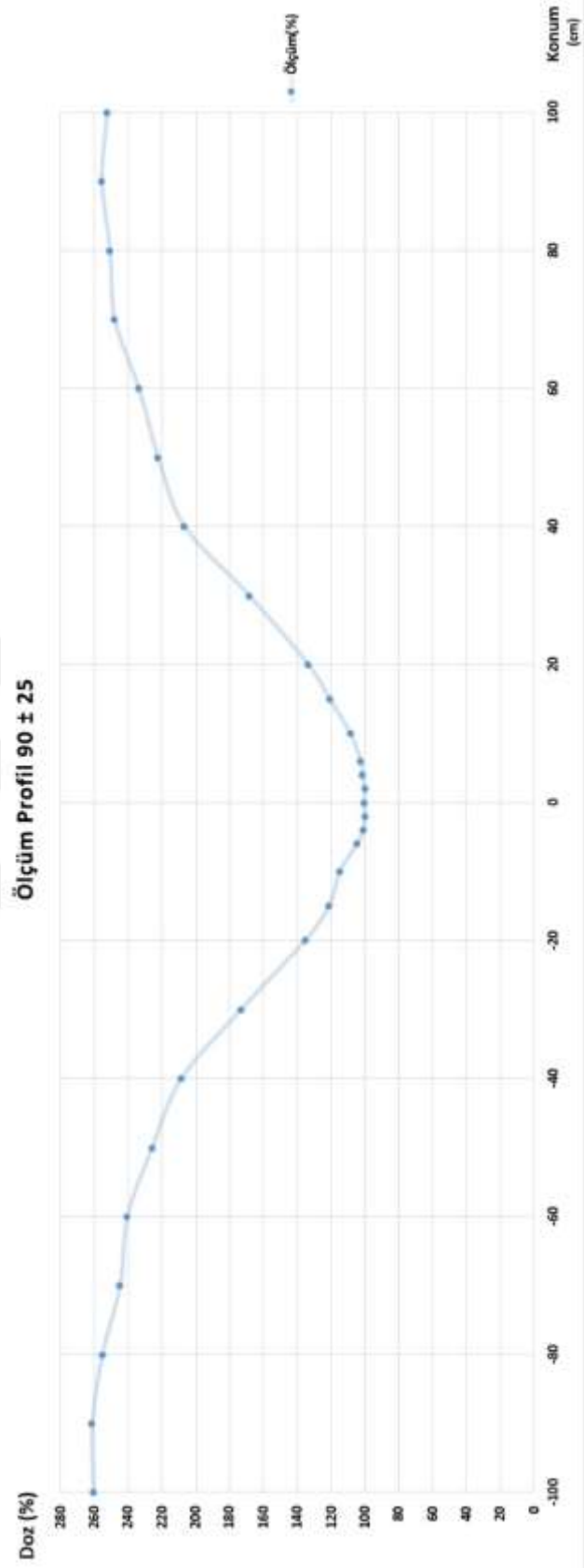
Grafik 28: 90°±24° profili.

Son olarak 65°/115° (90°±25°) açılı ışın çifti için yapılan profil ölçümü sonunda her bir nokta için kullanılan üç TLD'nin ortalaması alınarak elde edilen ortalama dozlar mGy ve yüzde (%) olarak aşağıdaki tabloda gösterilmektedir (**Tablo-17**).

Tablo 17: 90°±25° profil ölçümü.

No	Konum	Ölçüm (mGy)	Ölçüm (%)
1	100	536,9	252,4
2	90	543,5	255,5
3	80	533,2	250,7
4	70	527,4	248,0
5	60	497,0	233,7
6	50	472,6	222,2
7	40	419,5	197,2
8	30	348,2	163,7
9	20	283,7	133,4
10	15	246,6	115,9
11	10	230,6	108,4
12	6	217,6	102,3
13	4	215,4	101,3
14	2	212,3	99,8
15	0	212,7	100,0
16	-2	211,9	99,6
17	-4	214,2	100,7
18	-6	221,7	104,2
19	-10	223,5	105,1
20	-15	237,1	111,5
21	-20	247,2	116,2
22	-30	307,8	144,7
23	-40	393,1	184,8
24	-50	459,9	216,2
25	-60	511,4	240,4
26	-70	520,3	244,6
27	-80	542,8	255,2
28	-90	555,5	261,2
29	-100	553,9	260,4

Bu veriler yardımıyla 65°/115° açı çifti için elde edilen profil Grafik-29'da gösterilmektedir.



Grafik 29: 90°±25° profili.

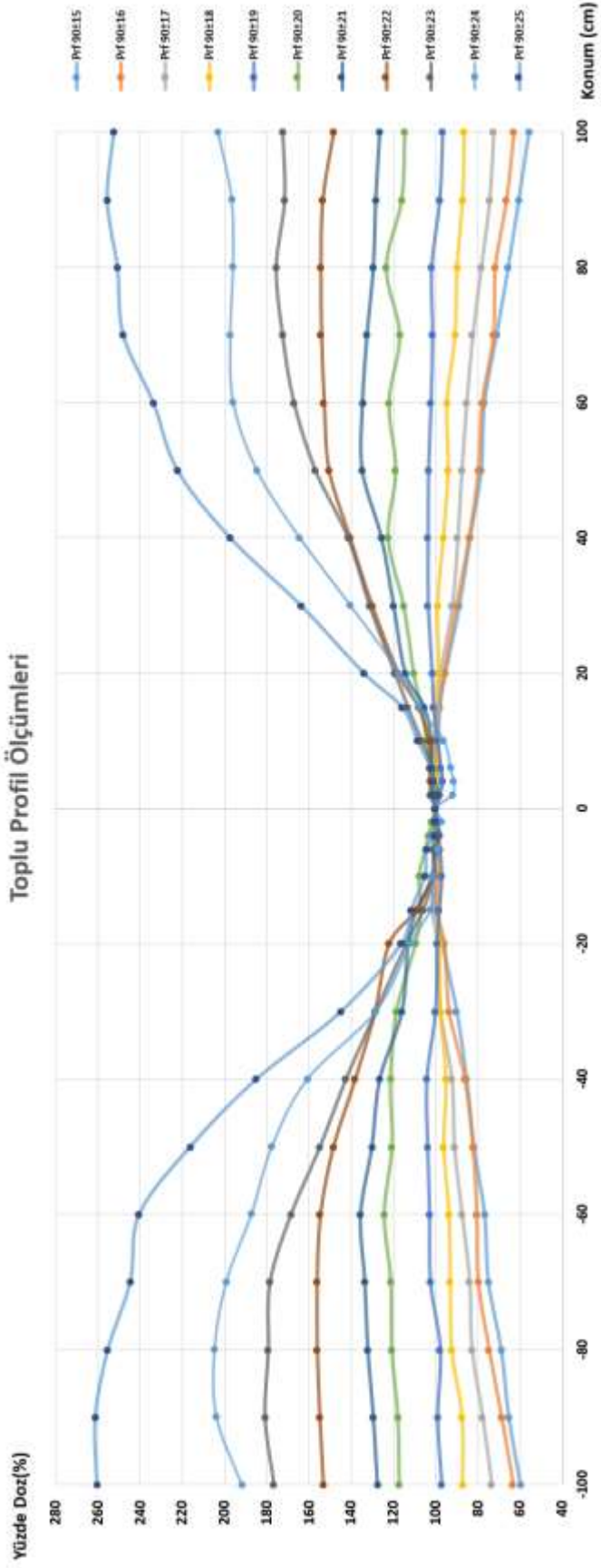
Yapılan tüm vertikal profil ölçümleri toplu olarak aşağıdaki Tablo-18 ve Grafik-30'da gösterilmektedir.

Tablo 18: Standart TSEI vertikal profil ölçümleri.

Konum (cm)	90±15 (%)	90 ±16 (%)	90±17 (%)	90±18 (%)	90±19 (%)	90±20 (%)	90±21 (%)	90±22 (%)	90±23 (%)	90±24 (%)	90±25 (%)
100	55,8	63,0	72,6	86,5	96,7	114,5	126,4	148,4	172,4	203,2	252,4
90	60,6	66,5	74,5	87,3	98,1	116,0	128,3	153,6	171,5	196,7	255,5
80	65,6	71,8	78,5	89,9	101,9	123,3	129,4	154,5	175,5	196,1	250,7
70	71,1	72,7	82,5	90,8	101,5	117,0	132,4	154,2	172,5	197,3	247,9
60	76,9	78,0	85,4	94,6	102,2	122,0	134,5	152,9	167,1	196,0	233,7
50	78,4	79,8	87,7	94,1	103,4	118,8	134,6	150,6	157,0	184,9	222,2
40	83,7	84,1	89,6	96,3	103,6	122,4	125,6	140,6	141,5	164,6	197,2
30	88,7	90,1	92,2	99,0	103,5	115,1	119,9	130,1	131,4	140,6	163,7
20	95,4	95,8	97,8	98,5	101,7	110,3	114,4	117,6	119,3	117,3	133,9
15	98,0	98,4	99,0	100,6	101,0	106,7	105,5	108,0	113,3	108,2	115,9
10	98,6	99,9	101,2	99,0	99,2	104,3	102,3	103,0	106,8	96,3	108,4
6	98,5	99,9	100,7	99,1	97,5	102,9	102,4	102,2	101,4	93,2	102,3
4	98,0	101,0	100,5	99,4	96,7	102,6	101,2	102,5	101,2	91,7	101,2
2	99,3	100,6	101,8	100,0	98,2	102,5	102,3	100,4	98,3	92,1	99,8
0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0
-2	100,6	100,4	101,3	101,4	99,3	101,8	100,8	99,1	99,6	97,5	99,6
-4	101,2	98,4	100,0	101,8	99,5	103,4	99,8	99,0	98,2	102,2	100,7
-6	101,2	98,1	100,3	100,1	98,1	104,7	100,9	99,5	100,9	99,0	104,2
-10	101,0	98,7	100,7	97,3	97,3	107,8	101,3	101,7	101,2	101,8	105,1
-15	99,8	99,4	101,7	98,5	98,3	106,9	109,2	108,8	106,1	102,7	111,5
-20	96,8	95,7	99,4	98,1	99,3	109,5	113,1	122,0	114,0	112,1	116,2
-30	90,0	93,5	97,9	97,7	100,1	118,5	116,0	128,7	128,4	128,3	144,7
-40	85,3	86,1	92,4	95,0	104,2	121,3	126,4	138,1	142,5	160,7	184,8
-50	81,9	82,3	91,2	96,1	103,8	120,6	130,1	148,5	154,8	177,6	216,2
-60	76,8	80,5	87,6	93,6	102,9	124,3	135,4	154,7	168,5	187,3	240,4
-70	75,0	79,8	84,0	93,0	102,5	121,1	133,4	156,3	178,4	199,2	244,6
-80	68,9	74,7	82,9	92,4	97,8	120,7	132,0	156,2	179,2	204,8	255,2
-90	65,3	68,8	77,8	87,5	99,1	117,8	129,4	155,0	180,8	203,9	261,2
-100	59,7	63,3	73,5	87,3	97,1	117,2	127,5	153,3	176,5	192,0	260,4



Toplu Profil Ölçümleri



Grafik 30: Toplu vertikal profil ölçümü sonuçları.

Vertikal ekseninde $\pm 8\%$ ’lik doz homojenitesinin sağlandığı açı çifti olan $71^\circ/109^\circ$ tedavi açılarında yapılan yatay eksen profil ölçümü sonunda elde edilen ortalama dozlar mGy ve yüzde (%) olarak aşağıdaki tabloda gösterilmektedir (**Tablo-19**).

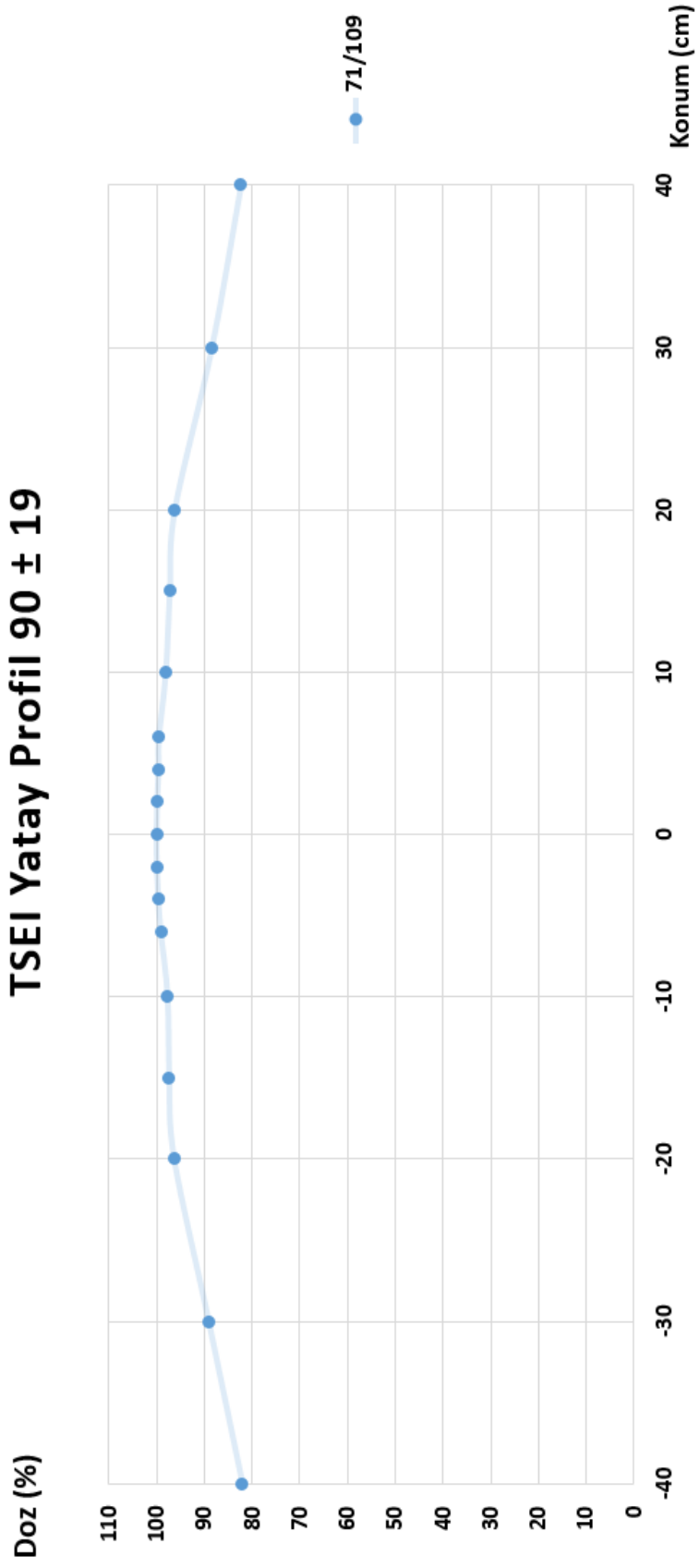
Tablo 19: $90^\circ \pm 19^\circ$ yatay profil ölçümü.

No	Konum	Ölçüm (mGy)	Ölçüm (%)
1	40	421,0	82,3
2	30	452,0	88,4
3	20	491,7	96,2
4	15	497,1	97,2
5	10	501,3	98,1
6	6	508,6	99,5
7	4	509,2	99,6
8	2	510,6	99,9
9	0	511,3	100,0
10	-2	511,0	99,9
11	-4	509,4	99,6
12	-6	506,8	99,2
13	-10	499,4	97,7
14	-15	497,7	97,3
15	-20	492,4	96,3
16	-30	455,6	89,1
17	-40	419,5	82,1

Bu veriler yardımıyla $71^\circ/109^\circ$ açı çifti için elde edilen yatay profil Grafik-31’de gösterilmektedir.



TSEI Yatay Profil 90 ± 19



Grafik 31: $90 \pm 19^\circ$ yatay profili.

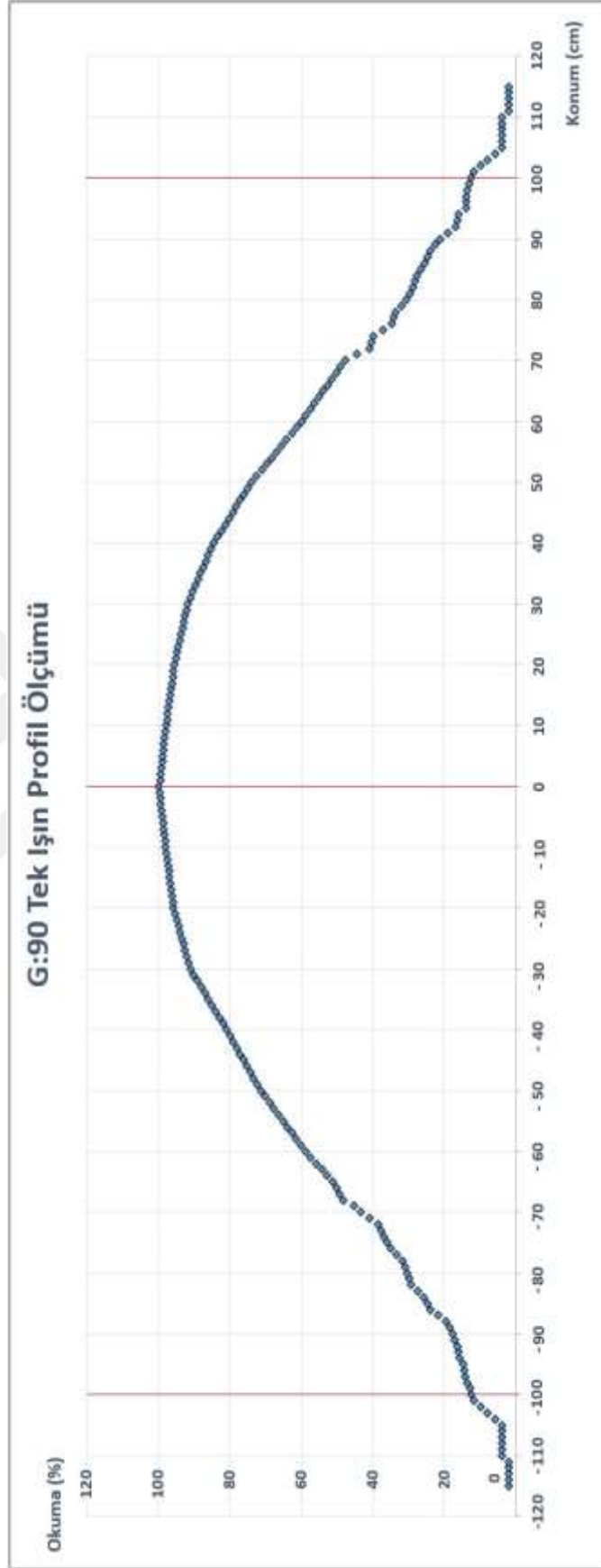
Klasik Stanford TSEI Tekniği için tedavi açılarının belirlenmesi amacıyla toplam 11 açı çifti kullanılarak yapılan profil ölçümleri sonucunda vertikal ekseninde ± 8 'lik doz homojenitesinin sağlandığı, en homojen profile sahip açı çiftinin $71^\circ/109^\circ$ olduğu belirlendi. Bu açı çifti kullanılarak elde edilen profilde en yüksek $104,2$ 'lik doz oluşurken en düşük dozun $96,7$ olduğu saptandı. Bu açı çifti için yatay ekseninde profil ölçümü yapılarak ± 4 'lük doz homojenitesinin sağlandığı belirlendi. Buna göre elde edilen yatay profilde en yüksek 100 'lük doz oluşurken en düşük dozun $82,1$ olduğu saptandı.

4.5- Tedavi Açısını Hızlı Belirleme Yönteminin Geliştirilmesi

TSEI'da vertikal ekseninde homojen profili sağlayan uygun açı çiftinin bulunması için yapılan ölçümler uzun zaman ve iş yükü gerektirir. Tedavi açısını hızlı belirleme yönteminin geliştirilmesi ile bu işlemler daha pratik ve kısa sürede tamamlanmaktadır. Yaklaşık iki hafta süren ölçümlerle belirlenebilen tedavi açıları bu tezde geliştirilen yöntem sayesinde tek bir ölçüm yapılarak sadece bir iş gününde belirlenmektedir. Tedavi açısını hızlı belirleme yönteminin uygulanabilmesi için iki farklı ölçümün yapılması gerekmektedir. Bu ölçümlerde tek bir ışın için profil ölçümü yapıldıktan sonra tedavi düzleminde (SSD: 310 cm) santimetre başına açı değişimi belirlenir. Tek bir ışın (gantri 90°) için HDRE-1 enerjisi kullanılarak yapılan vertikal profil ölçümü sonucunda elde edilen nokta dozlar interpolasyon yapılarak toplam 230 cm boyunca her santimetre için dozlar belirlendi ve tek ışın profili oluşturuldu (**Tablo-20, Grafik-32**).

Tablo 20: Tek ışın profiline ait dozlar (gantri 90°).

Konum (cm)	Yük (MC)	Yük (%)	Konum (cm)	Yük (MC)	Yük (%)	Konum (cm)	Yük (MC)	Yük (%)	Konum (cm)	Yük (MC)	Yük (%)
-115	0,05	1,97	-57	1,5918	62,72	1	2,526	99,53	59	1,5575	61,37
-114	0,05	1,97	-56	1,6234	63,96	2	2,5219	99,37	60	1,522	59,97
-113	0,05	1,97	-55	1,655	65,21	3	2,5178	99,20	61	1,4912	58,75
-112	0,05	1,97	-54	1,6866	66,45	4	2,5137	99,04	62	1,4604	57,54
-111	0,05	1,97	-53	1,7182	67,70	5	2,5096	98,88	63	1,4296	56,33
-110	0,1	3,94	-52	1,7498	68,94	6	2,5055	98,72	64	1,3988	55,11
-109	0,1	3,94	-51	1,7814	70,19	7	2,5014	98,56	65	1,368	53,90
-108	0,1	3,94	-50	1,813	71,43	8	2,4973	98,40	66	1,3372	52,69
-107	0,1	3,94	-49	1,8372	72,39	9	2,4932	98,23	67	1,3064	51,47
-106	0,1	3,94	-48	1,8614	73,34	10	2,485	97,91	68	1,2756	50,26
-105	0,1	3,94	-47	1,8856	74,29	11	2,4792	97,68	69	1,2448	49,05
-104	0,15	5,91	-46	1,9098	75,25	12	2,4734	97,45	70	1,214	47,83
-103	0,2	7,88	-45	1,934	76,20	13	2,4676	97,23	71	1,1285	44,46
-102	0,25	9,85	-44	1,9582	77,16	14	2,4618	97,00	72	1,043	41,10
-101	0,3	11,82	-43	1,9824	78,11	15	2,456	96,77	73	1,0265	40,45
-100	0,3198	12,60	-42	2,0066	79,06	16	2,4502	96,54	74	1,01	39,80
-99	0,3247	12,79	-41	2,0308	80,02	17	2,4444	96,31	75	0,9446	37,22
-98	0,3459	13,63	-40	2,055	80,97	18	2,4386	96,08	76	0,8792	34,64
-97	0,3595	14,16	-39	2,0809	81,99	19	2,4328	95,86	78	0,8658	34,11
-96	0,3699	14,57	-38	2,1068	83,01	20	2,427	95,63	79	0,8523	33,58
-95	0,3743	14,75	-37	2,1327	84,03	21	2,4174	95,25	80	0,8144	32,09
-94	0,3987	15,71	-36	2,1586	85,05	22	2,4078	94,87	81	0,7765	30,59
-93	0,4083	16,09	-35	2,1845	86,07	23	2,3982	94,49	82	0,7535	29,69
-92	0,4178	16,46	-34	2,2104	87,09	24	2,3886	94,11	83	0,7304	28,78
-91	0,4327	17,05	-33	2,2362	88,11	25	2,379	93,74	84	0,7154	28,19
-90	0,4476	17,64	-32	2,2622	89,13	26	2,3694	93,36	85	0,7003	27,59
-89	0,4728	18,63	-31	2,2881	90,15	27	2,3598	92,98	86	0,676	26,64
-88	0,4979	19,62	-30	2,314	91,17	28	2,3502	92,60	87	0,6517	25,68
-87	0,5513	21,72	-29	2,3258	91,64	29	2,3406	92,22	88	0,6283	24,76
-86	0,6046	23,82	-28	2,3376	92,10	30	2,331	91,84	89	0,6048	23,83
-85	0,6307	24,85	-27	2,3494	92,57	31	2,3127	91,12	90	0,5727	22,57
-84	0,6568	25,88	-26	2,3612	93,03	32	2,2944	90,40	91	0,5405	21,30
-83	0,6994	27,56	-25	2,373	93,50	33	2,2761	89,68	92	0,4834	19,05
-82	0,742	29,24	-24	2,3848	93,96	34	2,2578	88,96	93	0,4263	16,80
-81	0,7577	29,85	-23	2,3966	94,43	35	2,2395	88,24	94	0,4158	16,38
-80	0,7734	30,47	-22	2,4084	94,89	36	2,2212	87,52	95	0,4052	15,97
-79	0,7883	31,06	-21	2,4202	95,36	37	2,2029	86,80	96	0,355	13,99
-78	0,8032	31,65	-20	2,432	95,82	38	2,1846	86,08	97	0,3529	13,90
-77	0,8476	33,40	-19	2,4375	96,04	39	2,1663	85,35	98	0,3522	13,88
-76	0,8919	35,14	-18	2,443	96,26	40	2,148	84,63	99	0,3443	13,57
-75	0,9133	35,99	-17	2,4485	96,47	41	2,1209	83,57	100	0,3309	13,04
-74	0,9346	36,82	-16	2,454	96,69	42	2,0938	82,50	101	0,3189	12,57
-73	0,9571	37,71	-15	2,4595	96,91	43	2,0667	81,43	102	0,3	11,82
-72	0,9796	38,60	-14	2,465	97,12	44	2,0396	80,36	103	0,25	9,85
-71	1,0413	41,03	-13	2,4705	97,34	45	2,0125	79,29	104	0,2	7,88
-70	1,103	43,46	-12	2,476	97,56	46	1,9854	78,23	105	0,15	5,91
-69	1,1523	45,40	-11	2,4815	97,77	47	1,9583	77,16	106	0,1	3,94
-68	1,2262	48,31	-10	2,487	97,99	48	1,9312	76,09	107	0,1	3,94
-67	1,2508	49,28	-9	2,4921	98,19	49	1,9041	75,02	108	0,1	3,94
-66	1,2754	50,25	-8	2,4972	98,39	50	1,877	73,96	109	0,1	3,94
-65	1,3	51,22	-7	2,5023	98,59	51	1,8415	72,56	110	0,1	3,94
-64	1,3394	52,77	-6	2,5074	98,79	52	1,806	71,16	111	0,1	3,94
-63	1,3788	54,33	-5	2,5125	99,00	53	1,7705	69,76	112	0,05	1,97
-62	1,4182	55,88	-4	2,5176	99,20	54	1,735	68,36	113	0,05	1,97
-61	1,4576	57,43	-3	2,5227	99,40	55	1,6995	66,96	114	0,05	1,97
-60	1,497	58,98	-2	2,5278	99,60	56	1,664	65,56	115	0,05	1,97
-59	1,5286	60,23	-1	2,5329	99,80	57	1,6285	64,16		0,05	1,97
-58	1,5602	61,47	0	2,538	100,00	58	1,593	62,77			



Grafik 32: Tek ışın profili.

Tedavi düzleminde (SSD:310 cm) santimetre başına açı değişimi belirlenmesi için yapılan ölçümler sonucunda elde edilen veriler aşağıdaki tabloda gösterilmektedir (**Tablo-21**). Buna göre yapılan ölçümler sonrasında SSD 310 cm’de tedavi düzleminde santimetre başına açı değişimi 0,278 derece olarak belirlendi. Elde edilen profil ve santimetre başına açı değişimi kullanılarak tedavi açısını hızlı belirleme yöntemi geliştirildi.

Tablo 21: Santimetre başına açı değişimi ölçümü.

Mesafe (cm)	Açı Değişimi (derece)	Santimetre Başına Açı Değişimi (derece / cm)	Ortalama Açı Değişimi (derece / cm)
10	2,77	0,277	0,278
10	2,84	0,284	
10	2,73	0,273	

4.6- “Gantry Finder” Programının Geliştirilmesi ve Doğrulanması

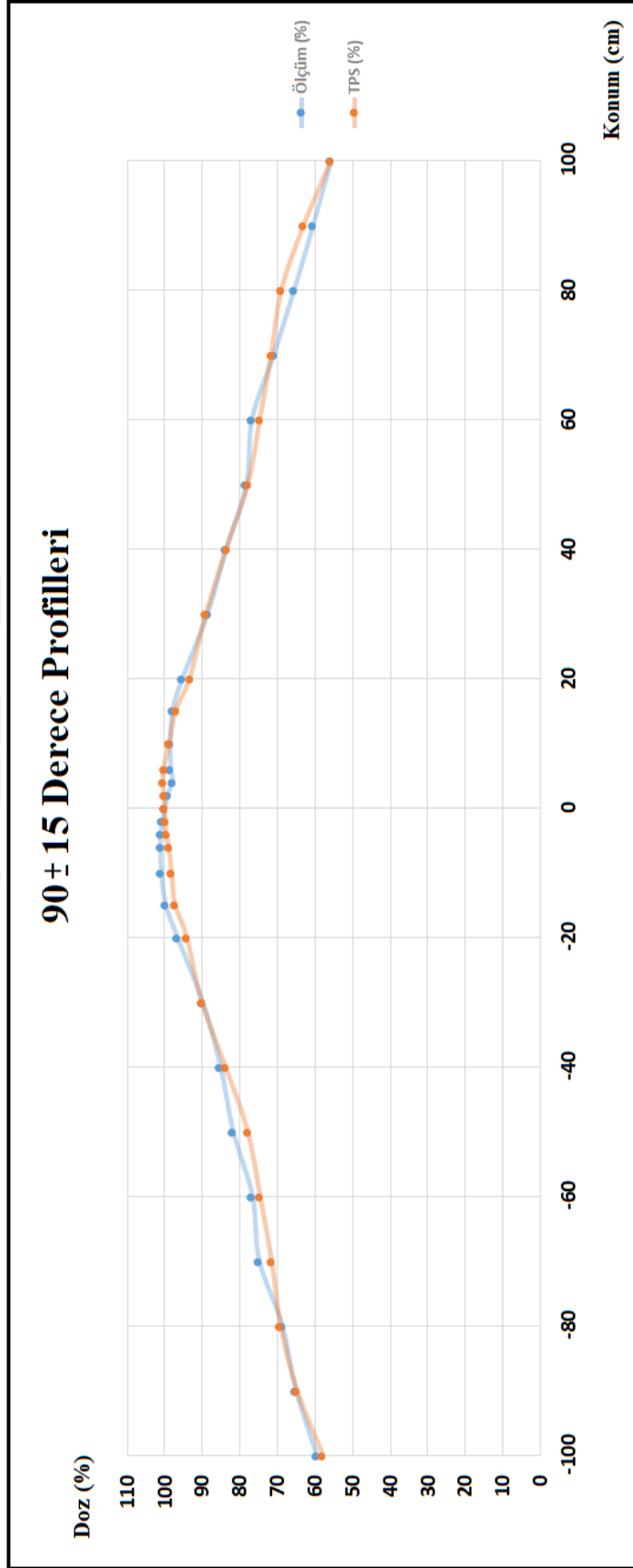
Bu tezde geliştirilen “Gantry finder” programı, hızlı profil belirleme ölçüm verilerini kullanarak TSEI tedavi açılarının pratik ve hızlı şekilde belirlenebilmesini sağlamaktadır. Bu yazılımın çalışma güvenilirliğinin kontrol edilmesi önemlidir. Buna bağlı olarak daha önce bu tezde belirlenen $90^{\circ} \pm 15^{\circ}$ ve $90^{\circ} \pm 25^{\circ}$ aralığındaki açı çiftleri için profil ölçüm verileri “Gantry finder” programının sonuçlarıyla karşılaştırıldı. Bunun için “Gantry finder” programının “Find Profile” opsiyonu ile $90^{\circ} \pm 15^{\circ}$ ve $90^{\circ} \pm 25^{\circ}$ aralığındaki açı çiftleri için programa profil homojenitesi hesaplatıldı. Hem “Gantry finder” programından (TPS) hem de ölçüm ile elde edilen veriler karşılaştırılarak programın çalışma güvenilirliği kontrol edildi.

Hem TLD ölçümü hem de “Gantry finder” yazılımından $75^{\circ}/105^{\circ}$ açı çifti için elde edilen profil verileri tablo-22’de gösterilmektedir.

Tablo 22: 90°±15° açı çifti için ölçüm ve TPS profil verileri.

No	Konum	Ölçüm (mGy)	Ölçüm (%)	TPS (microC)	TPS (%)	Mutlak Fark (%)
1	100	446,1	55,8	1,9098	55,82	0,00
2	90	484,3	60,6	2,1586	63,09	2,49
3	80	524,3	65,6	2,3612	69,01	3,41
4	70	567,9	71,1	2,4540	71,72	0,66
5	60	614,5	76,9	2,5574	74,74	2,15
6	50	626,2	78,4	2,6637	77,85	0,50
7	40	669,2	83,7	2,8605	83,60	0,13
8	30	708,6	88,7	3,0454	89,01	0,34
9	20	762,2	95,4	3,1924	93,30	2,07
10	15	783,2	98,0	3,3186	96,99	1,01
11	10	788,2	98,6	3,3790	98,75	0,13
12	6	786,9	98,5	3,4282	100,19	1,73
13	4	783,6	98,0	3,4372	100,46	2,41
14	2	793,9	99,3	3,4294	100,23	0,89
15	0	799,2	100,0	3,4216	100,00	0,00
16	-2	804,1	100,6	3,4138	99,77	0,84
17	-4	808,7	101,2	3,4060	99,54	1,64
18	-6	809,1	101,2	3,3834	98,88	2,36
19	-10	807,1	101,0	3,3570	98,11	2,88
20	-15	798,0	99,8	3,3257	97,20	2,65
21	-20	773,6	96,8	3,2204	94,12	2,68
22	-30	719,5	90,0	3,0851	90,17	0,14
23	-40	681,5	85,3	2,8702	83,88	1,39
24	-50	654,8	81,9	2,6676	77,96	3,97
25	-60	613,6	76,8	2,5555	74,69	2,09
26	-70	599,2	75,0	2,4502	71,61	3,37
27	-80	550,3	68,9	2,3694	69,25	0,39
28	-90	521,5	65,3	2,2212	64,92	0,34
29	-100	477,2	59,7	1,9854	58,03	1,69

TLD ölçümü ve “Gantry finder” yazılımından 75°/105° açı çifti için elde edilen profiller Grafik-33’te gösterilmektedir.



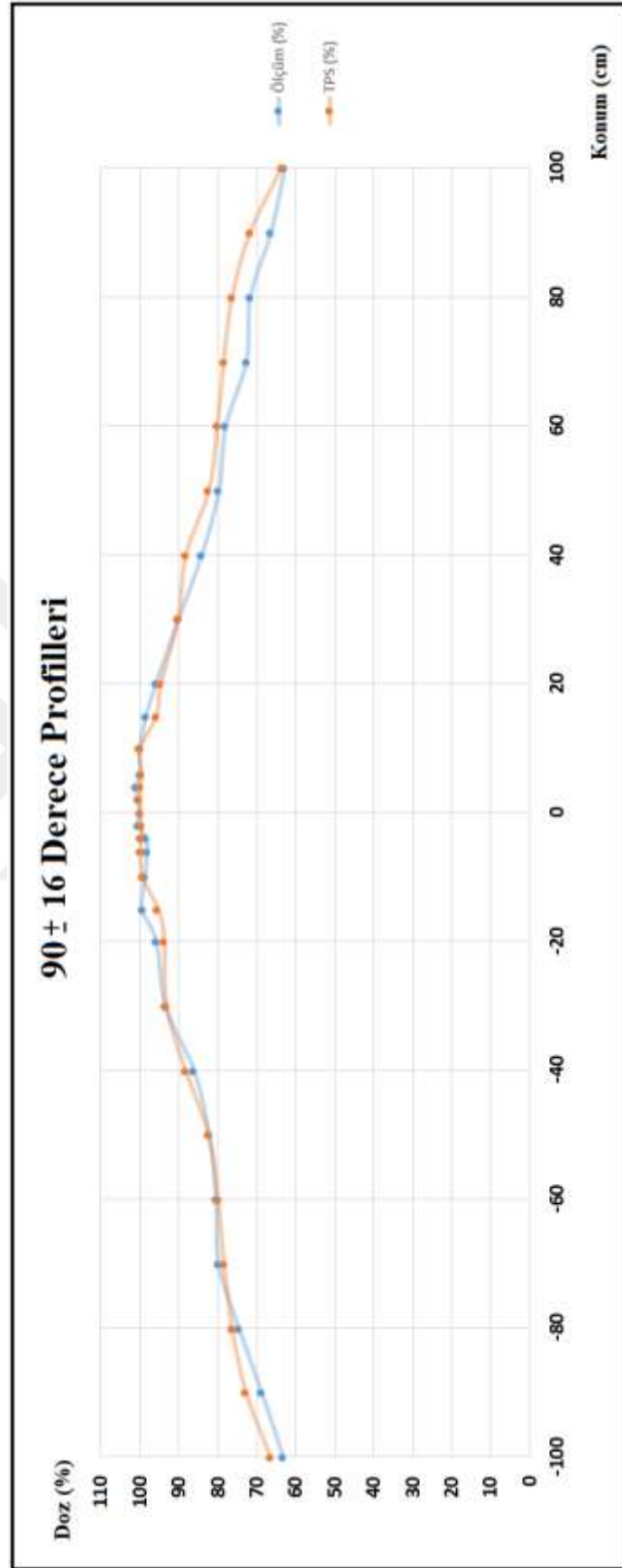
Grafik 33: 90°±15° açılı çifti için ölçüm ve TPS profilleri.

TLD ölçümü ve “Gantry finder” yazılımından 74°/106° açı çifti için elde edilen profil verileri aşağıdaki tabloda gösterilmektedir (**Tablo-23**).

Tablo 23: 90°±16° açı çifti için ölçüm ve TPS profil verileri.

No	Konum	Ölçüm (mGy)	Ölçüm (%)	TPS (microC)	TPS (%)	Mutlak Fark (%)
1	100	493,9	63,0	2,0066	63,64	0,67
2	90	521,4	66,5	2,2622	71,74	5,27
3	80	562,9	71,8	2,4084	76,38	4,62
4	70	570,6	72,7	2,4760	78,52	5,78
5	60	612,2	78,0	2,5278	80,17	2,12
6	50	625,6	79,8	2,5973	82,37	2,62
7	40	659,7	84,1	2,7845	88,31	4,20
8	30	706,6	90,1	2,8481	90,32	0,24
9	20	751,6	95,8	2,9878	94,75	1,06
10	15	771,6	98,4	3,0238	95,90	2,47
11	10	783,9	99,9	3,1574	100,13	0,20
12	6	783,5	99,9	3,1454	99,75	0,13
13	4	792,3	101,0	3,1532	100,00	1,01
14	2	788,9	100,6	3,1610	100,25	0,33
15	0	784,4	100,0	3,1532	100,00	0,00
16	-2	787,6	100,4	3,1454	99,75	0,66
17	-4	771,5	98,4	3,1470	99,80	1,45
18	-6	769,2	98,1	3,1486	99,85	1,79
19	-10	774,0	98,7	3,1370	99,49	0,81
20	-15	779,5	99,4	3,0089	95,42	3,95
21	-20	750,8	95,7	2,9591	93,84	1,87
22	-30	733,3	93,5	2,9424	93,31	0,17
23	-40	675,6	86,1	2,7873	88,40	2,27
24	-50	645,3	82,3	2,5972	82,37	0,10
25	-60	631,4	80,5	2,5219	79,98	0,52
26	-70	626,3	79,8	2,4734	78,44	1,40
27	-80	585,6	74,7	2,4078	76,36	1,70
28	-90	539,7	68,8	2,2944	72,76	3,96
29	-100	496,8	63,3	2,0938	66,40	3,07

74°/106° açı çifti için TLD ölçümü ve “Gantry finder” yazılımından elde edilen profiller Grafik-34’te gösterilmektedir.



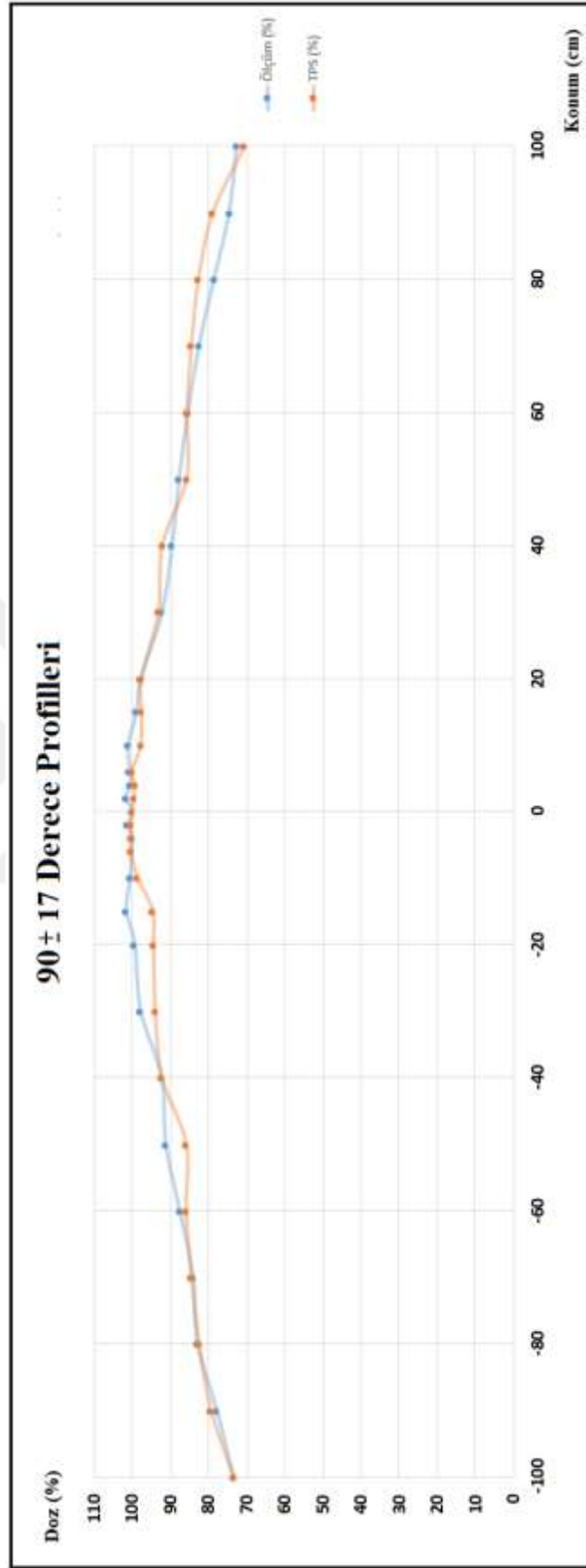
Grafik 34: 90°±16° açılı için ölçüm ve TPS profilleri.

TLD ölçümü ve “*Gantry finder*” yazılımından 73°/107° açı çifti için elde edilen profil verileri aşağıdaki tabloda gösterilmektedir (**Tablo-24**).

Tablo 24: 90°±17° açı çifti için ölçüm ve TPS profil verileri.

No	Konum	Ölçüm (mGy)	Ölçüm (%)	TPS (microC)	TPS (%)	Mutlak Fark (%)
1	100	469,6	72,6	2,0809	70,57	2,01
2	90	482,1	74,5	2,3258	78,87	4,36
3	80	508,2	78,5	2,4375	82,66	4,11
4	70	533,7	82,5	2,4921	84,51	2,02
5	60	552,6	85,4	2,5260	85,66	0,25
6	50	567,5	87,7	2,5292	85,77	1,94
7	40	579,5	89,6	2,7174	92,15	2,59
8	30	596,7	92,2	2,7454	93,10	0,88
9	20	633,0	97,8	2,8786	97,62	0,22
10	15	640,4	99,0	2,8773	97,58	1,40
11	10	654,6	101,2	2,8828	97,76	3,41
12	6	651,7	100,7	2,9503	100,05	0,68
13	4	650,2	100,5	2,9285	99,31	1,18
14	2	658,5	101,8	2,9363	99,58	2,20
15	0	647,0	100,0	2,9488	100,00	0,00
16	-2	655,2	101,3	2,9582	100,32	0,95
17	-4	646,9	100,0	2,9598	100,37	0,39
18	-6	648,8	100,3	2,9614	100,43	0,15
19	-10	651,4	100,7	2,9099	98,68	2,00
20	-15	657,8	101,7	2,7890	94,58	7,09
21	-20	643,3	99,4	2,7843	94,42	5,01
22	-30	633,3	97,9	2,7715	93,99	3,90
23	-40	597,6	92,4	2,7202	92,25	0,12
24	-50	590,3	91,2	2,5315	85,85	5,39
25	-60	566,5	87,6	2,5329	85,90	1,66
26	-70	543,7	84,0	2,4932	84,55	0,52
27	-80	536,4	82,9	2,4328	82,50	0,40
28	-90	503,2	77,8	2,3406	79,37	1,60
29	-100	475,3	73,5	2,1663	73,46	0,00

73°/107° açı çifti için TLD ölçümü ve “*Gantry finder*” yazılımından elde edilen profiller Grafik-35’te gösterilmektedir.



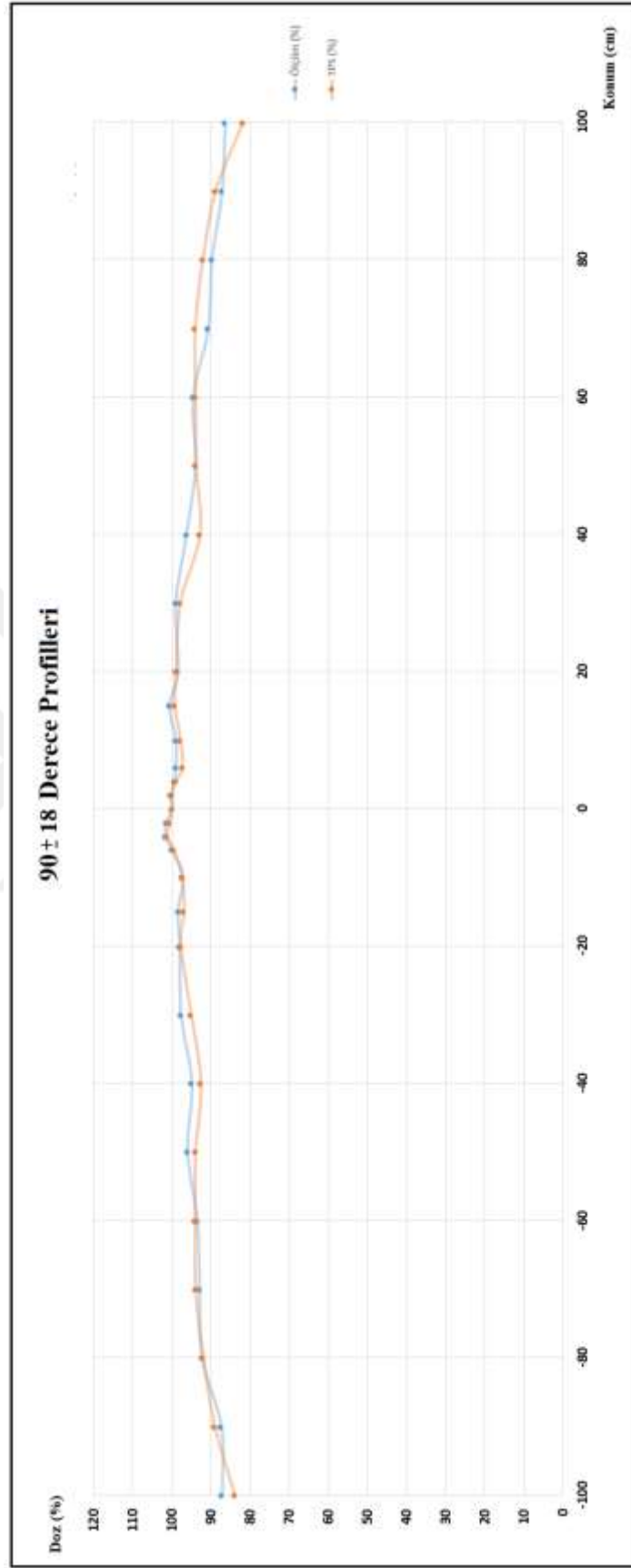
Grafik 35: $90^{\circ} \pm 17^{\circ}$ açılı çifti için ölçüm ve TPS profilleri.

TLD ölçümü ve “*Gantry finder*” yazılımından 72°/108° açı çifti için elde edilen profil verileri aşağıdaki tabloda gösterilmektedir (**Tablo-25**).

Tablo 25: 90°±18° açı çifti için ölçüm ve TPS profil verileri.

No	Konum	Ölçüm (mGy)	Ölçüm (%)	TPS (microC)	TPS (%)	Mutlak Fark (%)
1	100	475,8	86,5	2,1845	81,88	4,60
2	90	480,2	87,3	2,3730	88,94	1,67
3	80	494,5	89,9	2,4595	92,19	2,31
4	70	499,4	90,8	2,5125	94,17	3,40
5	60	520,5	94,6	2,5096	94,06	0,54
6	50	517,5	94,1	2,5060	93,93	0,13
7	40	529,9	96,3	2,4790	92,92	3,39
8	30	544,9	99,0	2,6138	97,97	1,07
9	20	542,0	98,5	2,6432	99,07	0,56
10	15	553,6	100,6	2,6504	99,34	1,28
11	10	544,9	99,0	2,6128	97,93	1,11
12	6	545,0	99,1	2,5988	97,41	1,65
13	4	546,8	99,4	2,6435	99,08	0,30
14	2	550,4	100,0	2,6804	100,46	0,43
15	0	550,2	100,0	2,6680	100,00	0,00
16	-2	558,0	101,4	2,6852	100,64	0,77
17	-4	559,9	101,8	2,7024	101,29	0,47
18	-6	550,6	100,1	2,6571	99,59	0,48
19	-10	535,3	97,3	2,5996	97,44	0,14
20	-15	541,7	98,5	2,5895	97,06	1,40
21	-20	539,6	98,1	2,6100	97,83	0,25
22	-30	537,6	97,7	2,5395	95,18	2,53
23	-40	522,7	95,0	2,4730	92,69	2,31
24	-50	528,5	96,1	2,5095	94,06	2,00
25	-60	514,9	93,6	2,5125	94,17	0,59
26	-70	511,6	93,0	2,5096	94,06	1,08
27	-80	508,4	92,4	2,4560	92,05	0,35
28	-90	481,2	87,5	2,3790	89,17	1,71
29	-100	480,2	87,3	2,2395	83,94	3,34

72°/108° açı çifti için TLD ölçümü ve “*Gantry finder*” yazılımından elde edilen profiller Grafik-36’da gösterilmektedir.



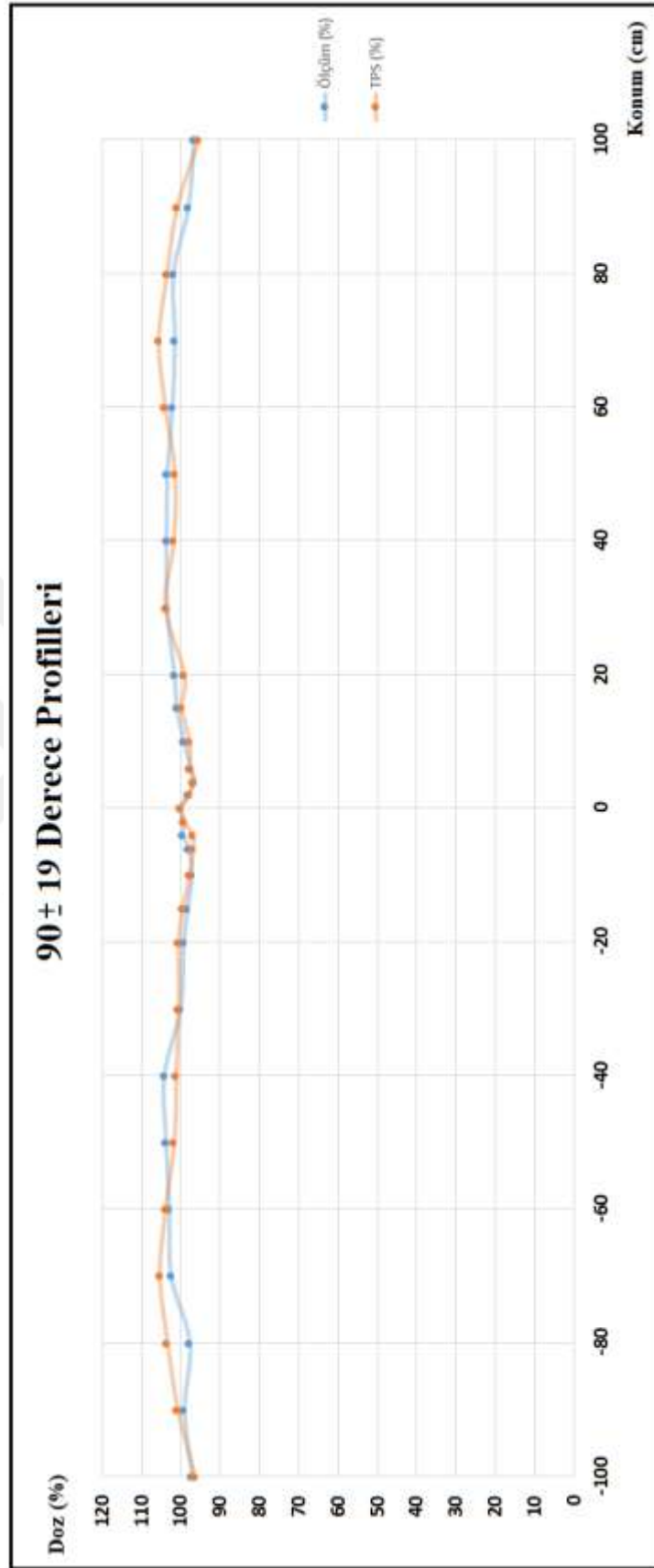
Grafik 36: 90°±18° açılı için ölçüm ve TPS profilleri.

TLD ölçümü ve “Gantry finder” yazılımından 71°/109° açı çifti için elde edilen profil verileri aşağıdaki tabloda gösterilmektedir (**Tablo-26**).

Tablo 26: 90°±19° açı çifti için ölçüm ve TPS profil verileri.

No	Konum	Ölçüm (mGy)	Ölçüm (%)	TPS (microC)	TPS (%)	Mutlak Fark (%)
1	100	514.1	96,7	2,2881	95,45	1,26
2	90	521.4	98,1	2,4202	100,96	2,88
3	80	541.7	101,9	2,4815	103,52	1,62
4	70	539.7	101,5	2,5329	105,67	4,14
5	60	543.1	102,2	2,4932	104,01	1,85
6	50	549.7	103,4	2,4328	101,49	1,92
7	40	551.0	103,6	2,4406	101,81	1,83
8	30	550.3	103,5	2,4910	103,92	0,40
9	20	540.5	101,7	2,3769	99,16	2,52
10	15	537.1	101,0	2,3918	99,78	1,26
11	10	527.6	99,2	2,3458	97,86	1,39
12	6	518.4	97,5	2,3429	97,74	0,22
13	4	514.1	96,7	2,3251	97,00	0,29
14	2	522.1	98,2	2,3477	97,94	0,27
15	0	531.6	100,0	2,3971	100,00	0,00
16	-2	527.8	99,3	2,3793	99,26	0,03
17	-4	529.1	99,5	2,3265	97,05	2,47
18	-6	521.3	98,1	2,3234	96,93	1,14
19	-10	517.2	97,3	2,3430	97,74	0,45
20	-15	522.5	98,3	2,3869	99,57	1,29
21	-20	527.8	99,3	2,4099	100,53	1,25
22	-30	532.2	100,1	2,4118	100,61	0,50
23	-40	554.1	104,2	2,4258	101,20	3,04
24	-50	551.6	103,8	2,4375	101,69	2,08
25	-60	547.1	102,9	2,4921	103,96	1,05
26	-70	544.9	102,5	2,5260	105,38	2,88
27	-80	519.7	97,8	2,4792	103,42	5,66
28	-90	528.1	99,1	2,4174	100,85	1,74
29	-100	515.6	97,1	2,3127	96,48	0,64

71°/109° açı çifti için TLD ölçümü ve “Gantry finder” yazılımından elde edilen profiller Grafik-37’de gösterilmektedir.



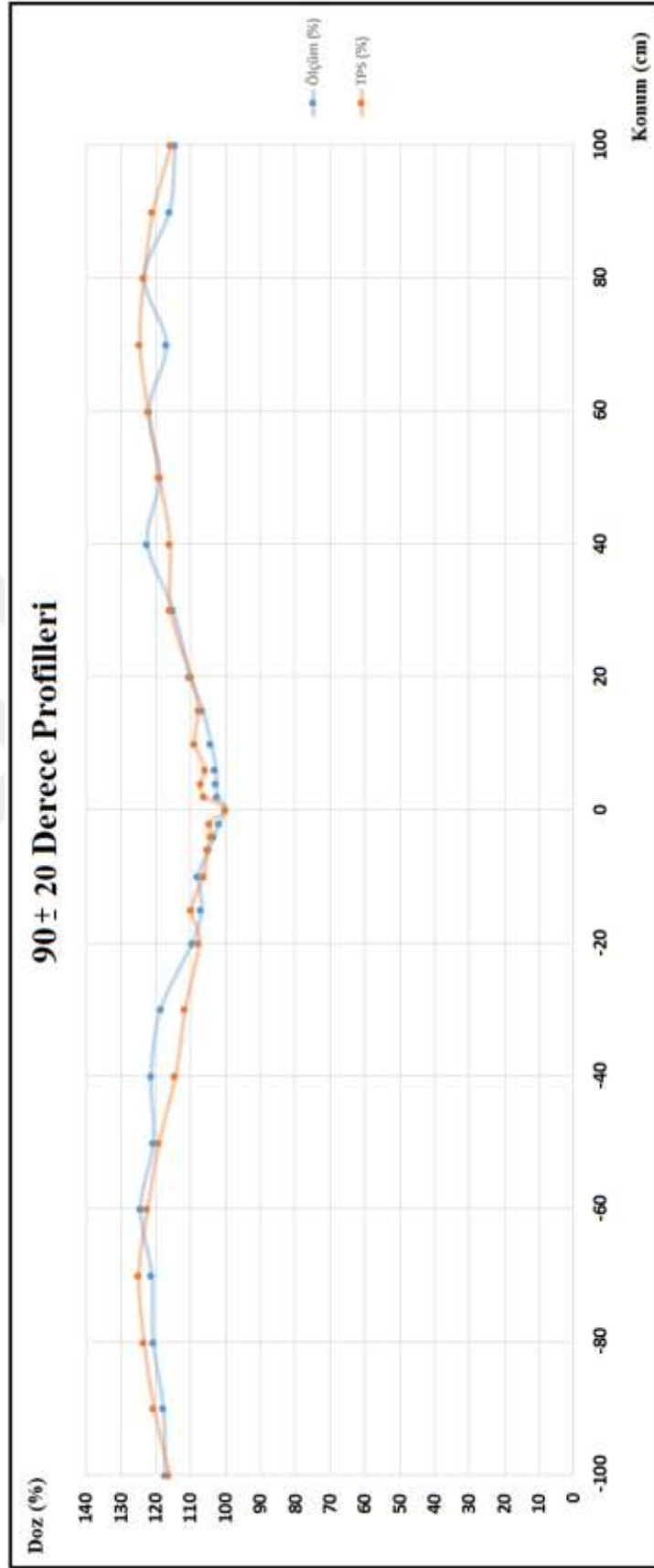
Grafik 37: 90°±19° açı çifti için ölçüm ve TPS profilleri.

TLD ölçümü ve “*Gantry finder*” yazılımından 70°/110° açı çifti için elde edilen profil verileri aşağıdaki tabloda gösterilmektedir (**Tablo-27**).

Tablo 27: 90°±20° açı çifti için ölçüm ve TPS profil verileri.

No	Konum	Ölçüm (mGy)	Ölçüm (%)	TPS (microC)	TPS (%)	Mutlak Fark (%)
1	100	536,6	114,5	2,3376	115,57	1,04
2	90	543,3	116,0	2,4430	120,79	4,82
3	80	577,6	123,3	2,4972	123,46	0,18
4	70	548,0	117,0	2,5219	124,69	7,72
5	60	571,4	122,0	2,4734	122,29	0,32
6	50	556,8	118,8	2,4078	119,04	0,20
7	40	573,4	122,4	2,3444	115,91	6,48
8	30	539,1	115,1	2,3438	115,88	0,81
9	20	516,7	110,3	2,2238	109,95	0,34
10	15	499,8	106,7	2,1798	107,77	1,09
11	10	488,6	104,3	2,2024	108,89	4,60
12	6	481,9	102,9	2,1404	105,82	2,96
13	4	480,9	102,6	2,1675	107,16	4,52
14	2	480,1	102,5	2,1486	106,23	3,75
15	0	468,5	100,0	2,0226	100,00	0,00
16	-2	477,0	101,8	2,1130	104,47	2,66
17	-4	484,4	103,4	2,1054	104,09	0,70
18	-6	490,7	104,7	2,1277	105,20	0,46
19	-10	505,0	107,8	2,1486	106,23	1,56
20	-15	500,9	106,9	2,2201	109,76	2,85
21	-20	513,0	109,5	2,1761	107,59	1,91
22	-30	555,3	118,5	2,2566	111,57	6,96
23	-40	568,3	121,3	2,3122	114,32	6,98
24	-50	565,1	120,6	2,4084	119,07	1,54
25	-60	582,2	124,3	2,4760	122,42	1,85
26	-70	567,4	121,1	2,5278	124,98	3,87
27	-80	565,6	120,7	2,4973	123,47	2,74
28	-90	551,9	117,8	2,4386	120,57	2,77
29	-100	549,2	117,2	2,3502	116,20	1,03

70°/110° açı çifti için TLD ölçümü ve “*Gantry finder*” yazılımından elde edilen profiller Grafik-38’de gösterilmektedir.



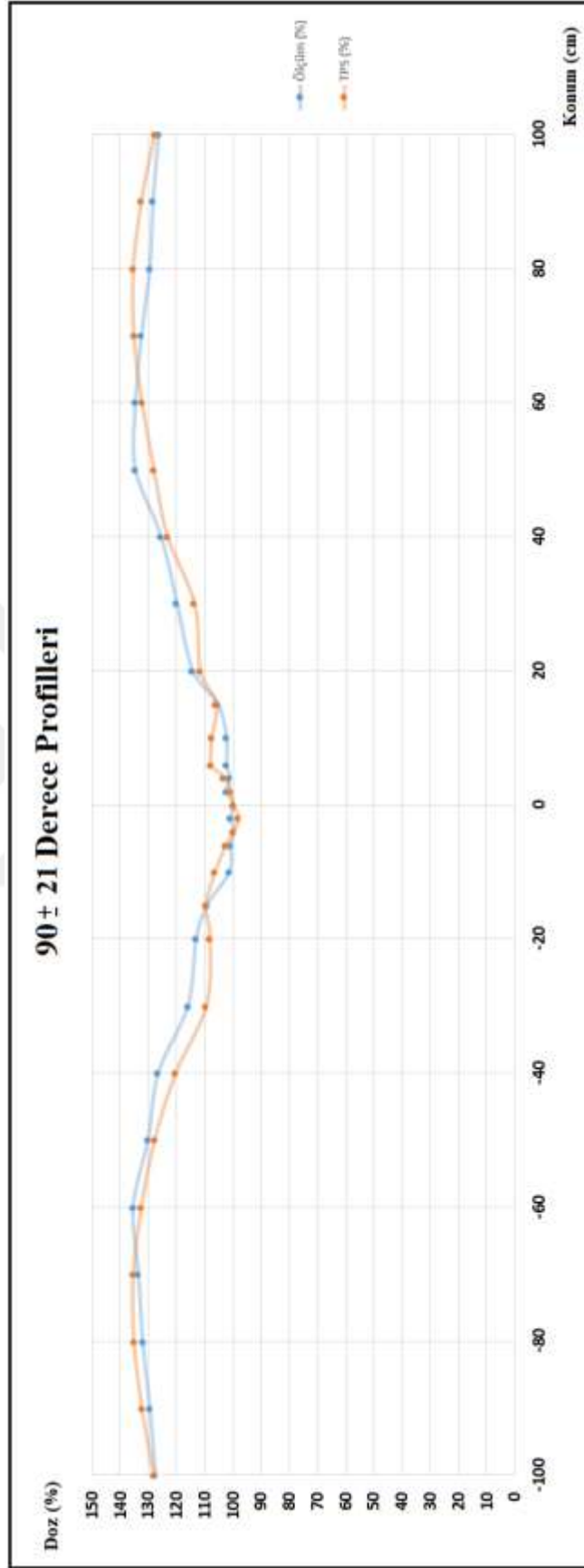
Grafik 38: 90°±20° açı çifti için ölçüm ve TPS profilleri.

TLD ölçümü ve “Gantry finder” yazılımından 69°/111° açı çifti için elde edilen profil verileri aşağıdaki tabloda gösterilmektedir (**Tablo-28**).

Tablo 28: 90°±21° açı çifti için ölçüm ve TPS profil verileri.

No	Konum	Ölçüm (mGy)	Ölçüm (%)	TPS (microC)	TPS (%)	Mutlak Fark (%)
1	100	493,3	126,4	2,3730	127,72	1,30
2	90	500,7	128,3	2,4595	132,38	4,06
3	80	505,1	129,4	2,5125	135,23	5,79
4	70	516,6	132,4	2,5096	135,08	2,68
5	60	524,8	134,5	2,4560	132,19	2,30
6	50	525,2	134,6	2,3790	128,05	6,55
7	40	489,9	125,6	2,2895	123,23	2,32
8	30	467,7	119,9	2,1125	113,70	6,16
9	20	446,3	114,4	2,0738	111,62	2,76
10	15	411,5	105,5	1,9696	106,01	0,55
11	10	399,3	102,3	1,9987	107,58	5,25
12	6	399,4	102,4	2,0025	107,78	5,43
13	4	394,9	101,2	1,9168	103,17	1,97
14	2	399,0	102,3	1,8741	100,87	1,38
15	0	390,2	100,0	1,8579	100,00	0,00
16	-2	393,5	100,8	1,8229	98,12	2,73
17	-4	389,4	99,8	1,8557	99,88	0,09
18	-6	393,7	100,9	1,9058	102,58	1,68
19	-10	395,4	101,3	1,9760	106,36	5,02
20	-15	426,1	109,2	2,0375	109,67	0,47
21	-20	441,3	113,1	2,0100	108,19	4,91
22	-30	452,6	116,0	2,0340	109,48	6,51
23	-40	493,4	126,4	2,2345	120,27	6,18
24	-50	507,6	130,1	2,3730	127,72	2,36
25	-60	528,3	135,4	2,4595	132,38	3,01
26	-70	520,7	133,4	2,5125	135,23	1,79
27	-80	515,0	132,0	25096	135,08	3,09
28	-90	505,1	129,4	2,4560	132,19	2,75
29	-100	497,6	127,5	2,3790	128,05	0,52

69°/111° açı çifti için TLD ölçümü ve “Gantry finder” yazılımından elde edilen profiller Grafik-39’da gösterilmektedir.



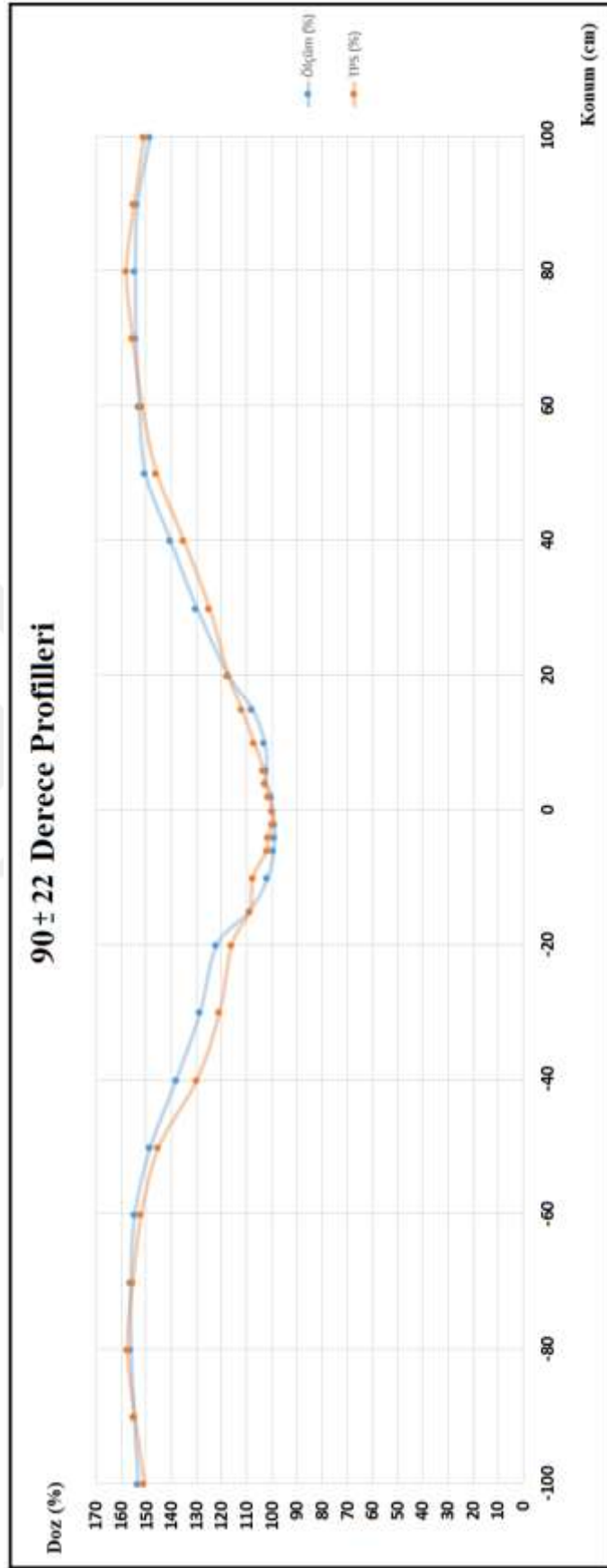
Grafik 39: 90°±21° açılı çifti için ölçüm ve TPS profilleri.

TLD ölçümü ve “*Gantry finder*” yazılımından 68°/112° açılı çifti için elde edilen profil verileri aşağıdaki tabloda gösterilmektedir (**Tablo-29**).

Tablo 29: 90°±22° açılı çifti için ölçüm ve TPS profil verileri.

No	Konum	Ölçüm (mGy)	Ölçüm (%)	TPS (microC)	TPS (%)	Mutlak Fark (%)
1	100	463,1	148,4	2,4202	151,01	2,58
2	90	479,3	153,6	2,4815	154,83	1,21
3	80	482,0	154,5	2,5329	158,04	3,55
4	70	481,2	154,2	2,4932	155,56	1,33
5	60	477,2	152,9	2,4328	151,79	1,15
6	50	469,8	150,6	2,3406	146,04	4,54
7	40	438,6	140,6	2,1663	135,17	5,41
8	30	406,0	130,1	2,0041	125,05	5,08
9	20	366,9	117,6	1,8822	117,44	0,16
10	15	337,1	108,0	1,7975	112,15	4,11
11	10	321,5	103,0	1,7176	107,17	4,12
12	6	318,8	102,2	1,6572	103,40	1,22
13	4	319,7	102,5	1,6440	102,58	0,11
14	2	313,1	100,4	1,6235	101,30	0,95
15	0	312,0	100,0	1,6027	100,00	0,00
16	-2	309,1	99,1	1,6011	99,90	0,83
17	-4	308,9	99,0	1,6287	101,62	2,62
18	-6	310,3	99,5	1,6331	101,90	2,44
19	-10	317,2	101,7	1,7250	107,63	5,96
20	-15	339,6	108,8	1,7446	108,85	0,01
21	-20	380,7	122,0	1,8595	116,02	6,00
22	-30	401,5	128,7	1,9372	120,87	7,81
23	-40	430,9	138,1	2,0809	129,84	8,27
24	-50	463,3	148,5	2,3258	145,12	3,38
25	-60	482,7	154,7	2,4375	152,09	2,62
26	-70	487,7	156,3	2,4921	155,49	0,82
27	-80	487,3	156,2	2,5260	157,61	1,42
28	-90	483,5	155,0	2,4792	154,69	0,28
29	-100	478,4	153,3	2,4174	150,83	2,50

68°/112° açılı çifti için TLD ölçümü ve “*Gantry finder*” yazılımından elde edilen profiller Grafik-40’ta gösterilmektedir.



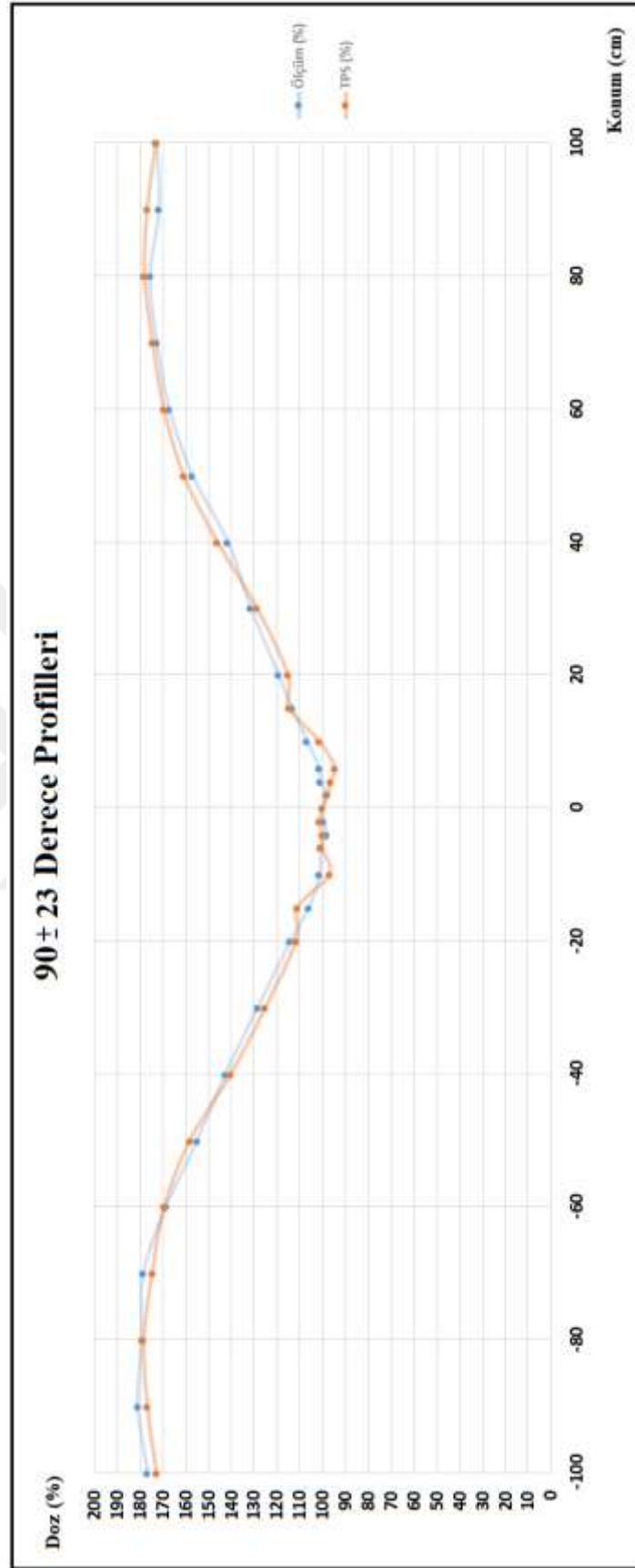
Grafik 40: 90°±22° açı çifti için ölçüm ve TPS profilleri.

TLD ölçümü ve “Gantry finder” yazılımından 67°/113° açı çifti için elde edilen profil verileri aşağıdaki tabloda gösterilmektedir (**Tablo-30**).

Tablo 30: 90°±23° açı çifti için ölçüm ve TPS profil verileri.

No	Konum	Ölçüm (mGy)	Ölçüm (%)	TPS (microC)	TPS (%)	Mutlak Fark (%)
1	100	455,4	172,4	2,4485	173,06	0,63
2	90	452,9	171,5	2,5023	176,87	5,38
3	80	463,5	175,5	2,5178	177,96	2,46
4	70	455,5	172,5	2,4676	174,41	1,94
5	60	441,2	167,1	2,3982	169,51	2,45
6	50	414,6	157,0	2,2761	160,88	3,89
7	40	373,6	141,5	2,0667	146,08	4,62
8	30	347,0	131,4	1,8205	128,68	2,71
9	20	315,2	119,3	1,6296	115,18	4,17
10	15	299,3	113,3	1,6215	114,61	1,28
11	10	282,1	106,8	1,4348	101,41	5,40
12	6	267,7	101,4	1,3386	94,61	6,75
13	4	267,2	101,2	1,3657	96,53	4,64
14	2	259,6	98,3	1,3842	97,84	0,46
15	0	264,1	100,0	1,4148	100,00	0,00
16	-2	263,1	99,6	1,4337	101,34	1,71
17	-4	259,4	98,2	1,4166	100,13	1,91
18	-6	266,5	100,9	1,4203	100,39	0,52
19	-10	267,4	101,2	1,3729	97,04	4,21
20	-15	280,2	106,1	1,5705	111,01	4,91
21	-20	301,0	114,0	1,5788	111,59	2,38
22	-30	339,0	128,4	1,7682	124,98	3,38
23	-40	376,3	142,5	1,9824	140,12	2,37
24	-50	408,9	154,8	2,2362	158,06	3,23
25	-60	445,0	168,5	2,3966	169,39	0,90
26	-70	471,1	178,4	2,4705	174,62	3,76
27	-80	473,3	179,2	2,5227	178,31	0,90
28	-90	477,6	180,8	2,5014	176,80	4,04
29	-100	466,1	176,5	2,4444	172,77	3,71

67°/113° açı çifti için TLD ölçümü ve “Gantry finder” yazılımından elde edilen profiller Grafik-41’de gösterilmektedir.



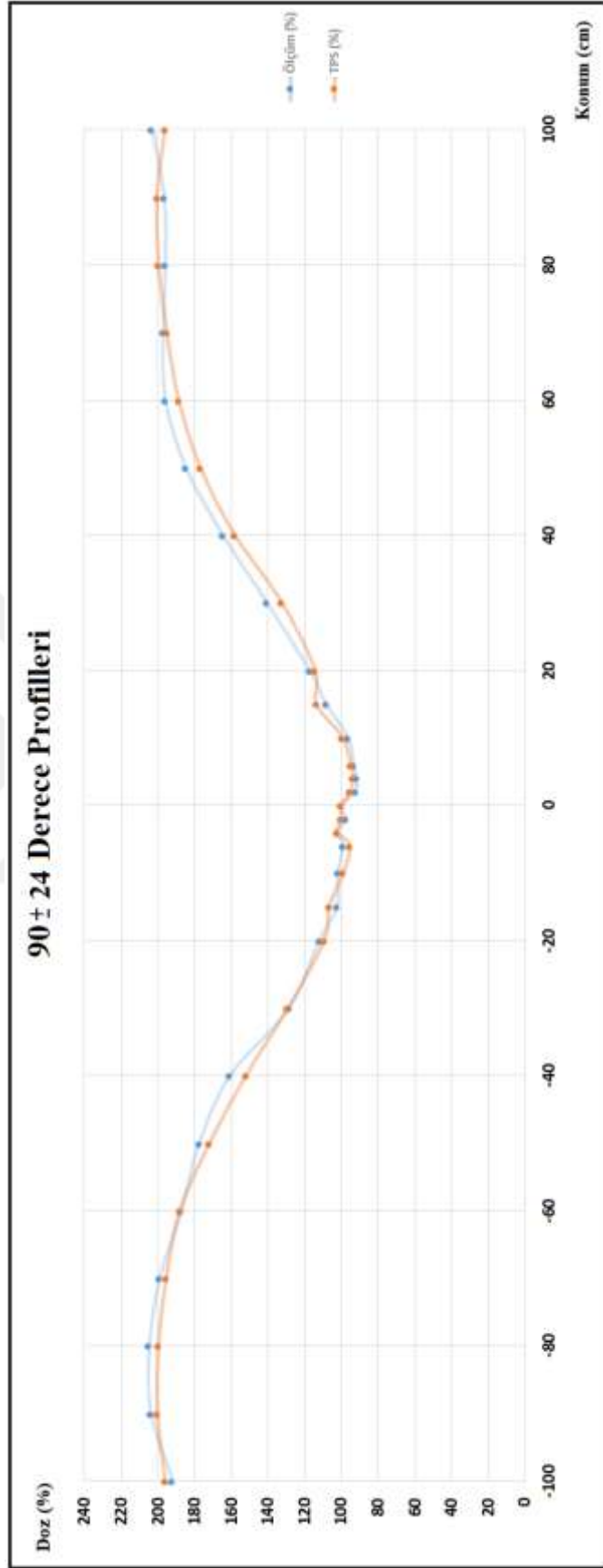
Grafik 41: 90°±23° açılı çifti için ölçüm ve TPS profilleri.

TLD ölçümü ve “*Gantry finder*” yazılımından 66°/114° açılı çifti için elde edilen profil verileri aşağıdaki tabloda gösterilmektedir (**Tablo-31**).

Tablo 31: 90°±24° açılı çifti için ölçüm ve TPS profil verileri.

No	Konum	Ölçüm (mGy)	Ölçüm (%)	TPS (microC)	TPS (%)	Mutlak Fark (%)
1	100	524,8	203,17	2,4650	196,21	6,96
2	90	508,0	196,67	2,5176	200,40	3,73
3	80	506,4	196,05	2,5055	199,43	3,38
4	70	509,6	197,29	2,4502	195,03	2,26
5	60	506,3	196,01	2,3694	188,60	7,41
6	50	477,6	184,90	2,2212	176,80	8,10
7	40	425,1	164,58	1,9854	158,04	6,54
8	30	363,1	140,57	1,6640	132,45	8,12
9	20	303,0	117,31	1,4372	114,40	2,91
10	15	279,5	108,21	1,4285	113,71	5,50
11	10	248,8	96,32	1,2491	99,43	3,10
12	6	240,6	93,15	1,1943	95,06	1,92
13	4	237,0	91,75	1,1780	93,77	2,01
14	2	237,9	92,10	1,1982	95,38	3,27
15	0	258,3	100,00	1,2563	100,00	0,00
16	-2	251,8	97,48	1,2616	100,42	2,94
17	-4	264,0	102,21	1,2825	102,09	0,12
18	-6	255,8	99,03	1,1997	95,49	3,54
19	-10	263,0	101,82	1,2448	99,08	2,73
20	-15	264,4	102,36	1,3413	106,77	4,40
21	-20	289,5	112,08	1,3754	109,48	2,60
22	-30	331,5	128,34	1,6234	129,22	0,88
23	-40	415,1	160,70	1,9098	152,02	8,69
24	-50	458,7	177,58	2,1586	171,82	5,76
25	-60	483,7	187,26	2,3612	187,95	0,69
26	-70	514,4	199,15	2,4540	195,34	3,81
27	-80	529,1	204,84	2,5074	199,59	5,25
28	-90	526,7	203,91	2,5137	200,09	3,82
29	-100	496,0	192,02	2,4618	195,96	3,93

66°/114° açılı çifti için TLD ölçümü ve “*Gantry finder*” yazılımından elde edilen profiller Grafik-42’de gösterilmektedir.



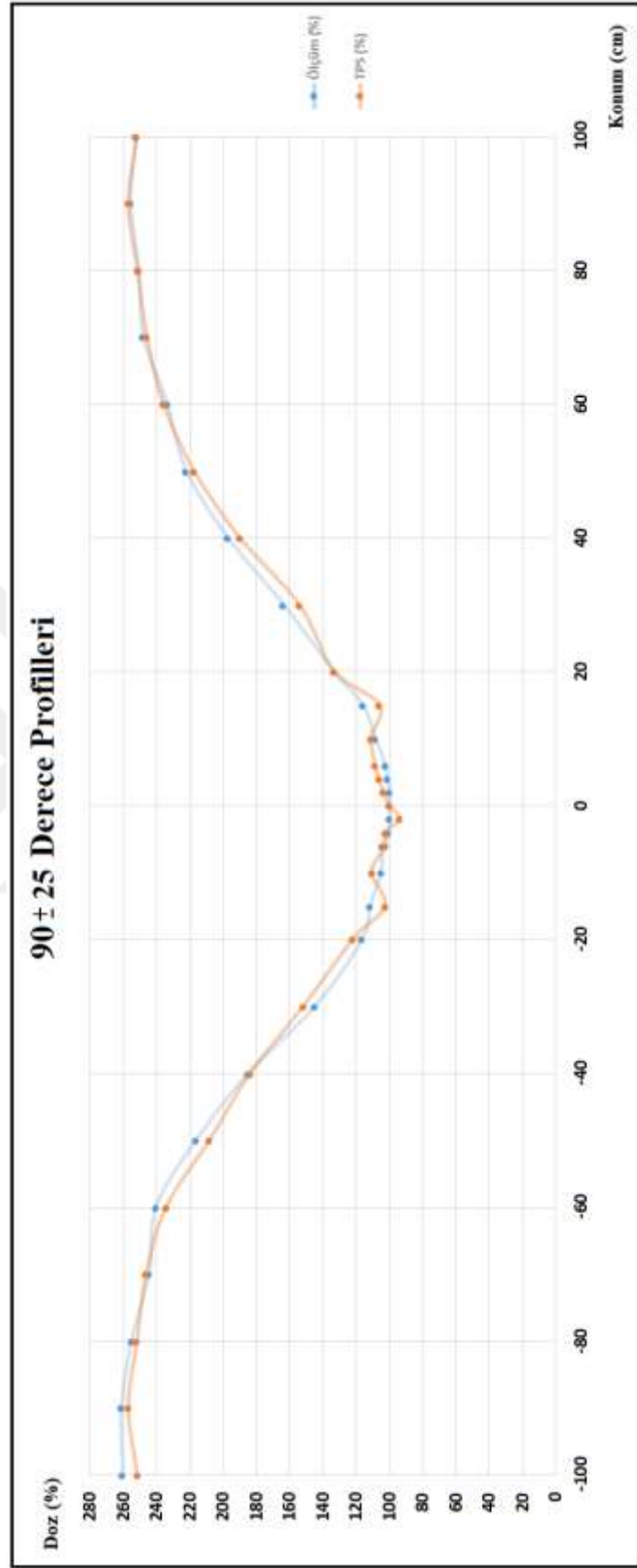
Grafik 42: 90°±24° açılı çifti için ölçüm ve TPS profilleri.

TLD ölçümü ve “Gantry finder” yazılımından 65°/115° açı çifti için elde edilen profil verileri aşağıdaki tabloda gösterilmektedir (**Tablo-32**).

Tablo 32: 90°±25° açı çifti için ölçüm ve TPS profil verileri.

No	Konum	Ölçüm (mGy)	Ölçüm (%)	TPS (microC)	TPS (%)	Mutlak Fark (%)
1	100	536,9	252,42	2,4870	251,70	0,73
2	90	543,5	255,52	2,5380	256,86	1,33
3	80	533,2	250,68	2,4850	251,49	0,81
4	70	527,4	247,95	2,4270	245,62	2,33
5	60	497,0	233,66	2,3310	235,91	2,24
6	50	472,6	222,19	2,1480	217,39	4,80
7	40	419,5	197,23	1,8770	189,96	7,27
8	30	348,2	163,70	1,5220	154,03	9,67
9	20	283,7	133,38	1,3140	132,98	0,40
10	15	246,6	115,94	1,0446	105,72	10,22
11	10	230,6	108,42	1,0963	110,95	2,53
12	6	217,6	102,30	1,0702	108,31	6,01
13	4	215,4	101,27	1,0504	106,31	5,04
14	2	212,3	99,81	1,0226	103,49	3,68
15	0	212,7	100,00	0,9881	100,00	0,00
16	-2	211,9	99,62	0,9242	93,53	6,09
17	-4	214,2	100,71	1,0098	102,20	1,49
18	-6	221,7	104,23	1,0097	102,19	2,05
19	-10	223,5	105,08	1,0923	110,55	5,47
20	-15	237,1	111,47	1,0133	102,55	8,92
21	-20	247,2	116,22	1,2030	121,75	5,53
22	-30	307,8	144,71	1,4970	151,50	6,79
23	-40	393,1	184,81	1,8130	183,48	1,33
24	-50	459,9	216,22	2,0550	207,97	8,25
25	-60	511,4	240,43	2,3140	234,19	6,25
26	-70	520,3	244,62	2,4320	246,13	1,51
27	-80	542,8	255,20	2,4870	251,70	3,50
28	-90	555,5	261,17	2,5380	256,86	4,31
29	-100	553,9	260,41	2,4850	251,49	8,92

65°/115° açı çifti için TLD ölçümü ve “Gantry finder” yazılımından elde edilen profiller Grafik-43’te gösterilmektedir.



Grafik 43: 90°±25° açı çifti için ölçüm ve TPS profilleri.

Yapılan istatistiksel analizler sonucunda tüm açı çiftleri için “*Gantry finder*” programı ve TLD ölçümleriyle elde edilen profiller arasında anlamlı farkın olmadığı belirlendi (Tablo-33).

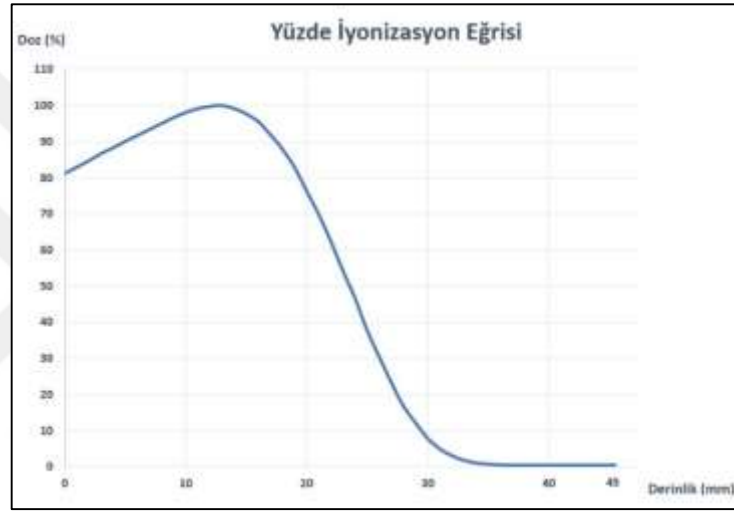
Tablo 33: “*Gantry finder*” (TPS) ve TLD profil ölçümlerinin istatistiksel karşılaştırılması.

	N	Mean	Std. Dev.	Minimum	Maximum	p
Ölçüm15	29	85,24	14,95	55,80	101,20	0,076
TPS15	29	84,58	14,67	55,82	100,46	
Ölçüm16	29	86,94	12,92	63,00	101,00	0,072
TPS16	29	87,88	11,50	63,64	100,25	
Ölçüm17	29	91,54	9,79	72,60	101,80	0,106
TPS17	29	90,75	8,75	70,57	100,43	
Ölçüm18	29	95,69	4,64	86,50	101,80	0,083
TPS18	29	95,12	4,77	81,88	101,29	
Ölçüm19	29	100,16	2,40	96,70	104,20	0,785
TPS19	29	100,38	2,81	95,45	105,67	
Ölçüm20	29	112,90	7,94	100,00	124,30	0,151
TPS20	29	113,57	7,43	100,00	124,98	
Ölçüm21	29	117,74	13,51	99,80	135,40	0,864
TPS21	29	117,58	13,36	98,12	135,23	
Ölçüm22	29	128,95	23,53	99,00	156,30	0,724
TPS22	29	128,41	22,59	99,90	158,04	
Ölçüm23	29	136,49	32,24	98,20	180,80	0,452
TPS23	29	136,01	33,18	94,61	178,31	
Ölçüm24	29	146,44	45,24	91,75	204,84	0,111
TPS24	29	144,97	43,55	93,77	200,40	
Ölçüm25	29	173,43	66,27	99,62	261,17	0,194
TPS25	29	171,96	64,94	93,53	256,86	

Hem homojen profili sağlayan 71°/109° tedavi açıları hem de homojenitenin sağlanmadığı diğer tüm açılarda “*Gantry finder*” programı ile elde edilen profil dozlarının TLD ölçümleriyle uyduğu saptandı. Buna göre “*Gantry finder*” programı ve tedavi açısını hızlı belirleme yönteminin güvenilirliği kanıtlandı.

4.7- Yüzde Derin Doz (%DD) Ölçümü

TSEI için tedavi derinliği, maksimum doz derinliği, tedavi düzlemi ortalama enerjisi gibi parametrelerin belirlenmesi için %DD ölçümleri yapılır. Tedavi cihazında HDRE-1 (6 MeV) elektron enerjisi kullanılarak gantri 90°, SSD 310 cm mesafede RW3 fantomda %DD ölçümü yapıldı. Fantom yüzeyinde SSD mesafesi 310 cm’de sabit tutularak 1-40 mm arasındaki derinliklerde yapılan doz ölçümleri sonucunda elde edilen yüzde iyonizasyon ve %DD eğrilerine ait grafikler aşağıda gösterilmektedir (**Grafik-44, Grafik-45**).



Grafik 44: Yüzde iyonizasyon eğrisi.



Grafik 45: %DD eğrisi.

Yapılan ölçümler sonucunda elde edilen iyonizasyon eğrisi doz verileri ve bunun $S_{w,air}$ düzeltmesinin uygulanması sonucu oluşan %DD eğrisine ait veriler aşağıdaki tabloda gösterilmektedir (**Tablo-34**)

Tablo 34: Yüzde iyonizasyon ve yüzde derin doz eğrilerine ait doz ölçümleri.

HDRE-1 Derinlik (mm)	İyonizasyon Eğrisi		Düzeltilmiş İyonizasyon Eğrisi (nC)	Yüzde Derin Doz Eğrisi (%)
	Doz (nC)	Doz (%)		
0	0,7593	81,18	0,78152	78,02
1	0,7753	82,89	0,79878	79,75
2	0,7920	84,68	0,81753	81,62
3	0,8105	86,65	0,83825	83,69
4	0,8255	88,26	0,85545	85,40
5	0,8420	90,02	0,87509	87,37
6	0,8575	91,68	0,89463	89,32
7	0,8730	93,34	0,91387	91,24
8	0,8883	94,98	0,93305	93,15
9	0,9040	96,65	0,95312	95,16
10	0,9170	98,04	0,97050	96,89
11	0,9270	99,11	0,98481	98,32
12	0,9330	99,75	0,99493	99,33
13	0,9353	100,00	1,00164	100,00
14	0,9275	99,16	0,99743	99,58
15	0,9140	97,72	0,98703	98,54
16	0,8935	95,53	0,96891	96,73
17	0,8600	91,95	0,93645	93,49
18	0,8225	87,94	0,89931	89,78
19	0,7755	82,91	0,85102	84,96
20	0,7140	76,34	0,78639	78,51
21	0,6535	69,87	0,72221	72,10
22	0,5840	62,44	0,64761	64,65
23	0,5075	54,26	0,56469	56,38
24	0,4365	46,67	0,48733	48,65
25	0,3535	37,79	0,39600	39,53
26	0,2850	30,47		
27	0,2180	23,31		
28	0,1575	16,84		
29	0,1140	12,19		
30	0,0740	7,91		
31	0,0465	4,97		
32	0,0290	3,10		
33	0,0170	1,82		
34	0,0100	1,07		
35	0,0070	0,75		
36	0,0050	0,53		
37	0,0040	0,43		
38	0,0040	0,43		
39	0,0040	0,43		
40	0,0040	0,43		

%DD eğrisi kullanılarak yapılan analizler sonucunda maksimum doz derinliğinin (D_{maks}) 13 mm, R_{50} değerinin 23,83mm, pratik erişme mesafesinin (R_p) 29,8 mm olduğu belirlenmiştir (**Grafik-46**). R_{50} derinliğini kullanarak yapılan hesaplamada tedavi düzleminde ortalama enerjinin ($\overline{E_0}$) 5,55 MeV olduğu belirlendi. Yani tedavi cihazı enerjisi HDRE-1 (6MeV)'in 310 cm sonra tedavi düzleminde 5,55 MeV'e düştüğü ve tedavi enerjisinin bu olduğu saptandı. Ayrıca doz kalibrasyonunda kullanılacak $R_{50_{ion}}$ değeri 2,356 cm olarak bulundu.



Grafik 46: %DD eğrisinin analizi.

4.8- Doz Kalibrasyonu

Doz kalibrasyonu için maksimum doz derinliği olan 13 mm'de yapılan ölçümde elde edilen ortalama elektrometre okuması M_1 1,9118 nC oldu.

Yapılan polarizasyon katsayısı ölçümünde $V_1 = + 300$ Volt için $M_+ = 1,9118$ nC iken $V_2 = - 300$ Volt için $M_- = 1,9050$ nC olarak belirlendi. Denklem-1 yardımıyla K_{pol} katsayısı 0,99822 olarak hesaplandı.

Yapılan iyon rekombinasyon katsayısı ölçümünde $V_1 = + 300$ Volt için $M_1 = 1,9118$ nC iken $V_2 = + 100$ Volt için $M_2 = 1,9063$ nC olarak belirlendi.

Polarizasyon voltajlarının oranı yardımıyla TRS398'den elde edilen sabit katsayılar $a_0 = 1,198$, $a_1 = -0,875$ ve $a_2 = 0,677$ olarak alındı. Denklem-2 yardımıyla K_s katsayısı 1,00139 olarak hesaplandı. PPC05 paralel plan iyon odasının $N_{D,W}$ kalibrasyon katsayısı 60,477 cGy/nC yardımıyla yapılan çapraz kalibrasyon sonucu HDRE-1 için elde edilen $N_{D,W_{cross}}$ katsayısı 54,573 cGy/nC olarak belirlendi.

HDRE-1 (6 MeV) için k_{elec} değeri 1 olarak alındı. Yüzde iyonizasyon eğrisinden elde edilen $R_{50_{ion}}$ ile denklem-3 yardımıyla R_{50} değeri 2,364 olarak hesaplandı. Denklem-4 kullanılarak referans ölçüm derinliği olan Z_{ref} 1,3cm olarak hesaplandı. Yüzde derin doz eğrisi yardımıyla referans ölçüm derinliği olan 13 mm'deki doz yüzdesinin %100 olduğu saptandı. TRS 398 numaralı protokoldeki tablo 7.4 ve R_{50} yardımıyla K_{Q,Q_0} değeri 1,04124 olarak belirlendi (IAEA, 2006). Tedavi odası sıcaklığı, basıncı ve denklem-5 yardımıyla sıcaklık basınç düzeltmesi $K_{T,P}$ 1,00872 olarak hesaplandı.

PPIC ile ölçülen ve hesaplanan katsayıları denklem-6 ve denklem-7'ye yerleştirip gerekli hesaplamalar yapılarak 100 MU için kalibrasyon noktasındaki doz değeri 1,0954 Gy olarak belirlendi. Buradan da 1 MU için 0,010954 Gy doz verildiği hesaplandı.

Doz kalibrasyonu ikincil kontrol için TLD'lerle tekrarlandı. Bunun için 5 adet TLD-100 HDRE-1 (6 MeV) ışını ile SSD 310 cm'de kalibrasyon noktasında 100 MU verilerek ışınıldı. TLD'ler okunarak 100 MU için ortalama doz 1,0286 Gy olarak saptandı. Buradan 1MU için verilen doz miktarı TLD'lerle 0,010286 Gy olarak belirlendi.

4.9- Birleşik Doz Ölçümü

TSEI'da tedavi süresinin hesaplanmasında kullanılan 12 alan faktörünün (12AF) belirlenmesi için yapılan birleşik doz ölçümünde antropomorfik insan fantomu ve TLD'ler kullanıldı. İnsan fantomunun ön ve arka bölümlerine dikeyde bir ve yatayda iki eksen boyunca belirli aralıklarla TLD'ler yerleştirildi. Tam tedavi uygulanarak yapılan birleşik doz ölçümü SSD 310 cm'de insan fantomunun 60 derecede dönmesiyle altı farklı pozisyonu alması ve her pozisyonda bir ışın çifti ışınlanarak yapıldı. Bu ölçüm sonucu TLD'lerden elde edilen dozlar tablo-35'te gösterilmektedir.

Tablo 35: 12 Alan TLD dozları.

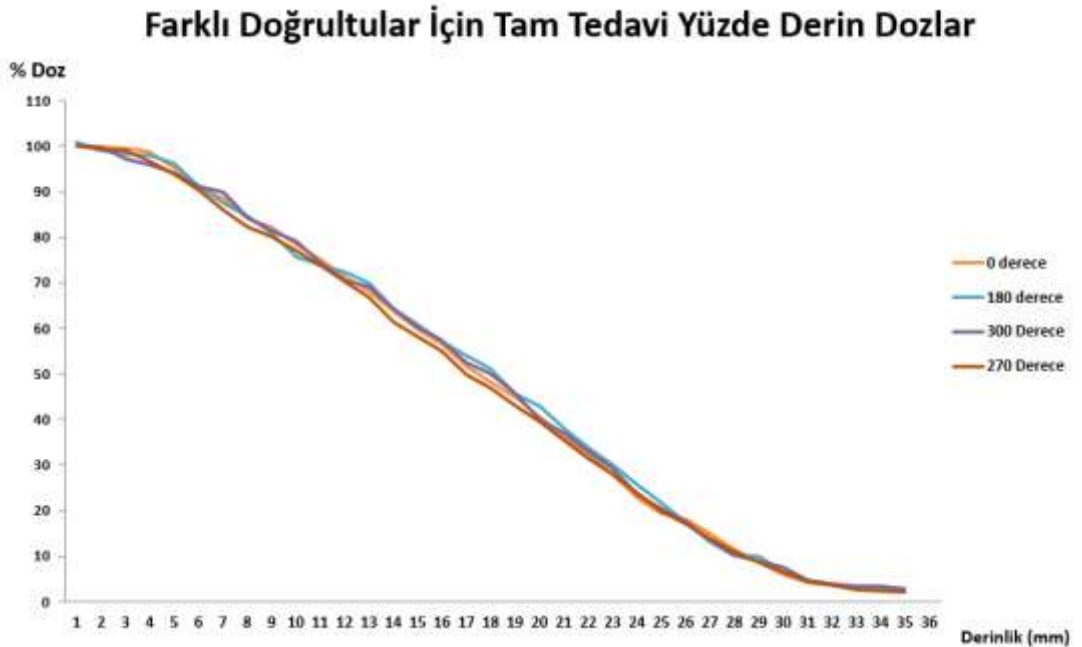
	Ön	Arka
No	TLD (mGy)	TLD (mGy)
1	755,3	733,3
2	683,3	709,9
3	730,6	785,1
4	675,1	622,5
5	716,5	664,4
6	738,8	704,9
7	766,6	786,0
8	787,5	770,6
9	767,4	625,5
10	678,9	719,5
11	792,4	823,6
12	705,1	755,4
13	672,3	717,5
14	735,2	750,0
15	721,5	705,5
16	680,4	670,6
17	701,6	698,3
18	744,9	725,9
19	657,1	739,6
20	659,0	651,7
21	691,8	771,1
22	698,4	681,8
23	789,9	734,8
Ortalama	719,6	719,5
Toplam Ortalama	719,50	

12 alan TLD ölçümünün ardından 5 TLD kullanılarak kalibrasyon ışınlaması yapıldı. Bunun için SSD 310 cm'de, maksimum doz derinliğinde (13 mm) ve gantri 90 derecede 100 MU verilerek ışınlandı. Daha sonra okutulan TLD'lerin ortalama dozu 1,029 Gy olarak belirlendi. Buna göre 12 alan TLD ortalaması anterior cilt için 719,55 iken posterior cilt için 719,46 olarak belirlendi. Tüm cilt için toplam 12 alan TLD

ortalaması ise 719,50 oldu. Elde edilen iki ölçüm verileri ve denklem-9 kullanılarak 12AF hesaplandı. Buna göre ön cilt bölgesi için 12AF 2,3318 iken arka cilt bölgesi için 2,3315 olarak hesaplandı. Tüm cilt için elde edilen toplam 12AF ise 2,3317 olarak hesaplandı ve ön ve arka 12AF'leri ile farkın neredeyse olmadığı belirlendi. Buna göre anterior pozisyonların ışınlanmasında anterior 12AF, posterior pozisyonların ışınlanmasında posterior 12AF değerinin kullanılmasının uygun olduğu belirlendi.

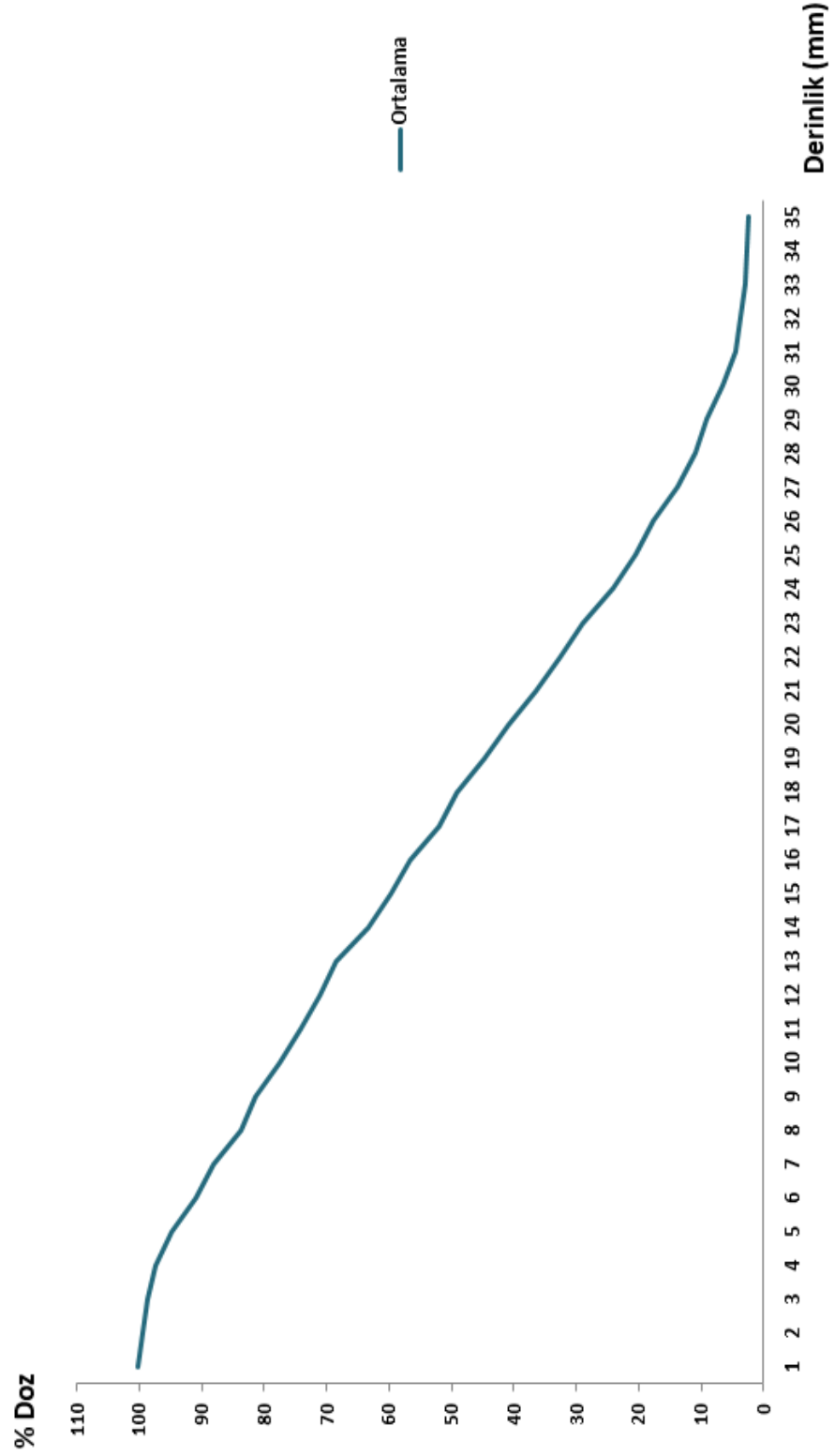
4.10- Fantom İçi Doz Dağılımı ve Tedavi Derinliğinin Belirlenmesi

TSEI tedavi derinliğinin belirlenmesi için fantom içi doz dağılımları ölçüldü. Bunun için EDR2 filmi insan fantomunun umbilikus seviyesindeki iki transvers kesit arasına yerleştirildi. Klasik TSEI kurulumunda tam tedavi ışınlaması yapılarak elde edilen film analiz programına aktarıldı. Işınlanan EDR2 filmi üzerinde 0°, 180°, 270° ve 300° olmak üzere toplam dört farklı açı doğrultusunda 35 nokta doz okuması yapılarak belirlenen %DD'lar ve bunların ortalama %DD'na ait veriler Tablo-36, Grafik-47 ve 48'de gösterilmektedir.



Grafik 47: Dört açı doğrultusundaki %DD eğrileri.

TSEI Tam Tedavi Ortalama Yüzde Derin Doz



Grafik 48: Ortalama %DD eğrisi.

Tablo 36: Farklı doğrultular için TSEI fantom içi doz dağılımı verileri.

Derinlik (mm)	Doz (%)				Ortalama
	0 Derece	180 Derece	300 Derece	270 Derece	
1	100,0	101,0	100,0	100,0	100,3
2	99,8	99,1	99,8	99,3	99,5
3	99,6	98,2	97,3	99,1	98,6
4	98,7	97,9	95,8	96,6	97,3
5	95,0	96,2	94,1	93,9	94,8
6	91,0	91,3	91,2	90,5	91,0
7	88,6	87,6	89,8	86,0	88,0
8	84,1	84,6	84,3	82,2	83,8
9	82,2	80,9	81,6	80,3	81,3
10	78,3	75,7	79,1	77,1	77,6
11	75,1	73,8	74,3	73,8	74,3
12	71,3	72,2	70,4	70,2	71,0
13	68,0	69,9	69,2	66,7	68,5
14	63,7	64,1	64,3	61,3	63,4
15	59,7	60,8	60,3	58,1	59,7
16	56,5	57,0	57,4	55,0	56,5
17	51,7	53,9	52,4	49,9	52,0
18	48,3	51,2	50,1	46,8	49,1
19	44,9	45,7	45,6	43,0	44,8
20	40,7	42,9	40,2	39,6	40,9
21	35,9	38,1	36,8	35,3	36,5
22	32,5	33,7	32,9	31,5	32,7
23	28,0	30,1	29,3	28,0	28,9
24	22,9	25,6	23,6	23,9	24,0
25	19,4	21,8	20,4	19,9	20,4
26	18,1	17,4	17,6	17,0	17,5
27	14,8	13,2	13,5	13,9	13,9
28	11,5	10,3	10,3	11,1	10,8
29	8,6	9,9	8,8	8,7	9,0
30	5,9	6,4	7,7	6,4	6,6
31	4,2	4,4	4,7	4,5	4,5
32	3,6	3,7	3,9	3,7	3,7
33	2,9	3,0	3,5	2,6	3,0
34	2,6	2,9	3,3	2,3	2,8
35	2,4	2,5	2,8	2,1	2,5

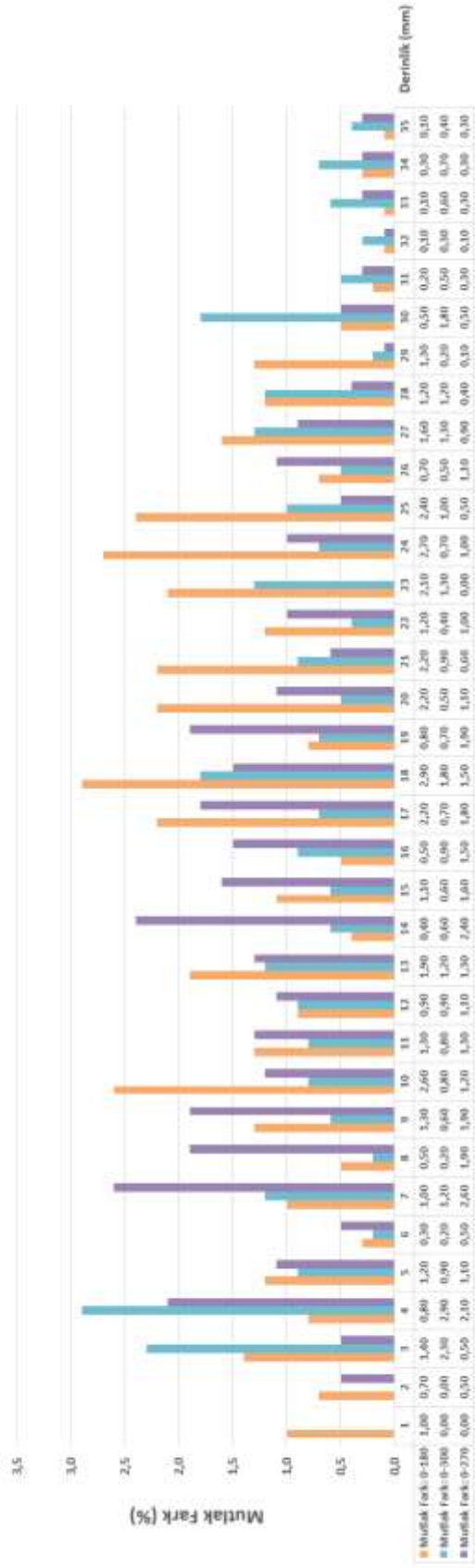
Elde edilen tam tedavi %DD eğrilerinin ortalama ve sıfır derece tam tedavi %DD eğrileri ile mutlak farkları Grafik-49 ve Grafik-50’de gösterilmektedir.

Ortalama Tam Tedavi Yüzde Derin Dozundan Mutlak Fark (%)



Grafik 49: %DD eğrilerinin ortalama %DD eğrisinden mutlak farkları.

Sıfır Derece Tam Tedavi Yüzde Derin Dozundan Mutlak Fark (%)



Grafik 50: %DD eğrilerinin 0° doğrultusundaki %DD eğrisinden mutlak farkı.

Buna göre %DD eğrilerinin ortalama %DD'dan mutlak farkı en fazla %2,3 ile 270° doğrultusundaki %DD'da oldu. %DD eğrilerinin 0° %DD'dan mutlak farkı en fazla %2,9 ile 180° ve 300° doğrultularındaki %DD'larda oldu. Tedavi derinliğini belirlemek için ortalama %DD eğrisinin %85'lik izodozunun olduğu derinliğe bakıldı. Buna göre TSEI için tedavi derinliği 7,5 mm olarak belirlendi.

4.11- X-ışını Kontaminasyonu Miktarı ve Enerjisinin Belirlenmesi

TSEI'da uzak SSD, geniş tedavi alanları ve HDRE kullanılmasından dolayı yüksek oranda X-ışını kontaminasyonu oluşmaktadır. Ağır yan etkilere sebep olabilecek bu X-ışını kontaminasyonu miktarının ve enerjisinin belirlenmesi önemlidir. X-ışını kontaminasyon enerjisinin belirlenmesi için yapılan ölçümler 6 mm kurşun, 4 mm bakır ve 13 mm kurşun levhalar için üç kez tekrarlandı. Tüm ölçümlerde PPIC 310 cm mesafede sabit tutuldu. PPIC önüne 6 cm RW3 katı fantom konularak 200 MU ile yapılan ölçümde 22,61 mGy olarak belirlenen I_0 değeri üç metal levha için yapılan hesaplamalarda da kullanıldı.

X-ışını kontaminasyon enerjisini belirlemek için 6 mm kurşun levha kullanılarak yapılan ölçümde $I_{(Pb\ 6\ mm)}$ değeri 31,66 mGy olarak belirlendi. Kurşunun yoğunluğu $\rho_{Pb} = 1135\ kg/m^3$, kalınlığı 0,006 m, I_0 ve $I_{(Pb\ 6mm)}$ değerleri ile denklem-11 kullanılarak 6 mm kurşun için μ kütleli soğurma katsayısı $56,11\ m^{-1}$ ve μ/ρ kütleli zayıflama katsayısı $4,94 \times 10^{-2}\ m^2/kg$ olarak bulundu. On üç mm kurşun levha kullanılarak yapılan ölçümde $I_{(Pb\ 13mm)}$ değeri 36,08 mGy olarak belirlendi. Kurşunun yoğunluğu $\rho_{Pb} = 1135\ kg/m^3$, kalınlığı 0,013 m, I_0 ve $I_{(Pb\ 6mm)}$ değerleri ile denklem-11 kullanılarak 13 mm kurşun için μ kütleli soğurma katsayısı $35,95\ m^{-1}$ ve μ/ρ kütleli zayıflama katsayısı $3,17 \times 10^{-2}\ m^2/kg$ olarak bulundu. Dört mm bakır levha kullanılarak yapılan ölçümde $I_{(Cu\ 4\ mm)}$ değeri 33,82 mGy olarak belirlendi. Bakırın yoğunluğu $\rho_{Cu} = 8960\ kg/m^3$, kalınlığı 0,004 m, I_0 ve $I_{(Cu\ 4\ mm)}$ değerleri ile denklem-11 kullanılarak 4 mm bakır için μ kütleli soğurma katsayısı $100,67\ m^{-1}$ ve μ/ρ kütleli zayıflama katsayısı $1,12 \times 10^{-2}\ m^2/kg$ olarak bulundu.

Üç farklı kalınlıktaki farklı materyaller için hesaplanan kütleli zayıflama katsayıları ve X-ışını kontaminasyon enerjileri 6 mm kurşun için $284,7\ keV \cong 285\ keV$, 13 mm

kurşun için $350,26 \text{ keV} \cong 350 \text{ keV}$ ve 4 mm bakır için $299,54 \text{ keV} \cong 300 \text{ keV}$ olarak Khan tarafından tanımlanan kütleli soğurma katsayısı ve enerji arasındaki bağıntının gösterildiği tablo yardımıyla bulundu (Khan, 2010). Bu üç farklı materyal için bulunan enerjilerin ortalaması alınarak TSEI X-ışını kontaminasyonu enerjisinin $311,5 \text{ keV}$ olduğu belirlendi.

TSEI ışınlanması sonucu oluşan X-ışınının miktarını belirlemek için ilk olarak tek alan için kontaminasyon miktarı belirlendi. Tek alan kontaminasyon yüzdesinin belirlenmesi için gantri 90° , maksimum doz derinliğinde (13 mm) ve fantom yüzeyinde SSD 310 cm olacak şekilde 100 MU verilerek R_{maks} değeri 1133 mGy olarak ölçüldü. Aynı kurulumda 6 cm fantom derinliğinde yapılan ölçümde ise R_6 değeri $22,54 \text{ mGy}$ olarak belirlendi. R_{maks} , R_6 değerleri ve denklem-12 kullanılarak tek alan kontaminasyon yüzdesi $\%0,99$ olarak hesaplandı. Daha önce birleşik doz ölçümü ile belirlenen 12AF, tek alan kontaminasyon yüzdesi ve denklem-13 yardımıyla toplam kontaminasyon yüzdesi $\%2,5593 \cong \%2,56$ olarak belirlendi.

4.12- Tedavi Süresinin Hesaplanması

Tedavi dozu fraksiyon başına 1 Gy olarak kullanıldı. Buna göre 1 Gy/fx dozu uygulayabilmek için 2,332 olarak belirlenen 12AF, 1 MU için $0,010954 \text{ Gy}$ değeri ve denklem-14 kullanılarak alan başına tedavi süresi $39,15 \cong 39 \text{ MU/Alan}$ olarak bulundu.

4.13- IM-TSEI Tekniği İçin Doz Kalibrasyon Noktasının Tanımı

Standart TSEI'da umbilikus noktası dozu referans alınarak yapılan tüm profilin doz yüzdesinin bulunması işleminin IM-TSEI tekniğinde yapılabilmesi için yeni bir doz kalibrasyon noktası tanımlanması yapıldı. Buna göre IM-TSEI tekniği için tanımlanan yeni doz kalibrasyon metodunda abdomen kalınlığı fazla olan hastalarda sternum ve pubik kemik arasında kalan bölge dışındaki tüm profilin doz ortalaması kalibrasyon referans dozu ($\%100$) olarak kabul edildi. Bunun için daha önce profil ölçümleriyle belirlenen standart TSEI tedavi açılarındaki ($71^\circ/109^\circ$) profil yeni referans kalibrasyon dozu belirleme yöntemiyle elde edilen profillerle karşılaştırıldı. Bu yeni referans doz kalibrasyon yönteminin kontrolü için hem aynı profilin sternum ve pubik kemik

arasında kalan 30 cm'lik bölgesi haricindeki üst ve alt bölgelerinin ortalama dozu hem de tüm profil ortalama dozu umbilikus dozuyla karşılaştırıldı (**Tablo-37**).

Tablo 37: IM-TSEI tekniği için yeni referans doz kalibrasyon noktası tanımlanması.

Konum	71° /109° Doz(%)	71° /109° Doz(%)
100	96,7	96,7
90	98,1	98,1
80	101,9	101,9
70	101,5	101,5
60	102,2	102,2
50	103,4	103,4
40	103,6	103,6
30	103,5	103,5
20	101,7	101,7
15	101,0	Abdomen Bölgesi
10	99,2	
6	97,5	
4	96,7	
2	98,2	
0	100,0	
-2	99,3	
-4	99,5	
-6	98,1	
-10	97,3	
-15	98,3	
-20	99,3	99,3
-30	100,1	100,1
-40	104,2	104,2
-50	103,8	103,8
-60	102,9	102,9
-70	102,5	102,5
-80	97,8	97,8
-90	99,1	99,1
-100	97,1	97,1
Ortalama(%)	100,2	101,1
Fark(%)	0,9	

Umbilikus dozu %100 iken tüm profil ortalama dozu %100,2 ve abdominal bölge haricindeki profilin ortalama dozu ise %101,1 olarak belirlendi. Buna göre umbilikus ve tüm profil ortalama dozu arasında %0,2 fark bulunurken tüm profil ve abdominal

bölge dışındaki kısmi profil ortalama dozları arasındaki fark %0,9 olarak belirlendi. Üç doz arasındaki fark %1,1'i geçmediği için umbilikus noktası kalibrasyon dozunun vertikal eksen boyunca homojenite kriterinin sağlandığı tedavi düzlemi bölgesindeki ortalama dozu temsil ettiği kabul edildi. Dolayısıyla bu yeni kalibrasyon referans dozu kavramı vertikal ekseninde homojenitenin sağlandığı tedavi düzleminin ortalama dozu olarak tanımlandı.

4.14- IM-TSEI Tekniği İçin Derinliğe Bağlı Doz Ölçümleri

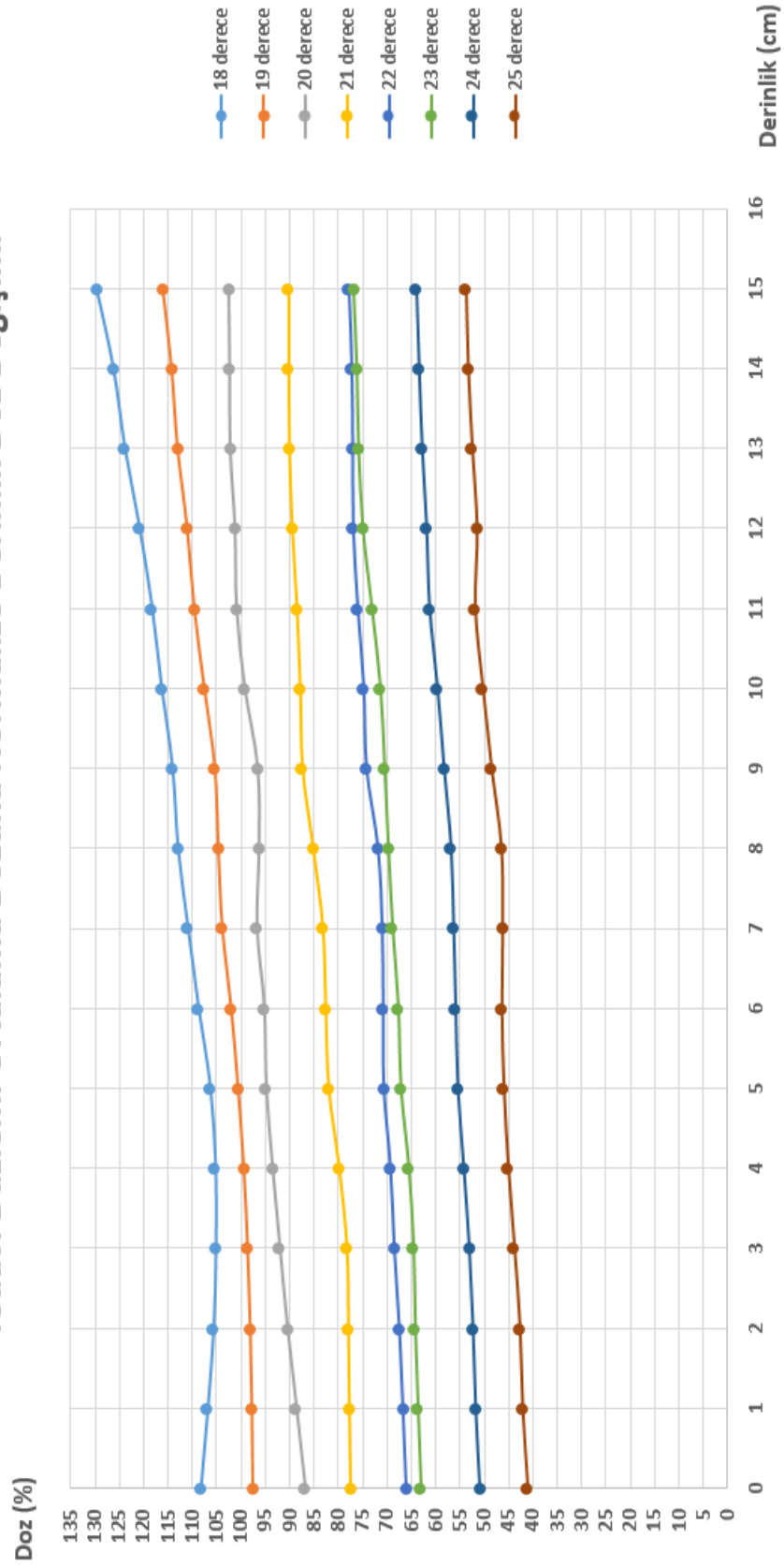
IM-TSEI tekniğinde farklı abdomen kalınlıkları (3, 6, 9, 12 ve 15cm) için derinliğe bağlı doz değişim ölçümleri yapılarak her bir abdomen kalınlığının doz düşüşünü telafi edecek açı çifti belirlendi. Bunun için 72°/108°, 71°/109°, 70°/110°, 69°/111°, 68°/112°, 67°/113°, 66°/114° ve 65°/115° açılar kullanılarak 0-15 cm aralığındaki abdomen kalınlıkları için derinliğe bağlı doz değişim ölçümleri yapıldı. Elde edilen noktasal dozlar ve tedavi düzlemi profillerine ait ortalama normalizasyon dozları yardımıyla her bir açı çifti için derinliğe bağlı doz değişim yüzdeleri belirlendi (**Tablo-38**).

Tablo 38: Tedavi düzlemi ortalamasına normalize edilmiş derinlik doz değişimi.

Derinlik (cm)	± 18 ° (%)	± 19 ° (%)	± 20 ° (%)	± 21 ° (%)	± 22 ° (%)	± 23 ° (%)	± 24 ° (%)	± 25 ° (%)
0	108,3	97,6	86,8	77,5	66,0	63,1	50,9	41,1
1	106,9	97,8	88,6	77,7	66,7	63,7	51,8	42,2
2	105,7	98,1	90,5	77,9	67,4	64,3	52,3	42,7
3	105,3	98,7	92,0	78,2	68,5	64,6	53,1	43,9
4	105,3	99,4	93,5	79,8	69,2	65,6	54,2	45,1
5	106,4	100,6	94,8	82,0	70,6	67,2	55,4	46,0
6	108,8	102,0	95,2	82,6	70,8	67,7	55,9	46,4
7	111,0	103,8	96,7	83,2	71,0	68,9	56,3	46,3
8	113,0	104,7	96,3	85,2	71,9	69,8	56,9	46,5
9	114,1	105,4	96,6	87,4	74,2	70,5	58,3	48,6
10	116,3	107,5	99,2	87,9	74,8	71,4	59,7	50,3
11	118,3	109,6	100,9	88,6	76,0	73,1	61,3	51,9
12	120,8	111,0	101,2	89,5	77,0	74,9	61,9	51,5
13	123,8	113,0	102,2	90,1	77,1	75,8	62,9	52,5
14	126,2	114,2	102,3	90,2	77,3	76,2	63,5	53,3
15	129,7	116,1	102,5	90,2	77,9	76,8	64,0	53,8

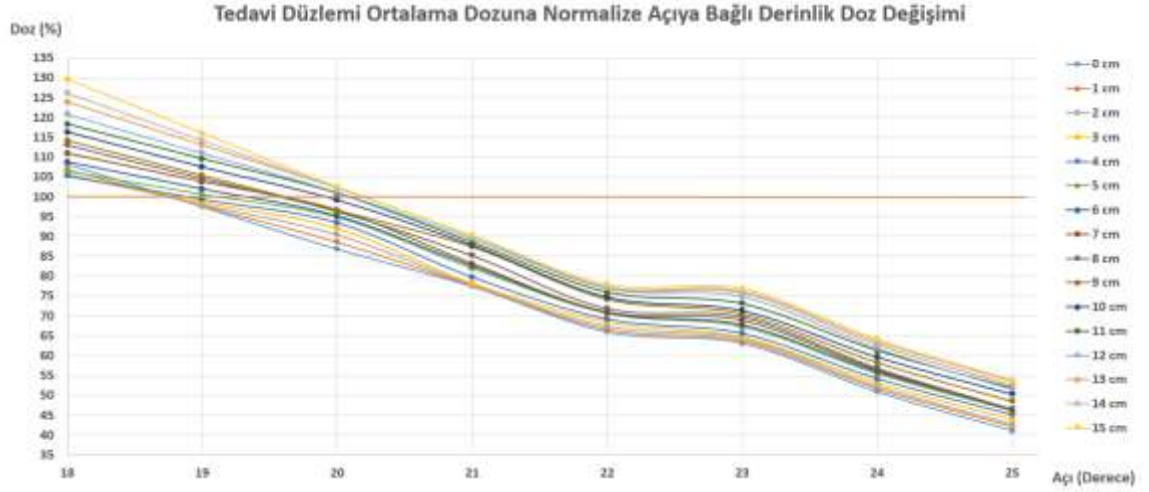
Her bir açı çifti için elde edilen derinliğe bağlı yüzde doz değişim eğrileri Grafik-51'de gösterilmektedir.

Tedavi Düzlemi Ortalama Dozuna Normalize Derinlik Doz Değişimi



Grafik 51: Tüm açılara ait derinliğe bağlı yüzde doz değişim eğrileri.

Aynı şekilde bu verilerden her bir derinlik için elde edilen açığa bağlı yüzde doz değişim eğrileri aşağıda gösterilmektedir (**Grafik-52**).

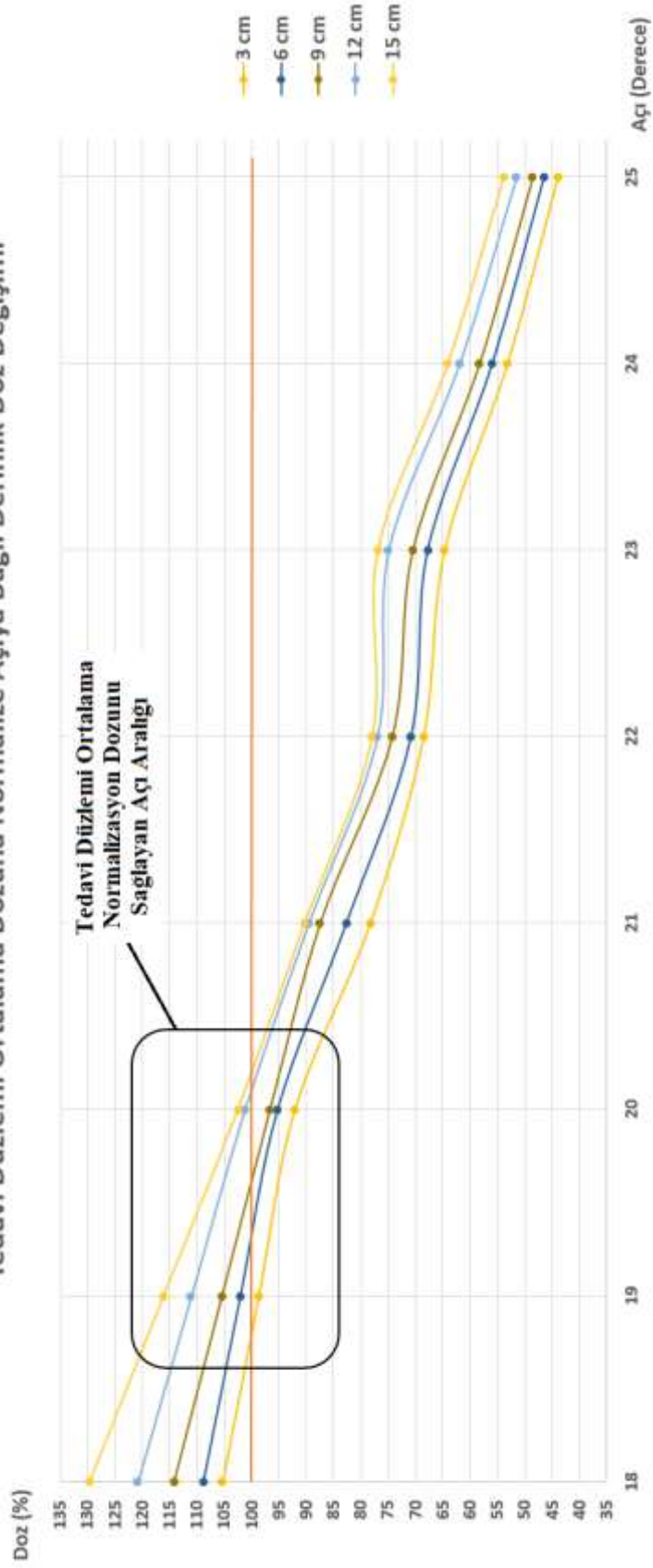


Grafik 52: Tüm derinliklere ait açığa bağlı yüzde doz değişim eğrileri.

Elde edilen açı ve derinliğe bağlı doz değişim eğrileri yardımıyla abdominal bölge kalınlığına bağlı olarak tedavi cihazına yaklaşan umbilikus noktası dozunun (%100) tedavi düzlemine ortalama normalizasyon dozuna (%100) eşit olduğu açı çifti bulunarak tedavi açıları belirlendi. Bunun için her derinliğe ait açığa bağlı yüzde doz değişim eğrilerinden sadece 3, 6, 9, 12 ve 15 cm için olan eğriler incelendi. Bu eğrilerin incelenen 5 derinlik için tedavi düzlemi ortalama normalizasyon dozunu (%100) sağladığı açı aralığı 18°-21° olarak belirlendi (**Grafik-53**).

Bu tezde araştırılan abdominal bölge kalınlıkları (derinlikleri) için tedavi düzlemi ortalama normalizasyon dozunun (%100) tam açılarda sağlanamadığı belirlendi. Bunun için tedavi açılarının belirlenmesinde kullanılacak 18°-19°, 19°-20° ve 20°-21° için elde edilen veriler kullanılarak interpolasyon ile 0,1 derecelik aralıklarla tüm açılara ait derinlik yüzde doz değişim değerleri hesaplandı. Buna göre 18,8°-20° aralığı için interpolasyonla elde edilen veriler Tablo-39 ve Grafik-54'te gösterilmektedir.

Tedavi Düzlemleri Ortalama Dozuna Normalize Açığa Bağlı Derinlik Doz Değişimi

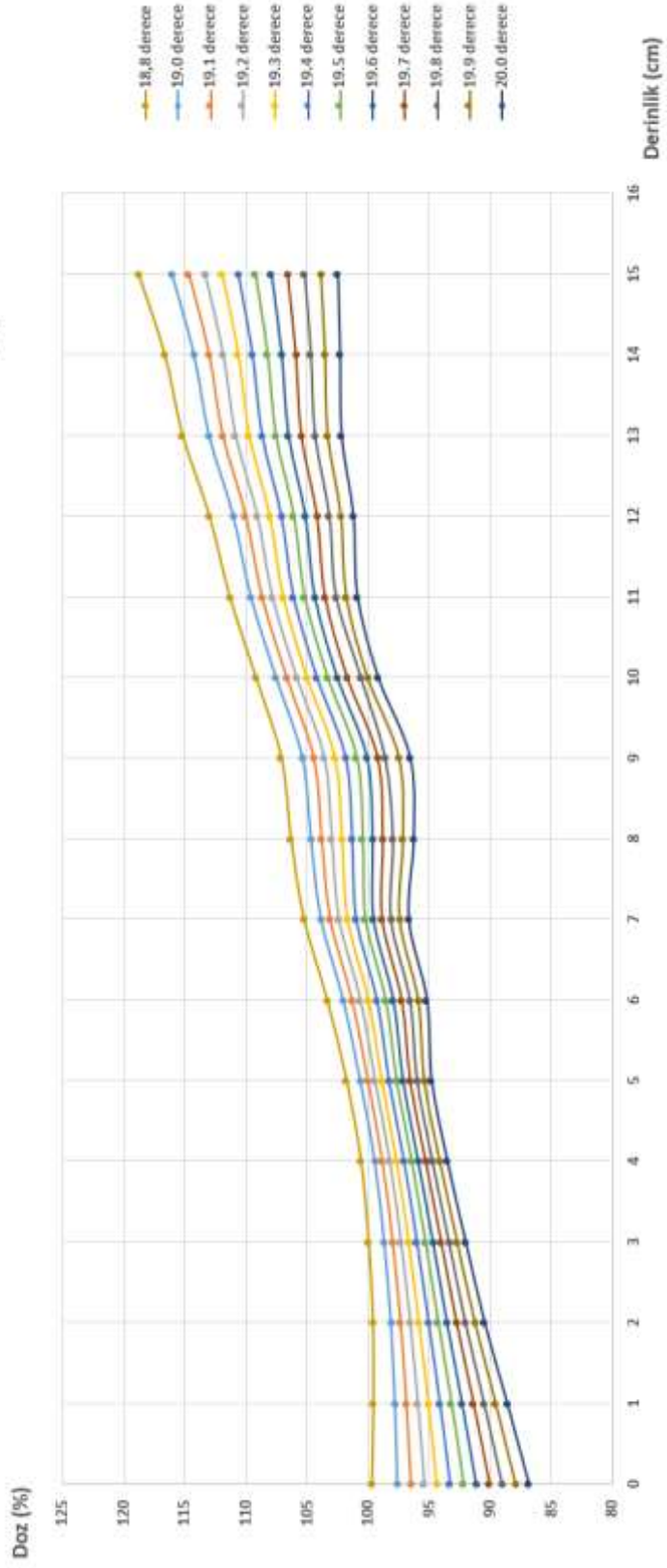


Grafik 53: Araştırılan derinliklere ait açığa bağlı yüzde doz değişim eğrileri.

Tablo 39: İnterpolasyonla elde edilen 18,8°-20° aralığı derinlik yüzde doz değişimi.

Derinlik (cm)	±18.8° (%)	±19° (%)	±19.1° (%)	±19.2° (%)	±19.3° (%)	±19.4° (%)	±19.5° (%)	±19.6° (%)	±19.7° (%)	±19.8° (%)	±19.9° (%)	±20° (%)
0	99.7	976	965	95.4	94.4	93.3	92.2	91.1	90.1	89.0	87.9	86.8
1	99.6	97.8	96.9	95.9	95.0	94.1	93.2	92.3	91.4	90.5	89.5	88.6
2	99.6	98.1	97.3	96.6	95.8	95.1	94.3	93.5	92.8	92.0	91.2	90.5
3	100.0	98.7	98.0	97.3	96.7	96.0	95.3	94.7	94.0	93.4	92.7	92.0
4	100.6	99.4	98.8	98.2	97.7	97.1	96.5	95.9	95.3	94.7	94.1	93.5
5	101.8	100.6	100.0	99.4	98.9	98.3	97.7	97.1	96.5	96.0	95.4	94.8
6	103.4	102.0	101.3	100.6	100.0	99.3	98.6	97.9	97.2	96.6	95.9	95.2
7	105.3	103.8	103.1	102.4	101.7	101.0	100.3	99.5	98.8	98.1	97.4	96.7
8	106.3	104.7	103.8	103.0	102.1	101.3	100.5	99.6	98.8	98.0	97.1	96.3
9	107.1	105.4	104.5	103.6	102.7	101.8	101.0	100.1	99.2	98.6	97.4	96.6
10	109.2	107.5	106.7	105.9	105.0	104.2	103.4	102.5	101.7	100.6	100.0	99.2
11	111.3	109.6	108.7	107.8	107.0	106.1	105.2	104.4	103.5	102.6	101.8	100.9
12	113.0	111.0	110.0	109.1	108.1	107.1	106.1	105.1	104.2	103.2	102.2	101.2
13	115.2	113.0	111.9	110.9	109.8	108.7	107.6	106.5	105.4	104.4	103.3	102.2
14	116.6	114.2	113.0	111.9	110.7	109.5	108.3	107.1	105.9	104.7	103.5	102.3
15	118.8	116.1	114.7	113.3	112.0	110.6	109.3	107.9	106.6	105.2	103.8	102.5

Tedavi Düzlemi Ortalama Dozuna Normalize Derinlik Doz Değişimi



Grafik 54: İnterpolasyonla elde edilen 18,8°-20° aralığı derinlik yüzde doz değişim eğrileri.

Aynı şekilde 20°-21° aralığı için interpolasyonla elde edilen veriler tablo-40 ve grafik-55'te gösterilmektedir.

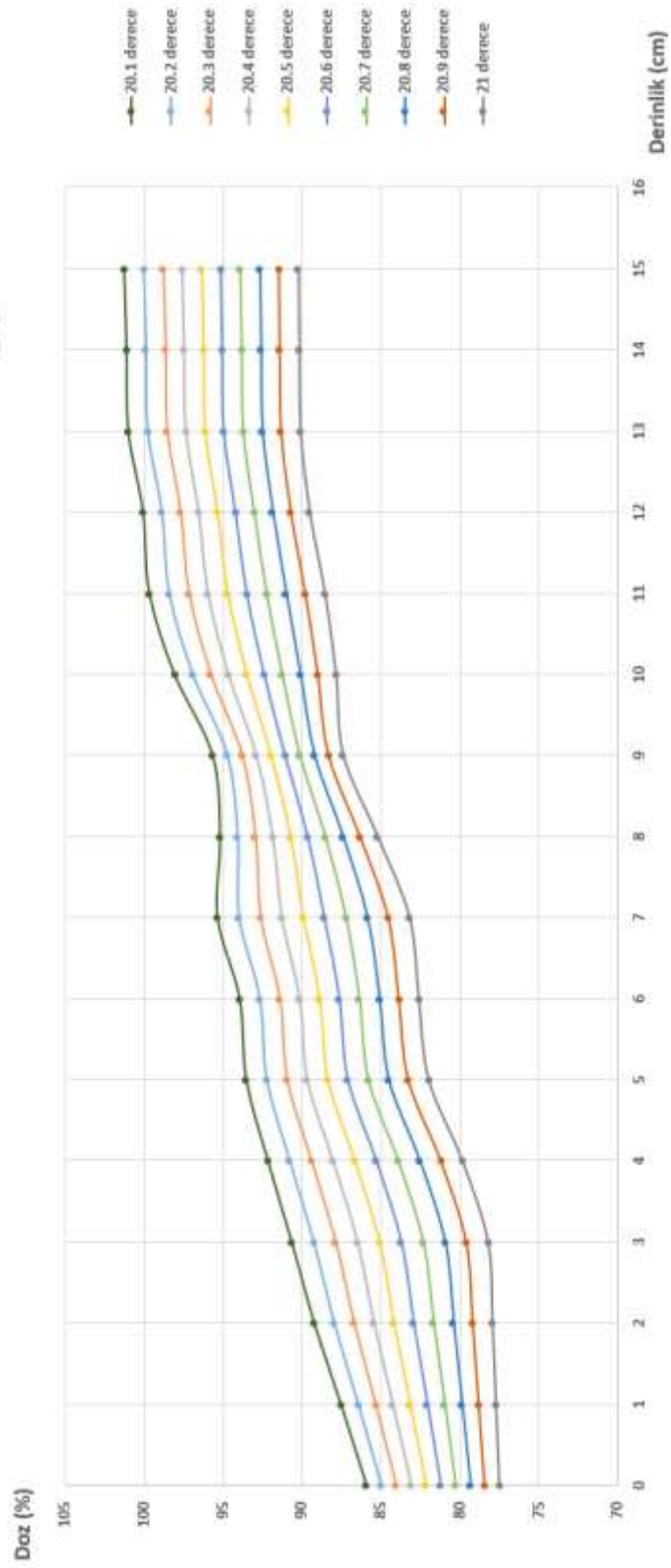
Tablo 40: İnterpolasyonla elde edilen 20°-21° aralığı derinlik yüzde doz değişimi.

Derinlik (cm)	±20.1° (%)	±20.2° (%)	±20.3° (%)	±20.4° (%)	±20.5° (%)	±20.6° (%)	±20.7° (%)	±20.8° (%)	±20.9° (%)	±21° (%)
0	85.9	85.0	84.0	83.1	82.2	81.2	80.3	79.3	78.4	77.5
1	87.5	86.4	85.3	84.3	83.2	82.1	81.0	79.9	78.8	77.7
2	89.2	88.0	86.7	85.4	84.2	82.9	81.7	80.4	79.2	77.9
3	90.6	89.3	87.9	86.5	85.1	83.7	82.3	81.0	79.6	78.2
4	92.2	90.8	89.4	88.0	86.7	85.3	83.9	82.6	81.2	79.8
5	93.5	92.2	91.0	89.7	88.4	87.1	85.8	84.5	83.2	82.0
6	93.9	92.7	91.4	90.2	88.9	87.6	86.4	85.1	83.9	82.6
7	95.3	94.0	92.6	91.3	89.9	88.6	87.2	85.9	84.5	83.2
8	95.2	94.1	93.0	91.9	90.8	89.6	88.5	87.4	86.3	85.2
9	95.7	94.7	93.8	92.9	92.0	91.1	90.1	89.2	88.3	87.4
10	98.1	96.9	95.8	94.7	93.5	92.4	91.3	90.1	89.0	87.9
11	99.7	98.4	97.2	96.0	94.7	93.5	92.3	91.0	89.8	88.6
12	100.1	98.9	97.7	96.5	95.4	94.2	93.0	91.9	90.7	89.5
13	101.0	99.8	98.6	97.4	96.2	94.9	93.7	92.5	91.3	90.1
14	101.1	99.9	98.7	97.5	96.2	95.0	93.8	92.6	91.4	90.2
15	101.3	100.0	98.8	97.6	96.4	95.1	93.9	92.7	91.5	90.2

Elde edilen veriler yardımıyla her bir açı çifti için elde edilen derinliğe bağlı yüzde doz değişim eğrileri ve her bir derinlik için elde edilen açığa bağlı yüzde doz değişim eğrileri oluşturuldu (**Grafik-56, Grafik-57**).

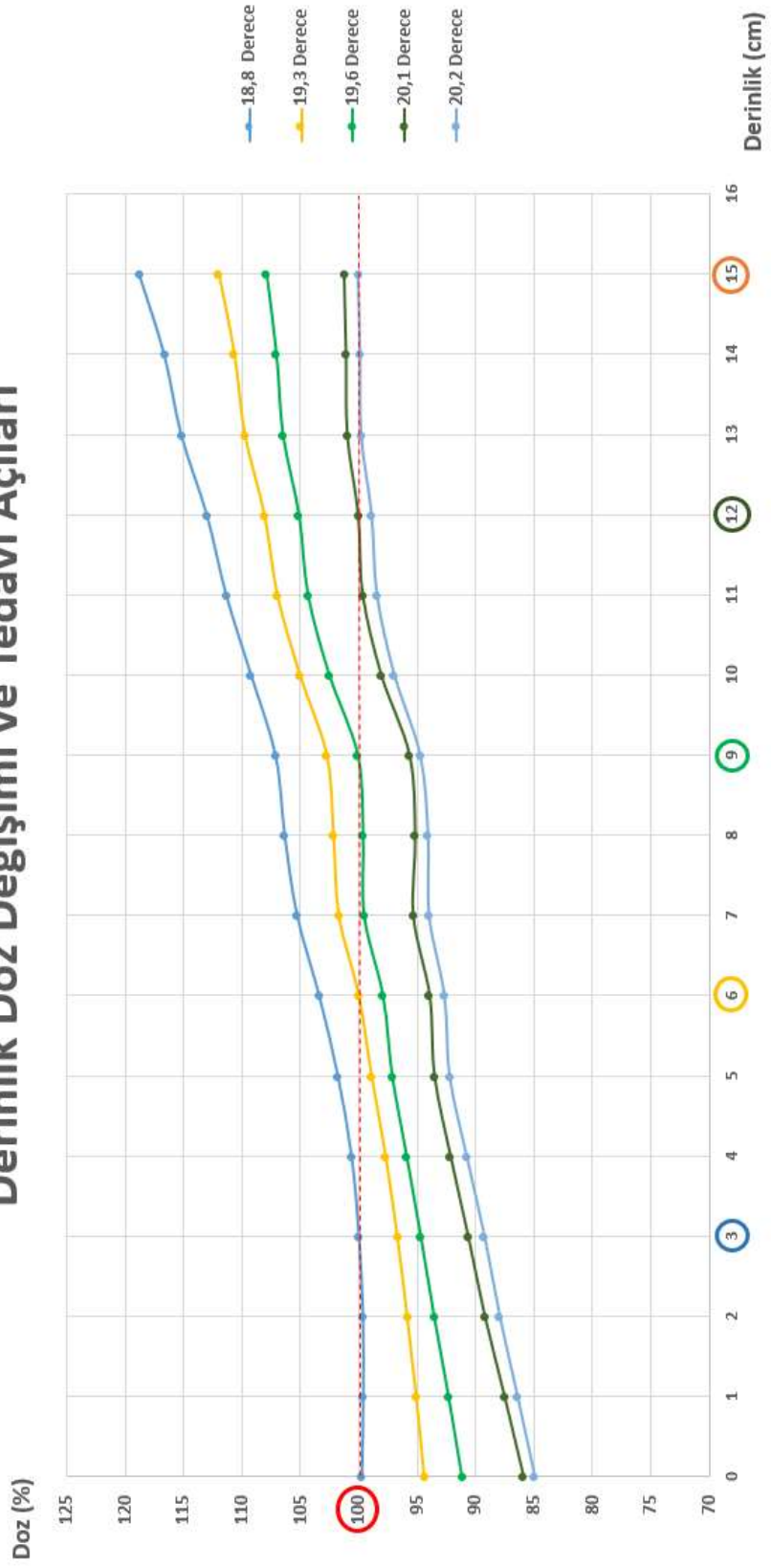
Elde edilen tablo ve grafikler yardımıyla IM-TSEI tekniği ile her bir tedavi derinliği için tedavi düzlemi (SSD: 310cm) ortalama normalizasyon dozunu sağlayarak anterior cilt bölgesinde vertikal eksen boyunca homojen doz dağılımı oluşturan açı çiftleri belirlendi. Buna göre IM-TSEI anterior pozisyon tedavi açıları 3 cm abdomen kalınlığı için 90 ± 18.8^0 , 6 cm abdomen kalınlığı için 90 ± 19.3^0 , 9 cm abdomen kalınlığı için 90 ± 19.6^0 , 12 cm abdomen kalınlığı için 90 ± 20.1^0 ve 15 cm abdomen kalınlığı için 90 ± 20.2^0 olarak belirlendi.

Tedavi Düzlemi Ortalama Dozuna Normalize Derinlik Doz Değişimi



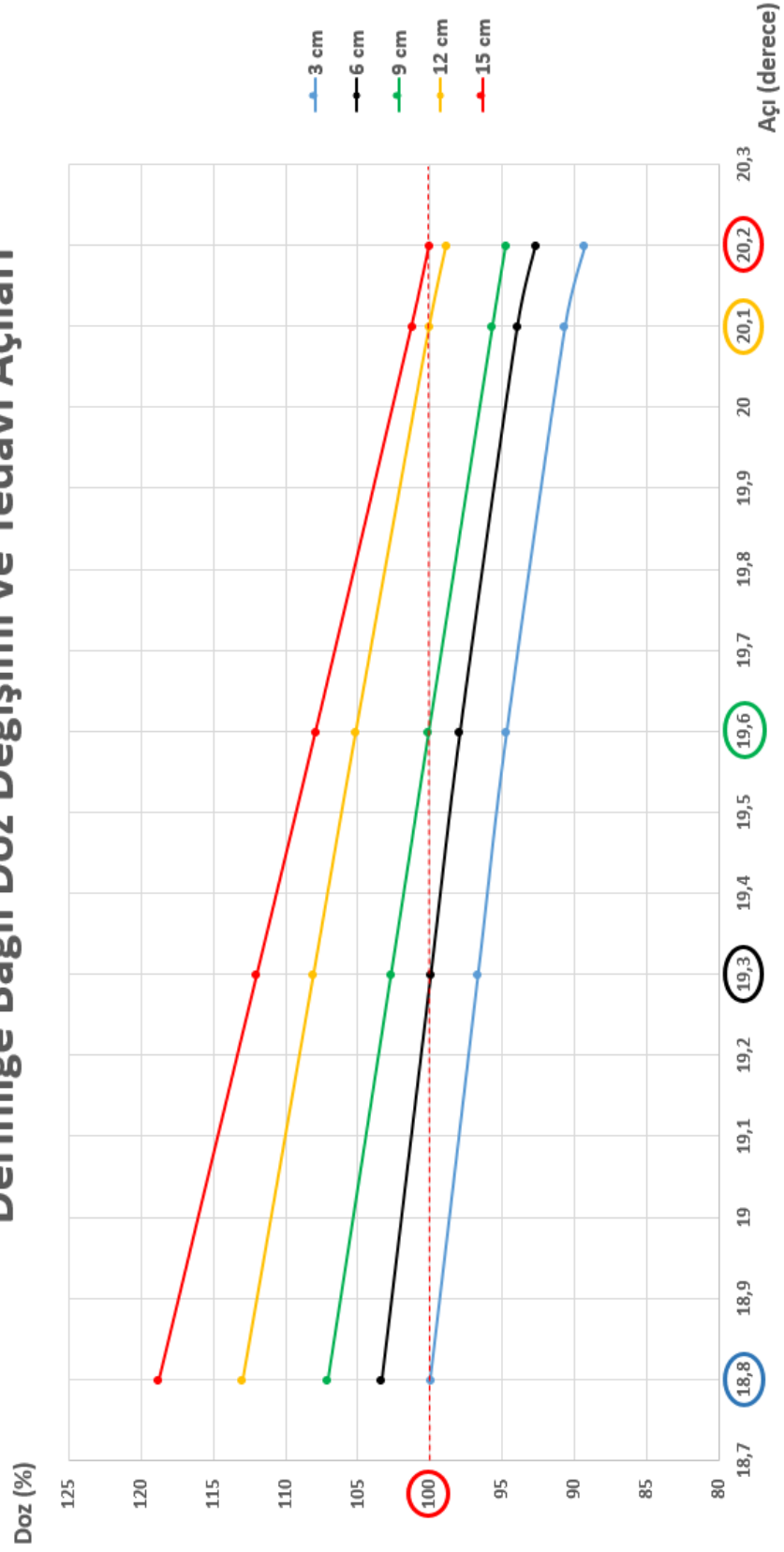
Grafik 55: İnterpolasyonla elde edilen 20°-21° aralığı derinlik yüzde doz değişim eğrileri.

Derinlik Doz Değişimi ve Tedavi Açıkları



Grafik 56: Derinliğe bağlı yüzde doz değişim eğrileri ile tedavi açılarının belirlenmesi.

Derinliğe Bağlı Doz Değişimi ve Tedavi Açıları



Grafik 57: Açıya bağlı yüzde doz değişim eğrileri ile her derinliğe ait tedavi açılarının belirlenmesi.

4.15- Farklı Abdomen Kalınlıkları İçin Birleşik Doz Ölçümleri

IM-TSEI tekniğinde hastanın ön duruş pozisyonlarındaki tedavi sürelerinin hesaplanmasında kullanılacak olan 12AF'lerinin belirlenmesi için beş abdominal bölge kalınlığı için birleşik doz ölçümleri yapıldı. Derinliğe bağlı doz ölçümleri sonucu her bir abdomen kalınlığı için bulunan tedavi açıları kullanılarak yapılan birleşik doz ölçümlerinde her bir abdomen kalınlığı için ön, arka ve toplam olmak üzere üçer adet 12AF belirlendi.

İlk abdomen kalınlığı olan 3 cm için insan fantomunda 71,2°/108,8° tedavi açılarında tam tedavi uygulayarak yapılan 46 nokta doz ölçümü sonucu TLD'lerden elde edilen dozlar aşağıda gösterilmektedir (**Tablo-41**).

Tablo 41: Üç cm'lik abdominal bölge kalınlığı için birleşik doz ölçümü.

No	Ön - TLD (mGy)	Arka - TLD (mGy)
1	835,1	850,2
2	820,6	847,0
3	837,4	813,0
4	821,3	811,9
5	817,5	878,9
6	838,4	850,3
7	775,9	799,3
8	796,7	793,8
9	796,2	800,7
10	841,0	804,6
11	837,3	780,2
12	858,8	867,3
13	862,6	837,5
14	903,3	770,5
15	808,0	813,4
16	833,3	827,1
17	832,8	812,9
18	857,1	810,8
19	748,4	859,9
20	849,2	773,4
21	780,4	813,2
22	805,4	857,2
23	814,2	833,0
Ortalama	824,8	822,0
Toplam Ortalama	823,41	

Kalibrasyon için 100 MU verilerek ışınlanan 5 TLD'nin ortalama dozu 1,134 Gy olarak belirlendi. Buna göre 12 alan TLD ortalaması anterior cilt için 824,8 iken posterior cilt için 822,0 ve tüm cilt için 823,41 olarak belirlendi. Denklem-9 kullanılarak hesaplanan 12AF anterior cilt bölgesi için 2,4251, posterior cilt bölgesi için 2,4168 ve tüm cilt için 2,4209 olarak hesaplandı.

Altı cm'lik abdomen kalınlığı için insan fantomunda 70,7°/109,3° tedavi açılarındaki tam tedavi uygulayarak yapılan 46 nokta doz ölçümü sonucu TLD'lerden elde edilen dozlar aşağıda gösterilmektedir (**Tablo-42**).

Tablo 42: Altı cm'lik abdominal bölge kalınlığı için birleşik doz ölçümü.

No	Ön TLD (mGy)	Arka TLD (mGy)
1	879,1	865,2
2	787,7	750,8
3	821,0	757,4
4	814,0	790,3
5	704,3	774,8
6	756,2	772,2
7	744,9	742,0
8	789,8	716,0
9	728,4	723,9
10	749,4	719,0
11	758,4	780,5
12	712,8	802,8
13	790,0	717,9
14	728,2	759,7
15	721,4	872,1
16	723,3	764,8
17	758,0	724,0
18	749,3	757,3
19	7328	740,1
20	742,5	697,2
21	746,5	766,9
22	782,3	776,9
23	751,5	717,4
Ortalama	759,6	760,4
Toplam Ortalama	760,02	

Kalibrasyon için 100 MU verilerek ışınlanan 5 TLD'nin ortalama dozu 1,087 Gy olarak belirlendi. Buna göre 12 alan TLD ortalaması anterior cilt için 759,6 iken posterior cilt için 760,4 ve tüm cilt için 760,02 olarak belirlendi. Denklem-9 kullanılarak hesaplanan 12AF anterior cilt bölgesi için 2,3300 iken posterior cilt bölgesi için 2,3323 ve tüm cilt için 2,3312 olarak hesaplandı.

Dokuz cm'lik abdomen kalınlığı için insan fantomunda 70,4°/109,6° tedavi açılarında tam tedavi uygulayarak yapılan 46 nokta doz ölçümü sonucu TLD'lerden elde edilen dozlar aşağıda gösterilmektedir (**Tablo-43**).

Tablo 43: Dokuz cm'lik abdominal bölge kalınlığı için birleşik doz ölçümü.

	Ön	Arka
No	TLD (mGy)	TLD (mGy)
1	853,6	689,7
2	783,8	753,7
3	798,8	683,5
4	761,6	856,6
5	788,1	791,4
6	763,0	728,5
7	771,2	787,5
8	752,0	763,3
9	692,6	719,6
10	682,1	653,7
11	721,3	676,7
12	725,2	656,9
13	790,5	711,3
14	728,3	717,2
15	735,4	680,4
16	706,7	659,3
17	690,7	657,5
18	669,3	671,0
19	762,5	699,4
20	712,4	682,7
21	717,8	677,8
22	712,2	675,3
23	698,3	664,8
Ortalama	739,9	706,9
Toplam Ortalama	723,37	

Kalibrasyon için 100 MU verilerek ışınlanan 5 TLD'nin ortalama dozu 1,026 Gy olarak belirlendi. Buna göre 12 alan TLD ortalaması anterior cilt için 739,9 iken posterior cilt için 706,9 ve tüm cilt için 723,37 olarak belirlendi. Denklem-9 kullanılarak hesaplanan 12AF anterior cilt bölgesi için 2,4029 iken posterior cilt bölgesi için 2,2957 ve tüm cilt için 2,3493 olarak hesaplandı.

On iki cm'lik abdomen kalınlığı için insan fantomunda 69,9°/110,1° tedavi açılarında tam tedavi uygulayarak yapılan 46 nokta doz ölçümü sonucu TLD'lerden elde edilen dozlar aşağıda gösterilmektedir (**Tablo-44**).

Tablo 44: On iki cm'lik abdominal bölge kalınlığı için birleşik doz ölçümü.

No	Ön TLD (mGy)	Arka TLD (mGy)
1	853,1	738,2
2	804,8	729,1
3	846,3	940,6
4	822,4	811,0
5	740,7	771,7
6	794,8	814,1
7	836,2	843,1
8	784,9	777,9
9	700,5	693,7
10	774,9	730,0
11	898,7	652,3
12	716,4	708,6
13	781,7	654,7
14	708,4	735,4
15	793,9	811,7
16	821,4	725,0
17	717,9	671,8
18	746,6	680,4
19	677,5	812,6
20	741,3	724,6
21	692,3	783,2
22	692,3	738,7
23	686,5	790,8
Ortalama	766,7	753,9
Toplam Ortalama	760,28	

Kalibrasyon için 100 MU verilerek ışınlanan 5 TLD'nin ortalama dozu 1,125 Gy olarak belirlendi. Buna göre 12 alan TLD ortalaması anterior cilt için 766,7 iken posterior cilt için 753,9 ve tüm cilt için 760,28 olarak belirlendi. Denklem-9 kullanılarak hesaplanan 12AF anterior cilt bölgesi için 2,2721 iken posterior cilt bölgesi için 2,2342 ve tüm cilt için 2,2532 olarak hesaplandı.

On beş cm'lik abdomen kalınlığı için insan fantomunda 69,8/110,2° tedavi açılarında tam tedavi uygulayarak yapılan 46 nokta doz ölçümü sonucu TLD'lerden elde edilen dozlar aşağıda gösterilmektedir (**Tablo-45**).

Tablo 45: On beş cm'lik abdominal bölge kalınlığı için birleşik doz ölçümü.

No	Ön TLD (mGy)	Arka TLD (mGy)
1	987,2	772,5
2	896,8	917,7
3	813,2	787,0
4	734,7	800,6
5	786,8	876,2
6	770,7	819,4
7	751,9	757,0
8	827,2	771,0
9	757,0	790,0
10	805,4	771,7
11	794,4	728,7
12	727,2	723,9
13	960,0	746,0
14	866,7	745,7
15	785,4	755,7
16	780,9	685,5
17	759,3	764,8
18	733,7	708,7
19	735,1	781,0
20	681,2	692,8
21	755,6	830,1
22	773,7	805,7
23	714,3	824,4
Ortalama	791,2	776,4
Toplam Ortalama	783,79	

Kalibrasyon için 100 MU verilerek ışınlanan 5 TLD'nin ortalama dozu 1,221 Gy olarak belirlendi. Buna göre 12 alan TLD ortalaması anterior cilt için 791,2 iken posterior cilt için 776,4 ve tüm cilt için 793,79 olarak belirlendi. Denklem-9 kullanılarak hesaplanan 12AF anterior cilt bölgesi için 2,1596 iken posterior cilt bölgesi için 2,1190 ve tüm cilt için 2,393 olarak hesaplandı.

4.16- Farklı Abdomen Kalınlıkları İçin Profil Ölçümleri

Derinliğe bağlı doz değişim ölçümlerinde farklı abdomen kalınlıkları için belirlenen IM-TSEI anterior tedavi açılarının doğruluğu yapılan profil ölçümleri ile kontrol edildi. IM-TSEI tekniği için bu tedavi açıları kullanılarak farklı kalınlıkta abdomen fantomları varken ve yokken olmak üzere iki farklı profil ölçümü yapıp klasik TSEI tekniği profili ile karşılaştırılarak bu yeni tekniğin avantajları araştırıldı.

Abdomen kalınlığının 3 cm olduğu koşul için yapılan profil ölçümleri sonucunda IM-TSEI fantomlu (IM-TSEI-F), IM-TSEI fantomsuz (IM-TSEI-FS) ve TSEI fantomlu (TSEI-F) profiller için elde edilen veriler Tablo-46'da gösterilmektedir.

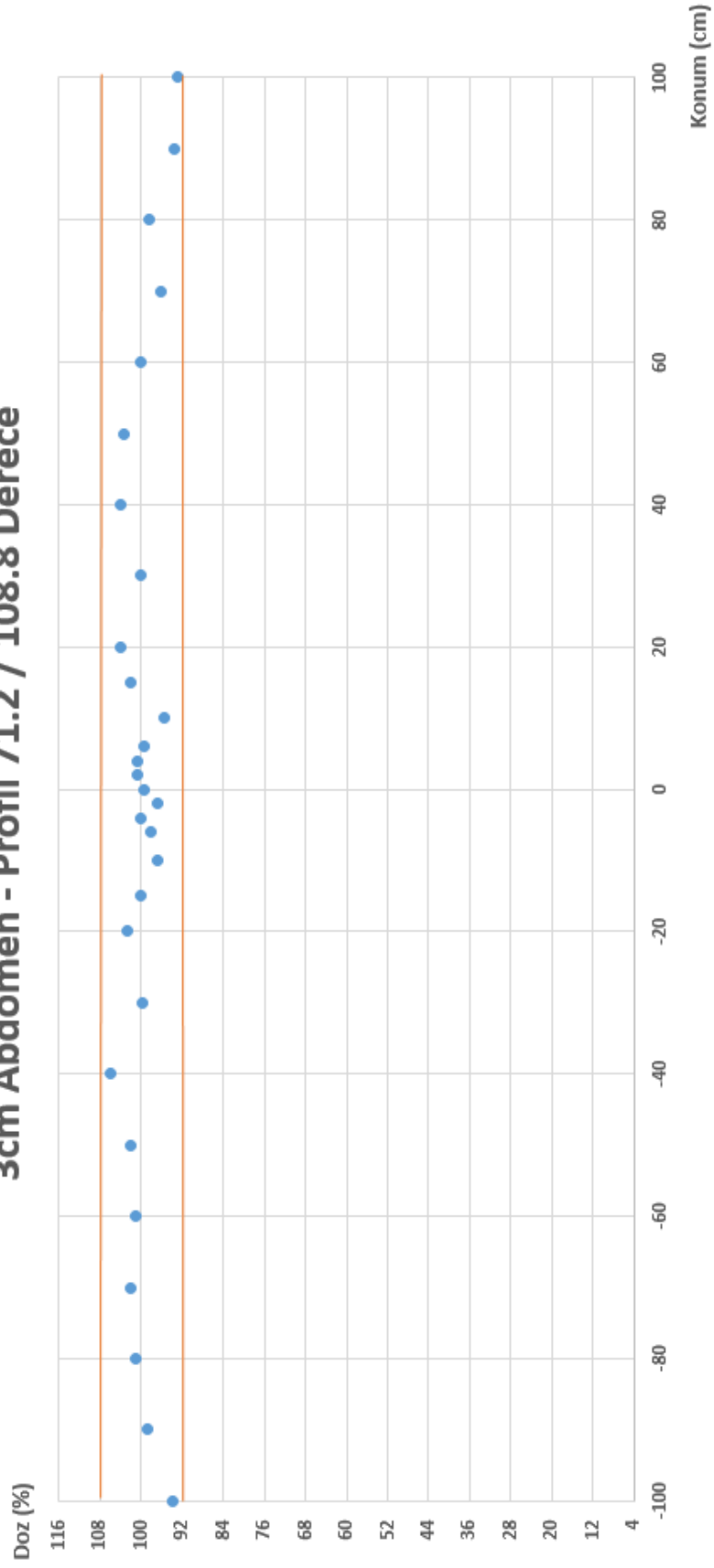
Tablo 46: Üç cm abdomen kalınlığı için profil ölçüm verileri.

3 cm Abdomen	IM-TSEI-F (71,2° / 108,8°)		IM-TSEI-FS (71,2° / 108,8°)	Klasik TSEI-F (71° / 109°)	
	Ölçüm (mGy)	Ort. Norm. Profil (%)	Ort. Norm. Profil (%)	Ölçüm (mGy)	Umbilikusa Norm. Profil(%)
100	356,0	93,0	92,0	407,3	98,8
90	357,9	93,5	92,8	400,2	97,0
80	377,1	98,5	97,0	421,0	102,1
70	368,3	96,2	100,6	426,2	103,3
60	382,8	100,0	101,8	435,3	105,6
50	395,5	103,3	103,1	428,3	103,9
40	398,9	104,2	101,6	433,5	105,1
30	383,3	100,1	102,6	436,4	105,8
20	397,9	103,9	101,8	429,3	104,1
15	391,3	102,2	101,0	432,8	104,9
10	366,2	95,6	98,3	395,3	95,9
6	380,4	99,3	98,3	392,5	95,2
4	386,3	100,9	98,8	391,1	94,8
2	385,6	100,7	98,1	424,5	102,9
0	381,1	99,5	98,2	412,4	100,0
-2	370,7	96,8	99,3	428,3	103,9
-4	383,8	100,2	99,4	410,2	99,5
-6	375,3	98,0	99,7	418,3	101,4
-10	371,2	96,9	100,6	411,6	99,8
-15	384,0	100,3	101,7	414,2	100,4
-20	393,3	102,7	103,2	418,5	101,5
-30	382,6	99,9	102,7	429,7	104,2
-40	405,8	106,0	102,8	428,9	104,0
-50	391,5	102,2	103,7	423,0	102,6
-60	386,9	101,0	103,3	433,4	105,1
-70	391,5	102,2	102,1	431,4	104,6
-80	386,8	101,0	100,9	416,3	100,9
-90	378,3	98,8	95,3	403,3	97,8
-100	359,2	93,8	93,4	405,7	98,4
Ortalama	382,98				

Elde edilen veriler yardımıyla 3 cm abdomen kalınlığı ve 71,2°/108,8° tedavi açıları kullanılarak IM-TSEI tekniği için elde edilen profil grafik-58'de gösterilmektedir. Üç cm abdominal bölge kalınlığı için IM-TSEI fantomlu, IM-TSEI fantomsuz ve klasik TSEI fantomlu koşullarına ait profiller elde edildi (**Grafik-59**).

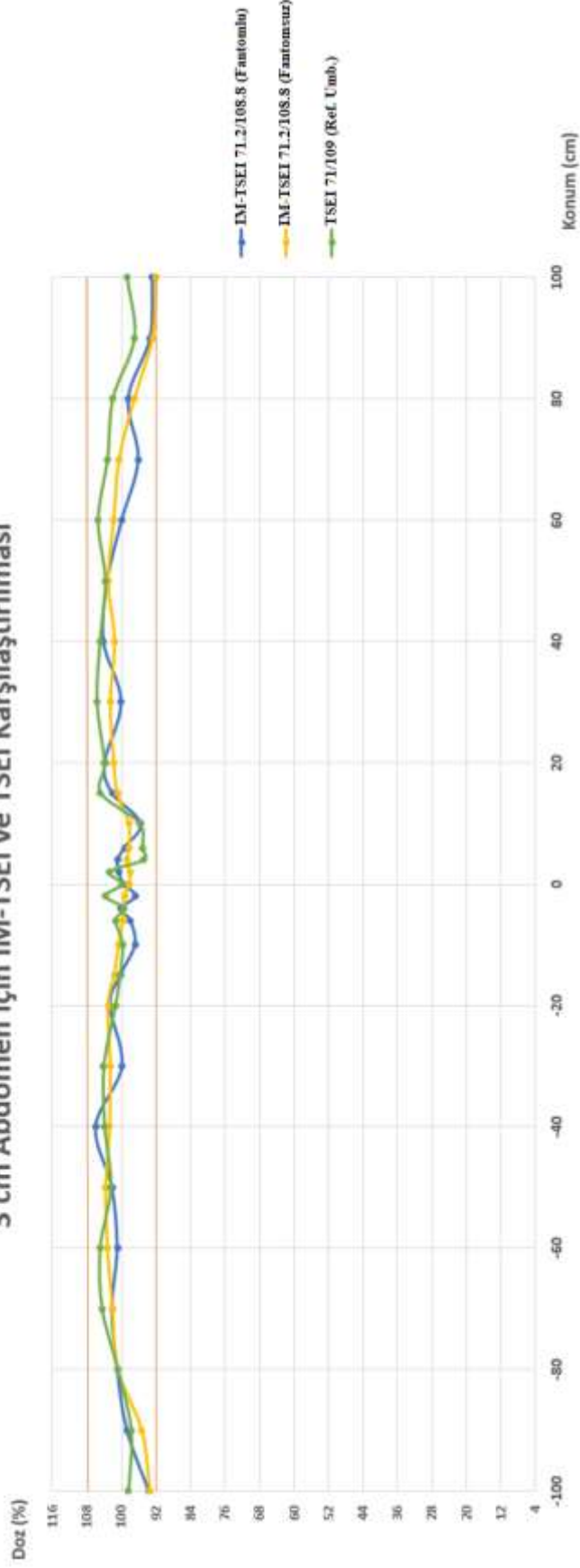


3cm Abdomen - Profil 71.2 / 108.8 Derece



Grafik 58: Üç cm abdomen kalınlığı için IM-TSEI doz profili.

3 cm Abdomen için IM-TSEI ve TSEI Karşılaştırılması



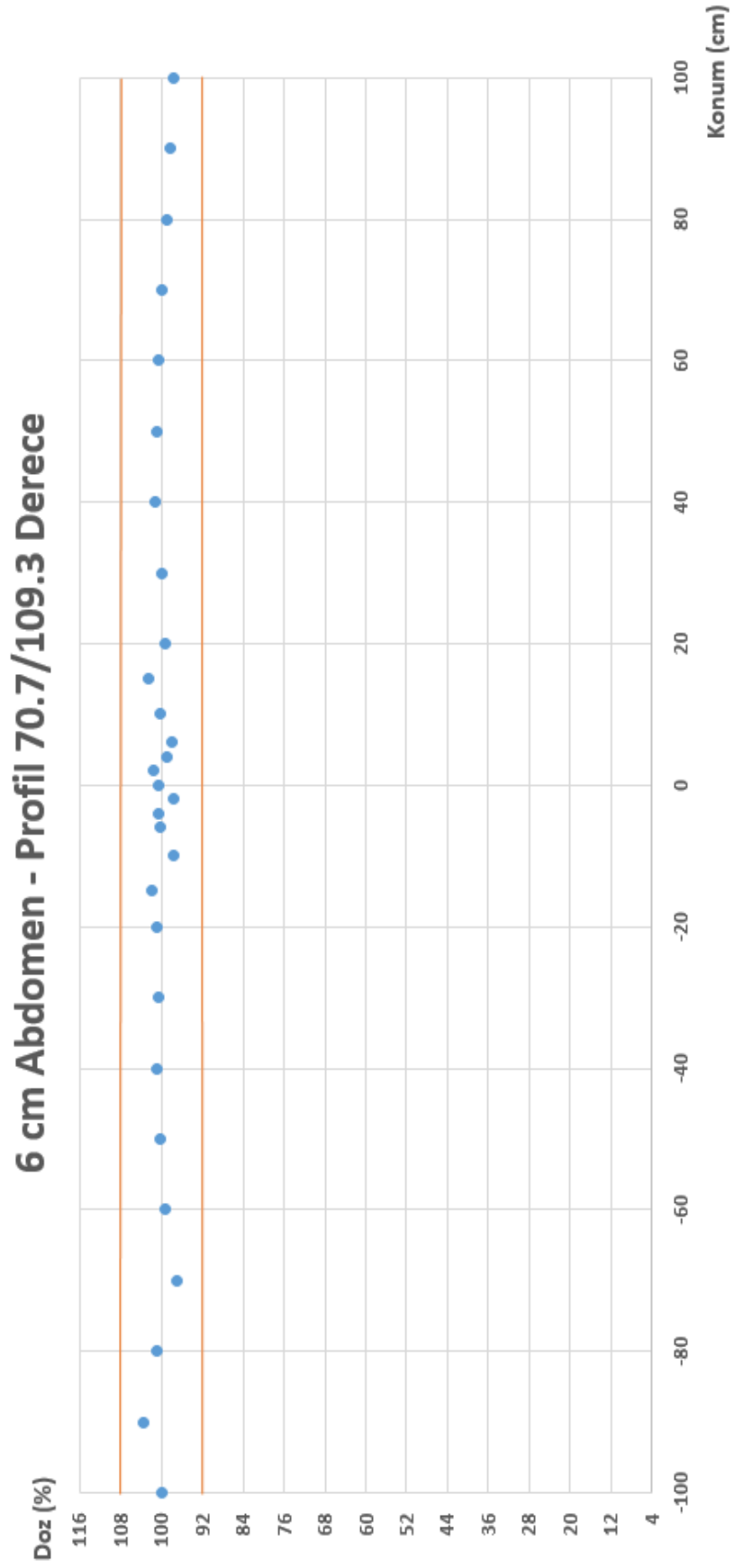
Grafik 59: Üç cm abdomen kalınlığı için farklı profillerin karşılaştırılması.

Abdomen kalınlığının 6 cm olduğu koşul için yapılan profil ölçümleri sonucunda IM-TSEI fantomlu, IM-TSEI fantomsuz ve TSEI fantomlu profiller için elde edilen veriler aşağıda gösterilmektedir (**Tablo-47**).

Tablo 47: Altı cm abdomen kalınlığı için profil ölçüm verileri.

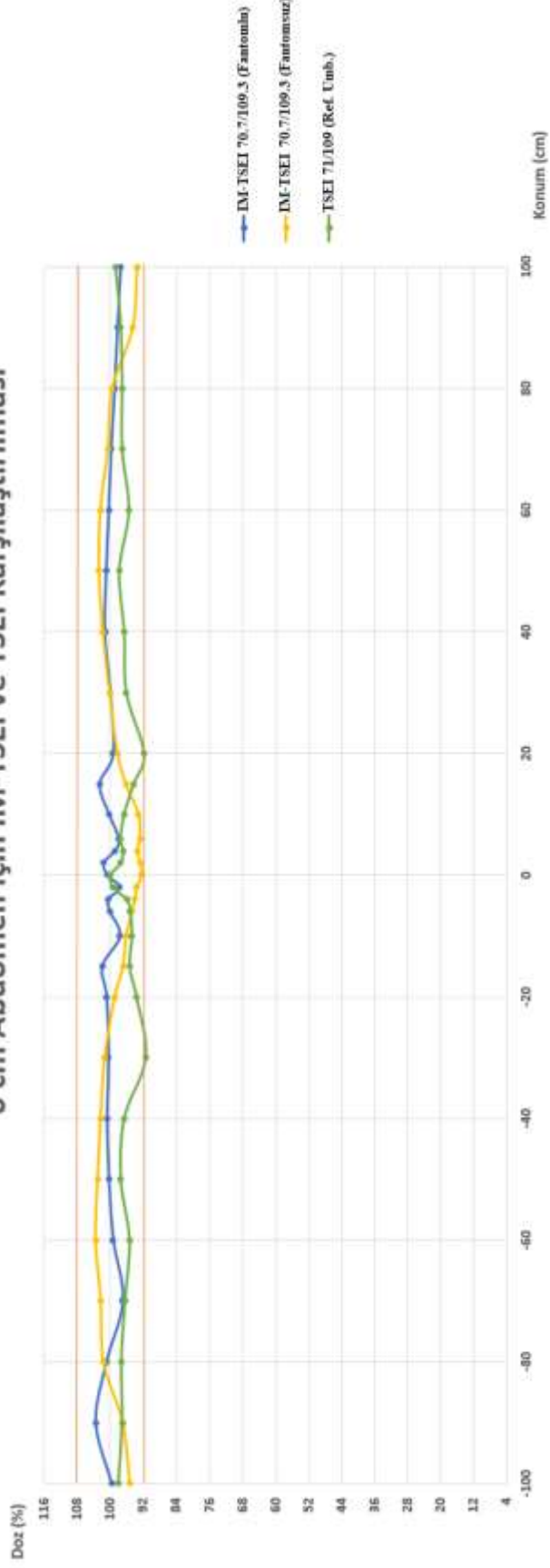
6 cm Abdomen	IM-TSEI-F (70,7° / 109,3°)		IM-TSEI-FS (70,7° / 109,3°)	Klasik TSEI-F (71° / 109°)	
	Ölçüm (mGy)	Ort. Norm. Profil (%)	Ort. Norm. Profil (%)	Ölçüm (mGy)	Umbilikusa Norm. Profil(%)
100	374,0	97,6	93,6	419,9	98,8
90	376,8	98,3	94,6	414,5	97,5
80	379,4	99,0	99,6	413,3	97,2
70	382,5	99,8	100,6	413,2	97,2
60	384,8	100,4	102,4	406,3	95,6
50	387,1	101,0	102,7	416,2	97,9
40	388,3	101,3	101,8	411,0	96,7
30	383,2	100,0	100,2	408,8	96,2
20	380,6	99,3	98,3	390,7	91,9
15	393,0	102,6	96,2	401,5	94,4
10	384,3	100,3	93,2	411,1	96,7
6	375,6	98,0	92,9	414,7	97,6
4	379,2	99,0	93,5	412,3	97,0
2	389,4	101,6	92,8	414,4	97,5
0	385,9	100,7	92,5	425,1	100,0
-2	374,6	97,8	93,6	422,5	99,4
-4	385,2	100,5	94,1	408,5	96,1
-6	383,6	100,1	94,8	404,8	95,2
-10	374,5	97,7	96,2	403,2	94,8
-15	390,7	102,0	97,0	405,4	95,4
-20	386,6	100,9	98,9	398,5	93,7
-30	384,9	100,5	101,4	389,1	91,5
-40	386,2	100,8	102,4	411,1	96,7
-50	384,5	100,4	103,1	414,5	97,5
-60	380,5	99,3	103,6	405,6	95,4
-70	371,8	97,0	102,3	410,3	96,5
-80	386,8	101,0	101,7	414,0	97,4
-90	396,5	103,5	97,0	413,3	97,2
-100	382,2	99,8	95,3	417,2	98,1
Ortalama	383,15				

Elde edilen veriler yardımıyla 6 cm abdomen kalınlığı ve 70,7°/109,3° tedavi açıları kullanılarak IM-TSEI tekniği için elde edilen profil grafik-60'da gösterilmektedir. Altı cm abdominal bölge kalınlığı için IM-TSEI fantomlu, IM-TSEI fantomsuz ve klasik TSEI fantomlu koşullarına ait profilleri Grafik-61'de gösterilmektedir.



Grafik 60: Altı cm abdomen kalınlığı için IM-TSEI doz profili.

6 cm Abdomen için IM-TSEI ve TSEI Karşılaştırılması



Grafik 61: Altı cm abdomen kalınlığı için farklı profillerin karşılaştırılması.

Abdomen kalınlığının 9 cm olduğu koşul için yapılan profil ölçümleriyle IM-TSEI fantomlu, IM-TSEI fantomsuz ve TSEI fantomlu profiller için elde edilen veriler aşağıda gösterilmektedir (**Tablo-48**).

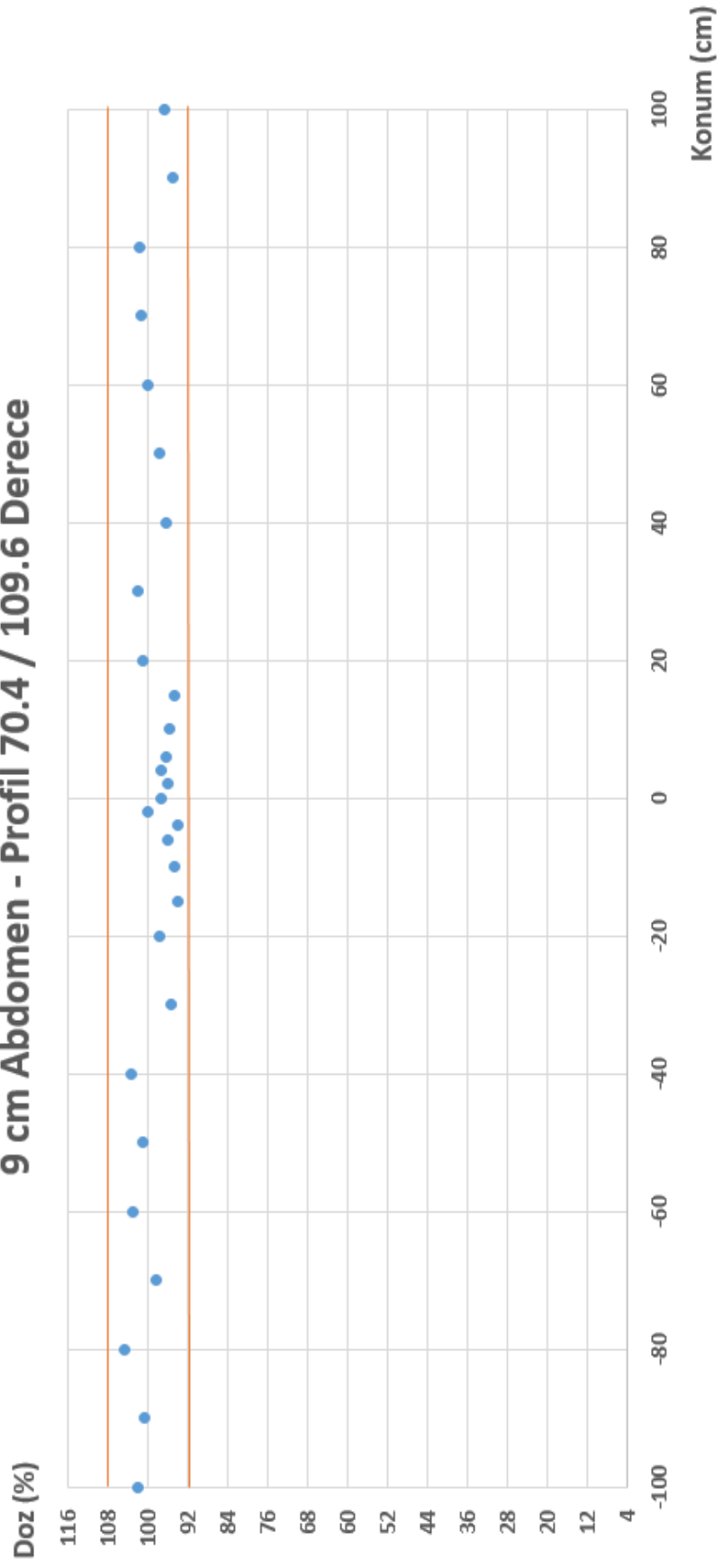
Tablo 48: Dokuz cm abdomen kalınlığı için profil ölçüm verileri.

9 cm Abdomen	IM-TSEI-F (70,4° / 109,6°)		IM-TSEI-FS (70,4° / 109,6°)		Klasik TSEI-F (71° / 109°)	
	Ölçüm (mGy)	Ort. Norm. Profil (%)	Ort. Norm. Profil (%)	Ölçüm (mGy)	Umbilikusa Norm. Profil(%)	
100	426,2	96,7	95,0	411,5	91,6	
90	418,8	95,0	96,1	425,4	94,7	
80	448,3	101,7	101,6	425,9	94,9	
70	447,5	101,5	99,8	401,9	89,5	
60	441,3	100,1	102,7	424,4	94,5	
50	431,6	97,9	101,7	421,9	94,0	
40	424,9	96,4	102,5	423,7	94,4	
30	450,4	102,2	98,8	417,4	93,0	
20	445,3	101,0	96,0	412,8	91,9	
15	418,3	94,9	93,5	425,5	94,8	
10	422,1	95,8	90,9	416,6	92,8	
6	425,7	96,6	90,2	428,8	95,5	
4	430,0	97,6	90,5	433,0	96,4	
2	422,9	96,0	90,0	443,9	98,9	
0	429,4	97,4	88,9	449,0	100,0	
-2	440,7	100,0	90,2	447,4	99,6	
-4	414,1	94,0	91,1	435,2	96,9	
-6	423,6	96,1	91,9	436,5	97,2	
-10	418,1	94,9	93,9	426,1	94,9	
-15	414,9	94,1	94,0	418,8	93,3	
-20	430,8	97,8	96,0	417,4	93,0	
-30	421,0	95,5	100,8	428,3	95,4	
-40	456,3	103,5	102,4	432,2	96,3	
-50	445,6	101,1	102,6	426,7	95,0	
-60	455,0	103,2	104,2	425,4	94,7	
-70	434,5	98,6	102,3	425,4	94,7	
-80	461,2	104,7	101,8	430,2	95,8	
-90	444,1	100,8	98,1	406,0	90,4	
-100	449,6	102,0	97,0	4098	91,3	
Ortalama	440,69					

Elde edilen veriler yardımıyla 9 cm abdomen kalınlığı ve 70,4°/109,6° tedavi açıları kullanılarak IM-TSEI tekniği için elde edilen profil grafik-62’de gösterilmektedir. Dokuz cm abdomen kalınlığında IM-TSEI fantomlu, IM-TSEI fantomsuz ve klasik TSEI fantomlu koşullarına ait profilleri Grafik-63’te gösterilmektedir.

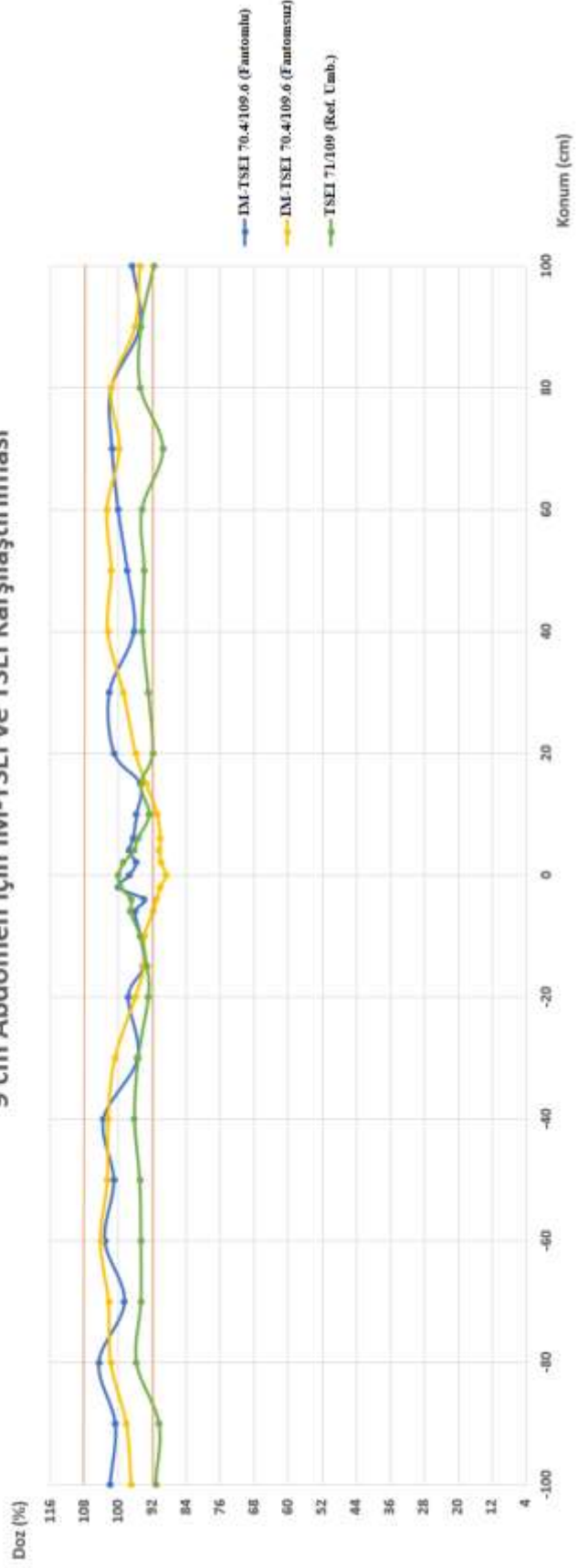


9 cm Abdomen - Profil 70.4 / 109.6 Derece



Grafik 62: Dokuz cm abdomen kalınlığı için IM-TSEI doz profili.

9 cm Abdomen için IM-TSEI ve TSEI Karşılaştırılması



Grafik 63: Dokuz cm abdomen kalınlığı için farklı profillerin karşılaştırılması.

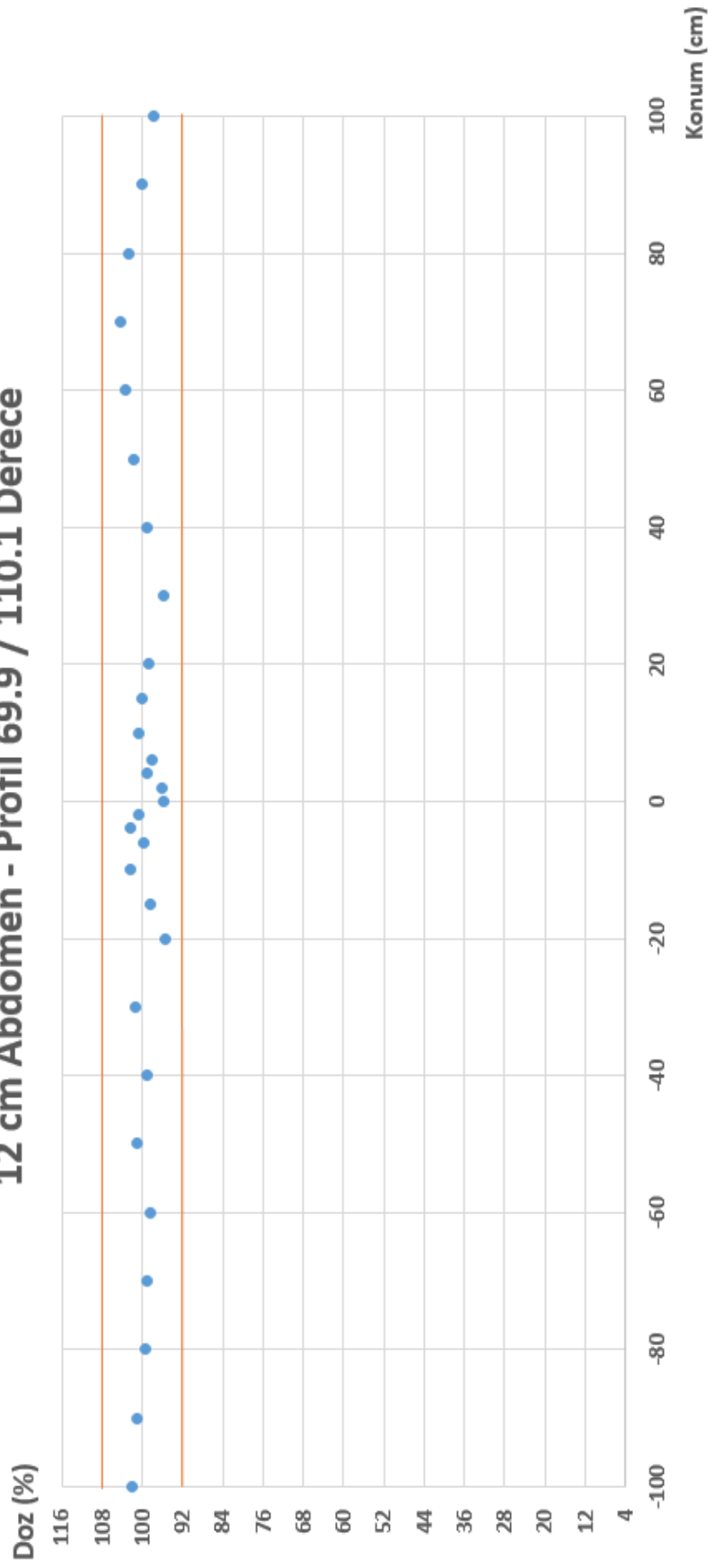
Abdomen kalınlığının 12 cm olduğu koşulda yapılan profil ölçümleriyle IM-TSEI fantomlu, IM-TSEI fantomsuz ve TSEI fantomlu profiller için elde edilen veriler aşağıda gösterilmektedir (**Tablo-49**).

Tablo 49: On iki cm abdomen kalınlığı için profil ölçüm verileri.

12 cm Abdomen	IM-TSEI-F (69,9° / 110,1°)		IM-TSEI-FS (69,9° / 110,1°)	Klasik TSEI-F (71° / 109°)	
	Ölçüm (mGy)	Ort. Norm. Profil (%)	Ort. Norm. Profil (%)	Ölçüm (mGy)	Umbilikusa Norm. Profil (%)
100	415,8	97,7	97,0	383,6	91,7
90	425,3	99,9	98,2	385,6	92,2
80	437,6	102,8	100,9	380,4	91,0
70	443,5	104,2	99,3	388,4	92,9
60	439,6	103,3	103,3	390,7	93,4
50	432,4	101,6	100,9	376,3	90,0
40	422,2	99,2	102,9	384,7	92,0
30	407,1	95,6	96,9	377,8	90,4
20	420,5	98,8	92,8	389,2	93,1
15	425,4	99,9	89,3	405,8	97,1
10	429,3	100,8	87,3	408,6	97,7
6	418,1	98,2	86,2	410,1	98,1
4	421,4	99,0	85,9	411,2	98,3
2	409,2	96,1	85,9	412,3	98,6
0	407,4	95,7	83,8	418,1	100,0
-2	428,8	100,7	85,3	414,7	99,2
-4	435,5	102,3	86,4	410,8	98,3
-6	425,2	99,9	87,5	405,8	97,1
-10	436,1	102,4	89,8	409,3	97,9
-15	419,0	98,4	89,8	403,3	96,5
-20	406,1	95,4	92,1	383,8	91,8
-30	430,9	101,2	99,6	396,2	94,8
-40	422,2	99,2	102,3	386,2	92,4
-50	430,4	101,1	102,3	386,2	92,4
-60	419,2	98,5	105,1	387,9	92,8
-70	422,1	99,1	102,6	390,5	93,4
-80	423,8	99,5	102,1	386,3	92,4
-90	429,7	100,9	99,7	382,5	91,5
-100	434,5	102,1	99,1	382,3	91,4
Ortalama	425,72				

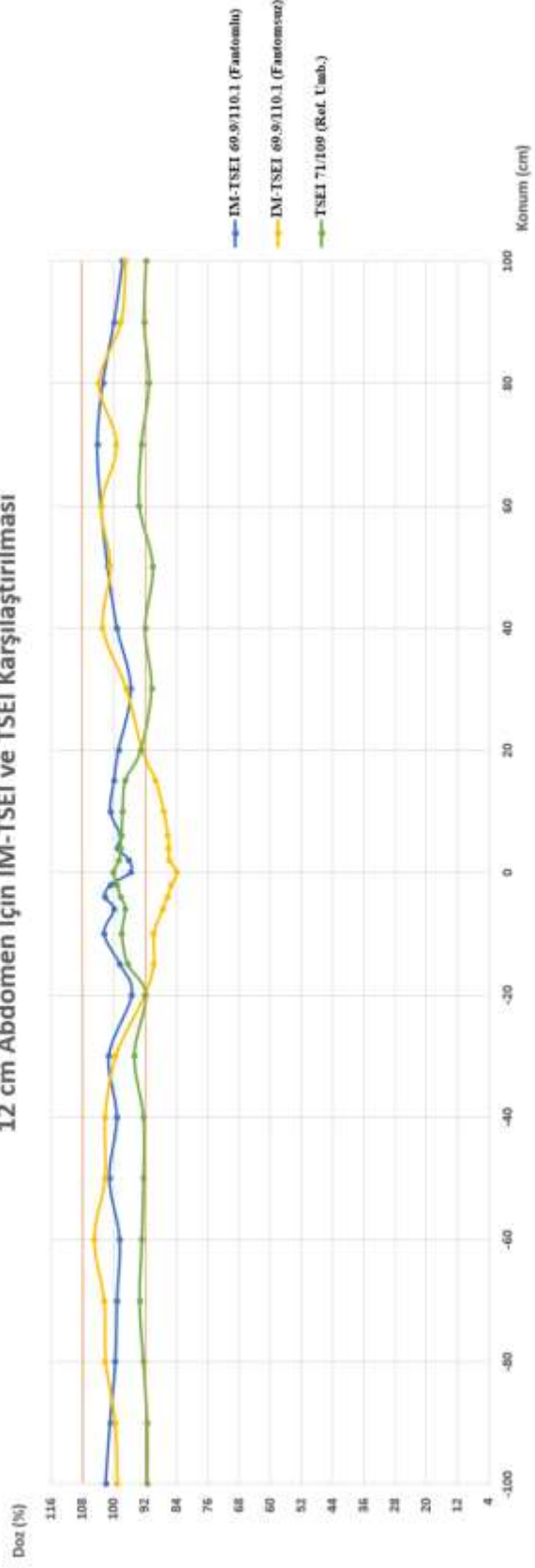
Elde edilen veriler yardımıyla 12 cm abdomen kalınlığı ve 69,9°/110,1° tedavi açıları kullanılarak IM-TSEI tekniği için elde edilen profil grafik-64'te gösterilmektedir. On iki cm abdomen kalınlığında IM-TSEI fantomlu, IM-TSEI fantomsuz ve klasik TSEI fantomlu koşullarına ait profilleri Grafik-65'te gösterilmektedir.

12 cm Abdomen - Profil 69.9 / 110.1 Derece



Grafik 64: On iki cm abdomen kalınlığı için IM-TSEI doz profili.

12 cm Abdomen için IM-TSEI ve TSEI Karşılaştırılması



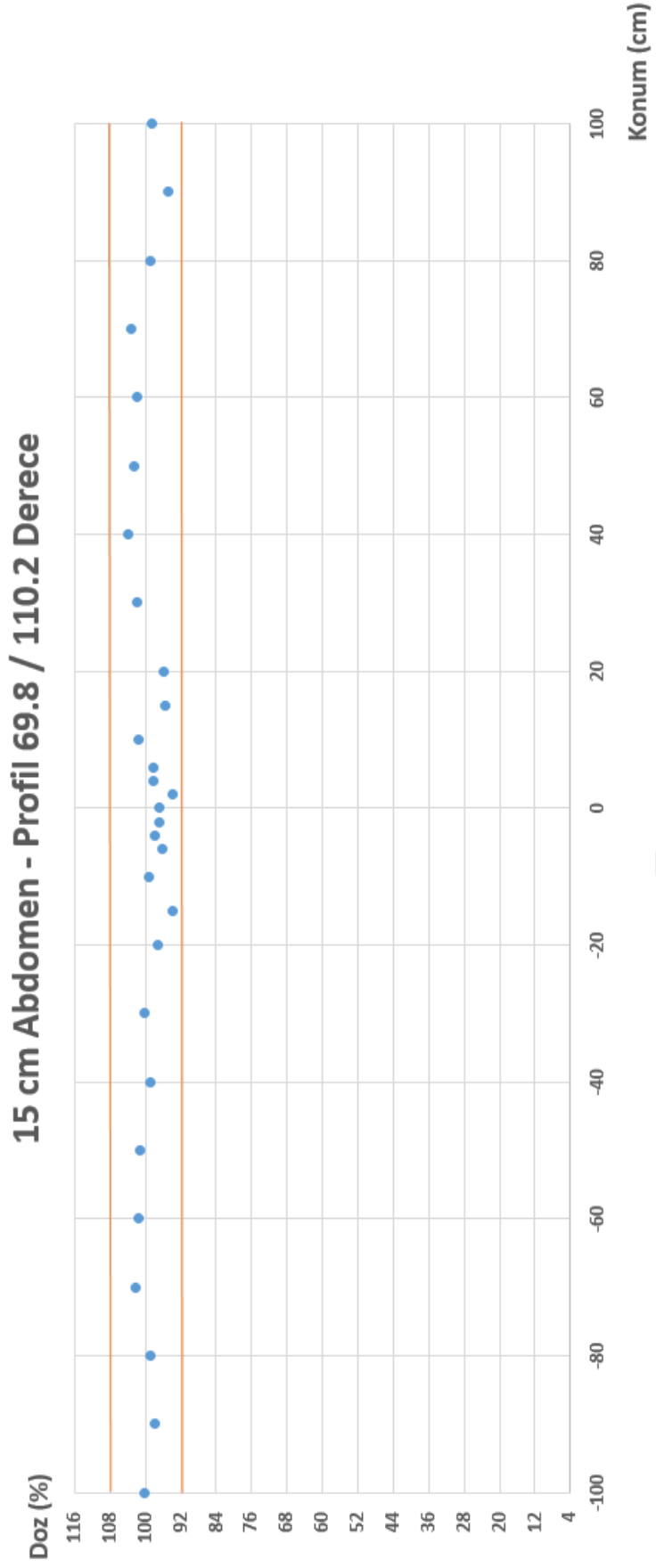
Grafik 65: On iki cm abdomen kalınlığı için farklı profillerin karşılaştırılması.

Abdomen kalınlığının 15 cm olduğu koşulda yapılan profil ölçümleriyle IM-TSEI fantomlu, IM-TSEI fantomsuz ve TSEI fantomlu profiller için elde edilen veriler aşağıda gösterilmektedir (**Tablo-50**).

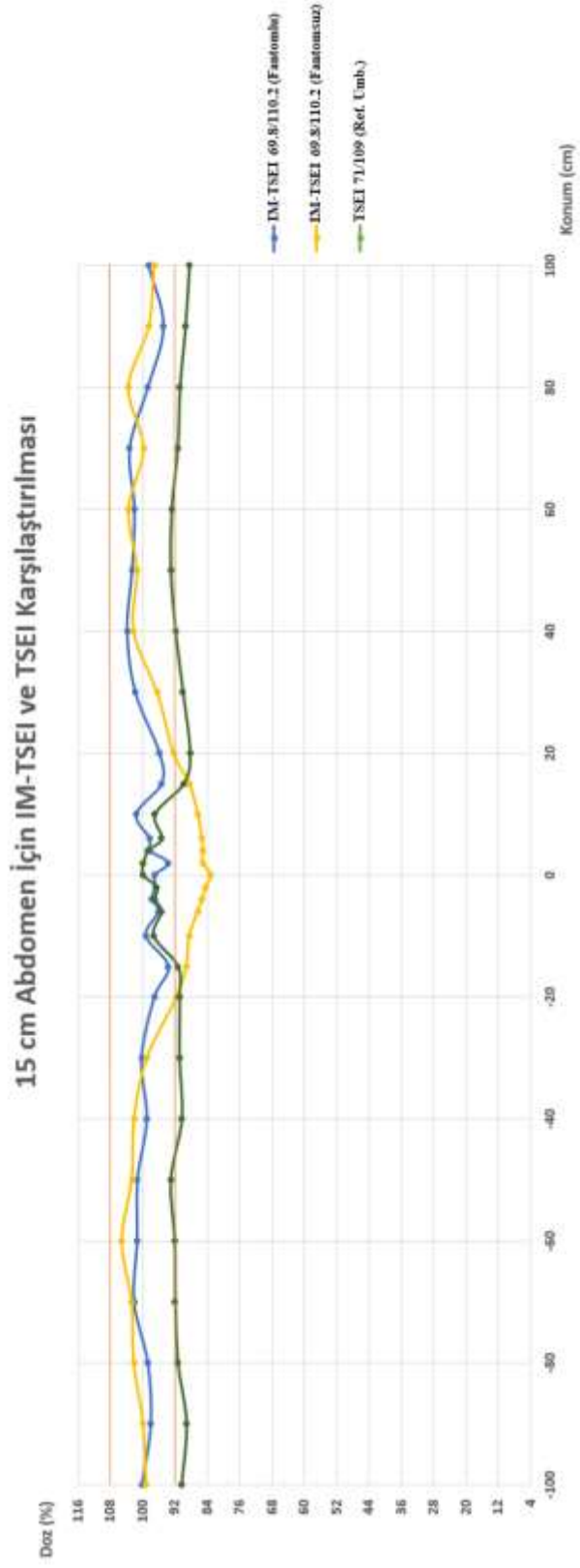
Tablo 50: On beş cm abdomen kalınlığı için profil ölçüm verileri.

15 cm Abdomen	IM-TSEI-F (69,8° / 110,2°)		IM-TSEI-FS (69,8° / 110,2°)	Klasik TSEI-F (71° / 109°)	
	Ölçüm (mGy)	Ort. Norm. Profil (%)	Ort. Norm. Profil (%)	Ölçüm (mGy)	Umbilikusa Norm. Profil(%)
100	368,7	98,6	97,2	371,1	88,5
90	355,1	94,9	98,5	375,2	89,5
80	369,3	98,7	103,5	380,9	90,8
70	386,0	103,2	99,8	383,3	91,4
60	381,6	102,0	103,5	389,6	92,9
50	383,8	102,6	101,4	390,5	93,1
40	388,4	103,8	102,3	385,6	91,9
30	380,9	101,8	96,4	377,8	90,1
20	358,7	95,9	92,4	370,6	88,4
15	356,8	95,4	88,5	376,9	89,9
10	380,0	101,6	86,4	406,8	97,0
6	367,7	98,3	85,4	399,9	95,4
4	367,4	98,2	85,1	413,9	98,7
2	350,8	93,8	85,1	418,8	99,9
0	362,8	97,0	83,1	419,4	100,0
-2	362,5	96,9	84,5	405,0	96,6
-4	365,8	97,8	85,3	407,1	97,1
-6	359,8	96,2	86,4	400,3	95,4
-10	371,1	99,2	88,5	408,4	97,4
-15	350,5	93,7	89,3	383,0	91,3
-20	363,4	97,2	91,6	381,3	90,9
-30	375,2	100,3	99,0	381,5	91,0
-40	370,3	99,0	102,1	379,1	90,4
-50	378,9	101,3	102,7	390,6	93,1
-60	379,2	101,4	105,1	386,4	92,1
-70	382,1	102,2	102,7	385,8	92,0
-80	369,4	98,8	102,2	383,1	91,3
-90	366,6	98,0	99,9	374,2	89,2
-100	374,6	100,2	99,2	379,3	90,4
Ortalama	374,01				

Elde edilen veriler yardımıyla 15 cm abdomen kalınlığı ve 69,8°/110,2° tedavi açıları kullanılarak IM-TSEI tekniği için elde edilen profil grafik-66'da gösterilmektedir. On beş cm abdomen kalınlığında IM-TSEI fantomlu, IM-TSEI fantomsuz ve klasik TSEI fantomlu koşullarına ait profilleri Grafik-67'de gösterilmektedir.



Grafik 66: On beş cm abdomen kalınlığı için IM-TSEI doz profili.



Grafik 67: On beş cm abdomen kalınlığı için farklı profillerin karşılaştırılması.

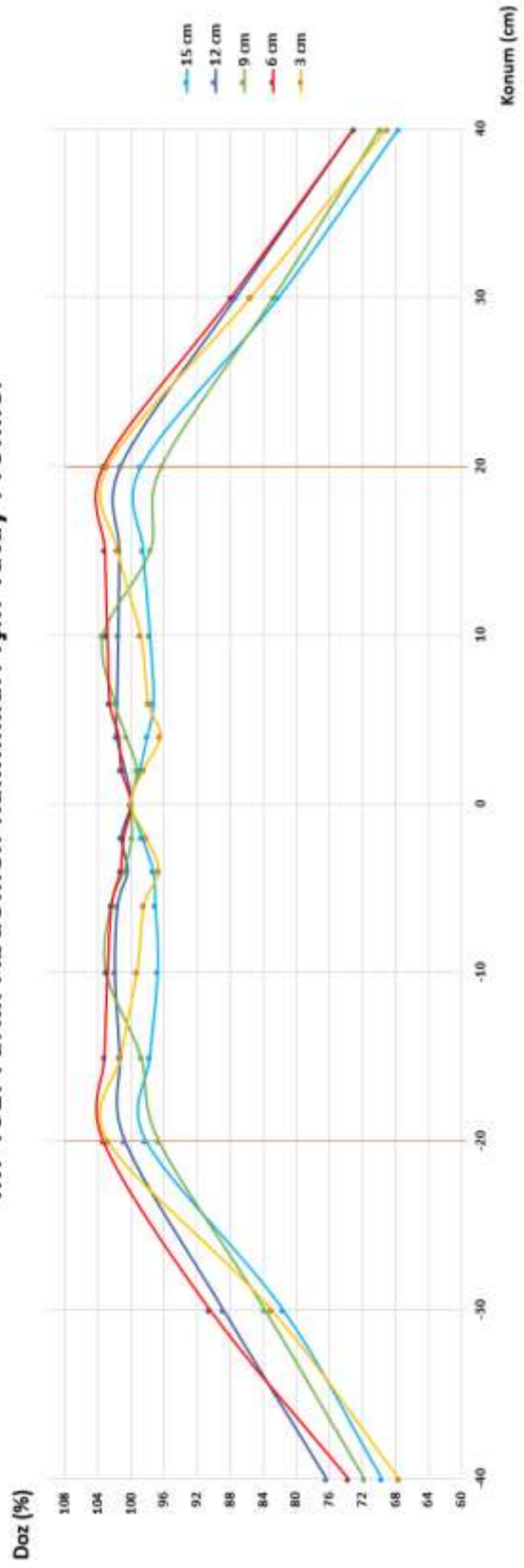
Tüm abdomen kalınlıkları için vertikal eksende $\pm 8\%$ 'lik doz homojenitesinin sağlandığı IM-TSEI tekniğine ait tedavi açılarında yapılan yatay eksen profil ölçümü sonunda elde edilen yüzde dozlar aşağıdaki tabloda gösterilmektedir (**Tablo-51**).

Tablo 51: Tüm abdomen kalınlıklarında yatay profil ölçümü.

No	Konum	71,2/108,8 3cm (%)	70,7/109,3 6 cm (%)	70,4/109,6 9cm (%)	69,9/110,1 12cm (%)	69,8/110,2 15cm (%)
1	40	69,0	73,0	69,8	73,0	67,6
2	30	85,4	87,8	82,7	87,3	82,1
3	20	102,8	103,3	96,3	101,2	98,8
4	15	101,6	103,1	97,6	101,4	98,6
5	10	98,8	102,8	103,3	101,5	97,7
6	6	97,9	102,6	101,9	101,7	97,3
7	4	96,4	101,5	100,6	101,7	98,1
8	2	98,5	101,2	99,3	100,7	99,0
9	0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0
10	-2	98,2	100,9	99,8	101,2	98,7
11	-4	96,6	101,3	100,8	100,4	97,4
12	-6	98,4	102,3	102,4	101,6	97,1
13	-10	99,3	102,8	103,0	101,9	96,8
14	-15	101,2	103,2	98,8	101,3	97,7
15	-20	102,8	103,4	96,6	100,7	98,2
16	-30	83,0	90,4	83,8	88,8	81,6
17	-40	67,6	73,7	71,7	76,3	69,7

Bu veriler yardımıyla IM-TSEI tekniği için tüm abdomen kalınlıklarında elde edilen yatay profillere ait veriler Grafik-68'de gösterilmektedir.

IM-TSEI Farklı Abdomen Kalınlıkları İçin Yatay Profiller



Grafik 68: IM-TSEI tekniği için tüm abdomen kalınlıklarında elde edilen yatay profiller.

Tüm abdomen kalınlıkları için IM-TSEI fantomlu, IM-TSEI fantomsuz ve klasik TSEI yöntemleri doz ölçümleriyle elde edilen profillere ait istatistiksel analiz sonuçları aşağıda gösterilmektedir (**Tablo-52**). Yapılan analizler sonucunda IM-TSEI fantomlu ve IM-TSEI fantomsuz profilleri arasında 3 cm abdomen kalınlığı dışındaki tüm abdomen kalınlıklarında IM-TSEI fantomlu profili lehine anlamlı fark bulunmaktadır. Ayrıca IM-TSEI fantomlu ve klasik TSEI fantomlu profiller arasında tüm abdomen kalınlıklarında IM-TSEI fantomlu profil lehine anlamlı fark belirlendi.

Tablo 52: Farklı abdomen kalınlıkları için profil ölçümlerinin istatistiksel karşılaştırılması.

		N	Mean	Std. Dev.	Min.	Maks.	p
3 cm	IM-TSEI-F (71,2/108,8)	29	99,7	3,24	93,0	106,0	0,829
	IM-TSEI-FS (71,2/108,8)	29	99,8	3,22	92,0	103,7	
	IM-TSEI-F (71,2/108,8)	29	99,7	3,24	93,0	106,0	0,006
	TSEI-F (71/109)	29	101,5	3,27	94,8	105,8	
6 cm	IM-TSEI-F (70,7/109,3)	29	100,0	1,55	97,0	103,5	0,013
	IM-TSEI-FS (70,7/109,3)	29	97,8	3,82	92,5	103,6	
	IM-TSEI-F (70,7/109,3)	29	100,0	1,55	97,0	103,5	0,000
	TSEI-F (71/109)	29	96,5	1,92	91,5	100,0	
9 cm	IM-TSEI-F (70,4/109,6)	29	98,7	3,14	94,1	104,9	0,014
	IM-TSEI-FS (70,4/109,6)	29	96,7	4,92	88,9	104,2	
	IM-TSEI-F (70,4/109,6)	29	98,7	3,14	94,1	104,9	0,000
	TSEI-F (71/109)	29	94,7	2,50	89,5	100,0	
12 cm	IM-TSEI-F (69,9/110,1)	29	99,8	2,31	95,4	104,2	0,004
	IM-TSEI-FS (69,9/110,1)	29	95,1	7,10	83,8	105,1	
	IM-TSEI-F (69,9/110,1)	29	99,8	2,31	95,4	104,2	0,000
	TSEI-F (71/109)	29	94,4	3,09	90,0	100,0	
15 cm	IM-TSEI-F (69,8/110,2)	29	98,9	2,80	93,7	103,8	0,006
	IM-TSEI-FS (69,8/110,2)	29	94,7	7,50	83,1	105,1	
	IM-TSEI-F (69,8/110,2)	29	98,9	2,80	93,7	103,8	0,000
	TSEI-F (71/109)	29	93,0	3,43	88,4	100,0	
F: Abdomen kalınlık fantomu var.			FS: Abdomen kalınlık fantomu yok.				

Elde edilen veriler yardımıyla geliştirilen IM-TSEI yönteminde farklı abdomen büyüklükleri için belirlenen tedavi açılarının cilt yüzeyinde abdomen kalınlığına rağmen homojenite kriterleri içinde kalarak homojen doz elde edildiği ve tedavi

açılarının güvenilir olduğu saptandı. Ayrıca geliştirilen IM-TSEI yönteminin 6 cm ve üzerindeki abdomen kalınlıklarında vücudun anterior bölgesindeki dış kontur düzensizliğini telafi ederek vertikal eksen boyunca abdomen bölgesi de dahil olmak üzere homojen cilt dozlarını sağladığı belirlendi. Tüm abdomen kalınlıkları için geliştirilen IM-TSEI yönteminin klasik TSEI yöntemine göre daha homojen doz dağılımları elde ettiği, 9 cm abdomen kalınlığına kadar TSEI yönteminde AAPM homojenite kriterlerinin sağlandığı ancak 9 cm ve üzerindeki abdomen kalınlıklarında homojenite kriterlerinin sağlanamadığı belirlendi.

4.17- Farklı Abdomen Kalınlıkları İçin Tedavi Sürelerinin Ölçümleri

Bu tezde fraksiyon başına 1 Gy tedavi dozu ile 1 MU için 0,010954 Gy doz değeri ve bölüm 3.2.3.7'deki denklem-14 kullanılarak tüm abdomen kalınlıklarına ait IM-TSEI tekniği ön ve arka duruş pozisyonlarının tedavi süreleri değişen $12AF$ 'leri yardımıyla hesaplandı.

Buna göre 3cm abdomen kalınlığı koşulunda 1 Gy/fx dozunu uygulayabilmek için $12AF_{\text{ön}}$ değeri 2,4251 ve $12AF_{\text{arka}}$ değeri 2,3317 yardımıyla ön duruş pozisyonlarında alan başına tedavi süresi $37,64 \cong 37,5$ MU iken arka duruş pozisyonlarında $39,15 \cong 39$ MU olarak hesaplandı.

Abdomen kalınlığının 6 cm olduğu koşul için $12AF_{\text{ön}}$ değeri 2,3300 ve $12AF_{\text{arka}}$ değeri 2,3317 kullanılarak IM-TSEI yöntemi tedavi süreleri ön duruş pozisyonlarında $39,18 \cong 39$ MU/Alan iken arka duruş pozisyonlarında $39,15 \cong 39$ MU/Alan olarak hesaplandı.

Dokuz cm abdomen kalınlığı için 2,4029 olarak belirlenen $12AF_{\text{ön}}$ ve 2,3317 olarak belirlenen $12AF_{\text{arka}}$ yardımıyla ön duruş pozisyonlarında alan başına tedavi süresi $37,99 \cong 38$ MU iken arka duruş pozisyonlarında $39,15 \cong 39$ MU olarak belirlendi.

Abdomen kalınlığının 12 cm olduğu koşul için $12AF_{\text{ön}}$ değeri 2,2721 ve $12AF_{\text{arka}}$ değeri 2,3317 yardımıyla IM-TSEI yöntemi tedavi süreleri ön duruş pozisyonlarında $40,18 \cong 40$ MU/Alan iken arka duruş pozisyonlarında $39,15 \cong 39$ MU/Alan olarak belirlendi.

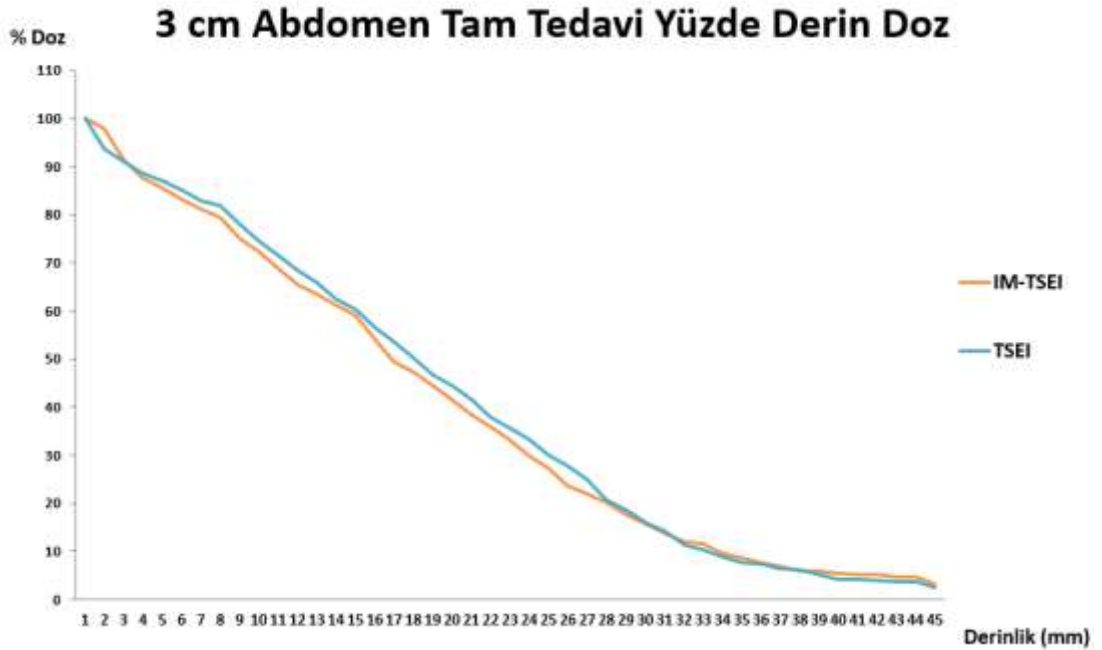
Son olarak 15 cm abdomen kalınlığı için 2,1596 olarak belirlenen $12AF_{\text{ön}}$ ve 2,3317 olarak belirlenen $12AF_{\text{arka}}$ kullanılarak IM-TSEI yöntemi tedavi süreleri ön duruş

pozisyonlarında $42,27 \cong 42$ MU/Alan iken arka duruş pozisyonlarında $39,15 \cong 39$ MU/Alan olarak hesaplandı.

4.18- İnsan Fantomu İçi Doz Dağılımlarının Film Dozimetreler Kullanılarak Belirlenmesi

IM-TSEI ve TSEI teknikleri için fantom içi dozların belirlenmesi ve IM-TSEI tekniğinin güvenilirliğinin saptanması için yapılan ölçümler sonucu beş farklı abdominal bölge kalınlığına ait tam tedavi %DD'lar belirlendi. Abdominal bölgenin anterior (gantri 0°) doğrultusunda derine gidip 40 nokta doz ölçümü yapılarak ışınlanan filmler üzerinde tam tedavi %DD'lar belirlendi.

Buna göre 3 cm abdominal bölge kalınlığı koşulunda IM-TSEI ve TSEI teknikleri için belirlenen tam tedavi %DD'larına ait veriler Tablo-53 ve Grafik-69'da gösterilmektedir.



Grafik 69: IM-TSEI ve TSEI için 3 cm abdomen kalınlığına ait %DD eğrileri.

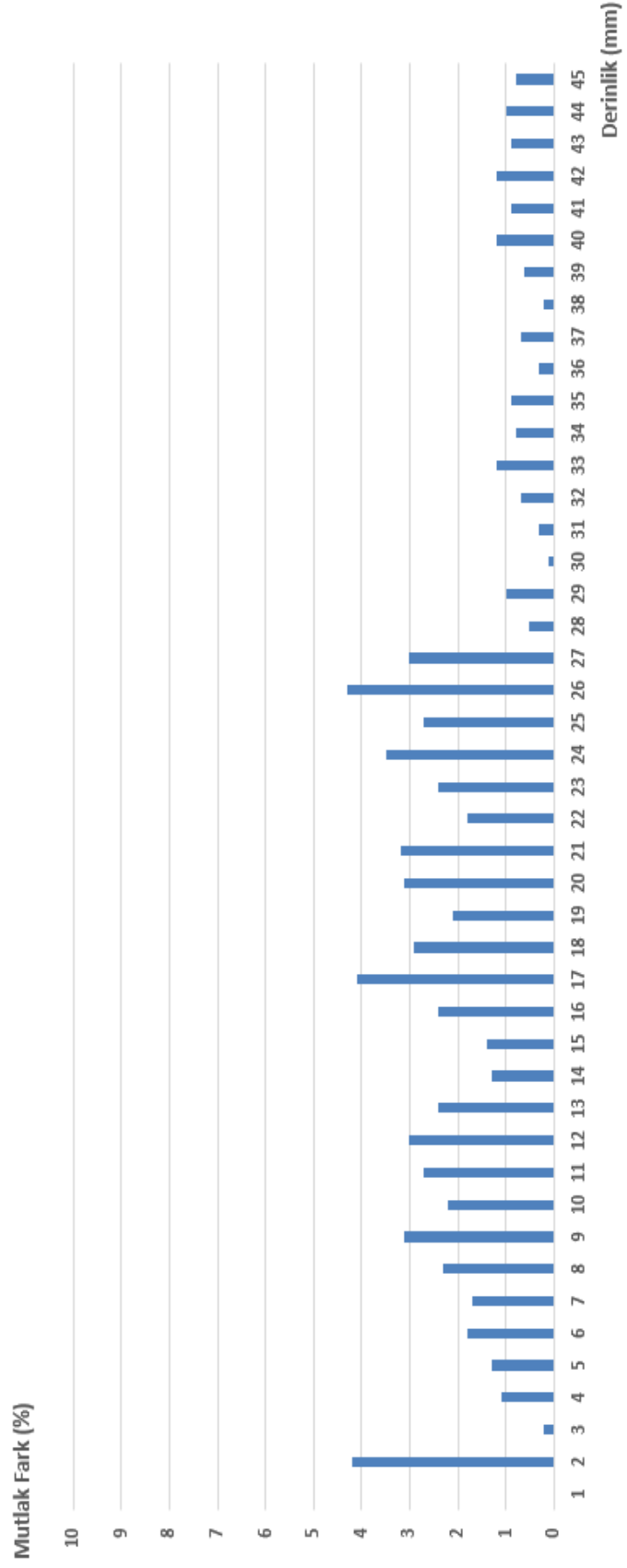
Tablo 53: IM-TSEI ve TSEI için 3 cm abdomen kalınlığına ait %DD'lar.

3 cm Abdomen	Doz (%)		
	0 Derece IM-TSEI	0 Derece TSEI	Mutlak Fark (%)
1	100,0	100,0	0,0
2	97,8	93,6	4,2
3	91,1	90,9	0,2
4	87,4	88,5	1,1
5	85,6	86,9	1,3
6	83,2	85,0	1,8
7	81,2	82,9	1,7
8	79,5	81,8	2,3
9	74,9	78,0	3,1
10	72,3	74,5	2,2
11	68,9	71,6	2,7
12	65,3	68,3	3,0
13	63,5	65,9	2,4
14	61,2	62,5	1,3
15	58,9	60,3	1,4
16	54,1	56,5	2,4
17	49,5	53,6	4,1
18	47,2	50,1	2,9
19	44,6	46,7	2,1
20	41,5	44,6	3,1
21	38,3	41,5	3,2
22	36,0	37,8	1,8
23	33,3	35,7	2,4
24	29,8	33,3	3,5
25	27,3	30,0	2,7
26	23,5	27,8	4,3
27	21,9	24,9	3,0
28	20,1	20,6	0,5
29	17,6	18,6	1,0
30	15,8	15,9	0,1
31	13,9	14,2	0,3
32	12,1	11,4	0,7
33	11,5	10,3	1,2
34	9,7	8,9	0,8
35	8,5	7,6	0,9
36	7,6	7,3	0,3
37	7,0	6,3	0,7
38	5,9	6,1	0,2
39	5,8	5,2	0,6
40	5,5	4,3	1,2

Elde edilen IM-TSEI tam tedavi %DD eğrisinin TSEI tam tedavi %DD eğrisi ile mutlak farkları Grafik-70'de gösterilmektedir. Abdominal bölge kalınlığının 6 cm olduğu koşulda IM-TSEI ve TSEI teknikleri için belirlenen tam tedavi %DD'larına ait veriler Tablo-54 ve Grafik-71'de gösterilmektedir.

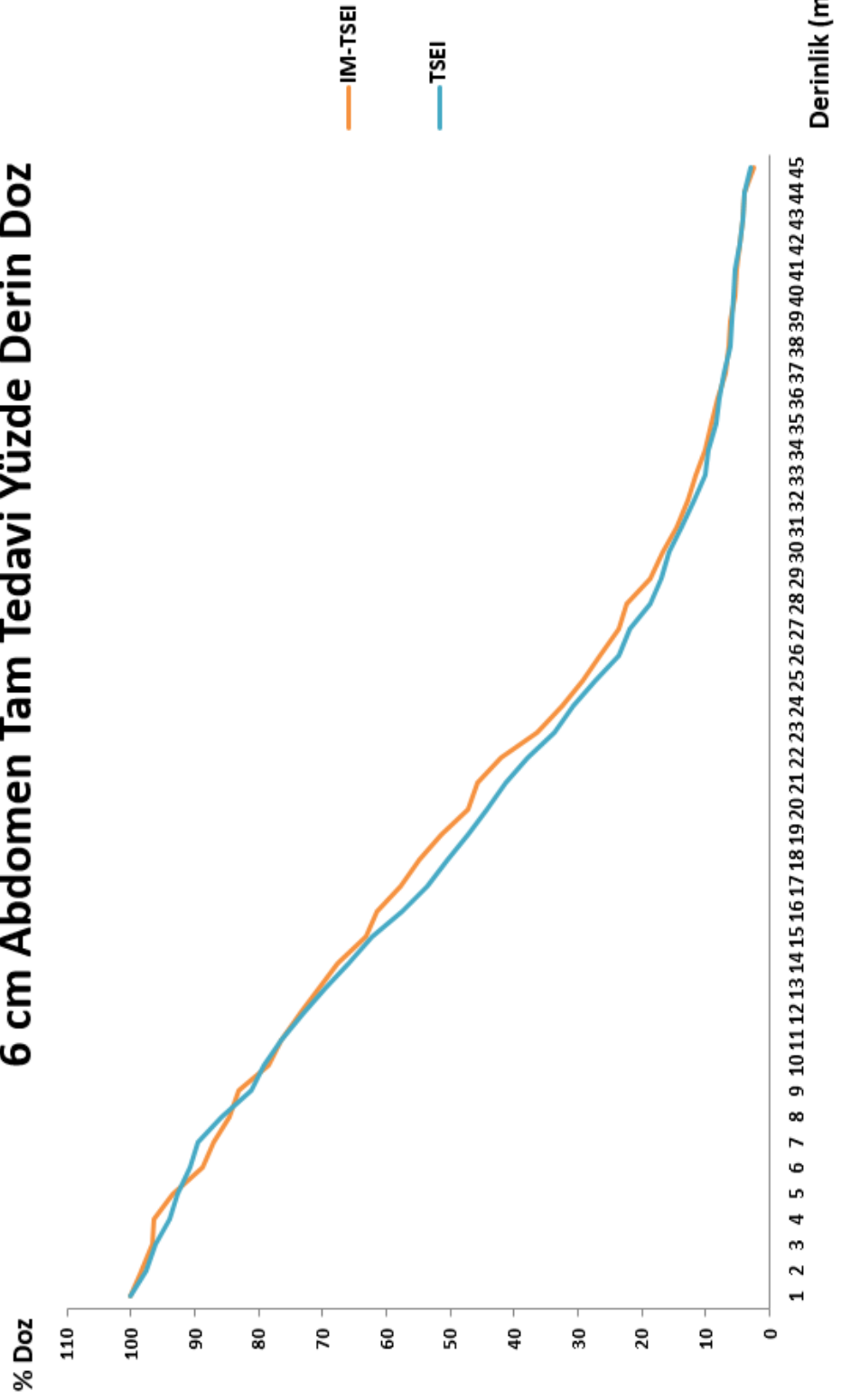


3 cm Abdomen IM-TSEI ve TSEI Arası Mutlak Fark



Grafik 70: IM-TSEI ve TSEI %DD eğrilerinin 3 cm abdomen kalınlığı için mutlak farkları.

6 cm Abdomen Tam Tedavi Yüzde Derin Doz



Grafik 71: IM-TSEI ve TSEI için 6 cm abdomen kalınlığına ait %DD eğrileri.

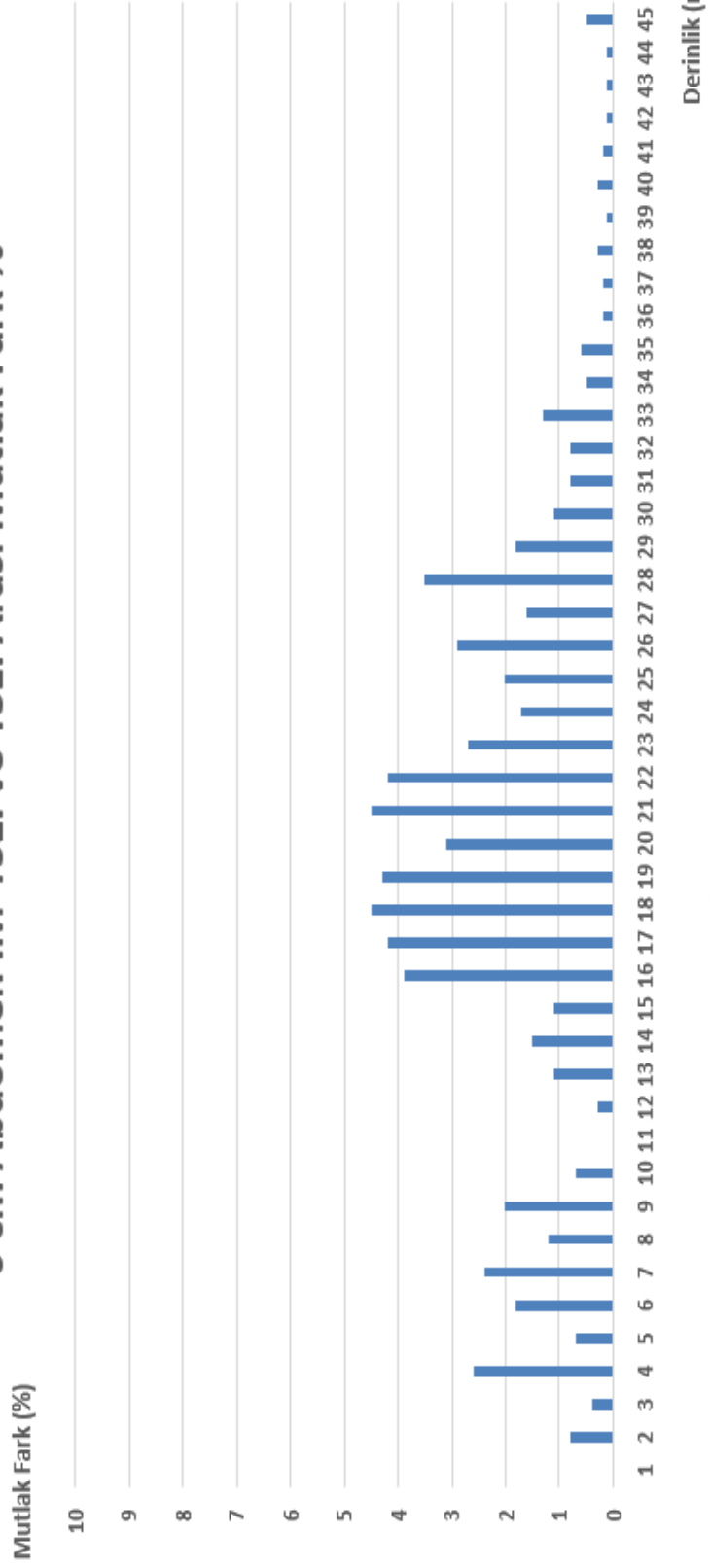
Tablo 54: IM-TSEI ve TSEI için 6 cm abdomen kalınlığına ait %DD'lar.

6 cm Abdomen Derinlik (mm)	Doz (%)		
	0 Derece IM-TSEI	0 Derece TSEI	Mutlak Fark (%)
1	100,0	100,0	0,0
2	98,3	97,5	0,8
3	96,6	96,2	0,4
4	96,4	93,8	2,6
5	93,3	92,6	0,7
6	88,8	90,6	1,8
7	87,1	89,5	2,4
8	84,5	85,7	1,2
9	83,0	81,0	2,0
10	78,5	79,2	0,7
11	76,5	76,5	0,0
12	73,4	73,1	0,3
13	70,6	69,5	1,1
14	67,5	66,0	1,5
15	63,3	62,2	1,1
16	61,4	57,5	3,9
17	57,7	53,5	4,2
18	54,8	50,3	4,5
19	51,4	47,1	4,3
20	47,3	44,2	3,1
21	45,8	41,3	4,5
22	42,0	37,8	4,2
23	36,4	33,7	2,7
24	32,5	30,8	1,7
25	29,3	27,3	2,0
26	26,5	23,6	2,9
27	23,6	22,0	1,6
28	22,3	18,8	3,5
29	18,7	16,9	1,8
30	16,8	15,7	1,1
31	14,5	13,7	0,8
32	12,7	11,9	0,8
33	11,5	10,2	1,3
34	10,1	9,6	0,5
35	9,0	8,4	0,6
36	8,1	7,9	0,2
37	7,0	7,2	0,2
38	6,4	6,1	0,3
39	6,1	6,0	0,1
40	5,4	5,7	0,3

Abdomen kalınlığının 6 cm olduğu koşulda elde edilen IM-TSEI tam tedavi %DD eğrisinin TSEI tam tedavi %DD eğrisi ile mutlak farkları grafik-72'de gösterilmektedir. IM-TSEI ve TSEI teknikleri için 9 cm abdominal bölge kalınlığı için tam tedavi %DD verileri Tablo-55 ve Grafik-73'de gösterilmektedir.

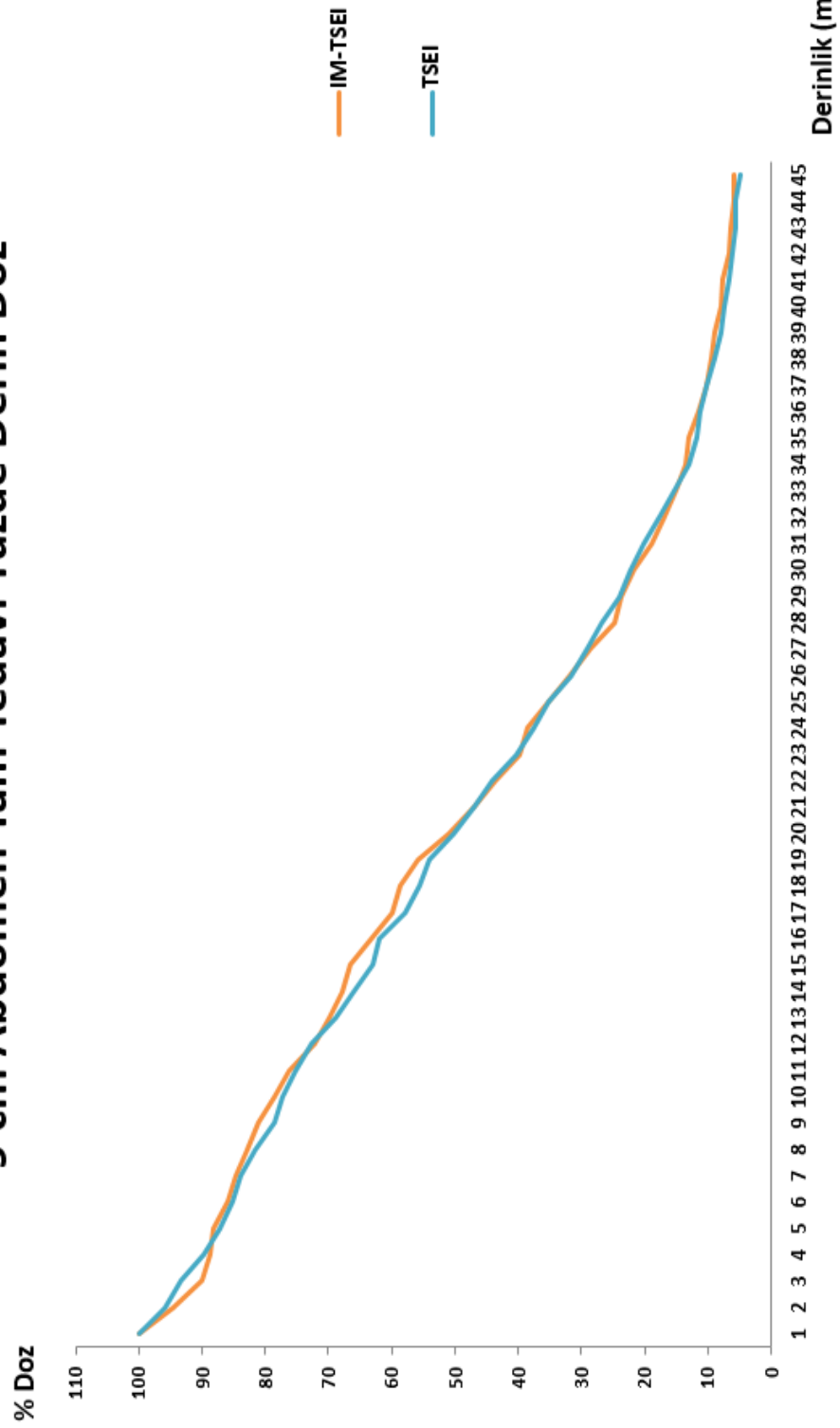


6 cm Abdomen IM-TSEI ve TSEI Arası Mutlak Fark %



Grafik 72: IM-TSEI ve TSEI %DD eğrilerinin 6 cm abdomen kalınlığı için mutlak farkları.

9 cm Abdomen Tam Tedavi Yüzde Derin Doz



Grafik 73: IM-TSEI ve TSEI için 9 cm abdomen kalınlığına ait %DD eğrileri.

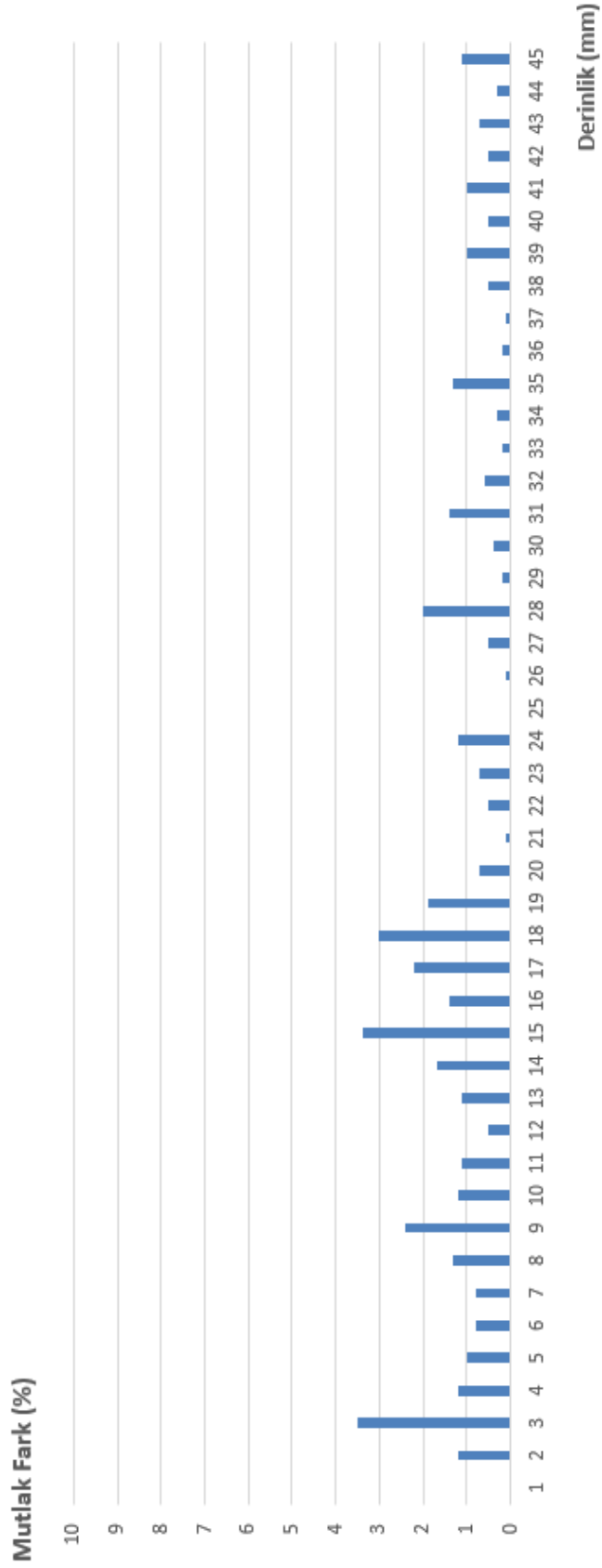
Tablo 55: IM-TSEI ve TSEI için 9 cm abdomen kalınlığına ait %DD'lar.

9 cm Abdomen Derinlik (mm)	Doz (%)		
	0 Derece IM-TSEI	0 Derece TSEI	Mutlak Fark (%)
1	100,0	100,0	0,0
2	94,6	95,8	1,2
3	89,9	93,4	3,5
4	88,6	89,8	1,2
5	88,1	87,1	1,0
6	86,0	85,2	0,8
7	84,7	83,9	0,8
8	82,8	81,5	1,3
9	81,0	78,6	2,4
10	78,5	77,3	1,2
11	76,3	75,2	1,1
12	72,2	72,7	0,5
13	69,9	68,8	1,1
14	67,8	66,1	1,7
15	66,5	63,1	3,4
16	63,3	61,9	1,4
17	60,0	57,8	2,2
18	58,7	55,7	3,0
19	55,9	54,0	1,9
20	51,0	50,3	0,7
21	46,8	46,9	0,1
22	43,7	44,2	0,5
23	39,7	40,4	0,7
24	38,6	37,4	1,2
25	35,1	35,1	0,0
26	31,8	31,7	0,1
27	28,5	29,0	0,5
28	24,8	26,8	2,0
29	23,7	23,9	0,2
30	21,7	22,1	0,4
31	18,8	20,2	1,4
32	16,9	17,5	0,6
33	15,1	15,3	0,2
34	13,4	13,1	0,3
35	13,0	11,7	1,3
36	11,5	11,3	0,2
37	10,2	10,1	0,1
38	9,4	8,9	0,5
39	8,9	7,9	1,0
40	8,0	7,5	0,5

Abdomen kalınlığının 9 cm olduğu koşulda elde edilen IM-TSEI tam tedavi %DD eğrisinin TSEI tam tedavi %DD eğrisi ile mutlak farkları grafik74'te gösterilmektedir. Abdominal bölge kalınlığının 12 cm olduğu koşulda IM-TSEI ve TSEI teknikleri için belirlenen tam tedavi %DD verileri Tablo-56 ve Grafik-75'te gösterilmektedir.

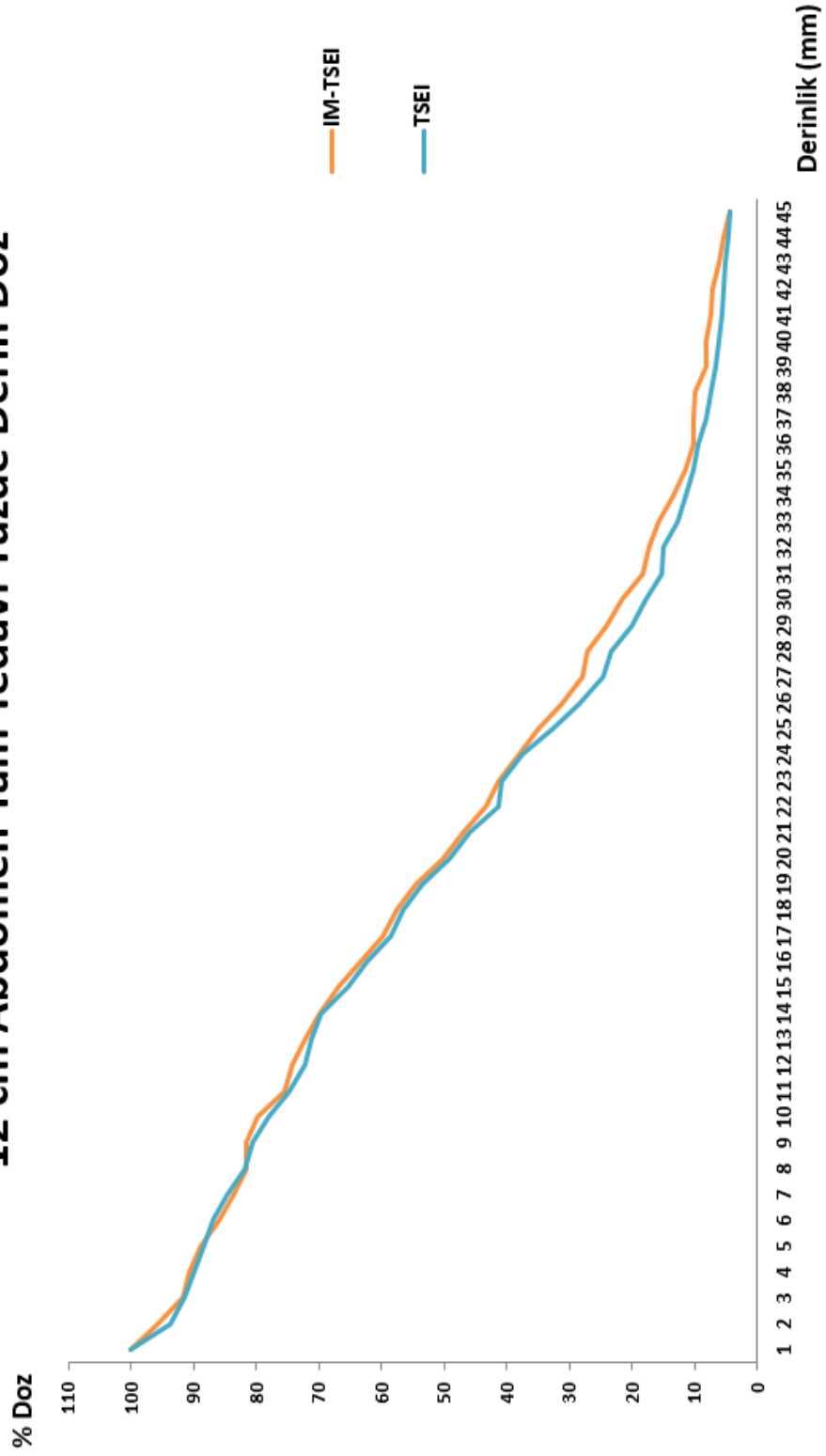


9 cm Abdomen IM-TSEI ve TSEI Arası Mutlak Fark %



Grafik 74: IM-TSEI ve TSEI %DD eğrilerinin 9 cm abdomen kalınlığı için mutlak farkları.

12 cm Abdomen Tam Tedavi Yüzde Derin Doz

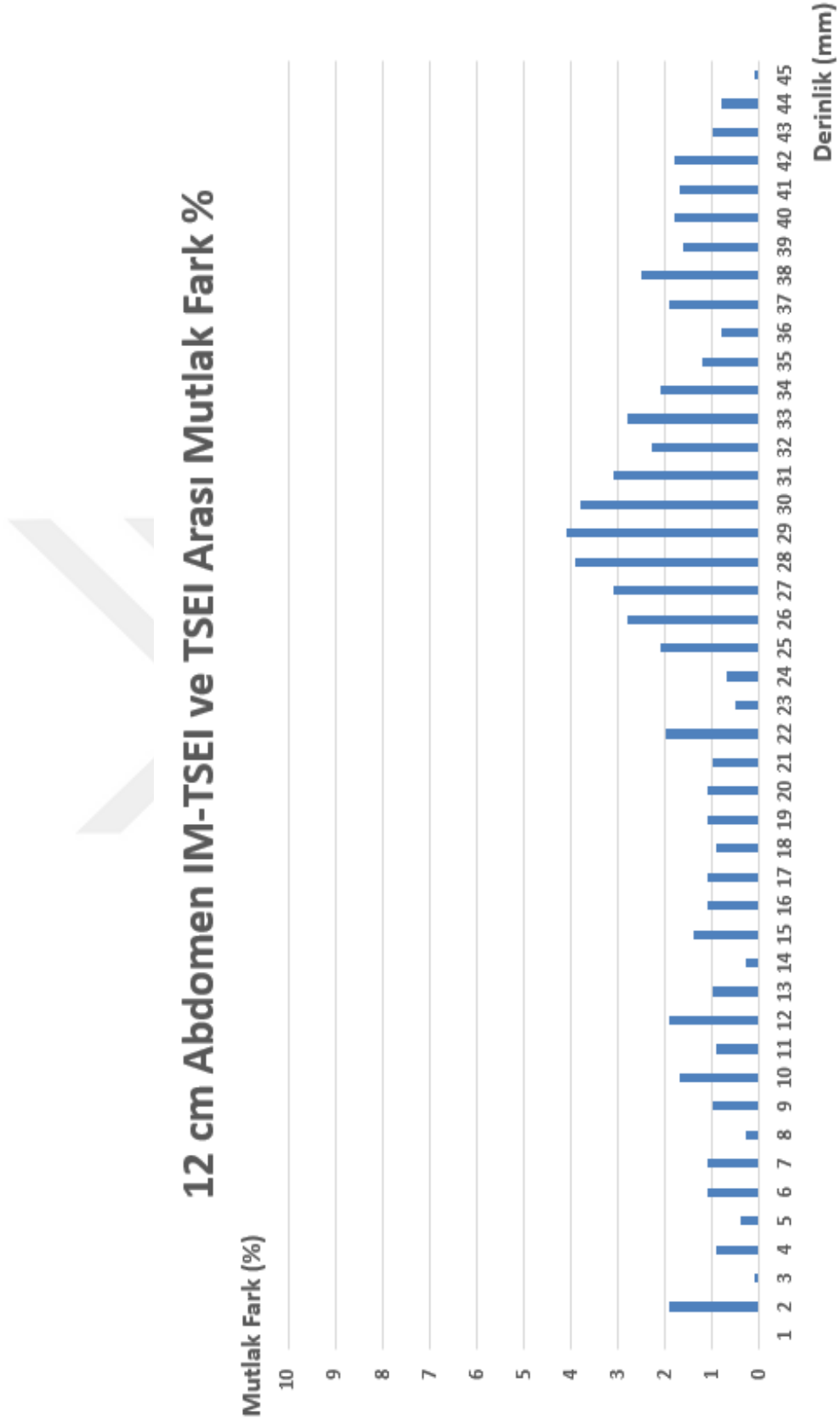


Grafik 75: IM-TSEI ve TSEI için 12 cm abdomen kalınlığına ait %DD eğrileri.

Tablo 56: IM-TSEI ve TSEI için 12 cm abdomen kalınlığına ait %DD'lar.

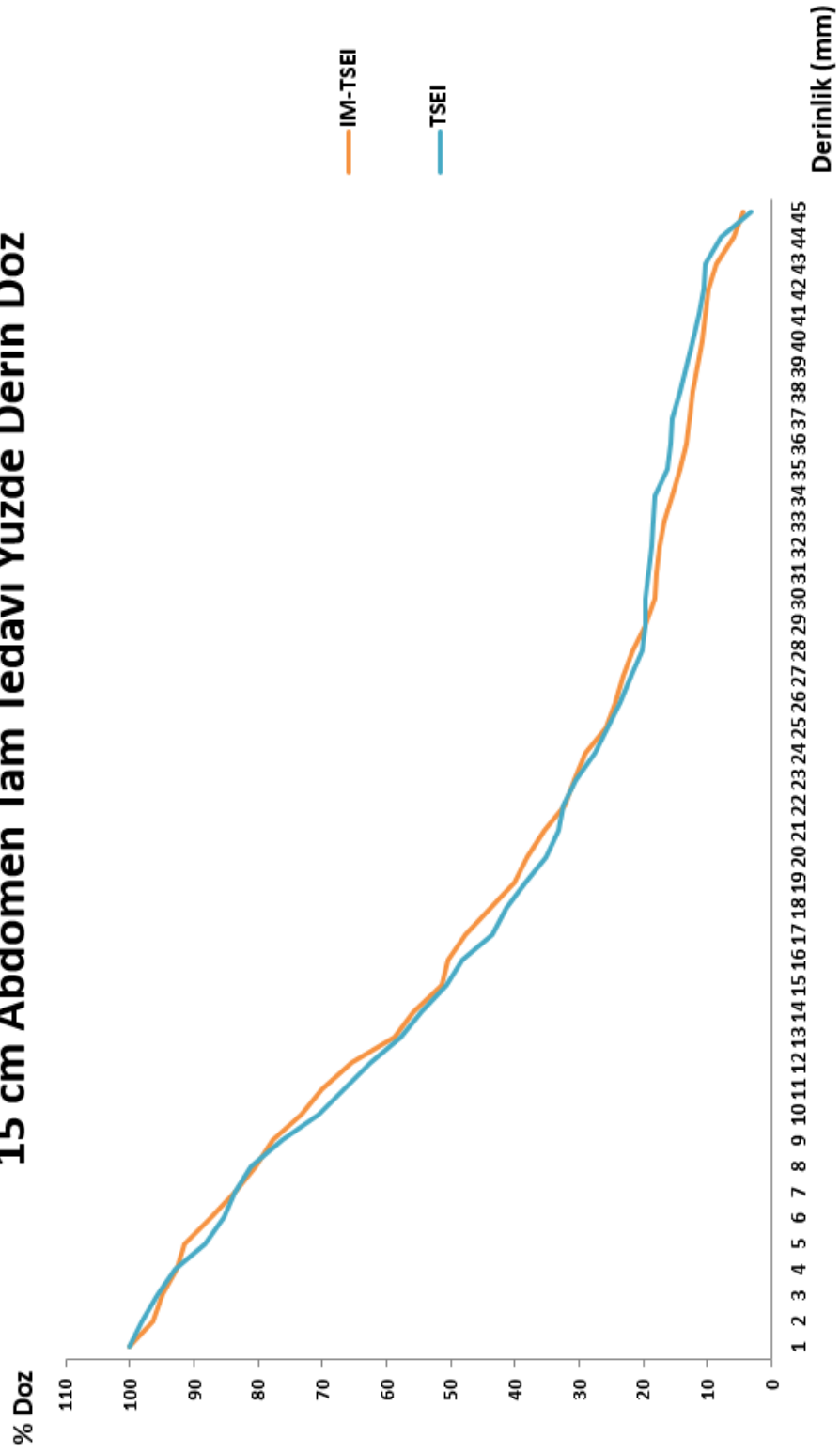
12 cm Abdomen	Doz (%)		
	0 Derece IM-TSEI	0 Derece TSEI	Mutlak Fark (%)
1	100,0	100,0	0,0
2	95,7	93,8	1,9
3	91,6	91,5	0,1
4	90,8	89,9	0,9
5	88,9	88,5	0,4
6	85,9	87,0	1,1
7	83,6	84,7	1,1
8	81,6	81,9	0,3
9	81,5	80,5	1,0
10	79,7	78,0	1,7
11	75,6	74,7	0,9
12	74,2	72,3	1,9
13	72,2	71,2	1,0
14	69,9	69,6	0,3
15	66,8	65,4	1,4
16	63,4	62,3	1,1
17	59,7	58,6	1,1
18	57,5	56,6	0,9
19	54,6	53,5	1,1
20	50,3	49,2	1,1
21	46,9	45,9	1,0
22	43,4	41,4	2,0
23	41,4	40,9	0,5
24	38,1	37,4	0,7
25	34,9	32,8	2,1
26	31,2	28,4	2,8
27	27,8	24,7	3,1
28	27,1	23,2	3,9
29	24,2	20,1	4,1
30	21,6	17,8	3,8
31	18,2	15,1	3,1
32	17,2	14,9	2,3
33	15,6	12,8	2,8
34	13,4	11,3	2,1
35	11,3	10,1	1,2
36	10,2	9,4	0,8
37	10,1	8,2	1,9
38	9,9	7,4	2,5
39	8,2	6,6	1,6
40	8,0	6,2	1,8

IM-TSEI tam tedavi %DD eğrisinin TSEI tam tedavi %DD eğrisi ile 12 cm abdomen kalınlığı için mutlak farkları grafik-76'da gösterilmektedir. IM-TSEI ve TSEI teknikleri için 15 cm abdominal bölge kalınlığında belirlenen tam tedavi yüzde derin dozlarına ait veriler Tablo-57 ve Grafik-77'de gösterilmektedir.



Grafik 76: IM-TSEI ve TSEI %DD eğrilerinin 12 cm abdomen kalınlığı için mutlak farkları.

15 cm Abdomen Tam Tedavi Yüzde Derin Doz



Grafik 77: IM-TSEI ve TSEI için 15 cm abdomen kalınlığına ait %DD eğrileri.

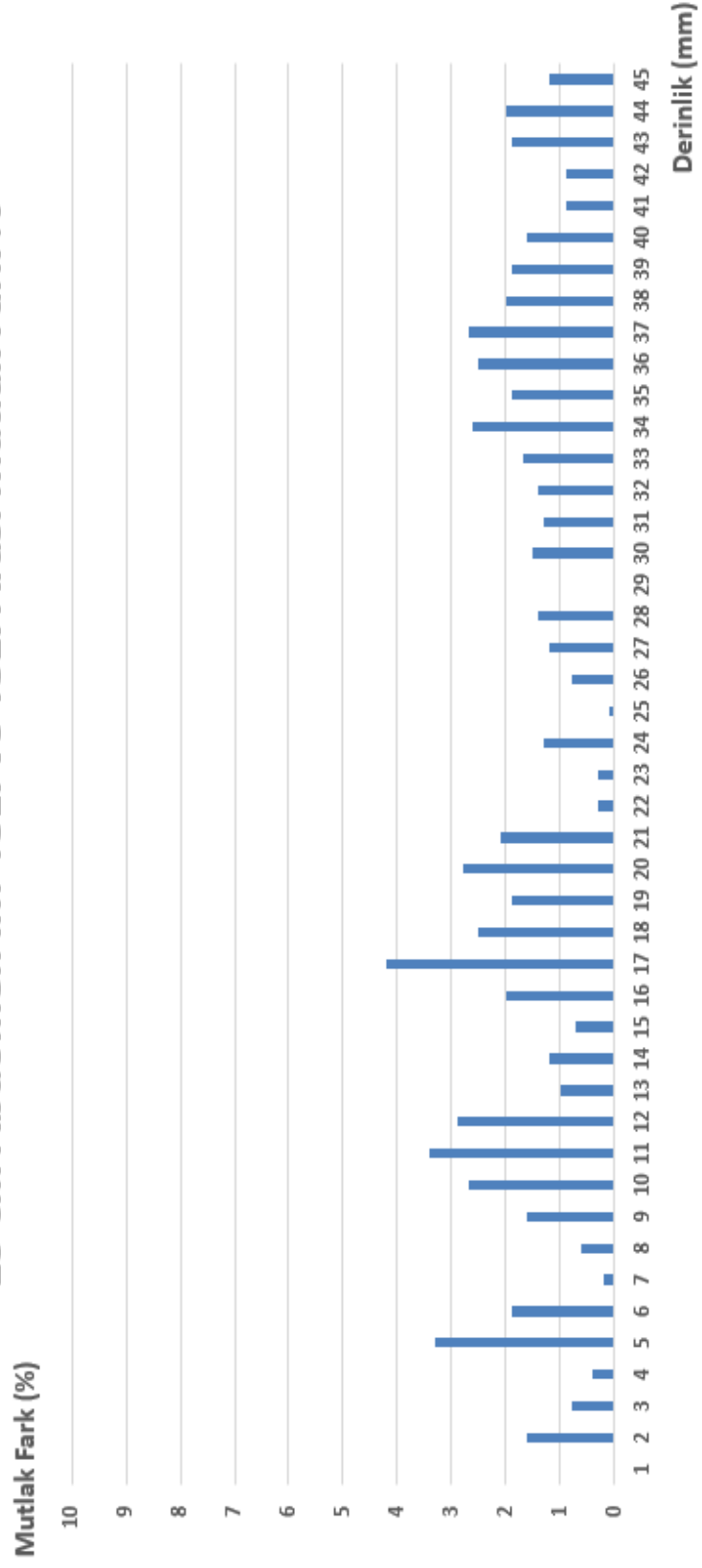
Tablo 57: IM-TSEI ve TSEI için 15 cm abdomen kalınlığına ait %DD'lar.

15 cm Abdomen	Doz (%)		
	0 Derece IM-TSEI	0 Derece TSEI	Mutlak Fark (%)
1	100,0	100,0	0,0
2	96,4	98,0	1,6
3	94,8	95,6	0,8
4	92,6	93,0	0,4
5	91,5	88,2	3,3
6	87,3	85,4	1,9
7	83,5	83,7	0,2
8	80,5	81,1	0,6
9	77,7	76,1	1,6
10	73,2	70,5	2,7
11	70,1	66,7	3,4
12	65,4	62,5	2,9
13	58,7	57,7	1,0
14	55,7	54,5	1,2
15	51,4	50,7	0,7
16	50,3	48,3	2,0
17	47,6	43,4	4,2
18	43,7	41,2	2,5
19	40,2	38,3	1,9
20	38,0	35,2	2,8
21	35,3	33,2	2,1
22	32,1	32,4	0,3
23	30,7	30,4	0,3
24	28,9	27,6	1,3
25	25,8	25,7	0,1
26	24,4	23,6	0,8
27	23,0	21,8	1,2
28	21,6	20,2	1,4
29	19,7	19,7	0,0
30	18,1	19,6	1,5
31	18,0	19,3	1,3
32	17,4	18,8	1,4
33	16,7	18,4	1,7
34	15,6	18,2	2,6
35	14,3	16,2	1,9
36	13,3	15,8	2,5
37	12,9	15,6	2,7
38	12,2	14,2	2,0
39	11,5	13,4	1,9
40	10,8	12,4	1,6

Abdomen kalınlığının 15 cm olduğu koşulda elde edilen IM-TSEI tam tedavi %DD eğrisinin TSEI tam tedavi %DD eğrisi ile mutlak farkları Grafik-78'de gösterilmektedir.



15 cm Abdomen IM-TSEI ve TSEI Arası Mutlak Fark %



Grafik 78: IM-TSEI ve TSEI %DD eğrilerinin 15 cm abdomen kalınlığı için mutlak farkları.

IM-TSEI %DD eğrilerinin TSEI %DD eğrilerinden en yüksek mutlak farkları 3 cm için %4,3; 6 cm için %4,5; 9 cm için %3,5; 12 cm için %4,1 ve 15 cm için %4,2 olarak belirlendi. Buna göre iki teknik fantom içi dozlarındaki en yüksek fark %4,5 ile 6 cm abdomen kalınlığında oldu. %DD eğrilerinin %85'lik izodozu incelendiğinde IM-TSEI ve TSEI teknikleri için sırasıyla 3 cm kalınlıkta 5,2 mm ve 6 mm, 6 cm kalınlıkta 7,8 mm ve 8,1 mm, 9 cm kalınlıkta 6,8 mm ve 6,2 mm, 12 cm kalınlıkta 6,4 mm ve 6,9 mm ve 15 cm kalınlıkta 6,6 mm ve 6,2 mm olarak belirlendi.

Bu veriler yardımıyla iki tekniğe ait izodoz eğrilerinin birbiriyle uyumlu olduğu ve tedavi derinlikleri arasındaki farkın 1 mm'nin altında olarak uyumlu olduğu belirlendi. Abdomen ve umbilikus noktasının (%DD ölçümü başlangıç noktası) IM-TSEI tekniğinde 3-15 cm aralığındaki mesafelerde tedavi cihazına yaklaşmasına rağmen fantom içi dozların TSEI tekniği dozlarıyla uyduğu görüldü. Abdomen bölgesi tedavi cihazına yaklaşmışsa da IM-TSEI tekniğinin buna bağlı oluşan doz artışını planlandığı gibi telafi ettiği belirlendi. Buna göre bu tezde geliştirilen IM-TSEI tekniğinin fantom içi dozlar bakımından güvenilir olduğu belirlendi.

4.19- İnsan Fantomu Cilt Dozlarının TLD Ölçüleriyle Belirlenmesi

IM-TSEI ve TSEI teknikleri için fantom cilt dozlarının belirlenmesi ve IM-TSEI tekniğinin güvenilirliğinin saptanması için yapılan ölçümler sonucu beş farklı abdominal bölge kalınlığına ait tam tedavi TLD cilt dozları belirlendi. Yapılan ölçümlerde ortalama tüm cilt dozları ve noktasal cilt bölgesi dozlarının yanı sıra düzlemsel bölgeler, vücut ön bölgeleri ve vücut arka bölgeleri ortalama dozları hesaplanarak iki teknik için karşılaştırıldı.

Buna göre beş farklı abdominal bölge kalınlığı koşulunda IM-TSEI ve TSEI teknikleri için belirlenen 16 cilt bölgesinin dozlarına ait veriler Tablo-58'de gösterilmektedir.

Tablo 58: Farklı abdomen kalınlıklarında IM-TSEI ve TSEI teknikleri için cilt dozları.

No	Bölge	IM-TSEI Doz (Gy)						TSEI Doz (Gy)					
		3cm	6cm	9cm	12cm	15cm	3cm	6cm	9cm	12cm	15cm		
1	Baş Ucu	0,985	1,161	1,079	1,166	1,019	1,069	1,172	1,216	1,238	1,118		
2	Kaş Üstü	1,026	1,267	1,262	1,181	1,053	1,123	1,283	1,396	1,312	1,145		
3	Sağ Yanak	1,058	1,134	1,101	1,015	1,090	1,134	1,100	1,120	1,116	1,099		
4	Kaş Arası	0,950	1,124	1,093	1,089	1,098	1,009	1,093	1,109	1,109	1,226		
5	Omuz Üstü	0,873	0,956	0,793	0,978	0,945	0,860	0,983	1,057	1,125	1,112		
6	Koltuk Altı	1,228	1,335	1,194	1,236	1,128	1,163	1,297	1,283	1,359	1,311		
7	Kulak Arkası	1,304	1,367	1,457	1,389	1,325	1,414	1,424	1,453	1,445	1,411		
8	Sternum	1,008	1,041	1,018	0,970	1,043	1,044	1,020	1,104	1,126	1,129		
9	Meme Altı	0,953	0,883	0,934	0,822	0,866	0,976	0,866	0,815	0,681	0,771		
10	Umbilikus	1,016	0,966	0,987	1,021	1,043	1,012	0,957	1,062	1,099	1,097		
11	Bel Yan	0,995	1,035	0,945	0,927	1,049	0,939	1,013	0,997	1,009	1,133		
12	Baldır İçi	0,626	0,750	0,713	0,691	0,747	0,725	0,760	0,730	0,714	0,733		
13	Perineum	0,469	0,490	0,479	0,512	0,654	0,511	0,530	0,527	0,624	0,623		
14	Sağ Skapula	1,012	1,116	1,098	1,039	1,084	0,990	1,089	1,107	1,019	1,097		
15	Sakrum	0,984	1,072	1,073	1,074	1,096	1,011	1,122	1,052	1,133	1,110		
16	Bel Arka	1,045	1,044	1,079	1,040	1,130	0,985	1,002	1,167	1,066	1,179		
Ortalama Doz(Gy)		0,971	1,046	1,019	1,009	1,023	0,998	1,044	1,075	1,073	1,081		

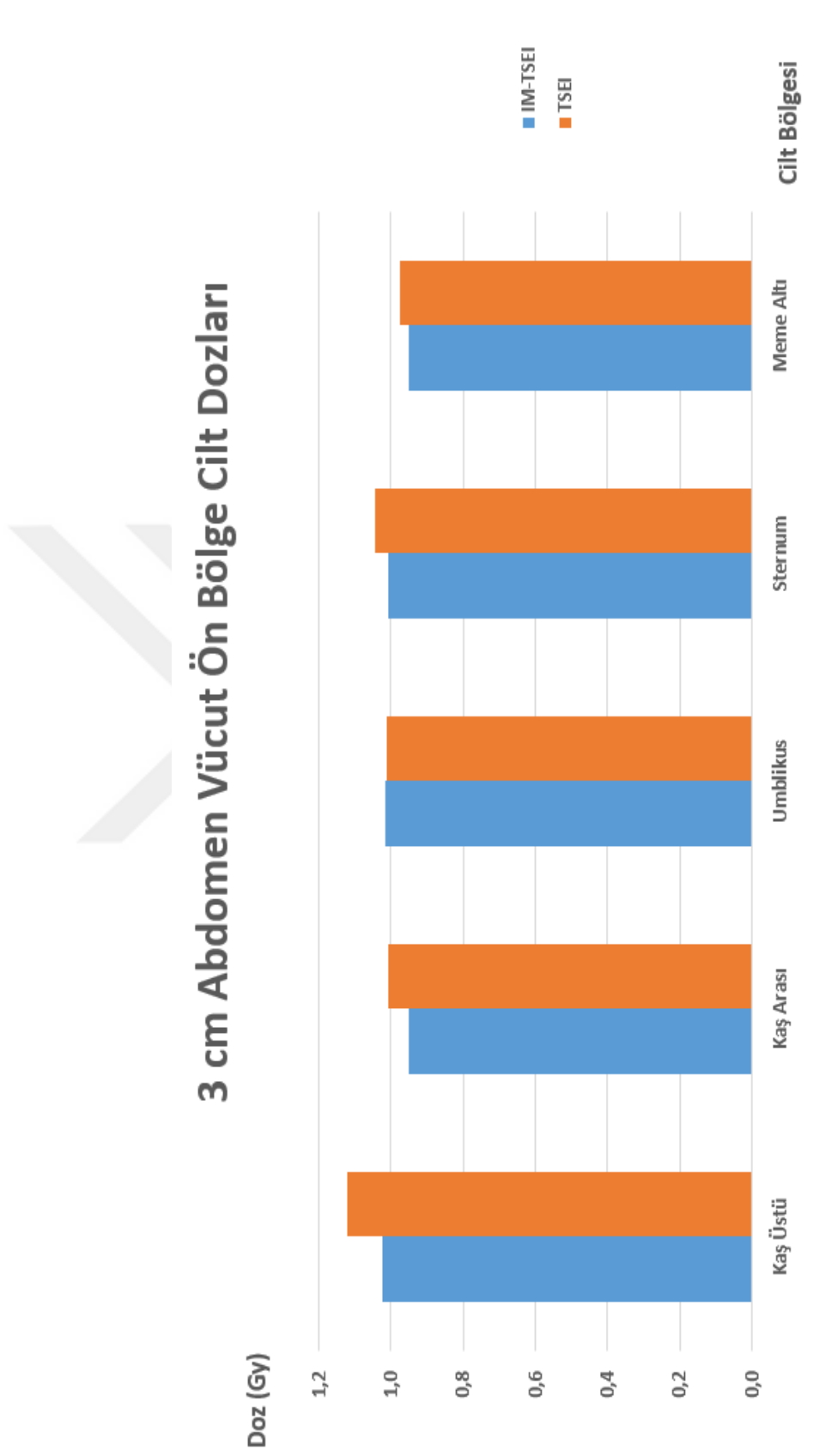
Ölçüm yapılan 16 nokta bulunduğu vücut bölgesi bakımından düzlemsel, ön ve arka olarak üç genel kategoriye ayrıldı. Buna göre umbilikus, sternum, bel arka ve sağ skapula dozlarının ortalaması düzlemsel bölge dozlarını oluşturdu. Vücut ön bölgesi ortalama dozları ise kaş üstü, kaş arası, umbilikus, sternum ve meme altı noktasal dozlarından hesaplandı. Vücut arka bölgesi ortalama dozları ise sağ skapula, sakrum ve bel arka noktasal dozlarından hesaplandı. Her iki teknik ve beş abdomen kalınlığı için bu bölgelere ait dozlar aşağıda gösterilmektedir (**Tablo-59**).

Tablo 59: IM-TSEI ve TSEI teknikleri için bölgesel cilt dozları.

	Abdomen Kalınlığı	Ort. Doz (Gy)		Ort. Mutlak Fark (%)	
		IM-TSEI	TSEI	IM-TSEI	TSEI
Düzlemsel Bölgeler	3 cm	1,020	1,008	2,03	2,03
	6 cm	1,042	1,017	5,88	3,85
	9 cm	1,046	1,110	5,20	11,00
	12 cm	1,018	1,078	3,25	7,75
	15 cm	1,075	1,126	7,50	12,55
Vücut Ön Bölgeleri	3 cm	0,991	1,033	2,94	4,24
	6 cm	1,056	1,044	11,65	11,46
	9 cm	1,059	1,097	9,04	17,12
	12 cm	1,017	1,065	9,98	19,30
	15 cm	1,021	1,074	7,42	16,52
Vücut Arka Bölgeleri	3 cm	1,014	0,995	2,43	1,20
	6 cm	1,077	1,071	7,73	7,10
	9 cm	1,083	1,109	8,33	10,87
	12 cm	1,051	1,073	5,10	7,27
	15 cm	1,103	1,129	10,33	12,87

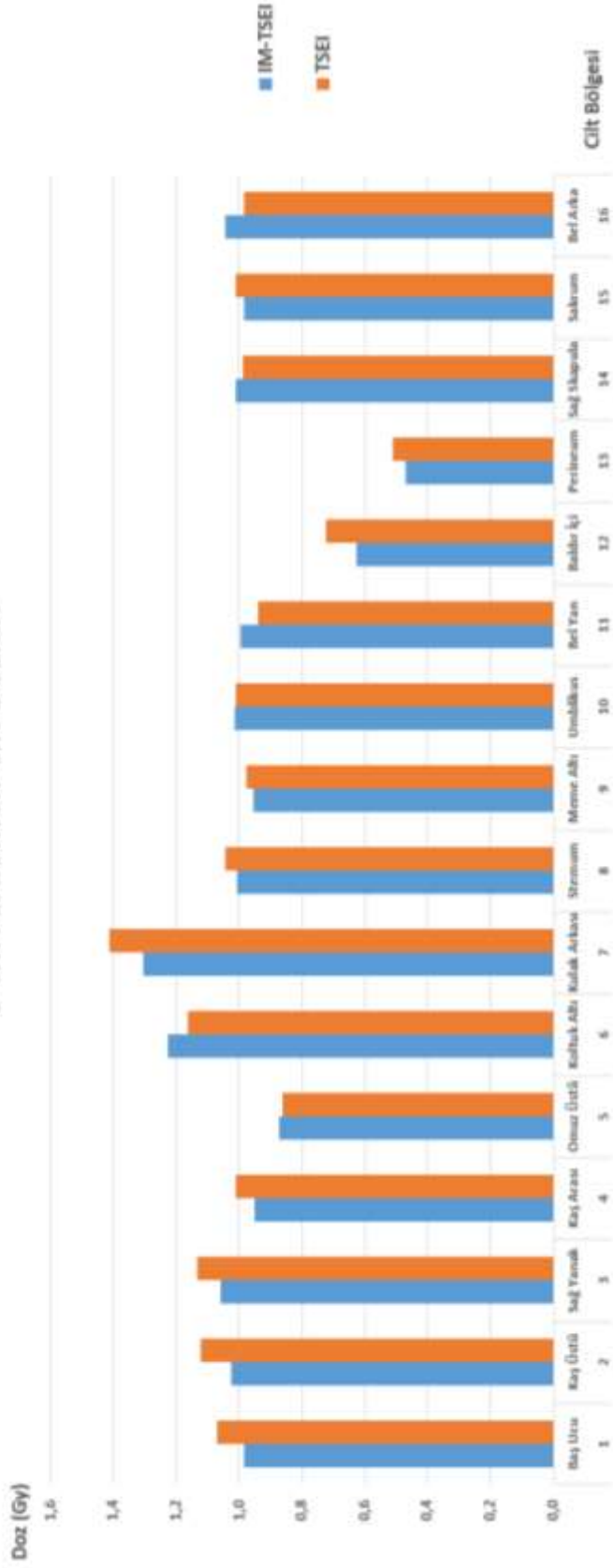
Abdominal bölge kalınlığının 3 cm olduğu koşulda IM-TSEI ve TSEI teknikleri için belirlenen 16 noktasal cilt dozu ve vücut ön bölge cilt dozlarına ait veriler Grafik-79 ve Grafik-80'de gösterilmektedir.

IM-TSEI ve TSEI teknikleri için 6 cm abdominal bölge kalınlığında belirlenen 16 noktasal cilt dozu ve vücut ön bölge cilt dozlarına ait veriler Grafik-81 ve Grafik-82'de gösterilmektedir.



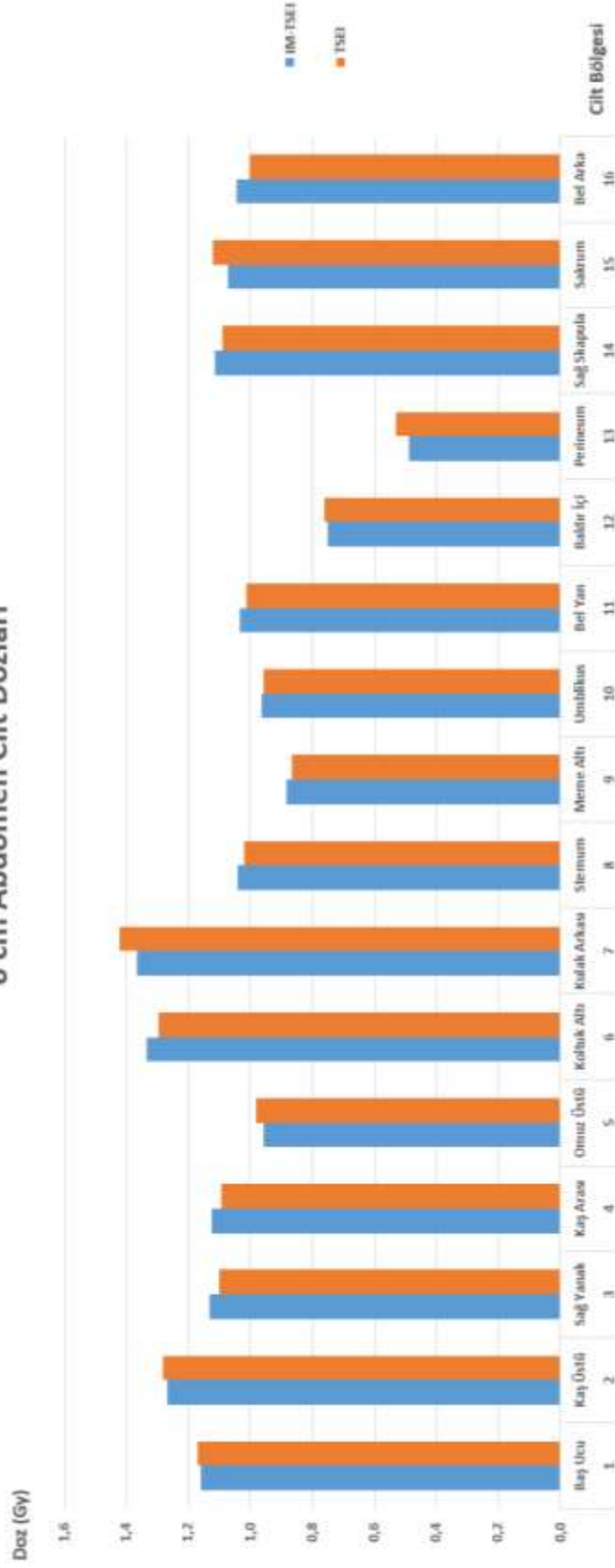
Grafik 79: IM-TSEI ve TSEI için 3 cm abdomen kalınlığına ait vücut ön bölge dozları.

3 cm Abdomen Cilt Dozları



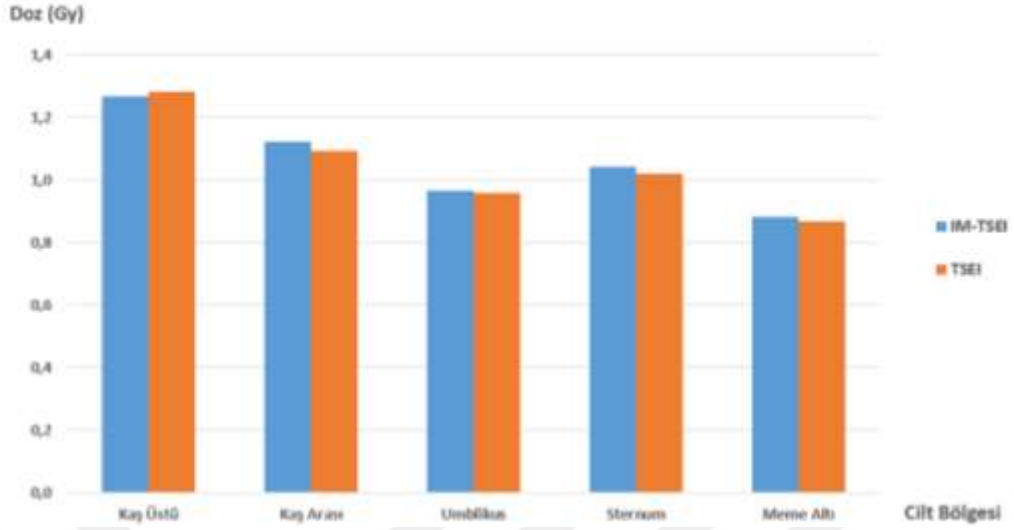
Grafik 80: IM-TSEI ve TSEI için 3 cm abdomen kalınlığına cilt dozları.

6 cm Abdomen Cilt Dozları



Grafik 81: IM-TSEI ve TSEI için 6 cm abdomen kalınlığına cilt dozları.

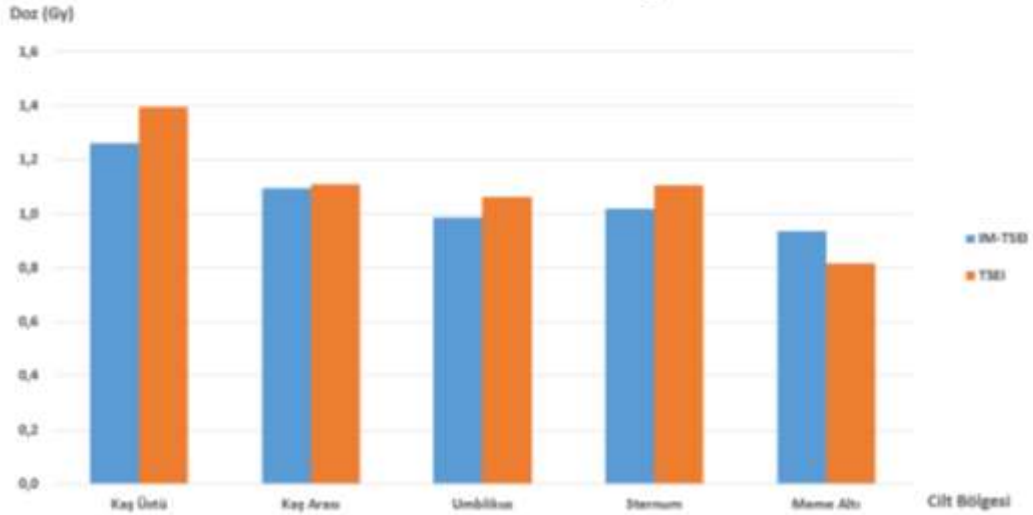
6 cm Abdomen Vücut Ön Bölge Cilt Dozları



Grafik 82: IM-TSEI ve TSEI için 6 cm abdomen kalınlığına ait vücut ön bölge dozları.

Abdominal bölge kalınlığının 9 cm olduğu koşulda IM-TSEI ve TSEI teknikleri için belirlenen 16 noktasal cilt dozu ve vücut ön bölge cilt dozlarına ait veriler Grafik-83 ve Grafik-84’te gösterilmektedir.

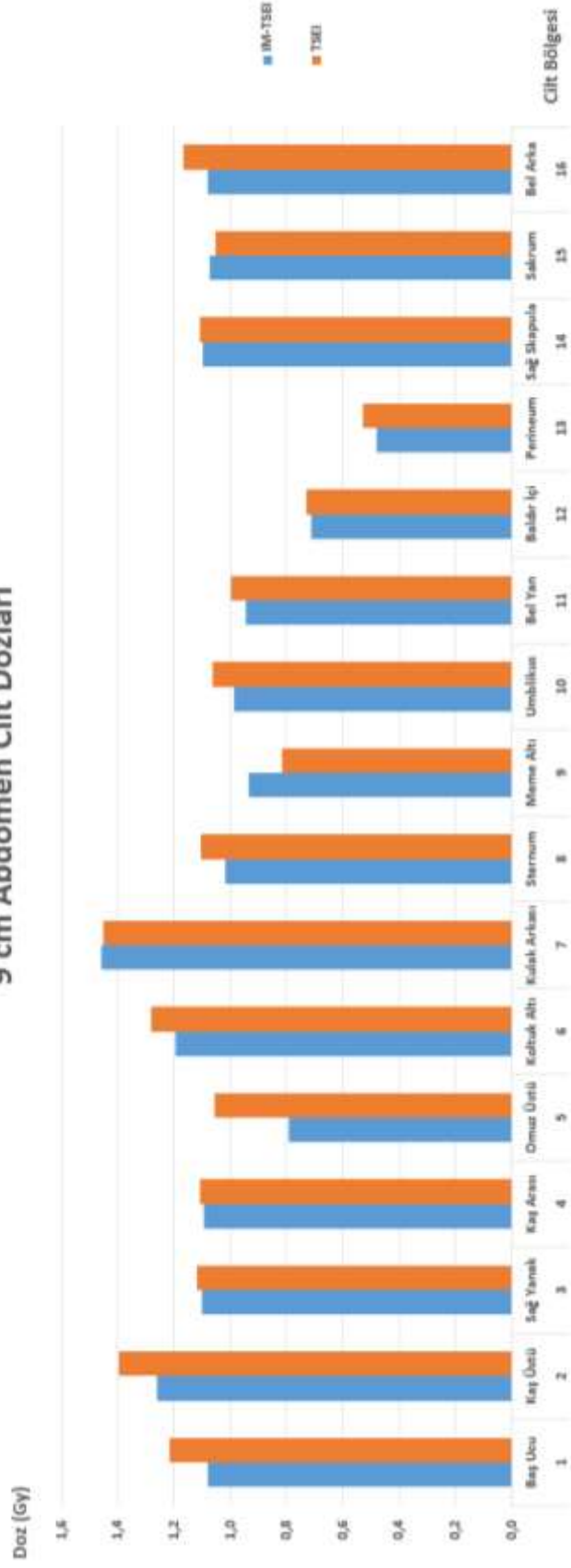
9 cm Abdomen Vücut Ön Bölge Cilt Dozları



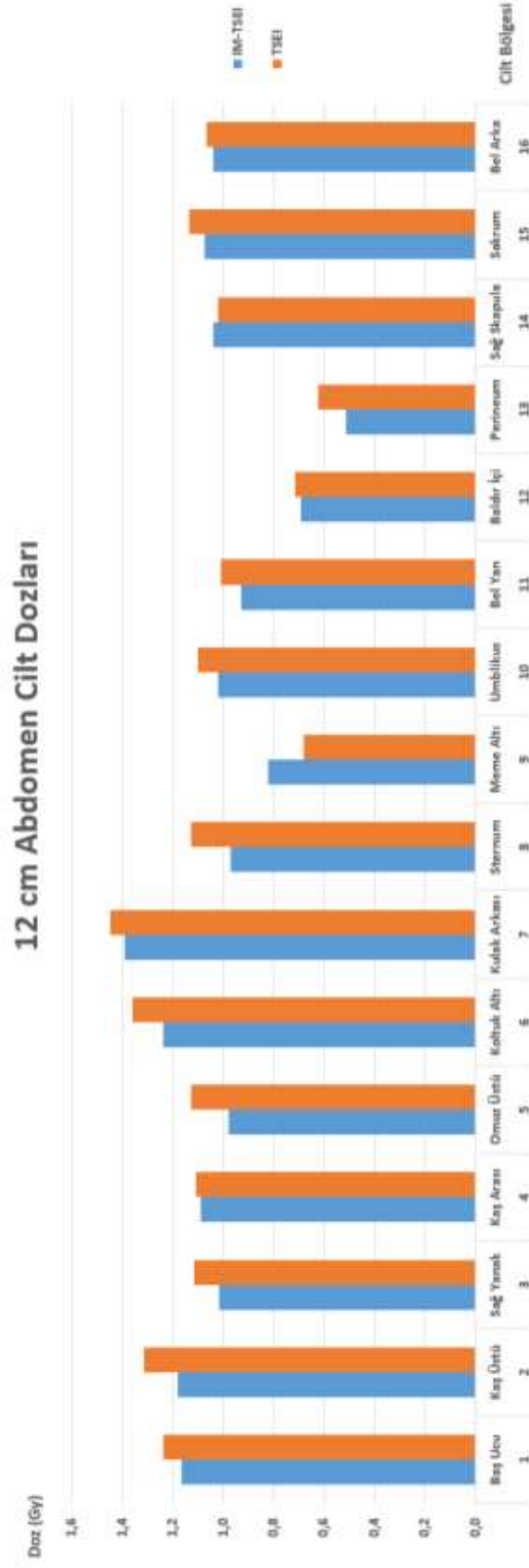
Grafik 83: IM-TSEI ve TSEI için 9 cm abdomen kalınlığına ait vücut ön bölge dozları.

IM-TSEI ve TSEI teknikleri için 12 cm abdominal bölge kalınlığında belirlenen 16 noktasal cilt dozu ve vücut ön bölge cilt dozlarına ait veriler Grafik-85 ve Grafik-86’da gösterilmektedir.

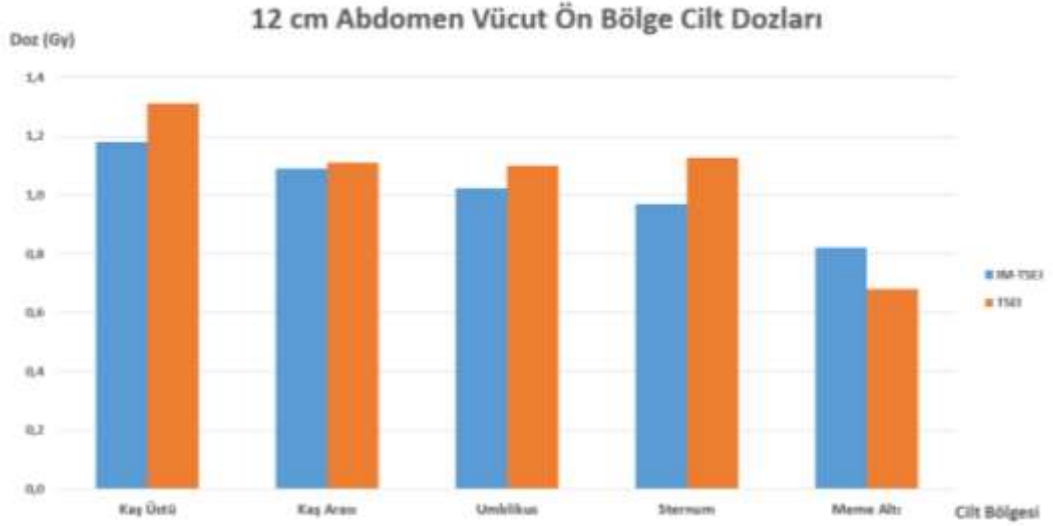
9 cm Abdomen Cilt Dozları



Grafik 84: IM-TSEI ve TSEI için 9 cm abdomen kalınlığına cilt dozları.

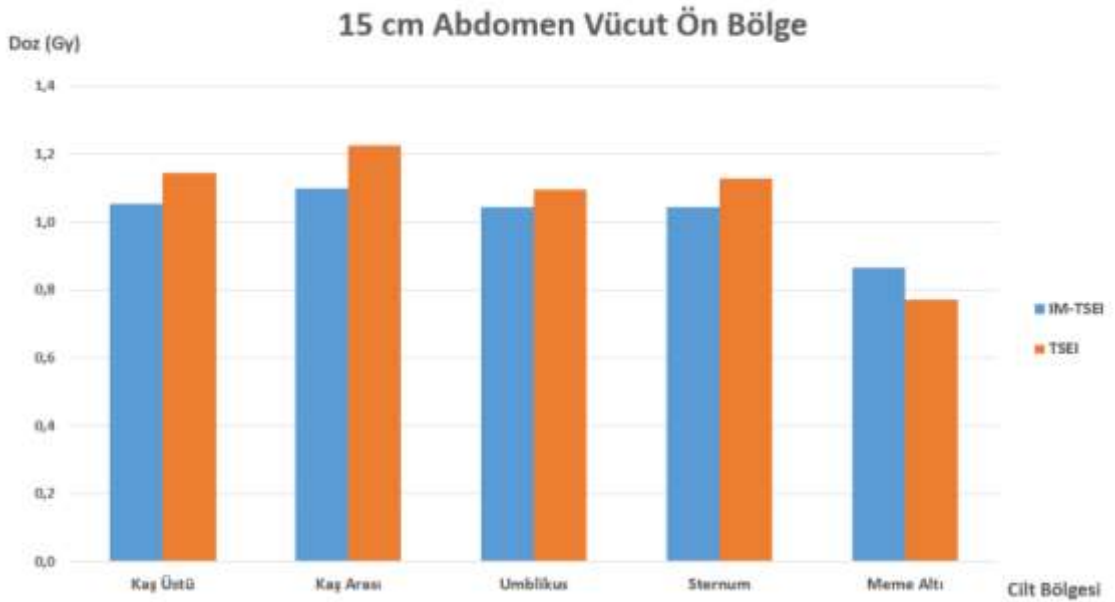


Grafik 85: IM-TSEI ve TSEI için 12 cm abdomen kalınlığına cilt dozları.



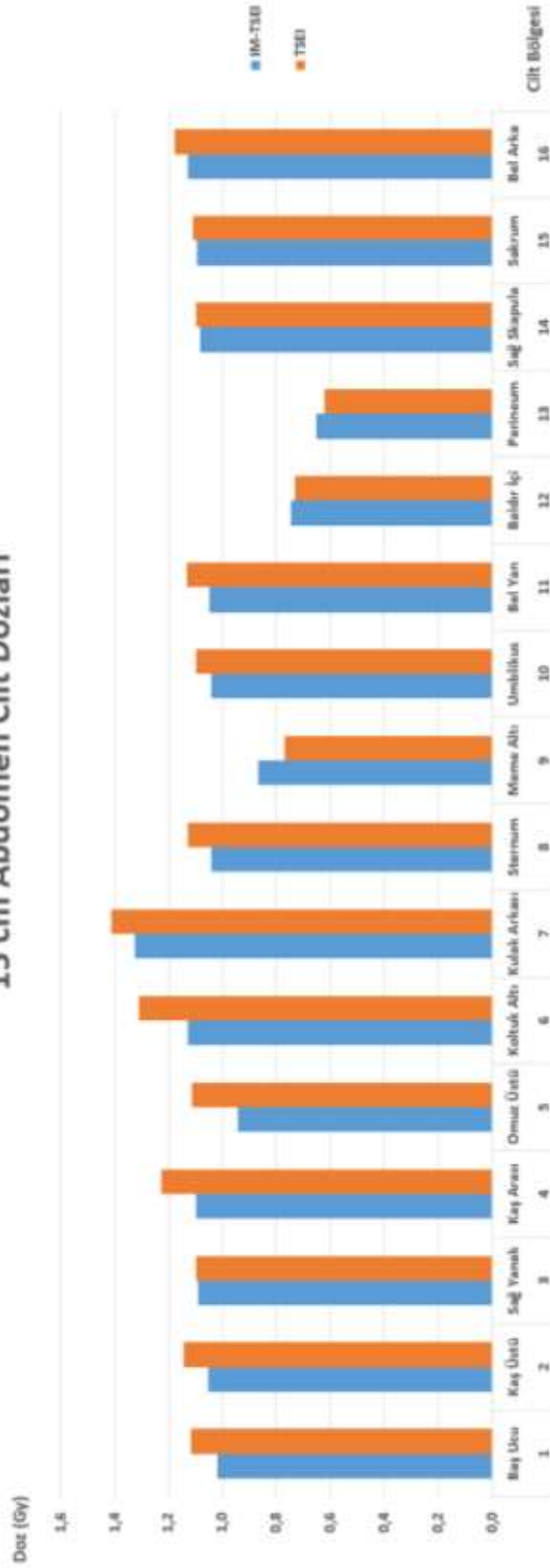
Grafik 86: IM-TSEI ve TSEI için 12 cm abdomen kalınlığına ait vücut ön bölge dozları.

Abdominal bölge kalınlığının 15 cm olduğu koşulda IM-TSEI ve TSEI teknikleri için belirlenen 16 noktasal cilt dozu ve vücut ön bölge cilt dozlarına ait veriler Grafik-87 ve Grafik-88’de gösterilmektedir.



Grafik 87: IM-TSEI ve TSEI için 15 cm abdomen kalınlığına ait vücut ön bölge dozları.

15 cm Abdomen Cilt Dozları



Grafik 88: IM-TSEI ve TSEI için 15 cm abdomen kalınlığına cilt dozları.

Tüm abdomen kalınlıkları için IM-TSEI ve TSEI teknikleri için yapılan TLD cilt dozu ölçümleriyle elde edilen cilt dozlarına ait istatistiksel analiz sonuçları aşağıda gösterilmektedir (**Tablo-60**). Yapılan analizler sonucunda IM-TSEI ve TSEI cilt dozları arasında 3 cm ve 6 cm abdomen kalınlıkları dışındaki tüm abdomen kalınlıklarında IM-TSEI cilt dozları lehine anlamlı fark bulundu. Ayrıca yine 9 cm, 12 cm ve 15 cm abdomen kalınlığı koşullarında vücut ön bölge dozlarının tedavi dozundan (1 Gy) ortalama mutlak farkının daha az olduğu belirlendi.

Tablo 60: Farklı abdomen kalınlıkları için cilt dozu ölçümlerinin istatistiksel karşılaştırılması.

		N	Mutlak Fark Ön (%)	Ort. (Gy)	Std. Sapma (Gy)	Min. (Gy)	Maks. (Gy)	P
3 cm	IM-TSEI	16	2,94	0,971	0,197	0,469	1,304	0,088
	TSEI	16	4,24	0,998	0,196	0,511	1,414	
6 cm	IM-TSEI	16	11,65	1,046	0,217	0,490	1,367	0,737
	TSEI	16	11,46	1,044	0,214	0,530	1,424	
9 cm	IM-TSEI	16	9,04	1,019	0,225	0,479	1,457	0,013
	TSEI	16	17,12	1,075	0,233	0,527	1,453	
12 cm	IM-TSEI	16	9,98	1,009	0,209	0,512	1,389	0,007
	TSEI	16	19,30	1,073	0,232	0,624	1,445	
15 cm	IM-TSEI	16	7,42	1,023	0,159	0,654	1,325	0,014
	TSEI	16	16,52	1,081	0,205	0,623	1,411	

5 –Tartışma

Ciltte geniş yayılım gösteren lezyonlarda standart radyoterapiye göre daha geniş tedavi alanları ve daha büyük kaynak-cilt mesafelerinin (SSD) yanı sıra elektron türü radyasyonun kullanıldığı özel bir radyoterapi tekniği olan TSEI için en yaygın kullanılan yöntem “*Stanford Tekniği*”dir. Tedavi mesafesi 3 metrenin üzerinde olan TSEI’lerinde tedavi düzleminde dikeyde 200 cm’de $\pm\%8$ ve yatayda 80 cm boyunca $\pm\%4$ homojen doz dağılımı sağlanır. Bu teknikte hastalar kendi etrafında 60° dönerek 6 farklı pozisyonda durur ve her pozisyonda bir ışın çifti kullanılarak ışınlanır. Stanford tekniğinde doz kalibrasyon/normalizasyon noktası olan umbilikus noktasının dozunun tedavi dozundan $\pm\%5$ ’ten daha farklı olmaması gerektiği bildirilmiştir (Karzmark et al., 1987). Ancak vücut konturunun homojen olmaması cilde homojen doz vermeyi zorlaştırmaktadır. Özellikle abdominal bölge kalınlığı fazla olan hastalarda umbilikusun anterior abdomen bölgesinde olması ve SSD’nin burada ayarlanması tüm vücudun abdomen kalınlığı miktarınca tedavi cihazından uzaklaşmasına sebep olmaktadır. Bu da abdomen bölgesi dışındaki anterior cilt bölgelerinin tedavi cihazından uzaklaşmasına ve istenilenden farklı doz almasına sebep olur. Bu tezde farklı abdominal bölge kalınlıkları için anterior cilt bölgesindeki doz düzensizliğini azaltacak yoğunluk ayarlı TSEI yöntemi (IM-TSEI) geliştirildi.

Öncelikle farklı abdomen kalınlıklarına sahip insan fantomunun oluşturulmasında ve ölçümlerde kullanılacak düz fantomların üretilmesinde kullanılacak siyah ABS filamentinin radyasyon karakteristiklerini belirlemek için BT numarası (HU) karşılaştırılması, su eşdeğerliğinin belirlenmesi (TMR), düzlemsel doz ölçümü ve yüzde derin doz ölçümleri yapıldı.

Burleson ve ark.’nın 6 MV foton enerjisi ile 4x4 cm² alan için TMR ölçümü yaparak kırmızı ABS ve PLA materyalleri için su eşdeğerliliğini ölçtüğü çalışmada 2-40 mm arasındaki derinliklerde SAD (100 cm) kurulumu kullanılmış ve iki materyal arasında TMR farkı $\%4$ ’ten az bulunmuştur (Burleson et al., 2015). Su eşdeğerliliğini belirlemek için kırmızı ABS ve PLA materyallerine ait TMR ölçümlerini sudaki TMR ölçümü ile karşılaştırdıklarında 5 mm derinde ABS’nin sudan en yüksek TMR farkı $\%6$ iken 40 mm’de bu fark $\%0,12$, PLA için 5 mm’de $\%9$ iken 40 mm’de $\%2,06$ bulunmuş ve kırmızı ABS’nin PLA’ya göre daha suya eşdeğer olduğu bildirilmiştir.

Çalışmamızda kullanılan siyah ABS ve RW3 fantomları ile yapılan TMR ölçümleri arasındaki mutlak farklar 5, 13 ve 40 mm’de sırasıyla %0,36, %0,24 ve %1,09 olup mutlak farkın 0-31 mm aralığında %1’in altında olduğu ve en yüksek TMR farkının %1,33 olduğu saptanmıştır. RW3 ve siyah ABS arasında benzer TMR sonuçlarının elde edilmesi su eşdeğeri olan RW3 katı fantom ile siyah ABS katı fantomunun eşdeğer olduğunu göstermiştir.

%DD karşılaştırmalarıyla üç boyutlu baskı malzemesinden yapılan plastik fantomun yapısı, radyasyon alanının geometrisi ve saçılan radyasyon gibi etkenlerin doz dağılımı üzerine etkisi belirlenmiştir. Burleson ve ark.’nın PLA filamentini için 9 MeV ve 12 MeV enerjilerini kullanarak 4x4 ışın alanında PPIC kullanılarak yaptıkları %DD ölçümü sonucunda PLA için en yüksek doz noktasının sudan 5 mm ve 12 MeV için ise 8 mm farklı olduğu bildirilmiştir. Bunun sebebi olarak PLA yoğunluğunun sudan %14 daha fazla ve elektron yoğunluğu ise %20 daha fazla olmasıdır.

Siyah ABS ve RW3 fantomlarının BT görüntüleri tedavi planlama sistemine (TPS) aktarılmış, 6 MeV elektron enerjisi kullanılarak planlama yapılmıştır. Siyah ABS ve RW3’e ait %DD verileri arasındaki mutlak fark 5 mm’de %0,20, 13 mm’de %0,68 ve 40 mm’de %0,79 olarak belirlenmiş ve mutlak farkın 0-8 mm aralığında %1’in altında, 0-16 mm aralığında %2’nin altında olduğu saptanmıştır. İki materyal arasında 16 mm’den sonra oluşan en yüksek doz farkı %21,70’tir. Tüm cilt ışınlamalarında hedef cilt olduğundan TSEI ölçümlerinde daha çok en yüksek doz derinliğine kadar olan dozlar önemlidir. Bu derinlikten sonraki dozlar “*non-target*” denilen sağlıklı bölge düşük dozlarını temsil ettiği için mutlak farkın yüksek olması göz ardı edilebilir. Buna göre TPS’de iki materyal için elde edilen doz dağılımları 0-16 mm aralığında birbiriyle uyumlu ve eşdeğerdir.

Siyah ABS ve RW3 fantomlarında tedavi cihazında SSD 95 cm’de PPIC kullanılarak yapılan ölçümlerde elde edilen yüzde iyonizasyon eğrilerine göre iki materyal arasında 5 mm’de %0,64, 13 mm’de %0,71 ve 40 mm’de %0,02 mutlak doz farkı belirlenmiştir. Mutlak fark 0-15 mm aralığında %2’nin altında olup 15 mm’den sonra oluşan en yüksek doz farkı %19,10’dur. TPS karşılaştırmasındaki verilerle benzer sonuçlar elde edilerek iki materyalin 0-15 mm aralığında birbiriyle uyumlu ve eşdeğer olduğu belirlenmiştir.

Siyah ABS ve RW3 fantomlarında tedavi cihazında SSD 310 cm’de HDRE-1 enerjisi kullanılarak TSEI kurulumunda PPIC ile yapılan %DD ölçümünde iki materyal

arasında 5 mm'de %0,36, 13 mm'de %0,27 ve 40 mm'de %0,32 mutlak doz farkı belirlenmiş, mutlak farkın 0-14 mm aralığında %1'in altında, 0-15 mm aralığında %2'nin altında olduğu saptandı. İki materyal için en yüksek doz farkı %21,15'dir. TPS ve SSD 95 cm'deki karşılaştırmalardaki verilerle benzer sonuçlar elde edilerek iki materyalin 0-15 mm aralığında birbiriyle uyumlu ve eşdeğer olduğu belirlenmiştir. Ayrıca siyah ABS ve RW3 için 0-40 mm aralığında HDRE-1 ile yapılan yüzde iyonizasyon doz ölçümleri ile TSEI kurulumunda %DD eğrileri oluşturulmuştur. İki materyale ait %DD verileri arasında 5 mm'de %0,72, 13 mm'de %0,68 ve 25 mm'de %20,96 yüzde doz farkı belirlenmiş, mutlak farkın 0-7 mm aralığında %1'in altında, 0-15 mm aralığında %2'nin altında olduğu saptanmıştır. İki materyal için en yüksek doz farkı %20,96'dır.

Siyah ABS düz fantomların homojenliklerini ve düzgünlüklerini değerlendirmek için RW3 ve siyah ABS fantomlarının elektron yoğunlukları ve ortalama HU değerleri belirlenmiştir. Siyah ABS'nin fiziksel yoğunluğu $1,04 \text{ g/cm}^3$, suya göre elektron yoğunluğu $0,953 \text{ g/cm}^3$ iken RW3'ün suya göre elektron yoğunluğunun $1,005 \text{ g/cm}^3$ olduğu belirlenmiştir. RW3 için HU değeri 5 iken siyah ABS için -108 bulunmuştur. Fantomların her ikisinde farklı noktalarda yapılan HU okumaları birbirine çok yakın ve homojendir.

Burleson ve ark.'nın 9 MeV için SSD 100 cm'de gafkromik film ve $4 \times 4 \text{ cm}^2$ ışın alanını kullanarak PLA'ya ait düzlemsel doz ölçümleri yaptıkları çalışmada 2 mm DTA (distance to agreement) ve % 5 doz farkı için gama indeksine bakılmış ve tüm alanın %86,5'inde gama kriterinin sağlandığı bildirilmiştir (Burleson et al., 2015). Bu tezde yapılan düzlemsel doz analizleri 5 mm ve 13 mm derinliklerde $4 \times 4 \text{ cm}^2$ alan için 6 MeV elektron enerjisi kullanılarak SSD 95 cm'de yapılmıştır. Siyah ABS fantom için EDR2 filme 100 MU verilerek düzlemsel doz dağılımı elde edilmiştir. Işın merkezi eksenleri karşılaştırılarak 5 mm derinlikteki siyah ABS ve RW3 için doz profilleri elde edilerek profillerin birbiriyle uyumlu olduğu belirlenmiştir. Aynı derinlikte yapılan gama analizi sonucu ışın alanının en az % 96,25'inde siyah ABS ve RW3'te oluşan doz dağılımları uyumlu bulunmuştur. Siyah ABS ve RW3 için 13 mm derinlikte düzlemsel doz dağılımlarına ait elde edilen profillerin her iki fantom için uyumlu olduğu belirlenmiş, 3 mm DTA ve %3 doz farkı için yapılan gama analizine göre ışın alanının en az %98,88'inde siyah ABS ve RW3'te oluşan doz dağılımları uyumlu bulunmuştur.

RW3 ve siyah ABS arasında doz absorpsiyon farklılıklarını eşzamanlı olarak belirlemek için profil analizi yapılmıştır. Siyah ABS ve RW3'ün birleşme hattına dik doğrultuda profil eksenini belirlenerek iki ve üç boyutlu doz dağılımları belirlenerek analiz için üst, orta ve alt olmak üzere üç profil eksenini seçilmiştir. Siyah ABS ve RW3'ün birleşme hattına dik doğrultuda seçilen eksen boyunca elde edilen dozlar yardımıyla üst, orta ve alt birleşme eksenini profilleri oluşturulmuştur. Siyah ABS ve RW3 arasındaki fantom geçişleri de dahil olmak üzere tüm profil eksenini boyunca doz değişiminin ışın merkezi eksenini dozundan $\pm\%3$ 'ten fazla olmadığı belirlenmiştir.

Yapılan TPS, SSD 95 cm ve SSD 310 cm TSEI kurulumlarına ait yüzde iyonizasyon ve %DD eğrilerine ait veriler karşılaştırıldığında iki materyalin de yaklaşık 15 mm'ye kadar olan yüksek doz bölgelerinde birbiriyle uyumlu olduğu ve benzer sonuçlar verdiği belirlenmiştir. Bununla birlikte yapılan TMR karşılaştırmalarından iki materyalin su eşdeğeri olduğu saptanmıştır. Ayrıca yapılan düzlemsel doz analizleri ve profil ölçümleri sonucunda aynı koşullarda iki materyalde oluşan doz dağılımlarının benzer olduğu görülüp bu tezde yapılan tüm radyasyon ölçümlerinde siyah ABS baskı malzemesinin kullanılmasının dozimetrik açıdan uygun olduğu belirlenmiştir.

TSEI'da kullanılacak tedavi açılarının belirlenmesi için profil ölçümleri yapılmaktadır. Tedavi düzleminde homojen doz dağılımı oluşmasını sağlayan açı çiftinin belirlenmesi için yapılan profil ölçümleri SSD mesafesine bağlı olarak belirli açı aralıklarında yapılır. Vertikal ekseninde 160 cm boyunca $\pm\%8$ 'lik doz homojenitesinin sağlandığı açı çifti tedavi açıları olarak belirlenir.

Gonzalez ve ark. SSD 500 cm ve 6 MeV kullanarak Stanford tekniği için gafkromik filmler yardımıyla yaptığı profil ölçümlerinde dikeyde $\pm\%14,2$ ve yatayda $\pm\%3,62$ homojenite bildirmiştir (González et al., 2014). Dönen tedavi platformu kullanılan Gaspar-Olvera ve ark.'nın çalışmasında 4 MeV enerji, SSD 400 cm ve $71^\circ/109^\circ$ açı çifti kullanarak yaptıkları profil ölçümlerinde dikeyde $\pm\%5,4$ ve yatayda $\pm\%2,4$ homojenite bildirilmektedir (Gaspar-Olvera et al., 2016). Poli ve ark.'nın SSD 283 cm'de X-omat film ve $70,5^\circ/109,5^\circ$ açıları kullanarak 4 MeV enerji için Stanford tekniğini uyguladığı çalışmada yapılan profil ölçümleri sonucu dikeyde 150 cm'de $\pm\%6,5$ ve yatayda 40 cm'de $\pm\%4$ homojenite bildirilmiştir (Poli et al., 1960).

Bu tezde standart TSEI tekniği için tedavi açılarının belirlenmesinde yapılan profil ölçümleri $75^\circ/105^\circ$ ($90\pm15^\circ$) ve $65^\circ/115^\circ$ ($90\pm25^\circ$) açı aralığında TLD'ler kullanılarak

yapılmıştır. Toplam 11 açı çifti kullanılarak yapılan ölçümler sonucunda vertikal ekseninde $\pm 8^\circ$ 'lik doz homojenitesinin sağlandığı, en homojen profile sahip açı çiftinin $71^\circ/109^\circ$ olduğu belirlenmiş ve bu açı çifti kullanılarak elde edilen profilde literatürle uyumlu olarak en yüksek $104,2\%$ 'lik doz oluşurken en düşük dozun $96,7\%$ olduğu saptanmıştır. Bu açı çifti için yatay ekseninde yapılan profil ölçümünde 40 cm boyunca $\pm 4^\circ$ 'lük doz homojenitesinin sağlanmıştır.

TSEI'da vertikal ekseninde homojen profili sağlayan uygun açı çiftinin bulunması için yapılan ölçümler uzun zaman ve iş yükü gerektirir. Bu yüzden tedavi açısını hızlı belirleme yönteminin geliştirilmesi bu ölçümlerin daha pratik ve kısa sürede tamamlanmasını sağlar.

Lucero ve ark.'nın 6 MeV enerji ve Stanford tekniği ile SSD 315 cm'de diyod dedektör kullanarak yaptığı profil ölçümlerinde homojen profili bulmak için gantri 90 dereceden başlayarak yukarı yönde 2,5 derecelik gantri açısı değişimi ile yapılan nokta doz okumaları sonucu $72,5^\circ/107,5^\circ$ açılarının homojeniteyi sağladığı bildirilmiştir (Lucero et al., 2016). Gantri açılarının 2,5 derecelik artışları sayesinde biraz daha hızlanan tedavi açısı belirleme işlemi daha da hızlandırmak için Platoni ve ark. daha pratik bir yöntem geliştirmişlerdir (Platoni et al., 2012). Buna göre 6 MeV HDRE enerjisi, SSD 380 cm için Stanford tekniğinin kullanıldığı $90^\circ \pm 16^\circ$ ile $90^\circ \pm 25^\circ$ açı aralığında yapılan ölçümlerde vertikal eksen merkezinde ve bunun 90 cm üzerinde PPIC doz ölçümleri yapılmıştır. Merkeze iki adet ikiz ışıktan aynı miktar katkı geleceği için 90 cm yukarıda merkezi eksen dozunun iki katının olduğu açı çiftinin tedavi açısı olarak belirlenebileceğini bildirmişlerdir.

Standart koşulda yaklaşık iki hafta süren tedavi açı çifti belirleme ölçümleri bu tezde geliştirilen tedavi açısını hızlı belirleme yöntemi sayesinde tek bir ölçüm ile sadece bir iş gününde tamamlanabilmektedir. Bu yöntemde tek bir ışın (gantri 90°) için profil ölçümü yapıldıktan sonra tedavi düzleminde santimetre başına açı değişimi belirlenmiştir. Tek bir ışın için yapılan vertikal profil ölçümü sonucunda elde edilen nokta dozlar interpolate edilerek 230 cm boyunca her santimetre için doz belirlenmiştir. Tedavi düzleminde santimetre başına açı değişimi $0,278$ derece olarak bulunmuştur. Böylece tek ışın profili ve santimetre başına açı değişimi kullanılarak tedavi açı çifti hızlı şekilde belirlenebilmiştir. Tedavi açısını hızlı belirleme yöntemi yine bu tezde geliştirilen "*Gantry finder*" programı yardımıyla doğrulanmıştır. Bunun için $90^\circ \pm 15^\circ$ ve $90^\circ \pm 25^\circ$ aralığındaki açı çiftleri için elde edilen profillere ait ölçüm verileri "*Gantry*

finder” programının sonuçlarıyla karşılaştırılmıştır. Programdan (TPS) elde edilen $90^{\circ} \pm 15^{\circ}$ ve $90^{\circ} \pm 25^{\circ}$ aralığındaki açı çiftleri için profil değerleri ölçümle elde edilen değerlerle karşılaştırılmış, istatistiksel analizde de TPS ve ölçüm verileri arasında istatistiksel anlamlı farkın olmadığı belirlenmiştir (**Tablo-34**).

Hem homojen profili sağlayan $71^{\circ}/109^{\circ}$ tedavi açıları hem de homojenitenin sağlanmadığı diğer tüm açılarda “*Gantry finder*” ile elde edilen profil dozlarının TLD ölçümleriyle uyumlu olduğu saptanmıştır. Buna göre “*Gantry finder*” programı ve tedavi açısını hızlı belirleme yönteminin güvenilirliği kanıtlanmıştır.

TSEI’da maksimum doz derinliği ve tedavi düzlemi ortalama enerjisi değerlerinin belirlenmesi için %DD ölçümleri yapılır ve bu ölçüm ile elde edilen veriler doz kalibrasyonu ile tedavi düzlemi enerjisinin belirlenmesinde kullanılır.

Gaspar-Olvera ve ark. 4 MeV HDRE enerjisi, 400 cm SSD ve PPIC kullandıkları çalışmada yaptıkları tek alan %DD ölçümleri sonucunda pratik erişme mesafesinin 15 mm, tedavi düzleminde enerjinin 3,2 MeV olduğunu ve %50’lik dozun 10,8 mm’de oluştuğunu rapor etmişlerdir (Gaspar-Olvera et al., 2016). Poli ve ark.’nın SSD 283 cm’de PPIC kullanarak 4 MeV enerji için Stanford tekniğini uyguladığı çalışmada yaptıkları %DD ölçümleri sonucunda tedavi düzleminde enerjinin 3,55 MeV’e düştüğünü bildirilmiştir (Poli et al., 1960). Antolok ve ark. ise Stanford tekniği ve 300 cm SSD kullanarak %DD ölçümü yapmışlar; pratik erişme mesafesini 21,1 mm, %5 ve %80 dozun oluştuğu derinliği sırasıyla 15,3 mm ve 44,1 mm olarak bildirmişlerdir (Tashima, 1970). Bufacchi ve ark. RW3 katı su fantomları, PPIC, SSD 325 cm ve 6 MeV enerji kullanarak pratik erişme mesafesini 14,5 mm, %50 dozun oluştuğu derinliği 10 mm olarak bulmuşlar; tedavi düzleminde enerjinin 3,31 MeV’e düştüğünü rapor etmişlerdir (Bufacchi et al., 2007). Platoni ve ark.’nın 6 MEV HDRE enerjisi, 380 cm SSD ve PPIC kullandıkları çalışmalarında pratik erişme mesafesi 21 mm, %50 dozun oluştuğu derinlik 15 mm olarak bildirilirken tedavi düzleminde enerjinin 4,4 MeV’e düştüğü belirlenmiştir (Platoni et al., 2012).

Bu tezde HDRE-1 (6 MeV) elektron enerjisi, 90° gantri açısında RW3 fantomları kullanılarak 1-40 mm arasındaki derinliklerde yapılan %DD ölçümlerinde fantom yüzeyinde SSD mesafesi 310 cm’de sabit tutulmuştur. Elde edilen %DD eğrisi kullanılarak maksimum doz derinliği 13 mm, R_{50} derinliği 23,83 mm ve pratik erişme mesafesi 29,8 mm, R_{50} derinliği kullanılarak tedavi düzlemi ortalama enerjisinin (\bar{E}_0) 5,55 MeV olduğu belirlenmiştir. Fotonlara göre kütlesi büyük olan elektronların 310

cm mesafe boyunca hava atomlarıyla yaptığı çarpışmalarla enerji kaybına uğramaları sonucunda tedavi cihazı enerjisi olan HDRE-1 (6 MeV)'in 310 cm sonra tedavi düzleminde 5,55 MeV'e düştüğü saptanmıştır. %DD ölçümlerinden elde edilen bu değerlerin SSD mesafesi ve kullanılan enerjiye bağlı olarak değiştiği belirlenmiştir.

TSEI'da uzak SSD, geniş tedavi alanları ve HDRE kullanılmasından dolayı tedavi düzlemine ulaşana kadar yüksek oranda X-ışını kontaminasyonu oluşmaktadır. Tüm vücuda etki etmesinden dolayı ağır yan etkilere sebep olabilecek X-ışını kontaminasyonu miktarının ve enerjisinin belirlenmesi çok önemlidir. EORTC (European Organization for Research and Treatment of Cancer) hematolojik sekel oluşmaması için X-ışını kontaminasyon miktarının 0,7 Gy'i (yaklaşık %2-4) geçmemesi gerektiğini bildirmektedir (Jones et al., 2002).

Dönen tedavi platformu kullanılan Gaspar-Olvera ve ark.'nın çalışmasında 4 MeV enerji, SSD 400 cm ve 71°/109° açı çifti için yaptıkları ölçümlerde tek alanda 19 mm derinlikte X-ışını kontaminasyonu %6 ve tam tedavi için %3,7 olarak rapor edilmiştir (Gaspar-Olvera et al., 2016). Poli ve ark.'nın SSD 283 cm'de PPIC kullanarak 4 MeV enerji için Stanford tekniğini uyguladıkları çalışmada X-ışını kontaminasyonu %2,5'tur (Poli et al., 1960). Hensley ve ark. ise SSD 370 cm ve 6 MeV enerji için X-ışını kontaminasyonunu %1,2 olarak bildirmişlerdir (Hensley et al., 2014).

Bu tezde X-ışını kontaminasyon enerjisini belirlemek için 6 mm kurşun, 4 mm bakır ve 13 mm kurşun levhalar kullanılarak PPIC'nin SAD 310 cm mesafede sabit tutularak ölçümler yapılmış; X-ışını enerjileri 6 mm kurşun, 4 mm bakır ve 13 mm kurşun levha için sırasıyla 285 keV, 300 keV ve 350 keV olarak bulunmuştur. Üç farklı materyal için bulunan enerjilerin ortalaması alınarak TSEI X-ışını kontaminasyonu enerjisi 311,5 keV olarak belirlenmiştir. Oluşan bu X-ışını kontaminasyonunun tek bir ışın alanı için miktarı %0,99'dur. Tam tedavi koşulunda uygulanan toplam X-ışını kontaminasyonu ise %2,56 olup limitler içinde kalmaktadır.

Bu tezde Stanford tekniği modifiye edilerek yeni geliştirilen yoğunluk ayarlı tüm cilt elektron ışınlama tekniğinde (IM-TSEI) hastalar Stanford tekniğindeki gibi altı farklı tedavi pozisyonunda ışınlanır. Stanford tekniğinde her bir pozisyonda aynı ışın çifti kullanılırken IM-TESI tekniğinde hastaların önden ve arkadan ışın aldığı duruş pozisyonlarında kullanılan tedavi açı çifti farklı olmaktadır. Abdomen kalınlığı büyük olan hastalarda kullanılması planlanan IM-TSEI tekniğinde umbilikus noktası abdomen kalınlığı kadar tedavi cihazına yaklaştığı için SSD mesafesinin

ayarlanmasında sternum noktası baz alınır. Bunun sonucunda abdominal bölge ve tedavi düzlemi dozları birbirinden farklı olur. IM-TSEI tekniğinde vücut ön bölgesinin ışın aldığı üç duruş pozisyonunda homojen vertikal profil yerine umbilikus ve abdomende doz düşüşü sağlayacak tedavi açıları kullanılarak tedavi cihazına yaklaşma nedeniyle abdomen bölgesinde oluşan doz artışı telafi edilir. Ayrıca IM-TSEI tekniğinde hastaların önden ışın aldığı pozisyonlarda kullanılan tedavi açısı çiftine ek olarak doz yoğunluğunun ayarlanması için tedavi süreleri (MU) de değişir. Derinliğe bağlı doz değişim ölçümlerinin yapılmasıyla her bir abdomen kalınlığı için hangi açı çiftinin istenilen doz düşüşüne sahip olduğu ve abdomendeki doz artışını telafi edecek profili sağlayacağı belirlenir. Hastaların önden ışın aldığı bu üç duruş pozisyonu için abdominal bölge kalınlığına bağlı olarak değişen açı çiftleri 12AF'nün değişmesine ve bu da tedavi sürelerinin değişmesine sebep olur. Bu yüzden her bir abdomen kalınlığı için anterior duruş pozisyonlarında kullanılan tedavi süreleri arka pozisyonlardan farklı olmaktadır.

Yeni geliştirilen IM-TSEI tekniğinde hastaların önden ışın aldığı pozisyonlarda abdominal bölge kalınlığına bağlı olarak yeni bir açı çifti, 12AF ve tedavi süresi belirlenirken SSD sternum noktası baz alınarak ayarlanır. Vücudun arka bölgelerinin ışınlandığı diğer üç duruş pozisyonunda abdominal bölge kalınlığı gibi vücut kontur düzensizlikleri olmadığından klasik TSEI gibi SSD bel arka noktasına göre ayarlanarak homojen profilin sağlandığı tedavi açısı çifti ve tedavi süreleri kullanılır.

Bu tezde standart TSEI'da umbilikus noktası dozuna normalize edilerek yapılan tüm profilin doz yüzdesinin bulunması işlemini IM-TSEI tekniğinde yapabilmek için yeni bir doz normalizasyon noktası tanımlanmıştır. Buna göre yeni doz kalibrasyon metodunda abdomen kalınlığı fazla olan hastalarda sternum ve pubik kemik arasında kalan bölge dışındaki tüm profilin doz ortalaması normalizasyon referans dozu (%100) olarak kabul edilmiştir. Bunun için daha önce profil ölçümleriyle belirlenen standart TSEI tedavi açılarındaki profil yeni referans normalizasyon dozu belirleme yöntemiyle elde edilen profillerle karşılaştırılmıştır. Bu yeni referans doz normalizasyon yönteminin kontrolü için hem aynı profilin sternum ve pubik kemik arasında kalan 30 cm'lik bölgesi haricindeki üst ve alt bölgelerinin ortalama dozu hem de tüm profil ortalama dozu umbilikus dozuyla karşılaştırılmıştır. Umbilikus dozu %100 iken tüm profil ortalama dozu %100,2 ve abdominal bölge haricindeki profilin ortalama dozu %101,1 olarak belirlenmiştir. Buna göre umbilikus ve tüm profil ortalama dozu

arasındaki fark %0,2 iken tüm profil ve abdominal bölge dışındaki kısmi profil ortalama dozları arasındaki fark %0,9'dur. Üç doz arasındaki fark %1,1'i geçmediği için umbilikus noktası normalizasyon dozunun vertikal eksen boyunca homojenite kriterinin sağlandığı tedavi düzlemi bölgesindeki ortalama dozu temsil ettiği belirlenmiştir. Buna göre yeni normalizasyon referans dozu olarak vertikal eksende homojenitenin sağlandığı tedavi düzleminin ortalama dozu alınmıştır.

TSEI tekniğinde tüm hasta pozisyonlarında aynı tedavi açısı çiftinin kullanılma durumu bu tezde geliştirilen IM-TSEI tekniğinde değişerek ön ve arka ışınlama duruş pozisyonlarında farklılık göstermektedir. Bu farklılık abdominal bölge kalınlığına bağlı olarak tedavi cihazına yaklaşan vücut ön bölge cilt dozunun yoğunluğunun ayarlanması için gereklidir. IM-TSEI tekniğinde ön duruş pozisyonlarında kullanılacak tedavi açıları belirlemek için derinliğe bağlı doz değişim ölçümü geliştirilmiştir. Buna göre farklı abdominal bölge kalınlıkları için yapılan derinliğe bağlı doz ölçümlerinde her bir abdomen kalınlığının tedavi cihazına doğru en uç noktasındaki dozun tedavi düzlemi ortalama normalizasyon dozuna eşit olduğu açı çifti belirlenir. Bu yeni açı çifti vertikal eksen profilinin orta bölgesinde doz düşüşü oluşturarak abdominal bölgede tedavi cihazına yaklaşma sonucu oluşan doz artışını telafi etmektedir. Böylece cildin ön kısmında vertikal ekseninde homojen dozlar oluşur. Derinliğe bağlı doz değişim ölçümlerinde abdominal bölge kalınlığına bağlı olarak tedavi cihazına yaklaşan umbilikus noktası dozunun tedavi düzlemine ortalama normalizasyon dozuna eşit olduğu açı çifti bulunarak tedavi açıları belirlenmiştir. Elde edilen derinliğe bağlı yüzde doz değişim eğrileri ve her bir derinlik için açığa bağlı yüzde doz değişim eğrileri yardımıyla her bir tedavi derinliği için tedavi düzlemi ortalama normalizasyon dozunu sağlayarak anterior cilt bölgesinde vertikal eksen boyunca homojen doz dağılımı oluşturan açı çiftleri saptanmıştır. Buna göre IM-TSEI anterior pozisyonda tedavi açıları 3 cm abdomen kalınlığı için $90^{\circ} \pm 18,8^{\circ}$, 6 cm için $90^{\circ} \pm 19,3^{\circ}$, 9 cm için $90^{\circ} \pm 19,6^{\circ}$, 12 cm için $90^{\circ} \pm 20,1^{\circ}$ ve 15 cm abdomen kalınlığı için $90^{\circ} \pm 20,2^{\circ}$ olarak belirlenmiştir. Abdomen kalınlığı arttıkça belirlenen tedavi açılarının vertikal ekseninde yukarı ve aşağı doğrultularda arttığı görülmektedir. Abdominal bölge kalınlığının artması ile tedavi cihazına daha da yaklaşan abdomen bölgesinde daha fazla doz artışı oluşmuştur. IM-TSEI tekniğinde abdomen kalınlığı artışına paralel tedavi açıları artmış ve vertikal profil orta bölgesindeki doz düşüşü artarak abdomendeki bu doz fazlalığı telafi edilmiştir. Böylece IM-TSEI tekniğinde anterior

duruş pozisyonlarında kullanılan bu tedavi açıları sayesinde vücudun ön tarafında abdominal bölgenin kalınlığına bağlı cilt konturundaki anormallik yoğunluk ayarı yapılarak giderilmiştir. Posterior cilt bölgelerinde hastanın arka bel bölgesinde kontur değişimi olmadığından IM-TSEI tekniğinin arka ışınlama pozisyonları için TSEI tekniğiyle aynı tedavi açıları kullanılmıştır.

TSEI'da tedavi süresinin hesaplanmasında kullanılan 12AF'nün belirlenmesi için yapılan birleşik doz ölçümünde antropomorfik insan fantomu yüzeyine TLD'ler yerleştirilerek tam tedavi uygulanmıştır. Lucero ve ark.'nın 6 MeV enerji ve Stanford tekniği ile SSD 315 cm'de diyod dedektör kullanarak yaptığı birleşik doz ölçümleri sonucunda 12AF 2,48 olarak hesaplanmıştır (Lucero et al., 2016). Bu tezde standart abdomen kalınlığına sahip insan fantomunda klasik TSEI tekniği kullanılarak yapılan birleşik doz ölçümü sonucunda vücut ön bölge, arka bölge ve tüm vücut için üç farklı 12AF belirlenmiştir. Buna göre vücut ön cilt bölgesi için 12AF 2,3318, arka için 2,3315 olarak hesaplanmıştır. Tüm cilt için elde edilen ve klasik TSEI'da da tedavi süresi hesaplamasında kullanılan toplam 12AF ise 2,3317 olarak hesaplanmıştır. Burada ön ve arka 12AF'leri arasındaki farkın çok az olduğu belirlenmiştir. İnsan fantomunun ön ve arka cilt konturu arasında fark olmaması ve TSEI tekniğinde ön ve arka cildin tedavi cihazına yakınlığının aynı olmasından dolayı $12AF_{\text{ön}}$ ve $12AF_{\text{arka}}$ değerlerinin birbiriyle uyumlu olduğu görülmüştür. Buna göre ön pozisyonların ışınlanmasında $12AF_{\text{ön}}$, arka pozisyonların ışınlanmasında $12AF_{\text{arka}}$ değerinin kullanılmasının uygun olduğu belirlenmiştir.

Bu tezde yapılan IM-TSEI tekniği birleşik doz ölçümleri sonucunda beş farklı abdominal bölge kalınlığı için vücut ön bölge, arka bölge ve tüm vücut olmak üzere üçer 12AF belirlenmiştir. Bu ölçümlerde derinliğe bağlı doz ölçümleri sonucu her bir abdomen kalınlığı için bulunan tedavi açıları kullanılmıştır. Bunun sebebi IM-TSEI tekniğinde üç adet vücut ön ışınlama pozisyonunda her bir abdomen kalınlığı için belirlenen tedavi açıları ve 12AF yardımıyla hesaplanan tedavi süresinin kullanılmasıdır. Bu yüzden vücut ön duruş pozisyonları için 12AF ölçümünde her bir abdomen kalınlığına ait ışınlama tedavi açıları kullanılmıştır. Abdomen kalınlığının 3 cm olduğu durumda insan fantomunda $71,2^\circ/108,8^\circ$ tedavi açılarında tam tedavi uygulayarak yapılan birleşik doz ölçümü sonucunda $12AF_{\text{ön}}$ 2,4251, $12AF_{\text{arka}}$ 2,4168 ve tüm cilt için elde edilen toplam 12AF ise 2,4209 olarak bulunmuştur. Abdomen kalınlığı 6 cm için $70,7^\circ/109,3^\circ$ tedavi açılarında yapılan ölçümlerde $12AF_{\text{ön}}$ 2,3300,

12AF_{arka} 2,3323 ve tüm cilt için elde edilen toplam 12AF 2,3312 olarak hesaplanmıştır. Abdomen kalınlığı 9 cm için 70,4°/109,6° tedavi açılarındaki yapılan ölçümlerde 12AF_{ön} 2,4029, 12AF_{arka} 2,2957 ve tüm cilt için elde edilen toplam 12AF 2,3493 olarak hesaplanmıştır. Abdomen kalınlığı 12 cm için 69,9°/110,1° tedavi açılarındaki 12AF_{ön} 2,2721, 12AF_{arka} 2,2342 ve tüm cilt için elde edilen toplam 12AF 2,2532 olarak hesaplanmıştır. Abdomen kalınlığı 15 cm için 69,8°/110,2° tedavi açılarındaki 12AF_{ön} 2,1596, 12AF_{arka} 2,1190 ve tüm cilt için elde edilen toplam 12AF ise 2,1393'tür. Buna göre değişen abdomen kalınlıklarına bağlı olarak 12AF'nün de değiştiği belirlenmiştir. Her bir abdomen kalınlığına ait vücut ön, vücut arka ve toplam cilt 12AF'lerinin diğer abdomen kalınlıklarındaki eşdeğerlerine göre belirgin farklı olduğu saptanmıştır. Her abdomen kalınlığı için tedavi açıları ve vücut dış yüzeyi değişiminin bu farkın sebebi olduğu belirlenmiştir. Ayrıca standart abdomen kalınlığına sahip insan fantomunun her üç 12AF'nün birbiriyle uyumlu olduğu görülürken bazı abdomen kalınlıklarında özellikle vücut ön ve vücut arka 12AF'lerinin birbirinden farklı olduğu saptanmıştır. Vücut ön ve arka 12AF'lerindeki bu fark 3 cm ve 6 cm abdomen kalınlıklarında görülmezken 9 cm ve üzerindeki abdomen kalınlıklarında belirgin şekilde arttığı dikkati çekmiştir. Her bir abdomen kalınlığında 12AF_{ön} ve 12AF_{arka}'nın ölçülmesinde aynı MU ve aynı tedavi açıları kullanıldığından 12AF'lerindeki bu fark vücut ön ve arka bölgelerindeki cilt dış konturunun birbirinden farklı olmasına sebep olan abdomen kalınlığından kaynaklanmaktadır. Bu yüzden IM-TSEI tekniğinde ön duruş pozisyonlarında her abdomen kalınlığına ait 12AF'nün kullanılması, arka duruş pozisyonlarında ise tedavi açıları ve vücut dış konturunun aynı olduğu standart TSEI tekniğinin arka duruş pozisyonlarında kullanılan 12AF'nün kullanılması uygun görülmüştür.

Derinliğe bağlı doz değişim ölçümleri yapılarak farklı abdomen kalınlıkları için belirlenen IM-TSEI anterior tedavi açılarındaki doğruluğunun kontrol etmek amacıyla IM-TSEI tekniği için belirlenen tedavi açıları kullanılarak abdomen kalınlık fantomları varken ve yokken olmak üzere iki farklı profil ölçümü yapılmış ve sonuçlar klasik TSEI tekniği profil ölçümleri ile karşılaştırılmıştır. Tüm abdomen kalınlıkları için yapılan profil ölçümleri sonucunda IM-TSEI fantomlu (IM-TSEI-F), IM-TSEI fantomsuz (IM-TSEI-FS) ve TSEI fantomlu profiller elde edilmiştir. Buna göre IM-TSEI-F ve IM-TSEI-FS için elde edilen profillere ait ortalama yüzde dozlar sırasıyla: 3 cm için %99,7 ve %99,8 (p=0,829), 6 cm için %100 ve %97,8 (p= 0,013), 9 cm için

%98,7 ve %96,7 (p= 0,014), 12 cm için %99,8 ve %95,1 (p= 0,004) ve 15 cm için %98,9 ve %94,7 (p= 0,006) olarak belirlenmiştir. Tüm abdomen kalınlıklarında IM-TSEI-F ölçümlerine ait profillerin doz homojenite kriterlerini sağladı belirlenmekle beraber 3 cm abdomen kalınlığında IM-TSEI-F ve IM-TSEI-FS tekniklerine ait profiller arasında anlamlı fark bulunamamıştır. Ancak 6 cm ve üzerindeki abdomen kalınlıklarında IM-TSEI-F koşul için yeni ışınlama yöntemiyle anterior cilt bölgesinde (abdomen kısmı dahil) homojen doz elde edildiği ve homojenitesini isteyerek bozduğumuz vertikal profilin abdomen kalınlığı ile örtüşerek doz yoğunluğunun ayarlanmasını sağladığı belirlenmiştir. Sonuç olarak 6 cm ve üzerindeki abdomen kalınlıklarında doz homojenitesinin IM-TSEI-FS profilleri ile karşılaştırıldığında IM-TSEI-F tekniği lehine anlamlı olarak farklı olduğu belirlenmiştir.

Elde edilen veriler yardımıyla geliştirilen IM-TSEI yönteminde farklı abdomen kalınlıkları için belirlenen tedavi açılarının cilt yüzeyinde abdomen kalınlığına rağmen homojenite kriterleri içinde dozların elde edildiği ve tedavi açılarının güvenilir olduğu saptanmıştır. Ayrıca geliştirilen IM-TSEI yönteminin TSEI tekniğine göre 6 cm ve üzerindeki abdomen kalınlıklarında vücut ön bölgesindeki dış kontur düzensizliğini telafi ederek vertikal eksen boyunca abdomen bölgesi de dahil olmak üzere daha homojen cilt dozlarını sağladığı belirlenmiştir.

IM-TSEI-F ve klasik TSEI tekniklerinde elde edilen profillere ait ortalama yüzde dozlar sırasıyla 3 cm için %99,7 ve %101,5 (p= 0,006), 6 cm için %100 ve %96,5 (p= 0,000), 9 cm için %98,7 ve %94,7 (p= 0,000), 12 cm için %99,8 ve %94,4 (p= 0,000) ve 15 cm için %98,9 ve %93,0 (p= 0,000) ile tüm abdomen kalınlıklarında IM-TSEI-F lehine istatistiksel anlamlı fark olduğu görülmüştür.

Tüm abdomen kalınlıkları için geliştirilen IM-TSEI yönteminde klasik TSEI yöntemine göre daha homojen doz dağılımları elde edilmiş, TSEI yönteminin 9 cm ve üzerindeki abdomen kalınlıklarında homojenite kriterlerini sağlayamadığı görülmüştür.

Klasik TSEI’da hastalar altı farklı pozisyonda durur ve her pozisyonda bir açı çifti uygulanarak toplamda 12 ışın alanı kullanılır. Hastadan hastaya açılarında değişiklik olmayan bu 12 alanın tümünde aynı tedavi süresi uygulanır. Ancak fraksiyon başına verilecek olan doz ve 12AF’nün farklı olması durumunda değişime uğrayan bu tedavi süresi hastanın kilosu, boyu ve vücut yüzey alanı gibi parametrelerden etkilenmemektedir. Gaspar-Olvera ve ark.’nın dönen tedavi platformu, 4 MeV enerji,

SSD 400 cm ve Stanford tekniğini kullandığı çalışmasında 1 Gy için 568 MU/alan uygulanmıştır (Gaspar-Olvera et al., 2016). Poli ve ark.'nın SSD 283 cm'de 4 MeV enerji için Stanford tekniğini uyguladığı çalışmada tedavi süresi 593 MU/dk olarak bildirilmiştir (Poli et al., 1960).

Bu tezde klasik TSEI tekniği kullanılarak yapılan ölçüm ve hesaplamalar sonucunda fraksiyon başına 1 Gy doz uygulayabilmek için ışın alanı başına 39 MU verilmesi gerektiği belirlenmiştir. Ayrıca beş farklı abdomen kalınlığı koşulunda IM-TSEI için ön ve arka duruş pozisyonlarına ait tedavi süreleri de hesaplanmıştır. Buna göre 3 cm abdomen kalınlığı koşulunda fraksiyon başına 1 Gy doz uygulayabilmek için ön duruş pozisyonlarında alan başına tedavi süresi 37,5 MU iken arka duruş pozisyonlarında 39 MU olarak hesaplanmıştır. Abdomen kalınlığının 6 cm olduğu koşul için ön ve arka duruş pozisyonlarında bu süre 39 MU/alan; 9 cm abdomen kalınlığı için ön duruş pozisyonlarında 38 MU/alan iken arka duruş pozisyonlarında 39 MU/alan; 12 cm abdomen kalınlığı için ön duruş pozisyonlarında 40 MU/alan iken arka duruş pozisyonlarında 39 MU/alan; 15 cm abdomen kalınlığı için ön duruş pozisyonlarında 42 MU/alan iken arka duruş pozisyonlarında 39 MU/alan olarak hesaplanmıştır. TSEI tekniğinde ön ve arka duruş pozisyonlarında aynı tedavi süresi kullanılmakla beraber IM-TSEI tekniğinde abdomen kalınlığına bağlı olarak ön ve arka duruş pozisyonları için tedavi sürelerinin birbirinden farklı olduğu belirlenmiştir. Bu farkın sebebi IM-TSEI tekniğinde abdominal bölge kalınlığına bağlı olarak vücut ön ve arka bölgelerinin 12AF'lerinin değişim göstermesidir. Ayrıca IM-TSEI tekniği ve TSEI tekniğinin vücut arka bölgelerinin ışınlandığı üç duruş pozisyonunda aynı SSD, aynı tedavi açıları ve aynı 12AF'leri kullanıldığından tüm abdomen kalınlıklarında tedavi süreleri aynı bulunmuştur. Bununla birlikte farklı abdomen kalınlıklarında vücut ön duruş pozisyonu tedavi sürelerinin birbirinden farklı olduğu, bu farkın herbir farklı abdomen kalınlığının farklı 12AF'üne sahip olmasından kaynaklandığı görülmüştür. Bu ön duruş pozisyonlarında değişen tedavi süreleri vücut ön bölgelerinde tedavi açılarıyla beraber doz yoğunluğunun ayarlanmasında kullanılmıştır.

TSEI'da radyasyonun hasta cildine girdikten sonra derinliğe bağlı olarak değişimini gösteren tam tedavi derin doz eğrileri tedavi derinliği ve fantom içi doz dağılımları hakkında bilgi vermektedir. Bu sayede hastada oluşan cilt altı dozlar ve iç organların radyasyondan korunma seviyeleri saptanarak uygulanan tedavinin güvenilirliği

belirlenmektedir. EORTC %80'lik izodozun 4 mm ve %20'lik izodozun 20 mm'den daha derinde oluşmaması gerektiğini bildirmiştir (Jones et al., 2002).

Gaspar-Olvera ve ark.'nın dönen tedavi platformu, 4 MeV enerji, SSD 400 cm ve Stanford tekniğini kullandığı çalışmasında tam tedavi fantom içi yüzde derin dozları ölçülmüş ve %50 izodozun 8,3 mm'de oluştuğu ve pratik erişme mesafesinin 13 mm olduğu bildirilmiştir (Gaspar-Olvera et al., 2016). Hensley ve ark. SSD 370 cm ve 6 MeV enerji için 72° ve 108° tedavi açıları kullanılarak belirledikleri fantom içi dozlarda %80 izodozun 6,6 mm'de oluştuğunu ve pratik erişme mesafesinin 18 mm olduğunu rapor etmişlerdir (Hensley et al., 2014). Antolok ve ark. Stanford tekniği, 67°/113° tedavi açıları ve 300 cm SSD'de film kullanarak tam tedavi %DD ölçümü yapmışlar ve %80 izodozun 5-8 mm aralığında oluştuğunu bildirmişlerdir (Tashima, 1970). Burleson ve ark.'nın 6 MeV için SSD 300 cm'de PPIC kullanarak yaptıkları çalışmada ise 4 mm derinde %83,5'lik izodozun oluştuğu bildirilmiştir (Burleson et al., 2015).

Bu tezde standart abdomen kalınlığına sahip insan fantomunda klasik TSEI tekniği kullanılarak tam tedavi fantom içi yüzde derin dozlar belirlenmiştir. Işınlama sonrası elde edilen film üzerinde 0°, 180°, 270° ve 300° açıları doğrultusunda oluşturulan 4 farklı %DD eğrisinin ortalaması alınarak belirlenen ortalama %DD eğrisinin %85'lik dozunun oluştuğu 7,5 mm derinlik TSEI için belirlenen tedavi derinliğidir. Ayrıca bu 4 farklı %DD eğrisi ile ortalama %DD eğrisi arasındaki en yüksek mutlak farkın 270 derecede %2,3 olduğu görülmüştür. Buna bağlı olarak standart abdomen kalınlığına sahip hastaların klasik TSEI tekniği kullanılarak ışınlanması sonucu cildin her doğrultuda homojen doz aldığı belirlenmiştir.

Bu tezde IM-TSEI ve TSEI teknikleri için fantom içi dozların belirlenmesi ve IM-TSEI tekniğinin güvenilirliğinin saptanması için yapılan ölçümler sonucu her iki teknik için beş farklı abdominal bölge kalınlığına ait tam tedavi %DD'lar belirlenmiş, her iki tekniğe ait tam tedavi %DD eğrileri kullanılarak aynı derinliklerdeki mutlak farklar karşılaştırılmıştır. Buna göre iki teknik arasındaki en yüksek mutlak farklar 3 cm abdomen kalınlığında %4,3 , 6 cm'de %4,5, 9 cm'de %3,5, 12 cm'de %4,1 ve 15 cm'de %4,2 olarak bulunmuştur. Buna göre iki teknik için fantom içi tam tedavi %DD'ları arasındaki en yüksek fark %4,5 ile 6 cm abdomen kalınlığında olmakla birlikte bu farkın tek bir noktada olması ve tüm derin doz boyunca diğer noktasal farkların bu değerden daha da az olmasından dolayı tek başına uyumsuzluk ifade

etmemektedir. Tam tedavi %DD eğrilerinde %85'lik dozların oluştuğu derinlikler IM-TSEI ve TSEI teknikleri için sırasıyla 3 cm kalınlıkta 5,2 mm ve 6 mm, 6 cm kalınlıkta 7,8 mm ve 8,1 mm, 9 cm kalınlıkta 6,8 mm ve 6,2 mm, 12 cm kalınlıkta 6,4 mm ve 6,9 mm ve 15 cm kalınlıkta 6,6 mm ve 6,2 mm olarak bulunmuştur. Bu veriler yardımıyla iki tekniğe ait tam tedavi %DD eğrilerinin birbiriyle uyumlu olduğu, tedavi derinlikleri arasındaki farkın 1 mm'nin altında ve uyumlu olduğu belirlenmiştir. Abdomen ve umbilikus noktasının (%DD ölçümü başlangıç noktası) IM-TSEI tekniğinde 3-15 cm aralığındaki mesafelerde tedavi cihazına yaklaşmasına rağmen fantom içi dozların TSEI tekniği dozlarıyla uyduğu görülmüştür. Abdomen bölgesi tedavi cihazına yaklaşmışsa da IM-TSEI tekniğinin buna bağlı oluşan doz artışını planlandığı gibi telafi ettiği ve bu tezde geliştirilen IM-TSEI tekniğinin fantom içi dozlar bakımından güvenilir olduğu saptanmıştır.

Uzak SSD mesafesi ve büyük radyasyon alanları kullanılarak düzensiz vücut yüzeyinin tedavi edildiği tüm cilt ışınlamalarında kompleks ve karmaşık tedavi teknikleri kullanılmaktadır. Buna bağlı olarak tedavi dozunun hastaya güvenilir şekilde uygulanabilirliğinin saptanması için TLD ile in vivo doz ölçümleri yapılır. EORTC cilt yüzey dozunun umbilikus dozundan $\pm\%10$ 'dan daha az farklı olması gerektiğini bildirmiştir (Jones et al., 2002).

Antolok ve ark.'nın Stanford tekniği, $67^{\circ}/113^{\circ}$ tedavi açıları ve 300 cm SSD'de TLD'ler kullanarak 53 hastada yaptığı in vivo tedavi kalite kontrol ölçümlerinde tedavi dozuna göre yüzdeleri belirlenen noktasal dozlar baş ucu için %96, omuz üstü için %67, koltuk altında %59, sternum için %95, umbilikusta %100, belin yanı için %98, perine için %25, skapula için %100 ve bel arkası için %101 olarak bildirilmiştir (Tashima, 1970). Piotrowski ve ark.'nın SSD 300 cm'de, 6 MeV enerji ile Stanford ışınlama tekniği için yaptığı in vivo TLD doz ölçümleri sonucunda tedavi dozuna göre yüzdeleri belirlenen noktasal dozlar baş ucu için %99,7, omuz için %92,9, koltuk altı için %101,4, umbilikus için %92,6, belin yanı için %103,7, bel arkası için %102,9 ve perine için %91,7 olarak belirlenmiştir (Piotrowski et al., 2006).

Çalışmamızda IM-TSEI ve TSEI teknikleri için insan fantomu cilt dozlarının belirlenmesi ve IM-TSEI tekniğinin güvenilirliğinin saptanması için beş farklı abdominal bölge kalınlığında TLD cilt dozu ölçümleri yapılmıştır. Ortalama tüm cilt dozları ve noktasal cilt dozlarının yanı sıra kaş üstü, kaş arası, umbilikus, sternum ve meme altı noktasal dozları kullanılarak vücut ön bölge ortalama dozları belirlenmiştir.

Buna göre IM-TSEI ve TSEI teknikleri için elde edilen ortalama tüm cilt dozları sırasıyla 3 cm için 0,971 Gy ve 0,998 Gy ($p= 0,088$), 6 cm için 1,046 Gy ve 1,044 Gy ($p= 0,737$), 9 cm için 1,019 Gy ve 1,075 Gy ($p= 0,013$), 12 cm için 1,009 Gy ve 1,073 Gy ($p= 0,007$) ve 15 cm için 1,023 Gy ve 1,081 Gy ($p= 0,014$) olarak belirlenmiştir. IM-TSEI ve TSEI teknikleri için vücut ön bölge dozlarının tedavi dozundan mutlak farkları sırasıyla 3 cm için %2,94 ve % 4,24, 6 cm için %11,65 ve %11,46, 9 cm için %9,04 ve %17,12, 12 cm için %9,98 ve %19,30 ve 15 cm için %7,42 ve %16,52 olarak saptanmıştır. Ayrıca noktasal TLD doz ölçümlerinde en yüksek dozlar baş ucu için 1,24 Gy ile 12 cm TSEI'nda, kaş üstünde 1,40 Gy ile 9 cm TSEI'nda, sağ yanak için 1,13 Gy ile IM-TSEI ve TSEI'nda, kaş arası için 1,23 Gy ile 15 cm TSEI'nda, omuz üstü için 1,11 Gy ile 15 cm TSEI'nda, koltuk altında 1,36 Gy ile 12 cm TSEI'nda, kulak arkası için 1,46 Gy ile 9 cm IM-TSEI'nda, sternumda 1,13 Gy ile 15 cm TSEI'nda, meme altı için 0,98 Gy ile 3 cm TSEI'nda, umbilikus için 1,10 Gy ile 12 cm TSEI'nda, bel yan için 1,13 Gy ile 15 cm TSEI'nda, perineumda 0,65 Gy ile 15 cm IM-TSEI'nda, sağ skapula için 1,12 Gy ile 6 cm IM-TSEI'nda, sakrumda 1,13 Gy ile 12 cm TSEI'nda ve bel arka için 1,18 Gy ile 15 cm TSEI'nda elde edilmiştir. Buna göre IM-TSEI ve TSEI ortalama cilt dozları arasında 3 cm ve 6 cm abdomen kalınlıklarında anlamlı fark bulunmazken 9 cm ve üzerindeki kalınlıklarda IM-TSEI lehine anlamlı fark bulunmuştur. Aynı şekilde 9 cm ve üzerindeki abdomen kalınlıklarında vücut ön bölge dozlarının tedavi dozundan mutlak farkının daha az olduğu belirlenmiştir. IM-TSEI tekniğinin en önemli hedefi olan abdomen kalınlığına bağlı dış konturu değişen vücut ön bölgeleri cilt dozlarının hedef dozdan sapmasının yoğunluk ayarı ile ortadan kaldırılması sağlanmıştır. Ayrıca 9 cm'in altındaki abdomen kalınlıklarında hem ortalama tüm cilt dozları hem de vücut ön bölge cilt dozları için iki teknik arasında anlamlı fark olmadığı, her ikisinin de kullanılabileceği belirlenmiştir. Yapılan TLD ölçümleri ile IM-TSEI tekniğiyle yoğunluk ayarı yapılmasının abdomen kalınlığına bağlı olarak vücut ön yüzeyi dozlarında oluşan düzensizliği giderdiği belirlenmiştir.

6- Sonuç ve Öneriler

TSEI ciltte geniş yayılım gösteren lezyonlarda standart radyoterapiye göre daha geniş tedavi alanları ve daha büyük kaynak-cilt mesafelerinin yanı sıra elektron türü radyasyonun kullanıldığı özel bir radyoterapi tekniğidir. Bu ışınlamalarda tüm cilde homojen radyasyon dozu verilirken cilt altındaki doku ve iç organların radyasyondan korunması amaçlanmaktadır. TSEI için en yaygın olarak kullanılan yöntem olan Stanford tekniğinde doz kalibrasyon noktası olan umbilikus noktasının dozunun tedavi dozundan $\pm\%5$ 'ten fazla farklı olmaması amaçlanır. Ancak vücut konturunun homojen olmaması cilde homojen doz vermeyi zorlaştırır. Özellikle abdominal bölge kalınlığı fazla olan hastalarda umbilikusun anterior abdomen bölgesinde olması ve SSD mesafesinin burada ayarlanması tüm vücudun abdomen kalınlığı miktarınca tedavi cihazından uzaklaşmasına, bu da abdomen bölgesi dışındaki vücudun anterior cilt bölgelerinin tedavi cihazından uzaklaşmasına ve istenilenden farklı doz almasına sebep olmaktadır. Bu tezde bu problemi ortadan kaldırmak için IM-TSEI tekniği geliştirilmiştir.

Bunun için klasik Stanford TSEI tekniğinin karakteristiklerinin belirlenmesinin ardından geliştirilen IM-TSEI tekniğinin karakteristikleri tanımlanarak TSEI tekniğinden farklılıkları yapılan ölçümlerle belirlenmiş ve bu yeni tekniğin uygulama güvenilirliği TLD ve film dozimetre ölçümleriyle kontrol edilmiştir.

Bu tezde TSEI tekniği için yapılan profil ölçümlerinde vertikal ve yatay eksenlerde doz homojenite kriterlerinin sağlandığı ve tedavi açısını hızlı belirleme yöntemi ile bunun için geliştirilen "*Gantry finder*" programının güvenilir olduğu doğrulanmıştır. TSEI tekniğinde meydana gelen X-ışını kontaminasyonunun miktarı ve enerjisinin önerilen limitler içerisinde olduğu belirlenmiştir. IM-TSEI tekniğinde doz normalizasyonu için geliştirilen abdominal bölge dışı ortalama dozunun umbilikus dozuna eşdeğer olduğu ve kullanımının güvenilir olduğu saptanmıştır. IM-TSEI yöntemiyle farklı abdomen büyüklükleri için belirlenen tedavi açılarıyla abdomen kalınlığına rağmen cilt yüzeyinde elde edilen dozların homojenite kriterleri içinde kaldığı ve tedavi açılarının güvenilir olduğu saptanmıştır.

Ayrıca yapılan profil ölçümleriyle IM-TSEI yönteminin TSEI tekniğine göre 6 cm ve üzerindeki abdomen kalınlıklarında vücut ön bölgesindeki dış kontur düzensizliğini telafi ederek vertikal eksen boyunca abdomen bölgesi de dahil olmak üzere daha

homojen dozlar sağladığı belirlenmiştir. Yapılan insan fantomu cilt dozu ölçümleri sonucunda tüm abdomen kalınlıkları için geliştirilen IM-TSEI yöntemiyle klasik TSEI yöntemine göre daha homojen doz dağılımları elde edildiği, TSEI yönteminin 9 cm ve üzerindeki abdomen kalınlıklarında homojenite kriterlerini sağlayamadığı görülmüştür. İki tekniğe ait tam tedavi yüzde derin doz eğrilerinin birbiriyle uyumlu olduğu ve fantom içi dozların TSEI tekniği dozlarıyla uyduğu görülmüştür. Ayrıca 9 cm altındaki abdomen kalınlıklarında hem ortalama tüm cilt dozları hem de vücut ön bölge cilt dozları için iki teknik arasında anlamlı farkın olmadığı ve ikisinin de kullanılabilirliği belirlenmiştir. IM-TSEI tekniğinde 9 cm ve üzerindeki abdomen kalınlıklarında vücut ön bölge ve ortalama cilt dozlarının tedavi dozundan mutlak farkının daha az olduğu belirlenmiştir. Yapılan TLD ölçümleri ile IM-TSEI tekniğiyle yoğunluk ayarı yapılmasının abdomen kalınlığına bağlı olarak vücut ön yüzeyi dozlarında oluşan düzensizliği giderdiği belirlenmiştir.

Sonuç olarak geliştirilen IM-TSEI tekniği tüm abdomen kalınlıklarında güvenle kullanılabilir, 9 cm ve üzerindeki kalınlıklarda ise TSEI tekniğine göre tercih edilmesi daha avantajlı olacaktır.

Kaynaklar

- Anacak, Y., Arizan, Z., Drumea, K., Rosenblatt, E., Tamir, A., Chetver, L., ... Kuten, A. (2002). Total skin electron irradiation in mycosis fungoides: Comparison between a modified Christie Hospital translational technique and the Stanford technique. *Leukemia and Lymphoma*, 43(11), 2093–2097. <https://doi.org/10.1080/1042819021000016177>
- Bao, Q., Hrycushko, B. A., Dugas, J. P., Hager, F. H., & Solberg, T. D. (2012). A technique for pediatric total skin electron irradiation. *Radiation Oncology*, 7(1), 40. <https://doi.org/10.1186/1748-717X-7-40>
- Bufacchi, A., Carosi, A., Adorante, N., delle Canne, S., Malatesta, T., Capparella, R., ... Begnozzi, L. (2007). In vivo EBT radiochromic film dosimetry of electron beam for Total Skin Electron Therapy (TSET). *Physica Medica*, 23(2), 67–72. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2007.03.003>
- Burleson, S., Baker, J., Hsia, A. T., & Xu, Z. (2015). Use of 3D printers to create a patient-specific 3D bolus for external beam therapy. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 16(3), 166–178. <https://doi.org/10.1120/jacmp.v16i3.5247>
- Chen, Z., Agostinelli, A. G., Wilson, L. D., & Nath, R. (2004). Matching the dosimetry characteristics of a dual-field Stanford technique to a customized single-field Stanford technique for total skin electron therapy. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 59(3), 872–885. <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2004.02.046>
- Chinn, D. M., Chow, S., Kim, Y. H., & Hoppe, R. T. (1999). Total skin electron beam therapy with or without adjuvant topical nitrogen mustard or nitrogen mustard alone as initial treatment of T2 and T3 mycosis fungoides. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 43(5), 951–958. [https://doi.org/10.1016/S0360-3016\(98\)00517-3](https://doi.org/10.1016/S0360-3016(98)00517-3)
- Danish, H. H., Heumann, T. R., Bradley, K. T., Switchenko, J., Esiashvili, N., Lechowicz, M. J., ... Khan, M. K. (2016). CD30+ Cutaneous T Cell Lymphoma: Response to Rotational Total Skin Electron Irradiation. *Dermatology and Therapy*, 6(2), 251–263. <https://doi.org/10.1007/s13555-016-0115-8>

- Gaspar-olvera, J. C., Torres-garcía, E., Oros-pantoja, R., & Vieyra-reyes, P. (2016). Dosimetry of Rotational Total Skin Electron Irradiation in the Treatment of Mycosis Fungoides, *3*(7), 41–47.
- Gerbi, B. J., Antolak, J. A., Deibel, F. C., Followill, D. S., Herman, M. G., Higgins, P. D., Khan, F. M. (2009). Recommendations for clinical electron beam dosimetry: Supplement to the recommendations of Task Group 25. *Medical Physics*, *36*(7), 3239–3279. <https://doi.org/10.1118/1.3125820>
- Gerbi, B. J., & Dimitroyannis, D. A. (2003). The response of Kodak EDR2 film in high-energy electron beams. *Medical Physics*, *30*(10), 2703–2705. <https://doi.org/10.1118/1.1607505>
- González, M. A. P., Oviedo, J. O. H., Mitsoura, E., & Vázquez, D. R. R. (2014). Characterization of unconventional electron fields for the treatment of mycosis fungoides using the total skin irradiation technique. *AIP Conference Proceedings*, *1626*, 96–101. <https://doi.org/10.1063/1.4901368>
- Hansen J.E., Kim Y.H., Hoppe R.T. and Wilson L.D. (2013). Primary Cutaneous Lymphomas. Halperin E.C, Wazer D.E., Perez C.A., Brady L.W. (Editors), Principles and Practise of Radiation Oncology 7th içinde (s. 5980-6021).
- Harrison, C., Young, J., Navi, D., Riaz, N., Lingala, B., Kim, Y., & Hoppe, R. (2011). Revisiting low-dose total skin electron beam therapy in mycosis fungoides. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, *81*(4), 651–657. <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2011.01.023>
- Hensley, F. W., Major, G., Edel, C., Hauswald, H., & Bischof, M. (2014). Technical and dosimetric aspects of the total skin electron beam technique implemented at Heidelberg University Hospital. *Reports of Practical Oncology and Radiotherapy*, *19*(2), 135–143. <https://doi.org/10.1016/j.rpor.2013.07.002>
- Hinds, G. A., & Heald, P. (2009). Cutaneous T-cell lymphoma in skin of color. *Journal of the American Academy of Dermatology*, *60*(3), 359–375. <https://doi.org/10.1016/j.jaad.2008.10.031>
- Hoppe, R. T. (2003). Mycosis fungoides: Radiation therapy. *Dermatologic Therapy*, *16*(4), 347–354. <https://doi.org/10.1111/j.1396-0296.2003.01647.x>
- Hörnlund, M., & Bernhardsson, C. (2013). Organ doses determined using a RANDO

phantom for different radionuclide depositions and photon energies MEDICAL PHYSICS IN THE BALTIC STATES 11 (2013) Proceedings of International Conference “ Medical Physics in the Baltic States ” ORGAN DOSES DETERMINE.

IAEA. (2006). IAEA TRS 398: Dosimetry and Medical Radiation Physics Section, 2006(June). Tarihinde adresinden erişildi http://www-naweb.iaea.org/nahu/DMRP/documents/CoP_V12_2006-06-05.pdf

Jones, G. W., Kacinski, B. M., Wilson, L. D., Willemze, R., Spittle, M., Hohenberg, G., ... Knobler, R. (2002). Total skin electron radiation in the management of mycosis fungoides: Consensus of the european organization for research and treatment of cancer (EORTC) cutaneous lymphoma project group. *Journal of the American Academy of Dermatology*, 47(3), 364–370. <https://doi.org/10.1067/mjd.2002.123482>

Ju, S. G., Han, Y., Kum, O., Cheong, K. H., Shin, E. H., Shin, J. S., ... Ahn, Y. C. (2010). Comparison of film dosimetry techniques used for quality assurance of intensity modulated radiation therapy. *Medical Physics*, 37(6), 2925–2933. <https://doi.org/10.1118/1.3395574>

Kamstrup, M. R., Gniadecki, R., Iversen, L., Skov, L., Petersen, P. M., Loft, A., & Specht, L. (2015). Low-dose (10-Gy) total skin electron beam therapy for cutaneous t-cell lymphoma: An open clinical study and pooled data analysis. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 92(1), 138–143. <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2015.01.047>

Kamstrup, M. R., Specht, L., Skovgaard, G. L., & Gniadecki, R. (2008). A Prospective, Open-Label Study of Low-Dose Total Skin Electron Beam Therapy in Mycosis Fungoides. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 71(4), 1204–1207. <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2007.11.039>

Karzmark, C. J., Anderson, J., Buffa, A., Fessenden, P., Khan, F., Svensson, G., & Wright, K. (1987). *TG-30: Total Skin Electron Therapy: Technique and Dosimetry: Report of Task Group 30. Medical Physics*.

Khan F. M. ve Gibbons J. P. (2010). The physics of radiation therapy. Philadelphia: Lippincott williams ve wilkins, a wolters kluwer business.

- Köylü, M. (2016). Tüm Cilt Işınlamaları ve Dozimetrisi. *Türkiye Klinikleri J. Radiat Oncol-Special Topics* 2(3), 200–209.
- Kumar, P. P., Henschke, U. K., & Nibhanupudy, J. R. (1977). Problems and solutions in achieving uniform dose distribution in superficial total body electron therapy. *Journal of the National Medical Association*, 69(9), 645–647.
- Kumar, P. P., & Patel, I. S. (1978). Rotation technique for superficial total body electron beam irradiation. *Journal of the National Medical Association*, 70(7), 507–509.
- Kumar, R., Sharma, S. D., Despande, S., Ghadi, Y., Shaiju, V. S., Amols, H. I., & Mayya, Y. S. (2010). Acrylonitrile Butadiene Styrene (ABS) plastic-based low cost tissue equivalent phantom for verification dosimetry in IMRT. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 11(1), 24–32. <https://doi.org/10.1120/jacmp.v11i1.3030>
- Lucero, J. F., & Rojas, J. I. (2016). Clinical implementation of total skin electron irradiation treatment with a 6 MeV electron beam in high-dose total skin electron mode. *AIP Conference Proceedings*, 1753. <https://doi.org/10.1063/1.4955387>
- Maingon, P., Truc, G., Dalac, S., Barillot, I., Lambert, D., Petrella, T., ... Horiot, J. C. (2000). Radiotherapy of advanced mycosis fungoides: Indications and results of total skin electron beam and photon beam irradiation. *Radiotherapy and Oncology*, 54(1), 73–78. [https://doi.org/10.1016/S0167-8140\(99\)00162-0](https://doi.org/10.1016/S0167-8140(99)00162-0)
- Mckeever, S. W. S., & Chen, R. (1997). Luminescence models. *Radiation Measurements*, 27(5–6), 625–661. [https://doi.org/10.1016/S1350-4487\(97\)00203-5](https://doi.org/10.1016/S1350-4487(97)00203-5)
- Medeiros Oliveira Ramos, S., Thomas, S., Bárbara Torres Berdeguez, M., Vasconcellos de Sá, L., & Augusto Lopes de Souza, S. (2017). Anthropomorphic Phantoms - Potential for More Studies and Training in Radiology. *International Journal of Radiology & Radiation Therapy*, 2(4), 101–104. <https://doi.org/10.15406/ijrrt.2017.02.00033>
- Miloichikova, I. A., Stuchebrov, S. G., Verigin, D. A., Krasnykh, A. A., & Danilova, I. B. (2016). Simulation of the X-Ray Beam Absorption by the ABS-Plastic Filled with Different Metallic Additives. *Journal of Physics: Conference Series*, 769(1).

<https://doi.org/10.1088/1742-6596/769/1/012014>

Nahum, A. (2007). Interactions of charged particles with matter. *Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice*, 35–55. <https://doi.org/10.1201/9781420012026.ch3>

Of, N. (2016). UNIVERSITY OF CANTERBURY The Production of Custom Bolus using 3D printers for applications in Radiation Therapy Declaration of Authorship. *University of Canterbury*, (May).

Parida, D. K., Verma, K. K., Chander, S., Joshi, R. C., & Rath, G. K. (2005). Total skin electron irradiation therapy in mycosis fungoides using high-dose rate mode: A preliminary experience. *International Journal of Dermatology*, 44(10), 828–830. <https://doi.org/10.1111/j.1365-4632.2005.02217>.

Piotrowski, T., & Malicki, J. (2006). The rotary dual technique for total skin irradiation in the treatment of mycosis fungoides - A description of the applied method. *Reports of Practical Oncology and Radiotherapy*, 11(1), 29–37. [https://doi.org/10.1016/S1507-1367\(06\)71047-1](https://doi.org/10.1016/S1507-1367(06)71047-1)

Piotrowski, T., Milecki, P., Skórska, M., & Fundowicz, D. (2013). Total skin electron irradiation techniques: A review. *Postepy Dermatologii i Alergologii*, 30(1), 50–55. <https://doi.org/10.5114/pdia.2013.33379>

Platoni, K., Diamantopoulos, S., Panayiotakis, G., Kouloulis, V., Pantelakos, P., Kelekis, N., & Efstathopoulos, E. (2012). First application of total skin electron beam irradiation in Greece: Setup, measurements and dosimetry. *Physica Medica*, 28(2), 174–182. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2011.03.007>

Pla C., Heese R., Pla M. and Podgorsak E.B. (1984). Calculation of surface dose in rotational total skin electron irradiation. *Med. Phys.* 11(4).

Poli, M. E. R., Todo, A. S., & Campos, L. L. (1960). Dose Measurements in the Treatment of Mycosis Fungoides with Total Skin Irradiation using a 4 MeV Electron Beam, 1–8.

Robar, J. L., Moran, K., Allan, J., Clancey, J., Joseph, T., Chytky-Praznik, K., ... Rutledge, R. (2018). Inpatient study comparing 3D printed bolus versus standard vinyl gel sheet bolus for postmastectomy chest wall radiation therapy. *Practical Radiation Oncology*, 8(4), 221–229.

<https://doi.org/10.1016/j.prro.2017.12.008>

- Santos, A. M., & Vieira, J. W. (2009). "Voxelization" of Alderson-Rando phantom for use in numerical dose measuring. *Cellular and Molecular Biology*, 55(3), 7–12. <https://doi.org/10.1170/T867>
- Sewchand, W., Khan, F.M., Williamson, J. (1979). Total-body superficial electron-beam therapy using a multiple-field pendulum-arc technique. *Radiol.* 1979;130:493-498.
- Shirovani, T. (1988). Realistic Torso Phantom for Calibration of in-vivo Transuranic-Nuclide Counting Facilities. *Journal of Nuclear Science and Technology*, 25(11), 875–883. <https://doi.org/10.3327/jnst.25.875>
- Shouman, T., & El-Taher, Z. (2004). Total skin electron therapy: a modified technique for small room linear accelerator. *Journal of the Egyptian National Cancer Institute*, 16(4), 202–209.
- Shrimpton, P. C., Wall, B. F., & Fisher, E. S. (1981). The tissue-equivalence of the Alderson Rando anthropomorphic phantom for X-rays of diagnostic qualities. *Physics in Medicine and Biology*, 26(1), 133–139. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/26/1/013>
- Sowby, F. D. (1981). Annals of the ICRP. *Annals of the ICRP*, 6(1), 1. [https://doi.org/10.1016/0146-6453\(81\)90127-5](https://doi.org/10.1016/0146-6453(81)90127-5)
- Tashima, C. K. (1970). Clinical Investigation. *New England Journal of Medicine*, 282(2), 104. <https://doi.org/10.1056/NEJM197001082820220>
- Tetenes P.J., Goodwin P.N. (1977). Comparative study of superficial whole-body radiotherapeutic techniques using a 4-MeV non angular electron beam. *Radiol.* 122: 219-226.
- Tward J.D., Anker C.J., Gaffney D.K. and Bowen G.M. (2012). Radiation Therapy and Skin Cancer. *Modern Practices in Radiation Therapy*. <https://doi.org/10.5772/35843>
- Ulutin H.C., Dirican B., Güden M., Oysul K., Sürenkök S. ve Pak Y. (2000). Total Body Skin Electron Irradiation for Mycosis Fungoides : Experience with " Translational Technique ", (8), 47–51.

Ysebaert, L., Truc, G., Dalac, S., Lambert, D., Petrella, T., Barillot, I., ... Maingon, P. (2004). Ultimate results of radiation therapy for T1-T2 mycosis fungoides (including reirradiation). *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 58(4), 1128–1134. <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2003.08.007>

Zhao, Y., Moran, K., Yewondwossen, M., Allan, J., Clarke, S., Rajaraman, M., ... Robar, J. L. (2017). Clinical applications of 3-dimensional printing in radiation therapy. *Medical Dosimetry*, 42(2), 150–155. <https://doi.org/10.1016/j.meddos.2017.03.001>



Teşekkür

Bu tezin yapılabilmesi için gerekli olan üç boyutlu yazıcı ve üç boyutlu tarayıcının alınmasında destek veren Ege Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri (BAP) Koordinatörlüğü'ne sonsuz teşekkürler.

Bu tezde geliştirilen “*Gantry Finder*” programının yazılımında görev alan, bilgi ve katkısını esirgemeyen Fatih Esin'e sonsuz teşekkürler.

Uzun yıllar sabırla beklediğimiz bu doktora programının açılmasını sağlayan, kendimizi geliştirebilmemiz için her zaman fırsatlar oluşturan ve bu tezin gerçekleştirilmesinde desteğini esirgemeyen değerli hocam Prof. Dr. Yavuz ANACAK'a sonsuz teşekkürler.

Tezi gerçekleştirme sürecinde ilgi ve desteklerini esirgemeyen dostlarım Elfide Şahin ve Esmâ Didem İkiz'e varlıkları için sonsuz teşekkürler.

Yüksek lisans tezimde de danışmanım olan, birçok önemli projesinde bana görev vererek bilimsel olarak gelişimime çok büyük katkı sağlayan, her fikrime (projeme) değer vererek destekleyen ve daha büyük araştırmalar için beni teşvik eden, bu tezin gerçekleşme sürecinde bilgi, destek ve deneyimlerini benden esirgemeyen, bilim insanı olarak hep örnek aldığım değerli hocam Prof. Dr. Deniz YALMAN'a desteği ve varlığı için sonsuz teşekkürler.

Bu tezi gerçekleştirme sürecinde ağır iş yüküm nedeniyle kendilerini ihmal ettiğim, gece gündüz demeden işlerimi kolaylaştırmak için ellerinden geleni yapan, hatta gece yarısı demeden bana ölçüme yardıma gelen kardeşim Fırat Köylü ve annem Kadriye Köylü'ye varlıkları için sonsuz teşekkürler.

Bu tezde kullandığım ölçüm defterime bir sonraki ölçüm için yazılacak hazırlık verilerini, yazı yazmayı yeni öğrenmelerine rağmen, benim için girerek beni ölçüme hazırlayan küçük yeğenlerim Elif ve Zeynep'e sonsuz teşekkürler.

İzmir, 29.01.2020

Murat KÖYLÜ

Özgeçmiş

Ege Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümünde lizans eğitimimi 2004 yılında tamamladıktan sonra 2006 yılında Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Tıbbi Radyofizik Programında Yüksek Lisans eğitimimi tamamladım. Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda 2016 yılında Tıbbi Radyofizik (Sağlık Fiziği) doktora programında eğitim görmeye başladım.

E-posta adresi: murat.koylu@ege.edu.tr
ismubil81@gmail.com