

T.C
İstanbul
YENİ YÜZYIL ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANA BİLİM DALI

**ELEKTRİKLİ LİNEER EYLEYİCİYLE
OLUŞTURULAN MEKANİK SİSTEM İLE TPR_{20/10}
DOZ ÖLÇÜMÜ VE STANDART DEĞERLER İLE
KARŞILAŞTIRILMASI**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

DOĞAN ESEN

TEZ DANIŞMANI

Yrd. Doç. Dr. Ali Akpek

İSTANBUL

OCAK 2018

T.C

İstanbul

YENİ YÜZYIL ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANA BİLİM DALI

**ELEKTRİKLİ LİNEER EYLEYİCİYLE
OLUŞTURULAN MEKANİK SİSTEM İLE TPR_{20/10}
DOZ ÖLÇÜMÜ VE STANDART DEĞERLER İLE
KARŞILAŞTIRILMASI**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

DOĞAN ESEN

TEZ DANIŞMANI

Yrd. Doç. Dr. Ali Akpek

İSTANBUL

OCAK 2018

KABUL VE ONAY

T.C.

İstanbul

YENİ YÜZYIL ÜNİVERSİTESİ

Fen Bilimleri Enstitüsü

..... Ana Bilim Dalı Yüksek Lisans Programı çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma aşağıdaki jüri tarafından Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi :
...../...../201...

Tez Danışmanı

Ünvanı, Adı ve Soyadı

Üniversitesi

Jüri Üyeleri

Ünvanı, Adı ve Soyadı (tez danışmanınızın ismi tekrar yazılmalıdır)

Üniversitesi

Ünvanı, Adı ve Soyadı (jüri üyesinin ismi yazılmalıdır)

Üniversitesi

Ünvanı, Adı ve Soyadı (jüri üyesinin ismi yazılmalıdır)

Üniversitesi

TEŞEKKÜR

Çalıőmalarım boyunca değerli yardım ve katkılarıyla beni yönlendiren danışman hocam Yrd. Doç. Dr. Ali AKPEK'e, her konuda yardımını esirgemeyen değerli eőim Ayőenur Kamacı ESEN'e, kıymetli tecrübelerinden faydalandığım uzman fizik mühendisi Yunus ÇINAR'a, elektronik mühendisi Asef BERBER'e, T. Rad. Fiz. Uz. Dr. Nural Öztürk'e, Kartal Eęitim Araştırma Hastanesinde radyoterapi baő teknikeri Murat KANMAZ'a, ölçümler ve tez yazımı sırasında yardımda bulunan Ebrar İNAÇ'a, her zaman desteğiyle yanımda bulunan can dostum Serkan YILMAZ'a teőekkürü borç bilirim.



İÇİNDEKİLER

KABUL VE ONAY	i
TEŞEKKÜR.....	ii
İÇİNDEKİLER	iii
TABLO LİSTESİ.....	v
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	viii
ÖZET.....	ix
ABSTRACT	x
1. GİRİŞ	1
2. RADYOAKTİVİTE VE X - IŞINLARI	4
2.1. Nükleer Radyasyonların Ölçümü.....	5
3. RADYASYON TEDAVİSİ	6
3.1. Kanser Tanımı ve Oluşumu	6
3.2. Radyoterapi (Işın Tedavisi).....	6
3.3. Lineer (Doğrusal) Hızlandırıcı ve Çalışma Şekli.....	7
3.3.1 Çalışma Prensibi	8
4. YÖNTEM VE GEREÇ	12
4.1. Yöntem.....	12
4.2 Gereçler.....	12
4.2.1 Varian marka Lineer hızlandırıcı.....	12
4.2.2 Lineer Eyleyici.....	14
4.2.2.1. Hareket Etme Metotları	15
4.2.2.2. Lineer Eyleyici Tipleri:	16
4.2.2.3 Doğrusal eyleyici özellikleri	18
4.2.2.4 Eyleyici Motor Çeşitleri.....	19
4.2.2.5 Eyleyici montaj opsiyonları	20
4.2.2.6. Lineer Eyleyicilerin Kullanımına Göre Çeşitleri	21
4.2.3. Çalışmada kullanılan eyleyici modeli.....	21
4.2.4. Sistemde Kullanılan Elektronik Kart ve Özellikleri.....	23
4.2.4.1. Programlama	23
4.2.4.2 Güç Pinleri	24
4.2.4.3. Pin Haritalama.....	24
4.2.4.4. Bağlantılar	25
4.2.4.5. Otomatik (Yazılım) Sıfırlama	25

4.2.4.6. İyon Odası	28
4.2.5. Tedavi Düzeyli Dozimetre.....	30
4.3. Araştırma ve Bulgular	31
4.3.1. Ölçüm Devresinin Cihaz Masasında Konumlandırılması	32
4.3.2. Demet Kalitesi (TPR _{20/10} 'un belirlenmesi):	35
4.3.3. Yapılan Ölçümler İçin Referans Değerleri	36
4.3.4. Yapılan ölçümler ve değerleri	37
5. SONUÇ	43
KAYNAKÇA.....	48
Ek 1.....	51
ÖZGEÇMİŞ	56



TABLO LİSTESİ

Tablo 4.1 Arduinio Elektronik Kart'ın teknik özellikleri.....	27
Tablo 4.2 Oluşturulan sistem ile 6MV doz ölçümü	39
Tablo 4.3 6 MV için referans değerleri ile kıyaslanmasından sonra hata oranları tablosu.....	39
Tablo 4.4 6MV foton enerjisi için uluslararası derin doz değerleri	40
Tablo 4.5 Oluşturulan sistem ile 18 MV doz ölçümü	41
Tablo 4.6 18MV için referans değerleri ile kıyaslanmasından sonra hata oranları tablosu.....	41
Tablo 4.7 18MV foton enerjisi için uluslararası derin doz değerleri.....	42
Tablo 5.1 6MV ve 18MV foton enerjileri için TPR _{20/10} değerleri.....	47

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 1.1 Su fantomu örnekleri.....	3
Şekil 2.1 X-ışını tüpünün içyapısının şematik gösterimi.....	4
Şekil 2.2 X-ışını tüpü.....	5
Şekil 3.1 Doğrusal hızlandırıcı blok diyagramı.....	8
Şekil 3.2 Doğrusal hızlandırıcı şeması.....	10
Şekil 3.3 Multilif Kolimatör.....	10
Şekil 3.4 Varian marka Lineer hızlandırıcı Multilif kolimatörü.....	11
Şekil 4.1 Kapakları sökülmüş lineer hızlandırıcı.....	13
Şekil 4.2 OBİ özellikli lineer hızlandırıcı.....	14
Şekil 4.3 Lineer eyleyici.....	14
Şekil 4.4 Kurşun vidalı lineer eyleyici.....	16
Şekil 4.5 Kayış tipi eyleyici.....	18
Şekil 4.6 Doğrusal eyleyici.....	18
Şekil 4.7 Lineer eyleyici bağlantı aparatları.....	20
Şekil 4.8 TA2P tipi sensörsüz eyleyici boyut şeması.....	22
Şekil 4.9 TA2P tipi sensörlü eyleyici boyut şeması.....	22
Şekil 4.10 Arduino Uno elektronik kart ve ATmega328 mikro kontrolcü şeması....	26
Şekil 4.11 Arduino bağlantı şeması.....	27
Şekil 4.12 İyon Odası model 1.....	29
Şekil 4.13 İyon Odası model 2.....	29
Şekil 4.14 Dose 1 elektrometre.....	30
Şekil 4.15 Foton ışını kalite kontrolü için referans koşullar.....	31
Şekil 4.16 Oluşturulan sistemin tedavi masasına lateral yerleşimi.....	32
Şekil 4.17 Oluşturulan sistemin Gantry “0” derece olacak şekilde yerleşimi.....	32
Şekil 4.18 Ölçüm sisteminin çapraz teller referans alınarak merkezlenerek yerleştirilmesi.....	33
Şekil 4.19 Ölçüm sisteminin ayrıntılı gösterimi.....	33
Şekil 4.20 Ölçüm değerlerinin düzgünlüğü ve lineer hızlandırıcı eksenine paralellik sağlanması için sistemin teraziye alınması.....	34
Şekil 4.21 Kullanılan eyleyicinin pozisyonlandırılması için gerekli anahtarlar.....	34
Şekil 4.22 Ölçüm devresinin pozisyonlandırılması.....	35
Şekil 4.23 Lineer hızlandırıcı enerji kurulum ve doz çıkışı.....	38

Şekil 4.24 TPR _{20/10} için kaynak mesafesi, derinlik ve alan boyutu.....	38
Şekil 4.25 6MV dose1 elektrometre ölçüm değerleri.....	39
Şekil 4.26 18MV dose1 elektrometre ölçüm değerleri.....	42
Şekil 5.1 6MV için 10cm ² alanda derinliğe bağlı derin doz eğrisi ile ölçüm sonuçlarının kıyaslanması.....	44
Şekil 5.2 18MV için 10cm ² alanda derinliğe bağlı derin doz eğrisi ile ölçüm sonuçlarının kıyaslanması.....	44



SİMGELER VE KISALTMALAR

E	Enerji
e	Elektron Yüğü (1.6×10^{-19} C)
e-	Elektron
e+	Pozitron
PWM	Sinyal Genişlik Modülasyonu
OBI	On Board Imaging
λ	Dalga Boyu
ν	Frekans
TRS	Teknik rapor serisi
TTL	Analog Seviye Dönüştürücü
β	Beta Parçacığı
γ	Gama Işıması
Bq	Becquerel
C	Coulomb
Ci	Curie
EMD	Elektromanyetik Dalga
Gy	Gray
TPR	Doku fantom oranı
MeV	Mega (Milyon) Elektron Volt
MHz	Mega (Milyon) Hertz
MU	Monitor Unit
MV	Mega (Milyon) Volt
R	Röntgen
Rad	Radyasyon Absorbsiyon Dozu (Soğurulan Doz)
Rem	Bir İnsana Eşdeğer Röntgen Dozu
SSD	Kaynak Cilt Mesafesi
Sv	Sievert (Biyolojik Doz Birimi)
TPS	Tedavi Planlama Sistemi
%DD	Yüzde Derin Doz

ÖZET

ELEKTRİKLİ LİNEER EYLEYİCİYLE OLUŞTURULAN MEKANİK SİSTEM İLE TPR_{20/10} DOZ ÖLÇÜMÜ VE STANDART DEĞERLER İLE KARŞILAŞTIRILMASI

(Yüksek lisans Tezi)

Doğan ESEN

T.C.

İSTANBUL YENİ YÜZYIL ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

OCAK 2018

Bu çalışmada elektrikli lineer eyleyici ve arduino programlanabilir kart kullanılarak tasarlanan düzenek aracılığıyla hasta tedavisinde kullanılan lineer hızlandırıcı cihazının foton 6 (6MV) ve foton 18 (18 MV) enerjilerinin ölçümleri yapılmıştır. Bu sonuçların doğruluğunu ve sürekliliğini kontrol edebilmek için, ölçüm dedektörü olan 0.13 cc'lik iyon odası ve dose 1 elektrometre kullanılmıştır.

Yapılan bu ölçümlerin sonuçları, lineer hızlandırıcının kalibrasyonu için referans değerler olarak kullanılan su fantomu ölçüm değerleri olan TPR_{20/10}'un sonuçları ile karşılaştırılmış, alınan sonuçların değerlendirilmesi ve doğruluğu araştırılmıştır. Bu karşılaştırmada ortaya çıkan değerler düzeltme faktörü kullanılarak, ölçüm sisteminin daha etkin ve daha süratli kullanılmasına olanak sağlamıştır. Tezde önerilen sistem günümüzde rutin olarak kullanılan radyoterapi dozimetri sistemine kıyasla daha basit ve maliyet açısından daha uygundur. Çalışmada kullanılan bu sistem, kullanıcının günlük, aylık ve yıllık kontrollerini kolaylaştırmaktadır.

Anahtar Kelimeler: 6MV foton ışını, 18MV foton ışını, X ışını, Linak (Lineer hızlandırıcı)

ABSTRACT

COMPARISON OF THE STANDART VALUES AND THE DOSE MEASUREMENT OF TPR_{20/10} BY THE MECHANICAL SYSTEM THAT IS COMPRISED OF AN ELECTRICAL LINEAR ACTUATOR

(M.Sc. Thesis)

Doğan ESEN

T.C.

ISTANBUL YENI YUZYIL UNIVERSITY

INSTITUTE OF SCIENCE

DECEMBER 2017

In this study, photon 6 (6MV) and photon 18 (18 MV) measurements of the linear accelerator used in patient treatment were made with the device designed by using electric linear actuator and arduino programmable card. In order to check the accuracy and continuity of these results, a measurement detector, the 0.13 cc ion chamber and dose1 electrometer were used.

The results were compared with the reference values of the TPR_{20/10} that is obtained by water phantom measurements. These reference values are utilized during calibration processes of linear accelerator. The findings were evaluated and the accuracy of the measurement results were investigated. During this comparison, various correction factors were used in order to drive our measurement design more effectively and more swiftly. The system proposed in the thesis is more convenient, simpler, more effective and more economic than the conventional radiotherapy dosimetry systems. The system used in the study, facilitates daily, monthly and yearly control of the user.

Key Words: 6MV Photon beam, 18MV Photon beam, X-ray, Linear Accelerator

1. GİRİŞ

Günümüzde radyasyon, tanı ve tedavi amacıyla birçok alanda kullanılmaktadır. Bunların başında tıbbi cihazlar gelmektedir. 1895 yılında X-ışınlarının Wilhelm Röntgen tarafından keşfedilmesi tıbbi teşhis uygulamalarını da hızla beraberinde getirmiştir. Tanı amacıyla kullanılan X-ışınları, X ışınlarının insan dokusu tarafından soğurularak incelenen bölgenin şeklinin röntgen filmi üzerine düşürülmesiyle elde edilir. Teşhis için kullanılan diğer bir yöntem de nükleer tıp görüntülemesidir. Burada radyoaktif materyal insan vücuduna aktarılarak gama kamera, tomografik foton görüntüleme ve pozitron emisyon tomografisi cihazlarıyla vücuttaki sorunlu bölgelerin görüntülenmesi temin edilir. Nükleer radyoaktif maddelerin asıl kullanım amacı ise, tümör gibi vücutta istenmeyen dokuların imha edilmesidir. Bu nedenle hastanelerin onkoloji bölümlerinde hastalara çeşitli sistemler ve yöntemlerle teşhis ve tedavi uygulamalarında bulunmaktadır. Teknolojide ve bilgisayar sektöründeki ilerlemeler sayesinde radyoterapi teknolojisinde 1990'lı yıllardan sonra üç boyutlu radyoterapi çalışmalarına geçilmiştir. Üç boyutlu radyoterapi çalışmaları için bilgisayarlı tomografi, PET CT ve manyetik rezonans (MR) görüntüleme ile hasta anatomisi üç boyutlu olarak modellenir ve bu model üzerinde belirlenen tümör hacmi ile sağlıklı doku arasındaki ilişki net bir şekilde ortaya konur. Bu sayede hastanın korunması gereken sağlıklı dokusu ile ortadan kaldırılması arzulanan tümörlü dokunun alanları kesin hatları ile belirlenir. Diğer taraftan ise doğrusal hızlandırıcı modellerinde bulunan bilgisayar destekli çoklu yapraklı kolimatörler aracılığıyla tümör tedavisi için verilen doz dağılımı şekillendirilir, hastaya verilen ışının yoğunluğu ve miktarı bu kolimatörlerle ayarlanabilir. Bu hassas hesaplamalar sayesinde hasta mümkün olan en az dozajda radyasyon alarak, mümkün olduğunca sağlıklı dokuya hasar vermeden tedavi edilmeye çalışılır. Radyasyon onkolojisinde tedavi sonuçları, bölgesel tümör kontrolünün artırılıp, normal doku komplikasyonlarının azaltılması ile değerlendirilir.¹

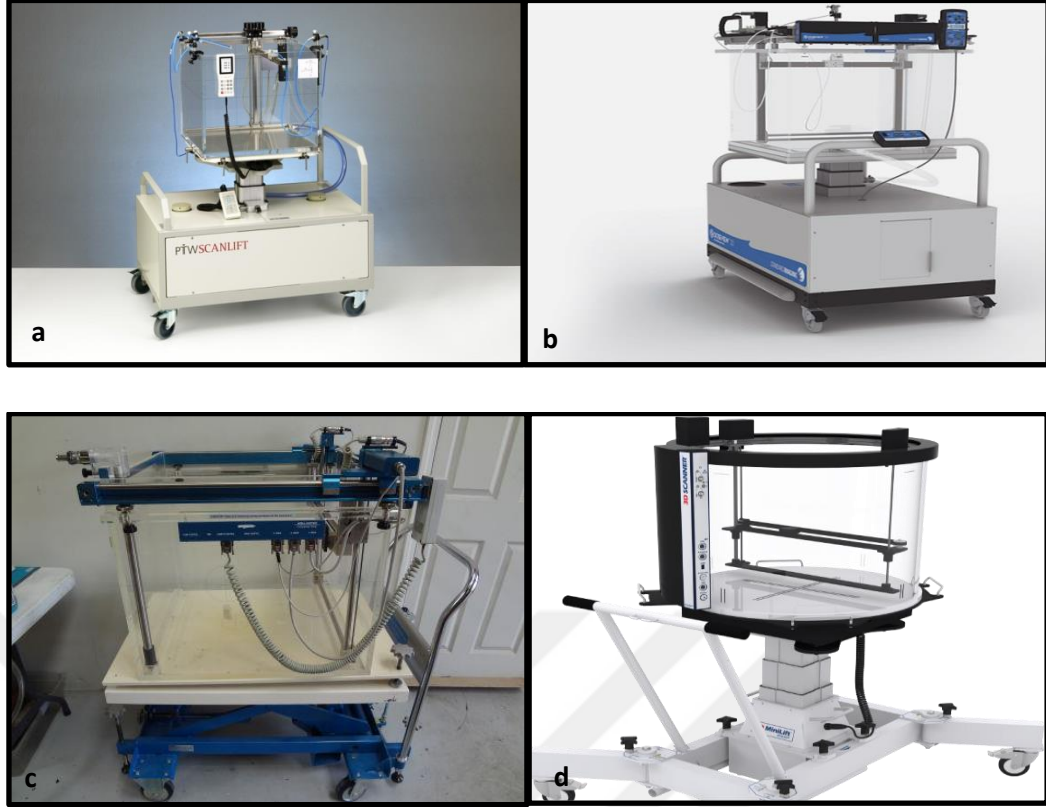
Harici radyoterapi uygulamasında, hedef tümör hacminin, tedavi uygulanacak toplam hacmin ve dozun tanımlanması, "The International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU)" tarafından 1978'de yayınlanan *rapor 29*, 1993'de yayınlanan *rapor 50* ve 1999'da yayınlanan *rapor 62* ile belirlenmiştir.² Üç boyutlu (3-D) konformal radyoterapi; tümörde olabilecek en hassas ve yüksek, buna karşılık tümöre komşu organlarda olabilecek en düşük dozun elde edilmesini sağlayan, bu

sayede 2 boyutlu (2-D) tedavi planlamalarının eksikliklerini tamamen ortadan kaldıran bilgisayar destekli modern bir radyoterapi teknolojisidir. Karmaşık bir teknoloji olması sebebiyle çok basamaklı yoğun bir çalışmayı bünyesinde barındırır. Bu basamakların her birinde doktor, fizikçi veya teknisyenin dikkatsizliği sonucunda oluşabilecek en küçük bir hata dahi tedavi sonuçlarını ve yan etki profilini ciddi biçimde etkileyebilmektedir.² Cihazlarda ortaya çıkabilecek ve zamanında tespit edilemeyen kullanıcı hataları, teknik aksaklıklar ya da kalibrasyon hataları orta ve hatta kısa vadelere dahi hastaların hayatlarını riske atabilmektedir. Bu nedenle cihazların mümkün olan en yüksek sıklıkla kalibrasyona tabi tutulmaları hayati ehemmiyete sahiptir.

Bu amaçla üç boyutlu konformal radyoterapi için kullanılan en kritik ünite olan doğrusal hızlandırıcıların kalite kontrolünü temin edebilmek adına birçok marka ve modelde su fantomu üretilmiştir. Bu su fantomlarının amacı doğrusal hızlandırıcıların kalibrasyonlarını sağlamaktır. İnsan dokusuna eşdeğer sonuçlar üretebilmesi için tasarlanmıştır. Ancak ne yazık ki kullanılan bu ölçüm fantomları fiyatları bakımından son derece maliyetlidir, onkoloji servisindeki diğer bütün çalışmaları engelleyecek kadar fiziksel boyutları bakımından büyüktür ve bütün bunların ötesinde kullanımı son derece zahmetlidir. Bu nedenle doğrusal hızlandırıcıların kalibrasyonları ve kalite kontrolleri çok uzun zamanlar almaktadır.

Bütün bu sebeplerden ötürü pek çok hastane doğrusal hızlandırıcıların kalibrasyonlarını yılda bir bazı durumlarda ise iki yılda bir gerçekleştirmektedir. Bu durum hastaları doğrusal hızlandırıcıların olası aksaklıklarından kaynaklanan bütün tehlikelere karşı son derece açık bir hale getirmektedir.

Günümüzde kullanılan su fantomu model ve çeşitlerinin bir kısmı aşağıda **Şekil 1.1**'de gösterilmiştir. Su fantomlarının ne kadar hantal olduğu resimlerden de anlaşılabilir.



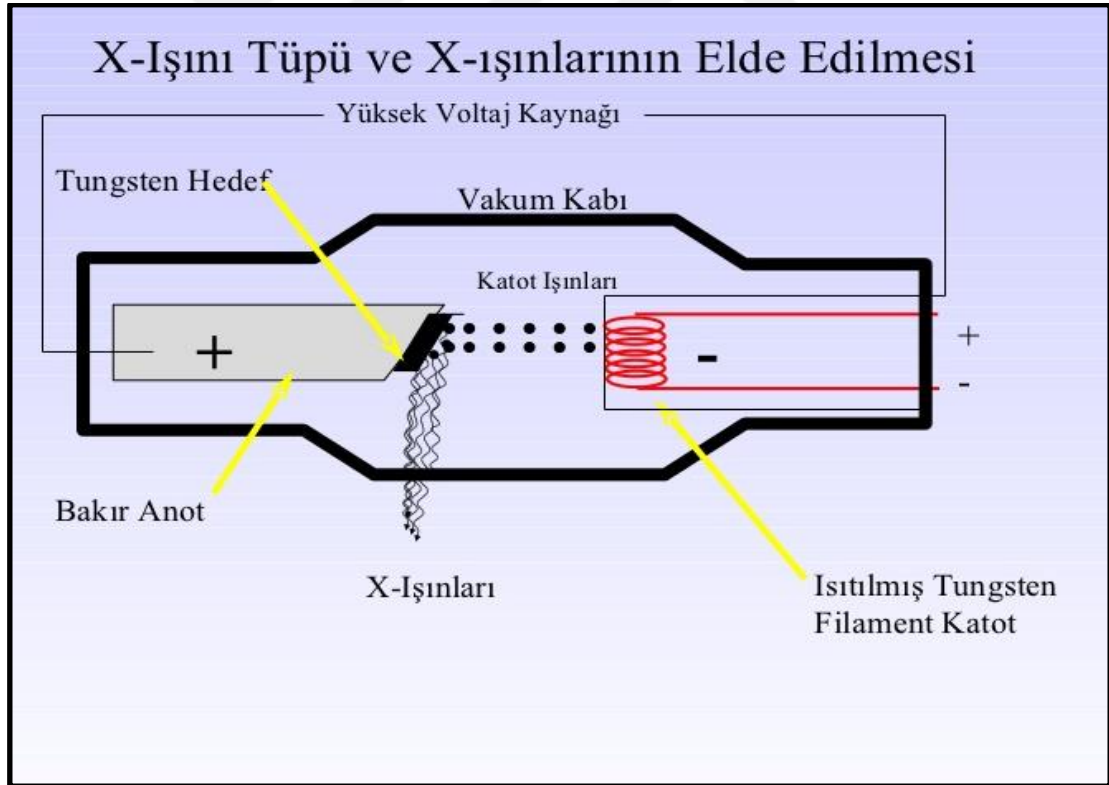
Şekil 1.1 Su fantomu örnekleri **a)** PTW marka su fantomu **b)** Standart imaging marka su fantomu **c)** Wellhöfer marka su fantomu **d)** Sun nuclear marka su fantomu

Bu çalışmada, üç boyutlu konformal radyoterapide kullanılan doğrusal hızlandırıcıların vermiş olduğu radyasyonun enerji kalitesini kontrol edebilmek amacıyla kullanılan su fantomu çok daha sade, çok daha kullanışlı, çok daha ekonomik ve çok daha süratli olabilmesi amacıyla yeniden tasarlanmıştır. Tasarlanan bu yeni sistem kalibrasyon için gerekli olan radyasyon dozlarına maruz bırakılmış ve ölçümleri alınmıştır. Elde edilen bu sonuçlar standart sonuçlar ile karşılaştırılmış ve geliştirilen düzeneğin başarısı analiz edilmiştir.

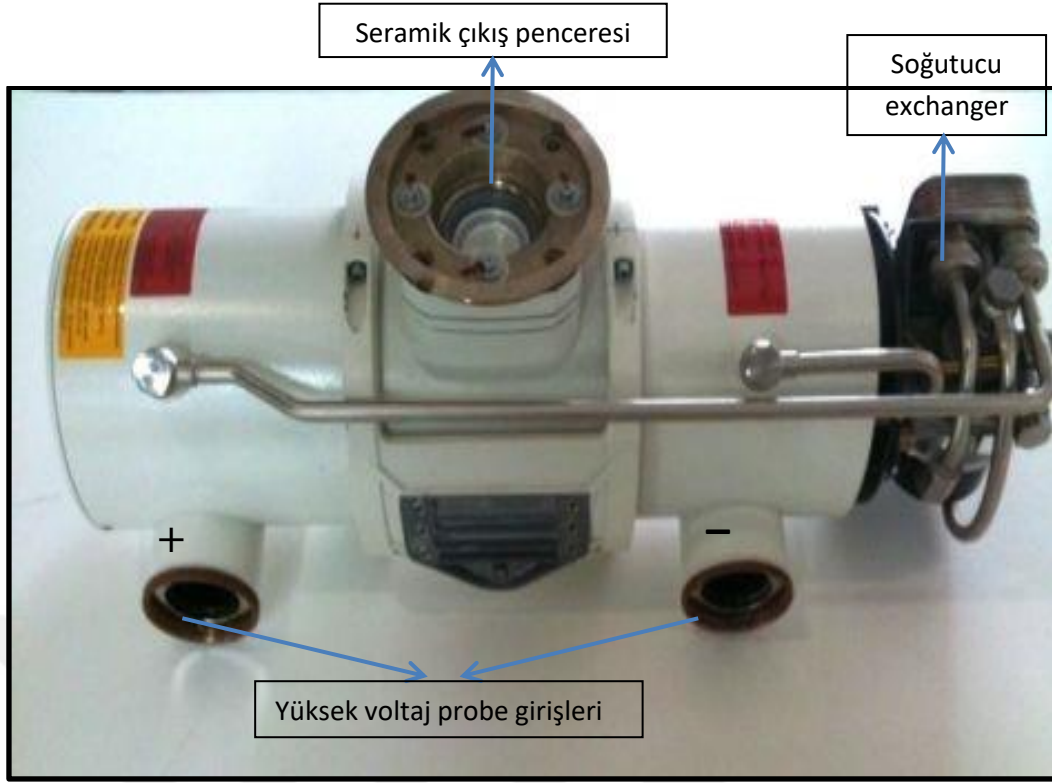
İnsan vücudunun büyük bir oranı su olduğu için bu sistemde insan doku eşdeğeri olması amacıyla su, mekanik hareketi sağlamak için doğrusal eyleyici ve bu eyleyicinin mekanik hareketini yönetmek için ise arduino kart kullanılmıştır.

2. RADYOAKTİVİTE VE X - IŞINLARI

Radyoaktivite, 1896 yılında Becquerel tarafından keşfedilmiştir. Bu keşifte, 1895 yılında keşfedilmiş olan X-ışınlarının rolü büyük olmuştur.³ Becquerel, uranyumun kendiliğinden girici radyasyonları yayınladığını görmüş ve bu olaya radyoaktivite adını vermiştir. Daha sonra Curie'ler doğada saf halde bulunan radyum ve polonyum elementlerinin de radyoaktif olduğunu göstermiştir. 1934 yılında ise Curie ve Juliot önceleri kararlı olan elementleri radyoaktif hale getirmenin mümkün olduğunu keşfetmiş ve bu olaya yapay radyoaktivite adını vermişlerdir.³ O zamandan beri ve özellikle fizyon olayının keşfinden sonra pek çok yapay radyoaktif madde üretilmiştir. Radyoaktif olarak bilinen atomların çekirdeği kararsız olduklarından radyoaktivite özelliğine sahiptirler. Kararsız çekirdekler parçalanır ve parçalanma sonunda yeni bir çekirdek oluştururlar. Atomun çekirdek yapısındaki bu değişimin sonucunda radyasyon yayımı meydana gelir.³ Tanı amaçlı kullanılan X-ışınları da X-ışın tüpü ile oluşturulur. Şekil 2.1'de X-ışın tüpünün şematik gösterimi mevcuttur.



Şekil 2.1 X-ışın tüpünün iç yapısının şematik gösterimi



Şekil 2.2 X-ışın tüpü

Şekil 2.1’de X-ışın tüpünün basit bir çizimi gösterilmiştir. Şekil 2.2’de ise X-ışın tüpüne ait bir örnek verilmiştir. Bu düzenekte vakum altındaki tüpe yüksek voltaj verilerek filaman ısıtılır ve elektronların kopması sağlanır. Oluşan elektronlar eksi kutuptan artı kutba doğru hareket ederek atom ağırlığı yüksek olan tungsten plakaya çarptırılırlar. Bu sayede *bremstrahlung teoremi*’ne istinaden X-ışını oluşturmuş olurlar. Plakanın fiziksel şeklinden dolayı oluşan X ışınları 90 derecelik bir yönelimle tüpte bulunan seramik çıkış penceresinden hastaya gönderilir.³

2.1. Nükleer Radyasyonların Ölçümü

Nükleer radyasyonları belirlemek için kullanılan dedektörlerin hepsi birbirine yakın tarzda çalışma şekillerine sahiptir. Radyasyon, algılayıcıya (ışın dedektörü) girer, dedektör materyalin atomlarıyla etkileşir bu sayede enerjisinin bir bölümünü ya da tümünü kaybeder ve nihayetinde atom yörüngelerinden kısmen düşük enerji seviyeli elektronların salınmasına sebep olur. Salınan bu elektronlar toplanır ve analiz edilmek üzere, elektronik devre tarafından ya akım pulsu ya da voltaj şekline dönüştürülür.⁴

3. RADYASYON TEDAVİSİ

3.1. Kanser Tanımı ve Oluşumu

Sağlıklı bir insan bedeninde, hücreler kararlı bir biçimde gelişir, bölünür ve yok olurlar. Eğer yeni hücreler gerekmiyorsa her hücrenin içinde bulunan ve bölünmeyi kontrol eden bazı gen mekanizmaları, bölünmekte olan hücreye bölünmeyi durdurmasını emrederler.⁵ Hücre verilen emre uymayarak bölünme ve büyümeye devam ederse, birikerek kitleler oluştururlar. Kitle oluşumları bir süre sonra durabileceği gibi, tamamen kontrolden de çıkabilir. Hücrenin kontrolsüz bir şekilde bölünmesi kanser oluşumunun habercisidir. Kanser hücrelerinin çevre dokuya göçü ve onu ele geçirerek ilerlemesine invazyon, kan veya lenf damarlarına geçerek kan dolaşımı ile tüm vücuda yayılması, böylelikle vücudun herhangi bir normal dokusuna girerek orada çoğalmasına ise metastaz denir. Kontrolsüz bir biçimde bölünen hücreye kanser hücresi, kanserleşmeyle oluşan hücre kitlelerine tümör, sürekli çoğalarak biriken kontrolsüz tümörlere kötü huylu tümör (malignant), bir süre çoğalıp sonra duran tümörlere ise iyi huylu veya selim tümör (bening) denir.⁵ İyi huylu tümörler metastaz yapmazlar ve çok seyrek görülen istisnalar dışında yaşamsal tehlike oluşturmazlar. Kanser hücreleri vücudun başka bölgelerine yayılmış olsa da ilk olduğu organın adı ile anılırlar. Örneğin kemiklere sıçramış olan prostat kanseri prostat kanseri metastazı, akciğere sıçramış olan meme kanseri ise meme kanseri metastazı olarak isimlendirilirler. Bu yüzden kanser sürekli çoğalıp büyüyen, vücuda zarar veren, erken tanısı ve tedavisi mümkün olan 200'den fazla hastalığın ortak ismidir. Bulaşıcı olmayan bir hastalık grubudur.⁵

3.2. Radyoterapi (Işın Tedavisi)

İyonlaştırıcı radyasyon dalga boyları küçük, frekansları yüksek elektromanyetik radyasyonların enerjilerini etkileştikleri maddeye bırakmak suretiyle maddedeki atomları doğrudan veya dolaylı olarak iyonlaştırabilen radyasyon tipleridir. X ve gama ışını iyonlaştırıcı radyasyonlardır. Radyasyon onkolojisi, iyonlaştırıcı radyasyonun tek başına veya diğer tedavi yöntemleri (cerrahi, kemoterapi) ile birlikte kanserli hastaların tedavisinde kullanıldığı ve radyasyonun biyolojik ve fiziksel temellerinin araştırıldığı bir bilim dalıdır. Radyoterapi; radyasyon onkolojisi bünyesinde radyasyon yayan cihazlar aracılığıyla kanseri tedavi ettiği yöntem ve stratejilere verilen ortak isimdir.

Radyoterapide asıl amaç; belirlenen tümör yapısında, tümörü içine alan sağlıklı bölüme minimum zarar vererek, kesin doğrulukla hesaplanmış radyasyon miktarını vermek ve böylece kanserli doku içindeki hastalıklı yapının bölünmesini ve ilerlemesinin tamamen durdurmak, kanserli yapının tamamen yok olmasını sağlamak, hastanın yaşam kalitesini arttırmak ve hasta sağ kalımını iletmeektir. Radyoterapi alanında kullanılan radyasyon çeşitleri yapılarına göre; elektromanyetik radyasyon (X-ışınları, γ -ışınları) ve parçacık şeklindeki radyasyonlar (elektronlar, protonlar ve nötronlar) olarak ikiye ayrılırlar. ⁶

Radyoterapi uygulama şekline göre ise 3 gruba ayrılır;

1. Eksternal tedavi (uzak - dıştan - mesafeden yapılan tedavi): Kaynak ile hasta cildi arasındaki uzaklık (SSD) 80-100 cm'dir. X-ışınları, Co-60 doğal kaynağından üretilen γ -ışınları ve parçacık biçimindeki (genel olarak elektronlar) radyasyon sistemleri eksternal tedavi esnasında kullanılırlar.

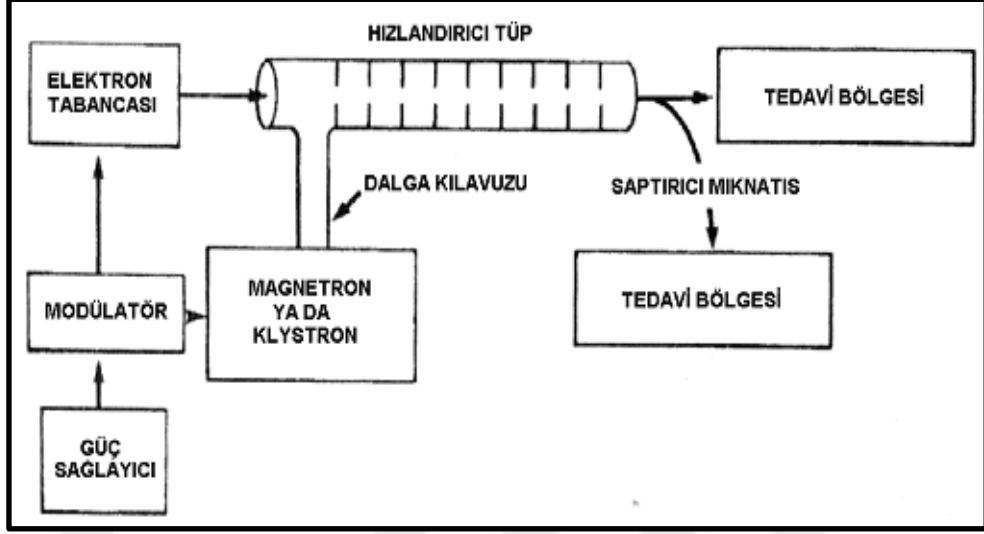
2. Brakiterapi (intrakaviter yakın mesafeden yapılan tedavi): Tedavide kullanılan radyoaktif malzemelerin hastanın cildinin üzerine, dokularının arasına ve vücudunun boşluklarına yerleştirilmesiyle yapılan tedavi yöntemidir. γ -ışınları üreten kapalı kaynaklar ve β parçacıkları kullanılarak gerçekleştirilirler.

3. İnternal tedavi: Bu tedavi metodunda radyoizotoplar doğrudan doğruya vücuda enjekte edilirler. β parçacıkları ve γ -ışınları gibi oluşturulan açık radyoaktif kaynaklar kullanılarak gerçekleştirilir.⁷

3.3. Lineer (Doğrusal) Hızlandırıcı ve Çalışma Şekli

Standart X-ışınlarının giricilik kabiliyeti düşüktür. Bu nedenler derine yerleşmiş tümörleri görüntüleyememekte ve üst dokulara zarar vermektedirler. Bu sebeple, kemik ve diğer dokularda aynı soğurmayı verecek X-ışını cihazları üzerinde yoğun çalışmalar gerçekleştirilmiştir. Yüksek enerjili X-ışını demetlerinin standart tüpte çalışan cihazlar ile elde edilemeyeceği anlaşılmıştır. Bu sorunu ortadan kaldırmak amacıyla ilk lineer hızlandırıcı 1928 yılında İsveçli fizikçi Wideroe tarafından yapılmıştır. 1930'lu yıllarda frekansı yüksek, dalga boyu çok kısa osilatörler geliştirilmiştir. Bu düzenek lineer hızlandırıcılarda, elektronlar hızlandırılarak kullanılmıştır.⁸

3.3.1 Çalışma Prensibi



Şekil 3.1 Doğrusal hızlandırıcı blok diyagramı⁸

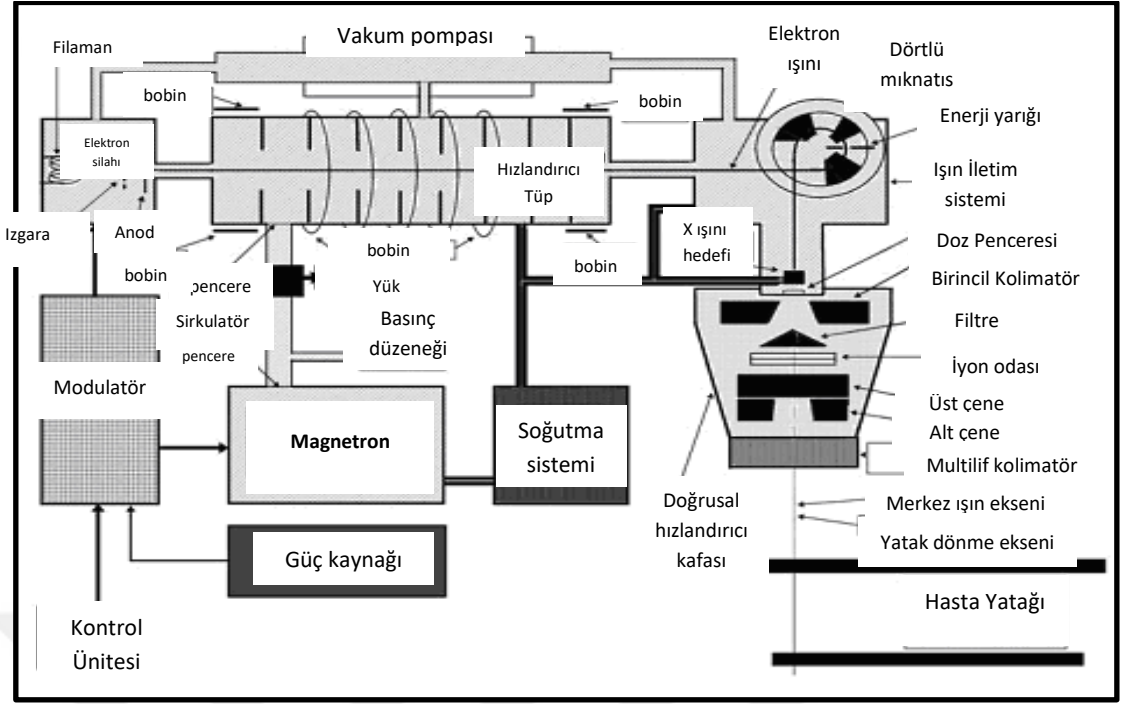
Doğrusal hızlandırıcı 7 temel üniteden oluşmaktadır. Bunlar;

- Güç kaynağı
- Modülatör
- Elektron tabancası
- Klystron veya Magnetron
- Dalga kılavuzu (wave guide)
- Hızlandırıcı tüp (section)
- Tedavi başlığı

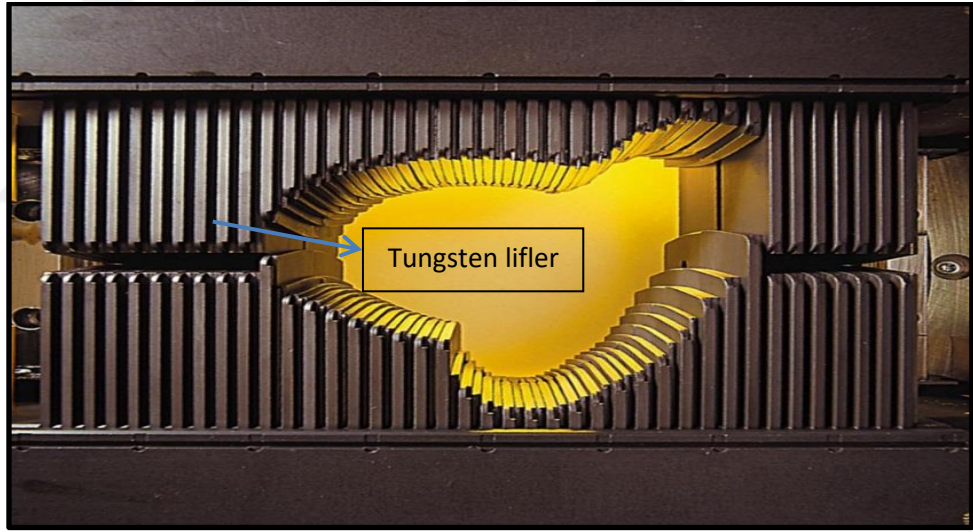
Şekil 3.1’de gösterilen şemada, güç sağlayıcıdan gelen 3 faz 380 volt, modülatörde katlanarak 15-20 kilo volt mertebesine çıkarılmakta ve elektron tabancasına aktarılmaktadır. Gelen yüksek voltaj ile elektron tabancasının filamanından elektron koparılır ve hızlandırıcı tüpe doğru yönelir, eş zamanlı olarak frekans yükseltici olan klystron yada megnetronun oluşturduğu yüksek frenkans, dalga klavuzları kullanılarak hızlandırıcı tüpe (section) aktarılır. Isıtılan filamandan gelen elektronlar ile klystron ve magnetron gibi frekans hızlandırıcıdan gönderilen frekans, rezonans frekansına ulaştığında elektronlar maksimum hıza ulaşır ve hızları artarak tedavi bölgesine yönelirler. Hızlandırıcı tüpün içinden geçerek hızlanan elektronlar, tüpün çıkışındaki saptırıcı bobinler vasıtasıyla hastaya dik bir açıyla verilir.

Hızlandırıcının çalışma prensibini daha detaylı olarak açıklamamız gerekirse; güç kaynağından gelen voltaj, merkezinde katot, çevresinde anot bulunan silindirik yapıdaki elektron tabancasına ulaşır. İmpuls oluşturan şebeke ağı ve yüksek voltajlı anahtarlama yapan hidrojen thyatron lambasından oluşan modülatöre, doğru akım verilir. Oluşturulan bu doğru akımı, modülatör sistemine depolayan ve kontrol eden bir devre ile belirli aralıklarla titreşim oluşturur. Modülatörde oluşturulan bu yüksek voltajlı impluslar magnetron veya klystron frekans modüllerine ve aynı anda da elektron tabancasına yönlendirilir. Bu elektronlar 50 keV'luk enerji ile hızlandırıcı bakır tüpün içine gönderilir. Magnetron veya klystron frekans tüplerinden oluşturulan elektromanyetik dalgalar hızlandırıcı tüpe ulaşır. 10 cm çapındaki odacıklar vasıtasıyla 3000 MHz'lik titreşimler meydana gelir ve odacığın merkezindeki kanala yönlendirilir. Bu sürede Gun (elektron tabancası)'da oluşan elektronlar, 50 keV'luk enerjiyle hızlandırıcı bakır tüpe gelir, oluşturulmuş elektromanyetik dalgalara eşitlenir (rezonans frekansları eşitlenir) ve odacıktan odacığa kanal doğrultusunda doğrusal şekilde hızlanarak ilerler. Bir odacıkta ilerlemekte olan parçacık, AC voltaj periyodunun yarısına denk bir zaman için, alan olmayan bir bölgeye sürüklenir. Bu sayede gerilim kutuplanması oluşturulur ve böylelikle parçacık bir sonraki odacığa ilerlerken hızlandırılır. Son odacıktan çıktığı anda elektronların hızları, her odacıkta kazandıkları hızların toplamına denk olur. Bu çalışma sistemine lineer hızlandırma denir.⁸ **Şekil 3.1**'de lineer hızlandırıcının ana bölümleri ve alt birimleri arasındaki bağlantılar gösterilmektedir. Buradaki amaç hızlandırıcının çıkışındaki radyasyon doz biriminin ve yoğunluğunun kontrol altında olmasıdır. İstenildiği takdirde oluşturulan radyasyon dozunun miktarı ve yoğunluğunu artırıp azaltabilmek için hızlandırıcıdaki alt birimler bilgisayar desteği altında kontrol edilir.

Aşağıda **Şekil 3.2**'de doğrusal hızlandırıcının alt birimleri detaylı olarak gösterilmektedir. Burada hızlandırıcının temel bileşenleri ile alt bileşenleri bilgisayar kontrolünde birbiriyle haberleşerek oluşturulan ve hızlandırılan elektronun miktarını ve hızlarını ayarlamaktadır. Nihayetinde doğrusal hızlandırıcıdan çıkan elektronlar ve x-ışınları kolimatörden geçerek şekillendirilir, birincil kolimatörden geçen ışınlar ikincil (multilif) kolimatörlerle tedavi bölgesinin istenilen şekline göre gönderilir.

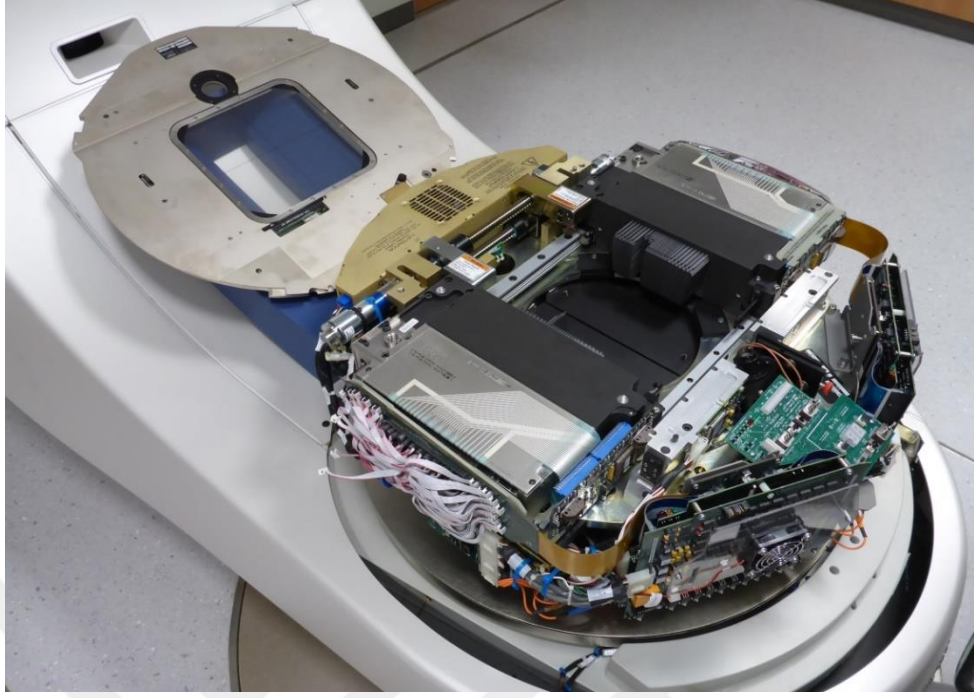


Şekil 3.2 Doğrusal hızlandırıcı şeması⁸



Şekil 3.3 Multilif Kolimatör⁹

Tedavide en kritik husus hastanın tümör şekline göre doz verilmesi gerekliliğidir. Doğrusal hızlandırıcılarda bulunan multilif kolimatörler sayesinde hastanın tümör şekli oluşturulabilmektedir. Bu sayede hastalıklı dokuya maksimum doz verilirken sağlıklı doku ise maksimum seviyede korunmuş olur. Şekil 3.3'de 40x40 cm² tedavi alan boyutuna kadar açılabilen ve tümör şeklini alabilen tungsten yapıda multilif kolimatörler gösterilmektedir.



Şekil 3.4 Varian marka Lineer hızlandırıcı Multilif kolimatörü

Şekil 3.4'de Varian marka lineer hızlandırıcıda bulunan multilif kolimatör bloğu gösterilmektedir. Burada toplam 80 adet 1 cm kalınlığında tungsten lifler bulunmaktadır. Bu liflerinin istenilen alan boyutlarını verebilmesi için *Side A* (A yüzü) ve *Side B* (B yüzü) olacak şekilde iki kontrol ünitesi mevcuttur. Sistemin gücünü sağlamak için üzerinde 5, 12, 24, 48 gibi düşük voltajlar bulunan güç destek ünitesi yer almaktadır.

4. YÖNTEM VE GEREÇ

4.1. Yöntem

Bu çalışmada, Varian marka lineer hızlandırıcı ile bu cihazda elde edilen 6 MV ve 18 MV foton enerjileri kullanılmıştır. Lineer hızlandırıcıdan başka, su terazisi, programlanabilir elektronik kart ve güç kaynağı kullanılmıştır. Ölçüm sistemini gerçekleştirmek için iyon odası ve dozimetre ekipmanları kullanılmıştır. Bu sistemlerin hassasiyet doğruluğunu temin edebilmek adına, bu cihazların kalibrasyonları ilgili kurumlara, ölçümler uygulanmadan önce yaptırılmıştır. İnsan vücudunun yaklaşık olarak %70'i su olduğu için çalışmamızda su, doku eşdeğeri olarak kullanılmıştır. Bu enerjilerin kalite kontrolü doku eşdeğeri olan su ya da katı fantomlar aracılığıyla ölçülmektedir.⁹

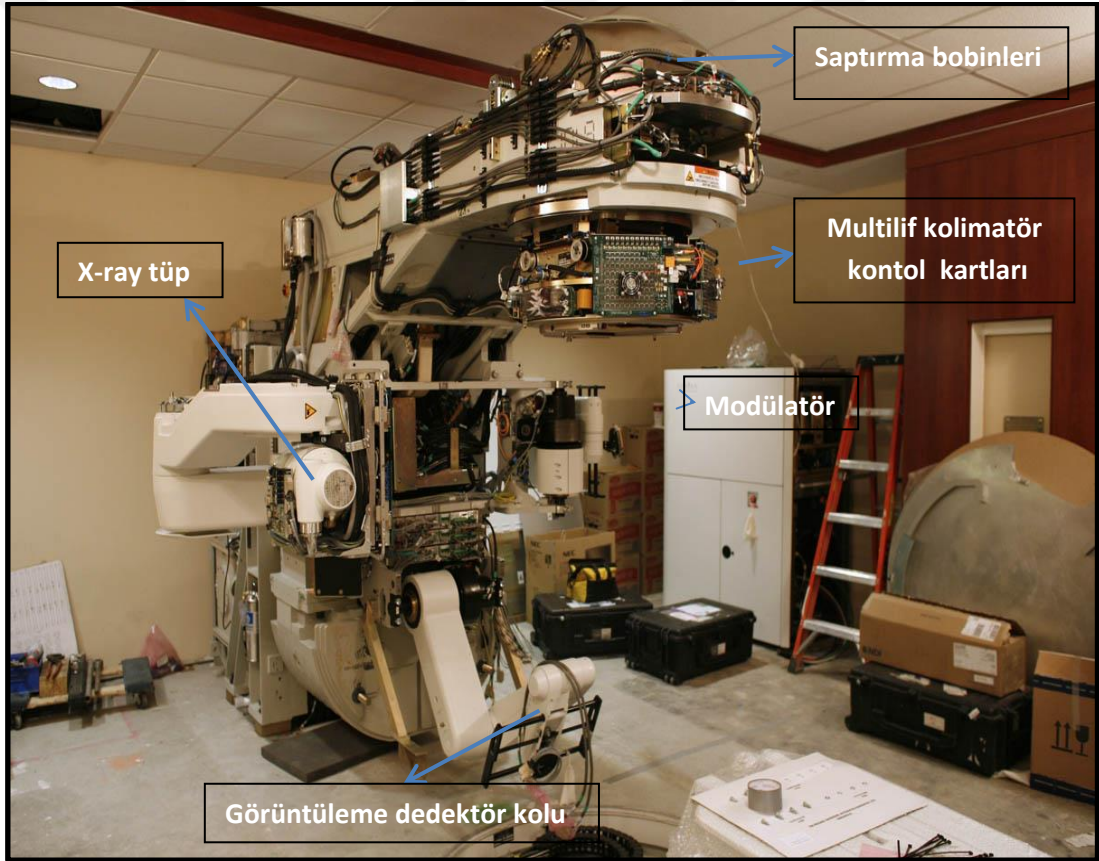
Hastalara verilecek olan radyasyon kalitesini ölçmek için hastalar üzerinde ölçüm yapılması mümkün değildir, bu sebeple dokuya eşdeğer fantomlarla ölçümler ve kalibrasyonlar yapılır. Buradan alınacak sonuçlar bilgisayar kontrollü planlama sistemine aktarılır ve gerçek hasta üzerine verilecek olan radyasyon dozu belirlenir. Bu sistemler sayesinde hasta üzerine hangi bölgeye ne kadar doz verileceği yüksek hassasiyetle hesaplanır.

4.2 Gereçler

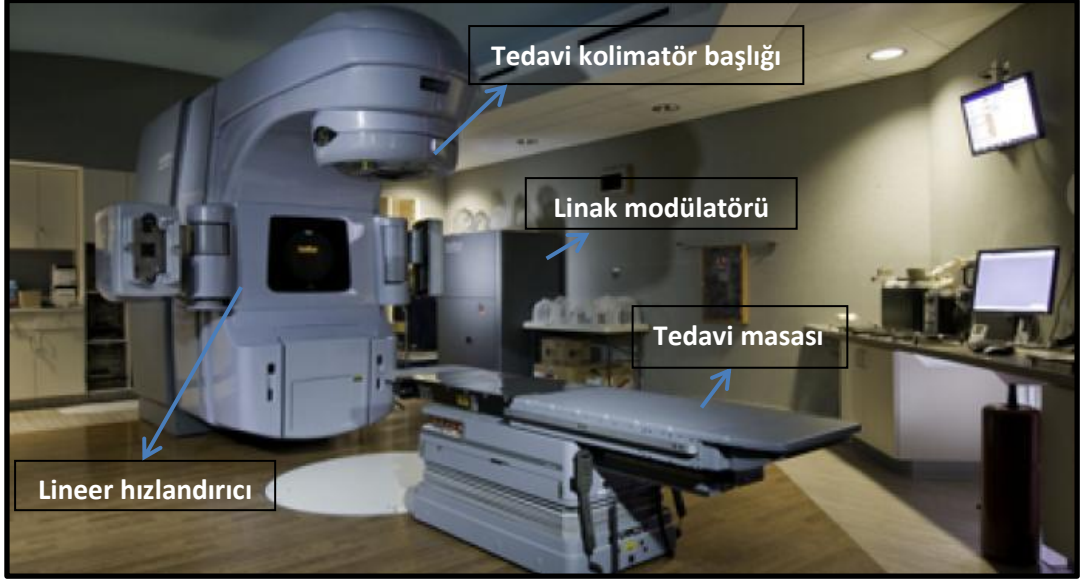
4.2.1 Varian Marka Lineer Hızlandırıcı

Varian doğrusal hızlandırıcı tedavi cihazı, 6MV'lik ve 18 MV'lik X-ışını enerjileri ile 6, 9, 12, 15, 21 MeV'luk elektron ışını oluşturabilmektedir. **Şekil 4.1**'de kapakları açık olan lineer hızlandırıcı ve üzerinde bulunan parçalar görülmektedir. Kolimasyonu optimum seviyede tutabilmek için çok yapraklı kolimatörü olan sistemlerdir. En büyük oluşturulan tedavi alan boyutları 400x400 mm²'lik kare bölgedir.¹⁰ Kolimatörlerde bulunan bu yapraklar her bir bölümde 40 olacak şekilde 80 adettir. **Şekil 3.4**'de gösterilmektedir. Yaprakların birbiri arasındaki genişliği merkezinden merkezine 1.1 cm'dir. Bu yaprakların kalınlığı izomerkezde 1 cm'dir. Kolimatörde bulunan tungsten yaprakların uzunluğu 75 mm'dir. Jaw olarak adlandırılan Y kolimatörlerinin kalınlığı 50 mm, X kolimatörlerinin kalınlığı ise 50 mm'dir. Minimum alan boyutu, ortak merkez düzleminde 0.3 mm (X), 0.3 mm (Y)'dir. Sistemde X ve Y kolimatörleri ayrı ayrı X=0 ve Y=0 olacak şekilde

tanımlandırılabilir fakat kolimatörlerin çarpışmasını engellemek için sistem buna müsaade etmez. Bundan dolayı tavsiye edilen alan boyutu minimum 5 mm'dir.¹⁰ Yaprakların çarpışmalarını için karşılıklı yapraklar arası minimum mesafe 9 mm olarak tanımlanmıştır. Hastanın tedavi öncesi filmi çekebilmek için sistemde ayrıca bir görüntü dedektörü ve birde x-ışın tüpü bulunmaktadır. Yaprakların mekanik hareket kontrolü, yaprak hareketi birbirinden bağımsız ayrı motorlar tarafından yapılır. Linner hızlandırıcı, kolimatörde üst ve alt çenelere hasta planına göre 4 farklı yönde takılabilen yukarı ve aşağı olarak adlandırılan 15°, 30°, 45° ve 60° açılarda olmak kaydı ile manuel wedge ve yazılım modellemesi ile ana kolimatörlerle oluşturulan dinamik wedge sistemi ile donatılmıştır.¹⁰ Aşağıdaki **Şekil 4.1**'de kapakları açık mekanik montaj sürecinde olan bir lineer hızlandırıcı gösterilmektedir.



Şekil 4.1 Kapakları sökülmiş lineer hızlandırıcı¹⁰



Şekil 4.2 OBİ özellikli lineer hızlandırıcı¹¹

4.2.2 Lineer Eyleyici

Lineer eyleyiciler üzerine yerleştirilen malzemeleri hareket ettirmek için kullanılan mekanik araçlardır. Şekil 4.4’de standart olarak kullanılan bir lineer eyleyici gösterilmektedir. Bu sistem enerji kullanarak lineer olarak itme ve dönme hareketi yapar, elektrik motoru dişli sistemle dönme hareketini itme hareketine çevirir. Lineer eyleyiciler, minimum seviyede hareketli parçalar kullanılarak basit dizaynlar için bir çok avantaja sahiptir. Eyleyiciler kendilerine özgü çeşitli hızlara sahiptir ve özdeş ileri geri hareket edebilmektedir. Lineer eyleyici kullanımının tek dezavantajı sadece düşük kuvvette güç uygulayabilir olmasıdır.¹²



Şekil 4.3 Lineer eyleyici

4.2.2.1. Hareket Etme Metotları

Mekanik hareket

Mekanik hareket, dişliler ve dişli vidaların gerçekleştirdiği dönüş hareketlerini lineer harekete ve lineer kuvvete çevirme hareketidir. Bu harekete örnek olarak araba krikosu, lazer pozisyonlandırıcı ve diğer pozisyonlandırma enstrümanları gösterilebilir.¹²

Elektrik hareketi

Bu hareket modelinde lineer eyleyici elektrikli servo motorlarla sürülür. Motora verilen DC voltaj kutuplamasıyla eyleyici ileri yada geri hareket gerçekleştirir. Çalışmamızda TA2P model elektrikli servo motor tip lineer eyleyici kullanılmıştır. TA2P lineer aktüatör; 24V motor voltajına sahip, maksimum yükte, çekme ve itmede 1500N gücünde, saniyede 10.3mm ileri geri harekete sahip, aktüatör ilerleme vida adım aralığı 0.25cm olan, pozisyonlandırma için okuma sensörlü, +5°C~+45°C çalışma aralığı olan aktüatörlerdir. Bu tip motorlar basit sistemlerde tek bir motordan oluşabileceği gibi, birden çok motorun tek elden kullanıldığı sistemler de mevcuttur. Servo motorların fırçalı ve fırçasız AC ve DC motor ile çalışan çeşitleri mevcuttur. Bu motorları programlayıcı devreyle kontrol etmek mümkündür. DC motorlar, rotor ve statorda meydana gelen manyetik akının birbirini itmesi ve çekmesi prensibine göre çalışırlar. Stator üzerinde oluşan sabit S ve N kutupları, rotorda oluşan sabit manyetik alanın çekmesi ve itmesi yoluyla dönme hareketi oluşturur. Bu da motorda dönüş hareketini sağlar.

Hidrolik hareket

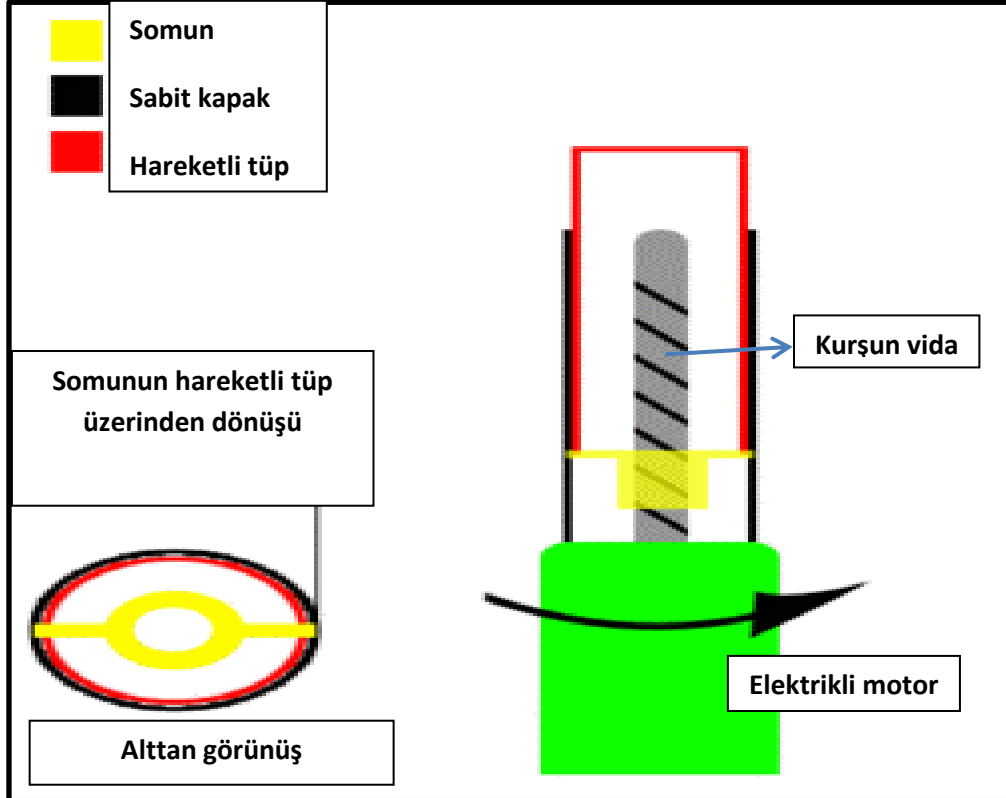
Hidrolik hareket, hidrolik eyleyici ya da silindirle uygulanır. Bu eyleyiciler kapalı silindirlere sıvı basıncı kullanarak bir piston yardımıyla doğrusal hareketi gerçekleştirirler. Hidrolik eyleyicilerde birbirinden izole iki ayrı piston kısmı vardır. Bunlardan birine lineer hareketi oluşturmak için basınç ya da ters basınç uygulanır ve bu sayede yukarı veya aşağı doğrusal hareket oluşturulur. Hidrolik eyleyiciler için kullanılan genel örnek araçların tamirinde kullanılan kaldıraçlardır.¹²

4.2.2.2. Lineer Eyleyici Tipleri:

Vida tipi; Vida tipi lineer eyleyici, hareketi dönen bir vida yoluyla gerçekleştirir. Bunlar motorla sürülen rulmanlı vidalar ya da kurşun vidalardır. Yük, vidanın en son kısmına yüklenir ve desteklenmez.¹²

Kurşun Vida Eyleyici

Bu tipteki eyleyici sistemlerde vidaya göre hareket eden dişli bir somun mevcuttur. Bu, sabit olmayan parça, tek yönlü hareket üretir. Bu teknoloji basit, ekonomik ve yaygın olarak kullanılmaktadır. **Şekil 4.4**'de metal vidalı eyleyicinin açık şeması gösterilmektedir. Vidalı eyleyicilerdeki tüm vidalar kurşunla yapılmıştır. Bu nedenle bu tasarım için genellikle "Kurşun vidalı eyleyici" terimi kullanılmaktadır. Somunun yüzeyleri ile vidanın dişleri arasında oluşan aşınmanın miktarı nedeniyle eyleyicinin ömrünün, verimliliğinin, hızının ve performansının sürekli olarak düşmesi bu tasarımın dezavantajları arasında sayılabilir. Kurşun vida eyleyicileri, üzerindeki yük dağılımları dengeli bir biçimde olduğunda ve uygulama daha hafif bir yük ve çalışma gerektirdiğinde en iyi şekilde performans gösterebilirler.¹³



Şekil 4.4 Kurşun vidalı lineer eyleyici¹³

Yuvarlak vidalı eyleyiciler

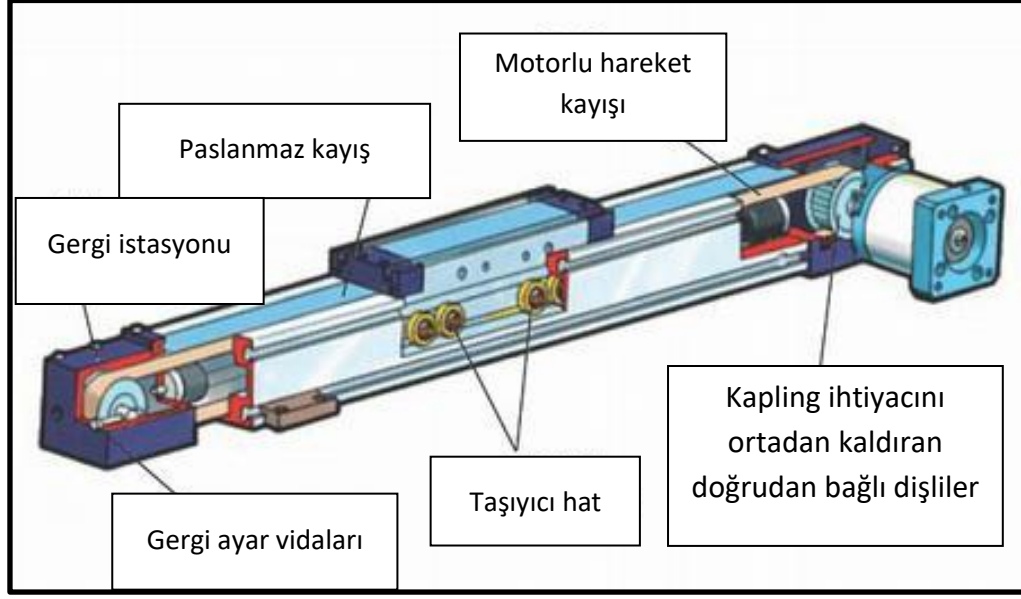
Yuvarlak vidalı eyleyici, eyleyici hareket halindeyken somunun içindeki topların, devir daimini sağlayan kurşun vida ve bilye somun kombinasyonlarından oluşmaktadır. Somun vidanın etrafındaki hareketi rulmanlar tarafından desteklenir. Bu sürtünmeyi azaltır ve yükü dağıtır. Hassas konumlandırma sağlama kabiliyeti ve kurşun vidalı eyleyicilerden daha yüksek verimlilik ve itme kabiliyeti bulunması yuvarlak vidalı eyleyicilerin avantajları arasında sayılabilir. Kurşun vidalı eyleyicilere nazaran daha pahalı olması, daha fazla gürültü üretmesi, rulmanların kirlenebilmesi bu nedenle de performansının düşmesi ve arızalara neden olabilmesi yuvarlak vidalı eyleyicilerin dezavantajları arasında sayılabilir.¹⁴

Makaralı vidalı eyleyiciler

Makaralı vidalı eyleyiciler üzerlerine binen yükün yüzey alanına arttırarak vidalı eyleyicilerin mümkün olan en yüksek itme kuvvetini elde etmesini sağlarlar. Makaralı vidalı eyleyiciler yüksek itme kuvveti gerektiren zorlu uygulamalar için en iyi performansa sahip olan eyleyici olmasıyla birlikte en pahalı eyleyici çeşitidir.¹⁴

Kayış tipi eyleyiciler

Kayış kuvvetli ve doğrusal kuvvetli elektriksiz eyleyicilerde mevcuttur. Kayış tahrikleri, motoru eyleyici bir kemer ile bağlar. Kullanılan bağlantı elemanları **Şekil 4.5**'de gösterilmektedir. Bu tür eyleyici en iyi uygulama yatay olduğunda, hız ve kuvvet gerektiren durumlarda kullanılır. Kemerin kopması yükü serbest düşüşe sürükleyebileceğinden dikey uygulamalarda genellikle kullanılmazlar. Bir kayış tahrikinin kullanımındaki dezavantaj alternatiflerinden daha düşük bir tekrarlanabilirlik ve kemerin düzenli germe gerektirmesidir. Kayış tahrikleri düşük gürültü ve düşük karmaşıklığa sahiptir.¹⁴



Şekil 4.5 Kayış tipi eyleyici¹⁴

4.2.2.3 Doğrusal Eyleyici Özellikleri

Doğrusal eyleyici uygulamaları bakımından çeşitli alanlarda kullanılmaktadır. Tarım makineleri, yüksek gerilim anahtar dişlileri, tren ve otobüs kapılarında ve tıbbi makinelerde bulunabilirler. Doğrusal eyleyici seçerken göz önüne alınması gereken birçok özellik vardır. Uygulamadaki ihtiyacı belirlemek ilk adımdır. Uygulanmak istenen alan eyleyicinin hangi şiddetle kullanılacağını belirler. Önemli olan, eyleyicinin ne yönde ve hangi yönde hareket etmesi gerektiğidir. Bu yönler; itme, çekme, dikey veya yatay olabilir. Ayrıca doğrusal eyleyiciler motor şekli, gücü ve özellikleri bakımından çeşitlilik göstermektedir. Şekil 4.6'da doğrusal bir eyleyici gösterilmiştir. Doğrusal bir motorda, rotor ve stator parçaları düz bir çizgiye yerleştirilir. Doğrusal motorların manyetik alan yapısı, eyleyicinin uzunluğu boyunca fiziksel olarak tekrarlanır.¹⁵



Şekil 4.6 Doğrusal eyleyici¹⁶

4.2.2.4 Eyleyici Motor Çeşitleri

DC Motor Tipleri, bir akü veya DC güç kaynağı gibi doğrudan akım ile beslenir. Giriş akımının polaritesi değiştiğinde dönüş yönünü değiştirebilirler.

- DC fırça motorlarında yerleşik komütasyon (akımın bir bileşenden başkasına aktarımı) bulunur, böylece motor dönerken mekanik fırçalar rotor üzerindeki bobinleri otomatik olarak harekete geçirirler.

- Fırçasız DC motorlar; Stator üzerindeki bobinlerin değiştirilmesini sağlayan harici bir güç uygulamasıyla kullanırlar.

- DC servo motorların motora kodlanmış bir sinyal gönderildiğinde konumlandırılmış bir çıkış mili vardır.

AC Motor Tipleri; Alternatif akım ile çalışan elektrik motorlarıdır. Bir sistemde çalışmak için elektrik enerjisini mekanik enerjiye dönüştürürler.

- AC motorlar, tek/çok fazlı, üniversal, indüksiyon, senkron ve dişli motorları içeren geniş bir motor sınıfına sahiptir.¹⁶

- AC servo motorlar; yüksek ivmelenme değerleri için düşük tork-atalet oranlarına sahip sabit mıknatıslı senkron motorlarıdır.

- AC kademeli motorlar; Bir rotoru küçük açısal adımlarla veya basamakların bir bölümünde hareket ettirmek için bir manyetik alan kullanırlar.

Doğrusal motorlar yalnızca hareket yönünde güç oluştururlar ve gücü aktarmak için bir döner mekanizma kullanmazlar.¹⁶

Motor özellikleri

- Motor voltajı, motora uygulanan voltajı gösterir. AC, DC ve kademeli tip motorları içerirler.

- Sürdürülebilir güç olarak da bilinen sürekli güç, kısa vadeli pik güç oranlarını içermezler.

- Motor enkoderi geri beslemesi analog veya dijital sinyalde sürekli çıkış pozisyonu sağlarlar.

- Doğrusal konum geri bildirim, analog veya dijital sinyaldeki konumun sürekli çıktısını sağlar.

- Konum anahtarı sınır geçişini veren bir anahtara sahiptir.
- Entegre frenler motorun mevcut konumunu tutarlar.¹⁶

4.2.2.5 Eyleyici Montaj Opsiyonları

Şekil 4.7’de görüldüğü gibi elektriksel lineer eyleyiciler için birçok montaj opsiyonu vardır.

- Delikli veya gözlü bağlantı, dişliler vasıtasıyla pistonun uzatılmış ucuna bağlanır.
- Çift uçlu montajlarda burun ve arkada somun tutturma için dişli burçlar bulunur.
- Flanş tutucuları, silindire yerleştirilen dirseklerdir.
- Yüzer montaj parçaları silindirin daha rahat montajı içindir.
- Ayak parantezleri, silindirin altında kalan flanşlardır.
- Silindir boyunca kapakta, uçta veya ara konumda bulunabilen özel olarak tasarlanmış montaj bloklarıdır.¹⁶



Şekil 4.7 Lineer eyleyici bağlantı aparatları¹⁶

4.2.2.6. Lineer Eyleyicilerin Kullanımına Göre Çeşitleri

- Ayarlanabilir uzunluk; Ayarlanabilir uzunluk, uç noktaları veya toplam uzunluk boyutunun ayarlanmasını sağlarlar.
- Tamponlar ve yastıklar; Darbenin sonunda darbeyi yumuşatmak için tamponlar ve yastıklar kullanılır.
- Kapalı çevrim kontrolü; Servo kontrol olarak da bilinir, silindirler, konum bilgilerini veren pompa kontrolüne bir sinyal gönderen harici cihazlara sahiptirler.

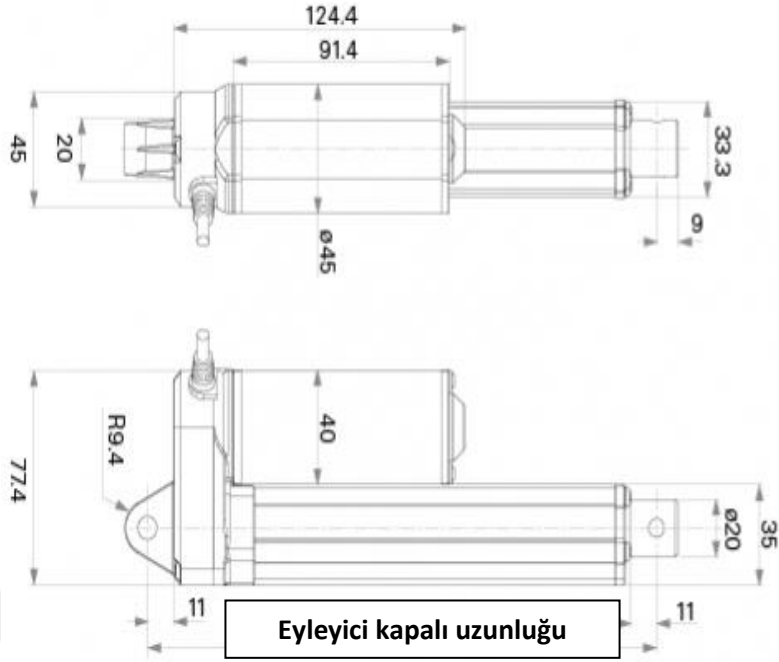
4.2.3. Çalışmada Kullanılan Eyleyici Modeli

TiMOTION'in TA2P serisi lineer eyleyici, TA2P doğrusal eyleyicinin yüksek güçlü versiyonudur. Daha güçlü bir motor, kompakt boyutunu korurken TA2P'yi 1500N yük seviyelerinde kullanabilir hale getirir. **Şekil 4.8** ve **Şekil 4.9**'da TA2P tip lineer eyleyicinin blok diyagramları gösterilmektedir. Yüksek güçlü motora ek olarak, TA2P lineer eyleyici bünyesinde, geri besleme sensörleri için pek çok seçenek mevcuttur.¹⁷

Genel özellikleri;

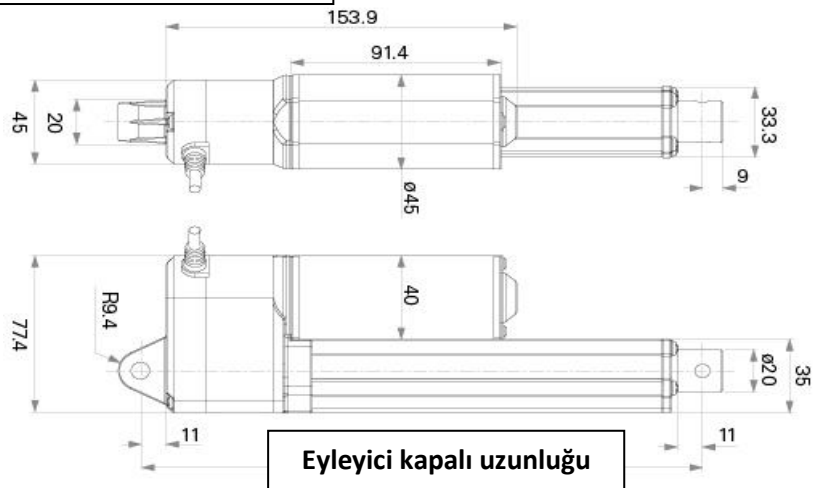
- Motor tipi: Servo motor
- Motor voltajı: 24 VDC
- Maksimum akım ; 2.8 amp
- Maksimum yük: 1,500N itme
- Maksimum yük: 1,500N çekme
- Maksimum yükte maksimum hız: 10.3mm/s (250N'da itme ya da çekme durumlarında)
- Standart hareket: 20 ~ 1000mm (yükleme için S: uzunluk \leq 500 mm)
- Minimum yükleme boyutları: uzunluk +108mm (okuma sensörü ile birlikte yada çıkış sinyalleri olmadan)
- Hareketli vida adım aralığı: 0.25cm
- Gear oranı; 30:1
- Çalışma sıcaklık aralığı: +5°C ~ +45°C
- Opsiyonel; potansiyometre, optik okuma sensörü.¹⁷

Sensörlü ya da sensörsüz
eyleyici boyutları (mm)



Şekil 4.8 TA2P tipi sensörsüz eyleyici boyut şeması¹⁸

Eyleyicinin pot, optik ya da
okuma sensörlü boyutları



Şekil 4.9 TA2P tipi sensörlü eyleyici boyut şeması¹⁸

4.2.4. Sistemde Kullanılan Elektronik Kart ve Özellikleri

4.2.4.1. Programlama

Arduino genuino Uno; Arduino software (IDE)) ile programlanabilir. Arduino genuino Uno'daki ATmega328, harici bir donanım programcısı kullanmadan ona yeni kod yüklememize izin veren bir ön yükleyici ile önceden programlanmış olarak gelir. Orijinal STK500 protokolünü kullanarak iletişim kurar.

Ayrıca ön yükleyiciyi bypass edebilir ve arduino ISP kullanarak ICSP (Devre Dışı Seri Programlama) başlığı üzerinden mikro denetleyiciyi programlayabilir.

Arduino deposunda ATmega16U2 (veya rev1 ve rev2 kartlarındaki 8U2) bellek kaynak kodu bulunur.¹⁹

- Rev1 kartlarında: kartın arkasına lehim atlama teli takılır ve sonra 8U2 tekrar yerleştirilir.

- Rev2 veya daha yeni anakartlarda: 8U2 / 16U2 HWB hattını topraklamaya çeken bir direnç vardır, bu da DFU moduna girmeyi kolaylaştırır.

Daha sonra, yeni bir ürün bilgisi yüklemek için Atmel'in FLIP yazılımı (Windows) veya DFU programlayıcısı (Mac OS X ve Linux) kullanılabilir.¹⁹

Uyarılar

Arduino / Genuino Uno, bilgisayarın USB bağlantı noktalarını kısa devre ve aşırı akımdan koruyan, sıfırlanabilen bir çok sigortaya sahiptir. Çoğu bilgisayar kendi iç korumalarını sunmasına rağmen sigorta fazladan bir koruma katmanı sağlar. USB portuna 500 mA'den fazla akım uygulanırsa, kısa devre veya aşırı yük kaldırılana kadar sigorta otomatik olarak bağlantıyı koparacaktır.¹⁹

Güç

Arduino / Genuino uno kartı, usb bağlantısı veya harici güç kaynağı ile güçlendirilebilir. Güç kaynağı otomatik olarak seçilir.

Harici (USB olmayan) güç bir AC-DC adaptöründen veya pilden gelebilir. Adaptör, 2.1 mm'lik orta pozitif bir fişin güç girişine takılarak bağlanabilir. Bir pilin iletkenleri, güç konnektörünün toprak ve V'in pin başlıklarına takılabilir.

Kart, 6 ila 20 voltluk harici bir besleme ile çalışabilir. Bununla birlikte, 7V'dan düşük bir voltajla beslenirse, 5V pini beş volttan daha düşük bir voltaj sağlayabilir ve kart kararsızlaşabilir. 12 V'dan fazla kullanıldığında ise voltaj regülatörü aşırı ısınabilir ve panele zarar verebilir. Önerilen aralık 7 ile 12 volt arasındır.¹⁹

4.2.4.2 Güç Pinleri

Arduino/Genuino kartında harici bir güç kaynağı (USB bağlantısından veya diğer düzenlenmiş güç kaynağından 5 volt yerine) kullanıldığında giriş voltajı (V_{in}) bu pin aracılığıyla sağlanabilir.

- Bahsedilen bu pin regülatörden 5V düzenlenmiş bir çıkış verir. Kart, DC güç yakından (7-12V), USB konnektöründen (5V) veya kartın V_{in} pininden (7-12V) güç sağlayabilir.
- GND: Topraklama pimleri.
- I/O REF: Arduino/Genuino kartı üzerindeki bu pin, mikro denetleyicinin çalıştığı gerilim referansını sağlar. Düzgün yapılandırılmış bir kalkan, I/O REF pin voltajını okuyabilir ve uygun güç kaynağını seçebilir veya çıkışlarda voltaj çeviricilerinin 5V veya 3.3V ile çalışmasını sağlayabilir.¹⁹

Bellek

ATmega328'de 32 KB bellek vardır. Ayrıca 2 KB SRAM ve 1 KB EEPROM (EEPROM kütüphanesi ile okunabilir ve yazılabilir) vardır.

4.2.4.3. Pin Haritalama

Arduino pinleri ve ATmega328P bağlantı noktaları arasındaki haritalama, Atmega8, 168 ve 328 için haritalama ile aynıdır.

Uno'da bulunan 14 dijital pinden her biri, pinMode, digitalWrite ve digitalWrite opsiyonlarını bir giriş veya çıkış şeklinde kullanılabilir. 5 voltta çalışırlar. Herbir pin, önerilen çalışma şartı olarak 20 mA oluşturabilir yada kullanabilir ve 20-50 kiloohm değerinde bir sabit direnç vardır. Arduino uno kartı Şekil 4.10'da gösterilmektedir. Buna ek olarak, bazı pin uçlarının özel işlevleri vardır;

- PWM (pulse width modulation): 3, 5, 6, 9, 10 ve 11 AnalogWrite () işlevi ile 8-bit PWM çıkışı sağlanır.

- LED (light emitting diode): 13. dijital pin ile tahrik edilen dahili bir LED bulunur. Pin yüksek değerde olduğunda, lamba yanar, pin düşük olduğunda, kapalı demektir.

Uno, her biri 10 bitlik çözünürlük (yani 1024 farklı değer) sağlayan A0'dan A5'e kadar olan 6 analog girişi vardır. Varsayılan olarak, 0 dan 5 volta kadar ölçerler, ancak, A_{REF} (referans) pini ve analogReference () fonksiyonunu kullanarak aralıklarının üst ucunu değiştirmek mümkündür.

A_{ref}; Analog girişler için referans gerilim, AnalogReference () ile kullanılır.¹⁹

4.2.4.4. Bağlantılar

Arduino / Genuino Uno, bir bilgisayar, başka bir Arduino / Genuino kurulu veya diğer mikro denetleyicilerle iletişim kurmak için birçok olanak sunmaktadır. Çalışmada kullanılan arduino kartının bağlantı şeması Şekil 4.11'de gösterilmektedir. ATmega328 dijital pin 0 (RX) ve 1 (TX) üzerinde bulunan UART TTL (5V) seri haberleşme sağlar. Karttaki bir ATmega16U2, bu seri iletişimi USB üzerinden kanallar ve bilgisayardaki yazılımlara sanal bir bağlantı noktası olarak görünür. 16U2 ürün yazılımı standart USB COM sürücülerini kullanır ve harici bir sürücüye gerek yoktur. Bununla birlikte, Windows'da bir .inf dosyası gerekir. Arduino Yazılımı (IDE), basit metinsel verilerin yönetim kuruluna gönderir ve panelden gönderilmesini sağlayan bir seri monitör içerir. Veri usb seri çipi ve USB bağlantısı üzerinden bilgisayara iletilirken kartdaki RX ve TX LED'leri yanıp sönecektir. Bir software seri kütüphanesi, Uno'nun dijital pinlerinden herhangi birinde seri iletişim sağlar.²⁰

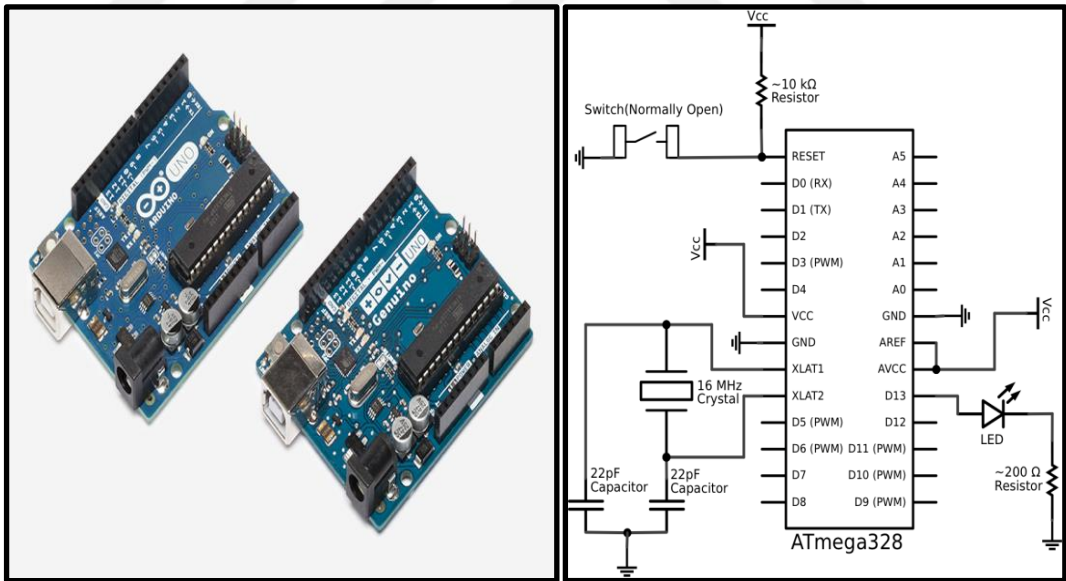
4.2.4.5. Otomatik (Yazılım) Sıfırlama

Arduino / Genuino Uno kurulu, yükleme işleminden önce sıfırlama düğmesine fiziksel olarak basmak yerine, bağlı bir bilgisayarda çalışan yazılımlar tarafından sıfırlanmasına izin verecek şekilde tasarlanmıştır. ATmega8U2 / 16U2'nin donanım akış kontrol hatlarından (DTR) biri 100 nanofarad kapasitör aracılığıyla ATmega328'in sıfırlama hattına bağlanır. Bu satır atandığında, sıfırlama çizgisi çipi sıfırlayacak kadar uzun düşer. Arduino Yazılımı (IDE), arabirim araç çubuğundaki

yükleme düğmesine basarak kod yüklemenizi sağlamak için bu özelliği kullanır. Bu, DTR'nin düşürülmesi yüklemenin başlamasıyla iyi koordine edilebildiğinden, ön yükleyici daha kısa bir zaman aşımı süresi olabileceği anlamına gelir.

Bu kurulumun başka sonuçları da vardır. Uno, Mac OS X veya Linux çalıştıran bir bilgisayara bağlandığında, yazılımdan (USB aracılığıyla) ona her bağlantı yapıldığında Uno sıfırlanır. Sonraki yarım saniye kadar süreçte, açılış yükleyicisi Uno'da çalışır. Hatalı biçimlendirilmiş verileri (başka bir deyişle yeni kod yüklemesi dışında) yok sayacak şekilde programlanmış olsa da, bir bağlantı açıldıktan sonra karta gönderilen verilerin ilk birkaç baytını keser. Kart üzerin de çalışan bir çizim ilk başladığında bir kerelik yapılandırma veya başka veriler alırsa, iletişim kurduğu yazılımın bağlantıyı açtıktan ve bu verileri göndermeden önce bir saniye beklediğinden emin olunmalıdır.

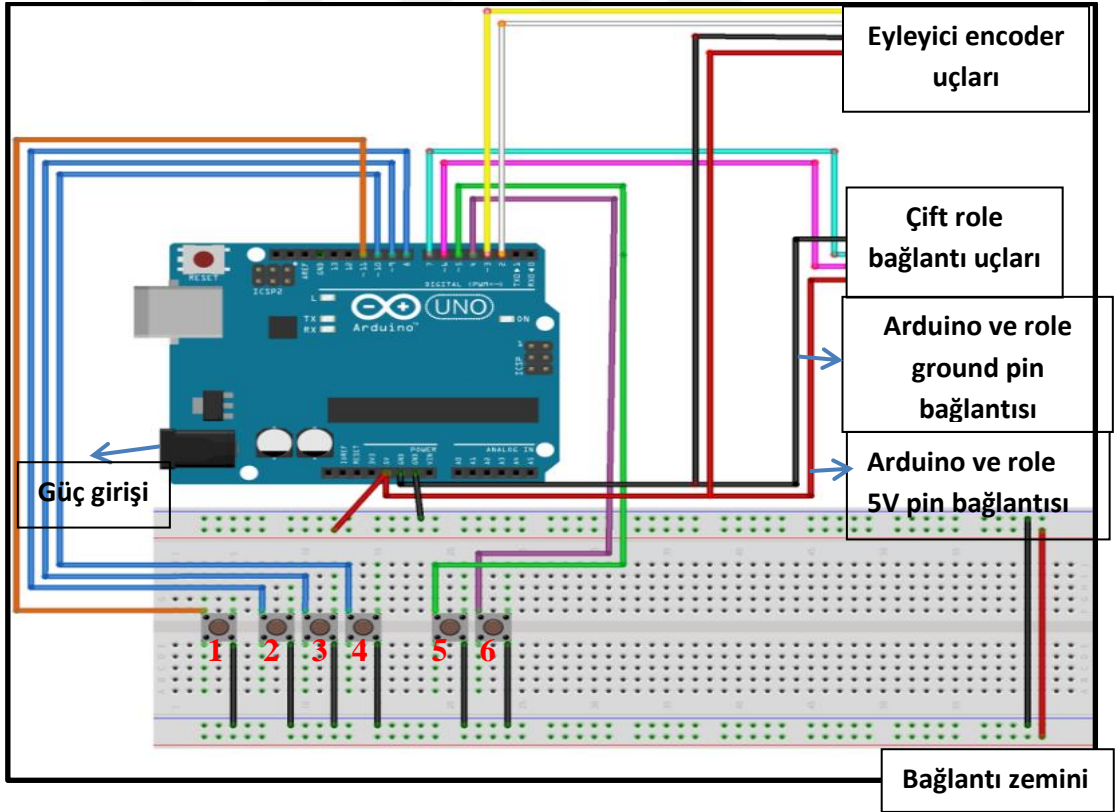
Ayrıca, 5V'tan reset hattına 110 ohm direnç bağlayarak otomatik sıfırlamayı devre dışı bırakmak mümkündür.²⁰ Arduino uno elektronik kart'ın teknik özellikleri **Tablo 4.1**'de görülmektedir.



Şekil 4.10 Arduino Uno elektronik kart ve ATmega328 mikrokontrolcü şeması²⁰

Mikro denetleyici	ATmega328P
Çalışma voltajı	5V
Giriş voltajı(tavsiye edilen)	7-12V
Giriş voltajı(limit)	6-20V
Dijital I/O pinleri	14
PWM Dijital I/O pinleri	6
Analog giriş pinleri	6
Pin başına DC akım değeri	20 mA
3.3V pin için DC akım değeri	50 mA
Flash Memory	32 KB (ATmega328P)
	0.5 KB
SRAM	2 KB (ATmega328P)
EEPROM	1 KB (ATmega328P)
Clock hızı	16 MHz
LED_BUILTIN	13
Uzunluk	68.6 mm
Genişlik	53.4 mm
Ağırlık	25 g

Tablo 4.1 Arduino Uno elektronik kartın teknik özellikleri²⁰



Şekil 4.11 Arduino bağlantı şeması

Şekil 4.11’de sistemde kullanılan Arduino kartının bağlantı şeması gösterilmektedir. Role uçları eyleyicinin ileri ya da geri gitmesi için faz farkıyla çift yönlü voltajı sağlamaktadır. Encoder uçları aktütörün pozisyonunun nerde olduğunu ve hafızaya

alınan diğer pozisyonlara gidebilmesi için kullanılmaktadır. Bağlantı zemini üzerine yerleştirilen butonlar aşağıda sınıflandırılmıştır.

- 1: Hafıza butonu (Arduino kart 11 nolu pin)
- 2: Pozisyon1 (Arduino kart 8 nolu pin)
- 3: Pozisyon2 (Arduino kart 9 nolu pin)
- 4: Pozisyon3 (Arduino kart 10 nolu pin)
- 5: İleri hareket (Arduino kart 5 nolu pin (0.25cm /1 adım))
- 6: Geri hareket (Arduino kart 4 nolu pin (0.25cm/1 adım))

4.2.4.6. İyon Odası

CC13 - S iyon odası, ışın tedavisindeki, foton ve elektron ışınlarının dozimetresinde (havada, katı fantom ve su fantomu içindeki) kullanılır. Su geçirmez silikon kol boyunca menfezlenmiş, hava iyonlaştırma odası aksenel veya yatık ışın girişi için tasarlanmıştır. Suda kullanılabilir ve tümüyle korunmalıdır. **Şekil 4.12** ve **Şekil 4.13**'de kullanılan iyon odaları gösterilmektedir. Uygulama mesafesi düşük enerjili fotonlar için 100 kV - Co-60, yüksek enerjili fotonlar için Co60 - 25 MV, elektronlar için ise 4 MeV - 25 MeV dur. Aktif hacim (nominal) 0.13 cm³, aktif uzunluğun tamamı 5.8 mm, silindir uzunluğu 2.8 mm, silindirin iç çapı 6.0 mm, dış duvarının kalınlığı 1.0 mm (154 mg/cm²), iç elektrodun çapı 1.0 mm, iç elektrodun uzunluğu 3.3 mm'dir. 1.40 m uzunluğunda TNC triaksiyal konnektörlü kablosu vardır.²¹

İyon odası çalışma prensibi; Gelen radyasyonun iyon odası içindeki gaz ortamında meydana getirdiği iyonların toplanıp ölçülmesi ilkesine dayanır. İyon odası içerisinde bir merkezi toplayıcı elektrot ve bir de dış elektrot vardır. Bu iki elektrot arasında elektrometre sayesinde uygulanan potansiyel fark ile iki elektrot arasında bir elektrik alan oluşur. Oluşan bu elektrik alan sayesinde dedektörün oluşan negatif iyonlar merkezdeki elektroda, pozitif iyonlarda dışardaki elektrotta toplanır. Böylece iki elektrot arasında küçük bir elektrik akımı oluşur. Bağlı bulunduğu ölçüm sistemine göre bu akım ya direk olarak ya da elektrik pulsları şeklinde toplanarak sonuçlar bağlı bulunan devreden okunur. Genellikle iyon odalı dedektörlerdeki gaz ortam atmosfer basıncındaki havayla doludur. Bu tip iyon odaları genellikle yüksek X ışını ve gama ışını ölçülmesinde kullanılır. Burda hava dolu iyon odalarında ışınlama

değeri; Röntgen, C/kg'dır. İyon odası dedektöründen geçen iyon akımında ışınlama hızını (Röntgen/dk)'yı vermektedir.



Şekil 4.12 İyon Odası



Şekil 4.13 İyon Odası

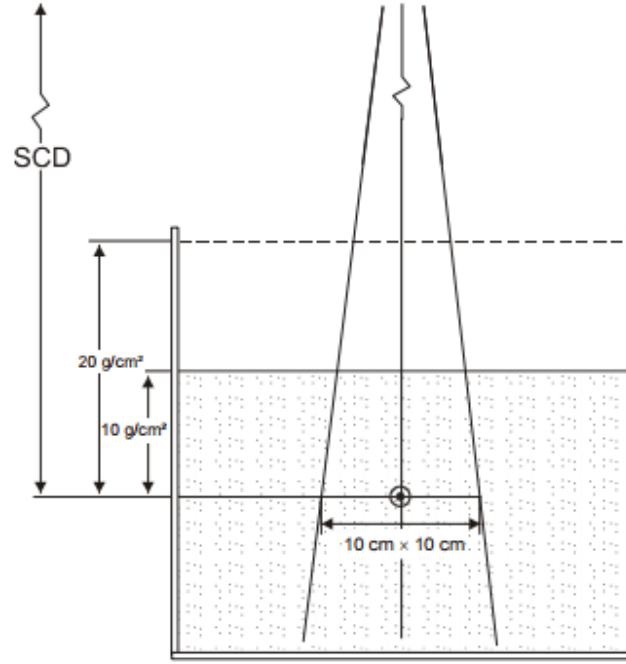
4.2.4. Tedavi Düzeyli Dozimetre

Dose 1 tedavi düzeyli dozimetresi, radyasyon terapisindeki, ışın veriminin, doz oranı ve referans doz ölçümleri için amaçlanmıştır. Taşınabilir tek kanallı, referans sınıfı, kalibrasyon dozimetresi için IEC 60731'e uyumlu, iyonizasyon odacıkları ve yarı iletken algılayıcılar kullanan bir dozimetredir. Kutuplaşma gerilimi, 5V dâhili güç kaynağından DC/DC dönüştürücü yardımı ile üretilir. İki kutupluluk ve değer, $\pm 600V$ aralığında programlanabilir. Bir hata durumunda, aktif olan mevcut sınırlandırma, mevcut kısa devreyi 0.1 mA altında güvencede tutar.²² Şekil 4.14'da tezde kullanılan dose1 elektrometre gösterilmektedir.

Elektrometre çalışma şekli; Elektrometre radyasyon doz ölçümleri için iyon odaları ve yarı iletken dedektörler ile birlikte kullanılır. Doz hızı, ortalama doz, yük, akım, monitör ünite başına doz olarak aynı anda okumalar yapabilir. İyon odasından gelen dijital veriyi sayısal veri haline çevirir. Sayısal veriler elektrometrenin dijital ekranından alınabilir. Alınan ölçümler elektrometreden bilgisayara ölçüm sırasında aktarılabilir. Triaksiyel BNC ve TNC bağlantı uçları vardır. Ortalama çalışma sıcaklığı 15^0 ile 35^0 aralığındadır ve tekrarlanan ölçümlerde hata oranı $\pm \%0.2$ 'dir. Dose1 elektrometre; Gray, Sievert (Sv), Rad, Rem gibi doz birimlerinde ölçüm çıkışları verir.



Şekil 4.14 Dose 1 elektrometre²²

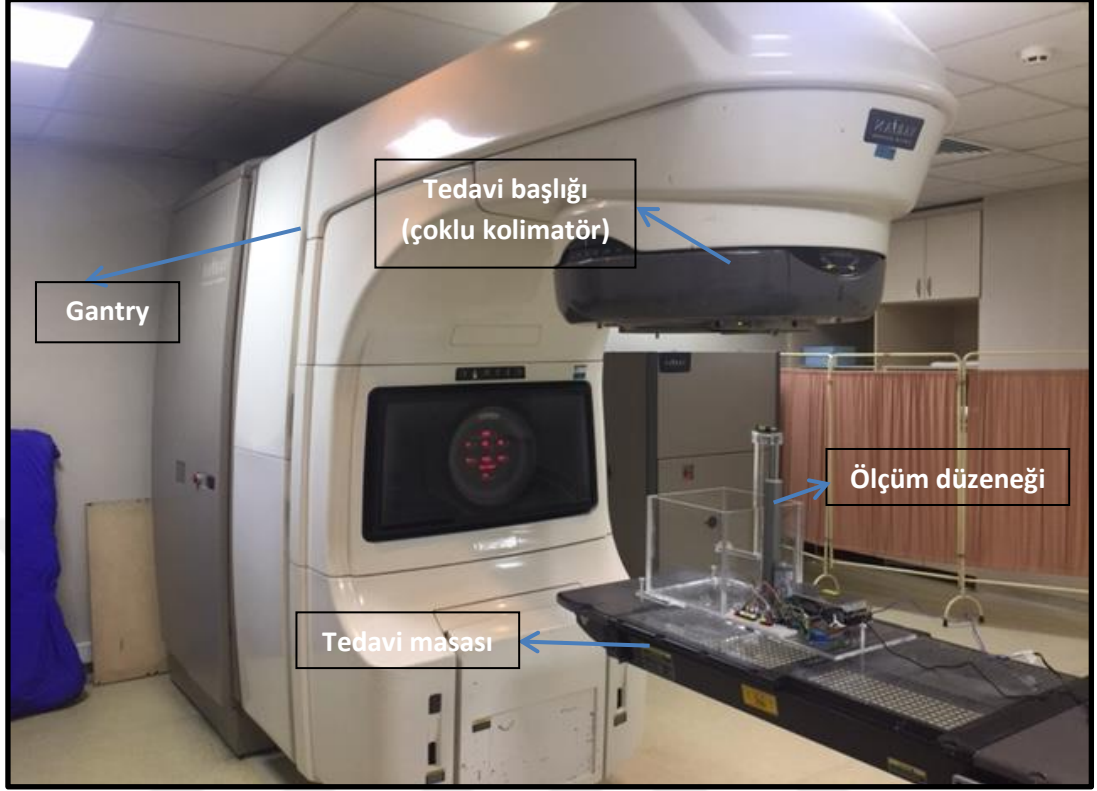


Şekil 4.15 Foton ışını kalite kontrolü için referans koşullar²³

4.3. Araştırma ve Bulgular

Bu çalışmada, oluşturulan düzenek klinikte kullanılan lineer hızlandırıcı radyoterapi cihazında bulunan tedavi masası üzerine Şekil 4.16, 17, 18, 19'daki gibi yerleştirildi. Sistemin hassasiyet ile ilgili gerekli lazer ayarları, SSD (kaynak cilt mesafesi) ayarları, su terazisi ayarları Şekil 4.20'de gösterilen hassas su terazisi ile yapılmıştır. Ölçüm sistemi düzeneği lineer hızlandırıcının merkezi eksenine, çapraz tellerin merkezi ekseninin iz düşümüne gelecek şekilde hazırlanmıştır. Ölçüm verileri için iyon odası, tasarlanan sistemin iyon odası tutucu mekanizmasına yerleştirilmiştir. Lineer hızlandırıcının enerjisi 6 ve 18 MV foton olarak iki farklı şekilde ayarlanarak tedavi doz rate (oranında) 300 MU/dak hızında 100MU doz verilmiştir. Her bir enerji için Şekil 4.15'de gösterilen şekilde 10 cm ve 20 cm derinliklerde ölçümler alınmıştır. Alınan bu ölçümler tablo haline getirilmiştir. Tabloda verilen sonuçlar standart protokol değerleriyle karşılaştırılmıştır.

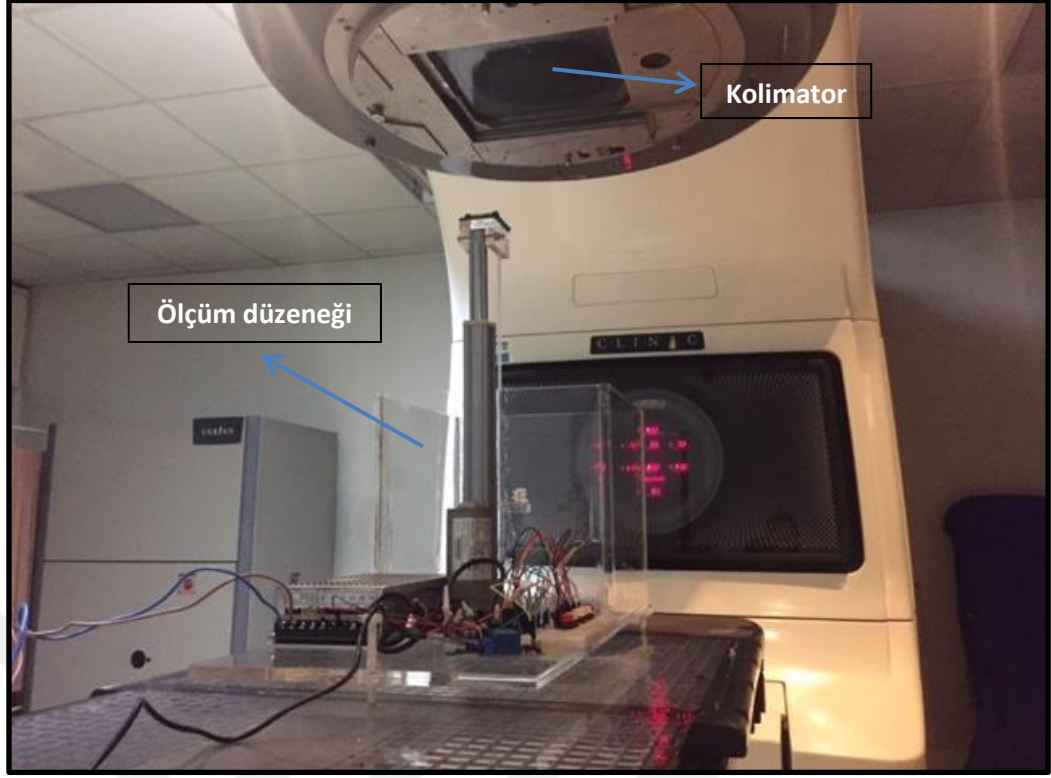
4.3.1. Ölçüm Devresinin Cihaz Masasında Konumlandırılması



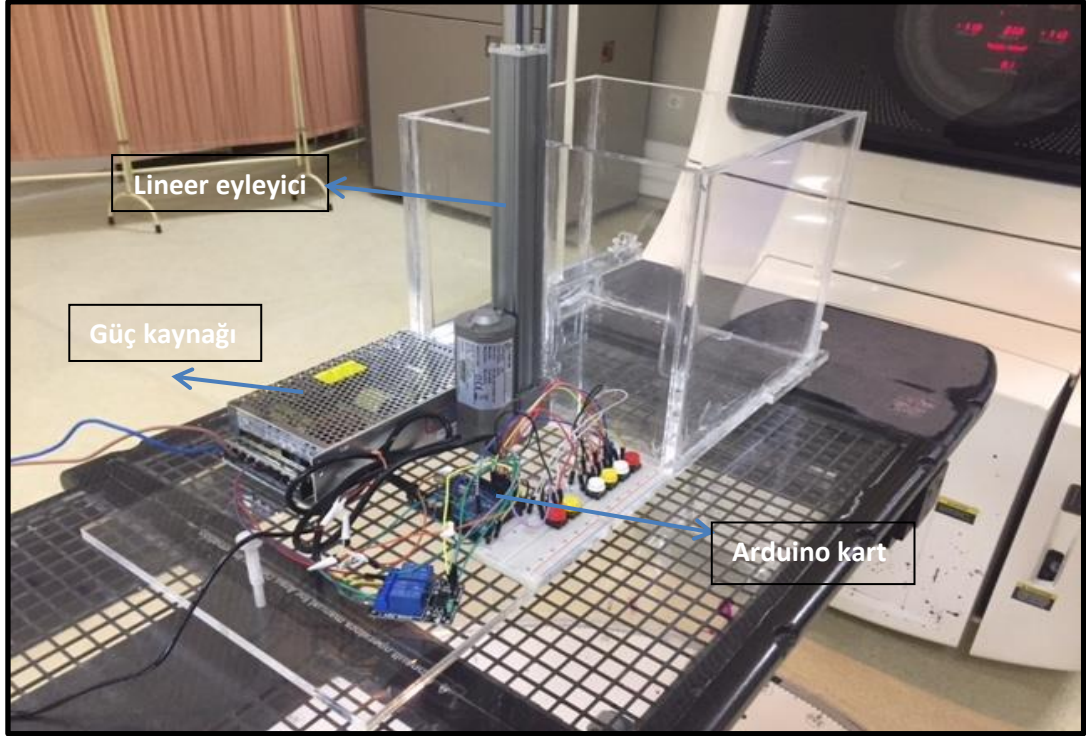
Şekil 4.16 Oluşturulan sistemin tedavi masasına lateral yerleşimi



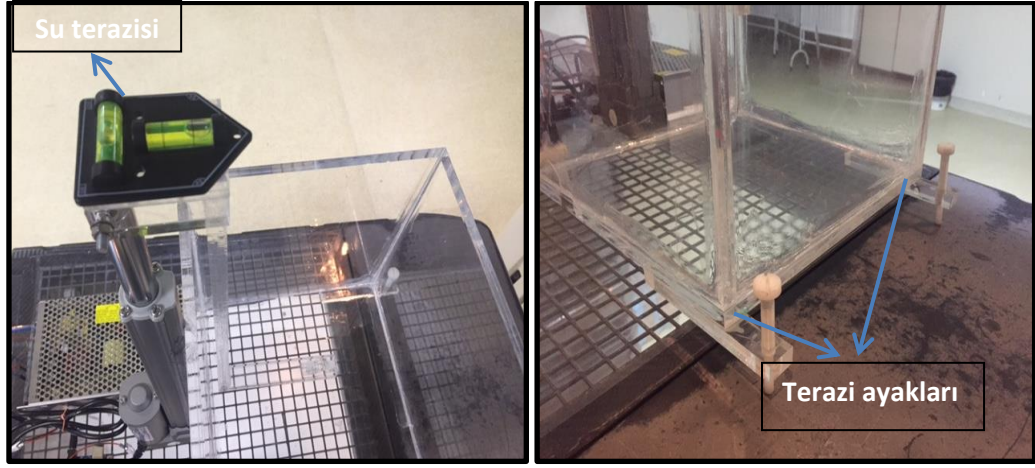
Şekil 4.17 Oluşturulan sistemin Gantry "0" derece olacak şekilde yerleşimi



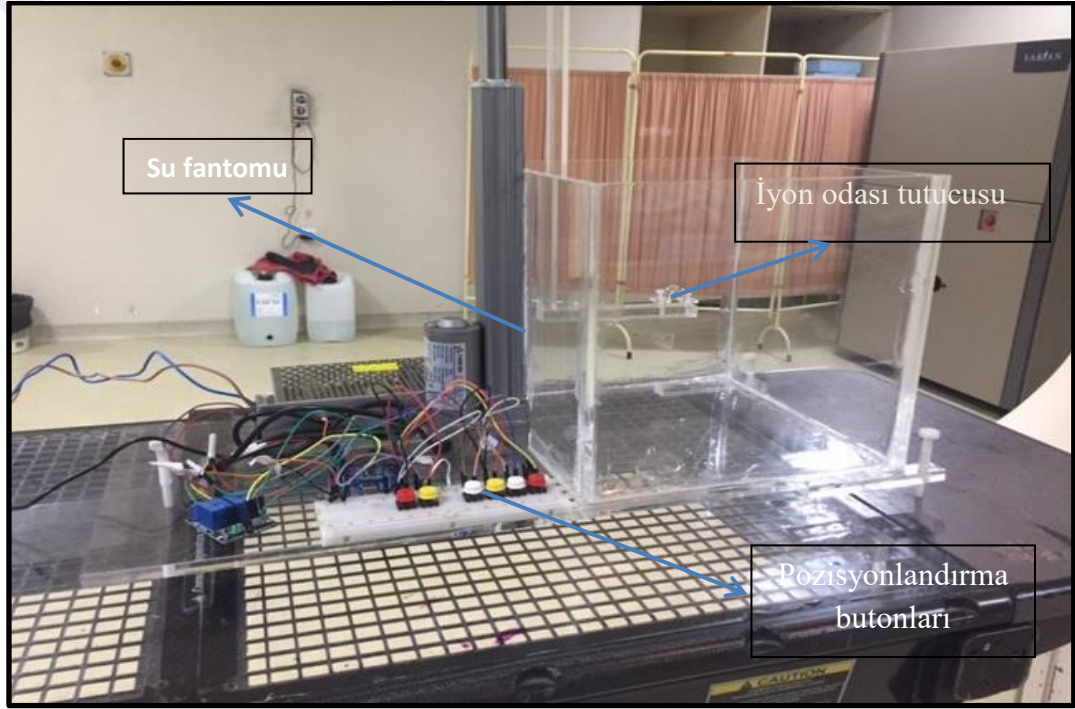
Şekil 4.18 Ölçüm sisteminin çapraz teller referans alınarak merkezlenerek yerleştirilmesi



Şekil 4.19 Ölçüm sisteminin ayrıntılı gösterimi



Şekil 4.20 Ölçüm değerlerinin düzgünlüğü ve lineer hızlandırıcı eksenini paralel hale getirmek için sistemin terazile alınması



Şekil 4.21 Kullanılan eyleyicinin pozisyonlandırılması için gerekli butonlar

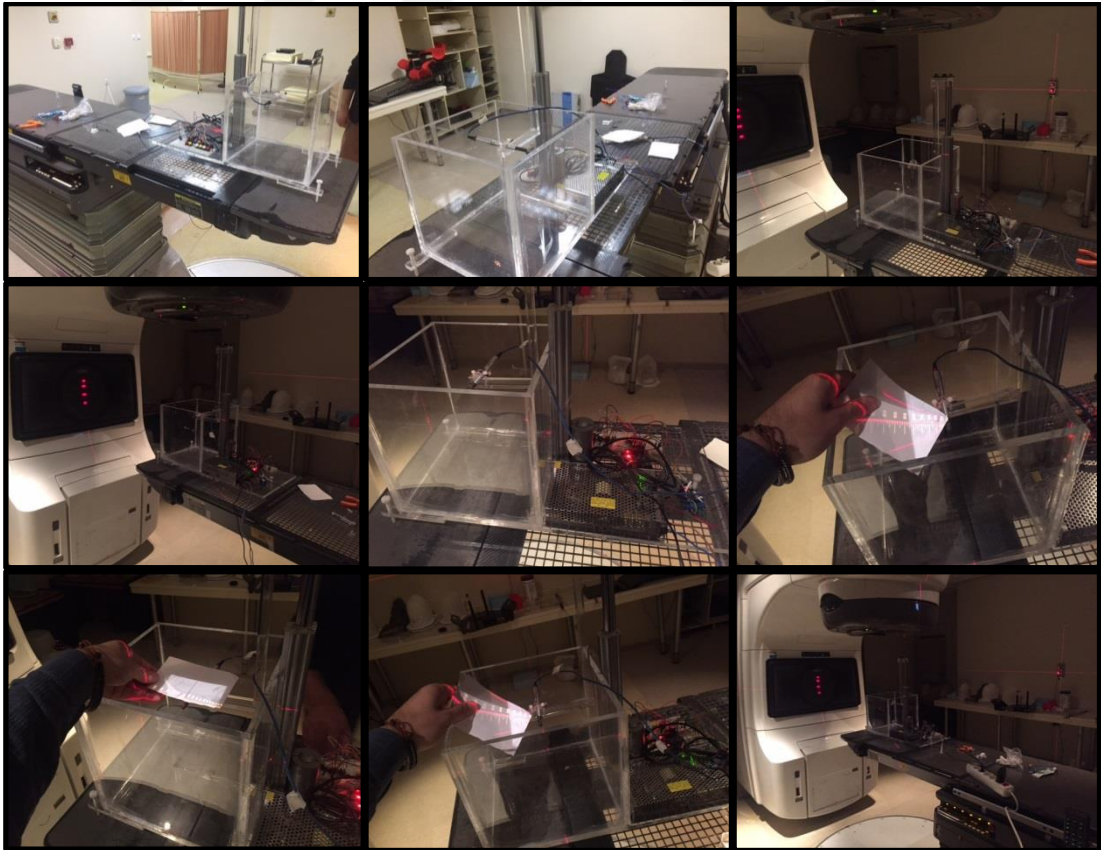
Şekil 4.19'da oluşturulan ölçüm sisteminin bağlantılı parçaları gösterilmektedir. İyon odası tutucusu hareketi için doğrusal aktüatör, pozisyon kontrolü için arduino kart, aktüatör motor voltajı için güç kaynağı ve kontrol butonları şekilde gösterildiği gibi konumlandırılmıştır.

Şekil 4.21'de ölçüm devresi tedavi masası üzerine yerleştirilmiştir. Lineer hızlandırıcı çapraz telleri ve merkezleme lazerleri ile ölçüm devresi tek bir hizaya

alınmıştır. Linear hızlandırıcının alan lambası ile ölçüm düzeneğinin merkezi birbiri üzerine oturtularak merkez eşleşmesi yapılmıştır. Bu sayede ölçüm düzeneğinin içinde bulunacak olan iyon odası tek bir hizada ve değişmeden yukarı aşağı hareket edebilmektedir.

4.3.2. Demet Kalitesi (TPR_{20/10}'un belirlenmesi):

Su yüzeyi SSD (kaynak cilt mesafesi) 100cm olacak şekilde ölçüm düzeneği ayarlanmıştır. Kolimatörde alan genişliği eşmerkezde 10cm x 10cm olacak şekilde açılmış ve düzenek önce 10cm aşağı sonra 20cm aşağı indirilerek 300 MU/dak. doz hızında 100MU'luk ışınlamalar yapılarak ölçümler alınmıştır. IAEA (Uluslararası Atom Enerjisi Kurumu) TRS 398 protokolüne göre yüksek enerjili foton demetlerinde suda soğurulan doz tayini için referans koşulları; fantom materyali olan su, silindirik iyon odası ve referans yükseklikler (her enerji için farklı derinlik) göz önünde bulundurularak ayarlanmıştır. İyon odasının referans noktası, merkezi eksen üzerinde kavite hacminin merkezinde olacak şekilde ayarlanmıştır. Şekil 4.22'de düzeneğin pozisyonlanması gösterilmektedir.



Şekil 4.22 Ölçüm devresinin pozisyonlandırılması

4.3.3. Yapılan Ölçümler İçin Referans Değerleri

TRS 398 (6MV) referans ölçümü

Radyoterapi cihazı ve referans koşulları:

Nominal doz hızı: 300 MU/dak

Referans fantom: su

Referans alan: 10x10 cmxcm

Referans derinlik: 10.0 g/cm²

Nominal hızlandırma potansiyeli: 6 MV

Demet kalitesi (TPR_{20/10}) : **0.677**

Kurulum: SSD

Referans mesafesi: 100 cm olacak şekilde ayarlanmıştır.²³

TRS 398 (18 MV) referans ölçümü

Radyoterapi cihazı ve referans koşulları:

Nominal doz hızı: 300 MU/dak

Referans fantom: su

Referans alan: 10x10 cmxcm

Referans derinlik: 10.0 g/cm²

Nominal hızlandırma potansiyeli: 18MV

Demet kalitesi (TPR_{20/10}) : **0.775**

Kurulum: SSD

Referans mesafe: 100 cm olacak şekilde ayarlanmıştır.²³

4.3.4. Yapılan Ölçümler ve Değerleri

Kullanılmış olduğumuz bu ölçüm sisteminde, iyon odası, oluşturulan fantomun içine lineer hızlandırıcı sisteminde bulunan çapraz teller yardımıyla merkezlenerek yerleştirilmiş ve dose 1 elektrometreye bağlayarak elektrometre devreye sokulmuştur. Oluşturulan ölçüm fantomu tedavi masasının üzerine yerleştirilmiş, merkezleme için tedavi odasında bulunan lazerler kullanılmıştır. Sistemin içine insan doku eşdeğeri olarak kabul edildiği için su doldurulmuş ve iyon odası suyun merkezine sıfırlanarak merkezi sıfır noktası olarak ayarlanmıştır. Bu merkezi sıfır noktası, sistemde bulunan arduino kartın programına yazılmış ve **Ek 1**'de bulunan kod sistemi sayesinde hafıza butonlarıyla 1 numaralı merkez hafızasına kaydedilmiştir. Daha sonra iyon odası yine sistemde bulunan hafıza butonlarıyla sırasıyla 10 cm ve 20 cm derinliğe çekilip bu seviyelerde de yine sistemde bulunan 2 ve 3 numaralı hafıza butonlarına kayıt edilmiştir.

Sistem hareket ettirilerek iyon odasının kaydedilen set değerlerine gidip gitmediği kontrol edilmiştir. Tekrar iyon odası sıfır noktasına çekilmiş ve ölçüme hazır hale getirilerek tedavi odası dışına çıkılmıştır. Lineer hızlandırıcı tedavi cihazının gerekli konfigürasyon ayarlarını yaparak önce foton 6 ve daha sonrasında foton 18 için her bir enerji ve ölçümde 100 MU doz verilerek ölçümler yapılmış ve sonuçlara göre ölçüm tablosu çıkarılmıştır. **Şekil 4.24**'de gösterildiği gibi sırasıyla önce foton 6 MV için yüzey alanında, 10 cm derinlikte, 20 cm derinlikte ölçümler alınmış ve bu ölçümler tablo haline getirilmiştir. Sonra aynı ölçüm sıralaması, foton 18 MV için yüzey merkezinde, 10 cm derinlikte ve 20 santim derinlikte olacak şekilde tekrar edilmiştir. Her bir enerji için 20 defa bu ölçümler tekrarlanmış ve ortalama değer olarak en yakın 5 sonuç tablo haline getirilerek kıyaslanmıştır. Burada $TPR_{20/10}$ parametresi $10\text{cm} \times 10\text{cm}^2$ alan için, 100 cm sabit kaynak-dedektör mesafesinde, merkezi ışın eksenindeki suda 10cm ve 20 cm derinlikler için belirlenmiştir.

$TPR_{20/10}$ değeri $PDD_{20/10}$ ile bağlantılıdır ve arasındaki ilişki;

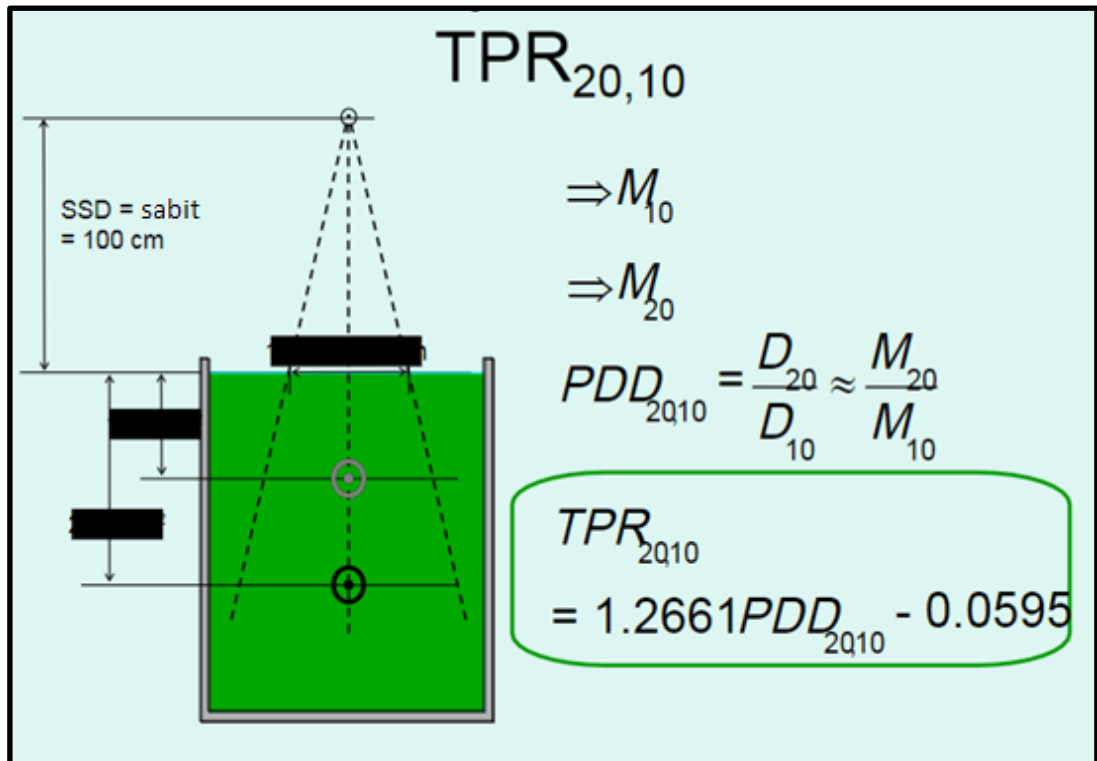
$$TPR_{20/10} = 1,2661 \times DD_{20/10} - 0,0595 \quad (1)$$

şeklindedir.²⁴

Lineer hızlandırıcının enerji, doz miktarı ve doz hızı seçimi yapılması, ölçüm düzeneğindeki iyon odasının ışınlanması ve veri toplaması Şekil 4.23'de gösterilmektedir.



Şekil 4.23. Lineer hızlandırıcı enerji kurulum ve doz çıkışı



Şekil 4.24 $TPR_{20,10}$ için kaynak mesafesi, derinlik ve alan boyutu²⁵

- 6MV

	DD10(Gy)	DD20(Gy)	DD20/10	TPR20/10
1.ölçüm	66.95/100	38.92/100	0.581	0.676
2.ölçüm	67.2/100	38.95/100	0.580	0.674
3.ölçüm	66.8/100	39/100	0.583	0.678
4.ölçüm	67.58/100	38.98/100	0.577	0.671
5.ölçüm	67/100	39.15/100	0.584	0.679
Ortalama	67.106/100	39/100	0.581	0.675

Tablo 4.2 Oluşturulan sistem ile 6MV doz ölçümü

	TPR20/10	Ref TPR20/10 ile oranı	Hata oranı (%)
1.ölçüm	0.676	99.85	%0.15
2.ölçüm	0.674	99.55	%0.45
3.ölçüm	0.678	100.14	%0.14
4.ölçüm	0.671	99.11	%0.89
5.ölçüm	0.679	100.29	%0.29
Ortalama	0.675	99.70	%0.30

Tablo 4.3 6 MV için referans değerleri ile kıyaslanmasından sonra hata oranları tablosu. 6MV için TPR_{20/10} referans değeri 0.677 olarak alınmıştır.



Şekil 4.25 6MV dose1 elektrometre ölçüm değerleri

Formül (1) ile $DD_{20/10}$ ölçümünden $TPR_{20/10}$ değerlerine ulaşılmıştır. **Tablo 4.2** ve **Şekil 4.25**'de, oluşturulan sistem ile elde edilen ölçüm değerleri, **Tablo 4.4**'de uluslararası kabul gören 6MV foton enerjisi için olan değerler karşılaştırılmış ve elde edilen değerlerin %2'lik bir hata payının altında olduğu belirlenmiştir.

Hata hesabı için kullanılan formül şu şekildedir;

$$(Hesaplanan\ TPR_{20/10} / Ref\ TPR_{20/10}) \times 100 \quad (2)$$

Bu formül temel alınarak 6MV enerjisi için hesaplanan hata oranları **Tablo 4.3**'de gösterilmiştir. Tabloda da görülebileceği üzere referans sonuçları ile karşılaştırıldığında karşılaşılan en büyük hata oranı %0.89 olmuştur. Gerçekleştirilen beş ölçüm sonucunda ortalama hata oranı ise %0.30 olarak ortaya çıkmıştır. Bu uluslararası ölçüm standartlarının kabul ettiği hata aralığı olan %2'nin çok altında bir hata oranıdır.

6 MV X-rays
 $D_{10} = 67.5\%$
 $d_{90} = 6.7\text{ cm}$

TABLES 5.4
 TABLE 5.4.1 PERCENTAGE DEPTH DOSES: 100 cm SSD

Side of square field (cm)	4	5	6	7	8	9	10	12	15	20	25	30	35	40
NPSF	0.979	0.983	0.987	0.990	0.994	0.997	1.000	1.006	1.013	1.023	1.029	1.033	1.037	1.040
Depth (cm)	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0
1.5	98.5	98.6	98.7	98.7	98.8	98.8	98.8	98.7	98.6	98.6	98.7	98.7	98.7	98.7
2.0	94.3	94.5	94.7	94.9	95.0	95.1	95.1	95.2	95.2	95.3	95.3	95.4	95.4	95.5
3.0	89.6	89.9	90.2	90.5	90.7	90.9	91.0	91.2	91.4	91.5	91.7	91.9	92.0	92.1
4.0	84.6	85.2	85.7	86.1	86.4	86.7	86.9	87.2	87.5	87.9	88.2	88.5	88.7	88.8
5.0	79.9	80.6	81.2	81.7	82.1	82.5	82.8	83.2	83.7	84.2	84.6	85.0	85.3	85.5
6.0	75.4	76.2	76.8	77.5	78.0	78.4	78.8	79.3	79.9	80.7	81.2	81.6	81.9	82.2
7.0	71.0	71.9	72.7	73.4	74.0	74.5	74.9	75.6	76.3	77.1	77.7	78.2	78.6	78.9
8.0	66.9	67.8	68.7	69.4	70.1	70.6	71.1	71.9	72.7	73.7	74.4	75.0	75.4	75.7
9.0	63.0	64.0	64.9	65.7	66.4	67.0	67.5	68.4	69.3	70.4	71.1	71.7	72.2	72.5
10.0	59.3	60.3	61.3	62.1	62.8	63.5	64.0	65.0	66.0	67.2	68.0	68.6	69.1	69.5
11.0	55.8	56.9	57.8	58.7	59.4	60.1	60.7	61.7	62.8	64.1	65.0	65.7	66.2	66.6
12.0	52.6	53.7	54.6	55.5	56.3	57.0	57.6	58.6	59.8	61.2	62.1	62.8	63.4	63.8
13.0	49.5	50.6	51.6	52.4	53.2	53.9	54.5	55.6	56.8	58.2	59.2	59.9	60.5	61.0
14.0	46.7	47.7	48.7	49.5	50.3	51.0	51.7	52.8	54.0	55.5	56.5	57.3	57.9	58.4
15.0	43.9	44.9	45.9	46.7	47.5	48.2	48.9	50.0	51.3	52.8	53.9	54.7	55.3	55.8
16.0	41.3	42.3	43.3	44.2	45.0	45.7	46.3	47.4	48.7	50.3	51.4	52.3	52.9	53.4
17.0	38.9	39.9	40.9	41.7	42.5	43.2	43.8	44.9	46.2	47.9	49.0	49.9	50.5	51.0
18.0	36.7	37.6	38.6	39.4	40.2	40.9	41.5	42.6	43.9	45.6	46.7	47.6	48.2	48.7
19.0	34.6	35.5	36.4	37.2	38.0	38.7	39.3	40.4	41.7	43.4	44.5	45.4	46.0	46.5
20.0	32.6	33.5	34.4	35.2	35.9	36.6	37.2	38.3	39.6	41.3	42.4	43.3	43.9	44.4
21.0	30.7	31.6	32.4	33.2	33.9	34.6	35.2	36.3	37.6	39.3	40.4	41.3	41.9	42.4
22.0	28.9	29.8	30.6	31.4	32.1	32.7	33.3	34.4	35.7	37.3	38.5	39.4	40.0	40.5
23.0	27.3	28.2	29.0	29.7	30.4	31.0	31.6	32.6	33.9	35.5	36.7	37.6	38.2	38.7
24.0	25.7	26.6	27.3	28.1	28.7	29.3	29.9	30.9	32.2	33.8	35.0	35.8	36.5	37.0
25.0	24.3	25.1	25.8	26.6	27.2	27.7	28.3	29.3	30.6	32.1	33.3	34.1	34.8	35.3
26.0	22.9	23.7	24.4	25.1	25.7	26.2	26.8	27.8	29.0	30.5	31.7	32.5	33.2	33.7
27.0	21.7	22.4	23.1	23.7	24.3	24.9	25.4	26.4	27.6	29.1	30.2	31.0	31.7	32.2
28.0	20.5	21.2	21.8	22.4	23.0	23.5	24.1	25.0	26.2	27.7	28.8	29.6	30.2	30.7
29.0	19.3	20.0	20.6	21.2	21.7	22.3	22.8	23.7	24.8	26.3	27.4	28.2	28.8	29.3
30.0	14.5	15.1	15.6	16.1	16.6	17.0	17.5	18.3	19.3	20.6	21.6	22.4	23.0	23.4
35.0	10.9	11.3	11.8	12.2	12.6	13.0	13.4	14.1	15.0	16.1	17.1	17.8	18.3	18.7
40.0														

Tablo 4.4 6MV foton enerjisi için uluslararası derin doz değerleri (BJR sup25)²⁶

- **18 MV**

Formül (1) ile $DD_{20/10}$ ölçümünden $TPR_{20/10}$ değerlerine ulaşılmıştır.²⁴ **Tablo 4.5'** de gösterilen ve **Şekil 4.26'** da, oluşturulan sistem ile elde edilen ölçüm değerleri ile **Tablo 4.7'** de uluslararası kabul gören 18MV foton enerjisi için olan değerler karşılaştırılmış ve elde edilen değerlerin %2'lik bir hata payının altında olduğu belirlenmiştir.

Hata hesabı ölçümlerinde **formül (2)** kullanılmıştır.

Bu formül temel alınarak 18 MV enerjisi için hesaplanan hata oranları **Tablo 4.6'** da gösterilmiştir. Tabloda da görülebileceği üzere referans sonuçları ile karşılaştırıldığında karşılaşılan en büyük hata oranı %1.03 olmuştur. Gerçekleştirilen beş ölçüm sonucunda ortalama hata oranı ise %0.38 olarak ortaya çıkmıştır.

	DD10	DD20	DD_{20/10}	TPR_{20/10}
1.ölçüm	77.2/100	51.1/100	0.6619	0.778
2.ölçüm	77.13/100	51/100	0.6612	0.777
3.ölçüm	77.3/100	50.8/100	0.657	0.772
4.ölçüm	76.9/100	51.23/100	0.666	0.783
5.ölçüm	76.93/100	50.95/100	0.662	0.778
Ortalama	77.092/100	51.016/100	0.661	0.777

Tablo 4.5 Oluşturulan sistem ile 18 MV doz ölçümü

	TPR_{20/10}	Ref TPR_{20/10} ile oranı	Hata oranı (%)
1.ölçüm	0.778	100.38	%0.38
2.ölçüm	0.777	100.25	%0.25
3.ölçüm	0.772	99.61	%0.39
4.ölçüm	0.783	101.03	%1.03
5.ölçüm	0.778	100.38	%0.38
Ortalama	0.778	100.38	%0.38

Tablo 4.6 18 MV için referans değerleri ile kıyaslanmasından sonra hata oranları tablosu. 18 MV için $TPR_{20/10}$ referans değeri 0.775 olarak alınmıştır.



Şekil 4.26 18MV dose1 elektrometre ölçüm değerleri

18 MV X-rays
 $D_{10} = 79.0\%$
 $d_{50} = 9.7$ cm

TABLES 5.9
 TABLE 5.9.1 PERCENTAGE DEPTH DOSES: 100 cm SSD

Side of square field (cm)	4	5	6	7	8	9	10	12	15	20	25	30	35	40
NPSF	0.979	0.983	0.987	0.990	0.994	0.997	1.000	1.006	1.013	1.023	1.029	1.033	1.037	1.040
Depth (cm)														
3.2	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0
4.0	99.2	99.3	99.2	99.1	99.0	98.9	98.8	98.6	98.3	98.0	97.8	97.7	97.6	97.6
5.0	96.4	96.6	96.6	96.6	96.5	96.4	96.2	95.9	95.5	94.9	94.7	94.6	94.6	94.6
6.0	92.8	93.1	93.2	93.2	93.1	93.0	92.8	92.5	92.1	91.6	91.4	91.3	91.4	91.4
7.0	89.0	89.3	89.4	89.5	89.5	89.4	89.3	89.1	88.7	88.3	88.1	88.1	88.2	88.3
8.0	85.1	85.5	85.7	85.8	85.8	85.8	85.8	85.6	85.4	85.0	84.9	84.9	85.0	85.2
9.0	81.3	81.8	82.1	82.2	82.3	82.3	82.3	82.2	82.0	81.8	81.7	81.8	82.0	82.2
10.0	77.7	78.3	78.6	78.8	78.9	79.0	79.0	79.0	78.9	78.8	78.8	78.9	79.1	79.3
11.0	74.2	74.8	75.1	75.3	75.5	75.6	75.7	75.8	75.8	75.7	75.8	76.0	76.2	76.5
12.0	71.0	71.5	71.9	72.2	72.4	72.6	72.7	72.8	72.9	73.0	73.1	73.3	73.5	73.8
13.0	67.9	68.4	68.8	69.1	69.4	69.6	69.7	69.9	70.0	70.2	70.4	70.6	70.9	71.1
14.0	64.8	65.4	65.8	66.1	66.4	66.6	66.8	67.0	67.2	67.5	67.7	68.0	68.3	68.5
15.0	61.9	62.5	62.9	63.3	63.6	63.9	64.1	64.4	64.6	64.9	65.2	65.5	65.8	66.0
16.0	59.1	59.7	60.2	60.6	60.9	61.2	61.4	61.7	62.0	62.4	62.7	63.0	63.3	63.6
17.0	56.6	57.2	57.7	58.1	58.4	58.7	58.9	59.3	59.6	60.0	60.4	60.7	61.0	61.3
18.0	54.1	54.7	55.2	55.6	55.9	56.2	56.5	56.9	57.3	57.7	58.1	58.5	58.8	59.1
19.0	51.8	52.4	52.9	53.3	53.6	53.9	54.2	54.6	55.0	55.5	55.9	56.3	56.6	56.9
20.0	49.6	50.2	50.7	51.1	51.4	51.7	52.0	52.4	52.8	53.4	53.9	54.3	54.6	54.9
21.0	47.5	48.1	48.6	49.0	49.3	49.6	49.9	50.3	50.8	51.4	51.9	52.3	52.6	52.9
22.0	45.4	46.0	46.5	46.9	47.2	47.5	47.8	48.3	48.8	49.4	49.9	50.3	50.6	50.9
23.0	43.4	44.0	44.5	45.0	45.3	45.6	45.9	46.4	46.9	47.6	48.1	48.5	48.8	49.1
24.0	41.6	42.2	42.7	43.1	43.4	43.7	44.0	44.5	45.0	45.7	46.2	46.6	46.9	47.2
25.0	39.8	40.4	40.9	41.3	41.6	41.9	42.2	42.7	43.3	44.0	44.5	44.9	45.2	45.5
26.0	38.2	38.7	39.2	39.6	39.9	40.2	40.5	41.0	41.6	42.3	42.8	43.2	43.5	43.8
27.0	36.6	37.1	37.6	38.0	38.3	38.6	38.9	39.4	40.0	40.7	41.2	41.6	41.9	42.2
28.0	35.0	35.5	36.0	36.4	36.7	37.0	37.3	37.8	38.4	39.1	39.6	40.0	40.3	40.6
29.0	33.5	34.0	34.5	34.9	35.2	35.5	35.8	36.3	36.9	37.6	38.1	38.5	38.8	39.1
30.0	32.1	32.6	33.1	33.5	33.8	34.1	34.4	34.9	35.5	36.2	36.7	37.1	37.4	37.7
35.0	25.9	26.4	26.8	27.2	27.5	27.8	28.1	28.6	29.2	29.9	30.4	30.8	31.1	31.4
40.0	21.0	21.4	21.8	22.2	22.5	22.8	23.0	23.5	24.1	24.8	25.3	25.6	25.9	26.2

Tablo 4.7 18MV foton enerjisi için uluslararası derin doz değerleri (BJR sup25)²⁶

5. SONUÇ

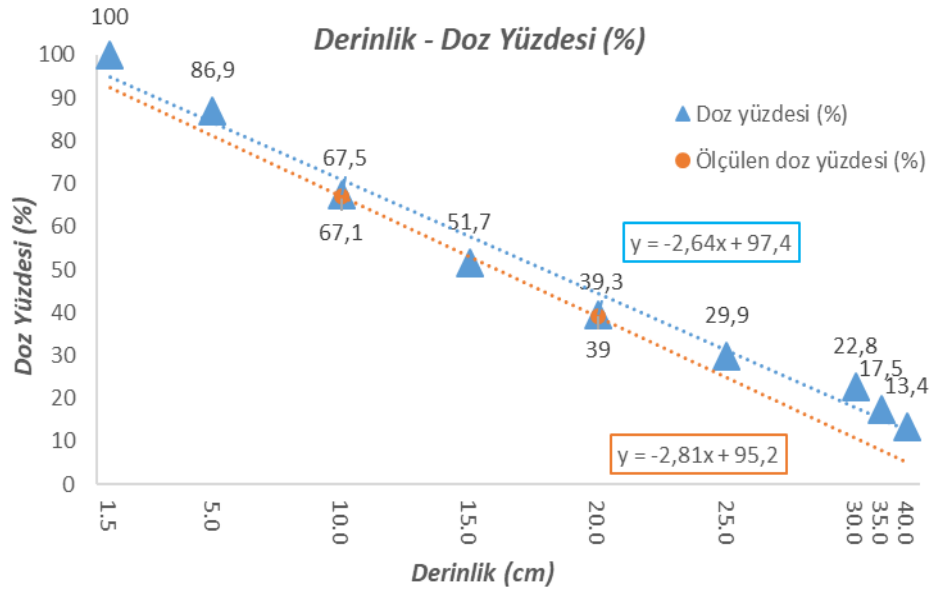
Son yıllarda radyoterapi cihazlarındaki teknolojik yenilikler ve bilgisayar sistemlerindeki hızlı gelişimin bu cihazlara ve klinik uygulamalara yansması ile kanser radyoterapisinde çok büyük ilerlemeler olmuştur. Ayrıca, radyobiyojik araştırmalar radyasyonun hücre üzerinde etkisinin daha iyi anlaşılmasını sağlamıştır. Birçok klinik çalışmalar bugün radyobiyojik araştırmaların sonuçlarına dayanmaktadır. Bilgisayar ve grafik teknolojisindeki gelişmeler ise bütün bu çalışmalara paralel olarak doz hesaplamasındaki belirsizliklerin azalmasına imkân tanımıştır.

Radyoterapide tedavi planlamasının asıl amacı hedeflenen dokuda homojen doz dağılımını sağlarken çevresinde bulunan sağlıklı dokuya en az dozu vermek, dolayısıyla en yüksek tümör imhasına karşılık en az sağlıklı doku hasarını oluşturmaktır.

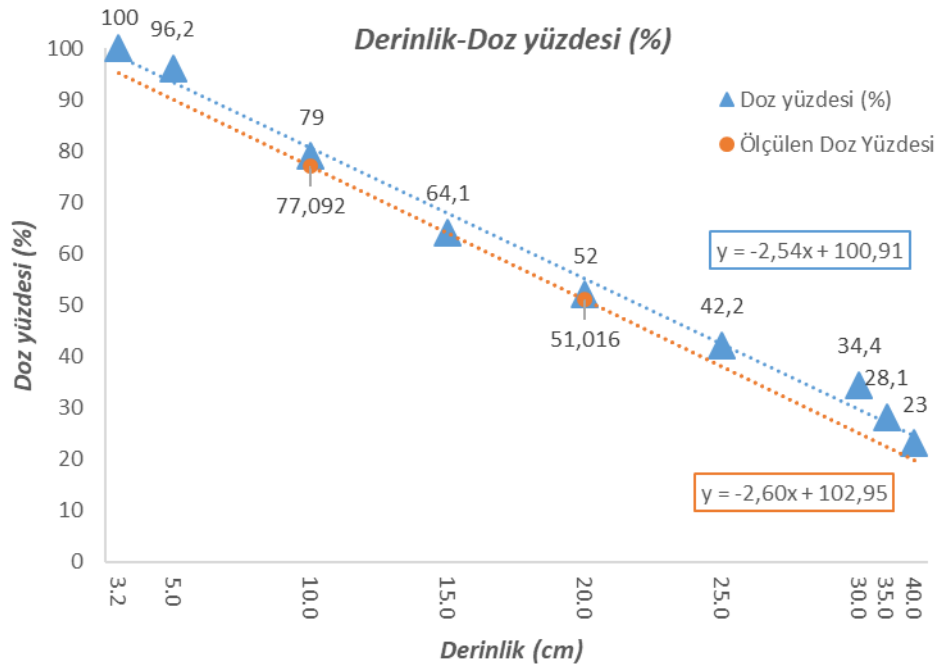
Kanser tedavisinde nihai sonuca ulaşabilmek için tedavide kullanılan lineer hızlandırıcıların ışın karakteristیکlerinin doğru olarak tayini ve doz veriminin hassas bir şekilde tespiti büyük önem taşımaktadır. Bu da ancak gerekli protokoller doğrultusunda yapılan kalibrasyon ölçümleri ile mümkün olmaktadır. Bu protokollerin uygulanması esnasında kullanılan dozimetrik ekipmanın hassasiyeti, doğruluğu, kurulum ve kullanım kolaylığı bu cihazların geliştirilmesinde en önemli parametrelerin başında gelmektedir. Sistemin güvenilirliği ve doğru hasta dozu tespitinin tayini ancak bu şekilde sağlanabilmektedir.

Bu amaçla geliştirilen mekanik düzeneğin protokollere uygunluğu, kurulum ve kullanım kolaylığı, doğru konumlandırılabilme kapasitesi ve isabetli ölçüm sonucu temin edebilme konuları irdelenmiş ve elde edilen sonuçlar standart protokollerle karşılaştırılmıştır.

Çalışmada kullanılan mekanik düzenek yardımıyla, iyon odası ve elektrometre ile gerçekleştirilen ölçümler sayesinde 6MV ve 18 MV foton enerjileri için değerler oluşturulmuştur. Bu ölçüm değerleri **Tablo 4.2** ve **Tablo 4.5**'te verilmiştir. Bu ölçüm sonuçları temel alınarak referans değerleri ile karşılaştırılan hata ölçüm tabloları da **Tablo 4.3** ve **Tablo 4.6**'da verilmiştir. Çalışmada kullanılan referans değerlerde **Tablo 4.4** ve **Tablo 4.7**'de gösterilmiştir.



Şekil 5.1 6 MV için 10cm² alanda derinliğe bağlı derin doz eğrisi ile ölçüm sonuçlarının kıyaslanması



Şekil 5.2 18MV için 10cm² alanda derinliğe bağlı derin doz eğrisi ile ölçüm sonuçlarının kıyaslanması

Şekil 5.1 ve Şekil 5.2’de ise bu karşılaştırma grafikler üzerinden daha belirgin olarak gösterilmiştir. Şekil 5.1’de Tablo 4.4 aracılığı ile elde edilmiş 6 MV için 10cm² alanda derinliğe bağlı derin doz eğrisi ile Tablo 4.2’de gösterilmiş ölçüm sonuçları karşılaştırılmıştır.

Şekil 5.1'de de görüldüğü gibi referans olan derinlik-doza yüzdesi eğrisinin denklemi;

$$y = -2,64x + 97,4 \quad (3)$$

iken çalışma sonucunda elde edilen ölçüm eğrisinin denklemi;

$$y = -2,81x + 95,2 \quad (4)$$

olmuştur.

Şekil 5.2 için aynı çalışma gerçekleştirildiğinde referans olan derinlik-doza yüzdesi eğrisinin denklemi;

$$y = -2,54x + 100,91 \quad (5)$$

iken çalışma sonucunda elde edilen ölçüm eğrisinin denklemi;

$$y = -2,60x + 102,95 \quad (6)$$

olmuştur.

Formül (3) ve **(4)**'ün birbirine olan korelasyonu;

$$r = \frac{\Sigma(x.y) - (\Sigma x)(\Sigma y)/n}{\sqrt{(\Sigma x^2) - (\Sigma x)^2/n} \sqrt{(\Sigma y^2) - (\Sigma y)^2/n}} \quad (7)$$

formülünden bulunur.

Korelasyon hesabı iki doğru üzerindeki beş noktanın seçilerek gerçekleştirilmiştir. Bu noktalar 5, 10, 15, 20 ve 25 noktalarıdır. Ölçümler aracılığı ile elde edilemeyen sonuçlar **formül (4)** aracılığı ile edilmiştir. Ölçüm sonuçları ile **formül (4)**'ten elde edilen sonuçların birbirleri ile tam uyumlu oldukları tespit edilmiştir.

Bu kapsamda n hesaba katılan nokta sayısı olmak üzere, x referanslardan alınan değerler, y ise ölçümler aracılığıyla elde edilen sonuçlardır.

Böylelikle;

$$n=5, \Sigma x=265.25, \Sigma y=275.3, (\Sigma x)^2=70357.56, (\Sigma y)^2=75790.09, \Sigma(xy)=16602.57,$$

$$\Sigma x^2=16045.53, \Sigma y^2=17219.25 \text{ olmuştur.}$$

Bu sayede **formül (3)** ve **formül (4)** arasındaki korelasyon $r=0,99$ olarak tespit edilmiştir.

Aynı hesaplama **formül (5)** ve **formül (6)** arasında gerçekleştiğinde ise;

$n=5$, $\Sigma x=319.75$, $\Sigma y=333.5$, $(\Sigma x)^2=102240.062$, $(\Sigma y)^2=111222.25$, $\Sigma(xy)=23082.32$,
 $\Sigma x^2=22138.01$ ve $\Sigma y^2=24089.09$ olmuştur.

Böylelikle **formül (5)** ve **formül (6)** arasındaki korelasyon $r=0,99$ olarak tespit edilmiştir.

Çalışma sonucunda geliştirilen elektromekanik düzenek aracılığı ile elde edilen sonuçların referans değerler ile çok yüksek oranda benzeştiği ($r=0,99$) ortaya konmuştur.

Çalışma esnasında elde edilen ölçümler on santimetre ve yirmi santimetre derinliklerden elde edilmiştir. Standart su fantomu ile yapılan ölçümlerde referans olarak kabul edilen ve TAEK (Türkiye Atom Enerji Kurumu) kararlarına göre radyoterapide doz kalibrasyonu için kullanılan IAEA (International Atomic Energy Agency) kurumunun TRS 398 (Technical Report Series) protokolü TPR_{20/10} için iki noktadan ölçüm yapılmasını yeterli görmüştür. Bu sebeple çalışma esnasında her birisinden beşer kez olmak üzere sadece bu noktalardan ölçüm gerçekleştirilmiş, daha başka derinliklerden ölçüm gerçekleştirmeye ihtiyaç duyulmamıştır. Korelasyon hesaplaması için ihtiyaç duyulan veriler ise elde edilen doğru denklemleri aracılığı ile tespit edilmiştir. Doğru denklemleri ile ölçüm sonuçlarının tam olarak birbiri ile uyum içerisinde buldukları gözlemlenmiştir.

Çalışmada geliştirilen elektromekanik düzeneğin yukarıda bahsedilmiş olan TRS 398 protokolünde önerilmiş standartlarla da uyum içerisinde olduğu tespit edilmiştir.

Sonuç olarak geliştirilen elektromekanik düzenek aracılığıyla elde edilen ölçüm değerlerinin, lineer hızlandırıcının verdiği dozun kalite kontrolünde ve hastaya verilen dozun ölçülmesinde kullanılan, **Tablo 5.1**'de gösterilmiş olan standart su fantomundaki standart veriler ile eşleştiği görülmüştür. Bunun ötesinde çıkan sonuçların uluslararası geçerli bir protokol olan ve TAEK tarafından kullanılması tavsiye edilen BJR (British Journal of Radiology Supplement 25)'de verilen 6MV ve 18 MV için ölçülen değerlere yakın bir değerde olduğu tespit edilmiştir.²⁶

Protokollerde belirtilen değerleri ile dizaynını yaptığımız elektromekanik sistem aracılığıyla elde edilen değerlerin istatistiksel karşılaştırılmasında, aradaki farkın kabul edilebilir hata oranı olan %2'nin çok altında olduğu görülmüştür.

Nominal MV	PDD at 10 cm deep, D_{10} (%)	Depth of 80% dose, d_{80} (cm)	Depth of peak dose, d_m (cm)	TPR _{20/10} QI	Narrow-beam atten. coeff. μ_0 (cm ⁻¹)
2	55.0	4.7	0.4	0.519	0.0765
4	63.0	5.9	1.0	0.626	0.0570
5	65.0	6.2	1.25	0.646	0.0525
6	67.5	6.7	1.5	0.677	0.0470
8	71.0	7.5	2.0	0.713	0.0403
10	73.0	8.0	2.3	0.731	0.0372
12	75.0	8.5	2.6	0.748	0.0342
15	77.0	9.1	2.9	0.763	0.0316
18	79.0	9.7	3.2	0.775	0.0295
21	81.0	10.3	3.5	0.789	0.0276
25	83.0	10.9	3.8	0.799	0.0262
30	85.0	11.6	4.2	0.809	0.0250
35	87.0	12.3	4.5	0.816	0.0240
40	88.5	12.9	4.8	0.824	0.0233
50	91.0	13.9	5.3	0.837	0.0225

Tablo 5.1 6MV ve 18MV foton enerjileri için TPR_{20/10} değerleri (BJR sup25)²⁶

Yapılan ölçümlerin ve alınan sonuçların standart kullanılan ölçüm sistemleriyle yakın değerde olması, pratik kullanıma uygun olması, kurulum ve kullanım kolaylığı sağlaması, oluşturulan bu sistemin radyoterapi ünitelerinde yoğun olarak kullanılabilmesi izlenimini oluşturmaktadır. Bütün bu nedenlerden ötürü geliştirilen düzeneğin radyoterapi protokolleri çerçevesinde günlük, aylık ve 6 aylık kontrol ölçümlerinde rahatlıkla kullanılabilmesi düşünülmektedir. Tasarlanan sistemin, diğer ticari sistemlere göre çok daha ekonomik olması, maliyet bakımından büyük avantaj sağlamaktadır. Sistemin muadil sistemlere nazaran daha pratik olması, hantal bir sistem olmaması, radyoterapi ünitelerinin bütün bir gün ölçüm ve kalibrasyon amacıyla kapatılmaları gereksinimini ortadan kaldıracaktır. Kurulum ve kullanım kolaylığına sahip olması, bunun üzerine de radyoterapi protokollerine uygun yüksek isabet oranlarına sahip ölçüm sonuçları elde edebiliyor olması tasarlanan bu elektromekanik düzeneğin klinik uygulamalar için de sıklıkla kullanılabilmesi olasılığını düşündürmektedir.

Sonuç olarak, gelecek çalışmalar adına, bahsedilen bütün bu avantajlarından dolayı bu çalışmada prototip olarak geliştirilmiş olan bu düzeneğin en kısa zamanda faydalı model belgesinin alınması ve *spin-off* (bilimsel bir çalışmanın ticari bir çalışmaya dönüşmesi) şirket kurulmasına yönelik çalışmaların gerçekleştirilmesi planlanmaktadır. Bu yönde üretilecek olan ürünler ve kurulacak olan şirketler Türkiye'yi çok büyük bir maliyetten kurtarma potansiyeli taşımaktadır.

KAYNAKÇA

1. Dahlin, H., Lamm, I.L., Landerrberg, T., Levernes, S., Uls, N., “User Requirements on CT. Based Computer Dose Planning Sistem İn Radiation Therapy”, Acta Oncol, 22-24 (1983)
2. Altundağ Ordu, İ. “Beyin tümörlerinde konformal radyoterapi tedavisi”, Yüksek Lisans Tezi, ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 2, (2008).
3. Chao, C.K.S., Perez., C.A., Brady, L.W., “Radyasyon Onkolojisi Tedavi Kararları”, Gemici, C., Mayadağlı, A., Parlak, C., Nobel Tıp Kitabevleri, İstanbul, 5-7,112-521 (2004).
4. Ceylan, Osman. “Mide radyoterapisinde kullanılan kontrast maddenin doz dağılımına etkisi“, Yüksek lisans tezi, Selçuk üniversitesi Fen bilimleri Enstitüsü, Konya, 5,6(2012)
5. Yülek, G.G., “Radyasyon Fiziği ve Radyasyondan Korunma”, SEK Yayınları, Ankara, 101-103 (1992).
6. İnanç, E., “Radyoterapide elektron ışınlamalarında küçük alan için doz belirsizliğinin araştırılması“, Yüksek lisans tezi, Gazi üniversitesi Fen bilimleri Enstitüsü, Ankara, 10,12 (2008)
7. Demir, A., “Lineer Hızlandırıcılarda Elde Edilen X-ışınlarıyla Kanser Tedavisi”, Yüksek Lisans Tezi, Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 5, 49, 90 (2005).
8. Lineer akseleratör (Linac).2016 [erişim tarihi 15.04.2017]. Elektronik adresi: <https://medium.com/@berrinmemet/lineer-akseleratör-linac-a3271a5b8052>
9. Dirican, B., “Radyoterapi Teknikleri”, 1.Ulusal Parçacık Hızlandırıcıları ve Uygulamaları Kongresi TAEK, Ankara, 3 (2001).
10. The inside of radiation therapy Linear Accelarator,2012[erişim tarihi 01.4.2017]. Elektronik adresi: <https://www.pinterest.com/pin/262194009526028434/>
11. Akyol, Fatma., “Dogrusal hızlandırıcı tedavi cihazında elde edilen farklı enerjili foton demetlerinden üç boyutlu tedavi planlama sistemi için gerekli ölçümlerin

alınması“, Yüksek lisans tezi, Gazi üniversitesi Fen bilimleri Enstitüsü, Ankara, 16,18 (2009)

12. Endüstriyel uygulamalar için lineer aktüatör. 2008, [erişim tarihi 12.4.2017].
Elektronik adresi: http://www.mepateknik.com/urun_devam.aspx?id=7
13. Premium linear actuators, 2004 [erişim tarihi 09.5.2017]. Elektronik adresi:
<https://www.firgelliauto.com/products/premium-linear-actuators>
14. Linear actuators, 2017 [erişim tarihi 10.4.2017]. Elektronik adresi:
<http://www.linak.com.tr/products/linear-actuators.aspx>
15. Hydraulic to Electric: Industrial Linear Actuators. Video Credit:
ThomsonIndustries / CC BY-SA 4.0, 2016
16. Akın, Ö. Eyleyiciler ve eyleyici seçimi, 2012 [24.03.2017]
http://www.ozgurakin.com.tr/download/3-Aktuatorler_ve_Aktuator_Secimi.pdf
17. TA2P series linear actuators, 2010 [erişim tarihi 21.4.2017]. Elektronik adresi:
<http://www.timotion.com/product/1481269298/76>
18. Linear actuator control with programmable positions, 2016 [erişim tarihi 22.3.2017]. Elektronik adresi: <https://shiftautomation.com/linear-actuator-control-programmable-positions>
19. Linear Actuator product range, 2013 [erişim tarihi: 19.1.2017]. Elektronik adresi:
<http://www.skf.com/group/products/actuation-systems/linear-actuators/index.html>
20. Arduino uno REV3, 2016 [erişim tarihi: 19.3.2017]. Elektronik adresi:
<https://store.arduino.cc/arduino-uno-rev3>
21. CC13 - S İyon Odası Kullanıcı Klavuzu”, Mesi Medikal Sistemler A.Ş., 4, 5 (2008)
22. Tedavi Dozimetre ve Yazılımı”, Mesi Medikal Sistemler A.Ş., 9 (2008)
23. IAEA TRS-398 Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water syf 66-67 05 June 2006

24. Joanna, I. Govinda R. "Radiation Dosimeters" Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, IAEA, syf 337, (2002)
25. Özbay, İsmail, 'Hava Kermaya Dayalı Suda Absorbe Doz Tayini IAEA Rapor 277, İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü,15, (2015)
26. BJR Supplement 25 Central Axis Depth Dose Data For Use in Radiotherapy: A Survey of Depth Dose and Related Data Measured in Water or Equivalent Media, syf 65-79, July 1996



EKLER

EK 1

Kullanılan Kod Sistemi

```
#include <Button.h>

#include <Encoder.h>

const int RELAY[] = {6,7}; //RELAY[0] and RELAY[1] to access the pins

const int BTN_EXTEND = 4;

const int BTN_RETRACT = 5;

const uint8_t MANUAL = 1; //a constant to indicate manual mode

const uint8_t AUTOMATIC = 2; //a constant to indicate automatic mode

const int BTN_MEM_PIN[] = {8,9,10};

const int BTN_SET_MEM = 11;

//Set up the linear actuator encoder

//On many of the Arduino boards pins 2 and 3 are interrupt pins

// which provide the best performance of the encoder data.

Encoder myEnc(2, 3);

long oldPosition = -999;

long targetPosition = 0;

#define ACCURACY 10 //How close to your target position is close enough.
Higher accuracy may result in

    // a bit of jitter as the actuator nears the position

#define DEBOUNCE_MS 20 //A debounce time of 20 milliseconds usually works
well for tactile button switches.

#define PULLUP true //To keep things simple, we use the Arduino's internal
pullup resistor.

#define INVERT true //Since the pullup resistor will keep the pin high unless the

    //switch is closed, this is negative logic, i.e. a high state
```


//means the button is NOT pressed. (Assuming a normally open switch.)

```
uint8_t MODE = MANUAL;

Button btnExtend (BTN_EXTEND, PULLUP, INVERT, DEBOUNCE_MS);

Button btnRetract (BTN_RETRACT, PULLUP, INVERT, DEBOUNCE_MS);

Button btnSetPos (BTN_SET_MEM, PULLUP, INVERT, DEBOUNCE_MS);

Button btnPos1 (BTN_MEM_PIN[0], PULLUP, INVERT, DEBOUNCE_MS);

Button btnPos2 (BTN_MEM_PIN[1], PULLUP, INVERT, DEBOUNCE_MS);

Button btnPos3 (BTN_MEM_PIN[2], PULLUP, INVERT, DEBOUNCE_MS);

long memPosition[] = {0,0,0};

void setup() {
  pinMode(RELAY[0], OUTPUT);
  pinMode(RELAY[1], OUTPUT);
  Serial.begin(9600);
}

void loop() {

  btnExtend.read();

  btnRetract.read();

  btnSetPos.read();

  btnPos1.read();

  btnPos2.read();

  btnPos3.read();

  if (btnExtend.isPressed()) {
    extendActuator();
    MODE = MANUAL;
  }

  if (btnRetract.isPressed()) {
```

```

retractActuator();

MODE = MANUAL;

}

if (!btnExtend.isPressed() && !btnRetract.isPressed() && MODE == MANUAL) {

stopActuator();

MODE = MANUAL;

}

if(btnPos1.wasReleased()) {

Serial.println("btnPos1");

MODE = AUTOMATIC;

targetPosition = memPosition[0];

}

if(btnPos2.wasReleased()) {

Serial.println("btnPos2");

MODE = AUTOMATIC;

targetPosition = memPosition[1];

}

if(btnPos3.wasReleased()) {

Serial.println("btnPos3");

MODE = AUTOMATIC;

targetPosition = memPosition[2];

}

//check the encoder to see if the position has changed

long newPosition = myEnc.read();

if (newPosition != oldPosition) {

oldPosition = newPosition;

Serial.println(newPosition);

```

```

}

if(MODE == AUTOMATIC && newPosition != targetPosition) {

Serial.print("Target/Actual:");Serial.print(targetPosition);Serial.print(" /
");Serial.print(newPosition);Serial.print(" [");Serial.print(abs(targetPosition -
newPosition));Serial.println("]");

if(targetPosition < newPosition) {

Serial.println("AUTO RETRACT");

retractActuator();

MODE = AUTOMATIC;

}

if(targetPosition > newPosition) {

Serial.println("AUTO EXTEND");

extendActuator();

MODE = AUTOMATIC;

}

if( (targetPosition == newPosition) || abs(targetPosition - newPosition) <=
ACCURACY) {

Serial.println("AUTO STOP");

stopActuator();

MODE = MANUAL;

}

}

if(btnSetPos.isPressed()) {

if(btnPos1.isPressed())

memPosition[0] = newPosition;

if(btnPos2.isPressed())

memPosition[1] = newPosition;

if(btnPos3.isPressed())

```

```
memPosition[2] = newPosition;
}
}
void extendActuator() {
//Serial.println("extendActuator");
digitalWrite(RELAY[0], HIGH);
digitalWrite(RELAY[1], LOW);
}
void retractActuator() {
//Serial.println("retractActuator");
digitalWrite(RELAY[0], LOW);
digitalWrite(RELAY[1], HIGH);
}
void stopActuator() {
//Serial.println("stopActuator");
digitalWrite(RELAY[0], HIGH);
digitalWrite(RELAY[1], HIGH);
}24.
```

ÖZGEÇMİŞ

Adı: Doğan

Soyadı: Esen

Dođum Yeri ve Tarihi: Avanos/Nevşehir 08.08.1985

Eđitimi (tarih sırasına göre yeniden eskiye doğru):

- 1- 2004-2008 Kırıkkale Üniversitesi Lisans (Fizik)
- 2- 2000-2004 Göztepe İhsan Kurşunoğlu Lisesi (YDA)
- 3- 1992-2000 Yenisahra İlköđretim Okulu

Yabancı Dili: İngilizce

Üye Olduğu Bilimsel Kuruluşlar: Biyomedikal Mühendisliği Topluluđu

Bilimsel Etkinlikleri (aldığı burslar, ödülleri, projeleri): Başbakanlık Bursu