

**KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ İLE
ELDE EDİLEN GÖRÜNTÜLER ÜZERİNDE
YAPILAN İKİ BOYUTLU VE ÜÇ BOYUTLU
SEFALOMETRİK ÖLÇÜMLERİN
KARŞILAŞTIRILMASI**

**Dt. Hanifi YILDIRIM
Ortodonti Anabilim Dalı
Tez Yöneticisi
Prof. Dr. İsmail CEYLAN**

Doktora Tezi - 2012

T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ORTODONTİ ANABİLİM DALI
DOKTORA PROGRAMI

KONİK İŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ İLE ELDE EDİLEN GÖRÜNTÜLER
ÜZERİNDE YAPILAN İKİ BOYUTLU VE ÜÇ BOYUTLU SEFALOMETRİK
ÖLÇÜMLERİN KARŞILAŞTIRILMASI

Dr. Hanifi YILDIRIM

Tezin Enstitüyü Verildiği Tarih : 29.03.2012
Tezin Sözlü Savunma Tarihi : 19.04.2012
Tez Danışmanı : Prof.Dr. İsmail CEYLAN
Jüri Üyesi : Prof.Dr.Zafer SARI
Jüri Üyesi : Prof.Dr. Abdulvahit ERDEM
Jüri Üyesi : Prof.Dr.H. Murat AKGÜL
Jüri Üyesi : Yrd.Doç.Dr.İ. Metin DAĞSUYU
Enstitüsü Müdürü : Prof. Dr. Yavuz Selim SAĞLAM

Nisan 2012
ERZURUM

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	IV
ŞEKİL DİZİNİ.....	V
TABLO DİZİNİ.....	VIII
ÖZGEÇMİŞ.....	IX
ÖZET.....	X
ABSTRACT.....	XII
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2.GENELBİLGİLER.....	3
2.1. Sefalometri ve Tarihçesi.....	3
2.2. Ortodontide Üç Boyutlu Görüntülemenin Tarihsel Gelişimi.....	4
2.3. İki Boyutlu Görüntüleme Teknikleri.....	5
2.3.1. Geleneksel Sefalometrik Radyografi:.....	5
2.3.2. Dijital Sefalometrik Radyografi:.....	6
2.4. Ortodontide Geleneksel İki Boyutlu Sefalometrik Filmlerin Kullanım Alanları ve Kısıtlamaları.....	7
2.4.1. Kullanım Alanları.....	7
2.4.2. Kısıtlamaları.....	7
2.5. Lateral Sefalometrik Analiz Yöntemleri.....	10
2.5.1. Geleneksel Sefalometrik Analiz Yöntemi.....	10
2.5.2. Bilgisayarlı Sefalometrik Analiz Yöntemleri.....	11
2.6. Bilgisayarlı Sefalometrik Analiz Yazılımları.....	12
2.7. Ortodontide Üç Boyutlu Görüntülemeye Neden İhtiyaç Vardır?.....	13
2.8. Üç Boyutlu Görüntüleme Teknikleri.....	14

2.8.1. Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG)	14
2.8.2. Bilgisayarlı Tomografi (BT)	14
2.8.3. Konik Hüzme Işınli Bilgisayarlı Tomografi (<i>Cone Beam Computed Tomography = CBCT</i>)	16
2.9. Üç Boyutlu Görüntülemenin Ortodontideki Kullanım Alanları	19
2.9.1. Gömülü Kaninlerin Görüntülenmesi	19
2.9.2. Kök Rezorpsiyonunun Değerlendirilmesi	20
2.9.3. Kök Fraktürlerinin Değerlendirilmesi	20
2.9.4. Ortodontik Mini Vida Yerleştirilmesi	20
2.9.5. Asimetrinin Değerlendirilmesi	21
2.9.6. Temporomandibular Eklemdeki Dejenaratif Değişimlerin Değerlendirilmesi	21
2.9.7. Dudak-Damak Yarıklarının Değerlendirilmesi	21
2.9.8. Solunum Yolunun Değerlendirilmesi	22
2.9.9. Ortodontik Sanal Modelleme	22
2.9.10. Üç Boyutlu Sefalometrik Değerlendirme	22
3. GEREÇ VE YÖNTEM	26
3.1. Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi Kaydının Alınması	27
3.2. İki Boyutlu (2B) Sefalometrik Filmler Üzerindeki Anatomik İşaret Noktaları ...	36
3.2.1 Çalışmamızda Kullanılan Dişsel ve İskeletsel İşaret Noktaları	36
3.2.2 Çalışmamızda Kullanılan Sefalometrik Doğrular	40
3.2.3. Çalışmamızda Kullanılan İskeletsel Açısal Ölçümler	42
3.2.4. Çalışmamızda Kullanılan Dişsel Açısal Ölçümler	44
3.2.5. Çalışmamızda Kullanılan İskeletsel Boyutsal Ölçümler	46
3.2.6. Çalışmamızda Kullanılan Dişsel Boyutsal Ölçümler	48

3.3. Üç Boyutlu (3B) Kafa Görüntüleri Üzerindeki Anatomik İşaret Noktaları	49
3.4. Metot Hatasının Değerlendirilmesi	63
3.5. İstatistiksel Yöntem.....	63
4. BULGULAR.....	65
5. TARTIŞMA	81
6. SONUÇLAR.....	91
7. KAYNAKLAR	93

TEŞEKKÜR

Ortodonti eğitimim boyunca ve doktora çalışmalarım süresince her zaman yanımda olan, tecrübesini benimle paylaşan ve üzerimde çok emeği olan tez danışmanım **Prof. Dr. İsmail CEYLAN**'a,

Doktora eğitimime büyük katkıları olan ve hiçbir zaman yardımlarını esirgemeyen **Prof. Dr. Abdulvahit ERDEM**'e, **Prof. Dr. Hüsamettin OKTAY**'a, **Prof. Dr. İbrahim YAVUZ**'a, **Yrd. Doç. Dr. İlhan Metin DAĞSUYU**'na, **Yrd. Doç. Dr. Nihat KILIÇ**'a, **Yrd. Doç. Dr. Ali KİKİ**'ye,

Tez izleme komitesi üyesi değerli hocam **Prof. Dr. H. Murat AKGÜL**'e,

Tezimin istatistiksel yöntemi konusunda yardımlarını esirgemeyen **Prof. Dr. Zekeriya AKTÜRK**'e ve **Prof. Dr. Ömer AKBULUT**'a,

Tüm mesai arkadaşlarıma ve desteklerini her zaman yanımda hissettiğim çok sevdiğim aileme,

Teşekkür ederim.

Arş. Gör. Dt. Hanifi YILDIRIM

ŞEKİL DİZİNİ

Şekil 2. 1. (A) Farklı şekil ve boyuttaki cisimlerin izdüşümleri aynı boyutta olabilir. (B) Bütün cisimler aynı boy ve şekilde olmasına rağmen izdüşümleri farklı olabilir.....	9
Şekil 2. 2. Sefalometride magnifikasyon.....	10
Şekil 3. 1. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Cihazı (NewTom FP).....	27
Şekil 3.2. Üç düzlemde oryantasyon yapmak için “Orientation” seçeneğine girilmesi.....	29
Şekil 3. 3. Midsagittal Düzleme Göre Oryantasyonun yapılması.....	30
Şekil 3. 4. Koronal Düzleme Göre Oryantasyonun yapılması.....	30
Şekil 3. 5. Frankfort Düzlemine Göre Oryantasyonun yapılması.....	31
Şekil 3. 6. İlgili hastanın 3B’ lu kayıtlarından 2B’lu film oluşturmak için öncelikle “Build X-Ray” seçilir.	32
Şekil 3.7. “Apply” seçeneğine girilerek perspektif projeksiyon formatında 2B sefalometrik film oluşturulur.	32
Şekil 3.8. 2B’lu sefalometrik film oluşturulduktan sonra sağ tıklanıp “save” seçeneğinden kayıt yapılır.	33
Şekil 3.9. 2B’lu film oluşturulduktan sonra “Digitize” seçeneğine girilerek sefalometrik analize başlanır.	33
Şekil 3.10. İki Boyutlu film üzerindeki sefalometrik çizimin Dolphin penceresindeki görüntüsü	34
Şekil 3. 11. Çizim sonrası analiz sonuçlarını gösteren Dolphin penceresi	34

Şekil 3.12. 3B görüntünün Dolphin çizim penceresinde açılması ve “Digitize/Measurement” seçeneğine tıklanarak sefalometrik ölçümlere başlanması.	35
Şekil 3. 13. Anatomik işaret noktalarının tespit edilmesi.	35
Şekil 3. 14. 3B görüntüler üzerinde doğrusal ve açısal ölçümlerin yapıldığı Dolphin penceresi.	36
Şekil 3. 15. Çalışmamızda Kullanılan Dişsel ve İskeletsel işaret noktaları.....	39
Şekil 3.16. Çalışmamızda İskeletsel Analizler İçin Kullanılan Sefalometrik Doğrular.....	41
Şekil 3. 17. Çalışmamızda Kullanılan İskeletsel Açısal Ölçümler	43
Şekil 3. 18. Çalışmamızda Kullanılan Dişsel Açısal Ölçümler	45
Şekil 3. 19. Çalışmamızda Kullanılan İskeletsel Boyutsal Ölçümler	47
Şekil 3. 20. Çalışmamızda Kullanılan Boyutsal Dişsel Ölçümler	48
Şekil 3. 21. A noktası.....	52
Şekil 3. 22. Nasion noktası	52
Şekil 3. 23. Gnathion noktası.....	53
Şekil 3. 24. Menton noktası	53
Şekil 3. 25. B Noktası	54
Şekil 3. 26. ANS noktası.....	54
Şekil 3. 27. Articulare noktası	55
Şekil 3. 28. D Noktası.....	55
Şekil 3. 29. Gonion noktası.....	56
Şekil 3. 30. L1 Gingival Sınır	56
Şekil 3. 31. U1 Gingival Sınır.....	57

Şekil 3. 32. Sella noktası.....	57
Şekil 3. 33. Orbitale noktası.....	58
Şekil 3. 34. Porion noktası	58
Şekil 3. 35. PNS noktası	59
Şekil 3. 36. Pogonion noktası	59
Şekil 3. 37. U1 Kesici kenar tepe noktası	60
Şekil 3. 38. U1 Kök ucu noktası	60
Şekil 3. 39. L1 kesici kenar tepe noktası	61
Şekil 3. 40. L1 Kök ucu noktası.....	61
Şekil 3. 41. Upper 6 Occlusal noktası.....	62
Şekil 3. 42. Lower 6 Occlusal noktası	62

TABLO DİZİNİ

Tablo 3. 1. New Tom 3G FP Cihazının Teknik Özellikleri.....	28
Tablo 4. 1. Araştırma kapsamına alınan bireylerin kronolojik yaş ortalamaları ve standart sapmaları.....	65
Tablo 4. 2. 2B İskeletsel ve Dişsel Ölçümlere İlişkin Metot Hata Kontrolü Sonuçları..	66
Tablo 4. 3. 3B İskeletsel ve Dişsel Ölçümlere İlişkin Metot Hata Kontrolü Sonuçları..	68
Tablo 4. 4. Dişsel Boyutsal ve Açısal Ölçümlere İlişkin Kolmogorov-Smirnov Testi Sonuçları.....	70
Tablo 4. 5. İskeletsel Açısal Ölçümlere İlişkin Kolmogorov-Smirnov Testi Sonuçları.	71
Tablo 4.6. İskeletsel Boyutsal Ölçümlere İlişkin Kolmogorov-Smirnov Testi Sonuçları.....	72
Tablo 4.7. Dişsel Açısal ve Boyutsal Ölçümlere İlişkin Tanımlayıcı İstatistik Verileri	73
Tablo 4. 8. İskeletsel Açısal Ölçümlere İlişkin Tanımlayıcı İstatistik Verileri	74
Tablo 4. 9. İskeletsel Boyutsal Ölçümlere İlişkin Tanımlayıcı İstatistik Verileri	75
Tablo 4. 10. Dişsel Açısal Ölçümlere İlişkin Eşleştirilmiş t-testi Sonuçları	77
Tablo 4. 11. Dişsel Boyutsal Ölçümlere İlişkin Eşleştirilmiş t-testi Sonuçları	78
Tablo 4. 12. İskeletsel Açısal Ölçümlere ilişkin Eşleştirilmiş t-testi Sonuçları	79
Tablo 4. 13. İskeletsel Boyutsal Ölçümlere ilişkin Eşleştirilmiş t-testi Sonuçları	80

ÖZGEÇMİŞ

2 Ocak 1985 tarihinde Osmaniye’ de doğdu. İlkokulu Osmaniye Cumhuriyet İlkokulu’nda, Ortaöğrenimini Osmaniye Merkez Ortaokulu’nda ve Lise eğitimini Osmaniye Çukurova Lisesi’nde tamamladı. 2002 yılında başladığı Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nden 2007 yılında mezun oldu. Aynı yıl Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı’nda doktora eğitimine başladı ve halen bu bölümde doktora eğitimine devam etmektedir.

ÖZET**Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi ile Elde Edilen Görüntüler Üzerinde Yapılan İki Boyutlu ve Üç Boyutlu Sefalometrik Ölçümlerin Karşılaştırılması**

Bu çalışmanın amacı, KIBT (Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi)'den elde edilen iki boyutlu ve üç boyutlu görüntüler üzerinde yapılan sefalometrik ölçümleri karşılaştırmaktır.

Çalışmamızda yaş ortalamaları 17.2 olan 17 erkek, 83 kız olmak üzere toplam 100 bireyin KIBT görüntüleri kullanılmıştır. Çalışmaya dâhil edilen bireylerden elde edilen KIBT kayıtları, Dolphin (Ver 10.5) yazılım programına aktarılarak iki boyutlu ve üç boyutlu görüntüler elde edilmiş ve bu görüntüler üzerinde iki ve üç boyutlu sefalometrik ölçümler yapılmıştır.

Kolmogorov-Smirnov testi sonucunda incelenen tüm parametrelerin normal dağılım gösterdiği belirlendiğinden, aynı bireyden elde edilen 2 ve 3 boyutlu görüntüler üzerinde yapılan sefalometrik ölçümler Eşleştirilmiş *t*-testi kullanılarak karşılaştırılmıştır. Çalışmamız açısından cinsiyet farklılığı önemli bir faktör olmadığından, kız ve erkek gruplar birleştirilerek tüm istatistiksel değerlendirmeler birleşik grup üzerinde yapılmıştır.

Sonuç olarak; incelenen ölçümlerin büyük çoğunluğunda, iki ve üç boyutlu sefalometrik ölçümler arasında istatistiksel olarak önemli farklılıklar olduğu ve tüm boyutsal ölçümlerin iki boyutlu değerlendirmelerde daha büyük olduğu belirlenmiştir.

Bu nedenle üç boyutlu bir obje olan kranyofasiyal yapıların analizinde, yine üç boyutlu değerlendirmelerin yapılmasının daha gerçekçi bir yaklaşım olduğu söylenebilir.

Anahtar Kelimeler: Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi, İki Boyutlu Sefalometrik Değerlendirme, Üç Boyutlu Sefalometrik Değerlendirme

ABSTRACT**Comparison of Two Dimensional and Three Dimensional Cephalometric Measurements Obtained from Cone-beam Computed Tomography Records**

The purpose of this study was to compare the two dimensional (2D) and three dimensional (3D) cephalometric measurements obtained with cone-beam computed tomography (CBCT) records.

The CBCT records of 100 patients (17 males and 83 females) with an average of 17.2 years of age were used in the present study. The CBCT data obtained for the study sample were transferred to the Dolphin 10.5 image processing software and then 2D and 3D measurements were performed on these images.

Kolmogorov-Smirnov test showed normal distribution for all parameters; therefore paired *t*-test was used for the comparison of 2D and 3D cephalometric measurements obtained from CBCT images of the same subject. Gender differences were not to be a significant factor in this study; therefore no sex grouping was established.

Results of the paired *t*-test showed that there were statistically significant differences between 2D and 3D cephalometric measurements in the great majority of the measurements investigated. All 2D linear measurements were bigger than its 3D ones. Therefore, it may be speculated that 3D evaluations can reflect the real situation of craniofacial structures more than 2D evaluations.

Key Words: Cone-beam computed tomography; two-dimensional cephalometric evaluation; three-dimensional cephalometric evaluation

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Dental görüntüleme yöntemleri, genel diş hekimliği yanı sıra ortodonti alanında da anomalilerin teşhis ve tedavi planlamasında önemli bir araç olarak kullanılmaktadır. Ortodontide teşhis ve tedavi planlamaları uzun yıllar klinik muayene ve ortodontik modeller aracılığıyla yapılmıştır. Ancak zamanla klinik muayene ve modellerin teşhis ve tedavi planlamasında yeterli olmadığı anlaşılmıştır. Röntgenografik sefalometrinin ortodonti alanında kullanılmaya başlaması ile daha doğru, güvenilir teşhis ve tedavi planlamaları yapılmaya başlamıştır. Bu amaçla alınan sefalometrik filmler üzerinde çeşitli analiz ve tedavi planlama yöntemleri geliştirilmiş ve bu yöntemler ortodonti kliniklerinde büyüme tahmini, teşhis, tedavi planlaması ve tedavi sonuçlarının değerlendirilmesi gibi alanlarda rutin olarak uygulanmaya başlanmıştır.¹⁻⁵

Zamanla 3 boyutlu bir objenin 2 boyutlu değerlendirilmesinden doğabilecek hatalar nedeniyle, 2 boyutlu görüntüler üzerinde yapılan değerlendirmelerin doğruluğu ve güvenilirliği tartışılmaya başlamıştır. İki boyutlu sefalometrik değerlendirmelerde ayrıca, hasta pozisyon hataları, magnifikasyon ve distorsiyon problemleri, anatomik noktaların belirlenmesinde güçlükler gibi sorunlarla karşılaşılabilen ve bu nedenle hatalı değerlendirmeler ortaya çıkabilmektedir.¹⁻⁶ Günümüzde görüntüleme tekniklerinin ve bilgisayar programlarının gelişmesi ile 3 boyutlu görüntü alınması ve bu görüntüler üzerinde sefalometrik değerlendirme yapılması mümkün olmuştur. Bu amaçla önceleri Klasik Bilgisayarlı Tomografi teknikleri kullanılmaya başlanmış, ancak bu teknikte yapılan uygulamalarda çok yüksek dozda radyasyon verilmesi söz konusu olduğundan yeni arayışlar devam etmiştir. Günümüzde klasik yöntemlere göre çok daha düşük seviyede radyasyon veren Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi (KIBT) yönteminin geliştirilmesi ile bu alanda yeni bir döneme girilmiştir.

Teknolojideki ilerlemeler 2 boyutlu (2B) sefalometriden 3 boyutlu (3B) sefalometrik analizlere geçişi mümkün kılmış ve bu sayede 2B sefalometrinin sınırlamaları ortadan kaldırılabilmiştir.

Bu çalışmanın amacı; kraniofasiyal yapılardan elde edilen KIBT kayıtlarından, bilgisayar programı aracılığı ile iki boyutlu ve üç boyutlu görüntüler oluşturmak ve bu görüntüler üzerinde yapılan sefalometrik ölçümleri istatistiksel olarak karşılaştırmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Sefalometri ve Tarihçesi

Sefalometrik filmler, kranyo-fasiyal yapıların cephe veya profilden alınan uzak röntgen görüntüleridir. Cepheden alınan filmler antero-posterior, profilden alınan filmler ise lateral sefalogramlar olarak adlandırılmaktadır. Sefalogramlar, sefalostat adı verilen özel bir düzenele çekilirler. Sefalometrik analiz ise bir takım açısal, boyutsal ve oransal ölçümler kullanarak kranyo-fasiyal yapıların değerlendirilmesi esasına dayanır. Özel teknik ve yöntemlerle çekilen bu sefalogramlar üzerinde gerçekleştirilen sefalometrik ölçümler, özellikle malokluzyonların tipini ve şiddet derecesini belirlemek amacıyla yapılır. ⁷⁻⁹

Sefalometrik radyografinin gelişim süreci, Wilhem Conrad Roentgen'in 1895 yılında ilk röntgen ışınlarını bulması ile başlamış, Otto Walkoff'un 1896 yılında kendi diş röntgenini çekmesi ile devam etmiştir. İlk ağız içi röntgen aygıtı ise 1909 yılında Howard Raper¹⁰ tarafından geliştirilmiştir.

Pacini⁶, 1922 yılında profil röntgeninin insan gelişiminin incelenmesi, sınıflandırılması ve gelişim bozukluklarının değerlendirilmesinde yararlı olduğunu belirtmiştir. Bu araştırmacı lateral sefalometrik filmler üzerinde Gonion, Pogonion, Nasion ve Spina Nasalis Anterior noktalarını içeren klasik antropolojik işaret noktalarını saptamıştır.

Waldron¹⁰, 1925 yılında yüz profilinden doksan derece açı ile alınan radyografilerde, Gonial açının ölçümüyle ilgili bir çalışma yayınlamıştır.

Dewey ve Riesner⁵, 1926 yılında, yalnızca model ve fotoğrafların yeterli olmadığını savunarak, bu amaçla profil filmlerinin de kullanılması gerektiğini belirtmiş ve kendi geliştirdikleri yöntemi tanıtmışlardır.

Schwartz¹¹, 1927'de radyo-opak bir krem yardımı ile sert ve yumuşak dokuları aynı filmde belirlemeye yönelik bir yöntem geliştirmiştir. Ancak uygulamış olduğu çekim tekniği görüntünün büyümesine bağlı olarak önemli distorsiyonlara yol açmıştır.

Broadbent¹ 1931 yılında günümüzde de kullanılmakta olan geleneksel sefalometriyi diş hekimliği uygulamalarına kazandırmıştır. Broadbent¹, kraniyofasiyal iskeletin distorsiyona uğramadan tanımlanabilmesi için lateral ve posteroanterior sefalometrik filmlerin koordinasyonunun sağlanması gerektiğini vurgulamıştır.

2.2. Ortodontide Üç Boyutlu Görüntülemenin Tarihsel Gelişimi

Ricketts¹², üç boyutlu anatominin önemini vurgulayarak, antero-posterior sefalometrik analizi, teşhise yardımcı araç olarak tanımlamıştır.

Baumrind¹³ 1970 ve 1980'li yıllarda üç boyutlu sefalometrik değerlendirmeler için yapılan araştırmalara öncülük etmiştir.

İlk olarak Singh ve Savara¹⁴ 3B analiz ile kız çocuklarında maksillanın gelişimini incelemişlerdir.

Selvik¹⁵ 1974'de metalik implantlar yerleştirerek iskeletsel segmentler arasındaki ilişkiyi analiz etmek için sterofotogrametri diye adlandırılan bir yöntem geliştirmiştir. Bu metodun ortodontide rutin olarak kullanılan lateral ve posteroanterior sefalometrik radyografilerle birlikte kullanılamayacağını ve üç boyutlu analiz için bunların yerine biplanar radyografiler gerektiğini belirtmiştir.

Burke ve Beard¹⁶ da ortodontik tedaviyle yüz morfolojisinde meydana gelen değişiklikleri belirlemek için röntgen sterofotogrametrisini kullanmışlardır.

Bilgisayarlı tomografik tarayıcılar (BT) 1972 yılında tanıtılmıştır. Bu yöntem teknolojinin gelişimiyle birlikte 1980'li yıllarda öncelikle kranyofasiyal deformitelerin üç boyutlu görüntülemeleri olmak üzere değişik araştırmalarda sıklıkla kullanılmaya başlanmış,¹⁷⁻¹⁹ daha sonra da BT'den kesit görüntüleri alınarak 3B bilgi elde edilmeye başlanmıştır.

İlerleyen dönemlerde ise manyetik rezonans görüntüleme (MRG), pozitron emisyon tomografisi (PET) ve konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KIBT) geliştirilmiş ve bu sayede maksillofasiyal bölgenin üç boyutlu görüntülenmesi kolaylaşmıştır.

2.3. İki Boyutlu Görüntüleme Teknikleri

Ortodontik tanı ve tedavi planlamasında, klinik muayene ve benzeri yöntemlerle konulan ön tanının doğruluğunun analiz edilmesinde ve anomali ile ilgili daha detaylı bilginin elde edilmesinde sefalometrik değerlendirmelere ihtiyaç duyulmaktadır.

2.3.1. Geleneksel Sefalometrik Radyografi:

Geleneksel sefalometrik radyografi, çenelerin, yüzün ve kafa kemiklerinin lateral yönden görüntülenebildiği ağız dışı radyografi tekniğidir. Roentgen'in 1895 yılında x ışınlarını keşfetmesinden 36 yıl sonra, Broadbent röntgenografik sefalometriyi geliştirmiştir.¹

Büyüme-gelişim değerlendirilmesi, tedavi planının oluşturulması ve tedavi sonuçlarının incelenmesi amacıyla sefalometrik radyografiler 1931 yılından itibaren ortodonti pratiğinde kullanılmaya başlanmıştır.²⁰

Geleneksel röntgenografik sefalometri, ekonomik olması ve kolay uygulanabilmesi gibi avantajları nedeniyle günümüzde de yaygın olarak kullanılan bir tekniktir.

Bununla birlikte, sefalometrik filmlerde obje-film-ışın kaynağı uzaklıklarından kaynaklanan magnifikasyon problemleri oluşabilmektedir.²¹ Işın demetinde yayılma meydana geldiği için filmde uzak yapılar daha fazla magnifikasyona uğramaktadır. Merkezi ışın demeti yere paralel ve filme dik olduğunda bu hataların en aza indirildiği belirtilmiş ise de hastanın konumu ve anatomik yapıların birbirleri üzerine çakışmalarından kaynaklanan hatalar oluşabilmektedir.²²

2.3.2. Dijital Sefalometrik Radyografi:

Dişhekimliğinde dijital radyografinin kullanımının yaygınlaşmasıyla birlikte geleneksel dental film reseptörleri, yerini dijital sensörlere bırakmıştır. Görüntü kalitesinin artırılması ve radyasyon dozunun azaltılması için yapılan çalışmaların günümüzde ulaştığı son nokta, dental dijital görüntüleme teknikleridir.²³ Dijital görüntülemenin vazgeçilmez unsuru olan bilgisayarın kullanımı ve bilgisayar yazılımları, dental radyografiyi geliştirme adına birçok olanak sunmuştur.

Dijital sensörlerin dişhekimliğinde kullanımının en önemli avantajı; bu sensörlerin x-ışınına yüksek duyarlılığı sayesinde hastaya verilen radyasyon dozunun %80-90 oranında azalmasıdır. Ayrıca dijital görüntüleri arşivlemek ve elektronik olarak transfer etmek mümkündür. Dijital sistemler sayesinde, banyo işlemlerine bağlı olarak oluşan olumsuzluklar ortadan kalkmış ve görüntülerin standart koşullarda karşılaştırabilmesi mümkün olmuştur.²⁴ Dijital reseptörlerin x-ışınına karşı

konvansiyonel filmlerden daha duyarlı olmaları, aynı diagnostik kalitedeki görüntüleri daha az radyasyon ile ulaşmayı sağlamıştır.^{23,25}

Dijital radyografilerin maliyetlerinin yüksek olması ise en büyük dezavantajdır.

2.4. Ortodontide Geleneksel İki Boyutlu Sefalometrik Filmlerin Kullanım Alanları ve Kısıtlamaları

2.4.1. Kullanım Alanları

Kranyofasiyal yapıları ilgilendiren anomalilerin teşhis ve tedavi planlamalarının yapılmasına ve tedavi ile gerçekleştirilen değişimlerin değerlendirilmesine imkân vermesi, sefalometrik analiz yöntemlerinin önemini arttırmıştır.²⁶ Sefalometrinin temel kullanım alanları, ortodontik tanı, tedavi planlaması, tedavi sonuçlarının değerlendirilmesi ile büyüme ve gelişimin incelenmesidir. Tanı amacıyla kullanılan sefalometri nicel gözlemlere dayalı objektif sonuçlara ulaşmamızı sağlamaktadır.

Sefalometri ile çeşitli referans düzlemlerinde karşılaştırmalar yapılarak, ortodontik tedavi sonuçları değerlendirilebilirken, sert ve yumuşak dokulardaki büyüme değişiklikleri de incelenebilmektedir.

2.4.2. Kısıtlamaları

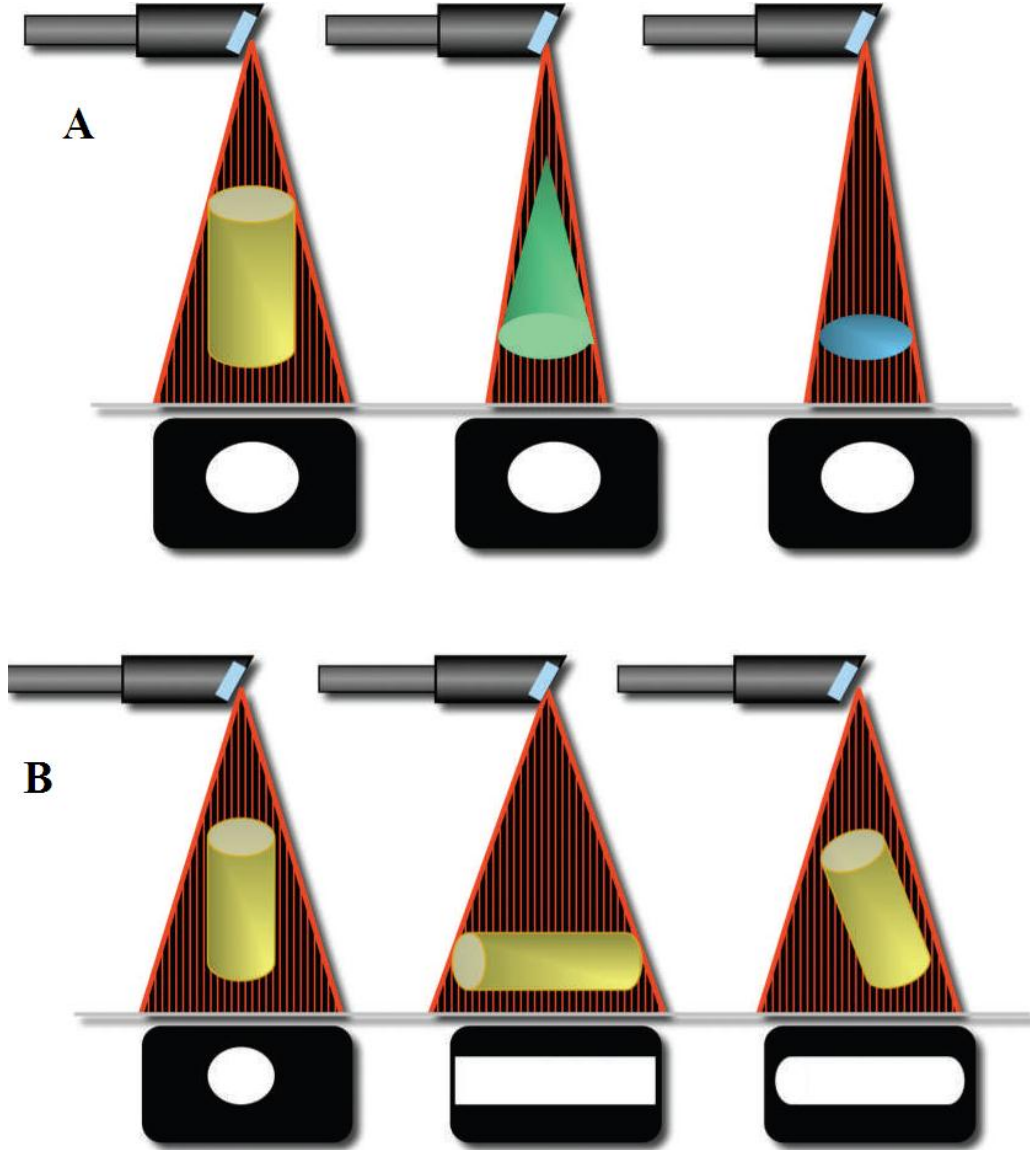
Geleneksel sefalometride, iki boyutlu görüntülerin üç boyutlu kranyofasiyal yapılardan elde edilmesi, dokuların üst üste çakışmasına neden olmakta ve görüntünün seçilebilirliğini olumsuz yönde etkileyerek sefalometrik değerlendirmede hatalara yol açabilmektedir.²⁷⁻³² Bu problemi giderebilmek için frontal, lateral ve baziler radyografilerin bir arada kullanımı önerilmiştir.^{33,34} Bu şekilde kranyofasiyal yapıların sagittal, transversal ve vertikal olarak değerlendirilmesi sağlanmıştır. Ancak bu

durumda da hastanın maruz kaldığı radyasyon dozu artmakta ve distorsiyon gibi etkenlerin ölçümleri etkilemesi engellenememektedir. Ayrıca tüm bu radyograflerin eş zamanlı alınmamış olması da sorun yaratmaktadır.^{34,35}

Ortodontik sefalometrinin sınırlamalarından biri de standartizasyon hatasıdır. Aynı şartlarda alınmamış filmlerin karşılaştırılması ve/veya mukayese yapılması sefalometrik analizlerde hatalara neden olacaktır.

Ortodontide iki boyutlu sefalometrinin yetersiz kaldığı diğer durumlar ise şunlardır:

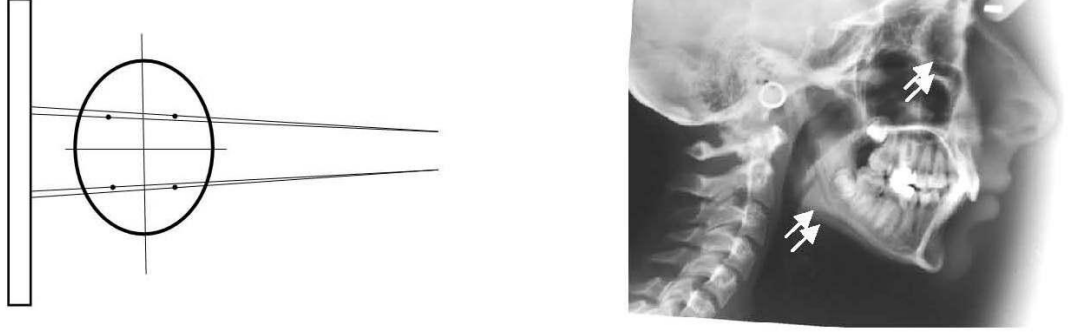
İzdüşüm Hataları: Üç boyutlu bir cisim iki boyutta tasvir edildiğinde anatomik yapılar filmden uzaklıklarına göre yatay ve dikey olarak yer değiştirirler.^{2,36,37} Doğrusal izdüşüm transformasyonu olarak adlandırılan bu durum, küçük bir odakta çıkan x-ışınlarının birbirlerine paralel olmamasının yanısıra, odak, cisim ve film arasındaki uzaklığa bağlı olarak düzensiz genişlemelerinden kaynaklanmaktadır. Gribel ve ark.³⁸ farklı şekil ve boyuttaki cisimlerin izdüşümlerinin aynı boyutta olabileceğini, aynı boy ve şekildeki cisimlerin izdüşümlerinin de farklı olabileceğini belirtmişlerdir (Şekil 2.1).



Şekil 2. 1. (A) Farklı şekil ve boyuttaki cisimlerin izdüşümleri aynı boyutta olabilir. (B) Bütün cisimler aynı boy ve şekilde olmasına rağmen izdüşümleri farklı olabilir.

Sefalometrik analiz için kullanılan işaret noktaları ve anatomik yapıların büyük bir kısmı, orta oksal düzlem üzerinde olmayıp iki taraflı olduklarından çift görüntü verirler. Simetrik bir kafadan alınan sefalogram üzerinde bilateral yapılar çakışmazlar (Şekil 2.2). Sefalostatta hastanın başının hatalı konumlandırılması ya da rotasyona

uğraması izdüşümsel hataların artmasına neden olur.^{39,40} Sağ ve sol yapılar arasında görülen bu uyuşmazlık, kranyofasiyal anomalilerde hatalı teşhise neden olabilir.^{36,39}



Şekil 2. 2. Sefalometride magnifikasyon. Bilateral yapılardan ışın kaynağına yakın olanlar daha fazla magnifikasyona uğrar ve simetrik olarak yerleştirilen bir kafada üstüste gelmezler.

- ***İşaret Noktalarının Belirlemesinden Kaynaklanan Hatalar:*** Film kalitesindeki düşüklük, hassas olmayan çizimler gibi sebeplerle işaret noktalarının hatalı belirlenmesinden kaynaklanan sorunlar, bazı araştırmacılar tarafından sefalometrik analizlerdeki hatalarının ana sebebi olarak belirtilmiştir.^{2,36,41,42}

- ***Multiplanar Sefalometrideki Hatalar:*** Broadbend¹'in metodundaki gibi, birbirine 90°lik açı ile eş zamanlı çekilen lateral ve posteroanterior filmler, aynı anatomik yapıların iki filmdeki magnifikasyon farkından dolayı, 3 boyutlu yapıların gerçek anatomik özelliklerini yansıtmamaktadır.^{18,36}

2.5. Lateral Sefalometrik Analiz Yöntemleri

2.5.1. Geleneksel Sefalometrik Analiz Yöntemi

Bu yöntem sefalometrik çizim ve ölçümlerin elle yapılması şeklinde uygulanır. Uzun zamandan beri kullanılan bu teknik, karanlık bir çizim odasında ve negatoskop

kullanılarak sefalometrik filmler üzerindeki sert ve yumuşak yapıların asetat kağıdı üzerine çizilmesi ve bu çizimler üzerinde açısal ve doğrusal ölçümlerin yapılması esasına dayanır. Konvansiyonel tekniklerle yapılan ölçümler, klinisyenler açısından son derece zor ve zaman alıcıdır. Elle yapılan çizimlerde en büyük hata kaynağı anatomik noktaların belirlenmesi aşamasında meydana gelmektedir.^{27,28,32,42} Ayrıca, filmlerin elde edilmesinde ve ölçümler yapılmasında oluşan hatalar da sonuçları etkilemektedir.⁴³

2.5.2. Bilgisayarlı Sefalometrik Analiz Yöntemleri

Bilgisayarlı analiz sistemlerinin zaman içerisinde gösterdiği gelişim sürecine göre birinci, ikinci ve üçüncü kuşak analiz sistemlerinden bahsedilmektedir. Birinci kuşak sistemlerde dijitizer kullanılarak sefalometrik noktalar işaretlenmekte ve bilgisayara aktarılan görüntüler üzerinde sefalometrik analizler yapılmaktadır.

İkinci kuşak sistemlerde dijitizere ihtiyaç yoktur. Dijital kamera, negatoskop ve tarayıcı gibi düzeneklerden faydalanılarak elde edilen görüntüler dijital ortama aktarılmakta ve bu görüntüler JPEG formatında kaydedilerek sefalometrik analizler yapılmaktadır.

Üçüncü kuşak sistemlerde ise dijital radyografiler kullanılarak sefalogramlar doğrudan bilgisayar ortamına aktarılmakta ve bu görüntüler üzerinde sefalometrik analizler yapılmaktadır.

Bu yöntemle elde edilen filmlerin banyo edilmesi ve artefaktların oluşması söz konusu olmadığından üçüncü kuşak sistemler en ideal sistem olarak görülmektedir.

2.6. Bilgisayarlı Sefalometrik Analiz Yazılımları

Günümüzde Dentofacial Planner, Dentrax Image, Ceph Smile Plus, Dr. Ceph Jr. , Dr. View, JOE, IOPS, Nemoceph, Niamtu Imaging Systems, Onyx Ceph, OPAL, Otrhoviev-Ceph, Prescription Planner/Portrait, Quick ceph 2000, Screenceph, T PhotoEze, Vistadent, Simplant Ortho ve Dolphin gibi çok sayıda sefalometrik analiz yazılımı mevcuttur.

Çalışmamızda bu analizlerden, 3 boyutlu görüntülerden 2 boyutlu film oluşturmaya imkân verdiği için ‘Dolphin Imaging Yazılım Programı’ tercih edilmiş olup, bu programla ilgili literatürde birçok güvenilirlik çalışması mevcuttur.⁴⁴⁻⁴⁶

Sayinsu ve arkadaşları⁴⁶, 30 adet lateral sefalometrik film üzerinde geleneksel elle çizim ve bilgisayarlı analiz yöntemlerini (Dolphin Imaging Ver. 10.5) kullanarak oluşturdukları sefalometrik ölçümleri karşılaştırmışlardır. Bu araştırmacılar, ölçümlerin çoğu için klasik ve bilgisayarlı yöntemlerle yapılan ölçümler arasında tekrarlanabilirlik açısından önemli bir fark olmadığını, bununla birlikte arşivleme, bilgi transferi ve geliştirilebilirlik gibi hususlardaki üstünlükleri göz önüne alındığında dijital yöntemin daha tercih edilebilir olduğunu belirtmişlerdir.

Uysal ve arkadaşları⁴⁵, 100 adet lateral sefalometrik film üzerinde sefalometrik ölçümlerin gözlemci içi ve gözlemciler arası tekrarlanabilirliğini incelemişlerdir. Dolphin yazılım programının kullanıldığı çalışmada, ölçümler arasında gözlemci içi ve gözlemciler arası hata yönü ile önemli bir farklılık olmadığı, ancak bilgisayarlı yöntemin önemli bir zaman avantajı sağladığı bildirilmiştir.

Erkan ve arkadaşları⁴⁷ ise dört bilgisayarlı yazılım programını (Dolphin, Vistadent, Nemoceph ve Quick ceph), elle çizim tekniği ile karşılaştırmış ve bu yazılım

programları ile elle çizim tekniğine göre yapılan değerlendirmelerde önemli bir farklılık olmadığını belirtmişlerdir.

2.7. Ortodontide Üç Boyutlu Görüntülemeye Neden İhtiyaç Vardır?

Ortodontik teşhiste, kranyofasiyal yapının tesbiti için kullanılan ortodontik modeller, fotoğraflar, periapikal, panoramik ve sefalometrik radyografiler ile anatomik yapı detaylandırılarak, bir bütünü temsil eden farklı görüntü parçaları bir araya getirilmeye çalışılmaktadır. Bu şekilde klinisyen gerçek anatomik yapıyı zihninde oluşturmak zorunda kalmaktadır.^{2,48,49}

Geleneksel ve dijital yöntemlerle elde edilen görüntülerin, üç boyutlu gerçek anatomik yapılar hakkında yeterli bilgi verememesi, üçüncü boyut hakkında bilgi verebilen ileri görüntüleme tekniklerinin kullanım gerekliliğini ortaya çıkarmıştır.

Kranyofasiyal yapılardan alınan görüntüler, ortodontide hasta kayıtlarının önemli bir bölümünü oluşturmaktadır.⁵⁰ Anatomik yapıların, sadece iki boyutlu görüntülerle (fotoğraflar, panoramik ve periapikal grafiler, lateral ve posteroanterior sefalometrik filmler vb.) değerlendirilmesi, hastanın mevcut üç boyutlu anatomisi yani “Anatomik Gerçeklik” ile uyumlu olmayan bilgilerin elde edilmesine neden olabilmektedir.^{2,18,36,48} Bu şekilde elde edilmiş görüntüler birbirinden bağımsız olarak incelenip analiz edilebilirler, ancak bunların ortak bir 3 boyutlu koordinat sisteminde bir araya getirilmesi mümkün değildir.⁴⁹

Etkin bir tedavi için klinisyen, sadece dişlerin birbirleri ile ilişkisini değil, dişlerle birlikte alveoler ve bazal kemik yapıların baş ve yüzün bütünü ile ilişkisini de değerlendirmeli, bunun yanı sıra yumuşak ve sert yapıların bu tedaviden nasıl etkileneceğini öngörmelidir.^{13,51,52}

2.8. Üç Boyutlu Görüntüleme Teknikleri:

2.8.1. Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG)

Güncel görüntüleme yöntemlerinden olan MRG tekniğinde kesit görüntüsü elde etmek için, manyetik enerji ile cismin internal yapılarının noninvaziv olarak kaydedilmesi sağlanır.⁵³ MRG tekniğinde görüntü kalitesi, görüntülenen dokudaki hidrojen atomu sayısı ile doğrudan ilişkilidir. Bununla birlikte, kemik, dentin ve mine gibi sert dokular çok az miktarda serbest hidrojen atomu bulundurduğu için, bu dokuların MRG tekniği ile istenilen kalitede görüntüleri elde edilememektedir. Bu duruma yüksek maliyet faktörü de eklenince MRG tekniğinin ortodontide kullanımı yumuşak dokular ile sınırlı kalmıştır.^{18,54,55}

2.8.2. Bilgisayarlı Tomografi (BT)

Bilgisayarlı tomografide görüntü, piksel adı verilen iki boyutlu ve kare şeklinde resim elemanlarının oluşturduğu bir matriksten ibarettir. Resmin en küçük elemanı olan noktalar piksel, resimdeki piksellerin oluşturduğu örgü ise matriks olarak adlandırılır. Her resim elemanı (piksel), BT cihazında seçilen kesit kalınlığına göre bir hacime sahiptir. Seçilecek kesit kalınlığının piksel yüzeyiyle çarpımı sonucu ortaya çıkacak hacime “voksel” adı verilir. İki boyutlu görüntüleme sistemlerinde söz konusu sistemin uzaysal çözünürlüğü piksel sayısı ile sınırlı iken, 3 boyutlu görüntüleme sistemlerinde bu parametreyi voksel boyutları ve sayısı belirlemektedir.⁵⁶

İlk BT tarayıcısı 1970’li yıllarda Hounsfield⁵⁷ tarafından geliştirilmiştir. Bu tarayıcıda görüntü elde edilmesinin saatlerce, ham görüntünün rekonstrüksiyon (işlenme) aşamasının ise günlerce sürdüğü bildirilmiştir.⁵⁷ Söz konusu olumsuzlukları

gidermek amacıyla çok sayıda yeni nesil BT tarayıcısı geliştirilmiştir. Günümüzde sıklıkla, ışın demeti ve dedektörün hasta etrafında dönmesi şeklinde çalışan ve “yelpaze ışın demetli” olarak da tanımlanan üçüncü nesil BT tarayıcıları kullanılmaktadır.⁵⁸

Hangi nesil tarayıcı kullanılırsa kullanılsın, tüm tomografi cihazlarında dokular kesitsel olarak taranmakta ve X-ışını tüpü ile dedektörün içinde bulunduğu “Gantri” adı verilen ünitenin, kesit görüntüsü elde edilecek organın çevresinde 360 derecelik dönüşü ile bir kesit görüntüsü elde edilmektedir. Tomografi çekimi sırasında hastanın yatırıldığı masa, gantrinin ortasında yer alan ve “gantri aralığı” olarak isimlendirilen boşluk boyunca ve incelenecek kesit kalınlığı kadar ileri-geri hareket etmektedir. Masa durduğunda incelenecek bölgeye verilen x-ışını ile görüntü alınmakta, bir sonraki kesit için masa tekrar hareket etmekte ve bu işlem görüntülenecek bölgeler tamamlanincaya kadar sürmektedir. Bu sıkıntı verici süreç hem çok zaman kaybına hem de hastaya verilen radyasyon dozunun artmasına neden olmaktadır.⁵⁶ Tüm bu olumsuzlukların önüne geçmek amacıyla 1990’lı yılların başında spiral bilgisayarlı tomografi tekniği geliştirilmiştir. Bu teknikte, incelenecek organın bütün kesit görüntüleri tamamlanincaya kadar x-ışını tüpü organ çevresinde spiral hareketlerle sürekli dönmekte, böylece incelenecek bölge bir bütün olarak ve konvansiyonel BT'ye göre daha kısa sürede taranabilmektedir. X-ışını tüpünün görüntülenecek bölge çevresinde spiral hareketlerle sürekli dönmesi, bu kesitin altında ve üstünde kalan dokulardan kaynaklı artefaktların azalmasını sağlar.⁵⁶ Çoklu detektörü bulunan ve 1990’lı yılların sonunda geliştirilen spiral BT’ler (MDCT) sayesinde, x-ışını tüpünün kesit görüntüsü elde edilecek organ çevresinde 360 derecelik rotasyonu ile birden fazla kesit görüntüsü elde etmek mümkün hale gelmiştir.

Objenin aksiyel, koronal ve sagittal yönde incelenmesini sağlayan BT'lerin, kranyofasiyal bölgenin görüntülenmesinde birçok üstünlüğünün yanında bazı dezavantajları da vardır. Bunlar arasında; metalik dental restorasyonların ve dental protezlerin, kesit görüntüleri üzerinde ışınsal artefaktlar oluşturması^{59,60}, maliyetinin⁶¹ ve iyonize radyasyon dozunun yüksek olması⁶² gibi faktörler sayılabilir.

BT yöntemlerinde bu dezavantajları gidermek için, hastaya verilen en düşük radyasyon dozu ile en yüksek görüntü kalitesini elde etmeğe yönelik çalışmalar yapılmıştır.⁶³⁻⁶⁵ Bu çalışmaların sonucunda 1980'li yılların başında BT'de kullanılan yelpaze veya spiral şekilli ışın demeti yerine konik şekilli ışın demetinin kullanıldığı, konik hüzmeye ışınli bilgisayarlı tomografi (*Cone Beam Computed Tomography = CBCT*) tekniği geliştirilmiştir.⁶⁶

2.8.3. Konik Hüzmeye Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (*Cone Beam Computed Tomography = CBCT*):

Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT) tekniğinde, konvansiyonel bilgisayarlı tomografi sistemindeki yelpaze şekilli ışın demeti yerine, konik şekilli bir ışın demeti kullanılır. Maksillofasiyal bölgenin hacimsel görüntüsü, röntgen tüpü-detektör sisteminin hastanın çevresinde 360 derecelik bir rotasyon yapmasıyla elde edilir.⁶⁷

CBCT'de dental panoramik cihazlardakine benzer, düşük enerjili sabit bir anot tüpü kullanılır. İncelenecek objeden geçen x-ışını demeti görüntü güçlendiricisi (*Image intensifier*) tarafından algılanarak, yüksek çözünürlükte kameraya aktarılır ve hacimsel görüntü elde edilir. Yelpaze şeklindeki ışın demeti yerine konik şekildeki ışın demetinin kullanılması; daha kısa tarama zamanı, daha iyi çözünürlük ve daha az ışınlama dozu gibi avantajlar sağlamıştır.⁶⁸ Bu sistemde görüntülerde meydana gelen voksel boyutları,

konvansiyonel BT'lerdekine göre çok küçük olduğundan, görüntü çözünürlüğü daha yüksektir.⁶⁸

Geleneksel bilgisayarlı tomografilerde, KIBT'nin tek seferde elde ettiği görüntü hacmine ulaşabilmek için çok sayıda ışınlama yapılması gerektiğinden, hastanın aldığı radyasyon dozu artmakta ve x-ışını tüpü daha çabuk yıpranmaktadır.⁶⁹

KIBT görüntüleme sistemi, 1980'li yılların başından itibaren özellikle kalp, solunum ve dolaşım sistemine yönelik medikal incelemelerde kullanılmaya başlamıştır.⁷⁰ Öncelikle anjiyografi uygulamaları için geliştirilmiş olan bu yöntem, zamanla ortopedi alanında da tanı ve tedavi planlamasında kullanılmıştır.⁷¹⁻⁷³

Medikal alanda yapılan çalışmaların yanı sıra, diş hekimliğinde kullanılmak üzere de KIBT teknolojisini kullanan cihazlar geliştirilmiştir. Bu cihazlarda farklı görüntüleme arayüz programları ve farklı tarama parametreleri kullanılmakta olup, dokuların taraması hasta yatar, yarı yatar ya da oturur konumdayken yapılabilmektedir.

Çalışmamızda kullandığımız tomoğrafi cihazında (Flat Panel Based Cone Beam Volumetric Computed Tomography; NewTom 3G FP, Quantitative Radiology, Verona, Italy) hasta yatar pozisyonudadır. Bu cihazda sadece baş ve boyun bölgesini içine alacak bir açıklığı bulunan gantri ile gantri açıklığına girip çıkabilen üzerinde hastanın uzandığı hareketli bir masa ve amorf silikondan yapılmış sezyum iyodür güçlendiriciden oluşan, düz panel dedektörü (FPD: flat panel detector) bulunmaktadır. Bu panel dedektörünün kullanımı ile merkezden uzak noktalarda bile distorsiyon gözlenmediğinden, analog görüntülerde distorsiyonu elimine etmek için kullanılan iyileştirme işlemlerine gerek kalmamaktadır.⁷⁴

Spiral BT cihazlarında, tarama süresi birkaç saniye süren enine kesitlerin birbiri ardı sıra sıralanmasıyla üç boyutlu görüntü elde edilmektedir. Bu nedenle kesitlerin elde

edildiği dönemde hastanın hareket etmesine bağlı olarak oluşacak artefakt, diğer kesitin görüntüsünü olumsuz yönde etkilememektedir. Ancak KIBT tekniğinde hacimsel görüntü hasta etrafında gerçekleştirilen 360 derecelik tek bir rotasyon ile elde edildiğinden, tarama süresince gerçekleşen rotasyon aşamasında hastanın stabil kalması zorunludur.

Hastaya verilen radyasyon dozunu etkileyen faktörler arasında olan miliamper değerinin, medikal BT'lerde 80-300 arasında değiştiği düşünüldüğünde, 15 mA lik bir değerle NewTom 3G FP cihazında bu dozun önemli düzeyde azaltıldığı söylenebilir. NewTom 3G FP ile hastaya verilen radyasyon dozu, farklı araştırma sonuçlarına göre 30-70 μSv olarak belirlenmiştir.^{75,76}

Scarfe ve Farman,⁷⁷ KIBT'nin konvansiyonel tomografiye üstünlüklerini; daha hızlı görüntü elde edilmesi, daha ucuz radyasyon dedektörüne sahip olması, hastanın konum değiştirmesi sonucu oluşan görüntü netliğinde azalma olmaması, internal hasta hareketi sonucu oluşan görüntü distorsiyonunun daha az olması, X-ışını tüpünün etkinliğinin artması ve hastaya daha az radyasyon verilmesi şeklinde sıralamışlardır. Bu nedenle KIBT tekniği diş hekimliği uygulamalarında da daha fazla kabul görmektedir.⁷⁸

Silva ve arkadaşları,⁷⁹ panoramik radyografi, sefalometrik radyografi, BT ile KIBT taraması esnasında hastaların aldığı en düşük ve en yüksek organ dozlarını belirlemişlerdir. En az absorbe organ dozunun, panoramik ve sefalometrik radyografilerde tiroid bezi için 13.1 μSv , en fazla organ dozunun ise konvansiyonel BT ile boyun derisi için 15.8 μSv olduğunu ifade etmişlerdir. Bu araştırmacılar genel uygulamalarda, 10.4 μSv ile en düşük dozun panoramik ve lateral sefalometride, en yüksek dozun ise 429.7 μSv ile konvansiyonel BT lerde alındığını tespit etmişlerdir.

KIBT tekniği ile hastanın aldığı radyasyon dozu 36,9-50,3 μSv arasında değişmektedir. Bu değer konvansiyonel BT cihazlarının efektif doz değerlerine kıyasla yaklaşık % 98 oranında daha azdır. KIBT cihazlarıyla elde edilen efektif doz değerleri, seri periapikal radyografi için hastaya verilen radyasyon dozu kadar (13-100 μSv) ya da bir panoramik radyografi ile hastanın aldığı dozun (2,9-11 μSv) 4-15 katı kadardır.⁸⁰

KIBT cihazının konvansiyonel BT cihazlarına göre, kapladığı alanın ve fiyatının dörtte biri ila beşte biri oranında daha az olması gibi avantajları da bulunmaktadır.

2.9. Üç Boyutlu Görüntülemenin Ortodontideki Kullanım Alanları

2.9.1. Gömülü Kaninlerin Görüntülenmesi

Maksiller kaninlerin gömülü kalma prevalansı yaklaşık olarak %0.9 ila %3 tür.^{81,82} Çalışmalar gömülü kaninlerin sürdürülme başarısının bu dişlerin pozisyonu ile ilişkili olduğunu ortaya koymuştur.⁸³ Bu nedenle gömülü kaninlerin değerlendirilmesinde KIBT kayıtları önemli bir yer tutmaktadır.

KIBT görüntüsü ile gömülü kaninin yalnızca labial/lingual ilişkisi değer, aynı zamanda eksen eğimleri de en doğru şekilde belirlenir. Kanin pozisyonuna ilişkin olarak KIBT kayıtları ile sağlanan bilgi, bu dişlerin sürdürülmesi ve/veya çekilmesine karar vermede ortodontiste yardımcı olmaktadır.

2.9.2. Kök Rezorpsiyonunun Değerlendirilmesi

Ortodontik tedaviyi ilgilendiren kök rezorpsiyonları periapikal radyografilerde rahatlıkla görülebilir. Ancak dişin bukkal ya da lingual kısmındaki rezorpsiyonu, iki boyutlu görüntü ile değerlendirmek zordur. KIBT tarayıcıları herhangi bir dişin bu yüzeylerindeki rezorpsiyonu net bir şekilde görüntülemeye izin verir.⁸⁴

2.9.3. Kök Fraktürlerinin Değerlendirilmesi

Travma sonrası şişlik, kanama ve kooperasyon sorunlarından dolayı, hemen periapikal film alınması ve özellikle oblik kırıklar olmak üzere kök kırıklarının görüntülenmesi zor olmaktadır. Travma sonrası teşhis edilememiş kök fraktürlü dişlerde, ortodontik hareket sağlanmaya çalışılması tedavinin başarısını olumsuz yönde etkilemektedir. Ancak KIBT ile kök fraktürü bulunan dişler, hızlı bir şekilde ve değişik açılardan görüntülenebilmektedir. Bu yöntemle ilgili dişten tek bir kesit alınarak fraktürün yeri ve şekli kolaylıkla tespit edilebileceği gibi, fraktür bölgesindeki parçaların yer değiştirme derecesi de üç boyutlu olarak değerlendirilebilmektedir.

2.9.4. Ortodontik Mini Vida Yerleştirilmesi

Geçici ankraj ünitelerinin uygun bölgeye ve doğru konumda yerleştirilebilmesi için kök pozisyonlarının 3 boyutlu olarak görüntülenmesi oldukça önemlidir.⁸⁵ KIBT tekniği kökler arası ilişkiyi göstermede panoramik radyografilere göre daha başarılıdır.⁸⁶ Bu nedenle KIBT anatomik olarak görüntülenmesi ve ulaşılması zor bölgelerde, mini vidaların diş kökleri arasında uygun şekilde pozisyonlandırılmasında kullanılabilir.

2.9.5. Asimetrinin Değerlendirilmesi

Sefalometrik ve panoramik radyografilerle yüz asimetrisini değerlendirmek, süperpozisyon, hasta pozisyonlandırma hataları ve distorsiyon gibi problemler nedeniyle oldukça zor olmaktadır. KIBT görüntülerinden doğrudan ölçüm yapılarak, kondil ve ramus uzunlukları karşılaştırılabilir. KIBT görüntüleri ile mandibuladaki asimetriyi değerlendirirken, pozisyonlandırma problemleri de giderilebilmektedir.⁸⁷ Klinisyen yüzdeki asimetriyi belirlerken, çok sayıda 2 boyutlu radyografi kullanmak yerine tek taramayla elde edilmiş KIBT verilerini kullanarak çeşitli açılardan bu asimetriyi değerlendirebilir.

2.9.6. Temporomandibular Eklemdeki Dejenaratif Değişimlerin Değerlendirilmesi

Temporomandibuler eklem disfonksiyonu oldukça rahatsız edici patolojik bir durumdur. Bu nedenle disfonksiyonlu hastalarda tedavi sürecinde eklem anatomisinin görüntülenmesi oldukça önemlidir. TME'in KIBT görüntülerinin, kondiler erozyonu belirlemede, konvansiyonel tomografi veya panoramik görüntülerden daha güvenilir ve kesin bilgi sağladığı gösterilmiştir.⁸⁸

2.9.7. Dudak-Damak Yarıklarının Değerlendirilmesi

Dudak-damak yarığı vakalarında, kemik defektinin boyutunu ve komşu anatomik yapılarla ilişkisini, 2B görüntüleme yöntemleri ile belirlemek oldukça zordur. KIBT ile yarığın tam anatomik durumu ve yarık hattına komşu dişlerin etrafındaki kemik kalınlığı değerlendirilebilir. Bu bilgi, planlanan greftleme işlemi ve ilgili bölgedeki diş hareketleri için çok önemlidir.⁸⁹

2.9.8. Solunum Yolunun Değerlendirilmesi

KIBT kayıtları ile solunum yolunun üç boyutlu görüntüsünü elde etmek, havayolu ve sinüslerin hacimlerini ölçmek mümkündür. Bu yöntemle solunum yolunun en dar bölgesi belirlenebilir ve bu bölgenin aksiyal yöndeki boyutu ölçülebilir.⁹⁰

2.9.9. Ortodontik Sanal Modelleme

Ortodontide yıllardır kullanılan ortodontik modeller, KIBT verileri kullanılarak herhangi bir ölçüye ihtiyaç duyulmaksızın sanal olarak oluşturulabilmektedir.⁹¹ Bu sanal modellerde diş köklerinin belirgin şekilde oluşturulabilmesi, sadece diş kronlarının görülebildiği alçı modellere göre önemli bir avantaj sağlamaktadır. Ayrıca sanal olarak oluşturulan bu modeller, prototiplendirme teknolojisi kullanılarak mum, nişasta ve alçı gibi materyallerden de üretilebilmektedir.⁹² Bu yöntemin önemli bir avantajı da ortodontik sanal modellerin bilgisayar ortamında arşivlenip saklanabilmesidir.

2.9.10. Üç Boyutlu Sefalometrik Değerlendirme

Magnifikasyon ve distorsiyon gibi problemler, kraniyofasiyal sendromlu hastalarda kraniyofasiyal yapıların değerlendirilmesini zorlaştırmaktadır. Üç boyutlu bilgisayarlı tomografi yönteminde, distorsiyon ve magnifikasyon problemleri iki boyutlu filmlerden daha az olduğundan, kraniyofasiyal yapıların daha doğru ve gerçekçi bir şekilde değerlendirilmesi mümkündür.⁹³

BT'nin bir diğer üstünlüğü de, objeyi 3B olarak gösterdiğinden, işaret noktalarının 2B değerlendirme yöntemlerden daha doğru konumlandırılmasına ve anatomik yapıya daha uygun düzlemler oluşturulabilmesine imkân vermesidir.

Son dönemlerde üç boyutlu sefalometrik analizlerin, iki boyutlu değerlendirme yöntemlerine göre üstünlüğünü ve/veya güvenilirliğini değerlendiren çok sayıda çalışma yapılmıştır.

Oliveira ve arkadaşları⁹⁴, Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT) kayıtlarından elde edilen 3B görüntüler üzerinde belirlenen işaret noktalarının güvenilirliğini değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada oniki hastanın KIBT görüntüleri kullanılarak, 30 işaret noktasının güvenilirliği aksiyel, koronal ve sagittal düzlemler üzerinde, birbirinden bağımsız üç araştırmacı tarafından 3'er kez tekrar edilmek suretiyle test edilmiş ve bu işaret noktalarının güvenilir ve tekrarlanabilir olduğu gösterilmiştir.

Ludlow ve arkadaşları⁹⁵, 2B konvansiyonel lateral sefalometrik radyografi ve 3B KIBT kayıtları üzerinde, anatomik işaret noktalarının güvenilirliğini karşılaştırmalı olarak değerlendirmişlerdir. Sonuç olarak, özellikle condilyon, orbitale ve gonion gibi bilateral işaret noktalarının belirlenmesinde KIBT görüntülerinin daha güvenilir olduğunu rapor etmişlerdir.

Moreira ve arkadaşları⁹⁶, 15 insan kuru kafası üzerinde direkt olarak dijital kumpas ile belirledikleri açısız ve doğrusal ölçümleri, aynı kuru kafalardan alınan 3B KIBT görüntüleri üzerinde tekrarlayarak karşılaştırmışlardır. Sonuç olarak, kurukafalardan direkt olarak yapılan kranioyometrik ölçümler ile KIBT'de elde edilen 3B görüntüler üzerinde yapılan sefalometrik ölçümlerin birbirleriyle uyumlu olduğunu bildirmişlerdir.

Cattaneo ve arkadaşları⁹⁷, 34 hastanın 2B konvansiyonel sefalogramları ile 3B KIBT görüntüleri üzerinde, 3 farklı araştırmacı tarafından yapılan sefalometrik işaret noktaları tesbitinin, gözlemciler arası güvenilirliğini karşılaştırmışlardır. Sonuç olarak,

KIBT'den elde edilen kayıtlar üzerinde sefalometrik işaret noktalarının tekrarlanabilirliğinin daha yüksek olduğunu belirlemişlerdir.

Lagravere ve arkadaşları⁹⁸, 10 hastanın 3B KIBT ve 2B dijital sefalometrik filmleri üzerinde, belirledikleri işaret noktalarının tespitinde gözlemci içi ve gözlemciler arası güvenilirliği değerlendirmişlerdir. Anatomik işaret noktalarının çoğu için her iki yöntemle de gözlemci içi ve gözlemciler arası güvenilirliğin yüksek olduğunu bulmuşlardır. Ancak kondilyon, gonyon, mandibular keser apeksi ve anterior nasal spina gibi sınırları tam olarak belli olmayan işaret noktalarının, 2B dijital lateral sefalogramlar ile değerlendirilmesinde ölçüm hatasının daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir.

Chien ve arkadaşları⁹⁹, 10 hastanın 2B lateral sefalogramları ile 3B KIBT görüntüleri üzerinde 27 anatomik işaret noktasının gözlemci içi ve gözlemciler arası güvenilirliğini incelemiş ve bu noktaların tespitinde 3B KIBT kayıtları üzerindeki değerlendirmelerin daha güvenilir olduğunu belirtmişlerdir.

Gribel ve arkadaşları¹⁰⁰, 25 insan kuru kafası üzerinde direkt olarak yaptıkları kraniyometrik ölçümleri, bu kuru kafalardan alınan 2B sefalometrik film ve 3B KIBT kayıtları üzerinde yaptıkları sefalometrik ölçümlerle karşılaştırmışlardır. Bu araştırmacılar, kuru kafalar üzerinde direkt olarak yapılan ölçümlerle KIBT'den elde edilen sefalometrik ölçümlerin uyumlu olduğunu, ancak 2B sefalometrik filmler üzerinde yapılan ölçümlerle aynı uyumun söz konusu olmadığını rapor etmişlerdir. Bu nedenle 3B KIBT kayıtları üzerinde yapılan ölçümlerin kranyofasiyal yapıların değerlendirilmesinde güvenilir bir şekilde kullanılabileceğini, ancak aynı durumun 2B sefalometrik değerlendirmeler için söz konusu olmadığını belirtmişlerdir.

Nalcaci ve arkadaşları¹⁰¹, konvansiyonel 2B lateral sefalometrik filmler ile 3B bilgisayarlı tomografi görüntüleri üzerinde, açisal sefalometrik ölçümlerin araştırıcı ii ve araştırıcılar arası güvenilirliğini değerlendirmişlerdir. Sonuç olarak üç boyutlu sefalometrik ölçümlerin daha güvenilir olduğunu belirtmişlerdir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Araştırmamızın materyalini, Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'na tedavi amacıyla başvuran 270 hastanın, Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalında alınan KIBT (Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi) kayıtları oluşturmaktadır.

Çalışmaya dâhil edilen KIBT görüntüleri seçilirken şu kriterlere dikkat edilmiştir:

1. Hastaların önceden herhangi bir ortodontik tedavi görmemiş olması,
2. Daimi dişlenmeye geçilmiş olması,
3. Kayıt esnasında dişlerin oklüzyonda olması,
4. Eksik ya da gömülü diş bulunmaması,
5. Kullanılacak anatomik işaret noktalarının belirlenmesini zorlaştıracak netlik sorununun olmaması.

Bu kriterler dikkate alınarak yapılan değerlendirmede mevcut 270 KIBT kaydı içinden, seçim kriterlerine uygun olmayan kayıtlar çalışma dışı bırakılmış ve araştırmamız toplam 100 hastanın KIBT kayıtları üzerinde yapılmıştır.

3.1. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Kaydının Alınması:

Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografiler, Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'nda bulunan 'Flat Panel Based Cone Beam Volumetric Computed Tomography' cihazıyla (NewTom 3G FP, Quantitative Radiology, Verona, Italy) alınmıştır (Şekil 3.1).



Şekil 3. 1. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Cihazı (NewTom FP)

Standart olarak 110 kVp ile çalışan cihazda, hastaya ulaşan radyasyon dozunu etkileyen değer maksimum 15 mA dir. Kullanılan cihaz, başlangıçta alınan rehber imajların elde edilmesi sırasında kafatasını oluşturan kemik yapıların yoğunluk değerlerine göre otomatik olarak doz seçimini sağlayan bir sisteme (AEC, automatic exposure control system) sahiptir. Tüp-flat panel dedektör sistemi, hastanın başı

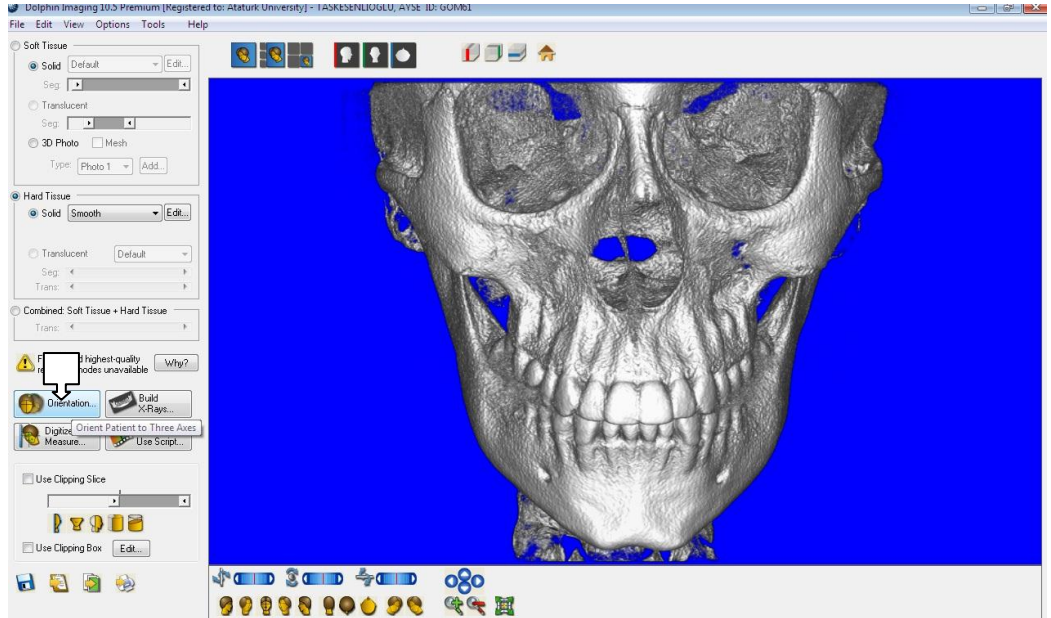
etrafında 360⁰'lik tek bir rotasyon ile dönmekte olup, bu rotasyon ile elde edilen hacimsel görüntü voksel olarak adlandırılan küçük küplere ayrılmaktadır. Cihazın görüntüleme alanı 13 × 17 cm çapında, tarama zamanı 36 saniye, x-ray emisyon süresi ise yaklaşık 5 saniyedir. Hastaların kayıt esnasında, Frankfort Horizontal düzlem yere dik olacak şekilde sırt üstü yatar pozisyonda olmalarına, dişlerin sentrik okluzyonda olmasına ve kayıt esnasında hareket etmemelerine dikkat edilmiştir. Çalışmamızda kullanılan NewTom 3G FP cihazının teknik özellikleri Tablo 3.1 de verilmiştir.

Tablo 3. 1. NewTom 3G FP cihazının teknik özellikleri

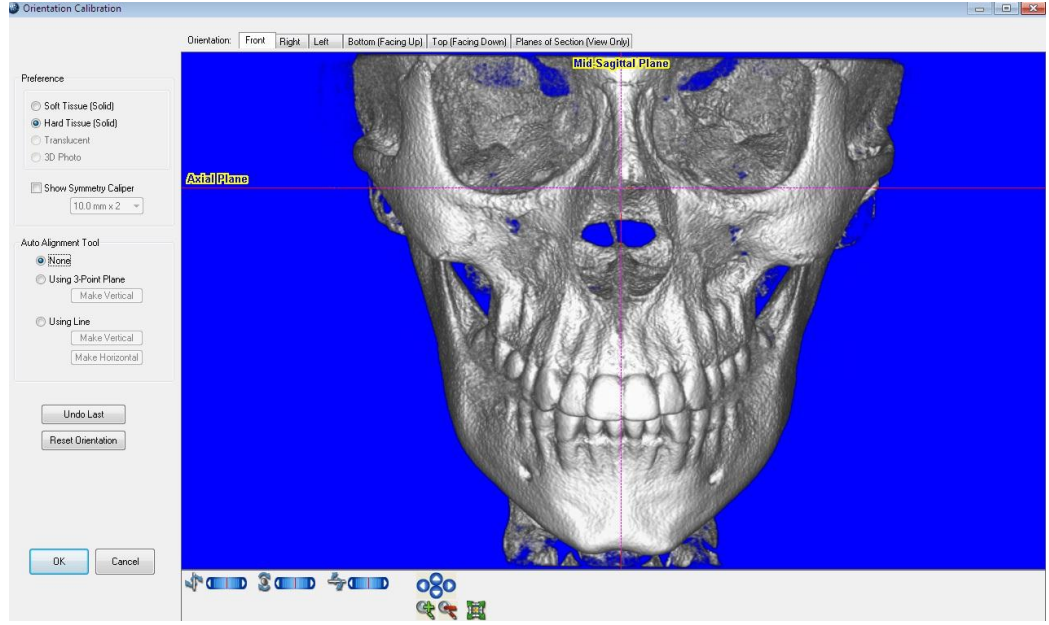
<u>TEKNİK ÖZELLİKLER</u>	<u>DEĞERLER</u>
X-ray Kaynağı Voltajı	110 kV; 1-15 mA
Focal Spot	0.5-1.5 (IEC60336)
X-Ray Cone Beam	Radyasyon kontrolü sağlayan tescilli SafeBeam™
Efektif Doz	60 µSv
X-ray Emisyon Zamanı	Yaklaşık 5 saniye
Görüntüleme	360 görüntü-360 derece rotasyon
Görüntü Dedektörü	Görüntü yoğunlaştırıcı ve CCD kamera, 1004×1004 piksel
Gri Sinyal Ölçeği	12 bit
Voksel Boyutu	Önerilen 0.3 mm (tarama ayarına göre değişir)
Tarama Zamanı	36 saniye
Hasta Pozisyonu	Yatar pozisyonda
Rekonstrüksiyon Zamanı	Yaklaşık 1 dakika
Cihazın Ağırlığı	Sadece gantry 380 kg, tabla ile 480 kg
Gerekli Güç	200 / 230 v~ (± 10%) 50/60 Hz (± 1%) 4A max

Çalışma grubunu oluşturan 100 hastanın KIBT görüntüleri DICOM formatında kaydedilmiş ve bu veriler, Dolphin 10.5 Imaging programına aktarılmıştır. Dolphin 3D programına aktarılan verilerden, öncelikle yüksek kalitede görüntü oluşturmak için “high resolution” seçilmiştir. Yüksek kalitede görüntü seçildikten sonra, görüntüyü istenilen oryantasyona getirmek için “Orientation” seçeneğine girilerek üç düzlemde oryantasyon yapılmıştır (Şekil 3.2).

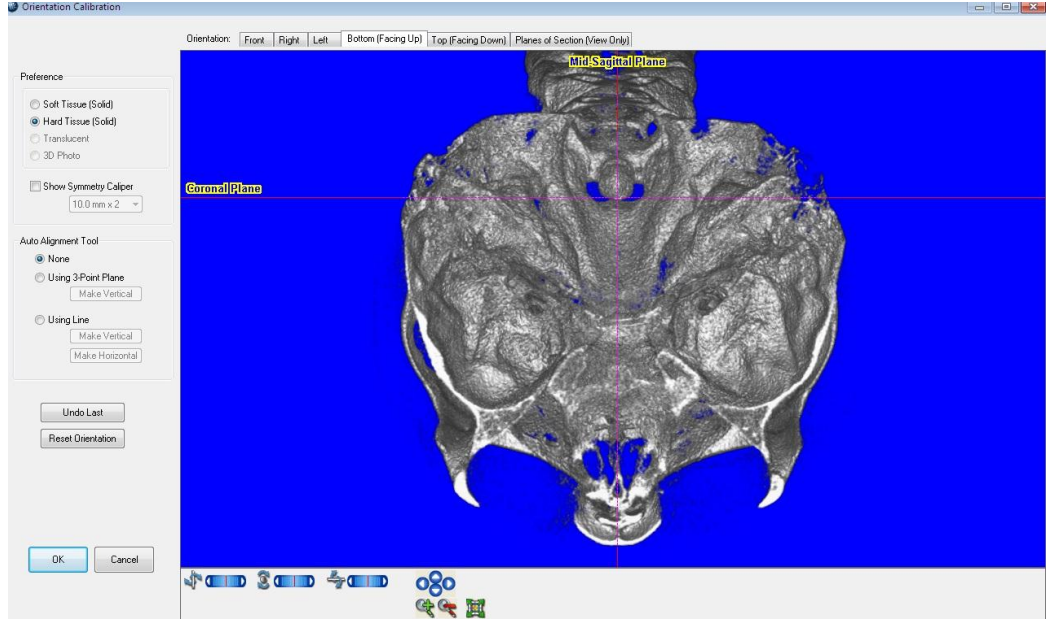
1. Midsagittal Düzlem Oryantasyonu, koronal görüntünün “transporionik doğru” (porionlar arası doğru) kadar horizontal olarak rotasyonu ile yapılmıştır (Şekil 3.3).
2. Koronal Düzlem Oryantasyonu, aksiyal görüntünün “Midsagittal düzlem” e kadar rotasyonu ile yapılmıştır (Şekil 3.4).
3. Frankfort Düzlem Oryantasyonu ise sagittal görüntünün “Frankfort Horizontal Düzlem” e kadar anteroposterior yönde rotasyonu ile yapılmıştır (Şekil 3.5).



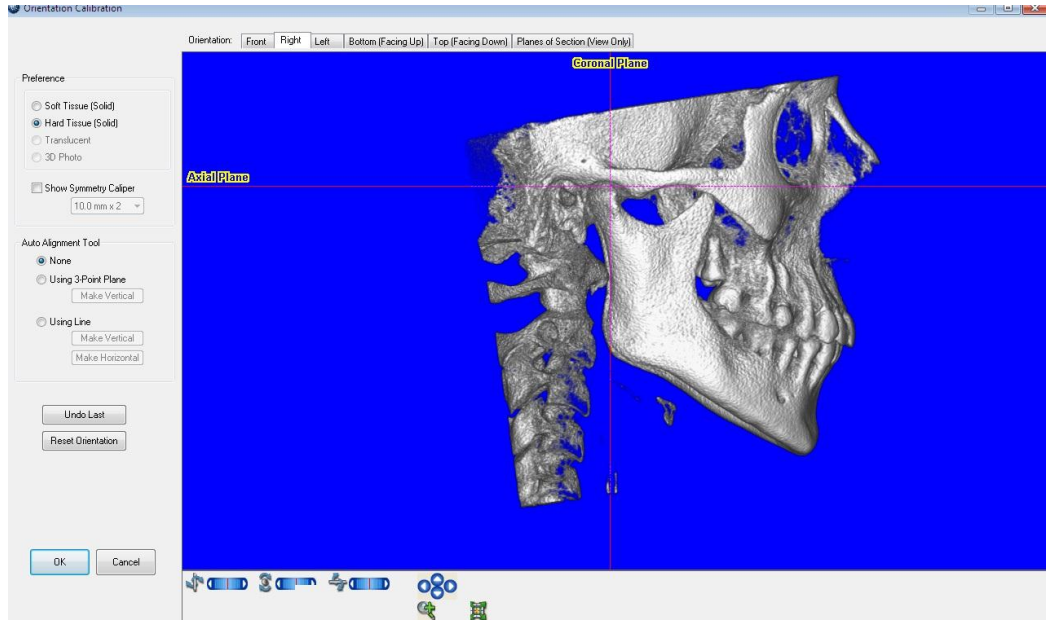
Şekil 3. 2. Üç düzlemde oryantasyon yapmak için “Orientation” seçeneğine girilmesi



Şekil 3. 3. Midsagittal Düzleme Göre Oryantasyonun yapılması

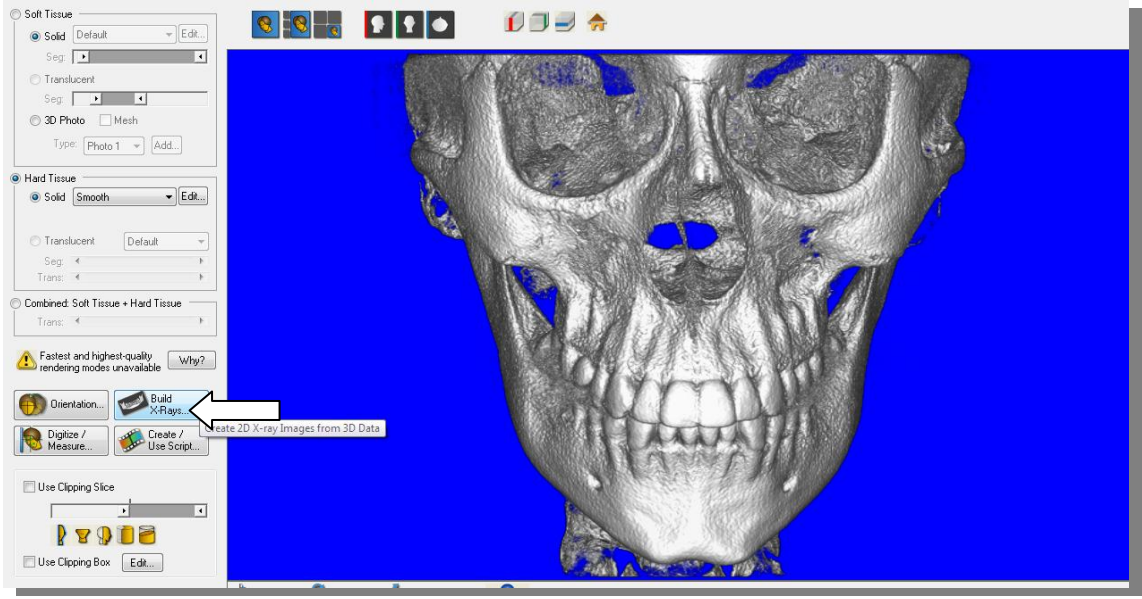


Şekil 3. 4. Koronal Düzleme Göre Oryantasyonun yapılması

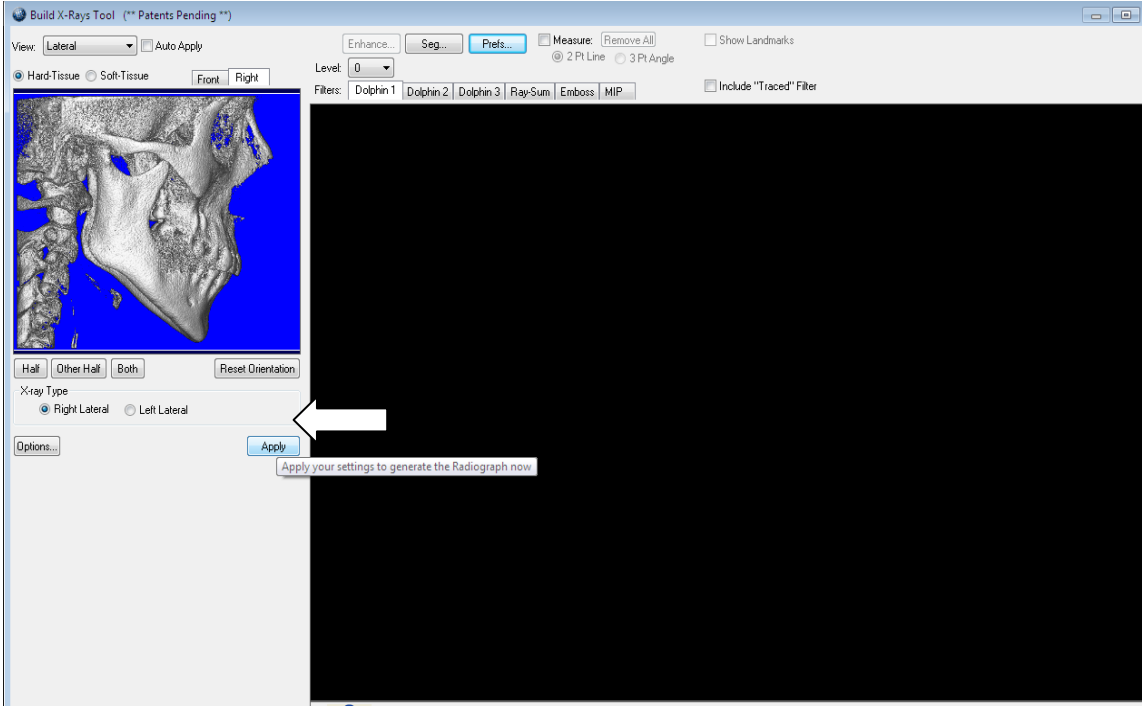


Şekil 3. 5. Frankfort Düzlemine Göre Oryantasyonun yapılması

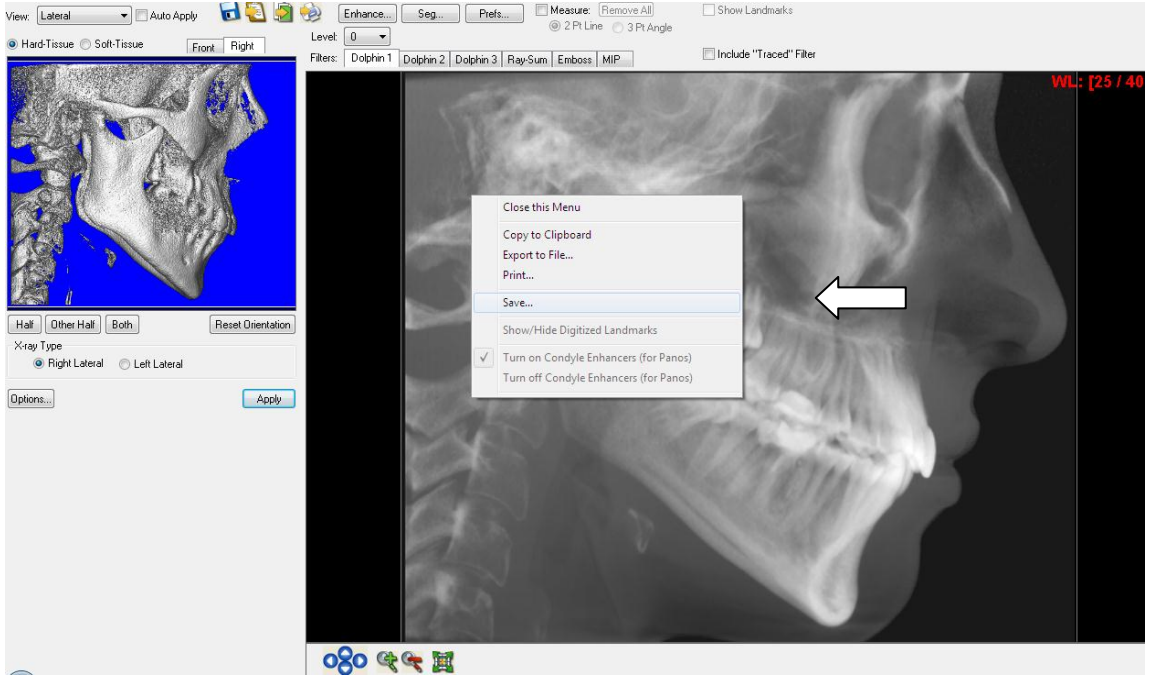
Oryantasyonlar sağlandıktan sonra, bu görüntülerden perspektif projeksiyon formatında iki boyutlu sefalometrik filmler oluşturulmuştur. Bir hastaya ait DICOM verilerinden iki boyutlu sefalometrik film oluşturulması ve sefalometrik çizim aşamaları Şekil 3.6-3.11 de gösterilmiştir.



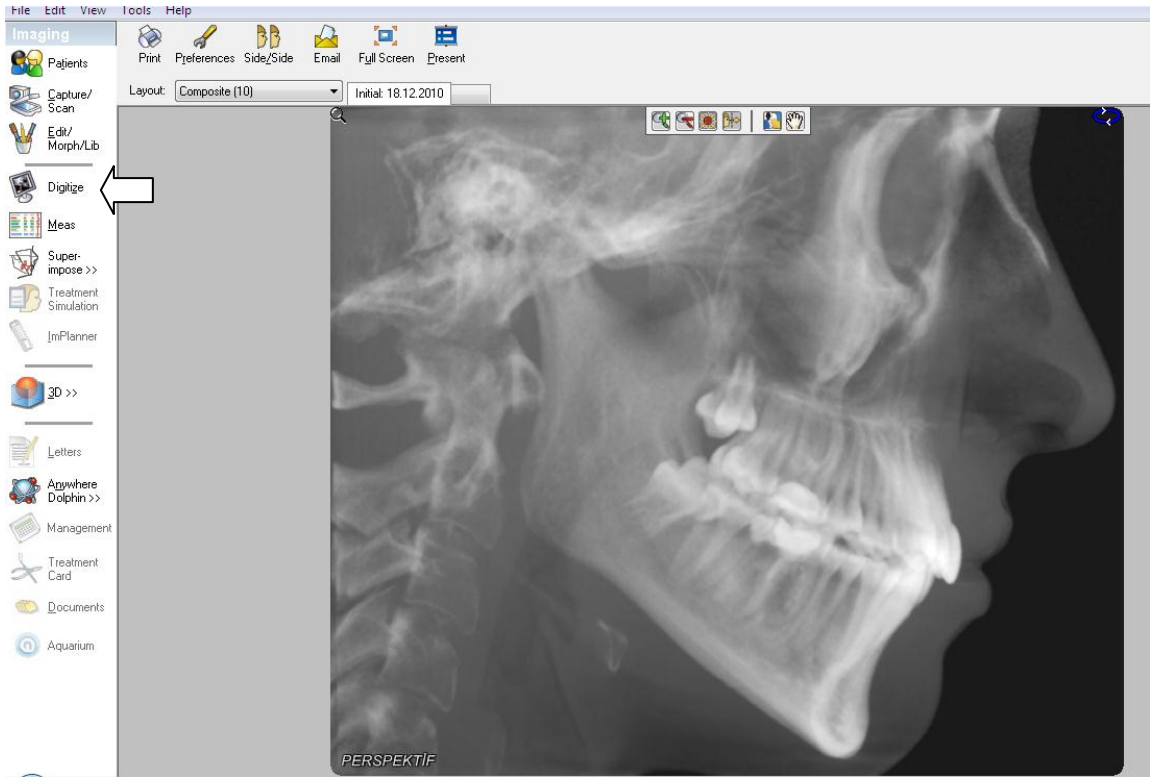
Şekil 3. 6. İlgili hastanın 3B' lu kayıtlarından 2B' lu film oluşturmak için öncelikle "Build X-Ray" seçilir.



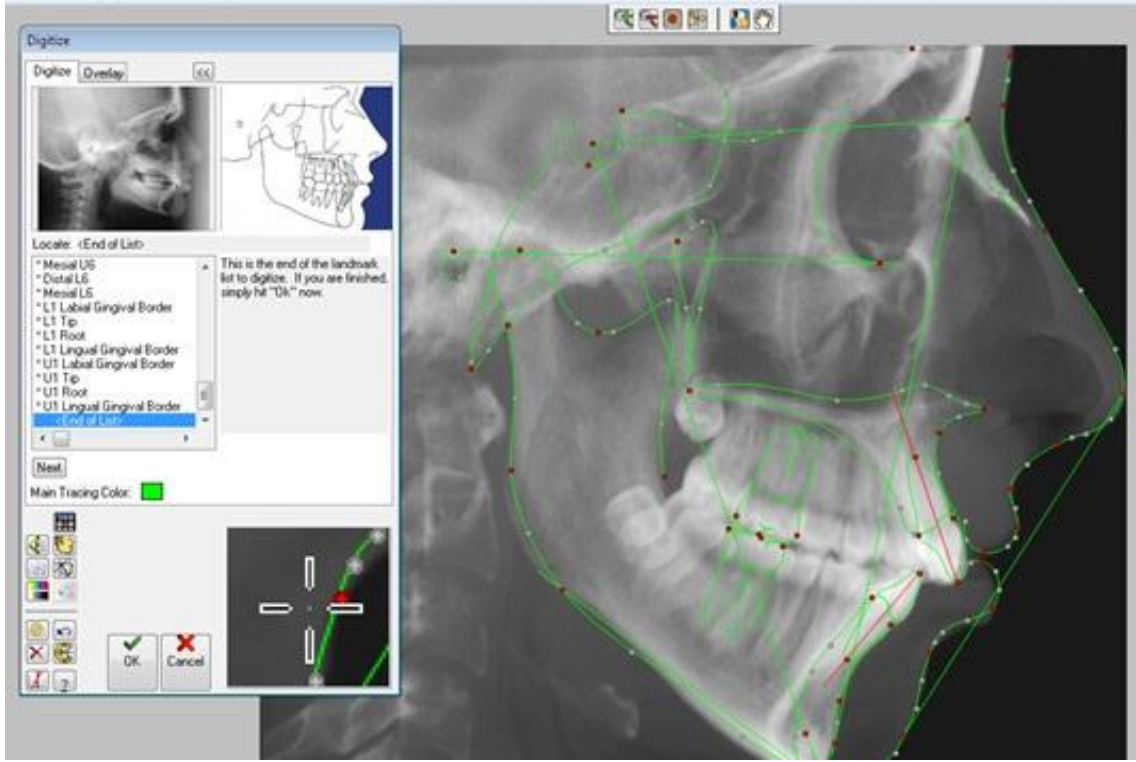
Şekil 3. 7. "Apply" seçeneğine girilerek perspektif projeksiyon formatında 2B sefalometrik film oluşturulur.



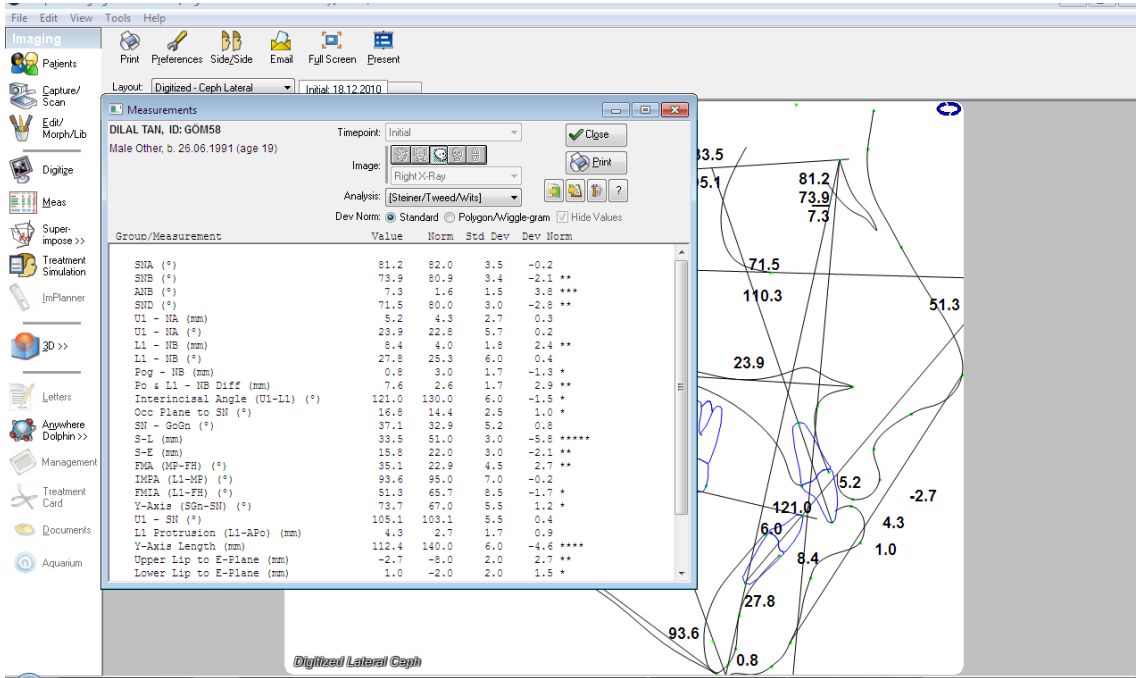
Şekil 3. 8. 2B'lu sefalometrik film oluşturulduktan sonra sağ tıklanıp "save" seçeneğinden kayıt yapılır.



Şekil 3. 9. 2B'lu film oluşturulduktan sonra "Digitize" seçeneğine girilerek sefalometrik analize başlanır.

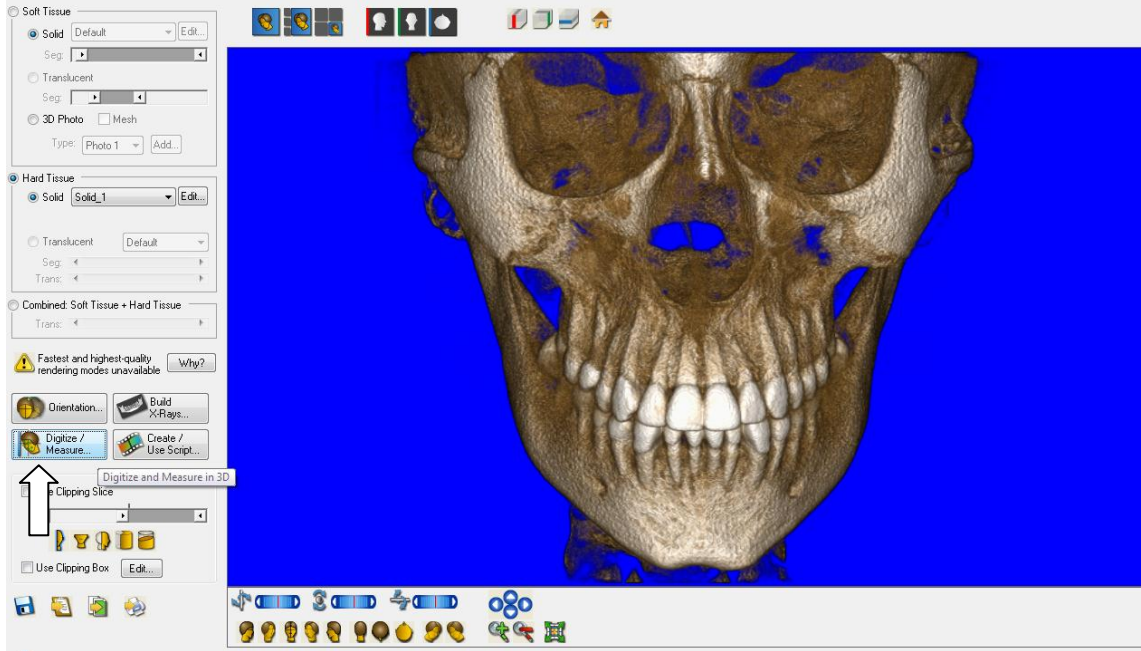


Şekil 3. 10. İki Boyutlu film üzerindeki sefalometrik çizimin Dolphin penceresindeki görüntüsü

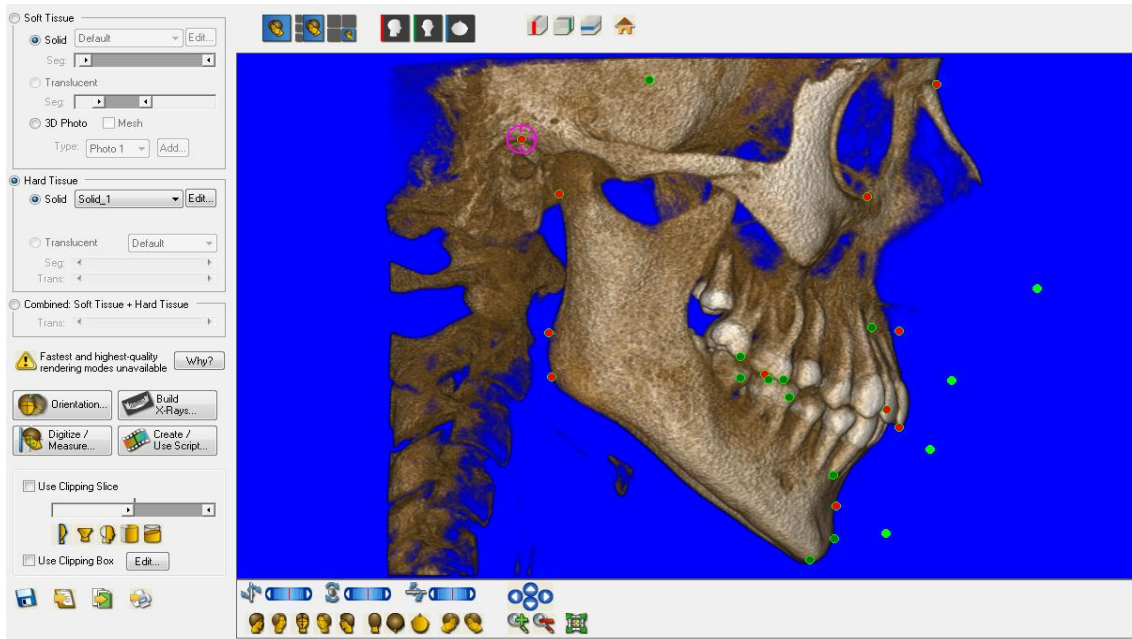


Şekil 3. 11. Çizim sonrası analiz sonuçlarını gösteren Dolphin penceresi

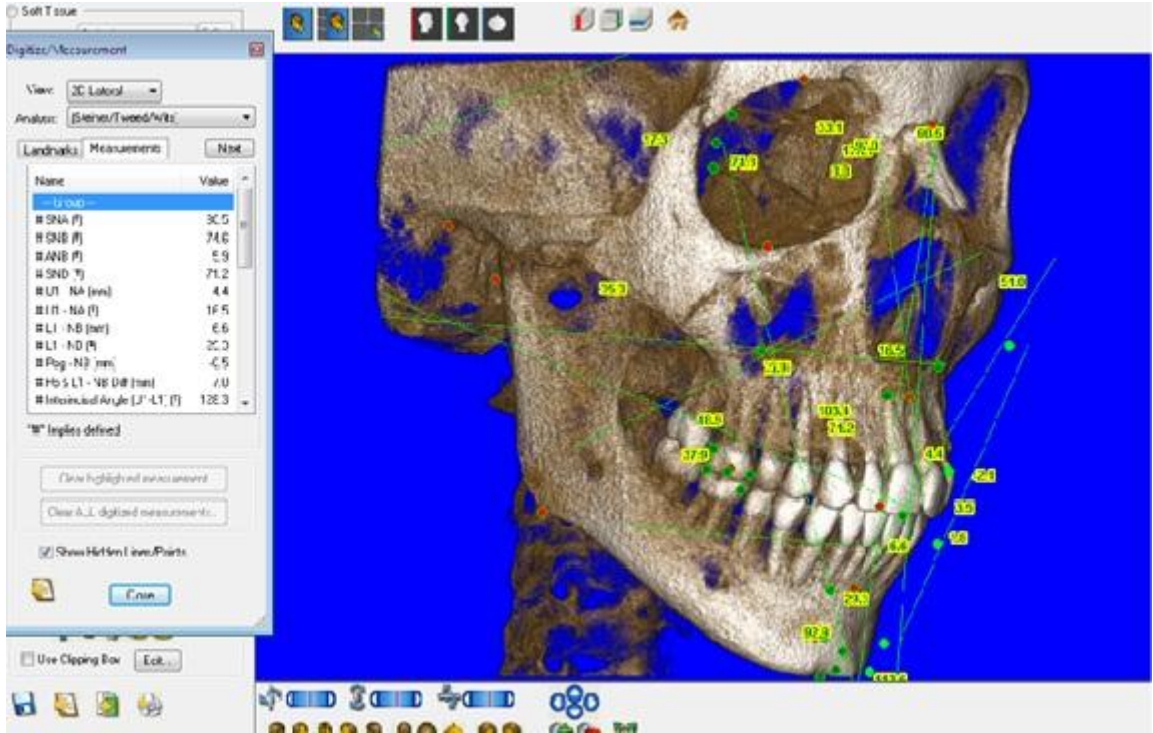
Aynı hastaya ait DICOM verilerinden üç boyutlu sefalometrik görüntülerin oluşturulması ve sefalometrik ölçüm aşamaları ise Şekil 3.12-3.14’ de gösterilmiştir.



Şekil 3. 12. 3B görüntünün Dolphin çizim penceresinde açılması ve “Digitize/Measurement” seçeneğine tıklanarak sefalometrik ölçümlere başlanması.



Şekil 3. 13. Anatomik işaret noktalarının tespit edilmesi.



Şekil 3. 14. 3B görüntüler üzerinde doğrusal ve açısal ölçümlerin yapıldığı Dolphin penceresi.

3.2. İki Boyutlu (2B) Sefalometrik Filmler Üzerindeki Anatomik İşaret Noktaları, Doğrular ve Açısal Ölçümler

3.2.1 Çalışmamızda Kullanılan Dişsel ve İskeletsel İşaret Noktaları⁹⁹ (Şekil 3.15):

1. **Sella (S):** Sella turcica'nın geometrik orta noktası
2. **Nasion (N):** Nasofrontal sutur ile İnternasal sutur'un kesişim noktası
3. **Basion (Ba):** Foramen occipitale magnum'un ön kenarının en ön noktası
4. **Gnathion (Gn):** Çene ucunun en ön ve en alt noktası
5. **Orbitale (Or):** Göz çukuru alt kenarının en derin noktası

- 6. Pterygoid Nokta (Pt):** Foramen rotundum'un alt kenarı ile pterygoid maksiler fossanın kesişme noktası
- 7. Porion (Po):** Meatus acusticus externus'un en üst noktası
- 8. Gonion (Go):** Mandibula alt kenarı ile ramusun arka kenarına teget geçen doğruların oluşturduğu açının açıortayı'nın mandibulayı kestiği nokta
- 9. A Noktası:** Anterior nasal spina altındaki kemik dokusu iç bükeyliğinin en derin noktası
- 10. B Noktası:** Infradentale noktasının altındaki kemik dokusu iç bükeyliğinin en derin noktası
- 11. Menton (Me):** Mandibular symphysis'in en alt noktası
- 12. Articulare (Ar):** Alt çene kemiğinin artiküler çıkıntısının arka kenarı ile kafa kaidesi alt kısmının kesişme noktası
- 13. Anterior Nasal Spina (ANS):** Nasal Spina'nın en ön kısmı
- 14. Posterior Nasal Spina (PNS):** Palatinal kemiğin posterior uç noktası
- 15. Pogonion (Pg):** Mandibular symphysis'in en ön noktası
- 16. U1 Tip:** En ileri üst santral dişin kesici kenarının en uç kısmı
- 17. U1 Root:** En ileri üst santral dişin kök ucu noktası
- 18. U1 Labial Gingival Border:** Orta hattaki maksiller alveoler proçesin ön bölgedeki en çıkıntılı kısmı

19. U1 Lingual Gingival Border: Orta hattaki maksiller alveoler proçesin arka bölgedeki en çıkıntılı kısmı

20. L1 Tip: En ileri alt santral dişin kesici kenarının en uç kısmı

21. L1 Root: En ileri alt santral dişin kök ucu noktası

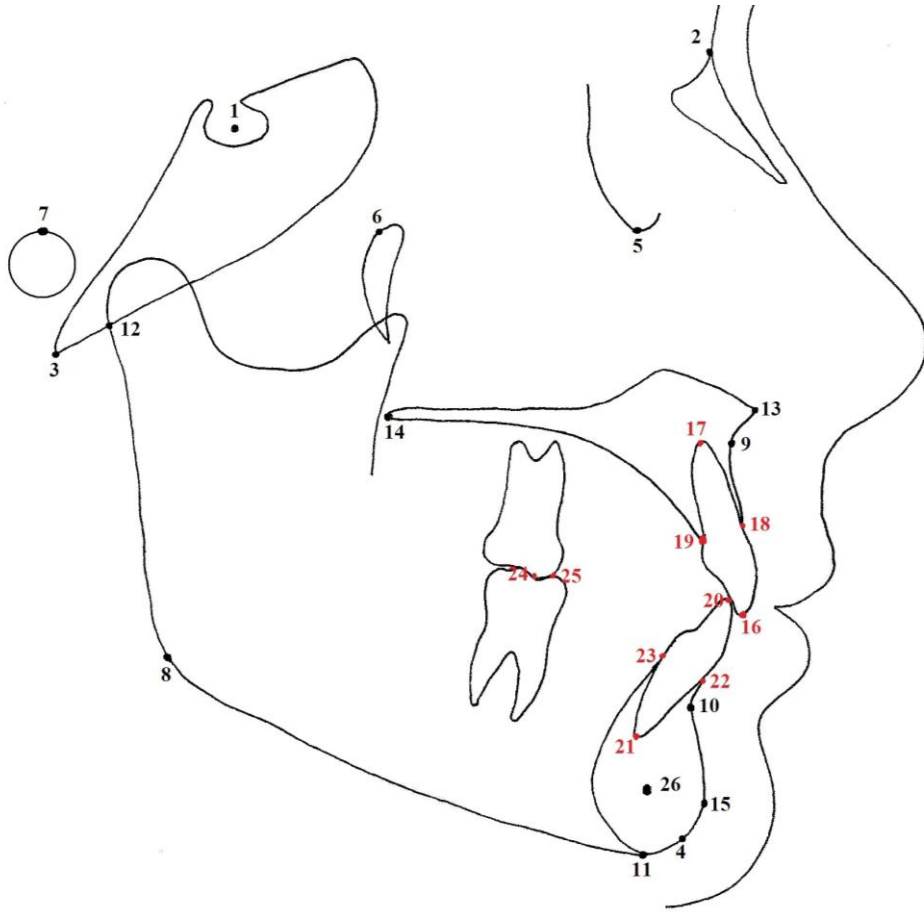
22. L1 Labial Givgival Border: Mandibular santral dişin genellikle mine-sement sınırı yakınında bulunan, mandibular alveolar proçesin en üst ve en ön noktası

23. L1 Lingual Gingival Border: Mandibular santral dişin genellikle mine-sement sınırı yakınında bulunan, mandibular alveolar proçesin en üst ve en arka noktası

24. Upper 6 Occlusal: Üst daimi birinci moların mezio-bukkal tüberkülünün en alt noktası

25. Lower 6 Occlusal: Alt daimi birinci moların mezio-bukkal tüberkülünün en üst noktası

26. D noktası: Alt çene simfizisin geometrik orta noktası

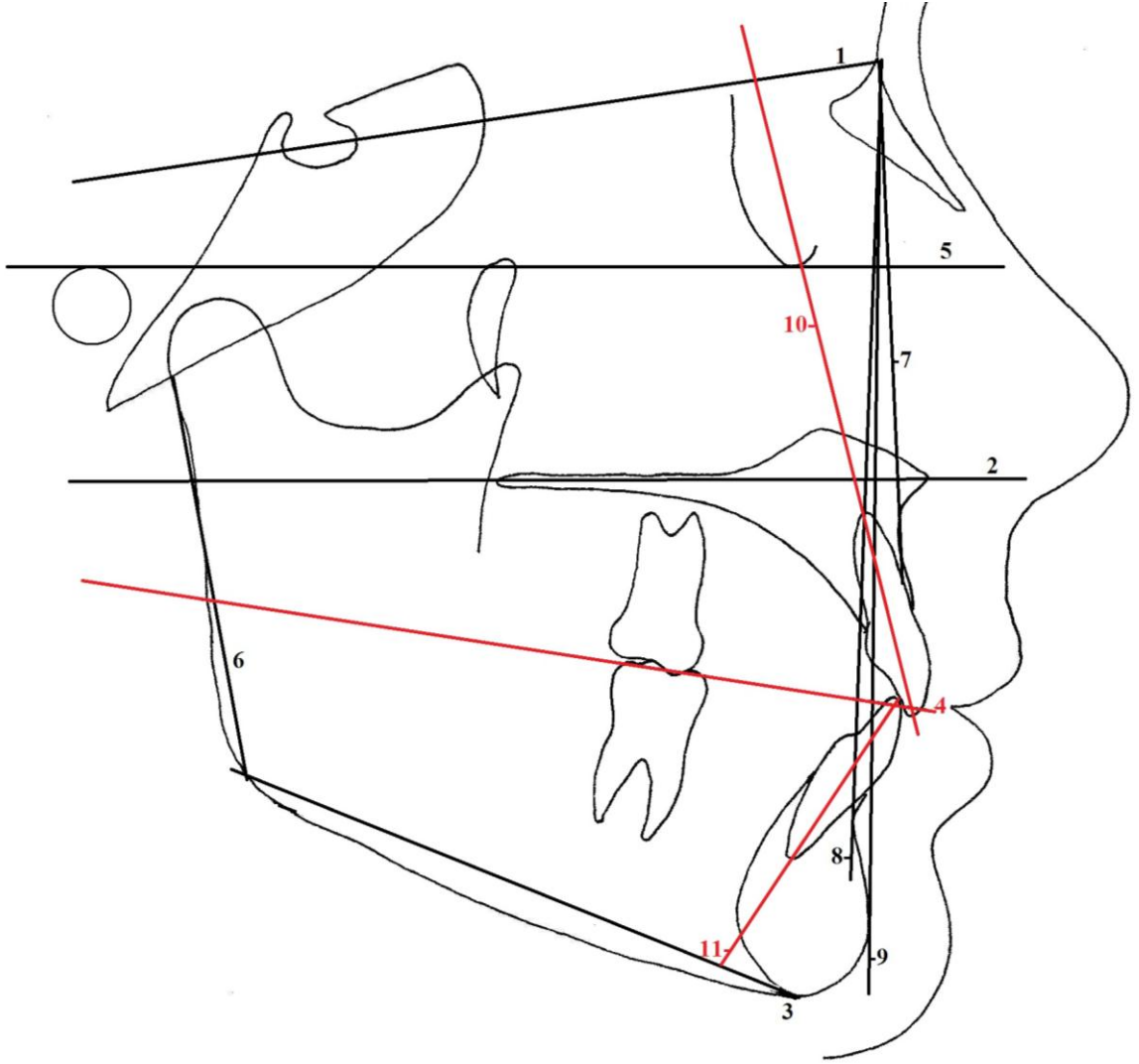


Şekil 3. 15. Çalışmamızda Kullanılan Dişsel ve İskeletsel İşaret Noktaları

1. Sella (S) 2. Nasion (N) 3. Basion (Ba) 4. Gnathion (Gn) 5. Orbitale (Or) 6. Pterygoit Nokta (Pt) 7. Porion (Po) 8. Gonion (Go) 9. A Noktası 10. B Noktası 11. Menton (Me) 12. Articulare (Ar) 13. ANS 14. PNS 15. Pogonion (Pg) 16. U1 Tip 17. U1 Root 18. U1 Labial Gingival Border 19. U1 Lingual Gingival Border 20. L1 Tip 21. L1 Root 22. L1 Labial gingival Borde 23. L1 Lingual Gingival Border 24. Upper 6 Occlusal 25. Lower 6 Occlusal 26. D noktası

3.2.2 Çalışmamızda Kullanılan Sefalometrik Doğrular (Şekil 3.16.)

1. **Ön Kafa Kaidesi Düzlemi (S-N):** Sella ve Nasion noktalarını birleştiren doğru
2. **Palatinal Düzlem (PD):** Anterior Nasal Spina (ANS) ve Posterior Nasal Spina (PNS) noktalarını birleştiren doğru
3. **Mandibular Düzlem (Go-Me):** Gonion (Go) ve Menton (Me) noktalarını birleştiren doğru
4. **Okluzal Düzlem (OD):** Büyük azı ve kesici kapanış fazlalığı noktalarını birleştiren doğru
5. **Frankfort Horizontal Düzlemi (FH):** Porion (Po) ve Orbitale (Or) noktalarını birleştiren doğru
6. **Ar-Go:** Articulare (Ar) ve Gonion (Go) noktalarını birleştiren doğru
7. **N-A:** Nasion (N) ve A noktalarını birleştiren doğru
8. **N-B:** Nasion (N) ve B noktalarını birleştiren doğru
9. **Yüz Düzlemi (N-Pog):** Nasion (N) ve Pogonion (Pog) noktalarını birleştiren doğru
10. **U1 Düzlemi:** Üst orta keser diş kesici kenar ile kök ucu noktalarını birleştiren doğru
11. **L1 Düzlemi:** Alt orta keser dişin kesici kenar ile kök ucu noktalarını birleştiren doğru

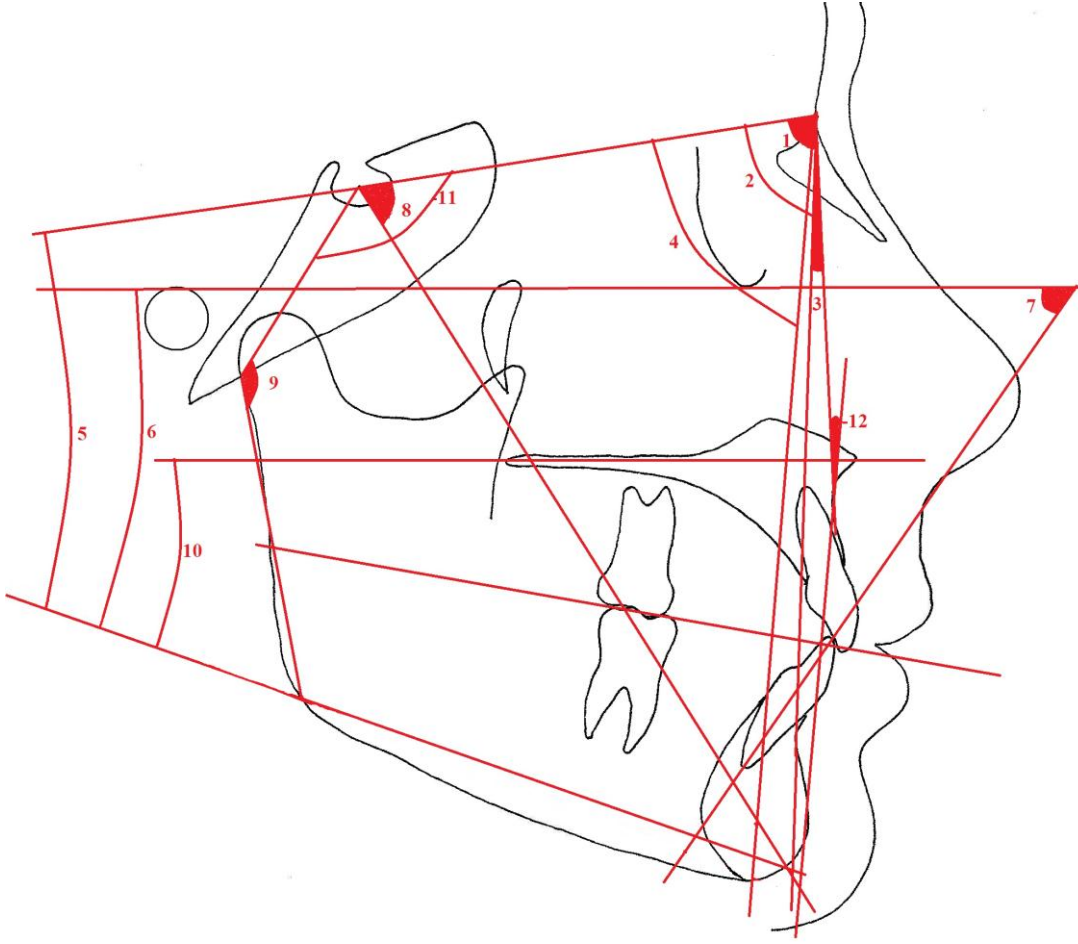


Şekil 3. 16. Çalışmamızda İskeletsel ve Dişsel Analizler İçin Kullanılan Sefalometrik Doğrular

- 1.** Ön Kafa Kaidesi (S-N) **2.** Palatinal Düzlem (PD) **3.** Mandibular Düzlem (Go-Me) **4.** Okluzal Düzlem (OD) **5.** Frankfort Horizontal Düzlem (FH) **6.** Ar-Go **7.** N-A Doğrusu **8.** N-B Doğrusu **9.** Yüz Düzlemi (N-Po) **10.** U1 Düzlemi **11.** L1 Düzlemi

3.2.3. Çalışmamızda Kullanılan İskeletsel Açısal Ölçümler (Şekil 3.17.)

1. **SNA Açısı:** S-N ve N-A doğruları arasındaki açı
2. **SNB Açısı:** S-N ve N-B doğruları arasındaki açı
3. **ANB Açısı:** N-A ve N-B doğruları arasındaki açı
4. **SND Açısı:** S-N ve N-D doğruları arasındaki açı
5. **SN-GoGn Açısı:** S-N ve Go-Gn doğruları arasındaki açı
6. **FMA Açısı:** FH ve Go-Me doğruları arasındaki açı
7. **FMIA Açısı:** FH ve L1 doğruları arasındaki açı
8. **Y eksen-SN Açısı:** Y eksen ve Sella-Nasion doğruları arasındaki açı
9. **Artiküler Açı (S-Ar-Go):** Sella-Artikülare-Gonion noktaları arasında Artikülare noktasında oluşan açı
10. **PP-MP Açısı:** Palatinal düzlem ile Mandibular düzlem arasındaki açı
11. **Sella Açısı:** Nasion-Sella-Artikülare noktaları arasında Sella da oluşan açı
12. **Dış Bükeylik açısı (NA/APog):** N-A ve A-Pog doğruları arasında A noktasında oluşan açı

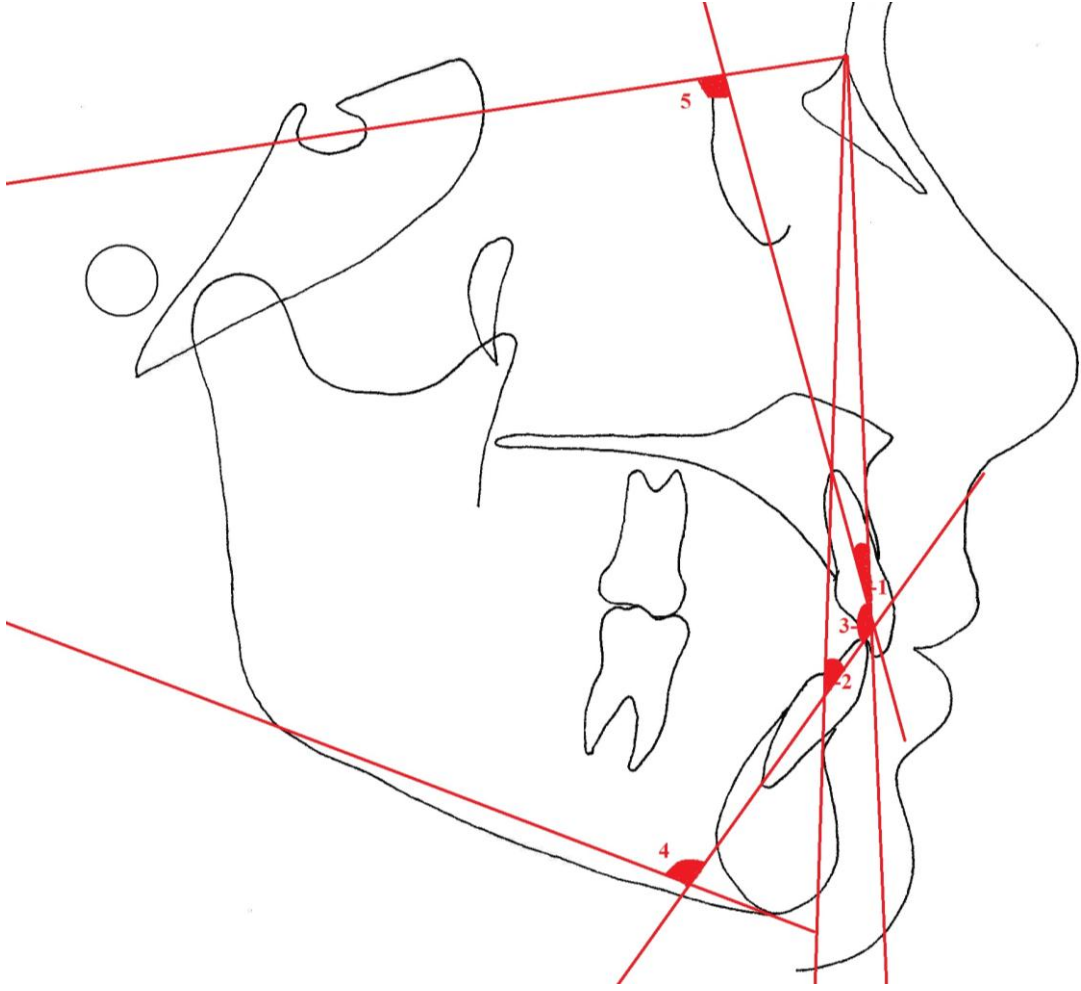


Şekil 3. 17. Çalışmamızda Kullanılan İskeletsel Açısal Ölçümler

- 1.** SNA Açısı **2.** SNB Açısı **3.** ANB Açısı **4.** SND Açısı **5.** SN-GoGN Açısı **6.** FMA Açısı **7.** FMIA Açısı **8.** Y Aksı-SN Açısı **9.** Artiküler Açısı **10.** PP-MP Açısı **11.** Sella Açısı **12.** Dış Bükeylik Açısı

3.2.4. Çalışmamızda Kullanılan Dişsel Açısal Ölçümler (Şekil 3.18.)

1. **U1-NA Açısı:** En ileri üst orta kesici dişin uzun eksenini ile NA doğruları arasında kalan dar açı
2. **L1-NB Açısı:** En ileri alt orta kesici dişin uzun eksenini ile NB doğruları arasında kalan dar açı
3. **Keserler Arası Açısı (U1-L1):** Alt ve üst en ileri orta kesici dişlerin uzun eksenleri arasındaki açı
4. **IMPA Açısı:** Go-Me doğrusu ile en ileri alt orta kesici dişin uzun eksenini arasındaki açı
5. **U1-SN Açısı:** Üst en ileri orta keser dişin uzun eksenini ile SN düzlemi arasındaki açı

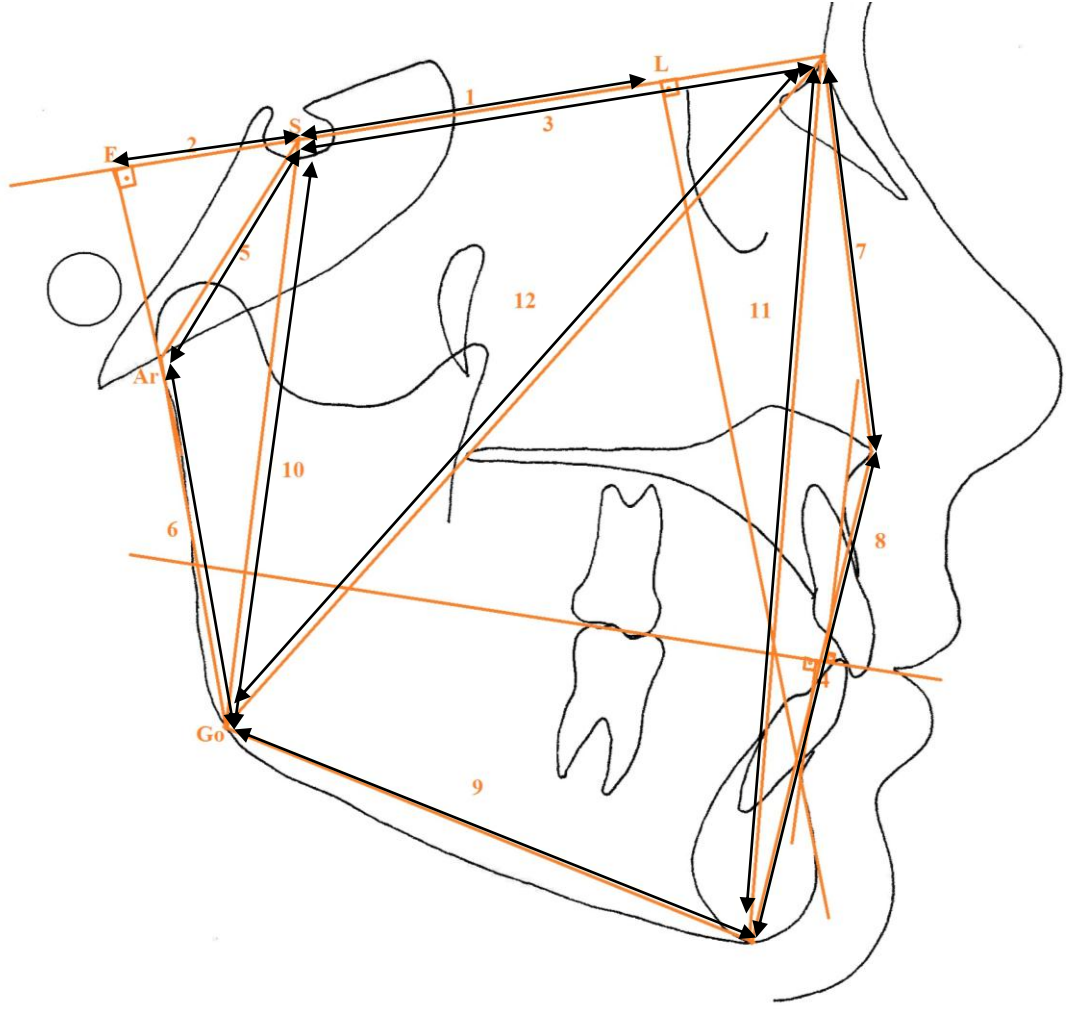


Şekil 3. 18. Çalışmamızda Kullanılan Dişsel Açısal Ölçümler

- 1. U1-NA Açısı 2. L1-NB Açısı 3. U1-L1 4. IMPA Açısı 5. U1-SNA Açısı**

3.2.5. Çalışmamızda Kullanılan İskeletsel Boyutsal Ölçümler (Şekil 3.19.)

1. **SL Boyutu:** S ile L noktası (Pog noktasının SN doğrusuna dik izdüşüm noktası) arasındaki mesafe
2. **SE Boyutu:** S noktası ile E noktası (Kondil başının arka kısmının S-N doğrusuna dik izdüşüm noktası) arasındaki mesafe
3. **Ön Kafa Kaidesi Uzunluğu (S-N):** S ve N noktaları arasındaki mesafe
4. **Wits Değeri:** A ve B noktalarından okluzal düzleme indirilen dik izdüşüm noktaları arasındaki mesafe
5. **Arka Kafa Kaidesi Uzunluğu (S-Ar):** S ve Ar (Artikülare) noktaları arasındaki mesafe
6. **Ramus Yüksekliği (Ar-Go):** Ar ve Go noktaları arasındaki mesafe
7. **Üst Yüz Yüksekliği (N-ANS):** N ve ANS noktaları arasındaki mesafe
8. **Alt Yüz Yüksekliği (ANS-Me):** ANS ile Me noktaları arasındaki mesafe
9. **Korpus Uzunluğu (Go-Me):** Go ve Me noktaları arasındaki mesafe
10. **Arka Yüz Yüksekliği (S-Go):** Sella ile Gonion noktaları arasındaki mesafe
11. **Ön yüz yüksekliği (N-Me):** Nasion ile Menton noktaları arasındaki mesafe



Şekil 3. 19. Çalışmamızda Kullanılan İskeletsel Boyutsal Ölçümler

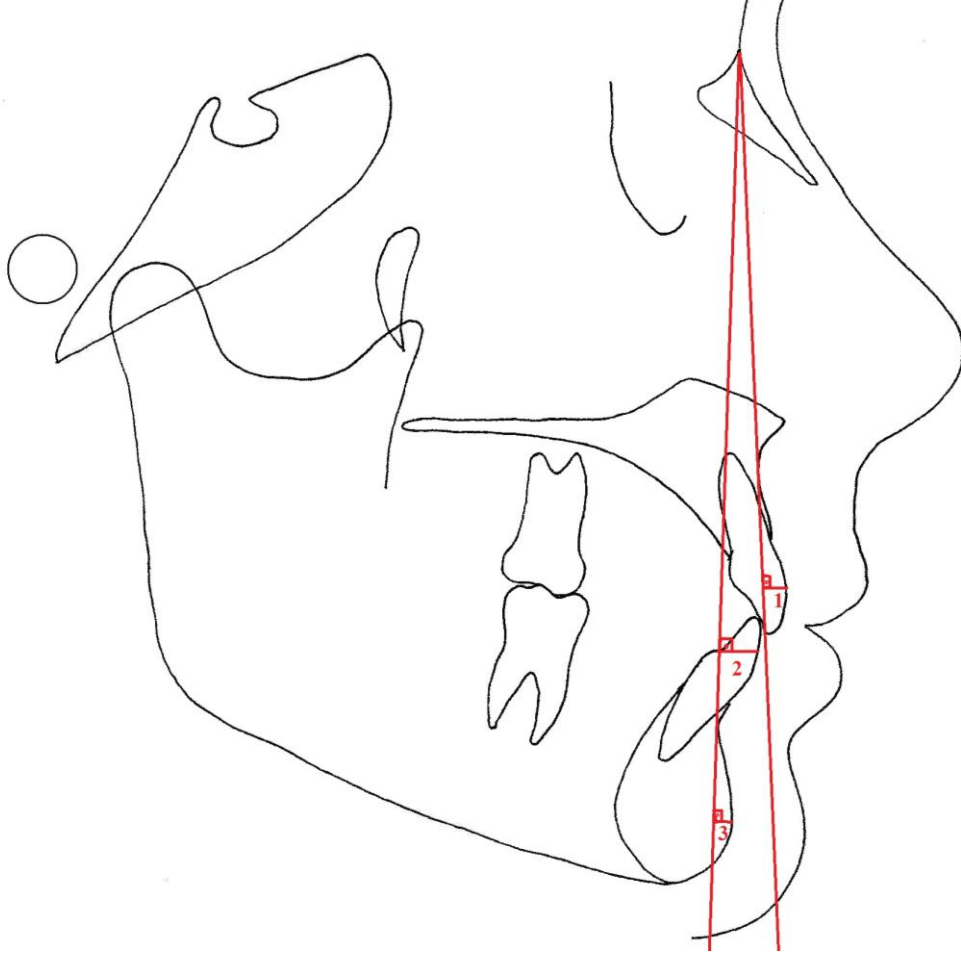
1. SL Mesafesi **2.** SE Mesafesi **3.** SN Mesafesi **4.** Wits Değeri **5.** Arka Kafa Kaidesi Uzunluğu **6.** Ramus Yüksekliği **7.** Üst Yüz Yüksekliği **8.** Alt Yüz Yüksekliği **9.** Korpus Uzunluğu **10.** Arka Yüz Yüksekliği **11.** Ön Yüz Yüksekliği

3.2.6. Çalışmamızda Kullanılan Dişsel Boyutsal Ölçümler (Şekil 3.20.)

1. U1-NA Mesafesi: Üst en ileri orta kesici dişin vestibül yüzündeki en konveks noktadan NA doğrusuna olan dik uzaklık

2. L1-NB Mesafesi: Alt en ileri orta kesici dişin vestibül yüzündeki en konveks noktadan NB doğrusuna olan dik uzaklık

3. Pg-NB Mesafesi: Pog noktasından NB doğrusuna olan uzaklık



Şekil 3. 20. Çalışmamızda Kullanılan Boyutsal Dişsel Ölçümler

1. U1-Na Mesafesi 2. L1-NB mesafesi 3. Pg-NB Mesafesi

3.3. Üç Boyutlu (3B) Kafa Görüntüleri Üzerindeki Anatomik İşaret Noktaları^{102,103}

1. A Noktası: Sagittal görüntüde, supradentale ile anterior nasal spina arasındaki kemik dokusu içbükeyliğinin en derin noktası, aksiyel görüntüde premaksillanın en ön ve en orta noktası, koronal görüntüde ise üst santral kesici dişlerin kök uçları arasındaki orta nokta (Şekil 3.21)

2. Nasion Noktası: Aksiyel ve sagittal görüntüde frontonasal suturun en ön, koronal görüntüde ise en orta noktası (Şekil 3.22)

3. Gnathion (Gn): Sagittal görüntüde çene ucunun en alt ve en ön noktası, aksiyel görüntüde en ön ve en orta noktası, koronal görüntüde ise en orta ve en alt noktası (Şekil 3.23)

4. Menton: Sagittal ve koronal görüntülerde mandibulanın en alt noktası, aksiyel görüntüde ise en orta noktası (Şekil 3.24)

5. B Noktası: Sagittal görüntüde mandibular alveolar proçesin en üst noktası ile pogonion arasında kalan kemik dokusu içbükeyliğinin en derin, aksiyel görüntüde ise en ön ve en orta noktası (Şekil 3.25)

6. ANS Noktası: Sagittal görüntüde Anterior Nasal Spina'nın en ön, aksiyel görüntüde ise orta noktası (Şekil 3.26)

7. Articulare (Ar): Sagittal görüntüde kondil başının kafa kaidesi ile kesiştiği nokta, aksiyel görüntüde kondil başının en konveks noktası (Şekil 3.27)

8. Simfizisin Merkezi (D Noktası): Sagital, aksiyel ve koronal görüntülerde simfizisin geometrik orta noktası (Şekil 3.28)

9. Gonion (Go): Sagital görüntüde mandibula korpus ve ramusa teğet geçen doğruların oluşturduğu açının açıortayının mandibulayı kestiği nokta, aksiyel görüntüde korpusun en arka noktası, koronal görüntüde ise ramusun en alt noktası (Şekil 3.29)

10. L1 Gingival Sınır: Sagital görüntüde mandibular alveolar çıkıntısının en üst ve en ön, aksiyel görüntüde en ön, koronal görüntüde ise en orta noktası (Şekil 3.30)

11. U1 Gingival Sınır: Sagital ve aksiyel görüntülerde maksiller alveoler prosesin en ön, coronal görüntüde ise en orta noktası (Şekil 3.31)

12. Sella (S): Sagital, aksiyel ve koronal görüntülerde Sella Tursika'nın geometrik orta noktası (Şekil 3.32)

13. Orbitale (Or): Sagital, aksiyel ve koronal görüntülerde göz çukurun en alt ve en orta noktası (Şekil 3.33)

14. Porion (Po): Sagital görüntüde meatus acusticus externus'un en üst kısmı, aksiyel ve koronal görüntülerde ise kulak kemiğinin en konveks noktası (Şekil 3.34)

15. PNS Noktası: Sagital görüntüde posterior nazal spinanın en arka, aksiyel ve koronal görüntülerde ise en orta noktası (Şekil 3.35)

16. Pogonion (Pog): Sagital görüntüde mandibular symphysis'in en ön, aksiyel görüntüde en ön ve en orta, koronal görüntüde ise en alt noktası (Şekil 3.36)

17. U1 Tip: Sagital görüntüde en ileri keser dişin kesici işaret noktası, aksiyel görüntüde kesici dişin insizal kenarının en orta, koronal görüntüde ise en alt ve en orta noktası (Şekil 3.37)

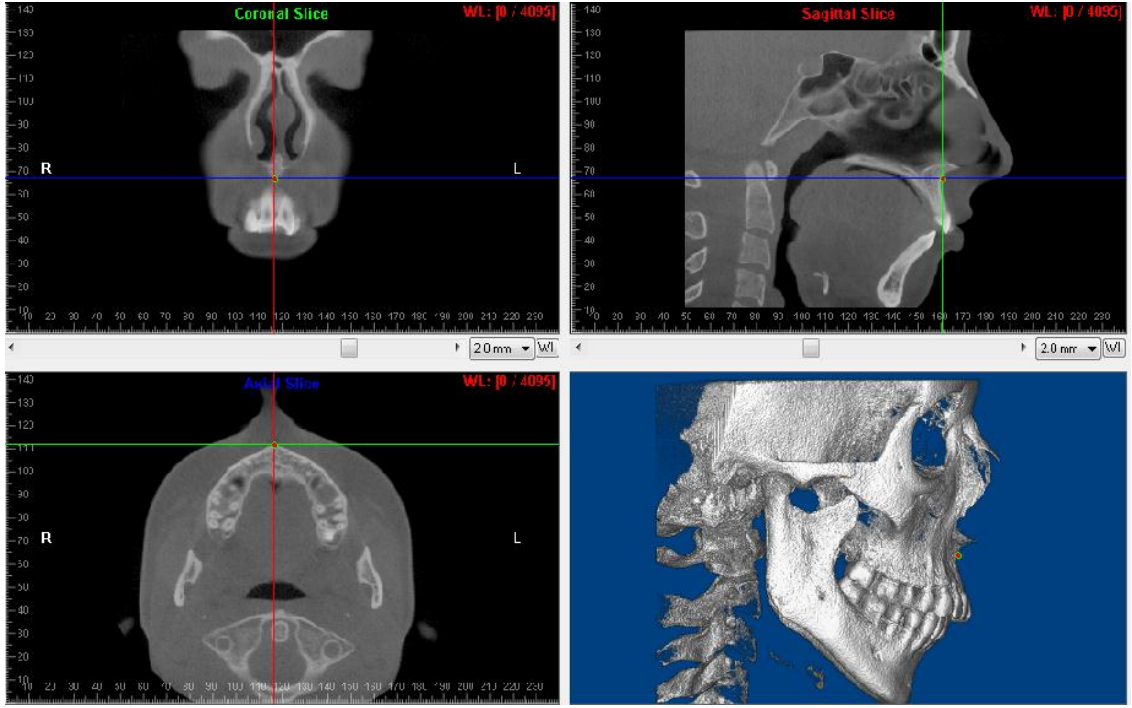
18. U1 Root: Sagital görüntüde en ileri üst kesici dişin kökünün en uç noktası, koronal görüntüde ise kök ucunun en orta noktası (Şekil 3.38)

19. L1 Tip: Sagital görüntüde en ileri kesici dişin kesici işaret noktası, aksiyel görüntüde kesici kenarının orta noktası, koronal görüntüde ise kesici kenarın en üst ve orta noktası (Şekil 3.39)

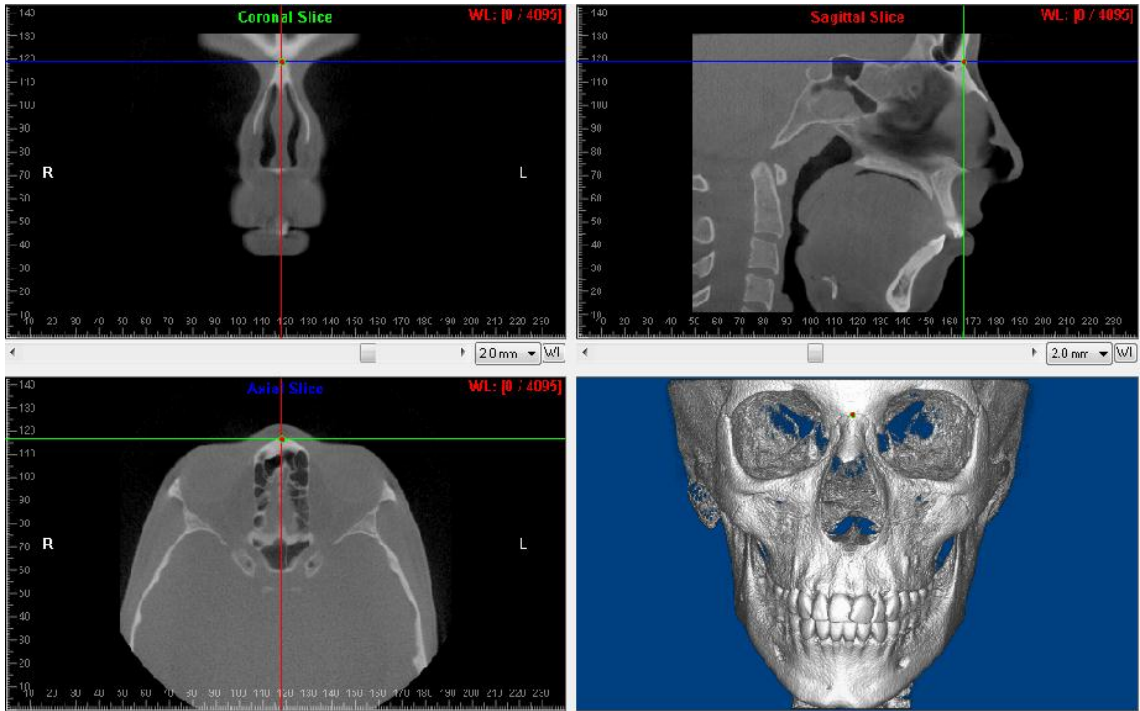
20. L1 Root: Sagital görüntüde alt en ileri kesici dişin kökünün en uç noktası, koronal görüntüde ise kesici dişin kök ucunun en alt ve en orta noktası (Şekil 3.40)

21. Upper 6 Occlusal: Sagital görüntüde üst birinci molar dişin meziobukkal tüberkülünün en alt noktası, aksiyel görüntüde santral fossanın orta noktası, koronal görüntüde ise bukkopalatinal genişliğin orta noktası (Şekil 3.41)

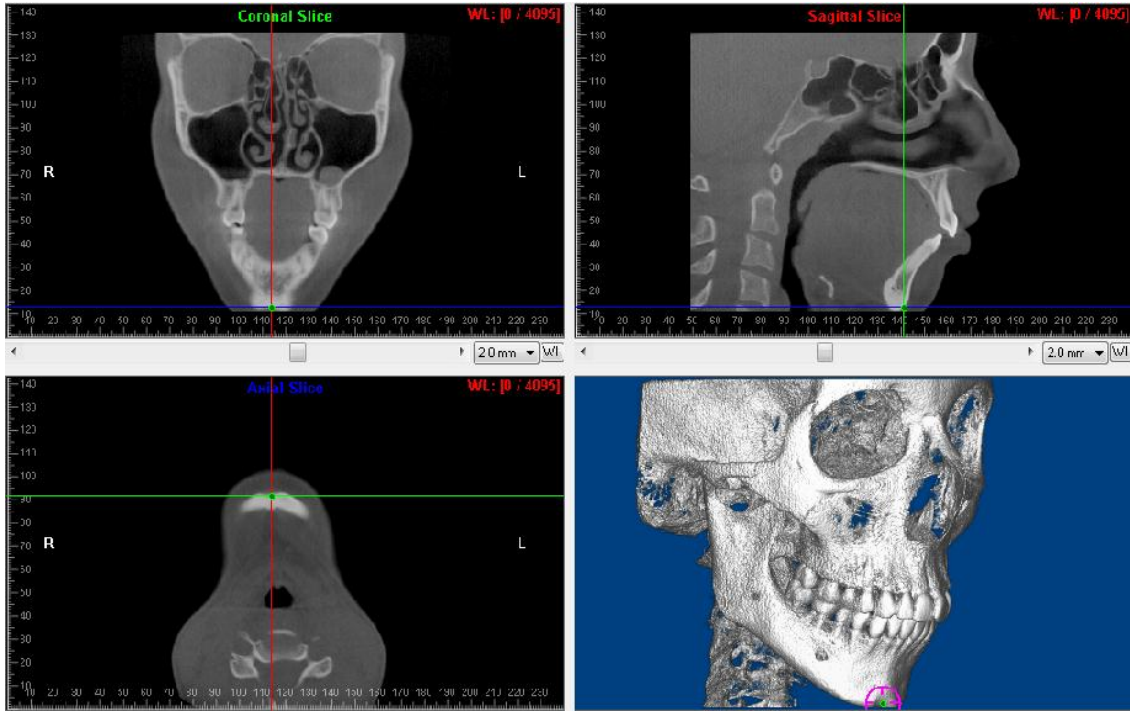
22. Lower 6 Occlusal: Sagital görüntüde alt birinci molar dişin meziobukkal tüberkülünün orta noktası, aksiyel görüntüde santral fossanın orta noktası, koronal görüntüde ise bukkolingual genişliğin orta noktası (Şekil 3.42)



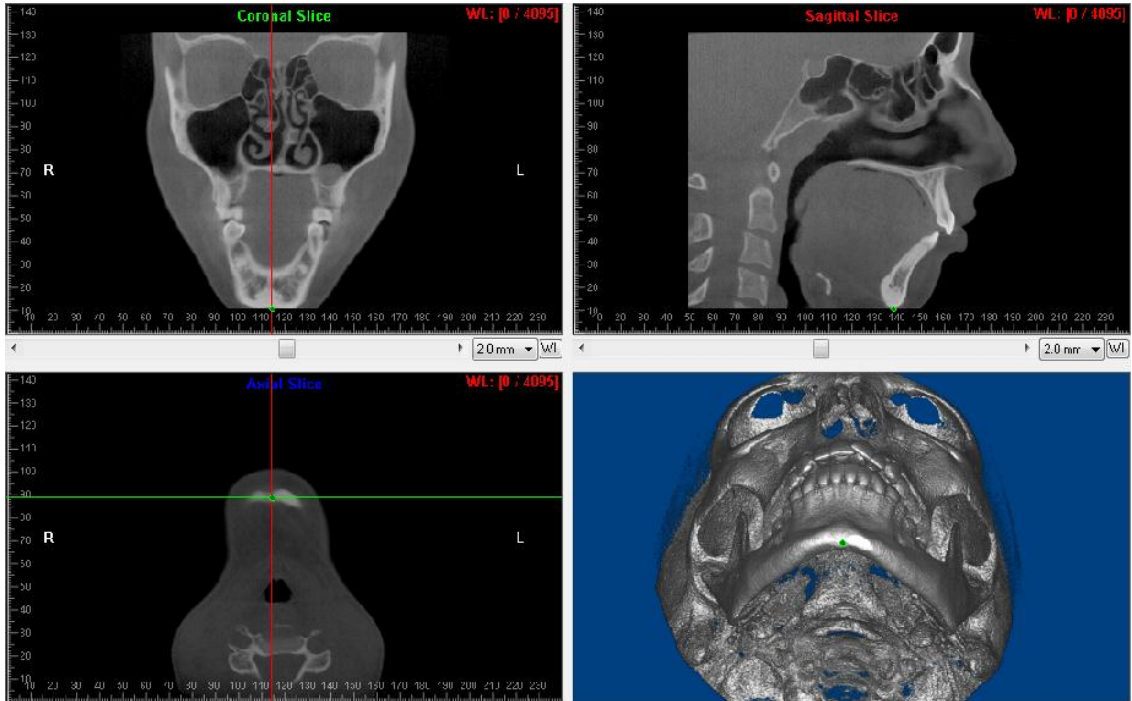
Şekil 3. 21. A noktası



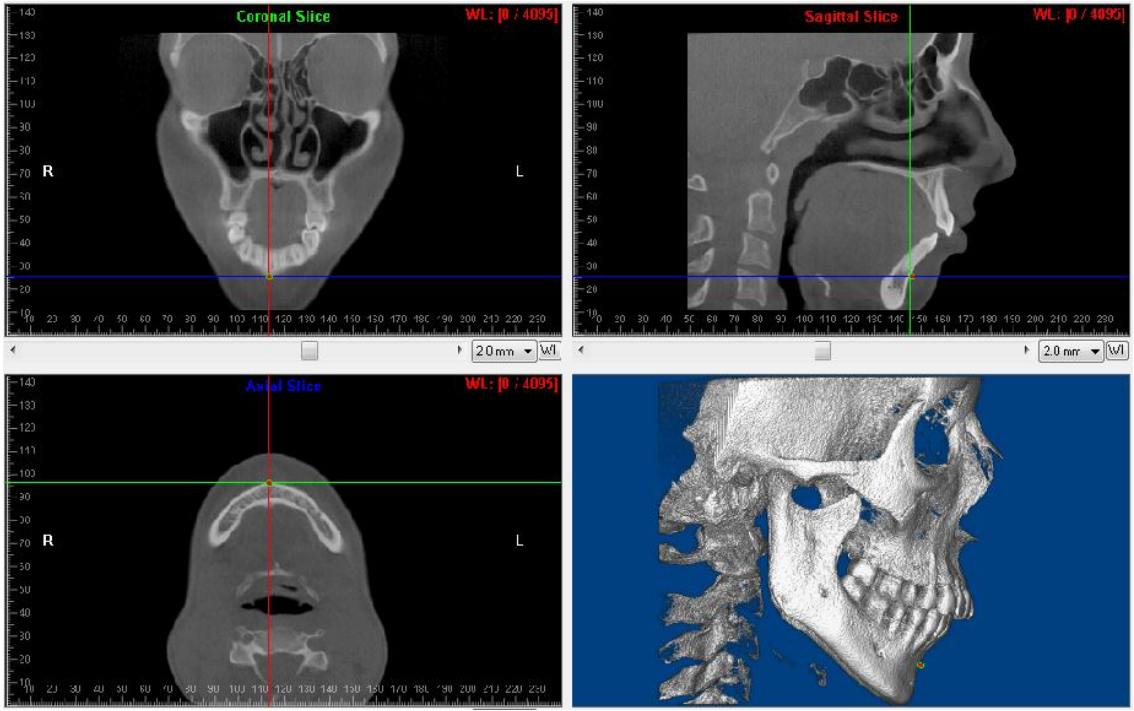
Şekil 3. 22. Nasion noktası



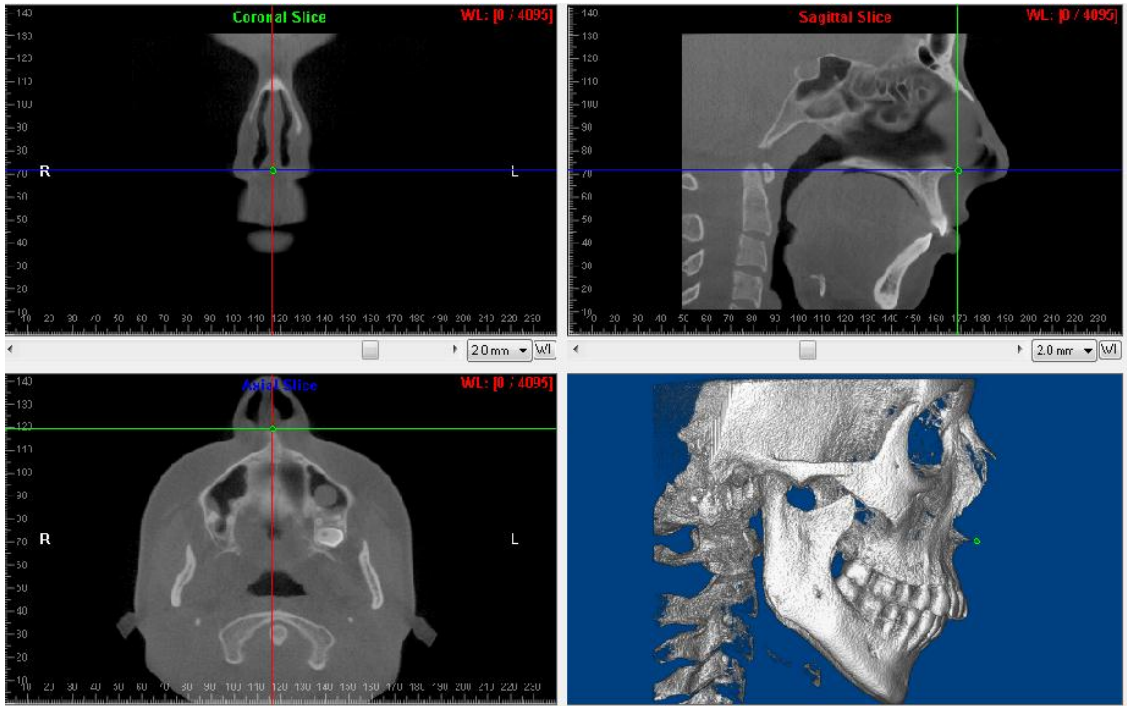
Şekil 3. 23. Gnathion noktası



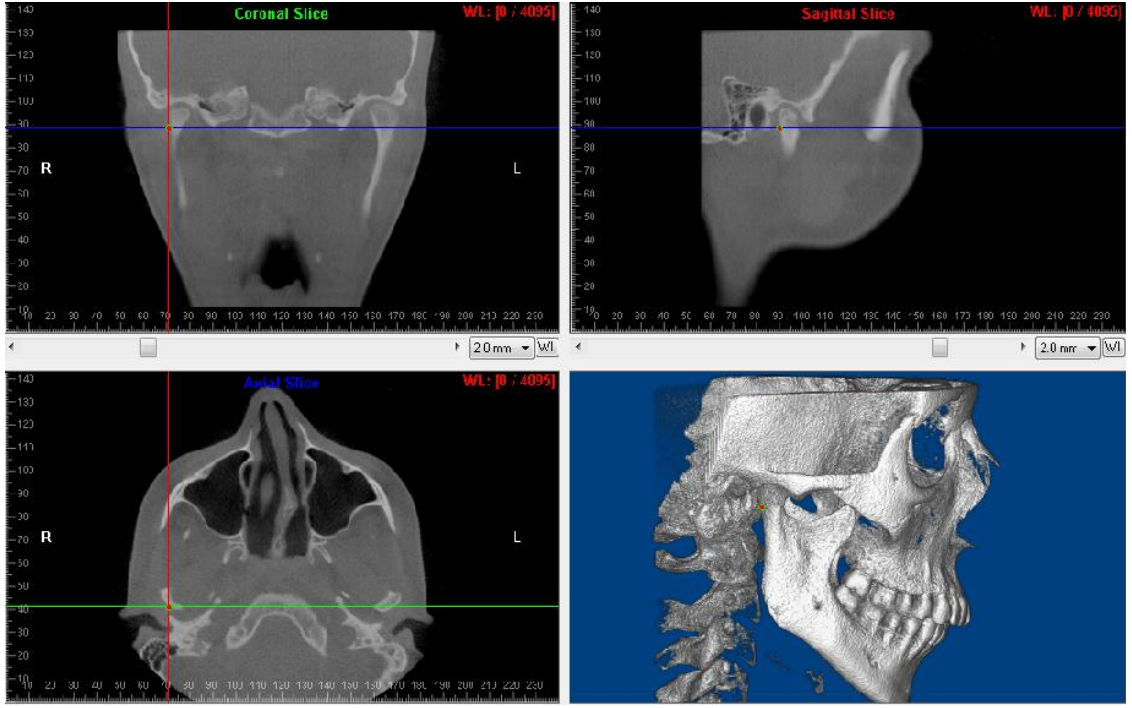
Şekil 3. 24. Menton noktası



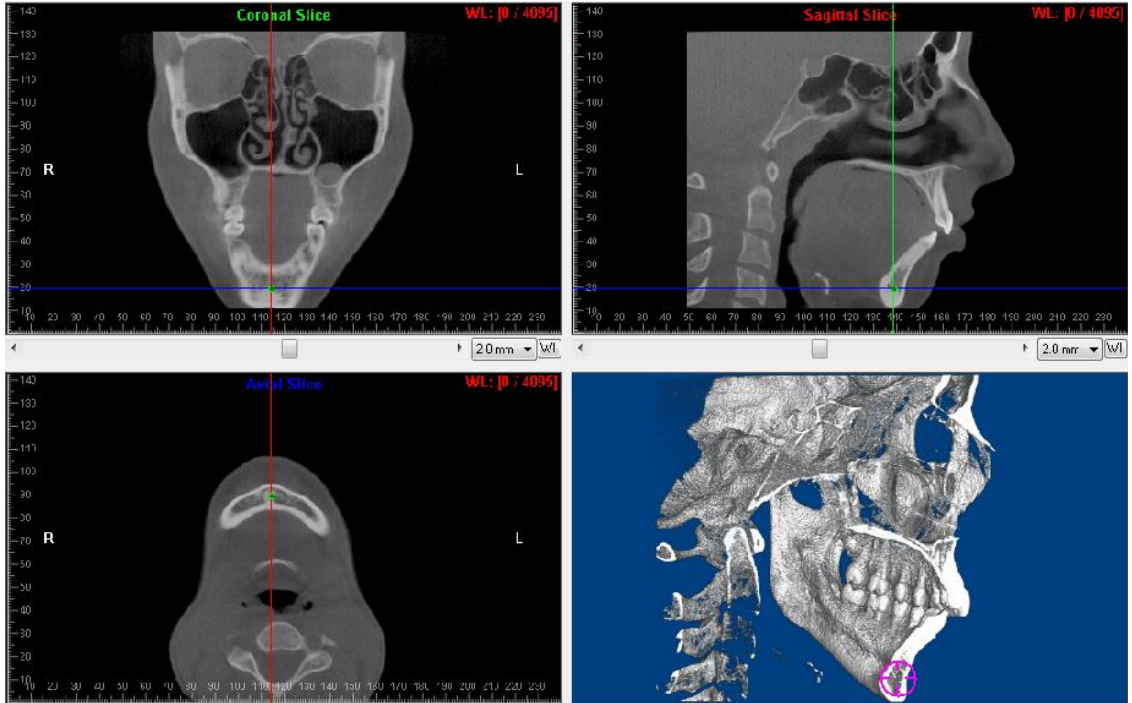
Şekil 3. 25. B Noktası



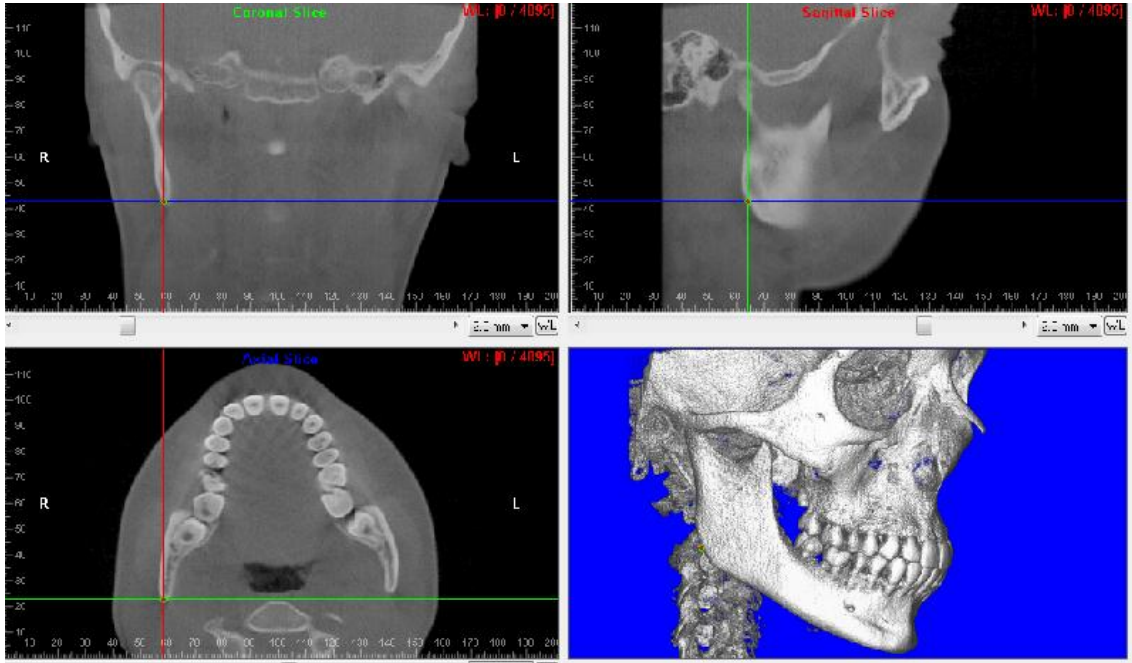
Şekil 3. 26. ANS noktası



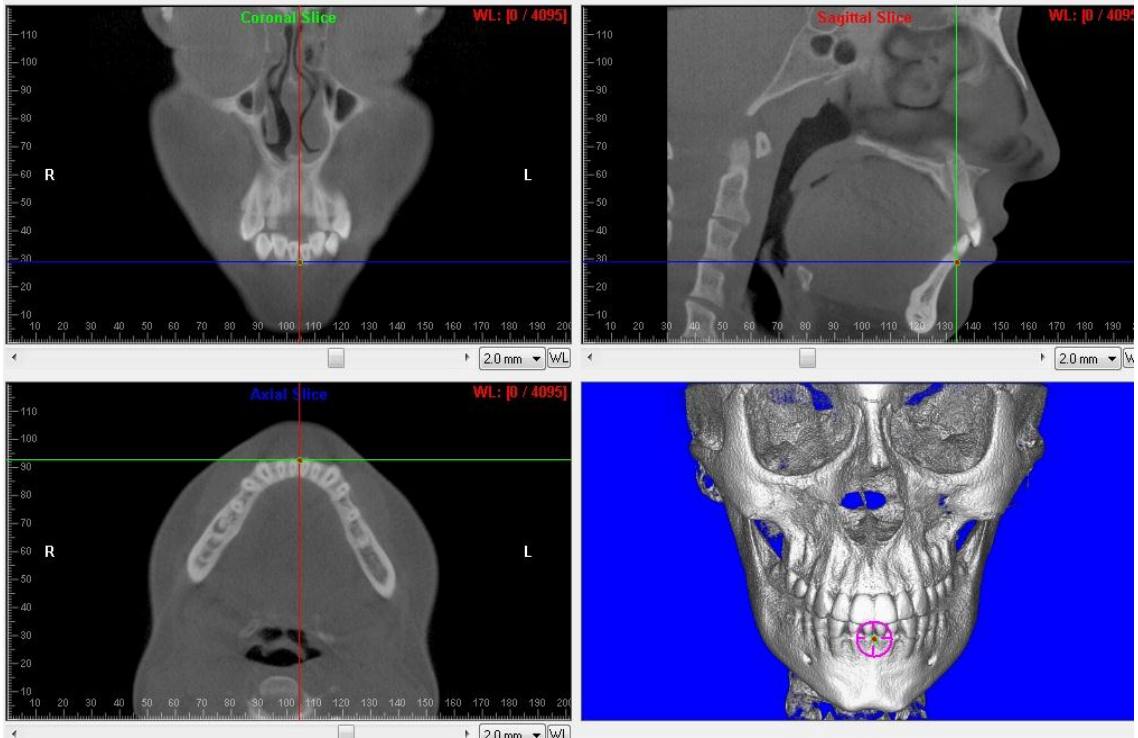
Şekil 3. 27. Articulare noktası



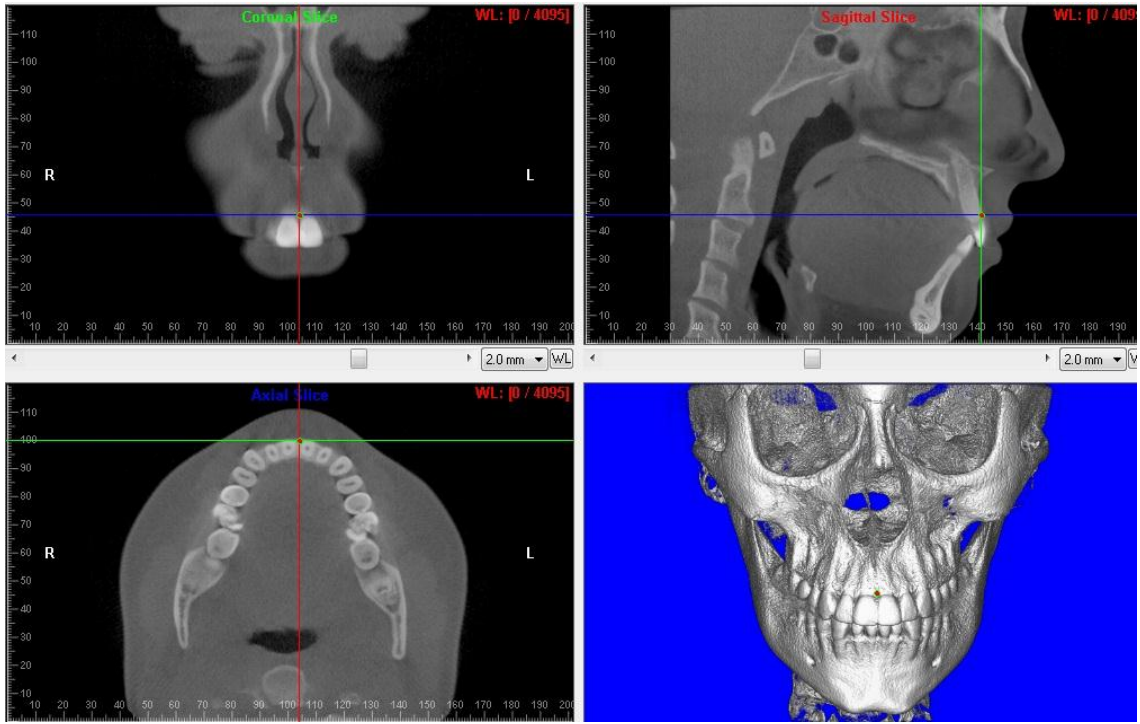
Şekil 3. 28. D Noktası



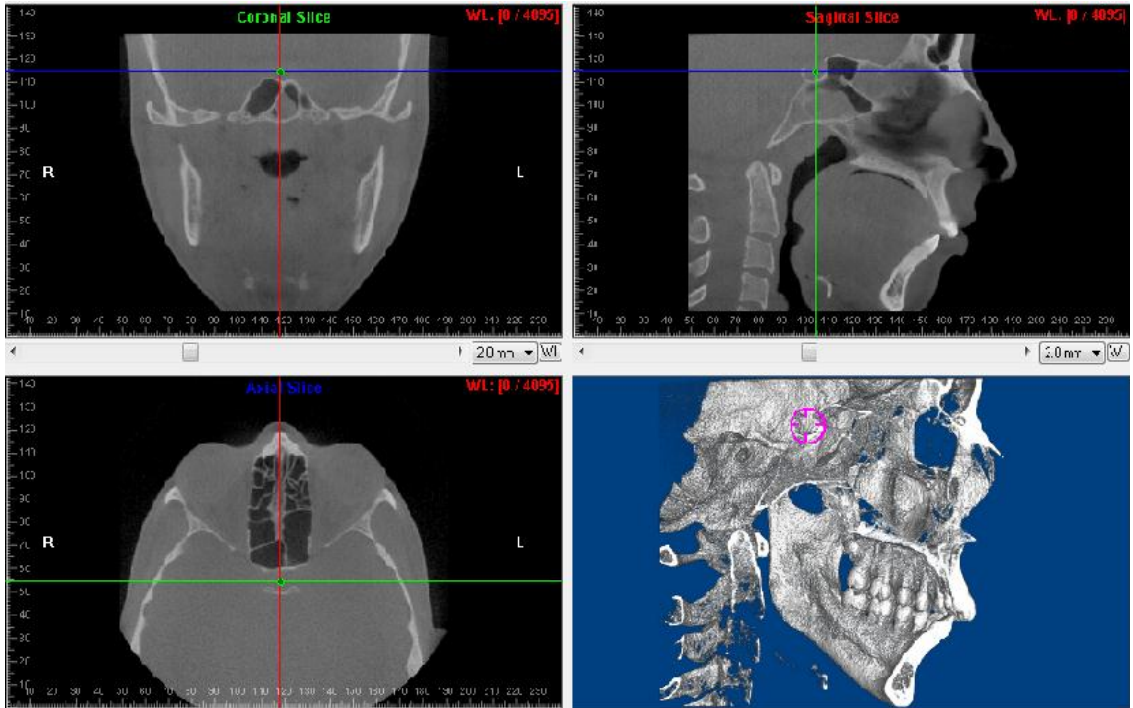
Şekil 3. 29. Gonion noktası



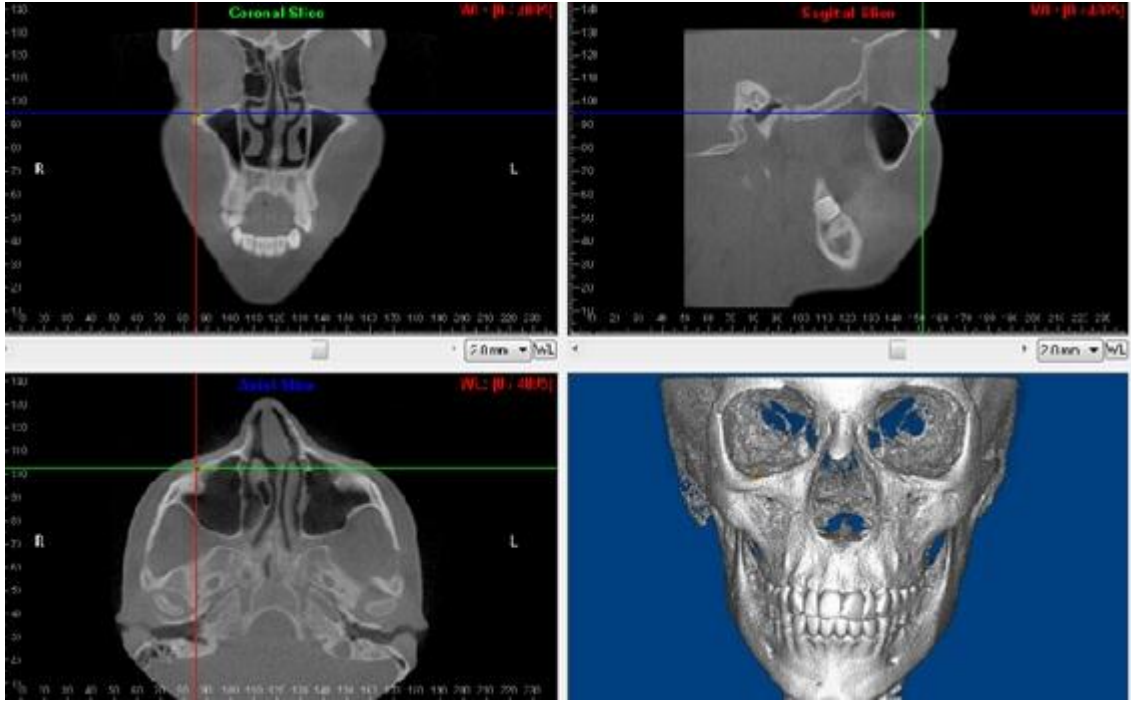
Şekil 3. 30. L1 Gingival Sınır



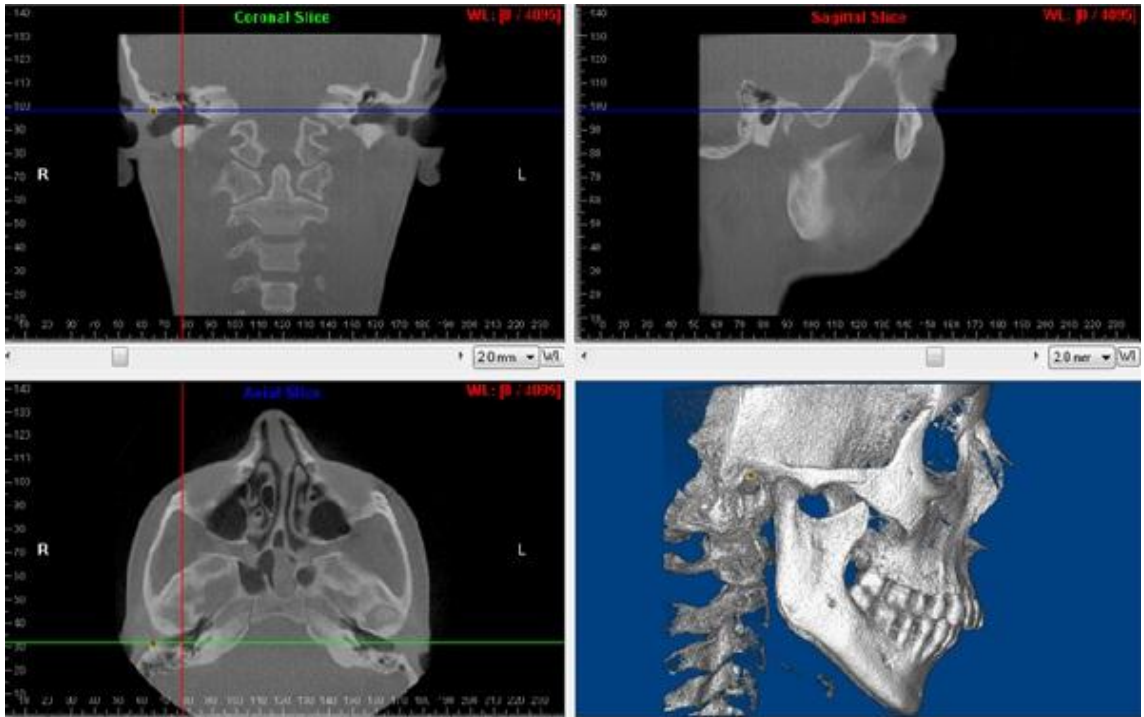
Şekil 3. 31. U1 Gingival Smır



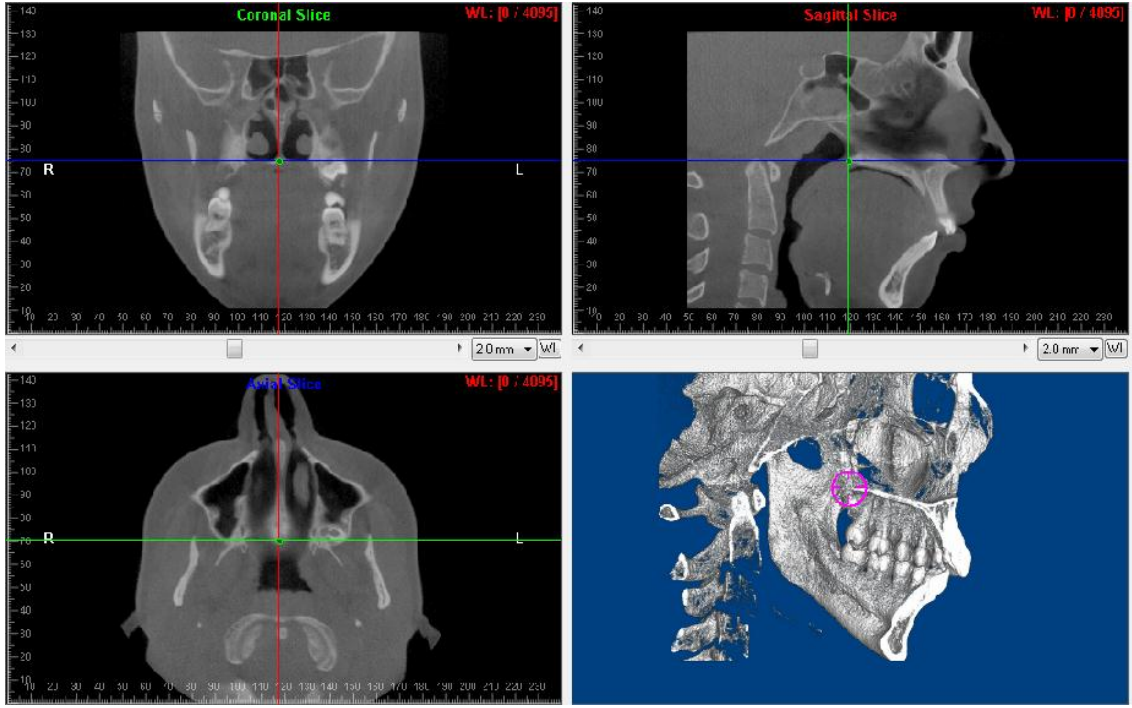
Şekil 3. 32. Sella noktası



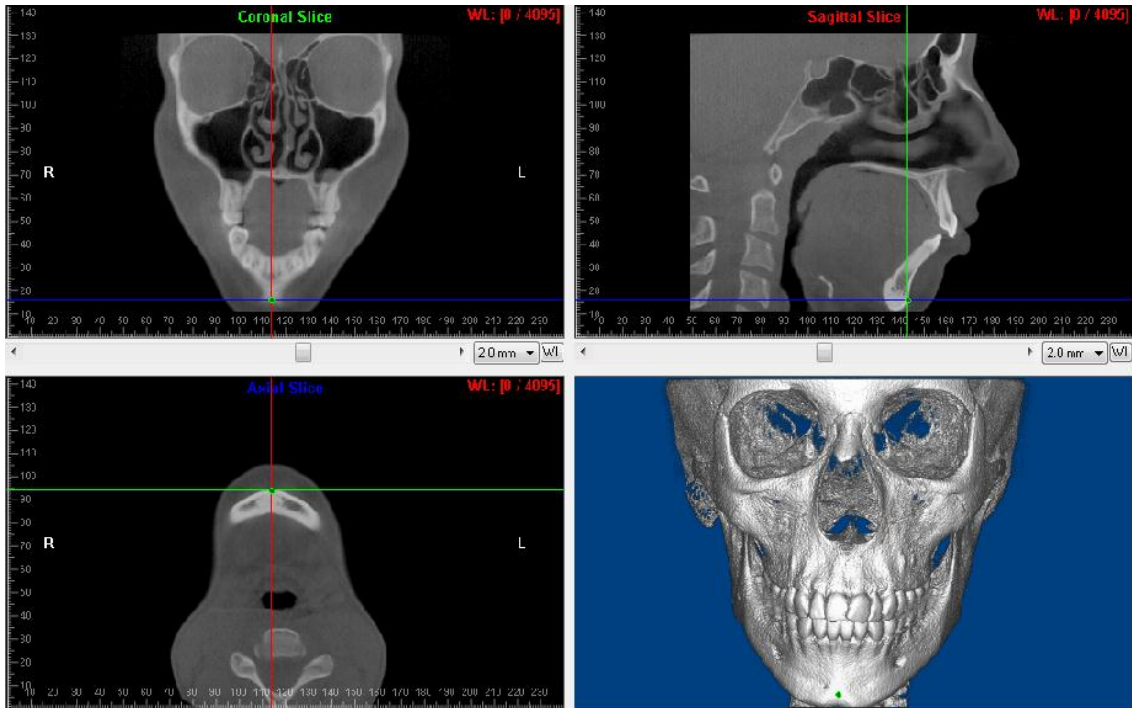
Şekil 3. 33. Orbitale noktası



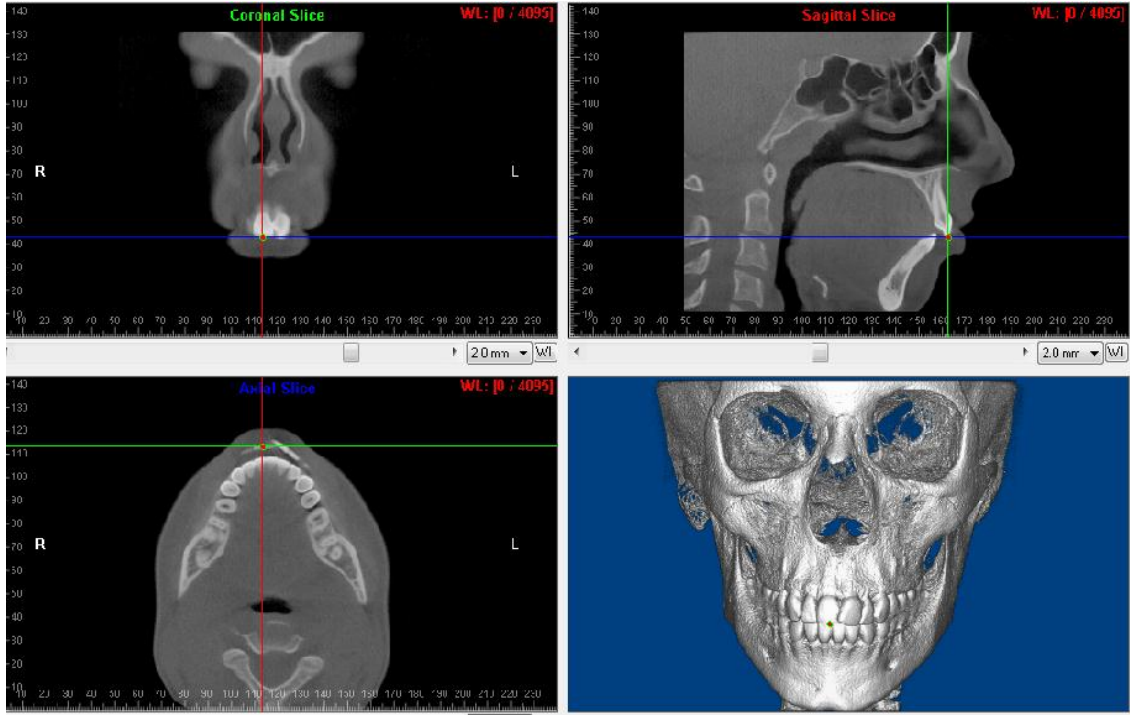
Şekil 3. 34. Porion noktası



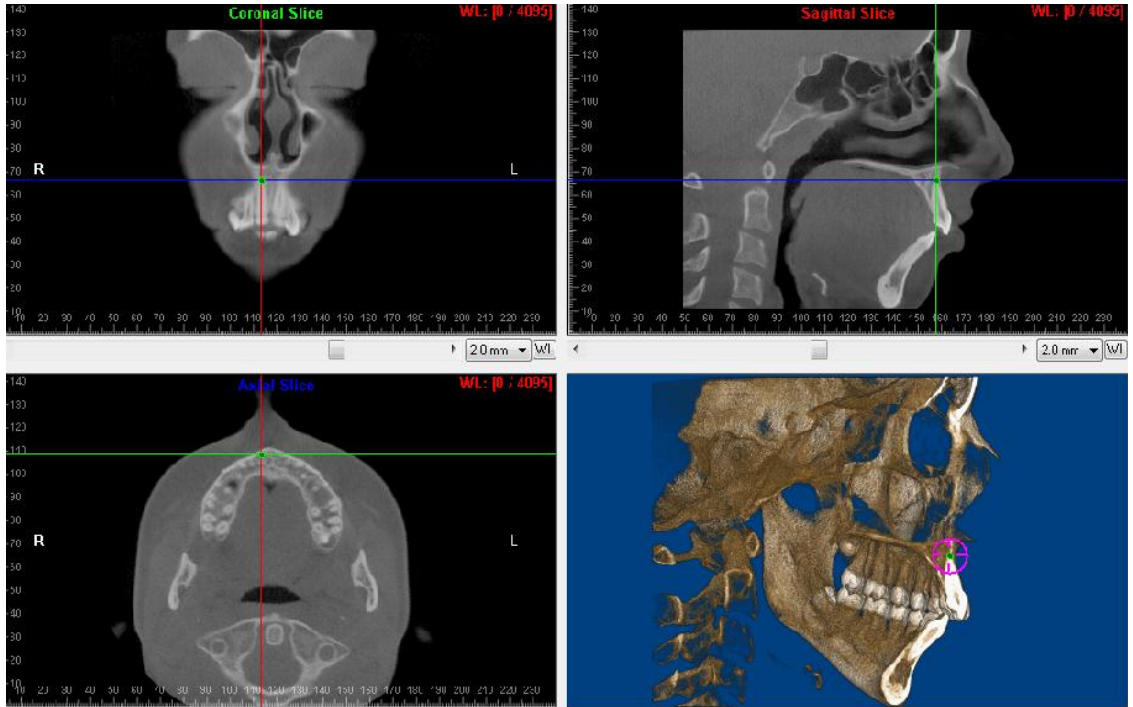
Şekil 3. 35. PNS noktası



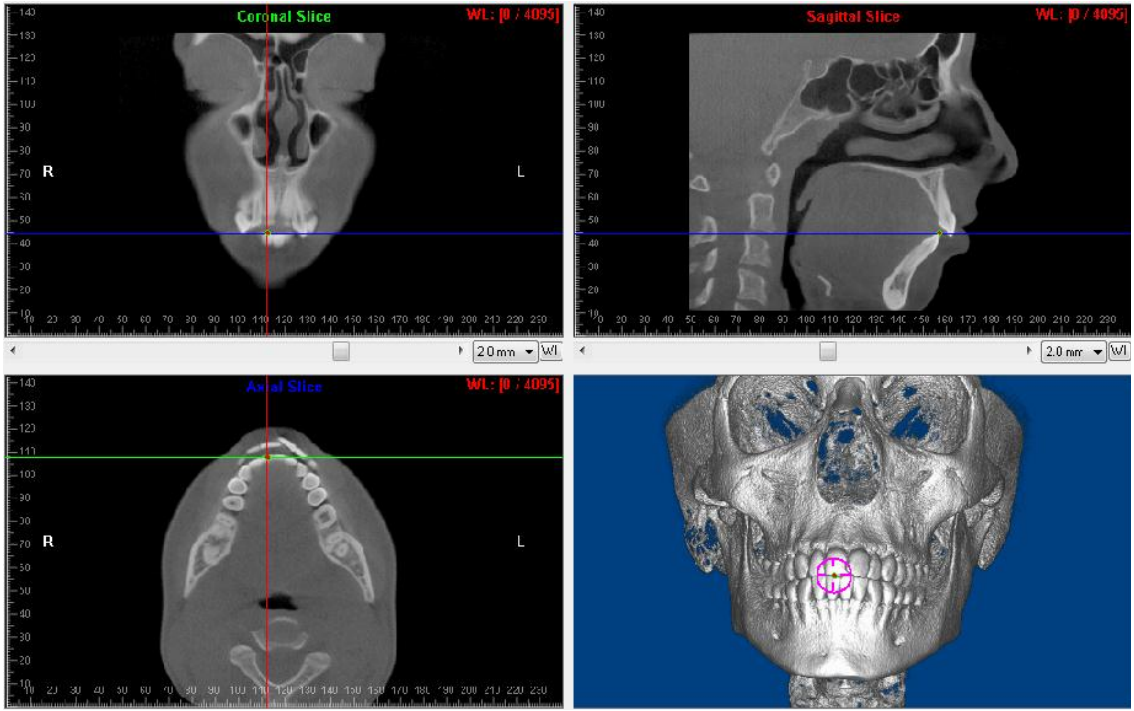
Şekil 3. 36. Pogonion noktası



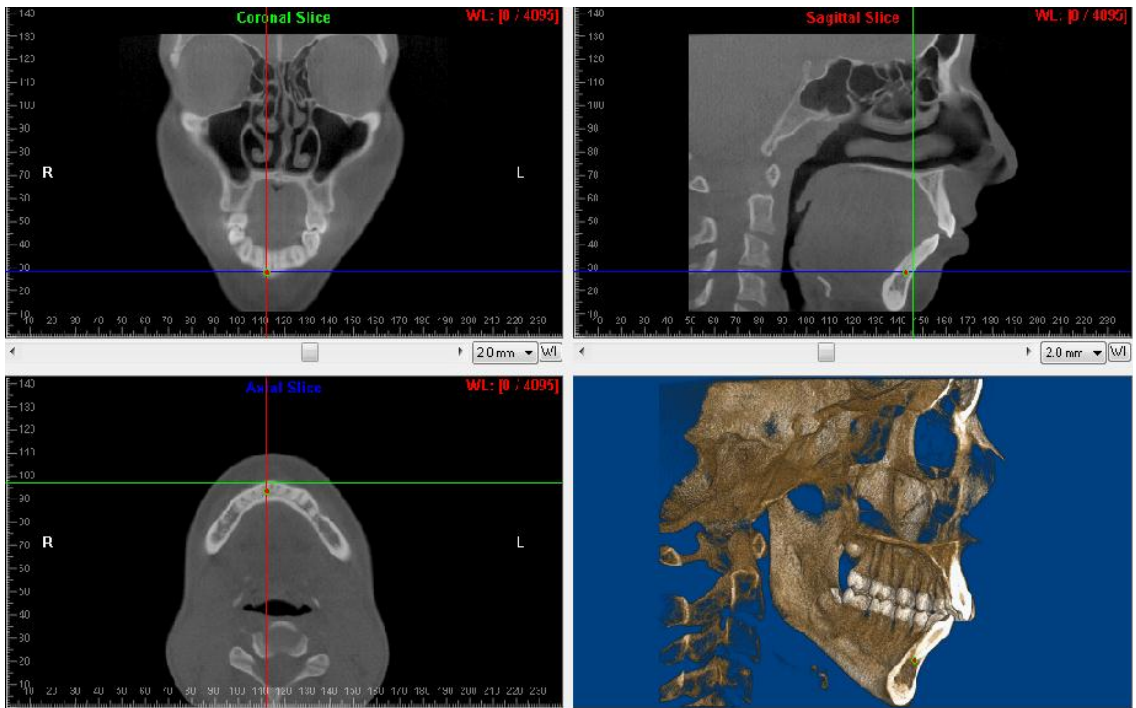
Şekil 3. 37. U1 Kesici kenar tepe noktası



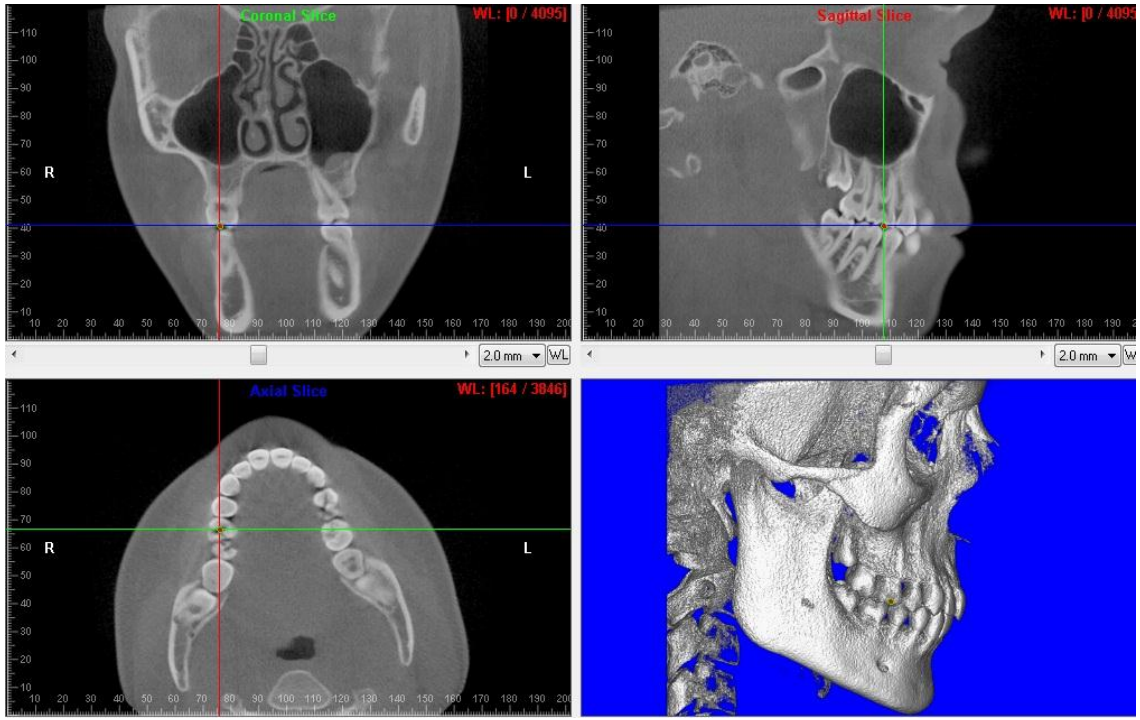
Şekil 3. 38. U1 Kök ucu noktası



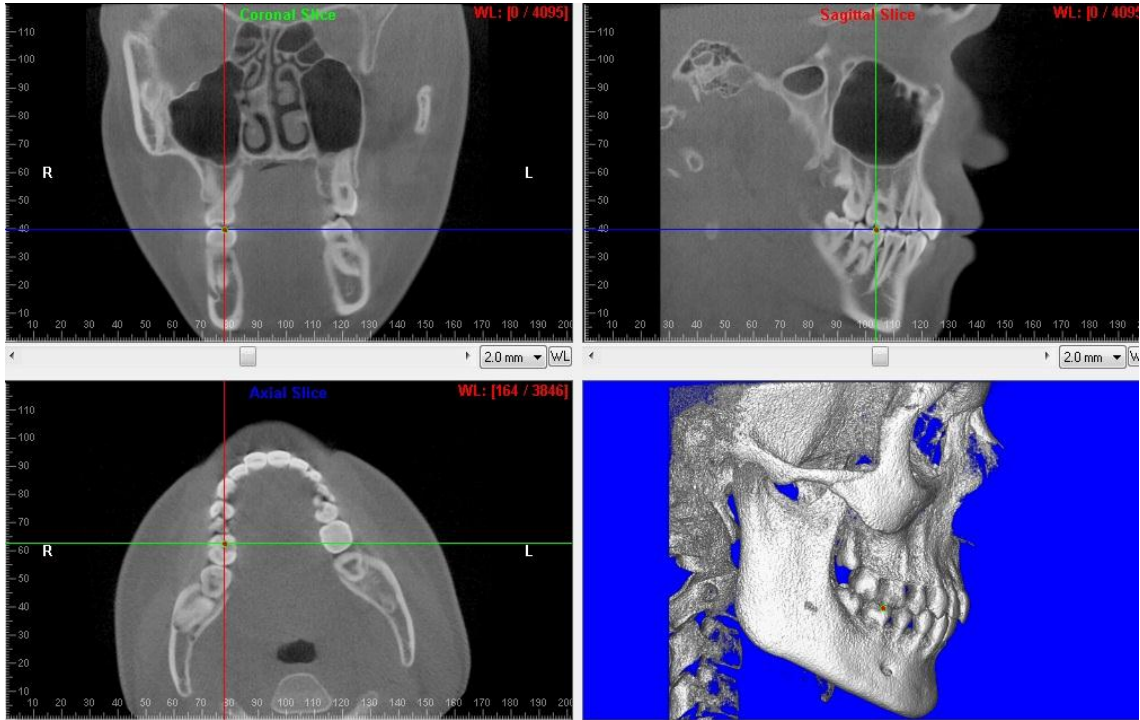
Şekil 3. 39. L1 kesici kenar tepe noktası



Şekil 3. 40. L1 Kök ucu noktası



Şekil 3. 41. Upper 6 Occlusal noktası



Şekil 3. 42. Lower 6 Occlusal noktası

Resimlerde üç boyutlu (3B) görüntüler üzerinde hastaların sağ taraflarından yapılan anatomik işaret nokta tayinleri görülmektedir. Bilateral işaret noktalarının belirlenmesinde, bu noktaların sağ ve sol taraftaki yerleri belirlenerek bunların ortalamaları alınmıştır.

3.4. Metot Hatasının Değerlendirilmesi

İki boyutlu ve üç boyutlu kayıtlar üzerindeki sefalometrik ölçümlerin tekrarlanabilirliğini değerlendirebilmek için, rastgele seçilen 30 hastanın ölçümleri ilk çizimlerden yaklaşık 1,5 ay sonra tekrarlanmıştır. Birinci ve ikinci ölçümler arasındaki metot hatasını değerlendirmek için Houston²⁸ tarafından önerilen güvenilirlik katsayısından yararlanılmıştır. Tekrarlanan her bir ölçüm için güvenilirlik katsayısının hesaplanmasında $1 - (Se^2/St^2)$ formülü kullanılmıştır. Se^2 tesadüfi hatadan kaynaklanan varyans'ı, St^2 ise her bir ölçümün total varyans'ını temsil etmektedir.

3.5. İstatistiksel Yöntem

Çalışmamızda kullanılan ölçümlerin normal dağılım gösterip göstermediğini değerlendirmek için Kolmogorov-Smirnov testi yapılmıştır. Bu test sonucunda incelenen tüm parametrelerin normal dağılım gösterdiği belirlenmiştir. Bu nedenle aynı bireyden eş zamanlı olarak elde edilen 2 boyutlu ve 3 boyutlu görüntüler üzerinde yapılan sefalometrik ölçümleri karşılaştırmak için Eşleştirilmiş *t*-testi kullanılmıştır. Yapılan değerlendirmelerde cinsiyet farklılığı önemli bir faktör olmadığından, kız ve erkek gruplar birleştirilerek tüm istatistiksel değerlendirmeler birleşik grup üzerinde yapılmıştır. Bu istatistiksel değerlendirmelerde, SPSS (Statistical Package for Social Sciences) (Version 18.0) paket programı kullanılmıştır. Ayrıca çalışmamızdaki örnek sayısının yeterliliğini test etmek için Power analizi (G*Power; Franz Faul, Üniversit

Kiel, Germany) (Version 3.1.3) kullanılmıştır. Bu değerlendirmelerde önemlilik sınırı olarak 0.05 düzeyi esas alınmıştır.

4. BULGULAR

Araştırmamızda 17 erkek, 83 kız olmak üzere toplam 100 bireyin KIBT görüntüleri kullanılmıştır. Bireylerin kronolojik yaş ortalamaları Tablo 4.1’ de verilmiştir.

Tablo 4. 1. Araştırma Kapsamına Alınan Bireylerin Kronolojik Yaş Ortalamaları ve Standart Sapmaları

	<u>N</u>	<u>Ortalama</u>	<u>S.Sapma</u>
Yaş (Yıl)	100	17.24	5.60

Çalışmamızda kullanılan örnek sayısının yeterliliğini test etmek için yapılan Power analizi sonucunda, toplam 100 kişilik örnek sayısının 0.5 etki genişliğinde ve α 0.05 önem seviyesinde % 98 güç ile doğru sonuç vereceği belirlenmiştir.

İki ve üç boyutlu sefalometrik ölçümlerin tekrarlanabilirliğine ilişkin metot hata kontrolü sonuçları Tablo 4.2 ile 4.3’de verilmiştir. Tablolardan da görüldüğü gibi tüm sefalometrik ölçümlerin güvenilirlik katsayısı değerleri 0,956’in üzerinde (0,956-0,999) bulunmuştur. Güvenilirlik katsayısının 1’e yakın olması sefalometrik çizim ve ölçümlerin istatistiksel olarak önemli olmayan düzeyde bir hata ile tekrarlanabildiğini göstermektedir.

Tablo 4. 2. 2B İskeletsel ve Dişsel Ölçümlere İlişkin Metot Hata Kontrolü Sonuçları

<u>Parametreler</u>	<u>Farklar</u>		
	<u>Ortalama</u>	<u>S. Sapma</u>	<u>T²</u>
SNA (açı)	-0.12	0.61	0.982
SNB (açı)	-0.24	0.05	0.985
ANB (açı)	-0.12	0.37	0.980
SND (açı)	-0.12	0.33	0.982
U1-NA (mm)	0.06	0.34	0.986
U1-NA (açı)	-0.62	0.28	0.997
L1-NB (mm)	0.06	0.32	0.982
L1-NB (açı)	-0.40	1.23	0.991
Pog-NB (mm)	0.04	0.26	0.988
U1-L1 (açı)	-0.26	0.36	0.985
SN-GoGn (açı)	-0.48	0.77	0.994
SL (mm)	0.42	0.96	0.959
SE (mm)	0.06	0.26	0.986
FMA (açı)	-1.66	0.93	0.972
IMPA (açı)	0.72	0.10	0.999
FMIA (açı)	3.24	0.92	0.988
Y-aksı (açı)	-0.10	0.50	0.956

Tablo 4.2. (Devam) 2B İskeletsel ve Dişsel Ölçümlere İlişkin Metot Hata Kontrolü Sonuçları

<u>Parametreler</u>	<u>Farklar</u>		
	<u>Ortalama</u>	<u>S. Sapma</u>	<u>T²</u>
U1-SN (açı)	-0.32	2.04	0.988
Wits (mm)	0.28	0.86	0.994
S-Ar-Go (açı)	0.94	1.26	0.989
S-N (mm)	0.46	1.16	0.995
S-Ar (mm)	0.70	0.81	0.987
Ar-Go (mm)	1.50	1.56	0.996
N-ANS (mm)	0.98	0.41	0.986
ANS-Me (mm)	3.24	0.92	0.988
PP-MP (açı)	0.00	0.74	0.992
N-S-Ar (açı)	-0.38	0.81	0.991
Go-Me (mm)	0.70	0.99	0.980
NA/APog (açı)	-0.08	0.62	0.988
S-Go (mm)	0.96	0.50	0.993
N-Me (mm)	0.52	0.23	0.999
S-Go / N-Me (Oran)	0.36	0.47	0.984

Tablo 4. 3. 3B İskeletsel ve Dişsel Ölçümlere İlişkin Metot Hata Kontrolü Sonuçları

<u>Parametreler</u>	<u>Farklar</u>		<u>T²</u>
	<u>Ortalama</u>	<u>S.Sapma</u>	
SNA (açı)	0.10	0.38	0.988
SNB (açı)	-0.16	0.26	0.989
ANB (açı)	0.28	0.32	0.991
SND (açı)	-0.20	0.38	0.995
U1-NA (mm)	0.14	0.70	0.996
U1-NA (açı)	0.82	1.04	0.994
L1-NB (mm)	-0.06	0.40	0.995
L1-NB (açı)	-0.16	1.43	0.990
P og-NB (mm)	-0.14	0.30	0.989
U1-L1 (açı)	-0.58	2.20	0.992
SN-GoGn (açı)	-0.06	0.94	0.993
SL (mm)	-0.24	0.59	0.984
SE (mm)	-0.14	0.56	0.999
FMA (açı)	0.40	1.05	0.985
IMPA (açı)	-0.02	1.52	0.993
FMIA (açı)	-0.34	1.24	0.998
Y-aksı (açı)	0.02	0.24	0.994

Tablo 4.3. (Devam) 3B İskeletsel ve Dişsel Ölçümlere İlişkin Metot Hata Kontrolü Sonuçları

<u>Parametreler</u>	<u>Farklar</u>		
	<u>Ortalama</u>	<u>S. Sapma</u>	<u>T²</u>
U1-SN (açı)	0.98	1.25	0.990
Wits (mm)	0.12	0.59	0.994
S-Ar-Go (açı)	-0.64	1.40	0.989
S-N (mm)	0.28	0.36	0.989
S-Ar (mm)	0.20	0.21	0.984
Ar- Go (mm)	-0.06	0.95	0.995
N-ANS (mm)	-0.22	0.54	0.988
ANS-Me (mm)	0.14	0.68	0.983
PP-MP (açı)	0.50	0.45	0.992
N-S-Ar (açı)	0.32	1.04	0.998
Go-Me (mm)	-0.60	0.93	0.996
NA/APog (açı)	0.44	0.66	0.992
S-Go (mm)	0.16	0.59	0.989
N-Me (mm)	0.10	0.22	0.999
S-Go / N-Me (Oran)	0.08	0.68	0.981

Çalışmamızda kullanılan ölçümlerin normal dağılım gösterip göstermediğini değerlendirmek için yapılan Kolmogorov-Smirnov testi sonuçları Tablo 4.4, 4.5, 4.6'da

gösterilmiştir. Bu test sonucunda incelenen tüm parametrelerin normal dağılım gösterdiği belirlenmiştir.

Tablo 4. 4. Dişsel Boyutsal ve Açısal Ölçümlere İlişkin Kolmogorov-Smirnov Testi Sonuçları

<u>Parametreler</u>	<u>2B Ölçümler</u>		<u>3B Ölçümler</u>	
	<u>Z değeri</u>	<u>P değeri</u>	<u>Z değeri</u>	<u>P değeri</u>
U1-NA (mm)	0,59	0,87	0,51	0,95
L1-NB (mm)	0,49	0,96	0,57	0,89
U1-NA (açı)	0,73	0,65	0,77	0,59
L1-NB (açı)	0,69	0,71	0,56	0,90
U1-L1 (açı)	0,88	0,41	1,28	0,07
IMPA (açı)	0,84	0,47	0,52	0,94
FMIA (açı)	1,32	0,06	1,13	0,15
U1-SN (açı)	0,74	0,63	0,68	0,73

Tablo 4. 5. İskeletsel Açısal Ölçümlere İlişkin Kolmogorov-Smirnov Testi Sonuçları

<u>Parametreler</u>	<u>2B Ölçümler</u>		<u>3B Ölçümler</u>	
	<u>Z Değeri</u>	<u>P değeri</u>	<u>Z değeri</u>	<u>P değeri</u>
SNA	0,47	0,98	0,62	0,83
SNB	0,63	0,81	0,76	0,60
ANB	0,81	0,52	0,63	0,81
SND	0,69	0,72	0,60	0,86
SN-GoGn	0,36	0,99	0,52	0,94
FMA	0,56	0,91	0,74	0,64
Y-Aksı	2,24	0,06	0,68	0,72
S-Ar-Go	0,56	0,91	0,42	0,99
PP-MP	0,78	0,56	0,80	0,54
NA/APog	0,56	0,91	0,60	0,86

Tablo 4. 6. İskeletsel Boyutsal Ölçümlere İlişkin Kolmogorov-Smirnov Testi Sonuçları

<u>Parametreler</u>	<u>2B Ölçümler</u>		<u>3B Ölçümler</u>	
	<u>Z Değeri</u>	<u>P Değeri</u>	<u>Z Değeri</u>	<u>P Değeri</u>
S-L	0,56	0,90	0,52	0,95
S-E	0,62	0,83	0,53	0,93
Wits	0,82	0,50	0,63	0,81
S-N	0,70	0,70	0,70	0,70
S-Ar	0,58	0,88	0,54	0,92
Ar-Go	0,86	0,44	0,57	0,89
N-ANS	0,58	0,87	1,04	0,22
ANS-Me	0,51	0,95	0,66	0,77
Go-Me	0,75	0,61	0,60	0,85
S-Go	0,69	0,72	0,55	0,92
N-Me	0,84	0,46	1,45	0,06
N-Go	1,09	0,18	0,78	0,57
Pog-NB	0,56	0,90	0,59	0,87
S-Go/N-Me (Oran)	0,65	0,78	0,48	0,97

İki ve üç boyutlu sefalometrik ölçümlere ilişkin tanımlayıcı istatistik verileri, dişsel açısız ve boyutsal ölçümler için Tablo 4.7’de, iskeletsel açısız ölçümler için Tablo 4.8’de, iskeletsel boyutsal ölçümler için de Tablo 4.9’da gösterilmiştir.

Tablo 4. 7. Dişsel Açısal ve Boyutsal Ölçümlere İlişkin Tanımlayıcı İstatistik Verileri

<u>Parametreler</u>	<u>2 Boyutlu</u>				<u>3 Boyutlu</u>			
	<u>Min</u>	<u>Max</u>	<u>Ort</u>	<u>S.Sap</u>	<u>Min</u>	<u>Max</u>	<u>Ort</u>	<u>S.Sap</u>
U1-NA (açı)	-1,7	37,3	19,42	8,29	-5,5	36,8	18,47	9,01
L1-NB (açı)	6,5	39,0	21,74	5,53	5,5	38,5	22,31	6,21
U1-L1 (açı)	118,4	163,9	136,33	8,65	118,5	167,7	136,81	9,98
IMPA (açı)	71,5	112,4	89,70	6,64	70,7	113,1	90,48	6,93
FMIA (açı)	13,8	83,3	65,10	8,85	47,2	86,1	64,78	7,45
U1-SN (açı)	78,9	112,3	99,32	6,99	75,6	112,0	98,66	8,10
U1-NA (mm)	-4,2	14,1	3,22	2,98	-3,7	10,1	2,41	2,76
L1-NB (mm)	-0,3	8,2	3,91	1,93	-1,3	7,9	3,23	1,96

Tablo 4. 8. İskeletsel Açısal Ölçümlere İlişkin Tanımlayıcı İstatistik Verileri

<u>Parametreler</u>	<u>2 BOYUTLU</u>				<u>3 BOYUTLU</u>			
	<u>Min</u>	<u>Max</u>	<u>Ort</u>	<u>S. Sap</u>	<u>Min</u>	<u>Max</u>	<u>Ort</u>	<u>S. Sap</u>
SNA	70,8	88,9	79,90	3,71	70,9	88,7	80,21	3,81
SNB	68,4	85,7	77,39	3,49	69,2	86,2	77,92	3,61
ANB	-10,2	8,2	2,50	3,47	-9,7	8,1	2,27	3,42
SND	66,5	84,1	75,46	3,37	66,9	84,0	75,76	3,55
SN-GoGn	18,0	48,6	32,11	5,78	17,9	47,1	31,15	5,73
FMA	9,9	43,5	24,62	5,50	8,0	43,7	24,67	5,77
Y- Axis	60,1	129,9	70,42	8,07	59,8	77,7	68,87	3,60
S-Ar-Go	136,4	158,9	145,71	5,39	131,2	162,7	146,52	6,11
PP-MP	9,2	39,8	24,42	6,15	10,1	39,8	24,40	6,08
N-S-Ar	113,8	137,1	124,58	4,16	107,5	137,5	123,58	5,26
NA/APog	-21,4	15,0	3,18	7,22	-21,8	14,1	2,63	7,21
S-Go/N-Me (Oran)	51,5	76,6	64,98	4,60	51,0	76,6	65,78	4,71

Tablo 4. 9. İskeletsel Boyutsal Ölçümlere İlişkin Tanımlayıcı İstatistik Verileri

<u>Parametreler</u>	<u>2 BOYUTLU</u>				<u>3 BOYUTLU</u>			
	<u>Min</u>	<u>Max</u>	<u>Ort</u>	<u>S. Sap</u>	<u>Min</u>	<u>Max</u>	<u>Ort</u>	<u>S. Sap</u>
S-L	25,4	61,5	43,83	7,52	25,6	60,0	43,17	6,99
S-E	12,5	23,7	17,82	2,32	8,5	25,7	16,85	2,74
Wits	-11,9	8,0	-0,60	3,96	-11,4	9,4	-0,79	3,78
S-N	54,8	75,6	65,51	4,66	55,2	69,0	63,03	3,08
S-Ar	24,8	40,0	31,50	2,87	24,9	36,1	30,50	2,61
Ar-Go	30,2	62,5	45,33	6,17	31,5	55,4	43,54	4,74
N-ANS	41,6	60,8	51,68	3,88	43,1	55,9	49,12	2,86
ANS-Me	46,4	80,1	64,13	6,57	48,3	73,4	61,75	5,38
Go-Me	63,3	89,9	73,58	5,99	63,5	85,1	71,01	4,59
S-Go	56,2	91,4	73,49	7,42	55,5	83,6	70,87	5,86
N-Me	91,8	129,6	113,12	8,49	91,9	117,6	107,93	6,03
Pog-NB	-2,9	6,6	1,77	1,47	-2,9	7,6	1,73	1,57

Kolmogorov-Smirnov testi sonucunda incelenen tüm parametrelerin normal dağılım gösterdiği belirlendiğinden, iki ve üç boyutlu veri kaynaklarından elde edilen ölçümlerin karşılaştırılmasında parametrik testlerden Eşleştirilmiş *t*-testi kullanılmış ve sonuçlar Tablo 4.10-13'de verilmiştir.

İki ve üç boyutlu ölçümlerin karşılaştırılmasına ilişkin Eşleştirilmiş *t*-testi sonuçlarından; dişsel açısız ölçümlere ait olanlar Tablo 4.10'de verilmiştir. Bu tablodan da görüleceği üzere U1-NA ve IMPA ölçümlerinin iki ve üç boyutlu değerleri arasında

$p < 0,01$, L1-NB ve U1-SN ölçümlerinin iki ve üç boyutlu değerleri arasında $p < 0,05$ düzeyinde önemli farklılıklar bulunmuştur. Keserlerarası açı (U1-L1) ve FMIA ölçümlerinde ise iki ve üç boyutlu değerler arasında önemli düzeyde bir farklılık bulunmamıştır.

İki ve üç boyutlu ölçümlerin karşılaştırılmasına ilişkin Eşleştirilmiş *t*-testi sonuçlarından; dişsel boyutsal ölçümlere ait olanlar Tablo 4.11’de verilmiştir. Bu sonuçlara göre; U1-NA ve L1-NB ölçümlerinin iki ve üç boyutlu değerleri arasında $p < 0,001$ düzeyinde önemli farklılık bulunmuştur.

İki ve üç boyutlu iskeletsel açısız ölçümlere ilişkin Eşleştirilmiş *t*-testi sonuçları Tablo 4.12’de verilmiştir. Bu sonuçlara göre; SNB, SND, SN-GoGn ve NA/APog ve S-Go/N-Me ölçümlerinin iki ve üç boyutlu değerleri arasında $p < 0,001$, SNA ve ANB açılarının iki ve üç boyutlu ölçümleri arasında $p < 0,01$, Y-Axis ve N-S-Ar açılarının iki ve üç boyutlu ölçümleri arasında ise $p < 0,05$ düzeyinde önemli farklılıklar bulunmuştur. FMA, S-Ar-Go ve PP-MP açılarının iki ve üç boyutlu ölçümleri arasında ise önemli bir farklılık bulunmamıştır.

İki ve üç boyutlu iskeletsel boyutsal ölçümlere ilişkin Eşleştirilmiş *t*-testi sonuçları ise Tablo 4.13’de verilmiştir. Bu sonuçlara göre; S-L boyutunun iki ve üç boyutlu değerleri arasında $p < 0,05$, S-E, S-N, S-Ar, Ar-Go, N-ANS, ANS-Me, N-Me, Go-Me ve S-Go boyutlarının iki ve üç boyutlu ölçümleri arasında ise $p < 0,001$ düzeyinde önemli farklılıklar bulunmuştur. Wits ve Pog-NB boyutlarının iki ve üç boyutlu ölçümleri arasında ise önemli farklılık bulunmamıştır.

Tablo 4. 10. Dişsel Açısal Ölçümlere İlişkin Eşleştirilmiş *t*-Testi Sonuçları

<u>Parametreler</u>	<u>Ortalama</u>	<u>S. Sapma</u>	<u>P değeri</u>
U1-NA (2B)	19,42	8,29	0,001**
U1-NA (3B)	18,47	9,01	
L1-NB (2B)	21,73	5,53	0,022*
L1-NB (3B)	22,31	6,21	
U1-L1 (2B)	136,33	8,65	0,216
U1-L1 (3B)	136,81	9,98	
IMPA (2B)	89,70	6,64	0,005**
IMPA (3B)	90,48	6,93	
FMIA (2B)	65,10	8,85	0,670
FMIA (3B)	64,78	7,45	
U1-SN (2B)	99,32	6,99	0,031*
U1-SN (3B)	98,66	8,10	

*P<0,05 **P<0,01 ***P<0,001

Tablo 4. 11. Dişsel Boyutsal Ölçümlere İlişkin Eşleştirilmiş *t*-Testi Sonuçları

<u>Parametreler</u>	<u>Ortalama</u>	<u>S. Sapma</u>	<u>P değeri</u>
U1-NA (2B)	3,22	2,98	0,000***
U1-NA (3B)	2,41	2,76	
L1-NB (2B)	3,91	1,93	
L1-NB (3B)	3,23	1,96	0,000***

*P<0,05 **P<0,01 ***P<0,001

Tablo 4. 12. İskeletsel Açısal Ölçümlere İlişkin Eşleştirilmiş *t*-Testi Sonuçları

Parametreler	Ortalama	S. Sapma	P değeri
SNA (2B)	79,90	3,71	0,004**
SNA (3B)	80,21	3,81	
SNB (2B)	77,39	3,49	0,000***
SNB (3B)	77,92	3,61	
ANB (2B)	2,50	3,47	0,002**
ANB (3B)	2,27	3,42	
SND (2B)	75,46	3,37	0,000***
SND (3B)	75,76	3,55	
SN-GoGn (2B)	32,11	5,78	0,000***
SN-GoGn (3B)	31,15	5,73	
FMA (2B)	24,62	5,50	0,877
FMA (3B)	24,67	5,77	
Y-Axis (2B)	70,42	8,07	0,029*
Y-Axis (3B)	68,87	3,60	
S-Ar-Go (2B)	145,71	5,39	0,076
S-Ar-Go (3B)	146,52	6,11	
PP-MP (2B)	24,42	6,15	0,924
PP-MP (3B)	24,40	6,08	
N-S-Ar (2B)	124,58	4,16	0,004*
N-S-Ar (3B)	123,58	5,26	
NA/APog (2B)	3,18	7,22	0,000***
NA/APog (3B)	2,63	7,21	
S-Go/ N-Me (2B)	64,98	4,60	0,000***
S-Go/ N-Me (3B)	65,78	4,71	

*P<0,05 **P<0,01 ***P<0,001

Tablo 4. 13. İskeletsel Boyutsal Ölçümlere İlişkin Eşleştirilmiş *t*-Testi Sonuçları

<u>Parametreler</u>	<u>Ortalama</u>	<u>S.Sapma</u>	<u>P değeri</u>
S-L (2B)	43,83	7,52	0,013*
S-L (3B)	43,17	6,99	
S-E (2B)	17,82	2,32	0,000***
S-E (3B)	16,85	2,74	
Wits (2B)	-0,60	3,96	0,205
Wits (3B)	-0,79	3,78	
S-N (2B)	65,51	4,66	0,000***
S-N (3B)	63,03	3,08	
S-Ar (2B)	31,50	2,87	0,000***
S-Ar (3B)	30,50	2,61	
Ar-Go (2B)	45,33	6,17	0,000***
Ar-Go (3B)	43,54	4,74	
N-ANS (2B)	51,68	3,88	0,000***
N-ANS (3B)	49,12	2,86	
ANS-Me (2B)	64,13	6,57	0,000***
ANS-Me(3B)	61,75	5,38	
Go-Me (2B)	73,58	5,99	0,000***
Go-Me (3B)	71,01	4,59	
S-Go (2B)	73,49	7,42	0,000***
S-Go (3B)	70,87	5,86	
N-Me (2B)	113,12	8,49	0,000***
N-Me (3B)	107,93	6,03	
Pog-NB (2B)	1,77	1,47	0,369
Pog-NB (3B)	1,73	1,57	

*P<0,05 **P<0,01 ***P<0,001

5. TARTIŞMA

Geleneksel 2B sefalometrik analizler, kranyofasiyal yapıları değerlendirmede ortodontistler tarafından yıllardır kullanılan bir teşhis aracıdır. Geleneksel 2B sefalogramların düşük radyasyon, düşük maliyet ve yüksek tekrarlanabilirlik gibi avantajları olsa da kafatasının sağ ve sol bilateral yapılarının süperimpozisyonu, magnifikasyon ve midfasiyal yapıların distorsiyonundan dolayı başarısı düşüktür.^{104,105}

Hideki ve arkadaşları³, konvansiyonel iki boyutlu sefalometri ile üç boyutlu yapıların iki boyut içerisine hapsoldüğünü, bu yüzden tedavi planı ve tedavi etkilerini değerlendirirken açısal ve doğrusal ölçümlerin doğrudan kıyaslanmasının hatalı sonuçlar doğurabileceğini belirtmişlerdir.

Üç boyutlu (3B) görüntüleme tekniklerinin geliştirilmesiyle birlikte, ortodontik teşhis ve tedavi planlamasında 3B değerlendirmelerin popülaritesi artmaya başlamıştır.⁶¹ Geleneksel iki boyutlu sefalometrinin dezavantajlarını elimine etmek için kraniyofasiyal yapıların üç boyutlu görüntülenmesini sağlayan bilgisayarlı tomografi yöntemleri ve yazılım programları geliştirilmiştir.^{59,106} Papadopoulos ve arkadaşları⁹³ üç boyutlu bilgisayarlı tomografi ile distorsiyon, magnifikasyon ve süperimpozisyon gibi problemlerin elimine edildiğini ve kranyofasiyal yapıların yüksek çözünürlükte ve net bir şekilde izlenebildiğini belirtmişlerdir.

Geleneksel sefalometrideki en önemli hata, anatomik işaret noktalarının tespitinde ortaya çıkmaktadır.^{42,107} Anatomik işaret noktalarının hatalı tespiti, teşhis ve tedavi planlamasında yönlendirici olan sefalometrik analizlerin de hatalı sonuçlar vermesine neden olacaktır. Bu olumsuzlukları gidermek için geliştirilen üç boyutlu sefalometrik değerlendirmelerde, anatomik işaret noktalarının belirlenmesindeki güvenilirliği sorgulayan in-vivo ve in-vitro araştırmalar yapılmıştır.

Gribel ve arkadaşları³⁸ ile Kumar ve arkadaşları¹⁰⁸, insan kurukafaları üzerinde in vitro olarak 3B sefalometrik değerlendirmelerin güvenilirliğini incelemiştir. Bu araştırmacılar, kurukafalar üzerindeki anatomik işaret noktaları arasında doğrudan dijital kumpas ile yaptıkları ölçümlerle, bu kurukafaların 3B KIBT görüntüleri üzerinde yaptıkları sefalometrik ölçümleri karşılaştırmış ve her iki yöntemle yapılan ölçümlerin benzer olduğunu rapor etmişlerdir.

Stratemann ve arkadaşları¹⁰⁹, Adams ve arkadaşları² ile Baumgaertel ve arkadaşları¹¹⁰ ise kuru kafalardan elde ettikleri 3B bilgisayarlı tomografi kayıtları ve 2B konvansiyonel sefalometrik filmler üzerinde, 2B ve 3B sefalometrik ölçümleri karşılaştırmış ve bu ölçümler arasında önemli farklılıklar olduğunu rapor etmişlerdir. Gribel ve arkadaşları³⁸ ile Kumar ve arkadaşları¹⁰⁸'nin 3B sefalometrinin gerçeğe çok yakın sonuçlar verdiği bilgisinden yola çıkılarak, 2B sefalometrik değerlendirmelerin hatalı sonuçlar doğurabileceği söylenebilir.

Lascaia ve arkadaşları¹¹¹, 8 kurukafa üzerinde doğrudan yaptıkları ölçümleri 3B KIBT görüntüleri üzerindeki ölçümlerle karşılaştırmış ve aradaki farklılığın istatistiksel olarak önemli düzeyde olmadığını vurgulamışlardır.

Chien ve arkadaşları⁹⁹ ile Ludlow ve arkadaşları⁹⁵, 2B sefalometrik filmler ve 3B KIBT görüntüleri üzerinde anatomik işaret noktalarının güvenilirliğini incelemiş ve anatomik nokta tayininde 3B görüntülerin daha güvenilir olduğunu belirtmişlerdir.

Benzer şekilde Lagravere ve arkadaşları⁹⁸, Titiz ve arkadaşları¹¹², ile Oliveira ve arkadaşları⁹⁴ da anatomik işaret noktalarının 3B KIBT görüntüleri üzerinde gözlemci içi ve gözlemciler arası güvenilirliğini değerlendirmiş ve her iki gözlem için de yüksek tekrarlanabilirlik katsayısı elde etmişlerdir.

Nalcaci ve arkadaşları¹⁰¹ geleneksel 2B sefalometrik filmler ile 3B bilgisayarlı tomografi kayıtları üzerinde, açılmal sefalometrik ölçümlerin gözlemci içi ve gözlemciler arası güvenilirliğini incelemiş ve 3B sefalometrik ölçümlerin daha az hata ile tekrarlanabilir olduğunu belirtmişlerdir.

Bholsithi ve arkadaşları¹¹³ da 2B ve 3B sefalometrik açılmal ve doğrusal ölçümleri karşılaştırdıkları çalışmalarında, ölçümlerin büyük çoğunluğunda önemli farklılıklar olduğunu belirtmişlerdir.

Tüm bu çalışmaların sonuçları birlikte değerlendirildiğinde, 3B KIBT görüntüleri üzerinde daha doğru ve uygulayıcı hatasının daha az olduğu sefalometrik analizler yapılabilirdiği söylenebilir.

Geleneksel BT üstün bir görüntüleme yöntemi olmakla birlikte yüksek radyasyon dozu¹¹⁴⁻¹¹⁷, yüksek maliyet¹¹⁸⁻¹²⁰ ve dental morfolojinin incelenmesinde yetersiz çözünürlük⁵⁹ gibi birtakım dezavantajlara da sahiptir. Bu nedenle en düşük radyasyon dozu ile en yüksek görüntü kalitesine ulaşmak amacıyla yapılan çalışmalar⁶³⁻⁶⁵ sonucunda, konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (*Cone Beam Computed Tomography = CBCT*) tekniğı geliştirilmiştir.⁶⁶

KIBT taraması ile hastanın aldığı radyasyon dozu, bir seri periapikal radyografi dozuna eşdeğer, ya da bir panoramik radyografi dozunun 4-15 katı kadardır.⁸⁰ Diğer bir deyişle, KIBT ile geleneksel ortodontik teşhis ve tedavi planlamasında kullanılan, lateral ve PA sefalometrik filmler, panoramik radyografi ve seri periapikal radyografiler ile hastanın aldığı toplam radyasyon dozundan daha az bir radyasyon ile daha fazla ve güvenilir bilgiye ulaşılabilirdiği söylenebilir.

Swennen ve Schutyser¹²¹, geleneksel bilgisayarlı tomografi ve KIBT görüntüleri üzerinde yapılan üç boyutlu sefalometrik ölçümlerin güvenilirliğini değerlendirdikleri

çalışmalarında, her iki yöntemle de güvenilir sonuçlar alınabildiğini, ancak radyasyon dozunun daha az olması nedeniyle KIBT'nin tercih edilmesi gerektiğini belirtmişlerdir.

Çalışmamızda kullandığımız KIBT cihazı (NewTom 3G FP) ile hastaya ulaşan radyasyon dozu, geleneksel bilgisayarlı tomografilere göre çok daha azdır.

Kumar ve arkadaşları¹⁰⁸, KIBT kayıtlarından elde edilen 2B sefalogramlar ile geleneksel 2B sefalometrik radiografileri kullanarak yaptıkları açısız ve doğrusal sefalometrik ölçümler arasında önemli bir farklılık olmadığını ve KIBT kayıtları mevcut olan hastalarda, sefalometrik analiz için fazladan radyografi alınmasına gerek olmadığını belirtmişlerdir.

Çalışmamızda, Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT) kayıtları kullanılarak maksillofasiyal bölgenin üç boyutlu değerlendirmesi yapılırken, bu kayıtlardan perspektif projeksiyon formatında iki boyutlu sefalometrik filmler de elde edilerek, hem hastanın ilave radyasyon alması engellenmiş, hem de aynı yapıların 2 ve 3 boyutlu karşılaştırılmasına imkan sağlanmıştır.

Kullanılan örnek büyüklüğü, araştırmanın güvenilirliğini etkileyen bir faktördür.^{38,122}, Berco ve arkadaşları¹²³'nin tek bir kurukafa kullanarak önceki çalışmalara göre daha yüksek güvenilirlikte sonuç bulduklarını belirtmeleri, Gribel ve arkadaşları³⁸ tarafından eleştirilmiştir.

Literatürde 2 ve 3 boyutlu sefalometrik ölçümlerle ilgili çalışmaların farklı örnek sayıları üzerinde yapıldığı gözlenmiştir. Şöyleki, Nalcaci ve arkadaşları¹⁰¹ 10, Ludlow ve arkadaşları⁹⁵ 20, Bholsithi ve arkadaşları¹¹³ 40, Yıldırım ve arkadaşları¹²⁴ ise 44 hastanın iki ve üç boyutlu görüntüleri üzerinde çalışmalarını gerçekleştirmişlerdir. Öte yandan, Adams ve arkadaşları² 9, Kumar ve arkadaşları¹⁰⁸ 10, Olmez ve arkadaşları¹²⁵ ise 13 kurukafa üzerinde iki ve üç boyutlu sefalometrik ölçümleri karşılaştırmışlardır.

Çalışmamızda ise 100 bireyin KIBT kayıtları kullanılarak 2B ve 3B ölçümler karşılaştırılmıştır. Bu örnek sayısı, benzer konuda yapılmış diğer çalışmalardan oldukça fazla olmasına rağmen, Power analizi yapılarak çalışmamızın gücü test edilmiş ve 100 hastalık bir örnek grubunun % 98 güç ile doğru sonuç vereceği belirlenmiştir.

Kitaura ve arkadaşları¹²⁶, Togashi ve arkadaşları¹²⁷, Hassan ve arkadaşları¹²⁸ ile Berco ve arkadaşları¹²³ çalışmalarında, KIBT görüntüsü alınırken görüntülerin baş pozisyonundan etkilenmediğini ve farklı pozisyonlarda alınan görüntüler üzerinde yapılan 3B sefalometrik ölçümler arasında önemli bir farklılık olmadığını belirtmişlerdir. Ancak çalışmamızda 2B sefalometrik ölçümler de KIBT kayıtlarından elde edilen filmler üzerinde yapıldığından, standardizasyon sağlamak amacıyla hastalardan yatar pozisyonda görüntü alınırken Frankfurt horizontal düzleminin yere dik olmasına dikkat edilmiştir. Ayrıca alınan görüntülerin, bilgisayar yazılım programı (Dolphin 3D) üzerinde her üç düzlemde oryantasyonları yapılmak suretiyle, kraniofasial yapılar istenilen konuma getirilerek standardizasyon sağlanmaya çalışılmıştır.

Sefalometrik analizlere ilişkin çalışmalarda kraniofasial yapıların daha iyi değerlendirilebilmesi için, kullanılan parametre sayısının fazla olması tavsiye edilmiştir.^{129,130} Bu nedenle, çalışmamızda da çok sayıda ve farklı bölgeleri (kranial, maksiler ve mandibular) ilgilendiren sefalometrik ölçümlerin seçilmesine dikkat edilmiştir. Ayrıca, 3B anatomik işaret noktalarının belirlenmesinde, literatürde yaygın olarak kullanılan Jacobson ve Jacobson¹⁰³ ile Swennen ve arkadaşları¹⁰² nin tanımlamaları esas alınmıştır.

İki boyutlu sefalometrik değerlendirmelerde Orbitale, Porion ve Gonion gibi bilateral noktalarla birlikte alt ve üst kesici kök uçları gibi anatomik işaret noktalarının

belirlenmelerinin zor olduğu belirtilmiştir.^{31,101,131,132} Bu nedenle, çalışmamızda özellikle söz konusu noktaları referans alan ölçümler seçilerek, bu ölçümlerin 2 ve 3 boyutlu değerlendirmelerde ne oranda farklılık gösterdiği belirlenmeye çalışılmıştır.

Nalcaci ve arkadaşları¹⁰¹, dişsel açisal ölçümleri kullanarak 2B ve 3B sefalometrik ölçümleri karşılaştırdıkları çalışmalarında, U1-NA ve U1-SN açıları dışında 2B ve 3B ölçümler arasında önemli farklılık olmadığını bulmuşlardır. Araştırmacılar bu açılardaki önemli farklılığı, çalışma grubunu oluşturan bireylerdeki aşırı üst ön bölge çapraşıklığı nedeniyle 2B değerlendirmelerde kök uçlarının tam belirlenememesine bağlarken, alt ön bölgede çapraşıklık az olduğu için aynı sorunun alt kesici eksenlerini gösteren ölçümlerde yaşanmadığını belirtmişlerdir. Bulgularımızda ise Nalcaci ve arkadaşları¹⁰¹'nin bulgularına paralel olarak üst kesici eksenlerini veren ölçümlerde önemli farklılık bulunmuş, ancak bu araştırmacıların önemli farklılık bulamadığı diğer tüm ölçümlerde de (FMIA hariç) önemli farklılıklar bulunmuştur. Nalcaci ve arkadaşları¹⁰¹'nin bulguları ile bulgularımız arasındaki farklılıklardan, bu araştırmacıların yetersiz örnek sayısı üzerinde çalışmış olmaları ve yalnız açisal ölçümleri kullanmış olmalarının sorumlu olabileceği düşünülmektedir.

Yitschaky ve arkadaşları¹³³ ise Sella noktasını referans alan SNA, SNB, SN/Go-Gn, N-S-Ar gibi ölçümler dışında 2B ve 3B değerlendirmeler arasında önemli farklılık olmadığını rapor etmişlerdir. Bu araştırmacılar¹²⁹, Sella noktasını referans alan ölçümlerdeki farklılığı ise bu noktanın 2B değerlendirmelerde tam olarak belirlenememesine bağlamışlardır. Çalışmamızda 2B ve 3B değerlendirmelerde, incelenen ölçümlerin büyük çoğunluğunda önemli farklılık bulunması nedeniyle bulgularımız, bu araştırmacıların bulgularından ayrılırken, Sella noktasını referans alan ölçümlerde önemli farklılık bulunması bulgularımızın ortak yönünü oluşturmaktadır.

Bununla birlikte bulgularımızdaki önemli farklılıklardan, bu araştışıcıların çalışmalarında da belirtmiş oldukları gibi yetersiz bir örnek büyüklüğü üzerinde çalışmış olmalarının sorumlu olduğu söylenebilir.

Yıldırım ve arkadaşları¹²⁴ klasik sefalometrik filmlerle, konvensiyonel BT kayıtlarından elde edilen 2B ve 3B sefalometrik ölçümleri karşılaştırdıkları çalışmalarında, klasik sefalometrik filmlerle, konvensiyonel BT kayıtlarından elde edilen 2B ve 3B sefalometrik ölçümler arasında ve BT kayıtlarından elde edilen 2B ve 3B sefalometrik ölçümler arasında inceledikleri ölçümlerin büyük çoğunluğunda önemli farklılıklar bulmuşlardır. Çalışmamızda da KIBT kayıtlarından elde edilen 2B ve 3B sefalometrik ölçümler arasında incelenen ölçümlerin büyük çoğunluğunda önemli farklılıklar bulunması bu araştışıcıların bulguları ile paralellik göstermektedir.

lmez ve arkadaşları¹²⁵ ise kuru kafalar üzerinde yaptıkları direkt ölçümlerle, bu kafalardan aldıkları BT kayıtlarından oluşturdukları 3B lmleri ve klasik sefalometrik filmler üzerinde yaptıkları 2B lmleri karşılaştırmışlardır. Sonuç olarak kuru kafalar üzerinde yaptıkları direkt ölçümlerle, bu kafalardan aldıkları BT kayıtlarından oluşturdukları 3B lmler arasında önemli bir farklılık olmadığını, ancak klasik sefalometrik filmler üzerinde yapılan 2B ölçümlerle, kuru kafalar üzerinde yapılan direkt ölçümler ve bu kuru kafalardan elde edilen 3B lmler arasında önemli farklılıklar olduğunu bulmuşlardır. Bu araştışıcılar BT görüntüleri üzerinde yapılan 3B ölçümlerin, klasik 2B filmlerde yapılan ölçümlere göre gerçeğe daha yakın olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızda da KIBT kayıtlarından elde edilen 2B ve 3B sefalometrik ölçümler arasında önemli farklılıklar bulunması, bu araştışıcıların klasik 2B lmlerle 3B lmler arasında önemli farklılıklar olduğu şeklindeki bulgularına paraleldir.

Çalışmamızda, alt ve üst kesici eksen eğimleri 2B ve 3B değerlendirmeler arasında önemli farklılıklar göstermiştir. Bu durumun, özellikle alt ve üst ön bölgede çapraşıklığın fazla olduğu vakalarda 2B sefalometrik filmlerde alt ve üst kesici dişlerin kök ucunun belirlenmesindeki zorluklardan kaynaklanması muhtemeldir. Stabrun ve Danielsen¹³² de çalışmalarında bu zorluklara işaret etmişlerdir.

Gribel ve arkadaşları³⁸, kuru kafalar üzerinde yaptıkları direkt ölçümlerle, bu kafalardan alınan KIBT kayıtlarından oluşturdukları 3B ve klasik sefalometrik filmler üzerinde yaptıkları 2B ölçümleri karşılaştırdıkları çalışmalarında; direkt ölçümlerle 3B ölçümler arasında önemli bir farklılık olmadığını, ancak klasik 2B ölçümlerle, direkt ölçümler ve 3B ölçümler arasında önemli farklılıklar olduğunu bulmuşlardır. Çalışmalarında yalnız boyutsal ölçümleri kullanan bu araştırmacılar⁴⁰, KIBT kayıtlarından elde edilen 3B verilerin gerçek ölçümlerle uyumlu olduğunu ve kranyofasiyal yapıların analizinde güvenilir bir şekilde kullanılabileceğini, ayrıca distorsiyon nedeniyle lateral sefalogramlarda görüntünün bazı alanlarda daha büyük bazı alanlarda ise daha küçük olabileceğini, bunun da ölçümlere yansıtacağını ifade etmişlerdir. Çalışmamızda da KIBT kayıtlarından elde edilen 2B ve 3B lineer sefalometrik ölçümler arasında (Wits ve Pog-NB ölçümleri hariç) önemli farklılıklar bulunması, bu araştırmacıların bulgularına paraleldir.

Gribel ve arkadaşları³⁸ 3B verilerle karşılaştırdığında, orta hat üzerindeki tek noktaları referans alan ölçümlerin, klasik 2B filmlerde genelde daha büyük olduğu, bilateral noktaları referans alan ölçümlerin ise değişkenlik gösterdiği şeklinde bir eğilim belirlemişlerdir. Bununla birlikte, çalışmamızda gerek tek noktaları gerekse de bilateral noktaları referans alan iskeletsel boyutsal parametrelerin tamamında 2B ölçümlerin

daha büyük olduğunun belirlenmiş olması, bu araştırmacıların bulgularıyla kısmen uyumlu kabul edilebilir.

Gribel ve arkadaşları¹³⁴, diğer bir çalışmalarında matematiksel formüller kullanarak, klasik 2B filmler üzerinde yapılmış ölçümlerin ve bu filmler üzerinde oluşturulmuş norm değerlerinin 3B verilerle eşitlenebileceğini, böylece hastalara ilave bir radyasyon verilmeden sorunun çözülebileceğini belirtmişlerdir.

Öte yandan, Ludlow ve arkadaşları⁹⁵ ile Chien ve arkadaşları⁹⁹ 2B digital sefalometrik filmlerle, 3B KIBT kayıtları üzerinde yapılan anatomik işaret nokta tayinlerinin güvenilirliğini karşılaştırdıkları çalışmalarında, 3B değerlendirmelerin gözlem içi ve gözlemciler arası değerlendirmeler açısından 2B değerlendirmelere göre daha güvenilir olduğunu ve süperimpozisyon nedeniyle özellikle bilateral noktaların belirlenmesinde 2B değerlendirmelerde daha fazla hata yapıldığını rapor etmişlerdir.

Tüm bu çalışmalar birlikte değerlendirildiğinde; KIBT kayıtlarından elde edilen 3B değerlendirmelerle karşılaştırıldığında, klasik 2B filmler üzerinde yapılan değerlendirmelerin, gerek anatomik nokta tayinlerindeki güçlükler nedeniyle gerekse de süperpozisyon, distorsiyon ve magnifikasyon gibi faktörlere bağlı olarak ölçümlerin gerçek değerlerinden sapma göstermesi yönü ile hatalı sonuçlar doğurabileceği ve bu ölçümlerin herhangi bir düzeltme yapılmaksızın direkt olarak kullanılamayacağı söylenebilir.

Literatürde^{94,95,97-99} 2B ve 3B değerlendirmelerin karşılaştırıldığı çalışmalarda genellikle anatomik nokta tayinlerindeki güçlükler ve bu noktaların belirlenmesindeki gözlem içi ve gözlemciler arası farklılıklar açısından konunun incelendiği, 2B ve 3B ölçümlerin ise daha sınırlı sayıda çalışmada karşılaştırmalı olarak incelendiği gözlenmiştir. Çalışmamızda ise klasik 2B filmler üzerinde yapılan değerlendirmeler

yerine, KIBT kayıtlarından hem 3B hem de 2B görüntüler elde edilerek, karşılaştırmaların bu görüntüler üzerinde yapılması yönü ile konuya farklı bir bakış açısı getirilmeye çalışılmıştır. Bu konu üzerinde ilerleyen dönemlerde yapılacak çalışmalarla, klasik 2B filmlerin tamamen devre dışı bırakılması ve bunun yerine 3B kayıtlardan elde edilen verilerin kullanılması mümkün olabilecektir. Üç boyutlu kayıtlar üzerinde yapılan değerlendirmelerin, 2B verilere oranla gerçek verilere daha uygun olduğunu gösteren çalışmalarda bu konudaki görüşümüzü destekler niteliktedir.

6. SONUÇLAR

Toplam 100 hastaya ait KIBT kayıtları kullanılarak elde edilen 2B ve 3B sefalometrik ölçümlerin karşılaştırıldığı çalışmamızda aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır:

- U1-L1 ve FMIA açıları dışındaki tüm dişsel açısal parametrelerde 2B ve 3B ölçümler arasında önemli farklılıklar bulunmuştur.
- Dişsel boyutsal parametrelerin tümünde 2B ve 3B ölçümler arasında önemli farklılıklar bulunmuştur.
- FMA, Artiküler açı ve PP-MP açıları dışındaki tüm iskeletsel açısal parametrelerde 2B ve 3B ölçümler arasında önemli farklılıklar bulunmuştur.
- Wits ve Po-NB ölçümü dışındaki tüm iskeletsel boyutsal parametrelerde 2B ve 3B ölçümler arasında önemli farklılıklar bulunmuştur.
- Çalışmamızda kullanılan ölçümler birlikte değerlendirildiğinde, birkaç parametre dışında 2B ve 3B ölçümler arasında önemli farklılıklar olduğu, bu nedenle ya 2B ya da 3B ölçümlerden birinin kranyofasiyal yapısal ilişkileri doğru temsil etmediği söylenebilir.
- İncelenen boyutsal parametrelerin tamamında 2B ölçümlerin 3B ölçümlere göre önemli düzeyde daha büyük olduğu belirlenmiştir. Bu durum magnifikasyon faktörü nedeniyle 2B değerlendirmelerin, kranyofasiyal yapıları gerçek boyutlarından daha büyük göstermesiyle açıklanabilir.
- Üç boyutlu bir obje olan kranyofasiyal yapıların 2B ölçümlerle değerlendirilmesi hatalı sonuçlara yol açabileceğinden, KIBT kayıtları kullanılarak oluşturulacak 3B

sefalometrik analizler ve 3B sefalometrik normlarla kranyofasiyal yapılar daha doğru olarak değerlendirilebilecek ve daha gerçekçi teşhis ve tedavi planlamaları yapılabilecektir.

- Halen KIBT kayıtları rutin olarak alınmadığından, herhangi bir sebeple KIBT kayıtları mevcut olan hastalarda, ilave bir filme gerek kalmaksızın bu kayıtlardan elde edilecek sefalometrik filmlerle 2B analizler yapılabilir.

7. KAYNAKLAR

1. Broadbent BH. A new x-ray technique and its application to orthodontia. Angle Orthod 1931; 2: 45-66.
2. Adams GL, Gansky SA, Miller AJ, Harrell WE, Jr H, D.C. Comparison between traditional cephalometry and a 3- dimensional approach on human dry skulls. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2004; 4.
3. Hideki K, Koichi Y, Kazuhide K, Takasashi N. Standardization of 3-D CT measurements for length and angles by matrix transformation in the 3-D coordinate system. Cleft Palate Craniofacial J 2000; 37: 349-56.
4. Frankel R. The applicability of the occipital reference base in cephalometrics. Am J Orthod 1980; 4.
5. Allen W. Historical aspects of roentgenographic sefalometry. Am J Orthod 1963; 49: 451-458. Alınmıştır: Uzel İ, Enacar A. Ortodontide Sefalometri (II. Baskı), Çukurova Üniversitesi Basımevi, Adana 2000; 3-18.
6. Pacini A. Roentgen ray anthropometry of the skull. J Radiol 1922; 3: 230-231, 322-331, 418-426.
7. Ü.M. Ortodontik anomaliler, sefalometri, etioloji, büyüme ve gelişim, tanı. Sayı 2. İstanbul: T.C. Yeditepe Üniversitesi Yayınları 2000; 10-400.
8. Rakosi T. Cephalometric radiography. London: Wolfe Medical Publications Ltd 1982; 7-223.
9. Uzel İ, Enacar A. Ortodontide sefalometri. Ankara: Taş Kitabevi 1984; 3-210.
10. Raper H. Notes on early history of radiodontia, Oral Surg 1953; 6: 70- 81. Alınmıştır: Uzel İ, Enacar A. Ortodontide Sefalometri (II. Baskı), Çukurova Üniversitesi Basımevi, Adana 2000; 3-18.

11. Schwartz R. Cephalometric method and Orthodontics. J Am Dent Ass 1927; 14: 22-35.
12. Ricketts RM. Cephalometric Analysis And Synthesis. Angle Orthod 1961; 3.
13. Baumrind S. Integrated three-dimensional craniofacial mapping: Background, principles, and perspectives. Semin Orthod 2001; 4.
14. Singh IJ, Savara BS. Norms of size and annual increments of seven anatomical measures of maxillae in girls from three to sixteen years of age. Angle Orthod 1966; 36: 312-324.
15. Selvik G. A roentgen stereophotogrammetric method for the study of the kinematics of the skeletal systems. Malmo, Sweden: University of Lund, 1974.
16. Burke PH, Beard FH. Stereophotogrammetry of the face. A preliminary investigation into the accuracy of a simplified system evolved for contour mapping by photography. Am J Orthod 1967; 53: 769-782.
17. Hajeer MY, Millett DT, Ayoub AF, Siebert JP. Applications of 3D imaging in orthodontics: part I. J Orthod 2004; 31: 62-70.
18. Baumrind S. Integrated three-dimensional craniofacial mapping: Background, principles, and perspectives. Semin Orthod 2001; 4: 223-232.
19. Kau CH, Richmond S, Palomo JM, Hans MG. Three-dimensional cone beam computerized tomography in orthodontics. J Orthod 2005; 32: 282-293.
20. White S, Pae E. Patient image selection criteria for cone beam computed tomography imaging. Semin Orthod 2009; 15: 19- 28.
21. Moyer R, Bookstein F. The inappropriateness of conventional cephalometrics. Am J Orthod 1979; 75: 599- 617.

22. Kantor ML, Phillips CL, Proffit WR. Subtraction radiography to assess reproducibility of patient positioning in cephalometrics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1993; 104: 350-354.
23. Koch S, Wagner IV, Schneider W. Effective and quality-controlled use of digital radiography in dental practice. *Int J Comput Dent* 2000; 3: 107-118.
24. van der Stelt PF. Principles of digital imaging. *Dent Clin North Am* 2000; 44: 237-248.
25. Borg E, Grondahl HG. On the dynamic range of different X-ray photon detectors in intra-oral radiography. A comparison of image quality in film, charge-coupled device and storage phosphor systems. *Dentomaxillofac Radiol* 1996; 25: 82-88.
26. İşcan H. Ortodontik muayene ve ortodontik tedaviler, Ankara: G.Ü. Diş Hek. Vakfı G.Ü.İ.V.yayınları 1991; 9-167.
27. Houston W, Maher R, McElroy D, Sherriff M. Sources of error in measurements from cephalometric radiographs. *Eur J Orthod* 1986; 8: 149-151.
28. Houston W. The analysis of errors in orthodontic measurements. *Am J Orthod* 1983, 83: 382 – 390.
29. Ahlqvist J, Eliasson S, Welander U. The effect of projection errors on cephalometric length measurements. *Eur J Orthod* 1986; 8: 141-148.
30. Ahlqvist J, Eliasson S, Welander U. The effect of projection errors on angular measurements in cephalometry. *Eur J Orthod* 1988; 10: 353-361.
31. Gravely JF, Benzies PM. The clinical significance of tracing error in cephalometry. *Br J Orthod* 1984; 11: 44-48.
32. Baumrind S, Frantz R. The reliability of head film measurements. *Am J Orthod* 1971; 60.

33. Uzel İ, Enacar A. Ortodontide sefalometri, Baskı 2, Ankara 2000.
34. Janson G, Cruz KS, Woodside DG, Metaxas A, de Freitas MR, Henriques JF. Dentoskeletal treatment changes in Class II subdivision malocclusions in submentovertex and posteroanterior radiographs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004; 126: 451-463.
35. Hwang HS, Youn IS, Lee KH, Lim HJ. Classification of facial asymmetry by cluster analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007; 132: 271-276.
36. Quintero JC, Trosien A, Hatcher D, Kapila S. Craniofacial imaging in orthodontics: historical perspective, current status, and future developments. *Angle Orthod* 1999; 69: 491-506.
37. Chen YJ, Chen SK, Yao JC, Chang HF. The effects of differences in landmark identification on the cephalometric measurements in traditional versus digitized cephalometry. *Angle Orthod* 2004; 74: 155-161.
38. Gribel BF, Gribel MN, Frazao DC, McNamara JA, Manzi FR. Accuracy and reliability of craniometric measurements on lateral cephalometry and 3D measurements on CBCT scans. *Angle Orthod* 2011; 81: 26-35.
39. McIntyre GT, Mossey PA. Size and shape measurement in contemporary cephalometrics. *Eur J Orthod* 2003; 25: 231-242.
40. Mori Y, Miyajima T, Minami K, Sakuda M. An accurate three-dimensional cephalometric system: a solution for the correction of cephalic malpositioning. *J Orthod* 2001; 28: 143-149.
41. Kazandjian S, Kiliaridis S, Mavropoulos A. Validity and reliability of a new edge-based computerized method for identification of cephalometric landmarks. *Angle Orthod* 2006; 76: 619-624.

42. Midtgard J, Bjork G, Linder-Aronson S. Reproducibility of cephalometric landmarks and errors of measurements of cephalometric cranial distances. *Angle Orthod* 1974; 44: 56-61.
43. Onkosuwito EM, Katsaros C, van't Hof M, Bodegom J, Kuipers-, Jagtman A. The reproducibility of cephalometric measurements: a comparison of analogue and digital methods. *Eur J Orthod* 2002; 24: 655 – 665.
44. Power G, Breckon J, Sherriff M, McDonald F. Dolphin Imaging Software: an analysis of the accuracy of cephalometric digitization and orthognathic prediction. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2005; 34: 619-626.
45. Uysal T, Baysal A, Yagci A. Evaluation of speed, repeatability, and reproducibility of digital radiography with manual versus computer-assisted cephalometric analyses. *Eur J Orthod* 2009; 31: 523-528.
46. Sayinsu K, Isik F, Trakyali G, Arun T. An evaluation of the errors in cephalometric measurements on scanned cephalometric images and conventional tracings. *Eur J Orthod* 2007; 29: 105-108.
47. Erkan M, Gurel HG, Nur M, Demirel B. Reliability of four different computerized cephalometric analysis programs. *Eur J Orthod* Apr 18, 2011 [Epub ahead of print].
48. Harrell WE, Jr, Hatcher DC, Bolt RL. In search of anatomic truth: 3-dimensional digital modeling and the future of orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002; 122: 325-330.
49. Harrell WE. Jr. Planning: The future of three-dimensional analysis-Part1. *SAO News*, Fall, 2004

50. Hatcher DC, Aboudara CL. Diagnosis goes digital. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004; 125: 512-515.
51. Fuhrmann RAW. Three-dimensional cephalometry and three-dimensional skull models in orthodontic/surgical diagnosis and treatment planning. *Semin Orthod* 2002; 1.
52. Fuhrmann RAW. Three-dimensional evaluation of periodontal remodeling during orthodontic treatment. *Semin Orthod* 2002; 1.
53. Mansson S, Johansson E, Magnusson P, Chai CM, Hansson G, Petersson JS et al. 13C imaging-a new diagnostic platform. *Eur Radiol* 2006; 16: 57-67.
54. Cevidanes LH, Franco AA, Gerig G et al. Comparison of relative mandibular growth vectors with high-resolution 3-dimensional imaging. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005; 128: 27-34.
55. Cevidanes LH, Franco AA, Gerig G et al. Assessment of mandibular growth and response to orthopedic treatment with 3-dimensional magnetic resonance images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005; 128: 16-26.
56. Whaites E. *Essentials of Dental Radiography and Radiology*, 4th edition, Churchill Livingstone, UK 2006; 143–150
57. Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system. *Br J Radiol* 1973; 46: 1016-1022.
58. Newton T, Potts D. *Technical Aspects of Computed Tomography*. 5th edition, Mosby, St. Louis, USA 198; 615.
59. Nakasima A, Terajima M, Mori N et al. Three-dimensional computer-generated head model reconstructed from cephalograms, facial photographs, and dental cast models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005; 127: 282-292.

60. Swennen G, Schutyser F, Hausamen J. Three dimensional cephalometry. Springer Verlag, Berlin, 2005.
61. Halazonetis DJ. From 2-dimensional cephalograms to 3-dimensional computed tomography scans. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005; 127: 627-637.
62. Bollen AM. Three-dimensional scans and radiation exposure. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004; 126: 17.
63. Arai Y, Tammissalo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofac Radiol* 1999; 28: 245-248.
64. Nakagawa Y, Kobayashi K, Ishii H, Mishima A, Asada K, Ishibashi K. Preoperative application of limited cone beam computerized tomography as an assessment tool before minor oral surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2002; 31: 322-326.
65. Siewerdsen JH, Jaffray DA. Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: effects of image lag *Med Phys* 1999; 26: 2635-2647.
66. Robb RA. The Dynamic spatial reconstructor: An X-Ray Video-Fluoroscopic CT scanner for dynamic volume imaging of moving organs. *IEEE Trans Med Imaging* 1982; 1: 22-33.
67. Danfort R, Dus I, Mah J. 3-D volume imaging for dentistry: A new dimension. *CDA Journal* 2003; 31: 17-23.
68. Maki K, Usui T, Kubota M, Nakano H, Shibasaki Y. Application of cone-beam X-ray CT in dento-maxillofacial region. *Computer Assisted Radiology and Surgery* 2002; 3-8.

69. Bianchi S, Lojacono A. 2D and 3D images generated by Cone Beam Computed Tomography (CBCT) for dentomaxillofacial investigations. *Computer Assisted Radiology and Surgery* 1998; 79: 2–7.
70. Ritman E, Ritman E, Robb R, Gilbert B, Haris L. Threedimensional imaging of heart, lungs, and circulation. *Science* 1980; 210: 273–80.
71. Baba R, Ueda K, Kuba A, Kohda E, Shigara N. Development of a subject-standing-type cone-beam CT for chest and orthopedic imaging. *Radiology* 1999; 213: 194.
72. Ning R, Kruger R. Computed simulation of image intensifier-based computed tomography detector: vascular application. *Phys Med Biol* 1988; 15: 188–92.
73. Sekihara K, Kawai H, Yamamoto K, Kumazaki T. Cone-beam CT angiography. *Proc JAMIT Front* 1995; 23–8.
74. Jaffray DA, Siewerdsen JH. Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: initial performance characterization. *Med Phys* 2000; 27: 1311-1323.
75. Ludlow JB, Ivanovic M. Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008; 106: 106-114.
76. Loubele M, Bogaerts R, Van Dijck E, Pauwels R, Vanheusden S, Suetens P et al. Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications. *Eur J Radiol* 2009; 71: 461-468.
77. Scarfe WC, Farman AG. What is cone-beam CT and how does it work? *Dent Clin North Am* 2008; 52: 707-730.
78. Miracle AC, Mukherji SK. Conebeam CT of the head and neck, part 2: clinical applications. *AJNR Am J Neuroradiol* 2009; 30: 1285-1292.

79. Silva MA, Wolf U, Heinicke F, Bumann A, Visser H, Hirsch E. Cone-beam computed tomography for routine orthodontic treatment planning: a radiation dose evaluation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; 133: 640-645.
80. Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc* 2006; 72: 75-80.
81. Elefteriadis J, Athanasiou A. Evaluation of impacted canines by means of computerized tomography. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 1996; 11(3): 257-64.
82. Stewart J, Heo G, Glover K. Factors that relate to treatment duration for patients with palatally impacted maxillary canines. *AmJ Orthod Dentofacial Orthop* 2001; 119(3): 216-25.
83. Ericson S, Kurol J. Early treatment of palatally erupting maxillary canines by extraction of the primary canine. *Eur J Orthod* 1988; 10(4): 283-95.
84. Herring J. The effectiveness of orthodontists and oral radiologists in the diagnosis of impacted maxillary canines. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007; 132(6): 861.
85. Kuroda S, Yamada K, Deguchi T. Root proximity is a major factor for screw failure in orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007; 131: 68-73.
86. Peck J, Sameshima G, Miller A. Mesiodistal root angulation using panoramic and cone beam CT. *Angle Orthod* 2007; 77(2): 206-13.
87. de Moraes ME, Hollender LG, Chen CS, Moraes LC, Balducci I. Evaluating craniofacial asymmetry with digital cephalometric images and cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011; 139: 523-531.
88. Honey O, Scarfe W, Hilgers M. Accuracy of the cone-beam computed tomography imaging of the temporomandibular joint: comparisons with panoramic radiology and linear tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007; 132(4): 429-38.

89. van Vlijmen OJ, Kuijpers MA, Berge SJ, Schols JG, Maal TJ, Breuning H et al. Evidence supporting the use of cone-beam computed tomography in orthodontics. *J Am Dent Assoc*; 143: 241-252.
90. . Jakobsone G, Neimane L, Krumina G. Two and three dimensional evaluation of the upper airway after bimaxillary correction of class III malocclusion. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010; 110: 234-242.
91. Mah J. The evolution of digital study models. *J Clin Orthod* 2007; 41: 557-561.
92. Macchi A, Carrafiello G, Cacciafesta V, Norcini A. Three-dimensional digital modeling and setup. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006; 129: 605-610.
93. Papadopoulos M, Jannowitz C, Boettcher P et al. Three-dimensional fetal cephalometry: An evaluation of the reliability of cephalometric measurements based on threedimensional CT reconstructions and on dry skulls of sheep fetuses. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* 2000; 33: 229-237.
94. de Oliveira AE, Cevidanes LH, Phillips C, Motta A, Burke B, Tyndall D. Observer reliability of three-dimensional cephalometric landmark identification on cone-beam computerized tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2009; 107: 256-265.
95. Ludlow JB, Gubler M, Cevidanes L, Mol A. Precision of cephalometric landmark identification: cone-beam computed tomography vs conventional cephalometric views. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009; 136: 311-310.
96. Moreira CR, Sales MA, Lopes PM, Cavalcanti MG. Assessment of linear and angular measurements on three-dimensional cone-beam computed tomographic images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2009; 108: 430-436.

97. Cattaneo PM, Bloch CB, Calmar D, Hjortshoj M, Melsen B. Comparison between conventional and cone-beam computed tomography-generated cephalograms. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; 134: 798-802.
98. Lagravere MO, Low C, Flores-Mir C et al. Intraexaminer and interexaminer reliabilities of landmark identification on digitized lateral cephalograms and formatted 3-dimensional cone-beam computerized tomography images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005; 137: 598-604.
99. Chien PC, Parks ET, Eraso F, Hartsfield JK, Roberts WE, Ofner S. Comparison of reliability in anatomical landmark identification using two-dimensional digital cephalometrics and three-dimensional cone beam computed tomography in vivo. *Dentomaxillofac Radiol* 2009; 38: 262-273.
100. Gribel BF, Gribel MN, Frazao DC, McNamara JA, Jr., Manzi FR. Accuracy and reliability of craniometric measurements on lateral cephalometry and 3D measurements on CBCT scans. *Angle Orthod* 2011; 81: 26-35.
101. Nalcaci R, Ozturk F, Sokucu O. A comparison of two-dimensional radiography and three-dimensional computed tomography in angular cephalometric measurements. *Dentomaxillofac Radiol* 2010; 39: 100-106.
102. Swennen GRJ, Schutyser F, Hausamen J-E. Chapter 3 - 3D cephalometric system. In: *Three-dimensional cephalometry: a color atlas and manual*. Berlin: Springer Verlag. 2006; 99-105.
103. Jacobson A, Jacobson R. *Radiographic cephalometry from basics to 3- D Imaging*, 2nd ed. 2006.

104. Chen YJ, Chen SK, Huang HW, Yao CC, Chang HF. Reliability of landmark identification in cephalometric radiography acquired by a storage phosphor imaging system. *Dentomaxillofac Radiol* 2004; 33: 301-306.
105. Bruntz LQ, Palomo JM, Baden S, Hans MG. A comparison of scanned lateral cephalograms with corresponding original radiographs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006; 130: 340-348.
106. Cutting C, Grayson B, Bookstein F, Fellingham L, McCarthy JG. Computer-aided planning and evaluation of facial and orthognathic surgery. *Clin Plast Surg* 1986; 13: 449-462.
107. Savara BS, Tracy WE, Miller PA. Analysis of errors in cephalometric measurements of three-dimensional distances on the mandible. *Arch Oral Biol* 1966; 11: 209-217.
108. Kumar V, Ludlow JB, Mol A, Cevidanes L. Comparison of conventional and cone beam CT synthesized cephalograms. *Dentomaxillofac Radiol* 2007; 36: 263-269.
109. Stratemann SA, Huang JC, Maki K, Miller AJ, Hatcher DC. Comparison of cone beam computed tomography imaging with physical measures. *Dentomaxillofac Radiol* 2008; 37: 80-93.
110. Baumgaertel S, Palomo JM, Palomo L, Hans MG. Reliability and accuracy of cone-beam computed tomography dental measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009; 136: 19-25.
111. Lascalea CA, Panella J, Marques MM. Analysis of the accuracy of linear measurements obtained by cone beam computed tomography (CBCT-NewTom). *Dentomaxillofac Radiol* 2004; 33: 291-294.

112. Titiz I, Laubinger M, Keller T, Hertrich K, Hirschfelder U. Repeatability and reproducibility of landmarks--a three-dimensional computed tomography study. *Eur J Orthod* 2011.
113. Bholsithi W, Tharanon W, Chintakanon K, Komolpis R, Sinthanayothin C. 3D vs. 2D cephalometric analysis comparisons with repeated measurements from 20 Thai males and 20 Thai females. *Biomed Imaging Interv J* 2009; 5: 21.
114. van Aken J, van der Linden LW. The integral absorbed dose in conventional and panoramic complete-mouth examinations. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1966; 22: 603-616.
115. Dula K, Mini R, van der Stelt PF, Lambrecht JT, Schneeberger P, Buser D. Hypothetical mortality risk associated with spiral computed tomography of the maxilla and mandible. *Eur J Oral Sci* 1996; 104: 503-510.
116. Ekestubbe A, Thilander-Klang A, Lith A, Grondahl HG. Effective and organ doses from scanography and zonography: a comparison with periapical radiography. *Dentomaxillofac Radiol* 2004; 33: 87-92.
117. Preda L, La Fianza A, Di Maggio EM et al. The use of spiral computed tomography in the localization of impacted maxillary canines. *Dentomaxillofac Radiol* 1997; 26: 236-241.
118. Frederiksen NL, Benson BW, Sokolowski TW. Effective dose and risk assessment from computed tomography of the maxillofacial complex. *Dentomaxillofac Radiol* 1995; 24: 55-58.
119. Geist JR, Brand JW. Sensitometric comparison of speed group E and F dental radiographic films. *Dentomaxillofac Radiol* 2001; 30: 147-152.

120. Saini S, Sharma R, Levine LA, Barmson RT, Jordan PF, Thrall JH. Technical cost of CT examinations. *Radiology* 2001; 218: 172-175.
121. Swennen GR, Schutyser F. Three-dimensional cephalometry: spiral multi-slice vs cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006; 130: 410-416.
122. Gottlieb EL, Nelson AH, Vogels DS, 3rd. 1996 JCO Study of Orthodontic Diagnosis and treatment procedures. Part 2. Breakdowns of selected variables. *J Clin Orthod* 1996; 30: 689-698.
123. Berco M, Rigali PH, Jr., Miner RM, DeLuca S, Anderson NK, Will LA. Accuracy and reliability of linear cephalometric measurements from cone-beam computed tomography scans of a dry human skull. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009; 136: 17-19.
124. Ersin Y, Hüseyin Ö, Serkan G, Sila G, Deniz S. Evaluation of differences between two and three dimensional cephalometric measurements. 2011; 53: 43-49.
125. Olmez H, Gorgulu S, Akin E, Bengi AO, Tekdemir I, Ors F. Measurement accuracy of a computer-assisted three-dimensional analysis and a conventional two-dimensional method. *Angle Orthod* 2011; 81: 375-382.
126. Kitaura H, Yonetsu K, Kitamori H, Kobayashi K, Nakamura T. Standardization of 3-D CT measurements for length and angles by matrix transformation in the 3-D coordinate system. *Cleft Palate Craniofac J* 2000; 4: 349-356.
127. Togashi K, Kitaura H, Yonetsu K, Yoshida N, Nakamura T. Three-dimensional cephalometry using helical computer tomography: measurement error caused by head inclination. *Angle Orthod* 2002; 72: 513-520.

128. Hassan B, van der Stelt P, Sanderink G. Accuracy of three-dimensional measurements obtained from cone beam computed tomography surface-rendered images for cephalometric analysis: influence of patient scanning position. *Eur J Orthod* 2009; 31: 129-134.
129. Chen Y, Hong Y, Wu K, Chen M, Chan H, Chen K. Jaw triangle analysis: an adjuvan diagnostics. *Chin Dent J* 1993; 12: 56-70.
130. Hagemann K, Vollmer D, Niegel T, Ehmer U, Reuter I. Prospective study on the reproducibility of cephalometric landmarks on conventional and digital lateral headfilms. *J Orofac Orthop* 2000; 61: 91-99.
131. Grubb JE, Smith T, Sinclair P. Clinical and scientific applications/advances in video imaging. *Angle Orthod* 1996; 66: 407-416.
132. Stabrun AE, Danielsen K. Precision in cephalometric landmark identification. *Eur J Orthod* 1982; 4: 185-196.
133. Yitschaky O, Redlich M, Abed Y, Faerman M, Casap N, Hiller N. Comparison of common hard tissue cephalometric measurements between computed tomography 3D reconstruction and conventional 2D cephalometric images. *Angle Orthod* 2011; 81: 11-16.
134. Gribel BF, Gribel MN, Manzi FR, Brooks SL, McNamara JA, Jr. From 2D to 3D: an algorithm to derive normal values for 3-dimensional computerized assessment. *Angle Orthod* 2011; 81: 3-10.