

T.C.
GENEL KURMAY BAŞKANLIĞI
GÜLHANE ASKERİ TIP AKADEMİSİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
DİŞHEKİMLİĞİ BİLİMLERİ MERKEZİ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞI

**KRANİYOFASİYAL YAPILARA AİT ÜÇ BOYUTLU
ÖLÇÜMLERİN İKİ BOYUTLU SEFALOMETRİK ÖLÇÜMLERLE
KARŞILAŞTIRILMASI**

Ersin YILDIRIM

Diş Tbp.Kd.Yzb.

Gülhane Askeri Tıp Akademisi
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü
Ortodonti Doktora Programı
DOKTORA TEZİ

**ANKARA
2009**

T.C.
GENEL KURMAY BAŞKANLIĞI
GÜLHANE ASKERİ TIP AKADEMİSİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
DİŞHEKİMLİĞİ BİLİMLERİ MERKEZİ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞI

**KRANİYOFASİYAL YAPILARA AİT ÜÇ BOYUTLU
ÖLÇÜMLERİN İKİ BOYUTLU SEFALOMETRİK ÖLÇÜMLERLE
KARŞILAŞTIRILMASI**

Ersin YILDIRIM

Diş Tbp.Kd.Yzb.

Gülhane Askeri Tıp Akademisi
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü'nün
Ortodonti Doktora Programı
İçin Öngördüğü
DOKTORA TEZİ
Olarak HazırlanmıŐtır

TEZ DANIŞMANI
Hüseyin ÖLMEZ
Doç. Diş Tbp. Kd. Alb.

ANKARA

2009

GATA Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğüne:

“Kraniyofasiyal Yapılara Ait Üç Boyutlu Ölçümlerin İki Boyutlu Sefalometrik Ölçümlerle Karşılaştırılması” konulu bu çalışma jürimiz tarafından Ortodonti Anabilim Dalı’nda Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Danışmanı : Doç. Diş Tbp. Kd. Alb. Hüseyin ÖLMEZ, GATA



ÜYE : Prof. Dz. Diş Tbp. Kd. Alb. Deniz SAĞDIÇ, GATA



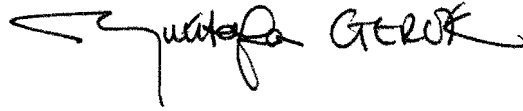
ÜYE : Prof. Diş Tbp. Kd. Alb. Ali Osman BENGİ, GATA



ÜYE : Prof. Dr. İlken KOCADERELİ, Hacettepe Üniversitesi



ÜYE : Prof. Hv. Tbp. Kd. Alb. Mustafa GEREK, GATA



ONAY: Diş Tbp. Kd. Yzb. Ersin YILDIRIM’ın 19.06.2009 tarihinde savunduğu bu tez Akademi Kurulu’nca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve kabul edilmiştir.



M. Tahir ÜNAL

Prof. Tbp. Tuğg.

GATA Sağ. Bil. Enst. Md.

GATF Dekan Baştabip Yrdc.

TEŞEKKÜR

Bu tez çalışması, Gülhane Askeri Tıp Akademisi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Kurulu'nun 08 ŞUBAT 2008 gün ve 188 sayılı kararı gereği Ortodonti Anabilim Dalı Başkanlığı'nda yapılmıştır.

Bu çalışmada kraniyofasiyal yapılara ait üç boyutlu ölçümlerin iki boyutlu sefalometrik ölçümlerle karşılaştırılması hedeflenmiştir.

Tez çalışmam ve doktora eğitimim süresince, yardımını ve desteğini benden hiçbir zaman esirgemeyen Anabilim Dalı Başkanım Sayın Prof. Dz. Diş Tbp. Kd. Alb. Deniz SAĞDIÇ'a, tez danışmanım Sayın Doç. Diş Tbp. Kd. Alb. Hüseyin ÖLMEZ'e, tez çalışmamın tüm aşamalarında yardımlarını gördüğüm Sayın Prof. Diş Tbp. Kd. Alb. A. Osman BENGLİ'ye, Sayın Doç. Hv. Diş Tbp. Yb. Erol AKIN'a, Sayın Doç. Diş Tbp. Bnb. Şeniz KARAÇAY'a, Sayın Kutsal TUAÇ'ın şahsında Materialise ve Türkiye temsilcisi 4C Mühendislik firmalarına, tez çalışmamın istatistiksel olarak değerlendirilmesinde büyük emeği olan istatistik uzmanı Öğ. Bnb. Mesut AKYOL'a ve tüm GATA Ortodonti Anabilim Dalı çalışanlarına teşekkür ederim.

Gösterdikleri sabır, sevgi ve anlayış için eşim Betül'e, biricik kızım Aslı'ya ve tüm aileme, sonsuz şükranlarımı sunarım.

ÖZET

Kraniyofasiyal Yapılara ait Üç Boyutlu Ölçümlerin İki Boyutlu Sefalometrik Ölçümlerle Karşılaştırılması,

Bu çalışmada, Sınıf III malokluzyonlu bireylerde, üç boyutlu kraniyofasiyal ölçümlerin, konvansiyonel iki boyutlu sefalometrik ölçümlerle karşılaştırılması hedeflenmiştir. Araştırma kapsamında 44 hastanın (31 erkek, yaş ortalaması 21.6; 13 bayan, yaş ortalaması 20.4) tedavi başı lateral sefalometrik radyografileri ve aynı hastalara ait bilgisayarlı tomografi aksiyal kesit verileri kullanılmıştır. Kesit kalınlıkları 1 mm olan aksiyal görüntülerden, üç boyutlu görüntülerin elde edilmesi ve ölçümleri Mimics 12.01 görüntü işleme yazılımı ile gerçekleştirilmiştir. Oluşturulan üç boyutlu model üzerinde işaretlenen anatomik noktaların pozisyonları sagittal, koronal ve aksiyal reformat kesitler yardımıyla kontrol edilmiştir. Lateral sefalogramların ölçümü ise konvansiyonel teknikle gerçekleştirilmiştir. Üç boyutlu görüntüler ve lateral sefalogramlar üzerinde ölçülen 14 açısal ve 18 doğrusal parametre, tekrarlı ölçümlerde varyans analizi ile değerlendirilmiştir. Konvansiyonel sefalometri ile bilgisayar destekli üç boyutlu sefalometri açısal ölçüm değerleri birbiri ile uyum gösterirken; Nperp-A, Nperp-Pog, Overjet, Overbite, L1-NB, UL-E ve LL-E ölçümleri dışındaki doğrusal ölçümlerde konvansiyonel ve üç boyutlu sefalometri arasında anlamlı farklılık mevcuttur. Üç boyutlu veri tabanı ve norm değerler oluşturulana kadar, açısal ölçümler ve uyumlu doğrusal ölçümler için, konvansiyonel sefalometride kullanılan norm değerlerden faydalanılabilir.

Anahtar kelimeler : Sefalometri, bilgisayarlı tomografi, 3D.

Destekleyen kurumlar : Gülhane Askeri Tıp Akademisi

Yazar Adı : Ersin YILDIRIM

Danışman : Hüseyin ÖLMEZ

SUMMARY

Comparison of the three and two dimensional cephalometric measurements of craniofacial structures,

Aim of this study is to compare three dimensional craniofacial measurements with conventional two dimensional cephalometric measurements in individuals with Class III malocclusion. The evaluation was carried out on lateral cephalograms and axial computed tomography (CT) images of 44 subjects (31 men, mean age of 21.6 years; 13 women, mean age of 20.4years). The thickness of the axial images was 1 mm, and the 3D images were reconstructed and measured with Mimics 12.01 image processing software. Landmarks were first designated on the 3D surface model, and their positions were verified in multiple planar (sagittal, coronal, axial) reformat mode. Cephalometric measurements of lateral cephalograms were performed with conventional technique. Fourteen angular and eighteen linear measurements were calculated on 3D images and conventional cephalograms. Linear and angular measurements were compared using repeated measures analysis of variance. Conventional two dimensional cephalometry and computer aided three dimensional cephalometry are close in depicting angular relations of structures, but they differ in the accuracy of linear measurements, except Nperp-A, Nperp-Pog, Overjet, Overbite, L1-NB, UL-E and LL-E measurements. The conventional cephalometry norms should be used with the three dimensional angular measurements and linear measurements that close to the conventional cephalometry, before constitution of 3D databases.

Keywords : Cephalometry, computed tomography, 3D.
Supported by : Gülhane Military Medical Academy
Author : Ersin YILDIRIM
Counsellor : Hüseyin ÖLMEZ

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ONAY SAYFASI.....	iii
TEŞEKKÜR.....	iv
ÖZET	v
İNGİLİZCE ÖZET	vi
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ	xi
TABLolar DİZİNİ	xiii
GİRİŞ	1
GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Ortodontide 3 Boyutlu Görüntülemenin Tarihsel Gelişimi	3
2.2. Radyografik Sefalometri	5
2.3. Üç Boyutlu Görüntülemeyle İlgili Teknik Bilgiler	12
2.4. Üç Boyutlu Görüntüleme Teknikleri	19
2.4.1. Kesit Görüntüleme	19
2.4.1.1. Bilgisayarlı Tomografi (CT).....	19
2.4.1.2. Cone Beam CT (CBCT)	21
2.4.1.3. Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG)	22
2.4.2. Projeksiyon Görüntüleme	24
2.4.2.1. Stereo Analiz	24
2.4.2.2. Parlaklık ya da Gölge Yoluyla Biçimlendirme	26
2.4.2.3. Fotometrik Stereo.....	27
2.4.2.4. Yapılandırıcı Işık yöntemi	28
2.4.3. Hacim Görüntüleme.....	30
2.5. Üç Boyutlu Sefalometri	31
2.6. Üç Boyutlu Görüntüleme Kombinasyonları ile Sanal Gerçeklik.....	33

2.7. MIMICS.....	35
2.8. MIMICS Programı ile Sefalometrik Analiz	39
GEREÇ VE YÖNTEM	42
3.1. Araştırmada Kullanılan Sefalometrik Nokta ve Düzlemler	46
3.2. Araştırmada Kullanılan Parametreler	52
3.2.1. İskeletsel Parametreler	52
3.2.1.1. İskeletsel Açısal Parametreler	52
3.2.1.2. İskeletsel Doğrusal Parametreler	52
3.2.2. Dental Parametreler	53
3.2.2.1. Dental Açısal Parametreler.....	53
3.2.2.2. Dental Doğrusal Parametreler	54
3.2.3. Yumuşak Doku Parametreleri.....	54
3.2.3.1. Yumuşak Doku Açısal Parametreleri.....	54
3.2.3.2. Yumuşak Doku Doğrusal Parametreleri	54
3.3. İstatistiksel Analiz	61
BULGULAR.....	62
TARTIŞMA.....	91
SONUÇ VE ÖNERİLER.....	106
KAYNAKLAR	107

SİMGELER VE KISALTMALAR

2D	: İki boyutlu
3D	: Üç boyutlu
A	: A noktası
ABD	: Amerika Birleşik Devletleri
ANS	: Anterior Nasal Spina
Ap1l	: Alt keser kök ucu
Ap1u	: Üst keser kök ucu
B	: B noktası
CAD	: Bilgisayar Yardımıyla Tasarım (<i>Computer Aided Design</i>)
CAM	: Bilgisayar Yardımıyla Üretim (<i>Computer Aided Manufacturing</i>)
CBCT	: Koni Şeklinde Işın Demetli Bilgisayarlı Tomografi (<i>Cone Beam Computerized Tomography</i>)
CBVT	: Koni Şeklinde Işın Demetli Hacimsel Tomografi (<i>Cone Beam Volumetric Tomography</i>)
Co	: Condylion
CT	: Bilgisayarlı Tomografi (<i>Computerized Tomography</i>)
FH	: Frankfurt horizontal düzlemi
GATA	: Gülhane Askeri Tıp Akademisi
Gn	: Gnathion noktası
Go	: Gonion noktası
IEC	: Uluslararası Elektroteknik Komisyonu (<i>International Electrotechnical Commission</i>)
Is1l	: Alt keser insizal ucu
Is1u	: Üst keser insizal ucu
Li	: Alt dudak ucu
Ls	: Üst dudak ucu
Me	: Menton noktası
MR	: Manyetik Rezonans
MRG	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
N	: Nasion noktası

N'	: Yumuşak doku Nasion
Nperp	: Nasion perpendicular düzlemi
Ns	: Burun ucu
Occ	: Oklüzal düzlem
OPG	: Ortopantomografi
Or	: Orbita noktası
PA	: Postero-anterior
PNS	: Posterior Nasal Spina
Po	: Porion noktası
Pog	: Pogonion noktası
Pog'	: Yumuşak doku çene ucu
PP	: Palatal düzlem
S	: Sella noktası
Sv	: Sievert, Efektif radyasyon dozu birimi
TME	: Temporomandibuler Eklem

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil	Sayfa
2.1. Broadbend'in radyografik sefalometri düzeneği.	3
2.2. Doğrusal izdüşüm transformasyonu.	9
2.3. Sefalometride magnifikasyon.	9
2.4. Biplanar sefalometri.	10
2.5. Bazılar sefalogram.	10
2.6. Çene ucu deviasyonuna neden olan 6 faktör.	11
2.7. Medikal görüntülemelerde kullanılan eksen ve düzlemler.	12
2.8. Piksel.	13
2.9. Voksel.	13
2.10. Projeksiyon.....	14
2.11. Hacim verisi.....	15
2.12. Transfer fonksiyonu.....	16
2.13. Vektör grafikte yapılmış çizim.	16
2.14. Yürüyen küpler algoritması ile eşdeğer yüzey biçimlendirmesi.	17
2.15. Işın atışı.....	18
2.16. Bilgisayarlı Tomografinin çalışma prensibi.	20
2.17. CBCT ile, geleneksel CT'nin görüntü kaydetme sistemleri arasındaki fark.....	21
2.18. Manyetik rezonans görüntüleme.	22
2.19. Stereo analiz için basit düzenek.....	25
2.20. Aktif üçgenlerden oluşan yüzey.....	26

2.21. Yüzey parlaklığı.....	27
2.22. Noktasal spot ışık projeksiyonu sağlayan lazerle, yapılandırıcı ışık yöntemi.	28
2.23. Çizgisel ışıkla gerçekleştirilen yapılandırıcı ışık yöntemi.....	29
2.24. Moire Topografi.	29
2.25. Holografinin temel prensibi.....	30
2.26. Hologramların görüntülenmesi.	30
2.27. Sanal sefalogramlar ile 3 boyutlu sefalometri.....	31
2.28. Üç boyutlu koordinat sistemi ile gerçekleştirilen sefalometri.....	32
2.29. Mimics ekran görüntüsü.	39
2.30. Mimics'te sefalometri.....	41
3.1. Mimics programında sefalometrik noktaların işaretlenmesi.	45
3.2. Mimics programında sefalometrik analiz sonuçları.....	45
3.3. Ölçüm sonuçlarının gruplandırılması.....	45
3.4. Araştırmada kullanılan sefalometrik noktalar.....	47
3.5.1 Araştırmada kullanılan referans düzlemler.....	50
3.5.2 Araştırmada kullanılan referans düzlemler.....	51
3.6. Araştırmada kullanılan iskeletsel açısal parametreler.	55
3.7. Araştırmada kullanılan iskeletsel doğrusal parametreler.....	56
3.8. Araştırmada kullanılan dental açısal parametreler.	57
3.9. Araştırmada kullanılan dental doğrusal parametreler.....	58
3.10. Araştırmada kullanılan yumuşak doku açısal parametreleri.	59
3.11. Araştırmada kullanılan yumuşak doku doğrusal parametreleri.....	60

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo	Sayfa
2.1. Farklı kraniofasial görüntüleme sistemlerinin efektif radyasyon dozları	32
4.1. İskeletsel parametrelerin normal dağılıma uygunluk test sonuçları.....	62
4.2. Dental parametrelerin normal dağılıma uygunluk test sonuçları.....	63
4.3. Yumuşak dokul parametrelerinin normal dağılıma uygunluk test sonuçları	63
4.4. İskeletsel açısal ölçümlerin tanımlayıcı istatistikleri	64
4.5. SNA ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları.....	65
4.6. SNB ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları.....	65
4.7. ANB ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları.....	66
4.8. Y-Aksı ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları	67
4.9. SN / ANS-PNS ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları	67
4.10. SN / Occ ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları.....	68
4.11. SN / Go-Gn ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları	69
4.12. ANS-PNS / Go-Gn ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları	69
4.13. İskeletsel doğrusal ölçümlerin tanımlayıcı istatistikleri	70
4.14. Nperp-A ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları.....	71
4.15. Nperp-Pog ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları.....	71
4.16. SN ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları	72
4.17. Go-Me ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları	72
4.18. Co-A ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları	73

4.19. Co-Gn ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları.....	74
4.20. N-Me ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları	74
4.21. N-ANS ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları	75
4.22. ANS-Me ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları	75
4.23. S-Go ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları.....	76
4.24. S-Go / N-Me ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları	76
4.25. Dental açısal ölçümlerin tanımlayıcı istatistikleri	77
4.26. U1/SN ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları	78
4.27. U1/NA ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları	78
4.28. L1/Go-Gn ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları	79
4.29. L1/NB ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları	79
4.30. U1/L1 ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları	80
4.31. Dental doğrusal ölçümlerin tanımlayıcı istatistikleri	81
4.32. U1-NA ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları	82
4.33. L1-NB ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları.....	83
4.34. Overjet ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları	83
4.35. Overbite ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları	84
4.36. Yumuşak doku açısal ölçümlerin tanımlayıcı istatistikleri	85
4.37. H açısı ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları.....	86
4.38. Yumuşak doku doğrusal ölçümlerin tanımlayıcı istatistikleri.....	87
4.39. UL-E ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları.....	88
4.40. LL-E ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları	88
4.41. UL-KALINLIK ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları	89
4.42. Araştırmada kullanılan parametrelerin ortalama ve standart sapma değerleri ($X \pm S_x$) ile Varyans analizi ve Bonferroni testi sonuçlarına göre grup içi ve gruplar arası dağılım sonuçları	90

GİRİŞ

Başlangıcından beri, ortodontide teşhis ve tedavi planlaması, büyük ölçüde teknolojik ve mekanik yardımcı araçlara bağlı olmuştur. Kullanılan çeşitli tekniklerin herbirinin ortak noktası, üç boyutlu anatomik yapının statik haldeki ya da fonksiyonlar esnasındaki doğal durumunun gösterilmesi için, anatomik gerçekliğin tam olarak bir kopyasını oluşturma çabasıdır (129).

Ortodontide, kraniofasiyal yapıların form ve boyutlarının kayıt ve ölçümü için sıklıkla kullanılan araçların başında, görüntüleme teknikleri gelmektedir (36,48,129). Görüntüleme, geleneksel olarak, belirli sınırlar içerisindeki ya da daha geniş bir alandaki anatomik yapıların mevcut durumunu kaydetmek için kullanılmıştır. Günümüzde çok çeşitli görüntüleme teknikleri bulunmasına rağmen, görüntüleme standartları: umulan fayda, masraf ve risk arasındaki dengeleme çabasıyla belirlenmiştir. Bu genel kabuller yüzünden ortodontistler, üç boyutlu baş boyun bölgesi anatomisini kaydetmek için genellikle statik iki boyutlu görüntüleme tekniklerinden istifade etmektedirler (129).

Ortodontik teşhiste, dişsel ve iskeletsel yapının tespiti için kullanılan diş modelleri, fotoğraflar, periapikal, panoramik ve sefalometrik radyografiler ile anatomik yapı detaylandırılarak, bir bütünü temsil eden farklı görüntü parçaları bir araya getirilmeye çalışılmaktadır. Bu anatomik segmentasyon, klinisyenin gerçek anatomik yapıyı zihninde yeniden oluşturmaya zorunluluğunu ortaya çıkarmaktadır (1,56,57,64,113,129).

Bu görüntüler üzerinde yapılan doğrusal ve açısal ölçümlerin, büyüme tahmini ya da tedavi sonu değerlendirmelerinde kullanılması ise, daha önceden yapılmış araştırmaların veri tabanı ile karşılaştırma yoluyla sağlanmaktadır (14,34,96,129).

Görüntülemede anatomik gerçekliğe ulaşabilme başarısı, mevcut teknoloji, veri tabanı kalitesi ve geleneksel görüşler tarafından sınırlandırılmıştır. Bu sınırlamalar, ortodontik teşhis ve tedavi planlamasında, geometrik olarak gerçek yapıdan uzak ve hatalı olabilen, iki boyutlu görüntülerin kullanılması ile sonuçlanmıştır (129).

Özellikle kraniyofasiyal bölge deformitelerinin, iki boyutlu görüntülerin (fotoğraflar, panoramik ve periapikal röntgenler, lateral ve posteroanterior sefalometrilere vb.) bir araya getirilmesi yoluyla değerlendirilmesi, mevcut üç boyutlu anatomi yani "Anatomik Gerçeklik" ile karşılaştırıldığında oldukça yetersiz bir bilgi elde edilmesine neden olabilmektedir. İki boyutlu radyograflarda oluşan pozisyonel ve izdüşümsel hatalar ile distorsiyon, magnifikasyon ve istenmeyen süperimpozisyonlar, hassas bir planlamayı ve tedavi sonrası oluşacak dental, alveoler, iskeletsel yapı ve yumuşak doku tahminini güçleştirmektedir.

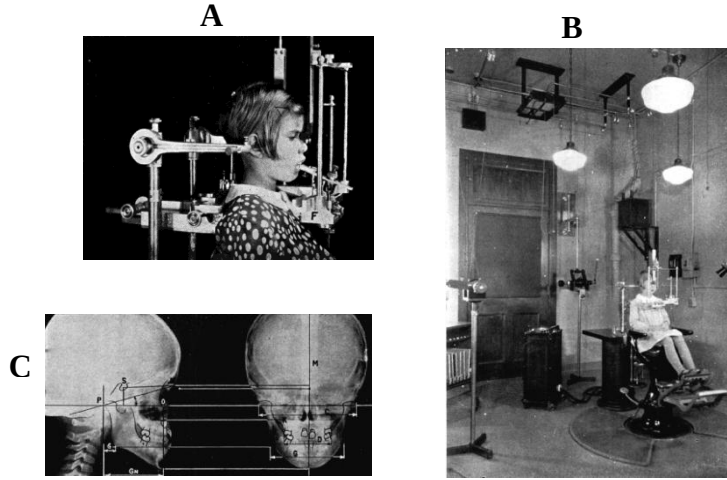
Günümüzde kullanılan gelişmiş görüntüleme metodları ile anatomik yapılar en iyi şekilde betimlenebilmekte ve detaylı incelemesi yapılabilmektedir. Ancak, kraniyofasiyal yapıların teşhis ve tedavi maksatlı ölçümlerinin iki boyutlu lateral sefalogramlar kullanılarak yapıldığı farklı sefalometrik analizlerde, bireysel değerlerin karşılaştırılabileceği normlar geliştirilmiş olmasına rağmen, mevcut üç boyutlu normlar bulunmamaktadır.

Bu araştırmada, kraniyofasiyal anomalili hastalara ait lateral sefalogramlar ile bilgisayarlı tomografiyle elde edilen 1 mm kesitli aksiyal görüntülerden elde edilen üç boyutlu veriler üzerinde doğrusal ve açısal sefalometrik ölçümler yapılarak, teşhis ve tedavi planlaması açısından oluşabilecek farklar ile avantaj ve dezavantajların detaylı bir şekilde incelenmesi amaçlanmıştır.

GENEL BİLGİLER

2.1. Ortodontide Üç Boyutlu Görüntülemenin Tarihsel Gelişimi

Ondokuzuncu yüzyılın sonlarına kadar kafatasının üç boyutlu ölçümü, anatomistler ve antropolojistler tarafından, günümüzde de bilinen pek çok iskeletsel nokta ve düzlemler kullanılarak, kuru kafatasları üzerinde yapılmaktaydı (11). 1895 yılında Roentgen tarafından X-ışınlarının bulunması tıp ve dişhekimliğinde bir devrim yaratmıştır. Yaklaşık 36 yıl sonra Broadbend (18) tarafından röntgenografik sefalometri olarak bilinen geleneksel sefalometri dental uygulamalara kazandırılmış ve pek fazla değişmeden günümüze kadar kullanılagelmiştir. Kraniostat adını verdiği sefalostatın (Şekil 2.1) tanıtımı ile Broadbend (18), kraniofasiyal iskeletin distorsiyona uğramadan tanımlanabilmesi için lateral ve posteroanterior sefalometrik filmlerin koordinasyonunun sağlanması gerektiğini vurgulamıştır.



Şekil 2.1: Broadbend'in radyografik sefalometri düzeneği. (A) Orijinal Broadbend Sefalostatı, (B) Bolton odası (Western Reserve Tıp Fakültesi anatomi laboratuvarı, Cleveland), (C) Lateral ve PA filmler (18)

Birbirlerine 90° lik açı ile yerleştirilen lateral ve posteroanterior filimlerin eş zamanlı alınması ile distorsiyon ve magnifikasyonun eşit olacağı ve sefalometrik noktaların kalibrasyona gerek olmadan karşılaştırılabileceği düşünüldüğü üç boyutlu sefalometrinin ilk adımı atılmıştır (11,18,140).

Ancak, 1940 ve 1950'lerde ortodontistler, teşhis ve tedavi planlamasını iki boyuta hapseden lateral sefalometrik radyograflara bağımlı kalmışlardır (56,148). Ricketts (133-135), üç boyutlu anatominin önemini vurgulayarak, frontal sefalometrik analizi, teşhiste yardımcı araç olarak tanımlamıştır.

Kraniofasial morfolojinin değerlendirilmesi her zaman üç boyutlu yaklaşıma ihtiyaç duymasına rağmen, 1970'li yıllara kadar mevcut teknikler (biplanar sefalometri, koplanar stereo-sefalometri, multiplanar sefalometri, stereofotogrametri), yalnızca iki boyutlu radyograf ve fotoğraflardan elde edilen verilerin kullanılabilmesi ile sınırlı kalmıştır (10,11,27,44,45,123). Ancak, iki boyutlu görüntülerin geometrik, rotasyonel ve baş pozisyonu kaynaklı hataları nedeniyle anatomik yapı tam anlamıyla tasvir edilememekte, bazı yapılar görülememekte ve görüntünün kalibre edilmesi önemli bir sorun teşkil etmekteydi (56,87,129).

1972 yılında tanıtılan, fakat ilk başta çok yüksek radyasyon, aşırı maliyet, kesit kalınlığının fazla olması yüzünden görüntü kalitesinin düşüklüğü gibi nedenlerle rutin ortodontik teşhiste kullanılması uygun olmayan bilgisayarlı tomografik tarayıcılar (CT); teknolojiye paralel olarak görülen gelişim sonucunda, 1980'li yıllarda, öncelikle kraniofasial deformitelerin üç boyutlu görüntülemeleri olmak üzere değişik araştırmalarda sıklıkla kullanılmaya başlanmıştır (11,48,75).

1970 ve 1980'li yıllarda, Baumrind (7-10), üç boyutlu anatomik noktaların tayini için yapılan görüntüleme araştırmalarına ve üç boyutlu fasiyal formun daha iyi anlaşılmasına öncülük etmiştir. İngiltere'de Moss (113), yüzün ve diğer vücut parçalarının bilgisayarlı tomografi ve lazer tarayıcı yardımıyla, üç boyutlu olarak rekonstruksiyonu konusunda çok kapsamlı ve önemli çalışmalara imza atmıştır. Amerika'da Grayson ve ark. (43-45), anatomik olarak gerçeğe uygun üç boyutlu analizin temellerinin oluşturulmasına yardımcı olmuşlardır.

Ortodontik tanı ve tedavide rutin olarak kullanılan diş modelleri, uzun yıllar boyunca tek gerçek üç boyutlu inceleme aracı olarak karşımıza çıkmaktadır. Gelişen görüntüleme teknolojisi ile birlikte, diş arklarının da

sayısallaştırılması yönünde kapsamlı çalışmalar ve uygulamalar görülmektedir (49,60,114).

Özellikle son 20 yılda görüntüleme ve bilgisayar teknolojisinde meydana gelen muazzam gelişmeye paralel olarak günümüzde, görüntü elde etmede kullanılan değişik tarama teknikleri (lazer tarayıcılar, yapısal ışık tarayıcılar, kesit tarayıcılar, bilgisayarlı tomografi, manyetik rezonans görüntüleme, ultrason) ile elde edilen görüntüleri birleştirme ve işlemede kullanılan kapsamlı bilgisayar yazılımları sayesinde, 1900'lü yılların başlarında ortodontik görüntülemenin yalnızca lateral fotoğraflar üzerine diş modellerinin doğru bir şekilde oturtulması ideali ile karşılaştırıldığında, akıl almaz noktalara ulaşılmıştır.

2.2. Radyografik Sefalometri

Sefalometri, ortodonti biliminin ortaya çıkmasından çok önce antropometrinin bir dalı olarak anatomistler tarafından kafatasları üzerinde ölçümler yapmak ve kraniofasiyal gelişimi incelenmek amacıyla kullanılmıştır.

Ortodontide sefalometrinin gelişimi, 1899 yılında Edward Angle'ın malokluzyon sınıflamasını yaptığı yayınına dayandırılmaktadır (66). Malokluzyon tipini karakterize etmek için, daimi alt ve üst birinci molarların tüberkül ilişkileri temel alınmış, maksiller ve mandibuler diş arkı arasındaki ilişki sınıflandırılmıştır.

Case (21, 66) ise plastik yüz modelleri ile Sınıf III ve Sınıf II kapanışlı hastaların farklı fasiyal profile sahip olabileceklerini göstererek, malokluzyonun sadece dişsel olarak karakterize edilmesinin teşhiste hatalı sonuçlara sebep olacağını belirtmiştir.

Gerçekçi bir kavramsal ilerleme 1915 yılında Van Loon tarafından ortaya konulmuştur. Van Loon, anlamlı bir teşhis ve tedavi planlaması için, dentisyonun yüz ile ilişkisinin tespitinde üç boyutlu bir sistem ihtiyacının şart olduğunu ifade etmiştir (151,152). Bu maksatla ön yüzden alınan plastik ölçü ile alt ve üst diş arkının alçı modeli üç boyutlu bir referans sistem içerisinde

bir araya getirilerek, dentisyonun ve fasiyal profilin ayrı ayrı ya da bir arada incelenebileceği bir analiz yöntemi geliştirmiştir.

X-ışınlarının bulunmasından beş yıl sonra, 1900 yılında, Price, radyografinin ortodontik tanı aracı olarak önemini vurgulamıştır. Amerika Birleşik Devletleri'nde Broadbent (18) ve Almanya'da Hofrath'ın (62) 1931 yılında, eş zamanlı olarak yayınladıkları standardize kafa radyografisi yöntemleri ile sefalometrik radyografi metodu son şeklini almıştır. Standardize sefalometrik radyografi, sefalostat yardımıyla ışın kaynağı ile hasta ve hasta ile kaset arasındaki mesafenin sabit olması temeline dayanmaktadır. Radyografik sefalometri metodu, tekrarlanabilir odak-film-hasta projeksiyonu geometrisine sahip, standardize seri lateral kafa radyografilerine imkan veren Broadbent-Bolton sefalostatının kullanımı ve uzun antropolojik kraniyometrik çalışmalar sonucunda geliştirilmiştir. Radyografik projeksiyonun standardizasyonu, kraniyofasiyal yapıların hassas ölçümelerini ve karşılaştırmaları mümkün kılmıştır (66).

Sefalometrik radyografinin standardizasyonundan sonra, De Coster (29) antik çağlarda kullanılan prensiplerden esinlenerek yüzün orantısal ilişkilerini temel alan bir analiz yayınlamıştır. İlerleyen yıllarda ise farklı ülkelerden farklı araştırmacılar, kendi tedavi felsefelerine göre sefalometrik analiz yöntemleri ve ideal bir yapıya ait norm değerler yayınlamışlardır. 1944 yılında Tweed (149), 1947'de Wylie (156), 1948'de Downs (31), 1953'te Steiner (142), 1955'te Sassouni (137) ve 1960'ta Ricketts (132) kendi adları ile anılan sefalometrik analiz yöntemleri geliştirmişlerdir.

Sefalometrik analiz yöntemleri, kraniyofasiyal yapıların boyutsal ve konumsal özelliklerini ölçmekte; iskeletsel, dişsel ve yumuşak dokulara ait doğrusal ve açısal değerleri ile bunların birbirleriyle olan ilişkilerini belirlemeyi hedeflemektedir. Sefalometrik analizin gerçekçi bir teşhis ve tedavi planlamasında kullanılabilmesi için, bireysel değerlerin ortalama bir yüz paterni ile karşılaştırılması ve aradaki farklılıkların yorumlanması gerekmektedir. İdeal bir iskeletsel, dişsel ve yumuşak doku ilişkisi, kullanılan sefalometrik analiz yöntemine göre farklılıklar gösterebilmektedir. Bu nedenle

ortodonti kliniklerinde birden fazla sefalometrik analiz yöntemine ait ölçümlerden istifade edilebilmektedir.

Lateral sefalometrik radyografiler ortodontik tedavinin vazgeçilmez tanı aracı haline gelmiştir. Teşhis, tedavi planlaması, tedavi aşamalarının takibi, büyüme ve gelişim analizi ile tedavi sonuçlarının değerlendirilmesinde önemli bir yer tutmaktadır. Posteroanterior sefalogramlar, özellikle cerrahi öncesinde ve asimetrik büyüme değerlendirmesinde önemli mediolateral radyografik bilgi sağlarlar.

Lateral ve posteroanterior sefalometrik görüntü elde etmek için gereken temel donanım, x-ışını kaynağı, ayarlanabilir sefalostat, radyografik hassas bölmeli film kaseti ve kaset tutucudan ibarettir. Bu parçaların herbiri sabit bir mesafede birbirlerine bağlı bir şekilde sefalometrik radyografi ünitesini oluştururlar.

Standardize sefalometrik görüntü elde edilmesinde, hastanın pozisyonlandırılması ve x-ışını tübü ayarı en önemli iki kriterdir. Genellikle, hasta her iki kulağa giren ve ayarlanabilir bilateral kulak çubuklarına sahip sefalostat ile pozisyonlandırılır. Hastanın midsagital düzlemi x-ışınına dik, film düzlemine paraleldir. Hastanın Frankfurt düzlemi yere paraleldir. Posteroanterior sefalogram için pozisyonlandırma, hastanın yüzünün filme doğru döndürülmesi dışında benzer şekildedir.

X-ışını fotonları ışın kaynağı tüpünden diverjan (birbirinden uzaklaşan) yapıda çıkarlar. Bu durum, cismin her radyografıta farklı miktarda magnifikasyonuna sebep olur. Magnifikasyon miktarı, x-ışını kaynağından cisme olan uzaklık ile x-ışını kaynağından filme olan uzaklığın oranı ile belirlenir (2,66).

$$\frac{\text{Cisim Boyutu}}{\text{Görüntü Boyutu}} = \frac{\text{Işın kaynağı – cisim uzaklığı}}{\text{Işın kaynağı – film uzaklığı}}$$

Görüntülenen cisim ile ışın kaynağı arasındaki mesafenin azalması, magnifikasyonun artmasına sebep olur. Bu etkiyi azaltabilmek için hastanın midsagital düzlemi ile ışın kaynağı arasındaki mesafenin 5 feet (152,4 cm) olması önerilmektedir (2,66). Bu mesafede x-ışını fotonları birbirine daha

paralel bir şekilde cisim ve filme doğru ilerler ve bu da magnifikasyonu azaltmaktadır.

Buna rağmen, filme yakın ve merkezi ışın üzerindeki yapılarda %0'a yakın; kulak çubuklarından 60 mm ya da daha uzak yapılarda ise %24 arasında değişen oranlarda, çoğu oral ve kraniyofasiyal yapıda magnifikasyon görülmektedir. Bu magnifikasyon, hastanın mümkün olan bütün sagittal radyografik düzlemlerinde maalesef aynı değildir. Örneğin, ışın hastanın sağ tarafından geldiğinde, mandibulanın sağ tarafının görüntüsü sol tarafındakinden daha büyük olacaktır. Magnifikasyon ve merkeze yakın noktalara olan uzaklıklar sağ ve sol yapılarda farklı olmaktadır. Işın hastanın sol tarafından gelirse bu durumun tam tersi gerçekleşmektedir.

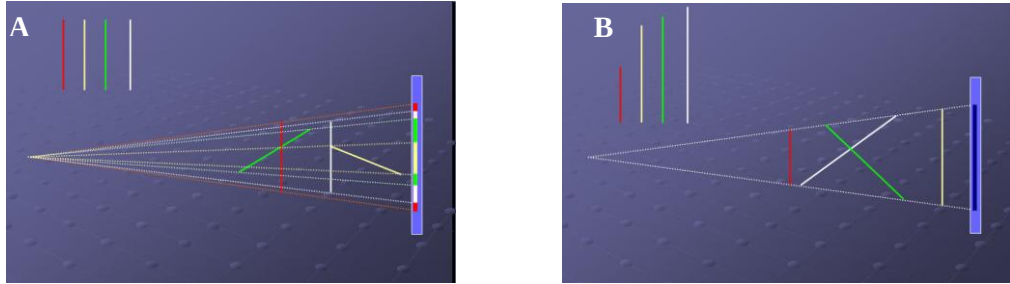
Hastanın midsagittal düzlemi ile film arasındaki mesafenin artması yine magnifikasyonu artırmaktadır. Hastalar arasındaki ya da aynı hastadan değişik zamanlarda alınan radyografilerdeki magnifikasyon farkını azaltmak için, sefalostatın midsagittal düzlemi ile film arasındaki mesafenin 15 cm'de sabitlenmesi önerilmektedir (2,66). Bu sabit mesafe, kabul edilebilir sınırlar içerisinde bir magnifikasyon oluşmasını sağlar.

Sefalogramlar, büyüme gelişimin değerlendirilmesi ve ortodontik tedavi planlamaları için hem klinik bir araç, hem de araştırma tekniği olarak geniş bir alanda kullanılmaktadır. Bununla birlikte, geleneksel iki boyutlu radyografik sefalometrinin hatalı olduğu hipotezleri, bu metodun teşhis ve tedavi planlamasında temel kriter olarak kabul edilmesi hakkında soru işaretleri oluşturmaktadır (1,39,52,82,93,110,122).

İki boyutlu sefalometrinin tartışılan kısımları şu şekilde özetlenebilir:

- İzdüşüm Hataları: İlk ve belki de en belirgin olanı, geleneksel sefalogramların üç boyutlu bir cismin iki boyutlu izdüşüm görüntüsü olmasıdır. Üç boyutlu bir cisim iki boyutta tasvir edildiğinde anatomik yapılar filminden ya da kayıt düzleminde uzaklıklarına bağlı olarak yatay ve dikey olarak yer değişimine uğrarlar (1,13,25,53,129). Doğrusal izdüşüm transformasyonu olarak adlandırılan bu durum (Şekil 2.2), küçük bir odaktan çıkan x-ışını demetinin paralel olmaması nedeniyle, odak, cisim ve film

arasındaki uzaklığa bağlı olarak düzensiz genişlemelerden kaynaklanmaktadır (2,83,147).



Şekil 2.2. Doğrusal izdüşüm transformasyonu. (A) Bütün cisimler aynı boyda olmasına rağmen izdüşümleri farklıdır. (B) Farklı boyuttaki cisimlerin izdüşümleri aynı boyutta olabilir.

Sefalometrik analiz için kullanılan anatomik yapılar ve noktaların büyük bir bölümü midsagital düzlem üzerinde değildir ve genellikle bilateraldir; bu yüzden radyograf üzerinde çift görüntü verirler. Simetrik bir baştan alınan sefalogram üzerinde bilateral yapılar süperimpoze olmazlar (Şekil 2.3). Sefalostatın yanlış yerleştirilmesi ya da hastanın başının rotasyonu da izdüşümsel hataların artmasına neden olur (1,53,105,112). Sağ ve sol yapılar arasında görülen bu uyuşmazlık nedeniyle, fasiyal ya da kraniyal anomalilerde lateral sefalogramlar tek başına doğru teşhise yardımcı olamaz (32,105,129).

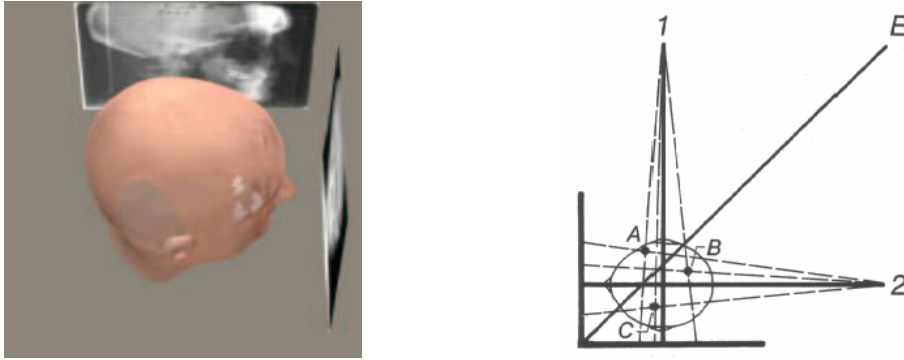


Şekil 2.3. Sefalometride magnifikasyon. Işın kaynağına yakın yapılar daha fazla magnifikasyona uğrarlar ve simetrik bir başta süperpoze olmazlar.

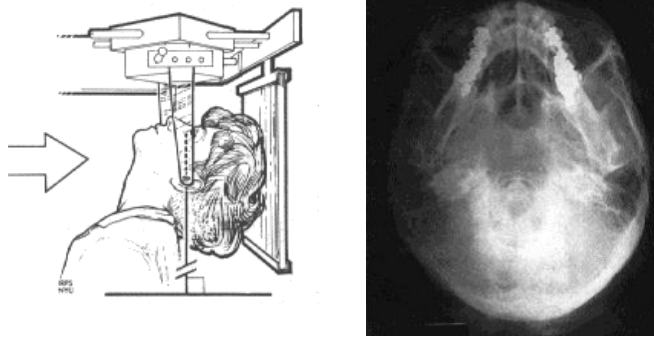
- Anatomik Nokta Belirleme Hataları: Film kalitesindeki düşüklük, hassas olmayan çizimler gibi sebeplerle noktaların yanlış belirlenmesinden kaynaklanan hatalar, bazı araştırmacılar tarafından sefalometrik hataların ana kaynağı olarak değerlendirilmektedir (1,42,76,90,109,129). En büyük

problem, her biri küçük hatalar gibi görünen bu tip hataların, sonuçta büyük yanlışlara sebep olmasıdır (1).

- Multiplanar Sefalometrideki hatalar: Broadbend (18)'in metodundaki gibi, birbirine 90°lik açı ile eş zamanlı çekilen lateral ve posteroanterior filmler (Şekil 2.4), belirleyici noktalarının farklı olması ve aynı anatomik yapıların iki filmdeki magnifikasyonlarının da farklı olmasından dolayı, gerçek üç boyutlu anatomi hakkında yetersiz bilgi vermektedir (11,129). Submentoverteks (Bazilar) filmlerin de kullanıldığı (Şekil 2.5) multiplanar sefalometride de aynı problemler mevcuttur (44).

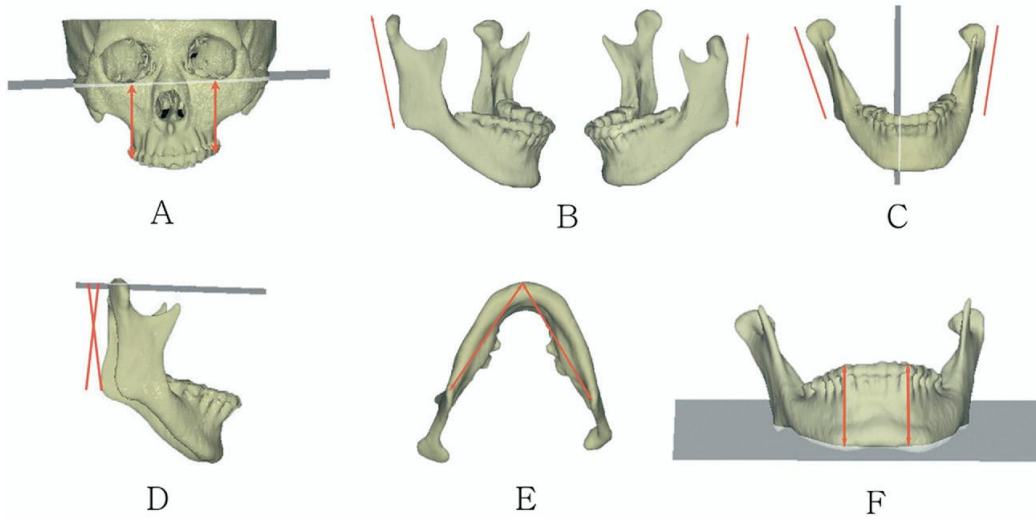


Şekil 2.4. Biplanar sefalometri. Lateral ve PA filmlerin eş zamanlı alınması ile gerçekleştirilen biplanar sefalometride, sadece iki filmin açığırtayı (E) üzerindeki noktalar eşit magnifikasyon gösterir (11).



Şekil 2.5. Bazilar sefalogram (44)

Çoğu olguda, fasiyal asimetrinin mevcudiyeti ve derecesi posteroanterior sefalogramlar kullanılarak teşhis edilebilir (32,89). Ancak, posteroanterior sefalometrik radyograflar, asimetrinin sebebini ve buna uygun bir tedaviyi belirlemek için yeterince bilgi sağlamazlar. Çene ucu deviasyonu fasiyal asimetrinin en bilinen göstergesidir ve genellikle sağ ve sol ramus uzunlukları farkından kaynaklanmaktadır (32,64). Bununla birlikte Şekil 2.6'da gösterilen olası diğer çene ucu deviasyonu sebeplerinin anlaşılabilmesi için, posteroanterior sefalogramlarla birlikte lateral ve submentoverteks sefalogramların değerlendirilmesi de yapılırsa, oluşacak distorsiyon ve magnifikasyonlar gerçek sebebi saklayabilmektedir (11,64,125,128).



Şekil 2.6. Çene ucu deviasyonuna neden olan 6 faktör. Sağ-sol ramus uzunluklarının farkı, deviasyonun tek sebebi değildir. Üç boyutlu modeller üzerinde yapılan inceleme sonucunda olası faktörler sağ ve sol: (A) maksiler yükseklik, (B) ramus uzunluğu, (C) frontal ramal inklinasyon, (D) lateral ramal inklinasyon, (E) mandibuler korpus uzunluğu ve (F) mandibuler korpus yüksekliği farkları olarak bulunmuştur (64).

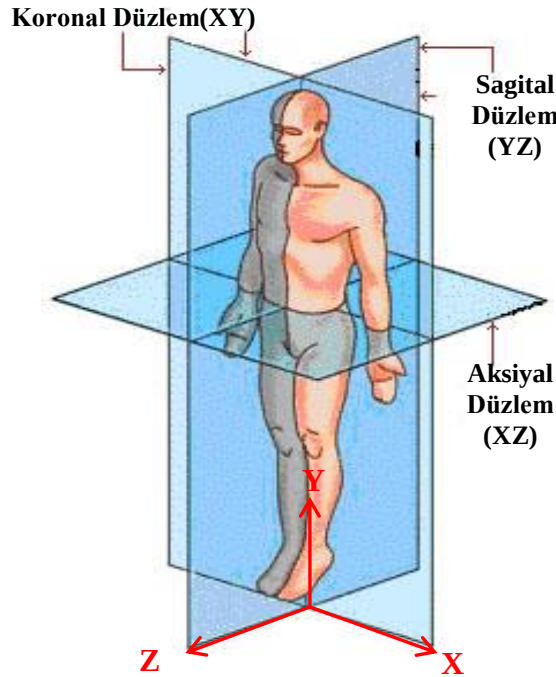
Enlow (34) “Geleneksel sefalometri, fasiyal büyüme ve gelişimi anlama çalışmalarından önce geliştirilmiştir. Yakın bir gelecekte, gelişen bilgisayarlı üç boyutlu görüntüleme, canlandırma teknolojisi ve kraniofasiyal gelişim biyolojisini kavrayışımızdaki ilerlemenin birleşimi, kraniofasiyal teşhisi tamamıyla değiştirecektir. Yakın gelecek, kişinin kendine has aktüel kraniofasiyal büyüme ve gelişim biyolojisini temel alacak ve bu da gelişimle ilgisi olmayan radyografik noktalar yerine, kişinin gerçek ve aktüel

morfogenetik özellikleri üzerine kurulu üç boyutlu inceleme ile belirlenecektir” demiştir.

İdeal görüntüleme prensibi, anatomik gerçekliği, ilgili yapıların konum, boyut, form ve ilişkilerini tam anlamıyla tasvir ederek oluşturmaktır (129).

2.3. Üç Boyutlu Görüntülemeyle İlgili Teknik Bilgiler

İki boyutlu fotoğraf ya da radyograflarda yatay ve dikey olmak üzere iki eksen bulunurken, üç boyutlu bir görüntüde, X eksen (transversal), Y eksen (vertikal) ve Z eksen (anteroposterior derinlik) olmak üzere 3 eksen bulunmaktadır (48). Medikal görüntülemede her iki eksen, bir düzlemi ya da kesiti oluşturmaktadır. Ön arka yöndeki düzlem “sagittal düzlem”, sağdan sola ya da soldan sağa “koronal düzlem”, aşağıdan yukarıya ya da yukarıdan aşağı “aksiyal düzlem” olarak adlandırılır. Kullanılan düzlemler Şekil 2.7’de gösterilmiştir.

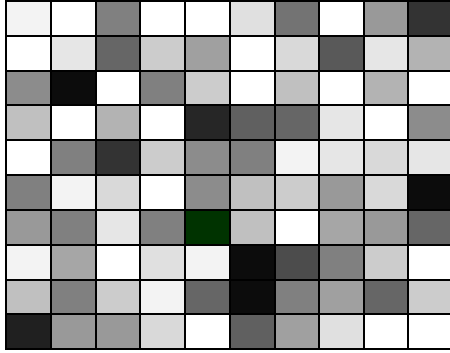


Şekil 2.7. Medikal görüntülemede kullanılan eksen ve düzlemler (54).

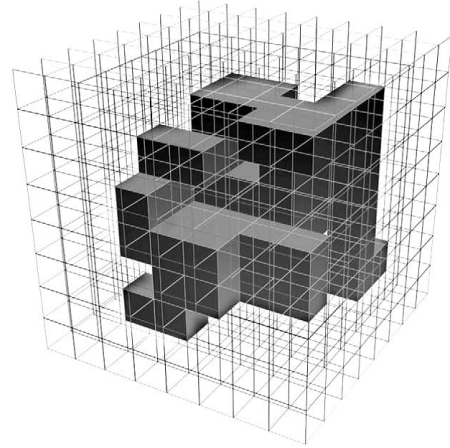
İki boyutlu dijital görüntünün en küçük yapısal elemanı “piksel” olarak adlandırılır. Pikseller iki boyutlu olarak satırlar ve sütunlar oluşturan küçük karesel görüntü elemanlarıdır (Şekil 2.8). Her piksel, renk, parlaklık, yoğunluk gibi bilgiler içermektedir. Çözünürlük, görüntüdeki piksel sayısı (piksel/mm), piksel başına düşen grilik oranı (bit) ve gri katmanların dağılımı ile ilişkilidir.

Radyografik görüntüler, gri rengi genellikle 8 bit ($2^8=256$ gri tonu) ve 12 bit ($2^{12}=4096$ gri tonu) arası yoğunluk değerinde kullanılır (dijital değerler “0 ve 1” olasılığını gösteren “bit” ile ifade edilir. 8 bitlik bir görüntüde $2^8=256$ olasılık vardır. Bu olasılıklar, siyahı ifade eden 0 ile beyazı temsil eden 255 olasılık değeri arasındadır) (37,38,109). 8 bitlik bir bilgi “1 bayt”lık hafızaya eşittir. 512x512 piksel ve 8 bitlik bir görüntü (262.144 piksel ve her pikselde 8 bit toplam 2.097.152 bit), 262,144 bayt hafızaya ihtiyaç duyar (129).

Üç boyutlu görüntünün en küçük yapısal elemanı ise “voksel” olarak adlandırılır. Yan yana dizilmiş küçük küpçüklerdir (Şekil 2.9). Piksellerde olduğu gibi, her voksel ilişkili anatomik yapıya ait bilgileri içerir. Veri boyutunun büyüklüğü hacimsel görüntülerin kliniksel olarak kullanılmasında en önemli engel olarak karşımıza çıkmaktadır (51).



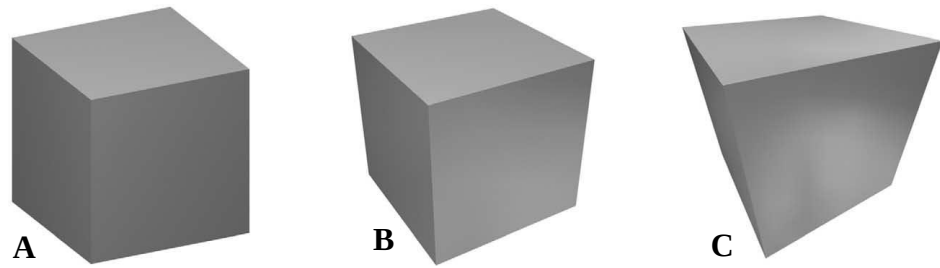
Şekil 2.8. Piksel. İki boyutlu dijital görüntü piksellerden oluşur. 10x10 piksel ve 8 bit grayscale bir görüntü hafızada 100 baytlık bir yer tutacaktır.



Şekil 2.9. Voksel. 3 boyutlu dijital görüntü voksellerden oluşur. 8x8x8 (512) voksel bir görüntü hafızada yaklaşık 512 megabayt yer tutar (51).

Bilgisayar yardımıyla oluşturulan üç boyutlu bir görüntüye, fotorealistik görüntü oluşturacak şekilde birtakım algoritmalar kullanılarak, gerçeğinde görülen bazı karakteristik özellikler verilmektedir (48,51).

Üç boyutlu bir cismi iki boyutlu bilgisayar ekranında görüntülemek için 2 temel projeksiyon metodu mevcuttur: Perspektif ve ortografik projeksiyon. Perspektif projeksiyon, gözle ya da fotoğraflarda görüldüğü gibi, yakın cisimler uzaktakilerden daha büyük ve paralel çizgiler uzaklaştıkça birbirine yaklaşıyor gibi görünen bir sonuç oluşturur. Ortografik projeksiyon (paralel projeksiyon), cismin boyutlarını ekrana olan uzaklıklarından etkilenmeden sabit tutar ve paralel çizgiler paralel kalır (Şekil 2.10).



Şekil 2.10. Projeksiyon. Ortografik projeksiyon (A), perspektif projeksiyon (B) ve aşırı perspektif projeksiyon (C) ile modellenmiş küp (51).

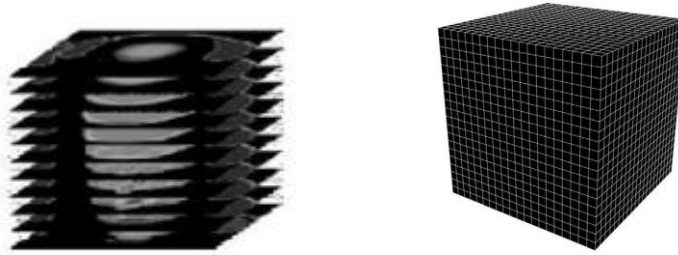
Perspektif projeksiyon, daha doğal bir bakış açısından görüntüler oluşturur. Ancak, ortografik projeksiyon, boyut ve şekli, bakış açısına göre değiştirmedikleri için, cismin geometrisini değerlendirmek için daha uygundur. Örneğin mandibular simetrisinin değerlendirilmesi için ortografik projeksiyon tavsiye edilmektedir. Ayrıca, ortografik projeksiyon, uygulanması daha kolay olduğu için, program geliştiriciler tarafından da tercih edilmektedir (51).

Üç boyutlu bir cisim tamamıyla görünür değildir. Bakış açımıza bağlı olarak sadece bir bölümünü görürüz ve geri kalan kısmı, cismin kendisi ya da başka cisimler tarafından gizlenmiştir. Bilgisayar sadece görünen parçayı hesaplar ve çizer; bunun sonucunda hatalı ve gerçeğinden uzak sonuçlar

elde edilebilir. Transparan ya da yarı transparan yüzeyler için de aynı problem mevcuttur (51).

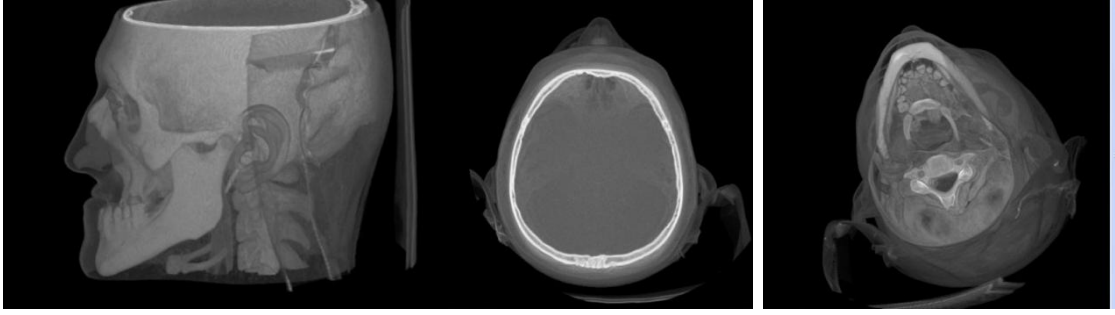
Fotorealistik görüntü elde etmek için bilgisayar, çizim yüzeylerine gölge uygulamaya ihtiyaç duyar. Gölgeleme, aydınlatma yönünün tersinde kalan yüzeylerin parlaklığını yumuşatır. Bazı komplike programlar, transparanlık ya da ışığı cismin içine yansıtma fonksiyonu da sağlayabilir ancak, bu işlem modelleme süresini uzatır (51,118).

Tomografi ya da manyetik rezonans kesitlerinden elde edilen hacim verileri sadece ilgili yapıyı değil, aynı zamanda cismi çevreleyen ortamı da kapsamaktadır. Sadece iki boyutlu kesitleri üst üste koyarak elde edilebilecek tek şey siyah bir küptür (Şekil 2.11). Bunun nedeni, düşük radyasyon absorpsiyonu olan dış yüzeydeki siyah vokselleri (hastanın başı etrafındaki havayı) görüyor olmamızdır. Bu durumu çözmek için vokseller gruplara ayrılır. Görünmesi istenmeyen vokseller tamamen transparan hale getirilir. Voksel transparanlığı ve voksel değeri (absorpsiyon yoğunluğu) arasındaki ilişki transfer fonksiyonu ile belirlenir.



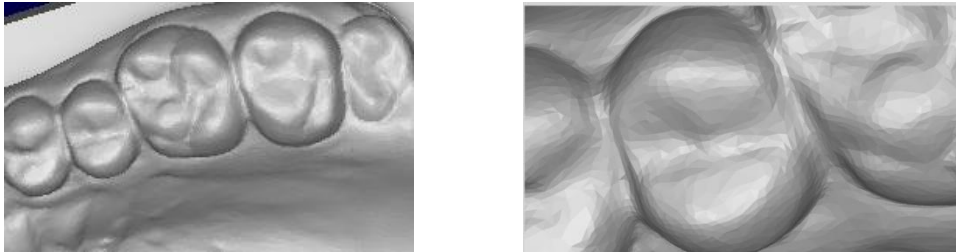
Şekil 2.11. Hacim verisi. İki boyutlu kesitlerden oluşan hacim verisi dışarıdan bakıldığında sadece siyah bir küp şeklinde görünür.

En basit transfer yöntemi, değeri 0 (siyah) olan tüm vokselleri transparan, diğerlerini opak hale getirerek, başın etrafındaki havayı baştan ayırmaktır. Transfer fonksiyonu voksel değerlerini değişik transparanlık derecesi ve renge dönüştürmek için de kullanılabilir (Şekil 2.12). Farklı yapılar farklı renkte boyanabilir. Hacim verisinin segmentasyonu yapılabilir (51,118).



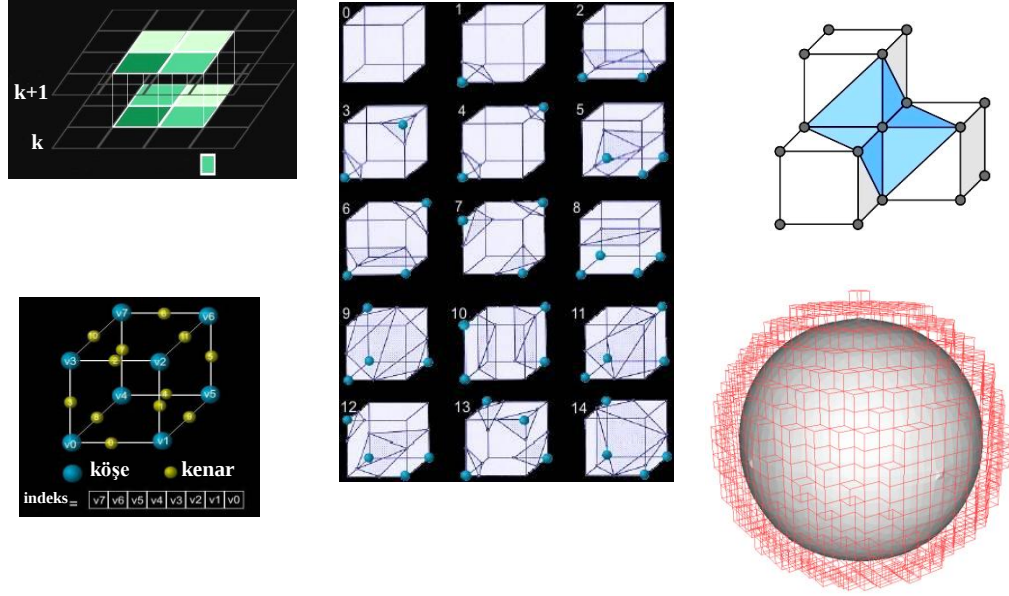
Şekil 2.12. Transfer fonksiyonu. Hacim verisi, transfer fonksiyonu ile bölümlere ayrılabilir.

Üç boyutlu grafikler için bilgisayar mimarisi, basit geometrik şekiller çizecek şekilde yapılandırılmıştır. Yani, her üç boyutlu cisim, köşelerinin koordinatları ile tanımlanan üçgenler ya da kareler gibi primitif geometrik şekillere bölünmüşlerdir. Düzgün yüzeyli bir şekil elde etmek için çok sayıda üçgenciklere ihtiyaç vardır. Her bir üçgene ayrı bir renk ya da gölge tonu verilebilir. Spesifik köşe koordinatlarına göre basit geometrik şekillerin çizilmesi vektör grafik olarak adlandırılmaktadır (Şekil 2.13) (51,54,118).



Şekil 2.13. Vektör grafikle yapılmış çizim. Yüzey çok sayıda üçgenlerden oluşmaktadır. Cismin iç kısmına ait veri bulunmamakta, sadece dış kısmını göstermektedir (51).

Ancak tomografi verilerinde cismin yüzeyini belirten üçgenler bulunmamakta, veri sadece hacmin içini dolduran üç boyutlu voksel sıralarından oluşmaktadır. Yukarıda bahsedilen çizim metodunun kullanılabilmesi için, ham tomografi verisinin vektör verisine dönüştürülmesi gerekmektedir. İlgili cismi çevreleyen ve birçok üçgenden oluşan yüzeyin oluşturulması için birtakım bilgisayar algoritmalarından faydalanılır. Bunlar içinde en iyi bilineni, yürüyen küpler (*marching cubes*) algoritmasıdır (92).



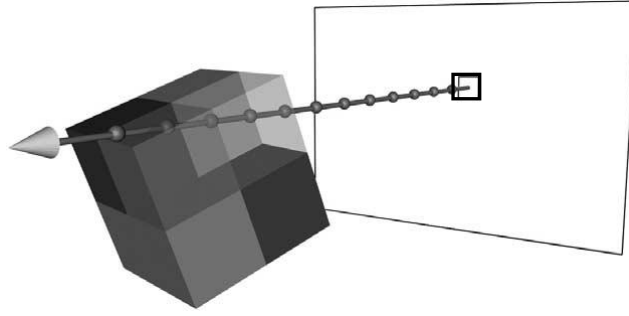
Şekil 2.14. Yürüyen küpler algoritması ile eşdeğer yüzey biçimlendirmesi (54,92).

Böyle bir algoritmanın uygulanabilmesi için hangi voksellerin cisme ait olduğunu, hangisinin ait olmadığını belirleyecek bir ilk vokselle değerin belirtilmesi gerekmektedir. İki kesit arasında oluşturulan küplerin köşelerine ait indeksler yardımıyla hangi köşenin yüzeye dahil olmadığı belirlenir ve oluşan küçük üçgenler yüzey şeklini belirler. Muhtemel $2^8=256$ olasılık, simetriden faydalanılarak 15 temel küp formuna indirgenebilir (Şekil 2.14) (54,92,118). Yüzey, aynı değere sahip voksellerden meydana geldiği için, bu çizim metodu aynı zamanda eşdeğer yüzey biçimlendirmesi (*iso-surface rendering*) olarak da adlandırılır (71).

Eşdeğer yüzey biçimlendirmesi, belirgin sınırlara sahip ve çevresinden farklı yüzeyli cisimlerde problem teşkil etmezken; sınırlar düzensiz, bulanık ve aynı değerle ifade edilemediğinde yanıltıcı sonuçlara sebep olabilmektedir. Bu yaklaşımın bir alternatifi, veri transformasyonunun yapılamadığı, voksellerin ekranda doğrudan çizildiği direkt hacim biçimlendirmesidir (*direct-volume rendering*) (51,71,118).

Direkt hacim biçimlendirmesi, sadece eşdeğer yüzeyin değil, tüm hacmin çizilmesini amaçlamaktadır. Genel olarak bütün vokseller görünürdür, ancak transparans derecesi (tam ya da parsiyel), hacim sınırlarının içerisini

gösterecek şekilde ayarlanabilir. Gerçekçi etki elde edebilmek için bilgisayar, ışığın semitransparan bir cismin içinden geçmesine benzer bir simülasyon oluşturmaya çalışır. Bunu gerçekleştirebilmek için, ışık huzmelerinin bilgisayar ekranından cisme doğru ters yönde yol aldığı farzedilerek, ekranın her pikselinden cismin içine doğru bir ışık huzmesi fırlatılır. Her ışık huzmesinin cismin içinden geçişine göre, karşılaşılan voksellerin ne kadar ışığı absorbe ettiği ve ilişkili ekran pikselinin rengi hesaplanır. Bu metod ışın atışı (*ray casting*) olarak adlandırılır (Şekil 2.15) ve çok yüksek kalitede görüntüler oluşturulabilir. Ancak yavaş bir direkt hacim biçimlendirmesi metodudur (51).



Şekil 2.15. Işın atışı. Her ekran pikseli için cisme bir ışın fırlatılır; ışın boyunca düzenli aralıklarla optik özellikler toplanır ve hesaplanır. Işının tüm yolu boyunca toplanan değerlere göre piksel rengi kararlaştırılır (51).

Direkt hacim biçimlendirmesiyle, teşhis için kullanışlı görüntüler elde edilebilir. Bununla birlikte etkili hacim biçimlendirmesi, transfer fonksiyonu seçimi ile yakından ilişkilidir. Voksel değeri, farklı anatomik yapıların separasyonu için tek başına yeterli değildir. Transfer fonksiyonunun, voksel değeri ile yoğunluk derecesinin kombinsyonu şeklinde kullanılması önerilmektedir (49).

2.4. Üç Boyutlu Görüntüleme Teknikleri

3 Boyutlu görüntüleme yaklaşımları 3 ana başlıkta toplanabilir:

- Kesit görüntüleme (ör.: 2 boyutlu aksiyal tomografi verileri)
- Projeksiyon görüntüleme (ör.:Lazer yüzey tarayıcılar ile elde edilen görüntüler)
- Hacim görüntüleme (ör.:Holografi ya da farklı odaklı aynalar tekniği)

2.4.1. Kesit Görüntüleme

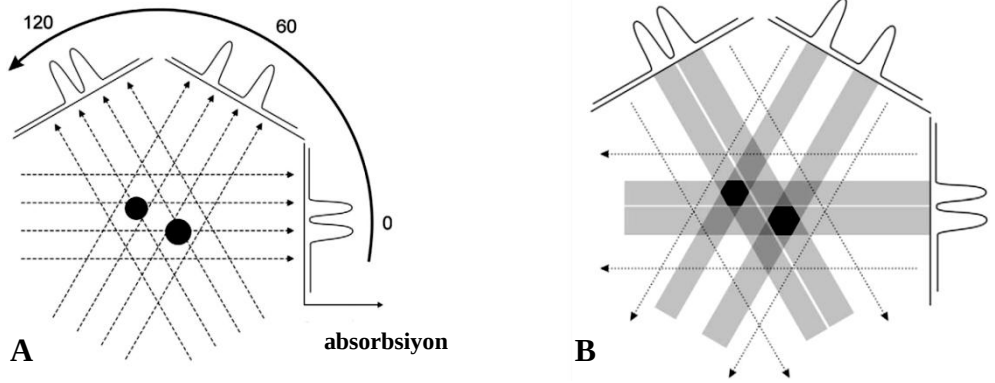
Kesit görüntüleme yönteminde, üç boyutlu cisim, ince iki boyutlu kesitler yardımıyla incelenmektedir. Cismin iç kısmında bulunan veriler bu şekilde görüntülenebilir. Katı ve cansız cisimler (ör: alçı modeller) fiziksel olarak çok ince lameller halinde kesilerek, her parçaya ait bilgilerin sayısallaştırılması ve bu sayısal verilerin üst üste yığılması ile cismin üç boyutlu sayısal modeli elde edilebilmektedir. Ancak canlı cisimlerin ince ve düzgün kesitler halinde görüntülenebilmesi için daha zararsız yöntemlere ihtiyaç vardır.

Güncel kesit görüntüleme yöntemleri arasında bilgisayarlı tomografik görüntüleme (CT), manyetik rezonans görüntüleme (MRG) ve yine bilgisayarlı tomografinin bir değişik uygulaması olan, konisel ışın demetli bilgisayarlı tomografi (CBCT-*Cone Beam Computerized Tomography*) ile görüntülemeler sayılabilir.

2.4.1.1. Bilgisayarlı Tomografi (CT)

Tomografi, cismin farklı yönlerden ışınlanması sonucu oluşan yansıma ve geçirgenlik verilerinin toplanması yoluyla elde edilen bir görüntüleme şeklidir (86). Cihaz, bir X-ışını tüpü ve algılayıcılardan oluşmaktadır. İnce yelpaze şeklindeki X-ışını demeti hastaya doğru gönderilir ve karşı taraftaki algılayıcılar tarafından kaydedilir. Tüp ve algılayıcıların hasta etrafında eş zamanlı olarak dönmesi sonucunda, aynı aksiyal kesite ait farklı açılardan elde edilmiş görüntüler bilgisayar yardımıyla bir araya getirilir. Böylece, her

aksiyal kesitteki internal yapılar görüntülenmiş olur (Şekil 2.16). Bir sonraki kesit için cihaz ya da yatak uzun eksen yönünde hareket eder (51,59).



Şekil 2.16. Bilgisayarlı Tomografinin çalışma prensibi: (A) 3 farklı açıdan ($0^\circ, 60^\circ, 120^\circ$) taranan iki küre. Grafikler, her açısal pozisyonda algılayıcılar tarafından kaydedilen X-ışını absorpsiyonunu göstermektedir. (B) Matematiksel algoritmaların kullanıldığı rekonstruksiyon safhasında, taranan hacme ait absorpsiyon verileri 2 boyutlu aksiyal görüntü elde etmek için işlenir. Az sayıda açıdan elde edilen kayıtlar detaylı sonuç vermez, ancak, çok sayıda açıdan tarama ile doğruluk artar (51).

Elde edilen iki boyutlu kesit verileri, biyomedikal görüntülemelerde standart format olan DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) verileri halinde kaydedilir. DICOM standartları, 1984 yılında, CT, MR, dijital radyografiler, ultrason gibi medikal görüntülemelerin potansiyel kullanıcıları (Amerikan kardiyoloji ve Amerikan radyoloji birlikleri-ACR) ile medikal donanım üreticisi firmaların (Ulusal elektrikli cihaz üreticileri birliği-NEMA) ittifakı sonucu ortaya çıkmıştır. İlk ismi ACR/NEMA olan standartlar 1996 yılından sonra DICOM ismini almış ve tüm dünyada kabul görür hale gelmiştir (30,129).

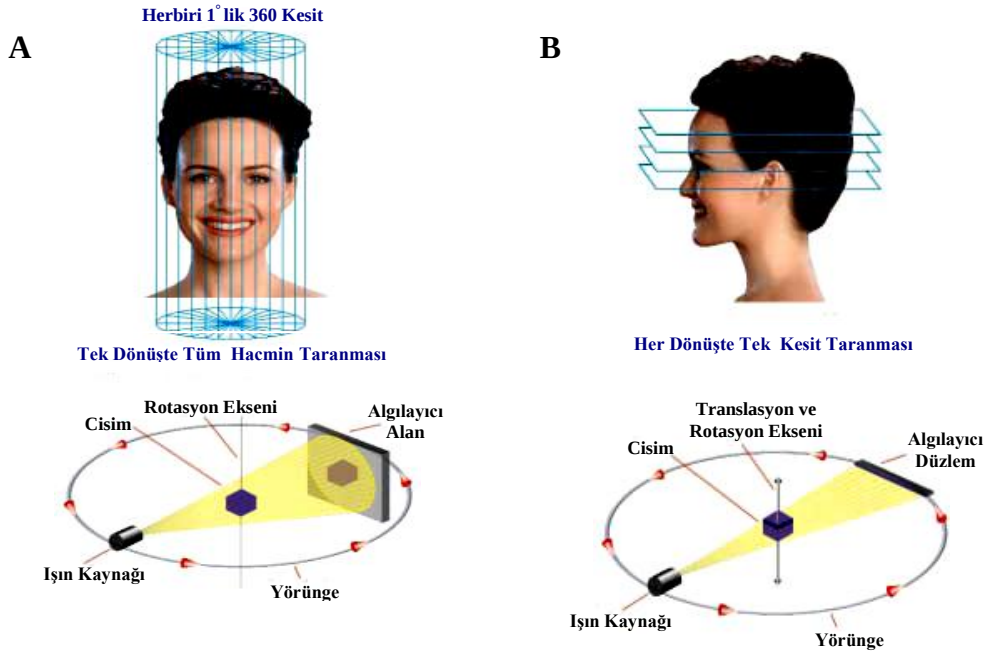
Bilgisayarlı tomografilerde, ilk tanıtılan prototipinden, beşinci nesile gelinceye kadar, sistem oldukça önemli gelişmeler kaydetmiştir. Geliştirilen her sistem için sınıflama metodu, cihaza ait parçalar ve veri kaydı sırasında ışının fiziksel hareketi temeline dayanmaktadır (75).

Üstün bir görüntüleme yöntemi olmasına rağmen, bilgisayarlı tomografinin kraniyofasiyal bölge görüntülemelerinde kullanılmasının bir takım dezavantajları mevcuttur:

- İyonize radyasyon dozu oldukça yüksektir (16,40).
- Rutin kullanım için fiyat maliyeti açısından uygun değildir (51,129).
- Radyasyon dozu ve maliyeti azaltmak için kesit kalınlığı artırıldığında ise görüntü kalitesi ve çözünürlük oldukça düşmektedir (11,75,146).
- Dental morfolojinin incelenebilmesi, çözünürlüğünün yetersiz olması nedeniyle oldukça güçtür (117).
- Metal artefaktları, değişik filtreler kullanılarak bir miktar giderilse de (136), görüntü kalitesini olumsuz etkilemektedir (117,144).

2.4.1.2. Cone Beam CT (CBCT)

Konisel ışın demetli bilgisayarlı tomografi anlamına gelen CBCT (*Cone Beam Computerized Tomography*) ya da CBVT (*Cone Beam Volumetric Tomography*), koni şeklinde ışın ile 360° lik tek bir dairesel dönüşte tarama işlemini gerçekleştirir. CBCT, geleneksel *Fan-Beam* (yelpaze şeklinde ışın demetli) CT'den farklı bir ışın kaynağı ve kayıt dedektörleri kullanmaktadır (Şekil 2.17). Özellikle maksillofasiyal bölgenin görüntülenmesi için ideal bir yöntemdir.



Şekil 2.17. Cone Beam CT (A) ile, geleneksel CT (B) nin görüntü kaydetme sistemleri arasındaki fark (97).

Şekil 2.17’de görüldüğü gibi, kaynak-algılayıcı kompleksi ve veri elde etme metodu olmak üzere iki prensip, geleneksel CT ile CBCT yi birbirinden ayırmaktadır. Ayrıca, CBCT ile görüntü kaydı CT’ye göre daha hızlı, hastanın aldığı radyasyon dozu ise daha az olmaktadır (28,115).

Maksillofasiyal bölgenin tüm hacminin taranması sonucunda hastanın aldığı radyasyon dozu, periapikal serigrafi (59,99) ya da panoramik radyografinin 1.5 katı (11) ile aynıdır. Bir CBCT taraması ile geleneksel ortodontik teşhiste kullanılan iki boyutlu radyografilere (lateral sefalometri+PA sefalometri+panoramik+periapikal) göre çok daha fazla bilgiye, çok daha az radyasyon dozu ile ulaşılabilmektedir.

Elde edilen üç boyutlu görüntünün voksel büyüklüğü X,Y ve Z düzlemlerinde, 0.1 ile 0.3 mm arasındadır. Görüntü verisi aksiyal, koronal ve sagittal düzlemlere ayrılabilen, ya da üç boyutlu hacim olarak görüntülenebilmektedir. CBCT verilerinden elde edilen panoramik ya da sefalometrik görüntülerin en önemli avantajı ise, ortogonal projeksiyon nedeniyle eşdeğer voksellere sahip olduğundan, yapıların iki boyutlu radyograflardaki gibi distorsiyona uğramamalarıdır (35,98).

2.4.1.3. Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG)

Nükleer manyetik rezonans kavramı 1940’larda keşfedilmiş, görüntüleme amaçlı kullanımı ise 30 yıl sonra gerçekleşmiştir (101). Kesit görüntüleme için, CT’deki gibi iyonize radyasyon yerine, manyetik enerjiyi kullanan manyetik rezonans görüntüleme sistemi, cismin internal yapılarının (Şekil 2.18) noninvaziv metodla görüntülenmesini sağlar (63).



Şekil 2.18. Manyetik rezonans görüntüleme.

Medikal MRG, vücutta bulunan su ve lipidlerdeki uyarılmış hidrojen atomlarının, relaksasyon özelliklerini kullanır (63). Manyetik rezonans prensibi atom çekirdeğinin, dış manyetik alanla ilişkisi temeline dayanmaktadır. Atom çekirdeğinin temel özelliği, nükleer dönüşür; dönüşü sıfır olmayan çekirdekler manyetik rezonans ile incelenebilir. Yarım dönüşlü çekirdekler (ör: ^1H , ^{13}C), dış manyetik alan etkisiyle, paralel (yukarı) ya da antiparalel (aşağı) olmak üzere iki olası yönde oryante olurlar. Birim hacimdeki net manyetizasyon ve bunun MR sinyali oluşturması, iki olasılık durumu arasındaki farkla doğru orantılıdır. Eğer iki olasılık durumundaki atom sayıları eşitse, manyetik moment oluşmaz ve sıfır makroskopik manyetizasyonla sonuçlanır, yani MR sinyali yoktur (101). Radyo frekansı ile uyarılmış hidrojen atomlarının relaksasyon süreleri manyetik alan yardımıyla artırılır. Dokuya ait belirli miktarda hidrojen atomunun oryantasyonu için gereken süre yaklaşık 1 saniyedir ve T1 olarak adlandırılır. Transvers yönde uygulanan enerji yüklemesinden sonra relaksasyon süresi ise T2 olarak adlandırılır ve yaklaşık 100 milisaniyedir. Transvers manyetizasyon görüntü kalitesini azaltmasına rağmen, özellikle fonksiyonel MR için daha uygundur (63).

Manyetik rezonans, anatomik kesit görüntülemenin yanı sıra, hareket, akış, perfüzyon ve difüzyon gibi fonksiyonel durumların da görüntülenmesini sağlamaktadır. Ayrıca, in vivo çalışmalarda sıklıkla kullanılan, manyetik rezonans spektroskopisi ile yumuşak doku morfolojisi detaylandırılarak, dokuların fiziksel ve kimyasal durumları hakkında bilgiler elde edilebilmektedir. Spektroskopisi için Hidrojen (^1H) dışında farklı atomlar da (ör: ^{31}P , ^{13}C , ^{19}F , ^{23}Na) kullanılmaktadır (101).

Ortodontide MRG kullanımının sınırlı olmasının sebebi, ekonomik olarak fiyatının yüksek olmasının yanı sıra, MRG'nin işlevselliğinin, görüntülenen dokudaki hidrojen atomu sayısı ile doğrudan ilişkili olmasıdır. Kemik, dentin ve mine gibi sert dokuların eser miktarda serbest hidrojen atomu bulundurması nedeniyle, bu çok güçlü ve önemli tanı aracı ortodontide, yumuşak dokular ile sınırlı kalmıştır (4,11,23,24,73,74,138,157).

2.4.2. Projeksiyon Görüntüleme

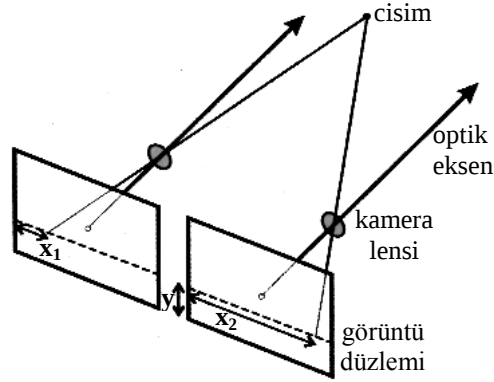
Yüzün 3 boyutlu dış yapısının modellenmesi için geçmişte de pek çok yöntem kullanılmış (15,130), ancak, özellikle son yıllarda bilgisayarlı görüntü işleme teknolojisindeki gelişmelere paralel olarak, ortodontik görüntülemelerde noninvaziv üç boyutlu yaklaşımlar sıklıkla kullanılmaya başlamıştır (11,50). Projeksiyon görüntüleme için kullanılan yöntemler ve ortodontik amaçlı güncel yaklaşımlar sırasıyla aşağıda anlatılmıştır.

2.4.2.1. Stereo Analiz

Stereo analiz, insanın görme sistemini (2 gözle görme, *stereopsis*) temel aldığı için, anlaşılması en kolay metodlardan biridir. Binoküler görüş, derinlik algılamayı kolaylaştırmaktadır. Çünkü, her gözde oluşan görüntü diğerinden farklıdır. İki görüntü arasındaki bu fark, farklı uzaklıklarda bulunan cisimlerin görüntü ilişkisinin, bakış açısı değiştiğinde farklı bir hale gelmesi olarak açıklanabilecek paralaks (*parallax*) olgusundan kaynaklanmaktadır (50). Dişhekimliğinde bu kavram, “*Clark Kanunu*” ya da benzeri metodlarla, gömülü dişlerin yerini saptamak için de kullanılmaktadır (65).

Stereo analizin temel prensibi Şekil 2.19’da tarif edilmiştir. Cismin görüntüsünü kaydetmek için, birbiri arasında bir miktar mesafe olan iki kamera kullanıldığında, kameraların elde ettiği görüntüler paralaks olgusu nedeniyle farklı olacaktır. Kameraların odak uzunlukları aynı ve optik eksenleri birbirine paralel olmalıdır. Cisme ait bir noktanın kameraya olan uzaklığını bulmak için, iki görüntü üzerindeki noktaların farkı ölçülür. Kameraların birbirinden uzaklığı ve odak uzunlukları da bu hesaplamalarda önemlidir (50).

Bu metod çok basit görünmesine rağmen, stereo analizle üç boyutlu yapıların oluşturulması bilgisayar görüntü işleme prensibine çok da uygun değildir. En önemli sorun ilişkilendirme problemidir. İnsan beyni gözlerden gelen görüntüleri sorunsuzca tutarlı bir üç boyutlu çevre oluşturacak şekilde birleştirebilmektedir. Aynı sonuca bilgisayar yardımıyla ulaşmak hiç de kolay değildir.

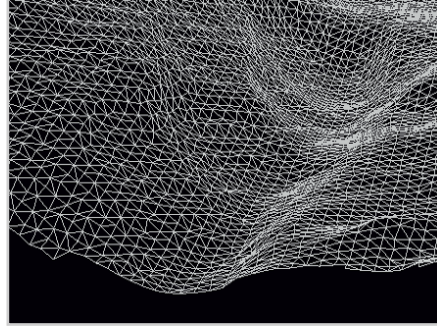


Şekil 2.19. Stereo analiz için basit düzenek. Cisme ait bir nokta, iki görüntüde de aynı y eksenini üzerinde, fakat farklı x ekseninde (x_1, x_2) yer alır (50).

Bir resimdeki nokta ile diğer resimdeki noktaların ilişkilendirilmesi için kullanılan algoritmalar, düzgün kenarlı ve basit geometrik şekillerde çok önemli bir sorun teşkil etmezken, deri ya da dış yüzeyi gibi düzensiz ve değişken yüzeylerde tanımlanabilir noktalar bulmak ve bunları ilişkilendirmek ciddi bir problem olarak karşımıza çıkmaktadır. İlişkili noktaların aynı “ y ” düzlemi üzerinde olması (Bkz. Şekil 2.19) problemi tek boyuta indirgemeye yardımcı olmaktadır (50).

Stereo analiz metodunun derinlik çözünürlüğü, kameralar arasındaki mesafe ile doğru orantılıdır; geniş mesafe derinlik çözünürlüğünü artırır. Ayrıca kameraya yakın olan cisimler için derinlik çözünürlüğü daha iyidir. Ancak kameralar arasındaki mesafenin artması, cismin kameraya uzaklığına bağlı olarak, iki kameranın elde ettiği görüntülerin çok farklı olmasına sebep olur. Bu durum ilişkilendirme problemini artırmasının yanı sıra, her bir kameranın cisme ait görüntü alanını, dolayısıyla elde edilecek bilgi oranını azaltmaktadır (50).

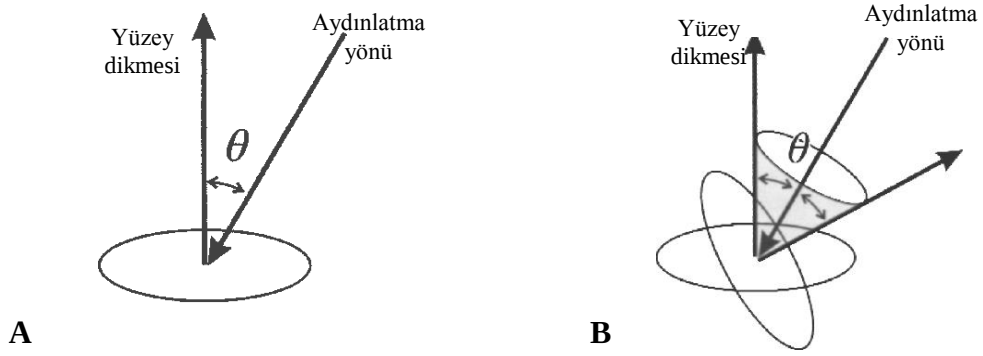
Güncel bilgisayarlı stereofotogrametrik uygulamalarda iki kameraya ilaveten renk özelliklerini kaydetmek için bir kamera daha ilave edilmiştir. Elde edilen görüntüler bilgisayar yardımıyla aktif üçgenlerden oluşan yüzey formatına dönüştürülür (Şekil 2.20) (6,80).



Şekil 2.20. Aktif üçgenlerden oluşan yüzey (6).

2.4.2.2. Parlaklık ya da Gölge Yoluyla Biçimlendirme

İnsan beyninin 3 boyutlu formu anlamak için kullandığı bir başka yöntem, gölgelendirme ya da aydınlatma yoluyla biçimlendirmedir. Çevremizdeki cisimlerden yansıyarak göze ulaşan ışık değişik yoğunluklardadır. Bu durum 3 ana faktöre dayanır: Çevresel aydınlık ya da ışık kaynağının yoğunluğu (güneş ya da bina içi aydınlatma), cismin yansıtma özellikleri (albedo) ve cismin ışık kaynağı ve göz ile ilişkili yüzeyinin eğimi. Bu son faktör biçimin anlaşılması için kullanılabilir. Mat yüzeyli bir cisimde parlaklık, cismin yüzeyinden çıkan dikme ile aydınlatma yönü arasındaki açı ilişkisine dayanır (Şekil 2.21A). Parlaklık, yüzey dikmesi ile aydınlatma yönü arasındaki açının kosinüsü ile orantılıdır (Lambert kanunu) (50). Işık kaynağının yönü biliniyorsa, cisim yüzeyine ait her parçanın oryantasyonu ve bu sayede tüm cismin biçimi kolaylıkla tespit edilebilir. Ancak pratikte bu kadar kolay olmamaktadır ve bu konu bilgisayar görüntülemesinde klasik problemlerin başında gelmektedir. Bu metodun zorluklarından biri, yüzey parçalarının farklı oryantasyonları sonucunda aynı parlaklık değerinin oluşabilmesidir (Şekil 2.21B). Doğru çözüm için, ya bir takım sınırlamalara, ya da basitleştirmelere ihtiyaç vardır (ör: yüzeyin pürüzsüz, ani değişikliklerin ve kesintilerin olmadığı konveks bir yapı, aydınlatmanın ise paralel bir ışın kaynağından olduğu varsayımı gibi) (50).



Şekil 2.21. Yüzey parlaklığı. (A) Bir cismin parlaklığı yüzey dikmesi ile aydınlatma yönü arasındaki açının kosinüsü ile orantılıdır. (B) Değişik yüzey oryantasyonlarıyla (burada sadece 2 adet gösterilmiştir) yüzey dikmesi ve aydınlatma yönü arasında aynı açiya sahip aynı parlaklık değeri oluşabilir. Bu yüzeylerin dikmeleri aydınlatma yönü etrafında bir koni oluşturacak şekilde uzanırlar (50).

Bir diğer zorluk gerçek cisimlerin sabit bir albedoya sahip olmamalarıdır. Dolayısıyla parlaklıkları sadece yüzey oryantasyonlarına değil, yüzey üzerindeki farklı albedoya bağlı olarak da değişecektir. Parlak yüzeye bağlı renk ve aydınlık alan problemleri sorunu iyice artırmaktadır. Bunun yanı sıra cismin kendisi ya da başka cisimlerden oluşabilecek yansımalar da istenmeyen sonuçlar doğurabilmektedir (50).

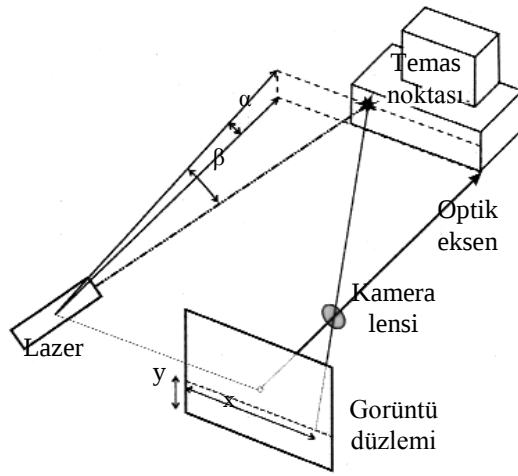
2.4.2.3. Fotometrik Stereo

Fotometrik stereo, bir önceki yöntemin geliştirilmiş hali, stereo analizin ise hemen hemen tersidir. 2 kamera ve 1 ışık kaynağı yerine, 2 ışık kaynağı ve 1 kamera kullanılmaktadır. Önce bir ışık kaynağı, daha sonra diğer ışık kaynağı ile olmak üzere cismin iki görüntüsü alınır. Kamera hareket etmediği için stereo analizdeki gibi ilişkilendirme problemi yoktur. Işık kaynakları arasında mesafe olduğundan, cisim yüzeyinin her parçası, ışığı her iki fotoğrafta farklı açılardan alır. Her bir görüntüdeki parlaklık ve görüntüler arasındaki parlaklık farkı çok önemli bilgiler sağlamaktadır. Kısıtlama ya da varsayıma gerek olmaksızın problemin çözümünü sağlamaktadır. 2 yerine 3

ışık kaynağının kullanılması ise, farklı albedo ve renge sahip cisimler için daha uygun bir çözüm yöntemidir (50).

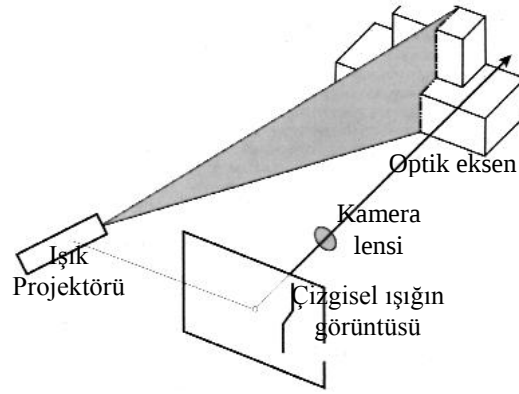
2.4.2.4. Yapılandırıcı ışık yöntemi

Yapılandırıcı ışık yöntemi, şekli belirlenmek istenen cisme ışık projeksiyonu esasına dayanır. Genellikle lazer tarafından oluşturulan noktasal spot ışık projeksiyonu kullanılır. Kamera sabittir ve lazer ışığı cismi tarar. Işığın temas ettiği noktanın derinliği ve koordinatları basit trigonometrik hesaplama ile tespit edilir (Şekil 2.22).



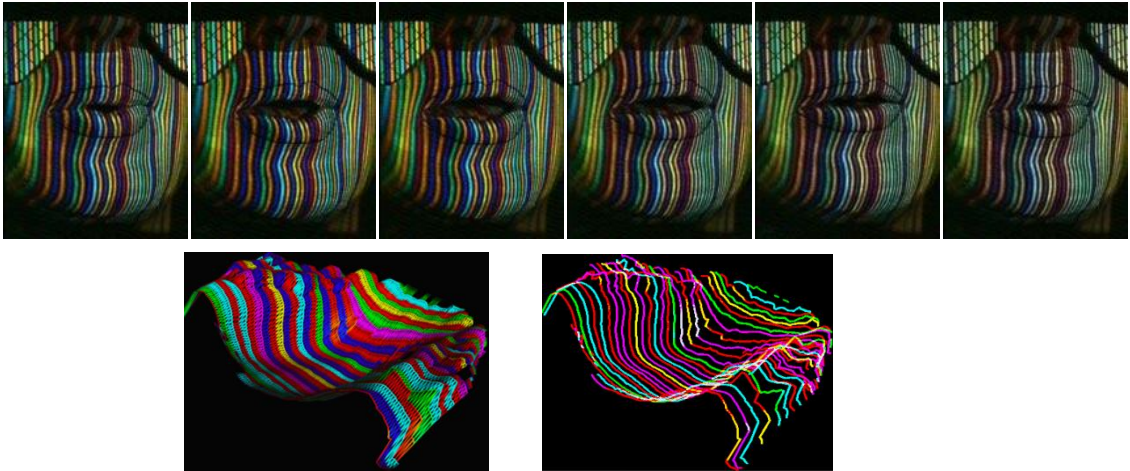
Şekil 2.22. Noktasal spot ışık projeksiyonu sağlayan lazerle, yapılandırıcı ışık yöntemi. Sistemin geometrisi cismin derinliğinin hesaplanmasını sağlar (50).

Spot ışık metodunun türevlerinden biri, çizgisel ışık yöntemidir. Cisme yansıtılan ışık çizgisel ve sürekli (Şekil 2.23). Işık, silindirik lens yardımıyla bir lazer tarafından ya da, ince beyaz çizgili siyah bir lam projektör tarafından üretilebilir. Yine matematiksel çözümlerden faydalanılır. Cismin üç boyutlu modelinin elde edilebilmesi için yapılan tarama işlemi, cisim sabitken hareketli ışık kaynağının tüm yüzeyi taraması veya, ışık kaynağı sabitken cismin dönen bir yüzeyde hareketi yoluyla gerçekleştirilebilir (50).



Şekil 2.23. Çizgisel ışıkla gerçekleştirilen yapılandırıcı ışık yöntemi (50).

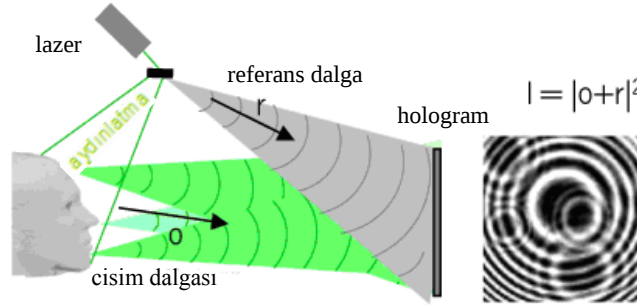
Yukarıda anlatılan iki yapılandırıcı ışık yöntemi, noktasal ya da çizgisel ışık kullanmaktadır; bu nedenle, tüm şeklin elde edilebilmesi için, cismin taranmasına ihtiyaç duyulur. Bu tip yöntemler “seriler metodu” olarak adlandırılır. Tüm yüzeye birden iki boyutlu ışık kümesi yansıtılan “paralel metot”ta (*moire topografi*) cisme, çizgisel paralel ışık demeti, noktasal gridler ya da renkli çizgiler şeklinde yansıtılan ışık yardımı ile, tüm cisim 1 atışta kaydedilebilir (Şekil 2.24). Paralel metod, gerçek zamanlı biçim belirleme için de kullanılabilir (111,148).



Şekil 2.24. Moire Topografi. Paralel metod ile cisim tek atışta kaydedilebilir. Ayrıca gerçek zamanlı biçimlendirme ile hareketlerin kaydı gerçekleştirilebilir (111).

2.4.3. Hacim Görüntüleme

Görüntü kaydetme ve 3 boyutlu ışık yansıtıcı cihazların gelişimi ile birlikte, gerçek zamanlı olarak 3 boyutlu hacmin görüntülenmesi ve bilgisayar ekranında derinlik hissi verilerek oluşturulan görüntülerin aksine, gerçek 3 boyutlu halografik görüntülerin oluşturulması mümkün hale gelmiştir (86).



Şekil 2.25. Holografinin temel prensibi. Cisim dalgası ve referans dalga halografik filmde bir araya gelir (86).

Hologram, cisimden yayılan ışık dalgalarına (cisim dalgasına) ait tüm veriyi toplar. Toplanan veri, fotoğraftaki gibi sadece dalganın boyutu ile ilgili değildir; buna ilaveten cisim dalgasının fazları da kaydedilmektedir. Bu işlem odaklanmamış cisim dalgası ile arka plan dalgasının (referans dalganın) süperimpozisyonu ile gerçekleşmektedir (Şekil 2.25).

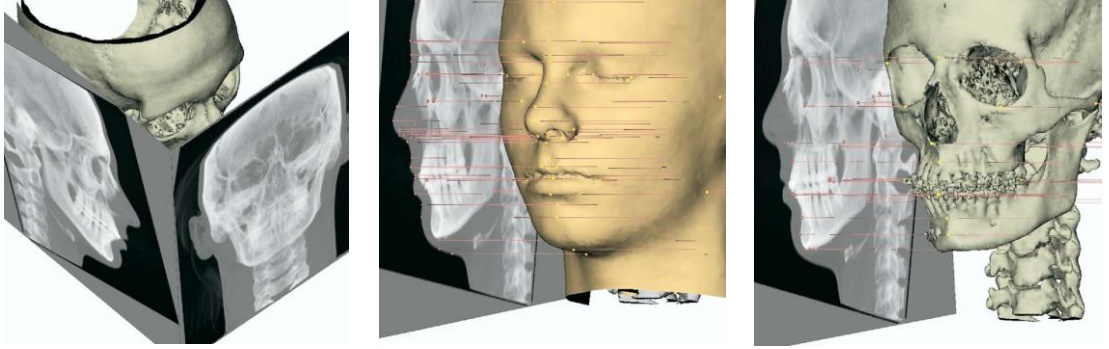
Hologramın görüntülenmesi ise, lazer ışığı yardımıyla özel fotoğrafik düzlem ya da film üzerine kaydedilen, cisme ait gerçek üç boyutlu görüntünün, 3 boyutlu yazdırılması olarak tanımlanabilir. Diğer üç boyutlu görüntüleme sistemlerinin aksine holografisi, tüm detayların tam paralaks gerçek 3 boyutlu görüntüsünün oluşturulmasını sağlar. Hologramlar temel olarak iki prensiple görüntülenirler: Transmisyon (geçirme) ve refleksiyon (yansıtma) (Şekil 2.26).



Şekil 2.26. Hologramların görüntülenmesi. (A) Transmisyon hologram. (B) Refleksiyon hologram .

2.5. Üç Boyutlu Sefalometri

Değişik kaynaklardan elde edilen üç boyutlu görüntü verisi setlerini kullanarak, sefalometrik ölçümlerin yapılabilmesi için farklı yöntemler önerilmektedir. Bu yöntemlerden birisi, Swennen ve Schutyser (143)'in CT veri setinden, sanal lateral ve frontal sefalogramlar oluşturarak yaptıkları ölçümlerdir. Yani üç boyutlu görüntü, voksel temelli iki boyutlu distorsiyonsuz verilere dönüştürülmektedir. Üç boyutlu görüntüden hassas bir şekilde seçilen sert ve yumuşak doku noktalarının, oluşturulan sanal sefalogramlar üzerindeki izdüşüm noktaları kullanılmaktadır (Şekil 2.27).



Şekil 2.27. Sanal sefalogramlar ile 3 boyutlu sefalometri (143).

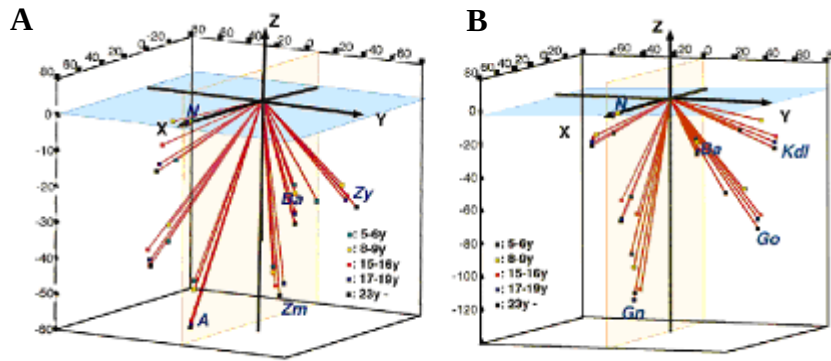
Kafatası sert ve yumuşak dokularının gerçek üç boyutlu hacimsel tasvirinin yapılabilmesi, gerçek boyutlarda (1:1) üç boyutlu sefalometrik analizin yapılabilmesi (22), anatomik yapılarda süperimpozisyonun olmaması, yüksek doğruluk ve güvenilirlik, kraniofasiyal değişikliklerin analizi için biyolojik olarak anlamlı üç boyutlu sefalometrik referans sistemi oluşturulabilmesi gibi avantajları bulunan bu yöntemin dezavantajları arasında, rutin kullanım için yüksek fiyat ve diğer radyografi yöntemlerine göre yüksek radyasyon dozu (Tablo 2.1), artifaktlara bağlı olarak okluzyona ait detayların eksikliği, kayıt sırasında yatay pozisyona bağlı yumuşak doku bozulmaları sayılabilir (143).

Tablo 2.1. Farklı kraniyofasiyal görüntüleme sistemlerinin efektif radyasyon dozları (143)

GÖRÜNTÜLEME	EFEKTİF DOZ	EŞDEĞER DOĞAL RADYASYON ALIMI*
CT tüm kafatası	0.93 mSv	97 gün
CT mandibula, maksilla, gözler	0.41 mSv	50 gün
CT mandibula, maksilla	0.31 mSv	38 gün
CT dental mandibula	0.27 mSv	33 gün
CT dental maksilla	0.21 mSv	26 gün
CBCT	0.05 mSv	6 gün
Sefalogram	0.03 mSv	4 gün
Ortopantomograf	0.03 mSv	4 gün

* Doğal kaynaklardan alınan yıllık efektif radyasyon dozunun ortalama 3 mSv olduğu tahmin edilmektedir.

Kitaura ve ark.(82), CT görüntüleri üzerinde, üç boyutlu koordinat sisteminin matris transformasyonunu kullanarak, sefalometrik noktaların standardize edilmesi ile açısal ve doğrusal üç boyutlu ölçümler yapmışlardır (Şekil 2.28). Kesit kalınlığı azaldıkça, relatif hata oranının da azaldığı tespit edilmiştir.



Şekil 2.28. Üç boyutlu koordinat sistemi ile gerçekleştirilen sefalometri. Yaşa bağlı olarak (A) maksilla ve (B) mandibula, sefalometrik noktaların yer değişimi (75).

Hennessy ve Moss (58), optik yüzey tarayıcılarla elde ettikleri üç boyutlu görüntülerden elde ettikleri fasiyal noktalar yardımıyla, yüz büyümesinin kişisel karakteristiklerinin belirlenebileceğini göstermişlerdir.

2.6. Üç Boyutlu Görüntüleme Kombinasyonları ile Sanal Gerçeklik

Tedavi planlaması, ilustrasyon, araştırma, eğitim gibi faaliyetlerde kullanılacak simulasyonlar için, gelişmiş görüntüleme teknolojilerinden yararlanarak, hastanın dijital bir modelini oluşturmak mümkündür.

Teknoloji ve bilgisayar yazılımlarındaki son gelişmeler, biyomedikal modelleme ve simulasyon araştırmalarını kolaylaştıran mükemmel veri ve metodları beraberinde getirmiştir. Üç boyutlu hacim verisinin segmentasyonu için, her kesitte yapıların tek tek manuel olarak belirlenmesi oldukça uzun bir zaman almaktayken, bu süreç, güncel yazılımlarda kullanıcının müdahalesine gerek olmaksızın, otomatik olarak gerçekleştirilmektedir. 3D Slicer (MIT, Massachusetts Institute of Technology, ABD), Mimics® (Materialise, Leuven, Belçika), Amira (Mercury Computer Systems Inc., Massachusetts, ABD), V-works (CyberMed, Seul, Kore) gibi yazılımlar, CT görüntülerinden, yarı otomatik görüntü işleme temeline dayanan segmentasyon ve modelleme sağlarlar. Bu programlar, segmentasyonu yapılan bölgenin poligonal çizgisel ağını (*wireframe mesh*) oluşturmak için, genelleştirilmiş yürüyen küpler algoritmasını kullanırlar ve STL (*Standard Triangulation Language*) formatında ya da diğer formatlarda bir model oluştururlar (33).

Oluşturulan modeller:

- Farklı görüntülerin birleştirilmesi
- Analiz ve manipulasyon
- Animasyon ve fonksiyon amacıyla kullanılabilirlik.

Görüntü işleme programları yardımıyla segmentasyonu yapılan, farklı üç boyutlu görüntüler, yine aynı programlar kullanılarak birleştirilebilmektedir. Özellikle CT görüntülerinden oluşturulan hacim biçimlendirmesinde, çözünürlük ya da artefaktlar nedeniyle dış arklarının ve okluzyonun net olmaması, araştırmacıları optik yüzey tarayıcılar yardımıyla elde edilen üç boyutlu sayısal dış arki verileri ile CT görüntülerini birleştirerek doğru ve gerçekçi modeller elde etmeye yönlendirmiştir.

Uechi ve ark.(150), ortognatik cerrahi planlaması ve cerrahi splint yapımı amacıyla, CT görüntüleri ve taranmış diş modellerini bir araya getirmek için, referans splint ve seramik küreler yardımıyla görüntülerin kaydını gerçekleştirmişlerdir. Elde edilen birleştirilmiş modelin simülasyonu ile cerrahi öncesi ve sonrası okluzal ilişkiler ve kraniyofasiyal morfolojideki değişiklikler gerçeğe uygun olarak tespit edilmiştir.

Macchi ve ark.(94) ise, teşhis ve planlamada sadece diş kronlarının değil aynı zamanda diş köklerinin de önemli olduğunu vurgulayarak, yine CT ve lazer tarayıcı görüntülerini birleştirmişlerdir. CT görüntülerinden dişlerin separasyonu kökleriyle birlikte yapılmış, daha sonra kronların yerine lazer tarayıcı ile diş modelinden elde edilen kronlar birleştirilmiştir. Elde edilen model üzerinde değişik diş hareketi simülasyonları yapılarak dişlerin çevre yapılarla ilişkileri incelenmiştir.

Sanal hasta modeli, farklı tedavi alternatiflerinin simülasyonu ile, estetik ve fonksiyon için hassas bir planlamaya izin vermektedir.

Mekanik kuvvetler ya da cerrahi sonucu oluşacak yumuşak doku cevabının bilgisayar simülasyonu ise önemli bir engel olarak karşımıza çıkmaktadır. Deri, kaslar, bağ dokusu, yağ dokusu, sinirler ve damarlardan oluşan yüz yumuşak dokuları kompleksinin gerçekçi simülasyonunun yapılması oldukça karmaşık ve zor bir işlemdir. Sadece kasların animasyonu bile bu konuda önemli bir gelişme sayılabilirken, tüm dokuların dahil edildiği hatta, tedaviye cevaplarının simüle edildiği bir model araştırmacıların en büyük hayali olmuştur (55,68,69,78,79,153).

Keeve ve ark. (77), yüz yumuşak dokularının simülasyonu amacıyla, yumuşak doku katmanlarının özelliklerini aktardıkları, deforme olabilen esnek doku modelinden (*deformable mass-spring tissue model*) faydalanmışlardır. CT görüntülerinden elde edilen veriler yürüyen küpler algoritması yardımıyla biçimlendirilmiş, deri yüzeyinin geometrisi ise lazer tarayıcı ile kaydedilmiştir. Elde edilen veri, farklı amaçlarla kullanılabilir haldedir.

Gerçekçi ve deforme olabilen bir yumuşak doku modeli oluşturabilmek için, canlı dokunun elastik özellikleri ve doku katmanlarının yapısını içeren esnek doku modellemesi oluşturulmuştur.

Yapılan araştırmalar, tedavi sonu tahmini ile gerçek durumun net bir şekilde örtüşmediğini belirtmekte, ancak, yakın bir gelecekte yumuşak doku cevabının gerçek zamanlı olarak simulasyonunun yapılabileceği umudunu taşımaktadır (71).

2.7. MIMICS

Mimics® (*Materialise's Interactive Medical Image Control System*), Materialise (Leuven, Belçika) firması tarafından geliştirilmiş bir medikal görüntüleme ve kontrol sistemi yazılımıdır (102).

Mimics®, iki boyutlu CT ve MR verilerini üç boyutlu hale getiren, en ince detayları kolayca görüntüleyebilen, birçok medikal uygulamaya öncülük eden interaktif bir bilgisayar programıdır. Hızlı prototiplemeyle model yapılabilmesi için Mimics®'e çok esnek bir arayüz eklenmiştir. Mimics®'in en önemli özelliği, Hounsfield değerlerini kullanarak segmentasyon yapan bir program oluşudur. Sayısız iki boyutlu kesitle çalışabilir. Tek limit, çalışılan bilgisayarın fiziksel hafızasıdır. Yazılım, hekim ve radyologlara CT ve MR görüntülerini tüm detaylarıyla kontrol edebilme ve tüm dokuların segmentasyonunu yapabilme imkanı vermektedir. Üç boyutlu görüntü elde etmek için ek bir teknik bilgiye ihtiyaç yoktur.

Mimics®, modüler bir yapıya sahiptir. Toplam 7 modülü vardır. Bunlar:

- Temel modül,
- Simülasyon modülü,
- STL+ modülü,
- Sonlu Elemanlar Analizi (FEA) modülü,
- Hızlı Prototipleme için Kesit (RP Slice) modülü,
- MEDCAD Modülü
- IMPORT modülü

Bu modüler yapısı sayesinde Mimics® birçok medikal uygulama için kullanılabilir. Hekim ve araştırmacılar yapacakları uygulama ya da çalışmaya uygun bir modüler yapı oluşturabilirler. Ayrıca, Mimics®, tüm hızlı prototip sistemlerine veri aktarabilir.

Taşınabilir optik disk veya bantlardaki iki boyulu CT, MR veya mikroskopi verileri, import modülü ile kullanıcı kolaylığı sağlanarak, doğrudan alınıp Mimics® görüntü formatına çevrilir ve ilerideki prosedürlerin uygulanabilmesi için gerekli bilgi sağlanır.

Mimics®, ilgilenilen bölgenin hızlıca üç boyutlu görüntüsünü elde etmek için esnek bir arayüz kullanır, çözünürlük ve filtreleme için parametreler verilebilir. Her üç boyutlu model için yükseklik, genişlik, hacim, yüzey ve benzeri bilgileri elde edilebilir. Görüntü verisi, her biri benzersiz bilgi sağlayan değişik yollarla görüntülenir. Mimics® ekranı üçe böler; orijinal aksial görüntü ve kesitlenmiş olarak 'koronal ve sagital' görüntü verir. Üç boyutlu görüntüyü hareket ettirme, yakınlaştırma, döndürme ve kontrast ayarı yapma yeteneğine sahiptir. Hem iki boyutlu kesitlerde, hem de üç boyutlu yeniden yapılandırılmalarda noktalar arası ölçüm yapılabilir.

Mimics® simülasyon modülü, cerrahi simülasyonlar için açık bir platformdur. Simülasyon modülü ile antropometrik analiz şablonları kullanılarak veriler detaylı olarak analiz edilebilir, osteotomi ve distraktör uygulamaları planlanabilir. Simülasyon modülü, kesme, ayrıştırma, birleştirme, aynalama, distraktör yerleştirme, sinirlerin belirlenmesi fonksiyonlarını içerir. Simülasyon modülü içerisinde nokta, düzlem ve ölçüm listeleri yer almaktadır. Bu listelere ekleme yapmak mümkündür. Üç nokta arasındaki ya da iki doğru arasındaki açı bu modül ile ölçülebilir. Modülün içinde bir de distraktör kütüphanesi bulunmaktadır.

Mimics® STL+ modülü, Mimics® ile herhangi bir hızlı prototip sistemi arasında arayüz oluşturur. Mimics®, STL dosyalarını import ve export edebilen bir programdır. Standart üç boyutlu dosya formatları olan STL ve VRML çıktıları alınabilir. STL formatı herhangi bir hızlı prototip makinası tarafından kullanılabilir. Bir görüntüden, üç boyutlu nesneden ve 3dd

dosyadan çıktı alınabilir. ASCII STL, Binary STL, DXF, VRML 2.0 ve Point Cloud çıktıları alınabilir.

Mimics® Sonlu Elemanlar Analizi (FEA) modülü, görüntüleri gerekli dosya formatlarına çevirir ve Hesaplanabilir Akışkanlar Dinamiği (CFD)'nde kullanılmasını sağlar.

Mimics® hızlı prototip kesit modülü, Mimics® ile hızlı prototip makinaları arasında kesit formatı kullanılarak arabirim oluşturur. Bu modül, hızlı prototip modeli üretmek için gerekli destek yapısını otomatik olarak kendisi oluşturur.

Mimics® Med-CAD modülü, medikal görüntüleme (CT ve MR) ile tasarım programları arasında çift taraflı arabirim oluşturur.

Mimics®, medikal sektörde, sorunlu bölgenin teşhisi, operasyon planlaması ve protez tasarımında kullanılmaktadır. Öncelikle, Mimics® ile hastanın sorunlu bölgesinin üç boyutlu modeli oluşturularak sorunun anlaşılması kolaylaşır. Ayrıca, karmaşık yapıdaki sorunlu bölgeler için renklendirilerek oluşturulacak bir başka model ise daha etkin bir çözüme ulaşılmasına yardımcı olacaktır. Kritik operasyonlarda, hastaya yapılacak uygulamadan önce, denemenin hastanın fiziksel yapısıyla birebir örtüşen anatomik modelinin üzerinde tatbik edilmesi hem riski azaltacak, hem de ameliyat süresini kısaltarak cerrahlara zaman kazandıracaktır. Ayrıca üç boyutlu modellemeyle elde edilecek kişisel protez, hastanın anatomik özellikleriyle bire bir örtüşerek, hastanın hızlı ve acı çekmeden iyileşmesini, protezini kullanırken rahat hareket etmesini sağlayacaktır (102).

Mimics® yazılımı için gerekli sistem ihtiyacı şu şekildedir (102):

- Yazılım İhtiyacı:

Minimum:

- Windows 2000 (SP3), XP
- Internet Explorer 5.0

Tavsiye Edilen :

- Windows 2000 (SP3), XP ya da Vista (Mimics® 64-bit için Vista x64 edition)
- Internet Explorer 6.0

- Donanım İhtiyacı:

Minimum:

- Intel Pentium III 500 MHz
- 256 MB RAM
- 4 MB RAM 1024*768 ve 16-bit renk destekleyen ekran kartı
- 15" renkli monitör

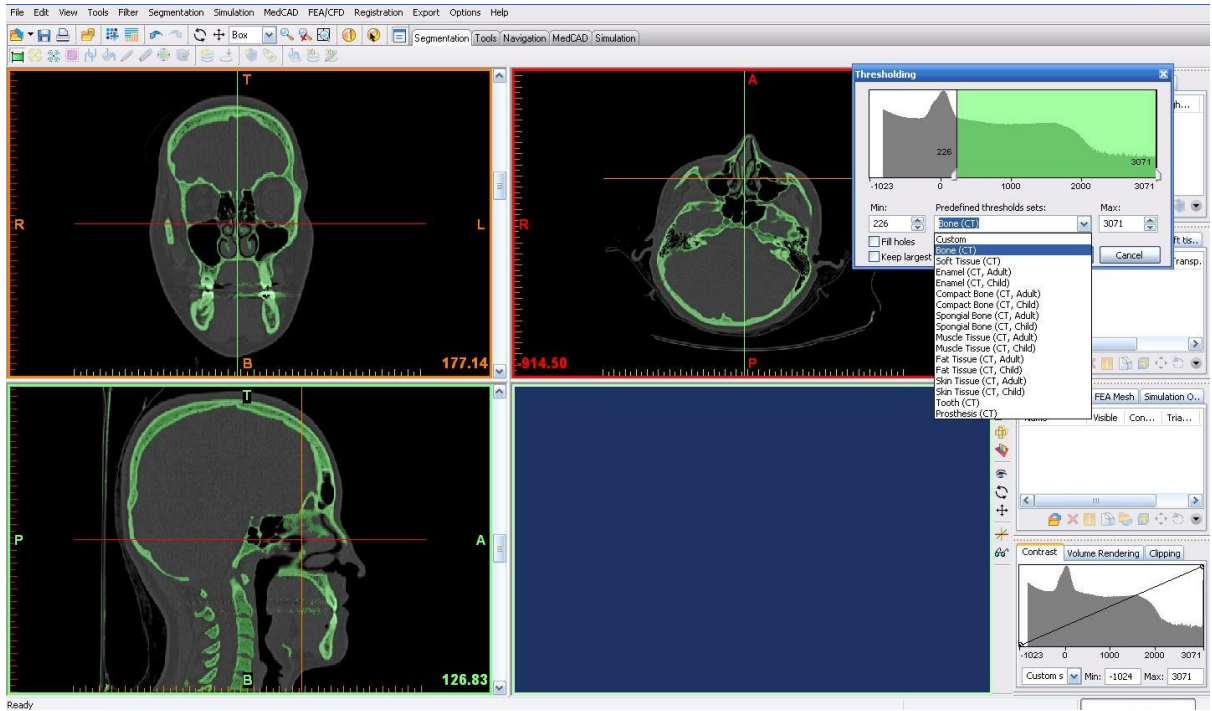
Tavsiye Edilen:

- Intel Pentium 4 3.0 GHz veya dengi
- 2 GB RAM
- 128 MB RAM RADEON ya da NVIDIA GeForce ekran kartı
- 19" renkli monitör veya 17" flat panel monitör
- Optik mouse

2.8. MIMICS Programı İle Sefalometrik Analiz

Taşınabilir optik disk (CD) ortamına kaydedilmiş iki boyutlu aksiyal kesit bilgisayarlı tomografi verileri, Mimics® programı tarafından import edilerek, orijinal aksiyal görüntüye ilaveten kesitlenmiş olarak sagittal ve koronal reformat görüntüler oluşturulmaktadır (Şekil 2.29).

Mimics® programı, Hounsfield değerlerini kullanarak farklı dokulara ait görüntülerin birbirinden ayrılabilmesini sağlamaktadır (Şekil 2.29). Program içerisinde mevcut, farklı dokulara ait eşik değerler seçilerek istenen yapı diğer dokulardan ayrılabilir. Bu işlem programın *Thresholding* fonksiyonu ile gerçekleştirilmektedir.



Şekil 2.29. Mimics® ekran görüntüsü.

Kemik dokusu diğer yapılardan ayrıldıktan sonra vertebra, mandibula, ve kranium ayrı ayrı üç boyutlu olarak elde edilebilir. Bu işlem program tarafından otomatik olarak yapılamamakta, kullanıcı tarafından gerçekleştirilmektedir. Ayırmak istenen her bir yapının komşu yapılarla olan

sınırının belirlenmesi ve net bir ayırım için kesit kesit işlenmesi gerekebilmektedir.

Tüm kemik yapının tek parça olarak üç boyutlu hale getirilmesi, yapı hakkında fikir verebilmesine rağmen; hem yapılacak sefalometrik analiz sırasında bazı bölgelerin diğer anatomik yapılar tarafından örtülmesi sonucu net bir işaretlemeye yaşanacak zorlukların ortadan kaldırılması, hem de ileride yapılabilecek bir cerrahi simulasyon için maksillofasiyal bölge yapılarının yumuşak doku, vertebra, mandibula ve kranyum olarak ayrılmasında fayda vardır.

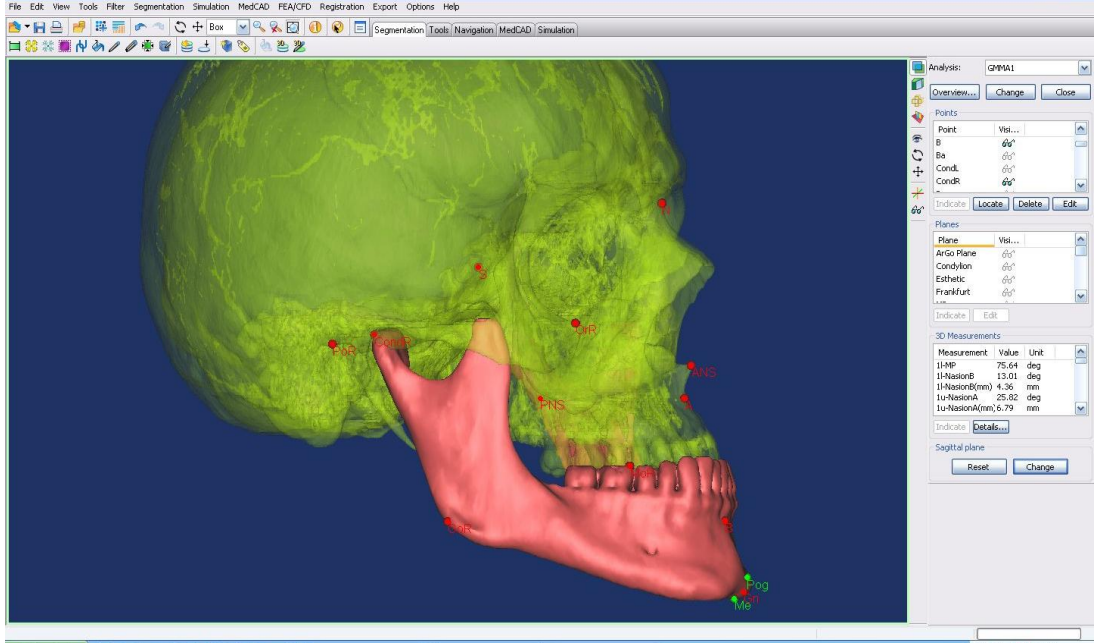
Sefalometrik analiz için Mimics® simulasyon modülü içerisinde, açısal ve doğrusal ölçümlerin yapılabildiği farklı analizler mevcuttur:

- Downs analizi,
- Steiner analizi,
- Tweed analizi,
- Ricketts analizi,
- Mc Namara analizi,
- Ortognatik cerrahi analizleri (Le Fort I, II, III, Genioplasti)
- Yumuşak doku analizi

Ayrıca, mevcut analizlerde kullanılan nokta ve düzlemlerden istifade ederek ya da yeni nokta ve düzlemler belirleyerek, farklı bir analiz tanımlanabilmektedir.

Tercih edilen veya sonradan oluşturulan sefalometrik analiz seçildikten sonra, ekranda üç boyutlu yüzey modeli üzerinde ya da kesit görüntüleri üzerinde işaretleme yapılabilir. İşaretlenen noktaların konumları, bu üç boyutlu modelin her yönde hareket ettirilebilmesi sayesinde rahatlıkla kontrol edilebilir ve değiştirilebilir. İstenen nokta ve düzlem üç boyutlu model üzerinde görüntülenebilir veya kaldırılabilir.

Daha önceden segmentasyonu yapılmış olan yumuşak doku, vertebra, mandibula ve kranyum farklı renklerde ve farklı transparanlıkta görüntülenebilmektedir (Şekil 2.30).



Şekil 2.30. Mimics®'te sefalometri

Analize ait tüm noktalar işaretlendikten sonra ölçüm değerleri, hem üç boyutlu, hem de iki boyutlu olmak üzere iki farklı değer şeklinde verilmektedir. Mimics®'in vermiş olduğu iki boyutlu sonuçlar distorsiyon ve magnifikasyon olmaksızın oluşturulmuş üç boyutlu bir koordinat sisteminin iki boyuta indirgenmiş şeklini sunmaktadır. Üç boyutlu sonuçlar ise fiziksel ölçüme benzer bir sonuçtur. Sağ ve sol yapılar ayrı ayrı ölçülebilmektedir.

GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda, GATA Dişhekimliği Bilimleri Merkezi Ortodonti Anabilim Dalı hasta arşivinden seçilmiş 31 erkek (yaş ortalaması 21.6) ve 13 bayan (yaş ortalaması 20.4), toplam 44 iskeletsel Sınıf III ($ANB < 0^\circ$) hastanın tedavi başı lateral sefalometrik radyografileri ve aynı hastalara ait maksillofasiyal bölge tomografisi aksiyal kesit verileri kullanılmıştır. Araştırmaya dahil edilen bireylerin seçiminde yaş ve cinsiyet dikkate alınmamıştır.

Çalışmamıza dahil edilen hastaların kayıtları belirli kriterlere dikkat edilerek seçilmiştir:

- Hasta kayıtlarının seçiminde tedavi başı sefalometrik kayıtları ile birlikte maksillofasiyal bölge tomografisi verilerinin de bulunduğu olgular göz önüne alınmıştır.
- ANB açısına göre iskeletsel Sınıf III ($ANB < 0^\circ$) olgular seçilmiştir.
- Lateral sefalometrik filmlerde istediğimiz anatomik yapıların görünmesine engel artifaktların olmamasına dikkat edilmiştir.
- Lateral sefalometrik filmlerin, hastanın Frankfurt horizontal düzlemi yere paralel ve dişler sentrik okluzyonda iken alınmış olmasına dikkat edilmiştir.
- Maksillofasiyal bölge tomografisi verilerinin CD ortamında DICOM formatında kayıtlı olmasına dikkat edilmiştir.
- Aksiyal tomografi görüntülerinin 512x512 piksel matriks çözünürlüğe ve 1 mm kesit kalınlığına sahip olmasına dikkat edilmiştir.
- Tomografi görüntülerinin Gantry ve Tilt değerleri 0° Frankfurt olması gerekmektedir.
- Aksiyal tomografik görüntü setlerinin verteks ve mandibula alt sınırını içermesine dikkat edilmiştir.

Lateral sefalometrik radyogramlar hasta ışın kaynağı arası mesafeyi 150 cm, film kaseti ile birey arasındaki mesafeyi ise 12 cm olarak standardize eden sefalostata sahip, Trophy firmasının ürettiği Odontorama P.C. radyografi cihazı (Trophy Radiologie, Fransa) kullanılarak elde edilmiş 18x24 cm boyutlarında röntgen filmleridir.

Bilgisayarlı tomografi görüntüleri ise GATA Radyoloji Anabilim Dalında Philips MX 8000 IDT Multislice CT System V 2.5 (Philips Medical Systems,Hollanda) cihazı kullanılarak,120 kV ve 100 mA dozunda, 1 mm kesit kalınlığı ile elde edilmiş ve DICOM formatında CD ortamına kayıtlı aksiyal kesit verileridir.

Lateral sefalometrik radyogramlar üzerinde gerçekleştirilecek sefalometrik ölçümler konvansiyonel teknik ile yapılırken, tomografi verileri Mimics® v12.01 (Materialise, Leuven, Belçika) programı yardımıyla üç boyutlu hale getirilerek sefalometrik analizleri yapılmıştır.

Konvansiyonel diye adlandırılan teknikte, el çizimi ile sefalometrik analizlerin yapılması gerçekleştirilmiştir. Bu teknikte sefalometrik filmler üzerine, ışık geçirebilen bir çizim kağıdı konarak daha önceden tarafımızdan belirlenmiş anatomik noktalar işaretlenmiştir. Sefalometrik noktalar işaretlendikten sonra gerekli düzlemler oluşturulup el çizimine başlanmıştır. Bu çizimde kullanılan malzemeler:

1. 0.3 mm kalınlığında çizim kalemi
2. Silgi
3. Yapıştırıcı bant
4. Özel çizim kağıdı
5. Sefalometrik ölçüm cetveli (protraktör)
6. Soğuk ışık kaynağı (negatoskop)

Çizimlerden sonra sefalometrik ölçüm cetveli yardımı ile açısal ve doğrusal parametreler ölçülmüştür. Ölçümler sırasında çift gözüken yapıların orta noktaları kullanılmıştır.

Aksiyal kesit verilerinin üç boyutlu rekonstrüksiyonu GATA Dişhekimliği Bilimleri Merkezi Ortodonti Anabilim Dalı bilgisayar sisteminde, Mimics® v12.01 (Materialise, Leuven, Belçika) programı yardımı ile yapılmıştır. Yumuşak doku, vertebra, mandibula ve kranyumun segmentasyonu ayrı ayrı yapılarak sefalometrik noktaların işaretlenmesi sırasında ilgili yapıların görünmesini engelleyecek süperpozisyonlar elimine edilmiştir. Sefalometrik ölçümler için Mimics® simulasyon modülü içerisindeki sefalometrik analiz programı kullanılmıştır. Program içeriğinde bulunan hazır analizler yerine çalışmamızda kullanılan sefalometrik nokta ve düzlemlere göre modifiye edilmiş yeni bir analiz tanımlanmıştır. Oluşturulan üç boyutlu model üzerinde işaretlenen anatomik noktaların pozisyonları sagittal koronal ve aksiyal reformat kesitler yardımıyla kontrol edilmiştir (Şekil 3.1).

Sefalometrik noktaların işaretlenmesinden sonra, program sefalometrik analiz sonuçlarını üç boyutlu (3D) ve iki boyutlu (2D) olmak üzere iki farklı sayısal değer formu şeklinde vermektedir (Şekil 3.2). Sağ ve sol yapılara ait ölçüm sonuçlarının ortalaması kullanılmıştır.

Tüm ölçümler aynı araştırmacı tarafından iki hafta sonra tekrar yapılarak, elde edilen değerlerin ortalaması alınmıştır.

Bireylerin ölçüm sonuçları,

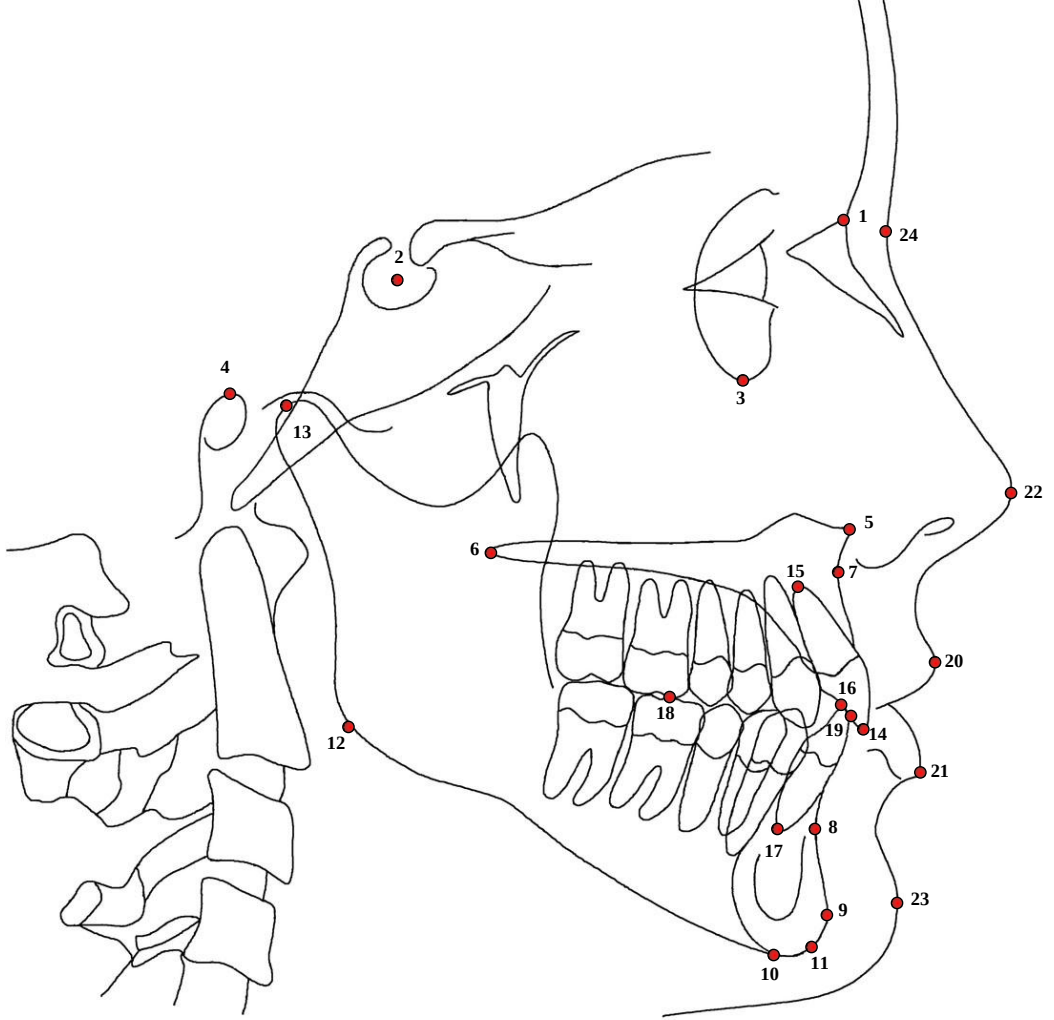
- Konvansiyonel teknik (Grup I),
- MIMICS 3D (Grup II) ve
- MIMICS 2D (Grup III)

olacak şekilde gruplandırılmıştır (Şekil 3.3).

3.1. Araştırmada Kullanılan Sefalometrik Nokta ve Düzlemler

Araştırmada kullanılan sefalometrik noktalar şunlardır (şekil 3.4) (66):

1. Nasion (N): Nasofrontal suturun ön, tepe noktası
2. S noktası: Sella turcica'nın merkez noktası
3. Orbita (Or): Göz çukurunun dış kenarının en alt noktası
4. Porion (Po): Porus acusticus eksternus'un tepe noktası
5. ANS (Anterior Nasal Spina): Os palatinum'un en ön uç çıkıntısı
6. PNS (Posterior Nasal Spina): Os palatinum'un en arka uç çıkıntısı
7. A noktası: Orta çizgi üzerinde Spina nasalis anterior ile Prosthion arasında yer alan içbükeyliğin en derin noktası
8. B noktası: Mandibular symphysis'in ön konturunun en iç bükey noktası
9. Pogonion (Pog): Mandibular symphysis'in en üst, en ön noktası
10. Menton (Me): Mandibular symphysis'in mandibula alt kenarı ile kesiştiği nokta
11. Gnathion (Gn): Mandibular symphysis'in en alt, en ön noktası
12. Gonion (Go): Mandibular corpus ve ramus'un birleşim noktası
13. Condylion (Co): Kondil başının en üst noktası
14. Üst keser insizal ucu (Is1u)
15. Üst keser kök ucu (Ap1u)
16. Alt keser insizal ucu (Is1l)
17. Alt keser kök ucu (Ap1l)
18. Üst ve Alt 6 nolu molar dişin oklüzal temas noktası (OCC2)
19. Overbite'in orta noktası (OCC1)
20. Üst dudak ucu (Ls)
21. Alt dudak ucu (Li)
22. Burun ucu (Ns)
23. Yumuşak doku çene ucu (Pog')
24. Yumuşak doku Nasion (N')



Şekil 3.4. Araştırmada kullanılan sefalometrik noktalar

Bu sefalometrik noktalardan açısal ve doğrusal ölçümler için oluşturulan düzlemler ise (Şekil 3.5.1, 3.5.2) (66):

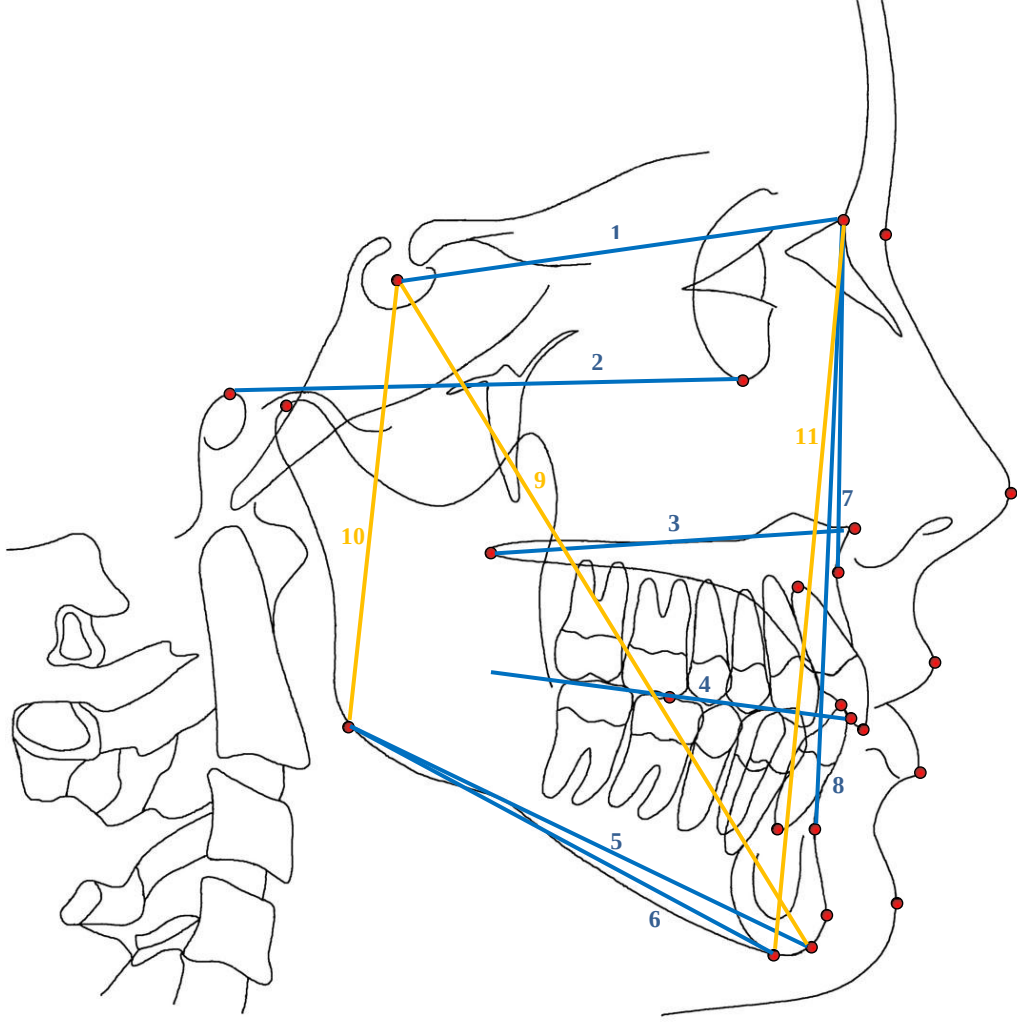
1. Sella-Nasion düzlemi (S-N): Sella ve Nasion noktaları arasında oluşturulan düzlemdir.
2. Frankfurt horizontal düzlemi (FH): Porion ve Orbitale noktaları arasında oluşturulan düzlemdir.
3. Palatal düzlem (PP): ANS ve PNS noktaları arasında oluşturulan düzlemdir.
4. Oklüzal düzlem (Occ): OCC1 ve OCC 2 noktaları arasında oluşturulan düzlemdir.
5. Gonion-Gnathion düzlemi (Go-Gn): Gonion ve Gnathion noktaları arasında oluşturulan düzlemdir.
6. Gonion-Menton düzlemi (Go-Me): Gonion ve Menton noktaları arasında oluşturulan düzlemdir.
7. Nasion-A düzlemi (N-A): Nasion ve A noktaları arasında oluşturulan düzlemdir.
8. Nasion-B düzlemi (N-B): Nasion ve B noktaları arasında oluşturulan düzlemdir.
9. Sella-Gnathion düzlemi (S-Gn): Sella ve Gnathion noktaları arasında oluşturulan düzlemdir.
10. Sella- Gonion düzlemi (S-Go): Sella ve Gonion noktaları arasında oluşturulan düzlemdir.
11. Nasion-Menton düzlemi (N-Me): Nasion ve Menton noktaları arasında oluşturulan düzlemdir.
12. Nasion-ANS düzlemi (N-ANS): Nasion ve ANS noktaları arasında oluşturulan düzlemdir.
13. ANS-Menton düzlemi (ANS-Me): ANS ve Menton noktaları arasında oluşturulan düzlemdir.
14. Nasion perpendicular düzlemi (N-perp): Nasion noktasından Frankfurt Horizontal düzlemine indirilen dikme ile oluşturulan düzlemdir.
15. Condylion-A düzlemi (Co-A): Condylion ve A noktaları arasında oluşturulan düzlemdir.

16. Condylion-Gnathion düzlemi (Co-Gn) : Condylion ve Gnathion noktaları arasında oluşturulan düzlemdir.

17. E düzlemi: Yumuşak doku çene ucu - yumuşak doku burun ucu arasında oluşturulan düzlemdir.

18. Alt keser düzlemi: Alt keser insizal ucu – Alt keser kök ucu noktaları arasında oluşturulan düzlemdir.

19. Üst keser düzlemi: Üst keser insizal ucu - Üst keser kök ucu noktaları arasında oluşturulan düzlemdir.



Şekil 3.5.1. Araştırmada kullanılan referans düzlemler

51

3.2. Araştırmada Kullanılan Parametreler

3.2.1. İskeletsel Parametreler

Araştırmada kullanılan nokta ve düzlemler yardımıyla oluşturulan iskeletsel parametreler, açısal ve doğrusal parametreler olarak ayrı ayrı incelenmiştir.

3.2.1.1. İskeletsel Açısal Parametreler (Şekil 3.6) (66)

1. SNA: Sella-Nasion düzlemi ile Nasion-A düzlemi arasındaki açı,
2. SNB: Sella-Nasion düzlemi ile Nasion-B düzlemi arasındaki açı,
3. ANB: SNA ve SNB açıları farkı,
4. Y-aksı: Frankfurt horizontal düzlemi ile Sella-Gnathion düzlemi arasındaki açı,
5. SN / ANS-PNS: Sella-Nasion düzlemi ile ANS-PNS düzlemi arasındaki açı,
6. SN / Occ: Sella-Nasion düzlemi ile okluzal düzlem arasındaki açı,
7. SN / Go-Gn: Sella-Nasion düzlemi ile Gonion-Gnathion düzlemi arasındaki açı,
8. ANS-PNS / Go-Gn: Maksiler düzlem ile Gonion-Gnathion düzlemi arasındaki açı.

3.2.1.2. İskeletsel Doğrusal Parametreler (Şekil 3.7) (66)

1. Nperp.-A: Nasion perpendicular düzlemi ile A noktası arasındaki mesafe,
2. Nperp.-Pog: Nasion perpendicular düzlemi ile Pogonion noktası arasındaki mesafe,
3. S-N: Sella ve Nasion noktaları arasındaki mesafe,
4. Go-Me: Gonion ve Menton noktaları arasındaki mesafe,

5. Co-A: Condylion ve A noktaları arasındaki mesafe,
6. Co-Gn: Condylion ve Gnathion noktaları arasındaki mesafe,
7. N-Me: Nasion ve Menton noktaları arasındaki mesafe,
8. N-ANS: Nasion ve ANS noktaları arasındaki mesafe,
9. ANS-Me: ANS ve Menton noktaları arasındaki mesafe,
10. S-Go: Sella ve Gonion noktaları arasındaki mesafe,
11. S-Go / N-Me (APFH) : Sella-Gonion / Nasion-Menton mesafeleri (arka yüz/ ön yüz) oranı.

3.2.2. Dental Parametreler

Araştırmada kullanılan nokta ve düzlemler yardımıyla oluşturulan dental parametreler, açısal ve doğrusal parametreler olarak ayrı ayrı incelenmiştir.

3.2.2.1. Dental Açısal Parametreler (Şekil 3.8) (66)

1. U1 / SN: Üst keser düzlemi ile Sella-Nasion düzlemi arasındaki açı,
2. U1 / NA: Üst keser düzlemi ile Nasion-A düzlemi arasındaki açı,
3. L1 / Go-Gn: Alt keser düzlemi ile Gonion-Gnathion düzlemi arasındaki açı,
4. L1 / NB: Alt keser düzlemi ile Nasion-B düzlemi arasındaki açı,
5. U1 / L1 (İnterinsizal Açı): Üst keser düzlemi ile alt keser düzlemi arasındaki açı.

3.2.2.2. Dental Doğrusal Parametreler (Şekil 3.9) (66)

1. U1-NA: Üst keserin en ön noktası ile Nasion-A düzlemi arasındaki mesafe,
2. L1-NB: Alt keserin en ön noktası ile Nasion-B düzlemi arasındaki mesafe,
3. Overjet,
4. Overbite.

3.2.3. Yumuşak Doku Parametreleri

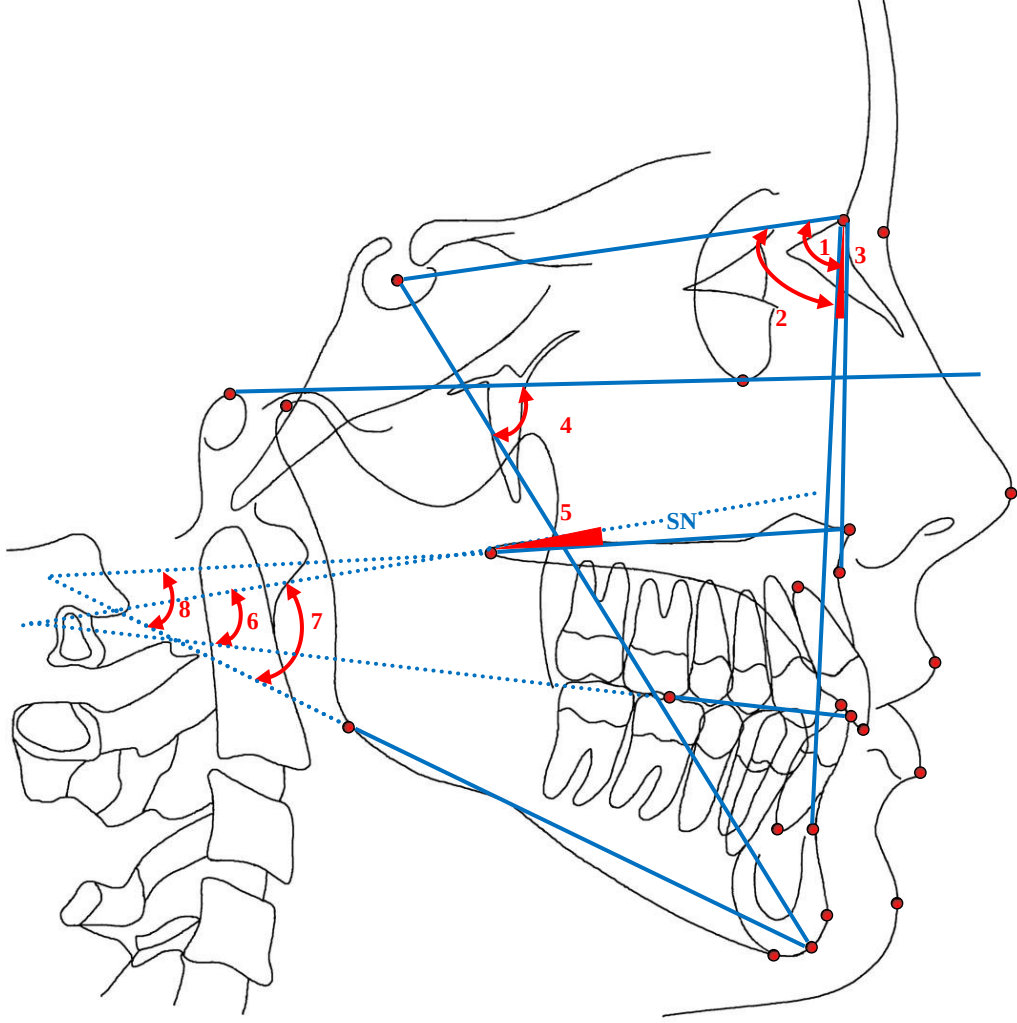
Araştırmada kullanılan nokta ve düzlemler yardımıyla oluşturulan yumuşak doku parametreleri de, açısal ve doğrusal parametreler olarak ayrı ayrı incelenmiştir.

3.2.3.1. Yumuşak Doku Açısal Parametreleri (Şekil 3.10) (66)

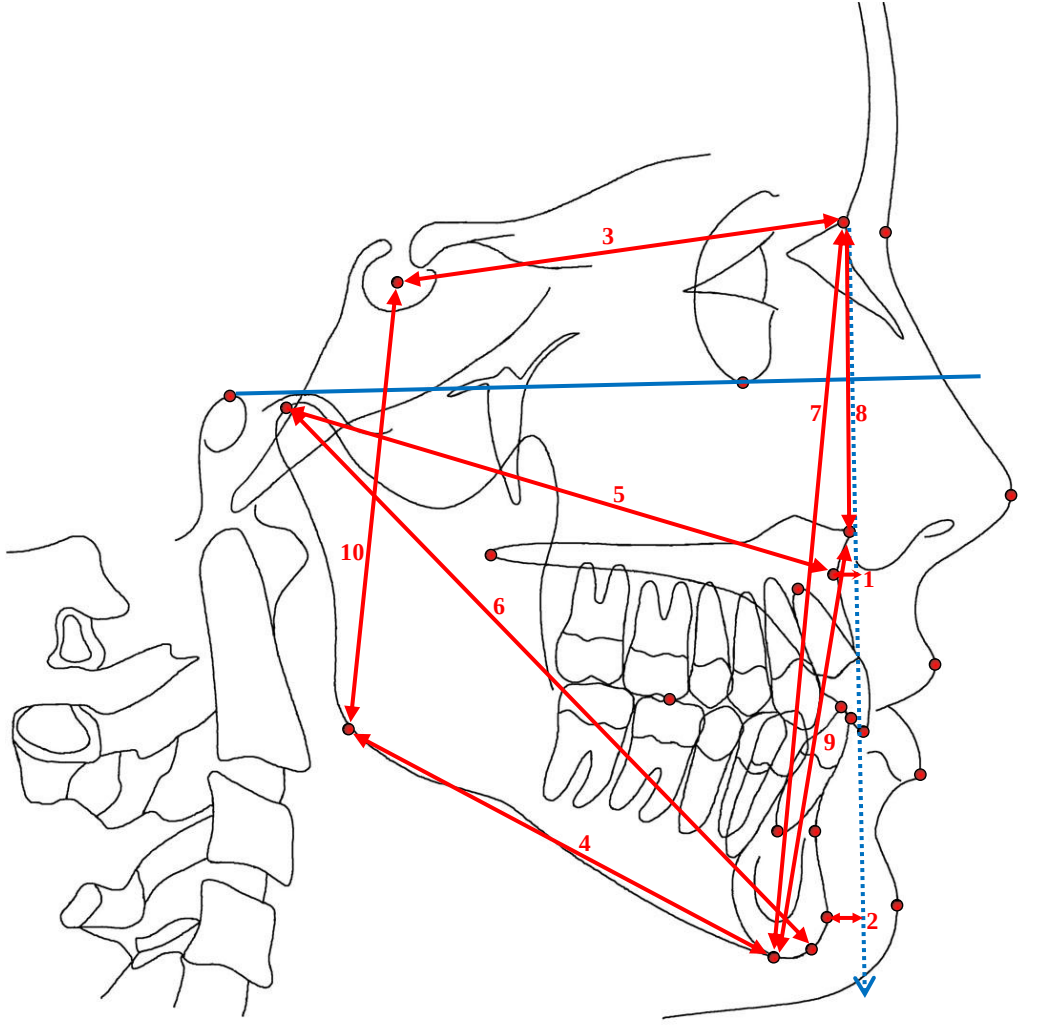
1. H-Açısı (N'Pog'Gs): Yumuşak doku nasion, yumuşak doku pogonion, üst dudağın en ön noktası arasındaki açı.

3.2.3.2. Yumuşak Doku Doğrusal Parametreleri (Şekil 3.11) (66)

1. UL-E (Üst dudak-E): Üst dudağın en ön noktası (Ls) ile E düzlemi arasındaki mesafe,
2. LL-E (Alt dudak-E): Alt dudağın en ön noktası (Li) ile E düzlemi arasındaki mesafe,
3. UL-KALINLIK (Üst dudak kalınlığı): ANS ve üst dudağın en ön noktası (Ls) arasındaki mesafe.

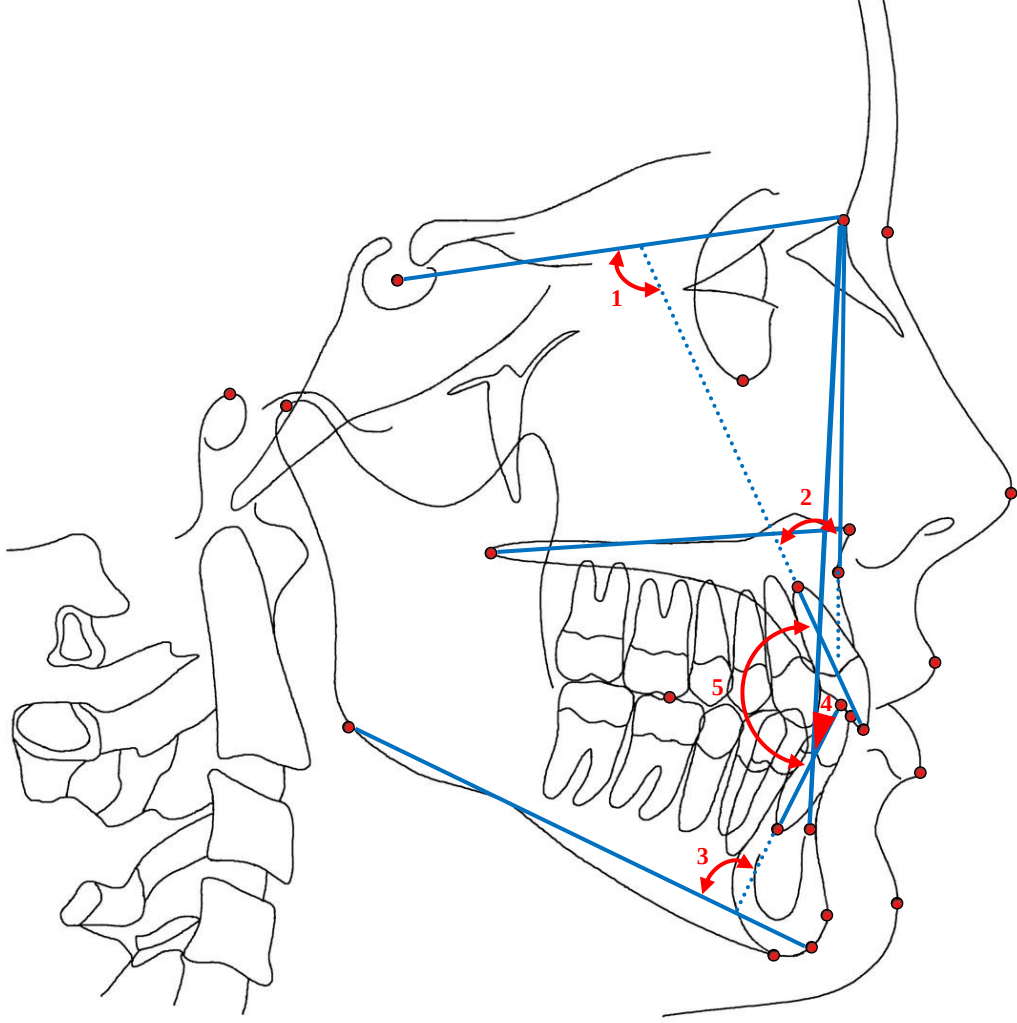


Şekil 3.6. Araştırmada kullanılan iskeletsel açısal parametreler

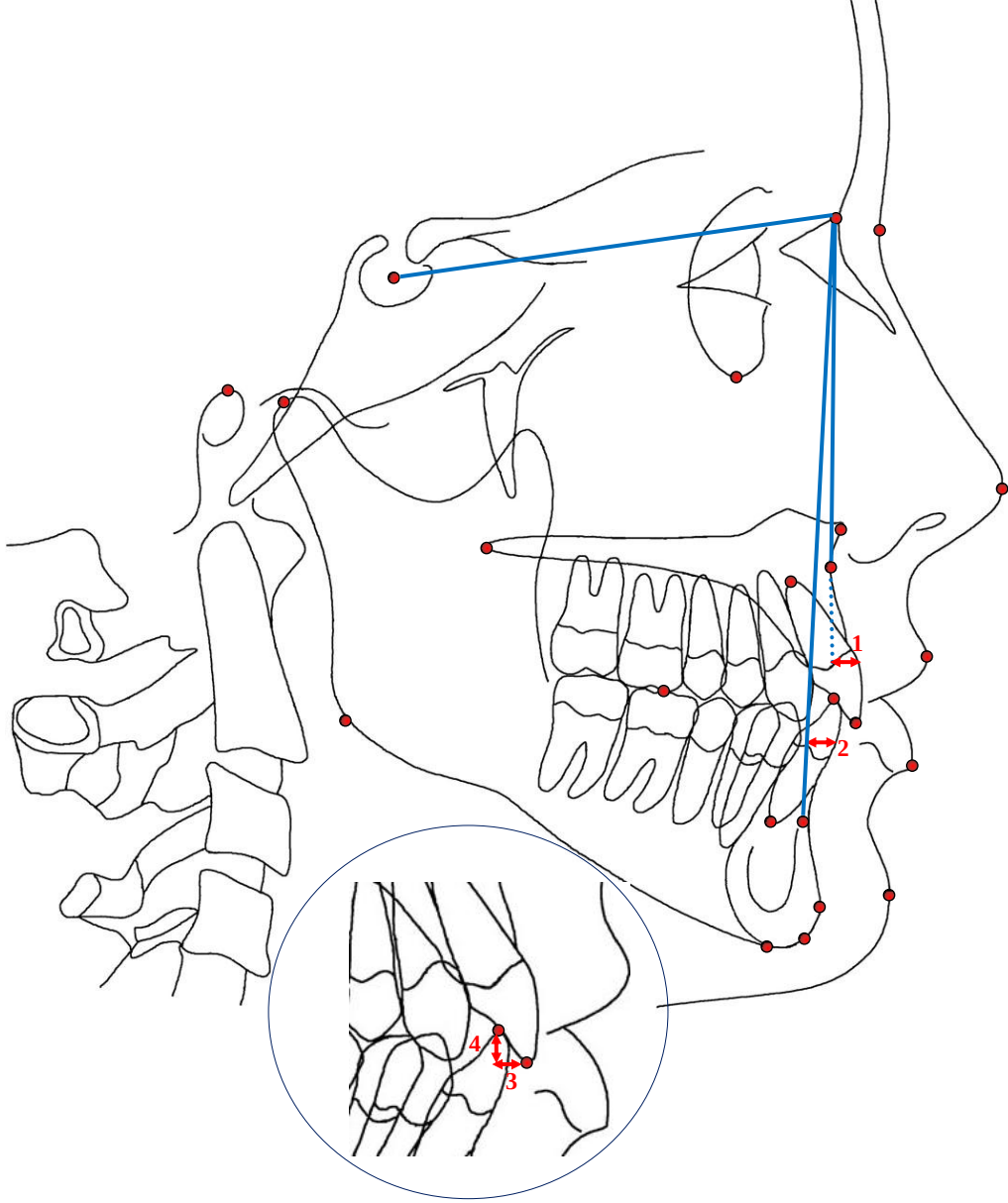


$$11 = 10 / 7 \text{ (S-Go / N-Me)}$$

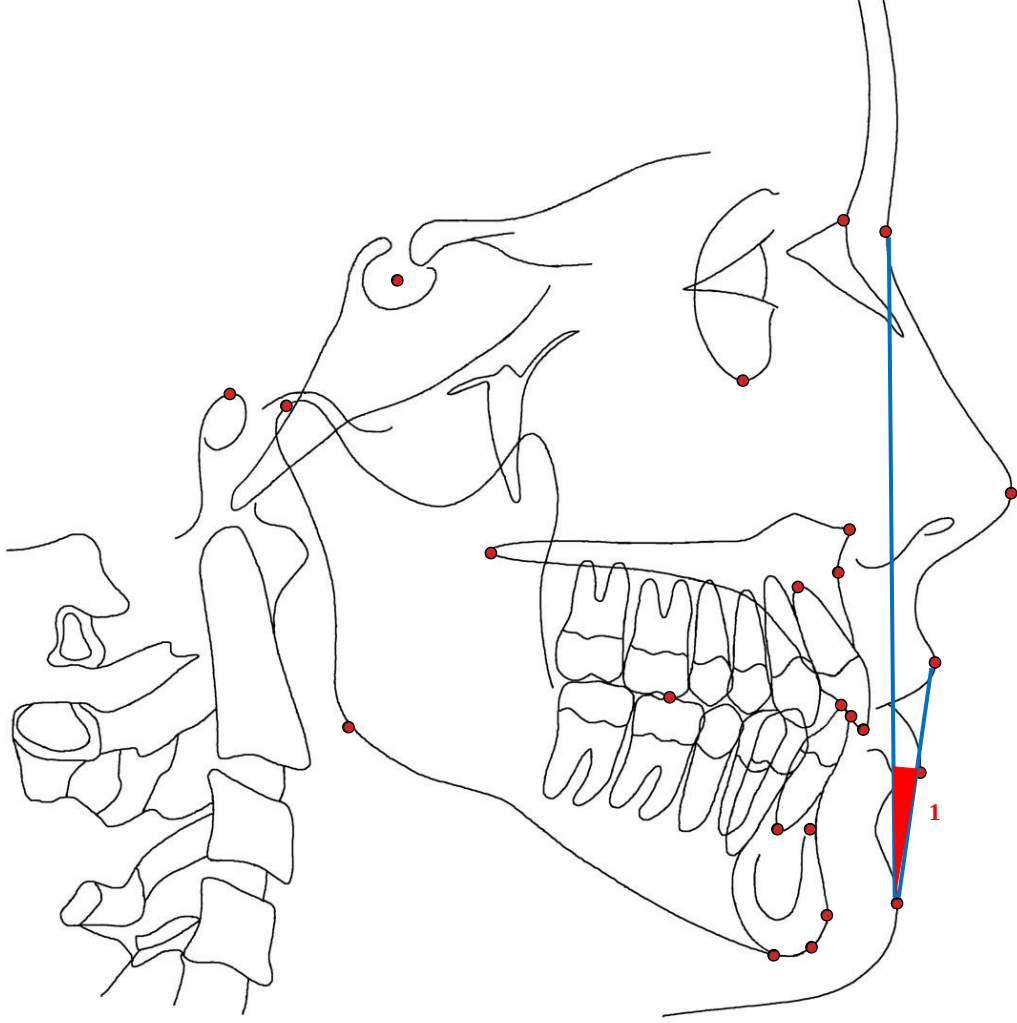
Şekil 3.7. Araştırmada kullanılan iskeletsel doğrusal parametreler



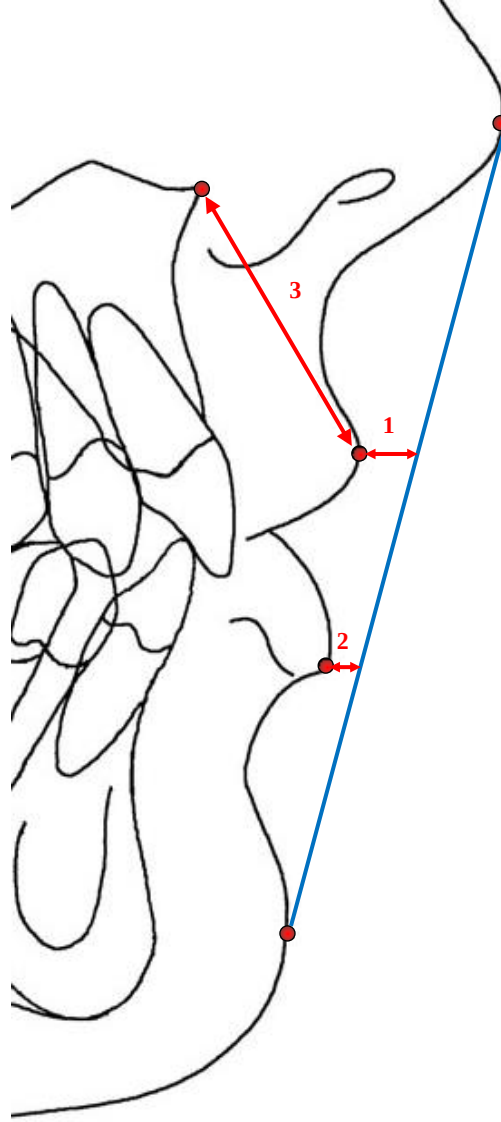
Şekil 3.8. Araştırmada kullanılan dental açısal parametreler



Şekil 3.9. Araştırmada kullanılan dental doğrusal parametreler



Şekil 3.10. Araştırmada kullanılan yumuşak doku açısal parametreleri



Şekil 3.11. Araştırmada kullanılan yumuşak doku doğrusal parametreleri

3.3. İstatistiksel Analiz

Çalışma kapsamında elde edilen her üç gruba ait ölçüm değerleri bilgisayar ortamına aktarılıp gerekli hata kontrolleri ve düzeltmeler yapıldı. Ölçüm değişkenlerinin normal dağılıma uygunluğu görsel olarak ve Shapiro-Wilk analizi ile incelendi. Normal dağılıma uygunluk analizi sonuçları Tablo 4.1, 4.2 ve 4.3'te verilmiştir. Tüm ölçüm değerlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler en küçük, en büyük, ortanca, ortalama±standart sapma ve % 95 güven aralıkları olarak verildi. Üç farklı şekilde yapılan ölçümleri değerlendirmek için normal dağılıma uyan parametrelerde "Tekrarlı Ölçümlerde Varyans Analizi" varsayımları (grup varyanslarının türdeşliği, hata varyansların homojenliği, küresellik varsayımı vb.) test edilerek uygulandı. Karşılaştırılan 3 grup arasında farklılık olup olmadığına karar vermek için Wilks' Lambda istatistiğine başvuruldu. Farklılık bulunduğunda fark kaynağını belirlemek üzere Bonferroni post-hoc testi kullanıldı. Normal dağılıma uymayan parametrelerin değerlendirilmesinde Friedman non-parametrik tekrarlı ölçümlerde varyans analizi uygulandı. Farklılık bulunduğunda farkın hangi gruptan kaynaklandığını belirleyebilmek amacı ile Bonferroni düzeltmeli Wilcoxon non-parametrik iki bağımlı örneklem testi kullanıldı. Bonferroni düzeltmesi olarak istatistiksel kararlarda kullanılan kritik değerimizi yapılacak karşılaştırma sayısına bölerek elde edilen yeni kritik değer kullanılması yoluna gidildi ($\alpha=0.05$ için 3 karşılaştırma yapılacaksa kritik $p=0.05/3 = 0.017$ olarak belirlendi). Tüm istatistiksel analiz ve hesaplamalar için MS-Excel ve SPSS for Win. Ver. 15.00 (SPSS Inc. Chicago, IL., USA) paket programlarından yararlanıldı. İstatistiksel kararlarda $p\leq 0.05$ seviyesi anlamlı farklılığın göstergesi olarak kabul edildi.

BULGULAR

Çalışmamızda kullanılan tüm parametrelerin normal dağılıma uygunluk analizi sonuçları, iskeletsel parametreler (Tablo 4.1), dental parametreler (Tablo 4.2), ve yumuşak doku parametreleri (Tablo 4.3) olarak aşağıda verilmiştir.

Tablo 4.1. İskeletsel parametrelerin normal dağılıma uygunluk test sonuçları

İskeletsel açısal parametreler					İskeletsel doğrusal parametreler				
Shapiro-Wilk					Shapiro-Wilk				
	Grup*	W	df	p		Grup*	W	df	p
SNA	I	0,955	44	0,088	NV-A	I	0,938	44	0,019
	II	0,984	44	0,809		II	0,982	44	0,730
	III	0,983	44	0,762		III	0,982	44	0,722
SNB	I	0,961	44	0,137	NV-Pog	I	0,981	44	0,686
	II	0,969	44	0,271		II	0,973	44	0,398
	III	0,970	44	0,298		III	0,974	44	0,402
ANB**	I	0,935	44	0,016	SN**	I	0,973	44	0,388
	II	0,924	44	0,006		II	0,936	44	0,018
	III	0,915	44	0,003		III	0,935	44	0,015
Y aksı	I	0,984	44	0,784	Go-Me	I	0,980	44	0,641
	II	0,985	44	0,840		II	0,981	44	0,667
	III	0,984	44	0,781		III	0,975	44	0,457
SN / ANS-PNS	I	0,943	44	0,031	Co-A**	I	0,969	44	0,282
	II	0,953	44	0,069		II	0,892	44	0,001
	III	0,952	44	0,067		III	0,929	44	0,010
SN / Occ**	I	0,976	44	0,468	Co-Gn	I	0,976	44	0,498
	II	0,896	44	0,001		II	0,983	44	0,753
	III	0,893	44	0,001		III	0,966	44	0,226
SN / Go-Gn	I	0,983	44	0,760	N-Me	I	0,983	44	0,736
	II	0,971	44	0,329		II	0,972	44	0,356
	III	0,973	44	0,372		III	0,972	44	0,361
ANS-PNS / Go-Gn	I	0,987	44	0,897	N-ANS	I	0,968	44	0,256
	II	0,987	44	0,896		II	0,978	44	0,557
	III	0,984	44	0,806		III	0,976	44	0,490
					ANSMe	I	0,980	44	0,647
						II	0,974	44	0,430
						III	0,977	44	0,509
					S-Go	I	0,979	44	0,608
						II	0,978	44	0,538
						III	0,970	44	0,307
					S-Go / N-Me	I	0,985	44	0,828
						II	0,985	44	0,842
						III	0,988	44	0,931

* Grup I: Konvansiyonel, Grup II: MIMICS 3D, Grup III: MIMICS 2D

** Normal dağılıma uymayan parametreler

Tablo 4.2. Dental parametrelerin normal dağılıma uygunluk test sonuçları

Dental açısal parametreler					Dental doğrusal parametreler				
Shapiro-Wilk					Shapiro-Wilk				
	Grup*	W	df	p		Grup*	W	df	p
U1/SN	I	0,972	44	0,356	U1-NA**	I	0,952	44	0,068
	II	0,975	44	0,449		II	0,970	44	0,292
	III	0,976	44	0,466		III	0,830	44	0,000
U1/NA	I	0,978	44	0,549	L1-NB**	I	0,898	44	0,001
	II	0,989	44	0,954		II	0,746	44	0,000
	III	0,990	44	0,960		III	0,714	44	0,000
L1 / Go-Gn	I	0,939	44	0,022	Overjet**	I	0,891	44	0,001
	II	0,958	44	0,112		II	0,915	44	0,003
	III	0,953	44	0,070		III	0,907	44	0,002
L1/NB	I	0,974	44	0,417	Overbite	I	0,928	44	0,009
	II	0,959	44	0,123		II	0,964	44	0,184
	III	0,961	44	0,143		III	0,964	44	0,181
U1/L1	I	0,986	44	0,855					
	II	0,980	44	0,633					
	III	0,980	44	0,641					

* Grup I: Konvansiyonel, Grup II: MIMICS 3D, Grup III: MIMICS 2D

** Normal dağılıma uymayan parametreler

Tablo 4.3. Yumuşak dokul parametrelerinin normal dağılıma uygunluk test sonuçları

Yumuşak doku açısal parametreler					Yumuşak doku doğrusal parametreler				
Shapiro-Wilk					Shapiro-Wilk				
	Grup*	W	df	p		Grup*	W	df	p
H açısı**	I	0,903	44	0,001	UL-E	I	0,931	44	0,011
	II	0,905	44	0,002		II	0,964	44	0,180
	III	0,891	44	0,001		III	0,963	44	0,176
	I	0,962	44	0,151	LL-E	I	0,962	44	0,151
	II	0,971	44	0,326		II	0,971	44	0,326
	III	0,971	44	0,323		III	0,971	44	0,323
UL KALINLIK	I	0,956	44	0,094		I	0,956	44	0,094
	II	0,980	44	0,615		II	0,980	44	0,615
	III	0,972	44	0,362		III	0,972	44	0,362

* Grup I: Konvansiyonel, Grup II: MIMICS 3D, Grup III: MIMICS 2D

** Normal dağılıma uymayan parametreler

Çalışmamızda kullanılan tüm parametrelerin genel tanımlayıcı istatistik sonuçları, iskeletsel açısız (Tablo 4.4), iskeletsel doğrusal (Tablo 4.13), dental açısız (Tablo 4.25), dental doğrusal (Tablo 4.31), yumuşak doku açısız (Tablo 4.36) ve yumuşak doku doğrusal (Tablo 4.38) parametreleri olarak ayrı ayrı aşağıda verilmiştir.

Tablo 4.4. İskeletsel açısız ölçümlerin tanımlayıcı istatistikleri.

	Grup*	En az	En çok	Ortanca	Ortalama	Std. Sapma	95% Güven aralıkları		Test İstatistiği	p
							Alt sınır	Üst sınır		
SNA	I	70.000	86.000	80.000	78.455	4.043	77.225	79.684	F=9.743	<0.001
	II	69.980	88.110	80.035	79.626	4.186	78.353	80.898		
	III	69.960	87.900	80.035	79.625	4.173	78.356	80.893		
SNB	I	73.000	96.000	83.000	83.705	5.165	82.134	85.275	F=6.316	0.004
	II	74.630	98.620	83.625	84.455	5.331	82.835	86.076		
	III	74.580	98.630	83.700	84.490	5.335	82.868	86.112		
ANB	I	-15.000	0.000	-4.500	-5.250	3.498	-6.314	-4.186	$\chi^2=8.718$	0.013
	II	-15.510	0.110	-4.090	-4.830	3.499	-5.894	-3.766		
	III	-15.630	-0.230	-4.070	-4.865	3.471	-5.921	-3.810		
Y Aksı	I	45.000	69.000	58.000	57.750	5.248	56.154	59.346	F=5.579	0.007
	II	41.850	70.780	57.975	57.685	5.838	55.911	59.460		
	III	41.880	70.750	57.805	57.562	5.772	55.807	59.317		
SN / ANS-PNS	I	3.000	22.000	8.500	9.068	4.049	7.837	10.299	F=4.216	0.021
	II	1.670	22.510	8.145	8.616	4.345	7.295	9.937		
	III	1.660	22.510	8.140	8.603	4.340	7.284	9.922		
SN/Occ	I	4.000	32.000	14.500	14.955	6.548	12.964	16.945	$\chi^2=11.873$	0.003
	II	1.280	49.700	14.980	16.346	9.020	13.603	19.088		
	III	0.650	49.490	14.235	15.929	9.124	13.155	18.703		
SN / Go-Gn	I	19.000	48.000	34.500	34.455	7.125	32.288	36.621	F=6.494	0.003
	II	19.860	47.440	34.260	34.371	7.124	32.205	36.537		
	III	17.870	47.280	34.030	34.160	7.266	31.951	36.369		
ANS-PNS / Go-Gn	I	10.000	39.000	25.000	25.205	6.465	23.239	27.170	F=12.397	<0.001
	II	12.950	41.550	25.405	25.959	6.778	23.898	28.019		
	III	12.950	41.480	25.390	25.680	6.889	23.586	27.775		

* Grup I: Konvansiyonel, Grup II: MIMICS 3D, Grup III: MIMICS 2D

İskeletsel açısal ölçümlerin gruplar arası karşılaştırma sonuçları her parametre için ayrı ayrı aşağıda verilmiştir.

- SNA ölçümleri Grup I, Grup II ve Grup III arasında istatistiksel olarak farklıdır ($F=9.743$; $p<0.001$). Farklılığın nedenini araştırmak üzere Bonferroni post-hoc testi uygulanmış ve sonuçlar Tablo 4.5'de verilmiştir.

Tablo 4.5. SNA ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları

	Grup I	Grup II	Grup III
Grup I			
Grup II	<0.001		
Grup III	<0.001	1.000	

Tablo 4.4 ve Tablo 4.5 incelendiğinde; Grup I ile Grup II ve Grup I ile Grup III arasında istatistiksel olarak önemli farklılık varken ($p<0.001$), Grup II ölçümü ile Grup III ölçümü arasında ise istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p=1.000$). Grup I ile Grup II ölçümleri arasındaki fark 1.171 derece iken Grup I ile Grup III ölçümleri arasındaki fark 1.170 derecedir. Her iki ölçümde de konvansiyonel sefalometri değerleri MIMICS değerlerinden daha düşüktür. Grup II ve Grup III ölçüm değerleri arasında ise 0.001 derecelik bir farklılık vardır (Grup II daha büyük).

- SNB ölçümleri Grup I, Grup II ve Grup III arasında istatistiksel olarak farklıdır ($F=6.316$; $p=0.004$). Farklılığın nedenini araştırmak üzere Bonferroni post-hoc testi uygulanmış ve sonuçlar Tablo 4.6'da verilmiştir.

Tablo 4.6. SNB ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları

	Grup I	Grup II	Grup III
Grup I			
Grup II	0.010		
Grup III	0.007	0.342	

Tablo 4.4 ve 4.6 incelendiğinde; Grup I ile Grup II ($p=0.010$) ve Grup I ile Grup III ($p=0.007$) arasında istatistiksel olarak önemli farklılık varken, Grup II ölçümü ile Grup III ölçümü arasında ise istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p=0.342$). Grup I ile Grup II ölçümleri arasındaki fark 0.751 derece iken Grup I ile Grup III ölçümleri arasındaki fark 0.785 derecedir. Her iki ölçümde de konvansiyonel sefalometri değerleri MIMICS değerlerinden

daha düşüktür. Grup II ve Grup III ölçüm değerleri arasında ise 0.035 derecelik bir farklılık vardır (Grup II daha büyük).

- ANB ölçümleri sıra numaraları ortalaması, Grup I, Grup II ve Grup III arasında istatistiksel olarak farklıdır ($X^2=8.718$; $p=0.013$). Farklılığın nedenini araştırmak üzere Bonferroni düzeltmeli Wilcoxon testi uygulanmış ve sonuçlar Tablo 4.7’de verilmiştir.

Tablo 4.7. ANB ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları

	Grup I		Grup II		Grup III	
	Z	p	Z	p	Z	p
Grup I						
Grup II	3.384	0.001				
Grup III	2.892	0.004	1.836	0.066		

Tablo 4.4 ve 4.7 incelendiğinde; Grup II ile Grup III arasında istatistiksel olarak önemli farklılık yoktur ($Z=1.836$; $p=0.066$). Grup I ile Grup II ($Z=3.384$; $p=0.001$) ve Grup I ile Grup III ($Z=2.892$; $p=0.004$) arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur. 14 açılı ölçümünde Grup I’da Grup II’ye göre daha büyük değerler ölçülürken, 30 ölçümde Grup II’de Grup I’ye göre daha büyük değerler ölçülmüştür. 15 açılı ölçümünde Grup I’da Grup III’a göre daha büyük değerler ölçülürken, 28 ölçümde Grup III’da Grup I’ye göre daha büyük değerler ölçülmüş ve 1 ölçümde ise Grup I ile Grup III’da aynı değer ölçülmüştür. 24 açılı ölçümünde Grup II’de Grup III’a göre daha büyük değerler ölçülürken, 15 ölçümde Grup III’da Grup II’ye göre daha büyük değerler ölçülmüş ve 5 ölçümde ise Grup II ile Grup III’da aynı değerler ölçülmüştür. Ölçüm farklarına bakıldığında ise; Grup I ile Grup II arasında 0.420 derece, Grup I ile Grup III arasında 0.385 derece fark vardır. Her iki ölçümde de konvansiyonel sefalometri değerleri MIMICS değerlerinden daha düşüktür. Grup II ile Grup III arasındaki fark ise 0.035 derecedir (Grup II daha büyük).

- Y Aksı ölçümleri Grup I, Grup II ve Grup III arasında istatistiksel olarak farklıdır ($F=5.579$; $p=0.007$). Farklılığın nedenini araştırmak üzere Bonferroni post-hoc testi uygulanmış ve sonuçlar Tablo 4.8’de verilmiştir.

Tablo 4.8. Y-Aksı ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları

	Grup I	Grup II	Grup III
Grup I			
Grup II	1.000		
Grup III	1.000	0.012	

Tablo 4.4 ve 4.8 incelendiğinde; Grup I ile Grup II ($p=1.000$) ve Grup I ile Grup III ($p=1.000$) arasında istatistiksel olarak önemli farklılık yokken, Grup II ölçümü ile Grup III ölçümü arasında ise istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p=0.012$). Grup I ile Grup II ölçümleri arasındaki fark 0.065 derece iken Grup I ile Grup III ölçümleri arasındaki fark 0.188 derecedir. Her iki ölçümde de konvansiyonel sefalometri değerleri MIMICS değerlerinden daha yüksektir. Grup II ve Grup III ölçüm değerleri arasında ise 0.123 derecelik bir farklılık vardır (Grup II daha büyük).

- SN / ANS-PNS ölçümleri Grup I, Grup II ve Grup III arasında istatistiksel olarak farklıdır ($F=4.216$; $p=0.021$). Farklılığın nedenini araştırmak üzere Bonferroni post-hoc testi uygulanmış ve sonuçlar Tablo 4.9'da verilmiştir.

Tablo 4.9. SN / ANS-PNS ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları

	Grup I	Grup II	Grup III
Grup I			
Grup II	0.270		
Grup III	0.245	0.065	

Tablo 4.4 ve 4.9 incelendiğinde; Grup I ile Grup II ($p=0.270$) ve Grup I ile Grup III ($p=0.245$) arasında istatistiksel olarak önemli farklılık yoktur, Grup II ölçümü ile Grup III ölçümü arasında da istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p=0.065$). Grup I ile Grup II ölçümleri arasındaki fark 0.453 derece iken, Grup I ile Grup III ölçümleri arasındaki fark 0.465 derecedir. Her iki ölçümde de konvansiyonel sefalometri değerleri MIMICS değerlerinden daha yüksektir. Grup II ve Grup III ölçüm değerleri arasında ise 0.013 derecelik bir farklılık vardır (Grup II daha büyük). Genele bakıldığında farklılık olmasına karşın ikili karşılaştırmalarda farklılık bulunamadığından SN/ANS-

PNS ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığına karar verilmiştir.

- SN/Occ ölçümleri sıra numaraları ortalaması Grup I, Grup II ve Grup III arasında istatistiksel olarak farklıdır ($X^2=11.873$; $p=0.003$). Farklılığın nedenini araştırmak üzere Bonferroni düzeltmeli Wilcoxon testi uygulanmış ve sonuçlar Tablo 4.10'da verilmiştir.

Tablo 4.10. SN / Occ ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları

	Grup I		Grup II		Grup III	
	Z	p	Z	p	Z	p
Grup I						
Grup II	0.957	0.339				
Grup III	0.473	0.636	4.970	<0.001		

Tablo 4.4 ve 4.10 incelendiğinde; Grup I ile Grup II ($Z=0.957$; $p=0.339$) ve Grup I ile Grup III ($Z=0.473$; $p=0.636$) arasında istatistiksel olarak önemli farklılık yoktur. Grup II ile Grup III arasında ise istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($Z=4.970$; $p<0.001$). 21 açı ölçümünde Grup I'da Grup II'a göre daha büyük değerler ölçülürken, 23 ölçümde Grup II'da Grup I'a göre daha büyük değerler ölçülmüştür. Grup I ve Grup III ile yapılan açısall ölçümlerde 22'ser kez biri diğerinden daha büyük açısall değerler ölçmüştür. 36 açı ölçümünde Grup II'da Grup III'a göre daha büyük değerler ölçülürken, 5 ölçümde Grup III'da Grup II'a göre daha büyük değerler ölçülmüş ve 3 ölçümde ise Grup II ile Grup III'da aynı değerler ölçülmüştür. Ölçüm farklarına bakıldığında ise; Grup I ile Grup II arasında 1.391 derece, Grup I ile Grup III arasında 0.974 derece fark vardır. Her iki ölçümde de konvansiyonel sefalometri değerleri MIMICS değerlerinden daha düşüktür. Grup II ile Grup III arasındaki fark ise 0.417 derecedir (Grup II daha büyük).

- SN / Go-Gn ölçümleri Grup I, Grup II ve Grup III arasında istatistiksel olarak farklıdır ($F=6.494$; $p=0.003$). Farklılığın nedenini araştırmak üzere Bonferroni post-hoc testi uygulanmış ve sonuçlar Tablo 4.11'de verilmiştir.

Tablo 4.11. SN / Go-Gn ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları

	Grup I	Grup II	Grup III
Grup I			
Grup II	1.000		
Grup III	1.000	0.002	

Tablo 4.4 ve 4.11 incelendiğinde; Grup I ile Grup II ($p=1.000$) ve Grup I ile Grup III ($p=1.000$) arasında istatistiksel olarak önemli farklılık yokken, Grup II ölçümü ile Grup III ölçümü arasında ise istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardır ($p=0.002$). Grup I ile Grup II ölçümleri arasındaki fark 0.084 derece iken Grup I ile Grup III ölçümleri arasındaki fark 0.295 derecedir. Her iki ölçümde de konvansiyonel sefalometri değerleri MIMICS değerlerinden daha yüksektir. Grup II ve Grup III ölçüm değerleri arasında ise 0.211 derecelik bir farklılık vardır (Grup II daha büyük).

- ANS-PNS / Go-Gn ölçümleri Grup I, Grup II ve Grup III arasında istatistiksel olarak farklıdır ($F=12.397$; $p<0.001$). Farklılığın nedenini araştırmak üzere Bonferroni post-hoc testi uygulanmış ve sonuçlar Tablo 4.12'de verilmiştir.

Tablo 4.12. ANS-PNS / Go-Gn ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları

	Grup I	Grup II	Grup III
Grup I			
Grup II	0.023		
Grup III	0.296	0.001	

Tablo 4.4 ve 4.12 incelendiğinde; Grup I ile Grup III ($p=0.293$) arasında istatistiksel olarak önemli farklılık yokken, Grup I ile Grup II ($p=0.023$) ve Grup II ile Grup III ($p=0.001$) ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardır. Grup I ile Grup II ölçümleri arasındaki fark 0.754 derece iken Grup I ile Grup III ölçümleri arasındaki fark 0.476 derecedir. Her iki ölçümde de konvansiyonel sefalometri değerleri MIMICS değerlerinden daha düşüktür. Grup II ve Grup III ölçüm değerleri arasında ise 0.278 derecelik bir farklılık vardır (Grup II daha büyük).

Tablo 4.13. İskeletsel doğrusal ölçümlerin tanımlayıcı istatistikleri.

	Grup*	En az	En çok	Ortanca	Ortalama	Std. Sapma	95% Güven aralıkları		Test İstatistiği	p
							Alt sınır	Üst sınır		
Nperp-A	I	-13.000	4.000	-3.000	-3.364	3.314	-4.371	-2.356	F=6.567	0.003
	II	-11.510	4.160	-2.760	-3.038	3.201	-4.012	-2.065		
	III	-11.470	4.160	-2.755	-3.033	3.196	-4.004	-2.061		
Nperp-Pog	I	-9.000	29.000	7.000	8.205	8.733	5.550	10.860	F=8.531	0.001
	II	-10.060	32.370	8.600	9.310	8.744	6.652	11.969		
	III	-10.050	32.360	8.555	9.294	8.729	6.640	11.948		
SN	I	61.000	83.000	75.000	74.386	4.701	72.957	75.816	$\chi^2=83.904$	<0.001
	II	52.840	75.430	68.175	67.242	4.079	66.002	68.482		
	III	52.840	74.670	67.685	67.098	4.027	65.874	68.322		
Go-Me	I	67.000	97.000	84.500	83.545	6.407	81.598	85.493	F=1777.125	<0.001
	II	76.510	101.445	88.985	89.575	5.820	87.805	91.344		
	III	59.975	88.020	75.545	75.281	6.003	73.456	77.106		
Co-A	I	70.000	103.000	91.000	90.636	7.038	88.496	92.776	$\chi^2=86.045$	<0.001
	II	71.580	110.540	98.510	98.080	6.358	96.147	100.013		
	III	60.190	95.000	83.968	83.420	6.083	81.571	85.269		
Co-Gn	I	120.000	163.000	137.000	138.409	10.228	135.299	141.519	F=1727.721	<0.001
	II	118.625	152.550	136.540	136.330	8.022	133.891	138.769		
	III	111.995	140.750	126.255	126.153	7.945	123.738	128.569		
N-Me	I	115.000	162.000	140.000	138.795	11.099	135.421	142.170	F=318.917	<0.001
	II	103.950	142.850	127.230	126.047	9.893	123.039	129.055		
	III	103.940	142.850	127.175	125.949	9.838	122.958	128.940		
N-ANS	I	48.000	68.000	59.500	59.386	4.794	57.929	60.844	F=119.209	<0.001
	II	43.200	62.200	54.150	53.637	4.201	52.359	54.914		
	III	43.170	62.140	54.145	53.596	4.220	52.313	54.879		
ANS-Me	I	59.000	97.000	80.000	79.955	8.441	77.388	82.521	F=158.506	<0.001
	II	54.230	89.320	73.800	72.944	7.633	70.623	75.265		
	III	54.210	89.310	73.585	72.788	7.609	70.475	75.101		
S-Go	I	72.000	111.000	88.000	89.386	8.269	86.872	91.900	F=1795.256	<0.001
	II	78.015	112.660	93.955	93.613	6.992	91.487	95.738		
	III	63.605	99.420	80.110	80.060	7.082	77.907	82.213		
S-Go / N-Me	I	0.538	0.782	0.642	0.646	0.054	0.629	0.662	F=1359.585	<0.001
	II	0.646	0.876	0.744	0.745	0.049	0.730	0.760		
	III	0.528	0.738	0.635	0.637	0.050	0.622	0.652		

* Grup I: Konvansiyonel, Grup II: MIMICS 3D, Grup III: MIMICS 2D

İskeletsel doğrusal ölçümlerin gruplar arası karşılaştırma sonuçları her parametre için ayrı ayrı aşağıda verilmiştir.

- Nperp-A doğrusal ölçümleri Grup I, Grup II ve Grup III arasında istatistiksel olarak farklıdır ($F=6.567$; $p=0.003$). Farklılığın nedenini araştırmak üzere Bonferroni post-hoc testi uygulanmış ve sonuçlar Tablo 4.14'de verilmiştir.

Tablo 4.14. Nperp-A ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları

	Grup I	Grup II	Grup III
Grup I			
Grup II	0.566		
Grup III	0.541	0.011	

Tablo 4.13 ve 4.14 incelendiğinde; Grup I ile Grup II ($p=0.566$) ve Grup I ile Grup III ($p=0.541$) arasında istatistiksel olarak önemli farklılık yokken, Grup II ile Grup III ölçümleri arasında istatistiksel olarak önemli farklılık vardır ($p=0.011$). Grup I ile Grup II ölçümleri arasındaki fark 0.325 mm iken Grup I ile Grup III ölçümleri arasındaki fark 0.331 mm dir. Her iki ölçümde de konvansiyonel sefalometri değerleri MIMICS değerlerinden daha düşüktür. Grup II ve Grup III ölçüm değerleri arasında ise 0.006 mm bir farklılık vardır (Grup III daha büyük).

- Nperp-Pog doğrusal ölçümleri Grup I, Grup II ve Grup III arasında istatistiksel olarak farklıdır ($F=8.531$; $p=0.001$). Farklılığın nedenini araştırmak üzere Bonferroni post-hoc testi uygulanmış ve sonuçlar Tablo 4.15'de verilmiştir.

Tablo 4.15. Nperp-Pog ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları

	Grup I	Grup II	Grup III
Grup I			
Grup II	0.060		
Grup III	0.066	0.005	

Tablo 4.13 ve 4.15 incelendiğinde; Grup I ile Grup II ($p=0.060$) ve Grup I ile Grup III ($p=0.066$) arasında istatistiksel olarak önemli farklılık yokken, Grup II ile Grup III doğrusal ölçümleri arasındaki fark istatistiksel olarak önemlidir ($p=0.005$). Grup I ile Grup II ölçümleri arasındaki fark 1.106

mm iken Grup I ile Grup III ölçümleri arasındaki fark 1.090 mm dir. Her iki ölçümde de konvansiyonel sefalometri değerleri MIMICS değerinden daha düşüktür. Grup II ile Grup III ölçüm değerleri arasında ise 0.016 mm bir farklılık vardır (Grup II daha büyük).

- SN doğrusal ölçümleri sıra numaraları ortalaması Grup I, Grup II ve Grup III arasında istatistiksel olarak farklıdır ($\chi^2=11.873$; $p=0.003$). Farklılığın nedenini araştırmak üzere Bonferroni düzeltilmeli Wilcoxon testi uygulanmış ve sonuçlar Tablo 4.16'da verilmiştir.

Tablo 4.16. SN ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları

	Grup I		Grup II		Grup III	
	Z	p	Z	p	Z	p
Grup I						
Grup II	5.777	<0.001				
Grup III	5.777	<0.001	5.091	<0.001		

Tablo 4.13 ve 4.16 incelendiğinde; tüm doğrusal ölçüm değerleri birbirinden istatistiksel olarak farklıdır ($p<0.001$). 44 doğrusal ölçümün tamamında Grup I ölçüm değerleri Grup II ve Grup III'a göre daha büyüktür. 34 ölçümde Grup II'da Grup III'a göre daha büyük değerler ölçülürken, 10 ölçümde ise Grup II ile Grup III'da aynı değerler ölçülmüştür. Doğrusal ölçüm farklarına bakıldığında ise; Grup I ile Grup II arasında 7.144 mm, Grup I ile Grup III arasında 7.288 mm fark vardır. Her iki ölçümde de konvansiyonel sefalometri değerleri MIMICS değerlerinden daha yüksektir. Grup II ile Grup III ölçüm değerleri arasında ise 0.144 mm fark mevcuttur (Grup II daha büyük).

- Go-Me ölçümleri Grup I, Grup II ve Grup III arasında istatistiksel olarak farklıdır ($F=6.567$; $p=0.003$). Farklılığın nedenini araştırmak üzere Bonferroni post-hoc testi uygulanmış ve sonuçlar Tablo 4.17'de verilmiştir.

Tablo 4.17. Go-Me ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları

	Grup I	Grup II	Grup III
Grup I			
Grup II	<0.001		
Grup III	<0.001	<0.001	

Tablo 4.13 ve 4.17 incelendiğinde; tüm doğrusal ölçümlerde istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmüştür ($p<0.001$). Grup I ile Grup II ölçümleri arasındaki fark 6.029 mm (Grup I küçük) iken Grup I ile Grup III ölçümleri arasındaki fark 8.265 mm dir (Grup I büyük). Grup II ve Grup III ölçüm değerleri arasında ise 14.294 mm bir farklılık vardır (Grup II daha büyük).

- Co-A doğrusal ölçümleri sıra numaraları ortalaması Grup I, Grup II ve Grup III arasında istatistiksel olarak farklıdır ($X^2=86.045$; $p<0.001$). Farklılığın nedenini araştırmak üzere Bonferroni düzeltilmeli Wilcoxon testi uygulanmış ve Sonuçlar Tablo 4.18'de verilmiştir.

Tablo 4.18. Co-A ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları

	Grup I		Grup II		Grup III	
	Z	p	Z	p	Z	p
Grup I						
Grup II	5.777	<0.001				
Grup III	5.765	<0.001	5.777	<0.001		

Tablo 4.13 ve 4.18 incelendiğinde; Tüm doğrusal ölçüm değerleri birbirinden istatistiksel olarak farklıdır ($p<0.001$). 44 doğrusal ölçümün tamamında Grup II'da Grup I'a göre daha büyük değerler ölçülmüştür. 44 ölçümün 43'ünde Grup I'da Grup III'a göre daha büyük değerler ölçülürken sadece 1 ölçümde Grup I değeri Grup III değerinden küçüktür. 44 doğrusal ölçümünün tamamında Grup II'da Grup III'a göre daha büyük değerler ölçülmüştür. Doğrusal ölçüm farklarına bakıldığında ise; Grup I ile Grup II arasında 7.444 mm (Grup II büyük), Grup I ile Grup III arasında 7.216 mm (Grup I büyük) ve Grup II ile Grup III arasında ise 14.660 mm fark vardır (Grup II büyük).

- Co-Gn doğrusal ölçümleri Grup I, Grup II ve Grup III arasında istatistiksel olarak farklıdır ($F=1727.721$; $p<0.001$). Farklılığın nedenini araştırmak üzere Bonferroni post-hoc testi uygulanmış ve sonuçlar Tablo 4.19'da verilmiştir.

Tablo 4.19. Co-Gn ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları

	Grup I	Grup II	Grup III
Grup I			
Grup II	0.003		
Grup III	<0.001	<0.001	

Tablo 4.13 ve 4.19 incelendiğinde; tüm doğrusal ölçümlerde istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmüştür ($p < 0.05$). Grup I ile Grup II ölçümleri arasındaki fark 2.079 mm (Grup I büyük) iken Grup I ile Grup III ölçümleri arasındaki fark 12.256 mm dir (Grup I büyük). Grup II ve Grup III ölçüm değerleri arasında ise 10.177 mm bir farklılık vardır (Grup II daha büyük).

- N-Me doğrusal ölçümleri Grup I, Grup II ve Grup III arasında istatistiksel olarak farklıdır ($F=318.917$; $p < 0.001$). Farklılığın nedenini araştırmak üzere Bonferroni post-hoc testi uygulanmış ve sonuçlar Tablo 4.20’de verilmiştir.

Tablo 4.20. N-Me ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları

	Grup I	Grup II	Grup III
Grup I			
Grup II	<0.001		
Grup III	<0.001	0.178	

Tablo 4.13 ve 4.20 incelendiğinde; Grup I ile Grup II ve Grup III doğrusal ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık varken ($p < 0.001$), Grup II ile Grup III doğrusal ölçümleri arasındaki fark önemsizdir ($p = 0.178$). Grup I ile Grup II ölçümleri arasındaki fark 12.748 mm (Grup I büyük) iken Grup I ile Grup III ölçümleri arasındaki fark 12.847 mm dir (Grup I büyük). Grup II ve Grup III ölçüm değerleri arasında ise 0.098 mm bir farklılık vardır (Grup II daha büyük).

- N-ANS doğrusal ölçümleri Grup I, Grup II ve Grup III arasında istatistiksel olarak farklıdır ($F=119.209$; $p < 0.001$). Farklılığın nedenini araştırmak üzere Bonferroni post-hoc testi uygulanmış ve sonuçlar Tablo 4.21’de verilmiştir.

Tablo 4.21. N-ANS ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları

	Grup I	Grup II	Grup III
Grup I			
Grup II	<0.001		
Grup III	<0.001	<0.001	

Tablo 4.13 ve 4.21 incelendiğinde; tüm doğrusal ölçümlerde istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmüştür ($p<0.001$). Grup I ile Grup II ölçümleri arasındaki fark 5.750 mm (Grup I büyük) iken Grup I ile Grup III ölçümleri arasındaki fark 5.790 mm dir (Grup I büyük). Grup II ve Grup III ölçüm değerleri arasında ise 0.041 mm bir farklılık vardır (Grup II daha büyük).

- ANS-Me doğrusal ölçümleri Grup I, Grup II ve Grup III arasında istatistiksel olarak farklıdır ($F=158.506$; $p<0.001$). Farklılığın nedenini araştırmak üzere Bonferroni post-hoc testi uygulanmış ve sonuçlar Tablo 4.22’de verilmiştir.

Tablo 4.22. ANS-Me ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları

	Grup I	Grup II	Grup III
Grup I			
Grup II	<0.001		
Grup III	<0.001	0.115	

Tablo 4.13 ve 4.22 incelendiğinde; Grup I ile Grup II ve Grup III doğrusal ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık varken ($p<0.001$), Grup II ile Grup III doğrusal ölçümleri arasındaki fark önemsizdir ($p=0.115$). Grup I ile Grup II ölçümleri arasındaki fark 7.010 mm (Grup I büyük) iken Grup I ile Grup III ölçümleri arasındaki fark 7.166 mm dir (Grup I büyük). Grup II ve Grup III ölçüm değerleri arasında ise 0.156 mm bir farklılık vardır (Grup II daha büyük).

- S-Go doğrusal ölçümleri Grup I, Grup II ve Grup III arasında istatistiksel olarak farklıdır ($F=1795.256$; $p<0.001$). Farklılığın nedenini araştırmak üzere Bonferroni post-hoc testi uygulanmış ve sonuçlar Tablo 4.23’de verilmiştir.

Tablo 4.23. S-Go ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları

	Grup I	Grup II	Grup III
Grup I			
Grup II	<0.001		
Grup III	<0.001	<0.001	

Tablo 4.13 ve 4.23 incelendiğinde; tüm doğrusal ölçümlerde istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmüştür ($p<0.001$). Grup I ile Grup II ölçümleri arasındaki fark 4.226 mm (Grup II büyük) iken Grup I ile Grup III ölçümleri arasındaki fark 9.327 mm dir (Grup I büyük). Grup II ve Grup III ölçüm değerleri arasında ise 13.553 mm bir farklılık vardır (Grup II daha büyük). Grup II doğrusal ölçümleri Grup I'dan ve Grup III'dan daha büyüktür.

- S-Go / N-Me değeri Grup I, Grup II ve Grup III arasında istatistiksel olarak farklıdır ($F=1359.585$; $p<0.001$). Farklılığın nedenini araştırmak üzere Bonferroni post-hoc testi uygulanmış ve sonuçlar Tablo 4.24'de verilmiştir.

Tablo 4.24. S-Go/N-Me ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları

	Grup I	Grup II	Grup III
Grup I			
Grup II	<0.001		
Grup III	0.112	<0.001	

Tablo 4.13 ve 4.24 incelendiğinde; Grup II ile diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmüştür ($p<0.001$). Grup I ile Grup III istatistiksel olarak farksızdır ($p=0.112$). Grup I ile Grup II arasındaki fark 0.099 (Grup II büyük) iken Grup I ile Grup III arasındaki fark 0.008 dir (Grup I büyük). Grup II ve Grup III arasında ise 0.107'lik bir farklılık vardır (Grup II daha büyük). Grup II Grup I'dan ve Grup III'dan daha büyüktür.

Tablo 4.25. Dental açısal ölçümlerin tanımlayıcı istatistikleri.

	Grup*	En az	En çok	Ortanca	Ortalama	Std. Sapma	95% Güven aralıkları		Test İstatistiği	p
							Alt sınır	Üst sınır		
U1/SN	I	93.000	124.000	106.000	106.614	7.851	104.227	109.001	F=4,391	0.019
	II	90.510	124.420	106.170	106.349	8.121	103.880	108.818		
	III	90.510	124.630	106.265	106.391	8.147	103.914	108.868		
U1/NA	I	11.000	39.000	27.500	27.364	6.567	25.367	29.360	F=8,286	0.001
	II	10.890	40.170	27.570	26.854	6.681	24.823	28.885		
	III	10.720	40.150	27.430	26.745	6.676	24.716	28.775		
L1 / Go-Gn	I	64.000	90.000	79.500	78.227	7.554	75.931	80.524	F=26,177	<0.001
	II	63.870	89.000	79.470	78.540	6.761	76.485	80.596		
	III	61.090	88.870	77.350	76.247	8.112	73.781	78.713		
L1/NB	I	5.000	33.000	16.000	15.841	6.038	14.005	17.677	F=4.577	0.016
	II	4.510	35.900	14.745	15.416	6.529	13.431	17.401		
	III	4.470	35.690	14.655	15.032	6.773	12.973	17.091		
U1/L1	I	117.000	164.000	141.500	140.977	10.936	137.652	144.302	F=5.180	0.010
	II	106.890	172.800	142.360	142.888	11.867	139.280	146.496		
	III	106.910	172.900	142.605	143.108	12.100	139.429	146.787		

* Grup I: Konvansiyonel, Grup II: MIMICS 3D, Grup III: MIMICS 2D

Dental açısal ölçümlerin gruplar arası karşılaştırma sonuçları her parametre için ayrı ayrı aşağıda verilmiştir.

- U1/SN ölçümleri Grup I, Grup II ve Grup III arasında istatistiksel olarak farklıdır ($F=4.391$; $p=0.019$). Farklılığın nedenini araştırmak üzere Bonferroni post-hoc testi uygulanmış ve sonuçlar Tablo 4.26'da verilmiştir.

Tablo 4.26. U1/SN ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları

	Grup I	Grup II	Grup III
Grup I			
Grup II	1.000		
Grup III	1.000	0.016	

Tablo 4.25 ve 4.26 incelendiğinde; Grup I ile Grup II ($p=1.000$) ve Grup I ile Grup III ($p=1.000$) arasında istatistiksel olarak önemli farklılık yokken, Grup II ölçümü ile Grup III ölçümü arasında ise istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p=0.016$). Grup I ile Grup II ölçümleri arasındaki fark 0.264 derece iken Grup I ile Grup III ölçümleri arasındaki fark 0.223 derecedir. Her iki ölçümde de konvansiyonel sefalometri değerleri MIMICS değerlerinden daha yüksektir. Grup II ve Grup III ölçüm değerleri arasında ise 0.042 derecelik bir farklılık vardır (Grup III daha büyük).

- U1/NA ölçümleri Grup I, Grup II ve Grup III arasında istatistiksel olarak farklıdır ($F=8.286$; $p=0.001$). Farklılığın nedenini araştırmak üzere Bonferroni post-hoc testi uygulanmış ve sonuçlar Tablo 4.27'de verilmiştir.

Tablo 4.27. U1/NA ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları

	Grup I	Grup II	Grup III
Grup I			
Grup II	0.623		
Grup III	0.392	0.001	

Tablo 4.25 ve 4.27 incelendiğinde; Grup I ile Grup II ($p=0.623$) ve Grup I ile Grup III ($p=0.392$) arasında istatistiksel olarak önemli farklılık yokken, Grup II ölçümü ile Grup III ölçümü arasında ise istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p=0.001$). Grup I ile Grup II ölçümleri arasındaki fark 0.510 derece iken Grup I ile Grup III ölçümleri arasındaki fark 0.618

derecedir. Her iki ölçümde de konvansiyonel sefalometri değerleri MIMICS değerlerinden daha yüksektir. Grup II ve Grup III ölçüm değerleri arasında ise 0.109 derecelik bir farklılık vardır (Grup II daha büyük).

- L1/Go-Gn ölçümleri Grup I, Grup II ve Grup III arasında istatistiksel olarak farklıdır ($F=26.177$; $p<0.001$). Farklılığın nedenini araştırmak üzere Bonferroni post-hoc testi uygulanmış ve sonuçlar Tablo 4.28'de verilmiştir.

Tablo 4.28. L1/Go-Gn ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları

	Grup I	Grup II	Grup III
Grup I			
Grup II	1.000		
Grup III	0.018	<0.001	

Tablo 4.25 ve 4.28 incelendiğinde; Grup I ile Grup II ($p=1.000$) arasında istatistiksel olarak önemli farklılık yokken Grup I ile Grup III ($p=0.018$) ve Grup II ile Grup III ($p<0.001$) ölçümleri arasında ise istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur. Grup I ile Grup II ölçümleri arasındaki fark 0.313 derece (Grup II büyük) iken Grup I ile Grup III ölçümleri arasındaki fark 1.980 derecedir (Grup I büyük). Grup II ve Grup III ölçüm değerleri arasında ise 2.293 derecelik bir farklılık vardır (Grup II daha büyük).

- L1/NB ölçümleri Grup I, Grup II ve Grup III arasında istatistiksel olarak farklıdır ($F=4.577$; $p=0.016$). Farklılığın nedenini araştırmak üzere Bonferroni post-hoc testi uygulanmış ve sonuçlar Tablo 4.29'da verilmiştir.

Tablo 4.29. L1/NB ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları

	Grup I	Grup II	Grup III
Grup I			
Grup II	1.000		
Grup III	0.459	0.020	

Tablo 4.25 ve 4.29 incelendiğinde; Grup I ile Grup II ($p=1.000$) ve Grup I ile Grup III ($p=0.459$) arasında istatistiksel olarak önemli farklılık yokken, Grup II ölçümü ile Grup III ölçümü arasında ise istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p=0.020$). Grup I ile Grup II ölçümleri arasındaki

fark 0.425 derece iken Grup I ile Grup III ölçümleri arasındaki fark 0.809 derecedir. Her iki ölçümde de konvansiyonel sefalometri değerleri MIMICS değerlerinden daha yüksektir. Grup II ve Grup III ölçüm değerleri arasında ise 0.384 derecelik bir farklılık vardır (Grup II daha büyük).

- U1/L1 ölçümleri Grup I, Grup II ve Grup III arasında istatistiksel olarak farklıdır ($F=5.180$; $p=0.010$). Farklılığın nedenini araştırmak üzere Bonferroni post-hoc testi uygulanmış ve sonuçlar Tablo 4.30'da verilmiştir.

Tablo 4.30. U1/L1 ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları

	Grup I	Grup II	Grup III
Grup I			
Grup II	0.046		
Grup III	0.021	0.277	

Tablo 4.25 ve 4.30 incelendiğinde; Grup I ile Grup II ($p=0.046$) ve Grup I ile Grup III ($p=0.021$) ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık varken, Grup II ile Grup III ölçümleri arasındaki fark önemsizdir ($p=0.277$). Grup I ile Grup II ölçümleri arasındaki fark 1.910 derece iken, Grup I ile Grup III ölçümleri arasındaki fark 2.131 derecedir. Her iki ölçümde de konvansiyonel sefalometri değerleri MIMICS değerlerinden daha düşüktür. Grup II ve Grup III ölçüm değerleri arasında ise 0.220 derecelik bir farklılık vardır (Grup III daha büyük).

Tablo 4.31. Dental doğrusal ölçümlerin tanımlayıcı istatistikleri.

	Grup*	En az	En çok	Ortanca	Ortalama	Std. Sapma	95% Güven aralıkları		Test İstatistiği	p
							Alt sınır	Üst sınır		
U1-NA	I	0.000	11.000	6.000	5.977	2.445	5.234	6.721	$\chi^2=52,152$	<0.001
	II	0.040	9.610	3.760	3.693	2.253	3.008	4.378		
	III	0.030	9.480	1.290	2.179	2.353	1.464	2.895		
L1-NB	I	0.000	9.000	3.000	3.080	2.023	2.465	3.695	$\chi^2=54,391$	<0.001
	II	0.100	13.220	1.610	2.345	2.290	1.649	3.041		
	III	0.000	6.520	0.545	1.186	1.521	0.723	1.648		
Overjet	I	-18.000	3.000	-3.500	-4.261	3.918	-5.453	-3.070	$\chi^2=11,793$	0.003
	II	-15.060	3.380	-3.220	-4.005	3.657	-5.116	-2.893		
	III	-15.020	3.310	-3.190	-3.898	3.586	-4.988	-2.808		
Overbite	I	-11.000	9.000	1.000	0.045	3.906	-1.142	1.233	F=0.553	0.579
	II	-9.810	12.540	0.735	0.252	4.354	-1.072	1.576		
	III	-9.730	12.540	0.735	0.252	4.347	-1.069	1.574		

* Grup I: Konvansiyonel, Grup II: MIMICS 3D, Grup III: MIMICS 2D

Dental doğrusal ölçümlerin gruplar arası karşılaştırma sonuçları her parametre için ayrı ayrı aşağıda verilmiştir.

- U1-NA doğrusal ölçümleri sıra numaraları ortalaması Grup I, Grup II ve Grup III arasında istatistiksel olarak farklıdır ($X^2=52.152$; $p<0.001$). Farklılığın nedenini araştırmak üzere Bonferroni düzeltmeli Wilcoxon testi uygulanmış ve sonuçlar Tablo 4.32’de verilmiştir.

Tablo 4.32. U1-NA ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları

	Grup I		Grup II		Grup III	
	Z	p	Z	p	Z	p
Grup I						
Grup II	4.452	<0.001				
Grup III	5.345	<0.001	5.443	<0.001		

Tablo 4.31 ve 4.32 incelendiğinde; tüm doğrusal ölçüm değerleri birbirinden istatistiksel olarak farklıdır ($p<0.001$). 34 doğrusal ölçümde Grup I’da Grup II’a göre daha büyük değerler ölçülürken, 10 ölçümde Grup II’da Grup I’a göre daha büyük değerler ölçülmüştür. 39 doğrusal ölçümde Grup I’da Grup III’a göre daha büyük değerler ölçülürken, 5 ölçümde Grup III’da Grup I’a göre daha büyük değerler ölçülmüştür. 39 doğrusal ölçümde Grup II’da Grup III’a göre daha büyük değerler ölçülürken, 5 ölçümde ise Grup II ile Grup III’da aynı değerler ölçülmüştür. Ölçüm farklarına bakıldığında ise; Grup I ile Grup II arasında 2.284 mm, Grup I ile Grup III arasında 3.798 mm fark vardır. Her iki ölçümde de konvansiyonel sefalometri değerleri MIMICS değerlerinden daha yüksektir. Grup II ile Grup III arasındaki fark ise 1.414 mm dir (Grup II daha büyük).

- L1-NB doğrusal ölçümleri sıra numaraları ortalaması Grup I, Grup II ve Grup III arasında istatistiksel olarak farklıdır ($X^2=54.391$; $p<0.001$). Farklılığın nedenini araştırmak üzere Bonferroni düzeltmeli Wilcoxon testi uygulanmış ve sonuçlar Tablo 4.33’da verilmiştir.

Tablo 4.33. L1-NB ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları

	Grup I		Grup II		Grup III	
	Z	p	Z	p	Z	p
Grup I						
Grup II	2.894	0.004				
Grup III	5.614	<0.001	5.646	<0.001		

Tablo 4.31 ve 4.33 incelendiğinde; Grup I ile Grup II ($Z=2.894$; $p=0.004$), Grup I ile Grup III ($Z=5.614$; $p<0.001$) ve Grup II ile Grup III ($Z=4.970$; $p<0.001$) olmak üzere tüm doğrusal ölçüm değerleri birbirinden istatistiksel olarak farklıdır. 30 doğrusal ölçümde Grup I'da Grup II'a göre daha büyük değerler ölçülürken, 14 ölçümde Grup II'da Grup I'a göre daha büyük değerler ölçülmüştür. 40 doğrusal ölçümde Grup I'da Grup III'a göre daha büyük değerler ölçülürken, 4 ölçümde Grup III'da Grup I'a göre daha büyük değerler ölçülmüştür. 42 doğrusal ölçümde Grup II'da Grup III'a göre daha büyük değerler ölçülürken, 2 ölçümde ise Grup II ile Grup III'da aynı değerler ölçülmüştür. Ölçüm farklarına bakıldığında ise; Grup I ile Grup II arasında 0.735 mm, Grup I ile Grup III arasında 1.894 mm fark vardır. Her iki ölçümde de konvansiyonel sefalometri değerleri MIMICS değerlerinden daha yüksektir. Grup II ile Grup III arasındaki fark ise 1,159 mm dir (Grup II daha büyük).

- Overjet ölçümleri sıra numaraları ortalaması Grup I, Grup II ve Grup III arasında istatistiksel olarak farklıdır ($X^2=11.793$; $p=0.003$). Farklılığın nedenini araştırmak üzere Bonferroni düzeltilmeli Wilcoxon testi uygulanmış ve sonuçlar Tablo 4.34'de verilmiştir.

Tablo 4.34. Overjet ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları

	Grup I		Grup II		Grup III	
	Z	p	Z	p	Z	p
Grup I						
Grup II	1.447	0.148				
Grup III	1.878	0.060	4.426	<0.001		

Tablo 4.31 ve 4.34 incelendiğinde; Grup I ile Grup II ($Z=1.447$; $p=0.148$) ve Grup I ile Grup III ($Z=1.878$; $p=0.060$) arasında istatistiksel olarak önemli farklılık yoktur. Grup II ile Grup III arasında ise istatistiksel

olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($Z=4.426$; $p<0.001$). 21 doğrusal ölçümde Grup I'da Grup II'ye göre daha büyük değerler ölçülürken, 23 ölçümde Grup II'da Grup I'a göre daha büyük değerler ölçülmüştür. 19 doğrusal ölçümde Grup I'da Grup III'a göre daha büyük, 24 ölçümde ise Grup III'da Grup I'a göre daha büyük değerler ölçülürken 1 ölçümde Grup I ile Grup III'da aynı değerler ölçülmüştür. 2 doğrusal ölçümde Grup II'da Grup III'a göre daha büyük, 31 ölçümde ise Grup III'da Grup II'ye göre daha büyük değerler ölçülürken 11 ölçümde Grup II ile Grup III'da aynı değerler ölçülmüştür. Ölçüm farklarına bakıldığında ise; Grup I ile Grup II arasında 0.256 mm, Grup I ile Grup III arasında 0.363 mm fark vardır. Her iki ölçümde de konvansiyonel sefalometri değerleri MIMICS değerlerinden daha düşüktür. Grup II ile Grup III arasındaki fark ise 0.107 mm dir (Grup III daha büyük).

- Overbite ölçümlerinde, Grup I, Grup II ve Grup III arasında istatistiksel olarak önemli farklılık yoktur ($F=0.553$; $p=0.579$). Grupların ikili karşılaştırmaları için Bonferroni post-hoc testi uygulanmış ve sonuçlar Tablo 4.35'de verilmiştir.

Tablo 4.35. Overbite ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları

	Grup I	Grup II	Grup III
Grup I			
Grup II	0.938		
Grup III	0.934	1.000	

Tablo 4.31 ve 4.35 incelendiğinde; Grup I ile Grup II ($p=0.938$) ve Grup I ile Grup III ($p=0.934$) arasında istatistiksel olarak önemli farklılık yoktur, Grup II ölçümü ile Grup III ölçümü arasında da istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p=1.000$). Grup I ile Grup II ölçümleri arasındaki fark 0.206 mm iken, Grup I ile Grup III ölçümleri arasındaki fark 0.207 mm dir. Her iki ölçümde de konvansiyonel sefalometri değerleri MIMICS değerlerinden daha düşüktür. Grup II ve Grup III ölçüm değerleri arasında ise 0.001 mm lik bir farklılık vardır (Grup III daha büyük).

Tablo 4.36. Yumuşak doku açısal ölçümlerin tanımlayıcı istatistikleri.

	Grup*	En az	En çok	Ortanca	Ortalama	Std. Sapma	95% Güven aralıkları		Test İstatistiği	p
							Alt sınır	Üst sınır		
H açısı	I	-14.000	14.000	4.000	3.159	5.048	1.624	4.694	X ² =8.047	0.018
	II	-13.060	12.890	4.540	3.158	5.296	1.548	4.768		
	III	-13.020	11.450	4.155	2.773	4.737	1.333	4.213		

* Grup I: Konvansiyonel, Grup II: MIMICS 3D, Grup III: MIMICS 2D

Yumuşak doku açısal ölçümlerin gruplar arası karşılaştırma sonuçları aşağıda verilmiştir.

- H açısı ölçümleri sıra numaraları ortalaması Grup I, Grup II ve Grup III arasında istatistiksel olarak farklıdır ($X^2=8.047$; $p=0.018$). Farklılığın nedenini araştırmak üzere Bonferroni düzeltmeli Wilcoxon testi uygulanmış ve sonuçlar Tablo 4.37’de verilmiştir.

Tablo 4.37. H açısı ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları

	Grup I		Grup II		Grup III	
	Z	p	Z	p	Z	p
Grup I						
Grup II	0.163	0.870				
Grup III	1.926	0.054	2.799	0.005		

Tablo 4.36 ve 4.37 incelendiğinde; Grup I ile Grup II ($Z=0.163$; $p=0.870$) ve Grup I ile Grup III ($Z=1.926$; $p=0.054$) arasında istatistiksel olarak önemli farklılık yoktur. Grup II ile Grup III arasında ise istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($Z=2.799$; $p=0.005$). 23 açı ölçümünde Grup I’da Grup II’a göre daha büyük değerler ölçülürken, 21 ölçümde Grup II’da Grup I’a göre daha büyük değerler ölçülmüştür. 27 açı ölçümünde Grup I’da Grup III’a göre daha büyük değerler ölçülürken, 17 ölçümde Grup III’da Grup I’a göre daha büyük değerler ölçülmüştür. 29 açı ölçümünde Grup II’da Grup III’a göre daha büyük değerler ölçülürken, 9 ölçümde Grup III’da Grup II’a göre daha büyük değerler ölçülmüş ve 6 ölçümde ise Grup II ile Grup III’da aynı değerler ölçülmüştür. Ölçüm farklarına bakıldığında ise; Grup I ile Grup II arasında 0.001 derece, Grup I ile Grup III arasında 0.386 derece fark vardır. Her iki ölçümde de konvansiyonel sefalometri değerleri MIMICS değerlerinden daha yüksektir. Grup II ile Grup III arasındaki fark ise 0.385 derecedir (Grup II daha büyük).

Tablo 4.38. Yumuşak doku doğrusal ölçümlerin tanımlayıcı istatistikleri.

	Grup*	En az	En çok	Ortanca	Ortalama	Std. Sapma	95% Güven aralıkları		Test İstatistiği	p
							Alt sınır	Üst sınır		
UL-E	I	-18.000	-4.000	-10.000	-10.182	3.105	-11.126	-9.238	F=9.551	<0.001
	II	-16.710	-5.760	-10.035	-10.273	2.668	-11.084	-9.462		
	III	-16.680	-5.720	-10.035	-10.253	2.663	-11.063	-9.444		
LL-E	I	-12.000	2.000	-3.000	-3.409	3.029	-4.330	-2.488	F=9.246	<0.001
	II	-10.850	2.200	-4.310	-3.853	2.716	-4.679	-3.027		
	III	-10.830	2.200	-4.310	-3.846	2.713	-4.671	-3.021		
UL KALINLIK	I	18.000	31.000	26.500	25.727	3.216	24.750	26.705	F=67.628	<0.001
	II	15.690	27.250	21.860	21.956	2.837	21.093	22.818		
	III	13.700	27.200	21.595	21.709	3.047	20.783	22.635		

* Grup I: Konvansiyonel, Grup II: MIMICS 3D, Grup III: MIMICS 2D

Yumuşak doku doğrusal ölçümlerin gruplar arası karşılaştırma sonuçları her parametre için ayrı ayrı aşağıda verilmiştir.

- UL-E doğrusal ölçümleri Grup I, Grup II ve Grup III arasında istatistiksel olarak farklıdır ($F=9.551$; $p<0.001$). Farklılığın nedenini araştırmak üzere Bonferroni post-hoc testi uygulanmış ve sonuçlar Tablo 4.39'da verilmiştir.

Tablo 4.39. Nperp-Pog ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları

	Grup I	Grup II	Grup III
Grup I			
Grup II	1.000		
Grup III	1.000	<0.001	

Tablo 4.38 ve 4.39 incelendiğinde; Grup I ile Grup II ($p=1.000$) ve Grup I ile Grup III ($p=1.000$) arasında istatistiksel olarak önemli farklılık yokken, Grup II ile Grup III doğrusal ölçümleri arasındaki fark istatistiksel olarak önemlidir ($p<0.001$). Grup I ile Grup II ölçümleri arasındaki fark 0.091 mm iken Grup I ile Grup III ölçümleri arasındaki fark 0.072 mm dir. Her iki ölçümde de konvansiyonel sefalometri değerleri MIMICS değerinden daha yüksektir. Grup II ile Grup III ölçüm değerleri arasında ise 0.020 mm bir farklılık vardır (Grup III daha büyük).

- LL-E doğrusal ölçümleri Grup I, Grup II ve Grup III arasında istatistiksel olarak farklıdır ($F=9.246$; $p<0.001$). Farklılığın nedenini araştırmak üzere Bonferroni post-hoc testi uygulanmış ve sonuçlar Tablo 4.40'da verilmiştir.

Tablo 4.40. LL-E ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları

	Grup I	Grup II	Grup III
Grup I			
Grup II	0.028		
Grup III	0.031	0.001	

Tablo 4.38 ve 4.40 incelendiğinde; Grup I ile Grup II ($p=0.028$), Grup I ile Grup III ($p=0.031$), Grup II ile Grup III ($p=0.031$) doğrusal ölçümleri arasındaki fark istatistiksel olarak önemlidir. Grup I ile Grup II ölçümleri

arasındaki fark 0.444 mm iken, Grup I ile Grup III ölçümleri arasındaki fark 0.437 mm dir. Her iki ölçümde de konvansiyonel sefalometri değerleri MIMICS değerinden daha yüksektir. Grup II ve Grup III ölçüm değerleri arasında ise 0.007 mm bir farklılık vardır (Grup III daha büyük).

- UL-KALINLIK doğrusal ölçümleri Grup I, Grup II ve Grup III arasında istatistiksel olarak farklıdır ($F=67.628$; $p<0.001$). Farklılığın nedenini araştırmak üzere Bonferroni post-hoc testi uygulanmış ve sonuçlar Tablo 4.41’de verilmiştir.

Tablo 4.41. UL-KALINLIK ölçümleri ikili karşılaştırma sonuçları

	Grup I	Grup II	Grup III
Grup I			
Grup II	<0.001		
Grup III	<0.001	0.005	

Tablo 4.38 ve 4.41 incelendiğinde; Grup I ile Grup II ($p<0.001$), Grup I ile Grup III ($p<0.001$), Grup II ile Grup III ($p=0.005$) doğrusal ölçümleri arasındaki fark istatistiksel olarak önemlidir. Grup I ile Grup II ölçümleri arasındaki fark 3.772 mm iken, Grup I ile Grup III ölçümleri arasındaki fark 4.018 mm dir. Her iki ölçümde de konvansiyonel sefalometri değerleri MIMICS değerinden daha yüksektir. Grup II ve Grup III ölçüm değerleri arasında ise 0.247 mm bir farklılık vardır (Grup II daha büyük).

Araştırmada kullanılan tüm parametrelerin gruplar arası karşılaştırma sonuçları aşağıda (Tablo 4.42) topluca verilmiştir.

Tablo 4.42. Araştırmada kullanılan parametrelerin ortalama ve standart sapma değerleri ($\bar{X} \pm S_x$) ile Varyans analizi ve Bonferroni testi sonuçlarına göre grup içi ve gruplar arası dağılım sonuçları.

	GRUP I (KONVANSİYONEL) $\bar{X} \pm S_x$	GRUP II (MIMICS 3D) $\bar{X} \pm S_x$	GRUP III (MIMICS 2D) $\bar{X} \pm S_x$	test	I-II	I-III	II-III
İSKELETSEL							
İSKELETSEL AÇISAL							
SNA	78.455 ± 4.043	79.626 ± 4.186	79.625 ± 4.173	***	***	***	
SNB	83.705 ± 5.165	84.455 ± 5.331	84.490 ± 5.335	**	*	**	
ANB	-5.250 ± 3.498	-4.830 ± 3.499	-4.865 ± 3.471	*	**	**	
Y-Aksı	57.750 ± 5.248	57.685 ± 5.838	57.562 ± 5.772	**			*
SN/ANS-PNS	9.068 ± 4.049	8.616 ± 4.345	8.603 ± 4.340	*			
SN/Occ	14.955 ± 6.548	16.346 ± 9.020	15.929 ± 9.124	**			***
SN/Go-Gn	34.455 ± 7.125	34.371 ± 7.124	34.160 ± 7.266	**			**
ANS-PNS/Go-Gn	25.205 ± 6.465	25.959 ± 6.778	25.680 ± 6.889	***	*		**
İSKELETSEL DOĞRUSAL							
NPerp-A	-3.364 ± 3.314	-3.038 ± 3.201	-3.033 ± 3.196	**			*
NPerp-Pog	8.205 ± 8.733	9.310 ± 8.744	9.294 ± 8.729	**			*
SN	74.386 ± 4.701	67.242 ± 4.079	67.098 ± 4.027	***	***	***	***
Go-Me	83.545 ± 6.407	89.575 ± 5.820	75.281 ± 6.003	***	***	***	***
Co-A	90.636 ± 7.038	98.080 ± 6.358	83.420 ± 6.083	***	***	***	***
Co-Gn	138.409 ± 10.228	136.330 ± 8.022	126.153 ± 7.945	***	**	***	***
N-Me	138.795 ± 11.099	126.047 ± 9.893	125.949 ± 9.838	***	***	***	
N-ANS	59.386 ± 4.794	53.637 ± 4.201	53.596 ± 4.220	***	***	***	***
ANS-Me	79.955 ± 8.441	72.944 ± 7.633	72.788 ± 7.609	***	***	***	
S-Go	89.386 ± 8.269	93.613 ± 6.992	80.060 ± 7.082	***	***	***	***
S-Go/ N-Me	0.646 ± 0.054	0.745 ± 0.049	0.637 ± 0.050	***	***		***
DENTAL							
DENTAL AÇISAL							
U1/SN	106.614 ± 7.851	106.349 ± 7.851	106.391 ± 7.851	*			*
U1/NA	27.364 ± 6.567	26.854 ± 6.681	26.745 ± 6.676	**			**
L1/Go-Gn	78.227 ± 7.554	78.540 ± 6.761	76.247 ± 8.112	***		*	***
L1/NB	15.841 ± 6.038	15.416 ± 6.529	15.032 ± 6.773	*			*
U1/L1	140.977 ± 10.936	142.888 ± 11.867	143.108 ± 12.100	*	*	*	
DENTAL DOĞRUSAL							
U1-NA	5.977 ± 2.445	3.693 ± 2.253	2.179 ± 2.353	***	***	***	***
L1-NB	3.080 ± 2.023	2.345 ± 2.290	1.186 ± 1.521	***	**	***	***
Overjet	-4.261 ± 3.918	-4.005 ± 3.657	-3.898 ± 3.586	**			***
Overbite	0.045 ± 3.906	0.252 ± 4.354	0.252 ± 4.347				
YUMUŞAK DOKU							
YUMUŞAK DOKU AÇISAL							
H-Açısı	3.159 ± 5.048	3.158 ± 5.296	2.773 ± 4.737	*			**
YUMUŞAK DOKU DOĞRUSAL							
UL-E	-10.182 ± 3.105	-10.273 ± 2.668	-10.253 ± 2.663	***			***
LL-E	-3.409 ± 3.029	-3.853 ± 2.716	-3.846 ± 2.713	***	*	*	**
UL-KALINLIK	25.727 ± 3.216	21.956 ± 2.837	21.709 ± 3.047	***	***	***	**

*p<0.05, **p<0.01, ***p<0.001

TARTIŞMA

Ortodontide teşhis, tedavi planlaması ve tedavi sonuçlarının değerlendirilmesi amacıyla farklı görüntüleme tekniklerinden istifade edilmektedir (36,48,129).

Elde edilen görüntüler üzerinde yapılan değerlendirme ve ölçümlerin temel hedefi, kraniyofasiyal yapıların boyut, konum ve birbirleri ile olan ilişkilerinin net bir şekilde tespit edilmesi ve normalden sapma derecelerinin belirlenmesidir (14,34,96).

Ortodontide en sık kullanılan tanı araçlarının başında gelen lateral sefalogramlar; iskeletsel, dişsel ve yumuşak dokuya ait anatomik yapılar hakkında çok önemli bilgiler vermektedir (66,145). Ancak, düşük maliyet, düşük radyasyon dozu, yüksek tekrarlanabilirlik gibi avantajlara sahip olmasına karşın; özellikle, asimetrik deformitelerde ve ortognatik cerrahi planlamasında bir takım zorlukları beraberinde getirmektedir (1,39,52, 82,93,110,122).

Son yıllarda gelişmekte olan üç boyutlu görüntüleme teknikleri ile elde edilen verilerin, bilgisayar ortamında kolaylıkla değerlendirilmesine olanak veren programlar, ölçüm, planlama, tedavi sonu yumuşak doku simulasyonları ve gerçek üç boyutlu katı model elde edilmesi gibi özelliklere sahiptirler (20,33,95,103,104,107,108,120,121,141,145). Magnifikasyon, distorsiyon ve süperpozisyonun görülmediği CT görüntülerinden, bilgisayar programları yardımıyla üç boyutlu rekonstruksiyon, segmentasyon, simulasyon ve üç boyutlu sefalometrik analiz yapılabilmektedir.

Bu araştırmada, konvansiyonel iki boyutlu sefalometrik analiz ile üç boyutlu görüntüler üzerinde yapılan bilgisayar destekli sefalometrik analizlerin karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Bu maksatla, 44 iskeletsel Sınıf III ($ANB < 0^\circ$) hastanın tedavi başı lateral sefalometrik radyografileri ve aynı hastalara ait maksillofasiyal bölge aksiyal kesit CT verileri kullanılmıştır. Lateral sefalometrik radyogramlar

üzerinde gerçekleştirilecek sefalometrik ölçümler konvansiyonel teknik ile yapılırken, CT verileri Mimics® v12.01 (Materialise, Leuven, Belçika) programı yardımıyla üç boyutlu hale getirilerek sefalometrik analizleri yapılmıştır.

Çalışmamızda kullandığımız bilgisayar programı bilgisayarlı tomografi görüntülerinden üç boyutlu yüzey biçimlendirmesi yapabilmektedir. Bunun yanı sıra, farklı yapıların (kemik, yumuşak doku, hava yolu) birbirinden ayrı olarak incelenmesine olanak vermektedir. Ayrıca bu yapıları da kendi içlerinde bölümleyebilmekte (maksilla, mandibula, vertebra, hyoid vb.); yapılan cerrahi planlamaya göre yumuşak doku tahmini ve cerrahi sonrası tahmini sefalometrik değerleri verebilmektedir.

Çalışmamızda bu programı kullanmamızın sebebi, cerrahi planlamada teknolojik kolaylık sağlayarak, sonuçların hastaya zarar vermeden üç boyutlu bir şekilde görülebilmesine olanak sağlayan, farklı planlama seçeneklerini ortaya koyabilen bir program olmasıdır. Aynı zamanda CT görüntülerinden bire bir ölçülerde oluşturduğu hasta modelleri üzerinde, kullanıcı tarafından belirlenebilen sefalometrik analiz parametreleri ile açısal ve doğrusal ölçümlere olanak vermektedir.

Sefalometrik analiz yöntemleri, kraniyofasiyal yapıların boyutsal ve konumsal özelliklerini ölçmekte; iskeletsel, dişsel ve yumuşak dokulara ait doğrusal ve açısal değerleri ile bunların birbirleriyle olan ilişkilerini belirlemeyi hedeflemektedir (1,11,66,125).

Çalışmamızda iskeletsel, dişsel ve yumuşak doku yapılarına ait 14 açısal, 18 doğrusal olmak üzere toplam 32 ölçüm parametresi kullanılmıştır.

Konvansiyonel teknikle lateral sefalogramlardan elde edilen ölçümler (Grup I) ile tomografi verilerinden oluşturulan üç boyutlu görüntüler üzerinde bilgisayar destekli üç boyutlu (Grup II) ve iki boyutlu (Grup III) ölçümlerin sonuçları, benzer çalışmalarda (84, 22, 85, 155,124) da kullanılan istatistik yöntemi olan “Tekrarlı Ölçümlerde Varyans Analizi” ile değerlendirilmiştir.

Çalışmamıza dahil edilen olgular, ortognatik cerrahi planlaması maksadıyla tomografi kayıtları mevcut olan hastalar arasından seçilmiştir.

Benzer yapılara sahip olmaları ve sefalometrik ölçüm değerleri arasında çok büyük farklılıklar olmaması amacıyla tüm olguların Sınıf III iskeletsel ilişkiye sahip olmalarına dikkat edilmiştir.

Sefalometrik analizin gerçekçi bir teşhis ve tedavi planlamasında kullanılabilmesi için, bireysel değerlerin ortalama bir yüz paterni ile karşılaştırılması ve aradaki farklılıkların yorumlanması gerekmektedir (14, 34). İdeal bir iskeletsel, dişsel ve yumuşak doku ilişkisi, kullanılan sefalometrik analiz yöntemine göre farklılıklar gösterebilmektedir. Bu nedenle ortodonti kliniklerinde birden fazla sefalometrik analiz yöntemine ait ölçümlerden istifade edilebilmektedir. GATA Ortodonti Anabilim Dalı'nda ve çalışmamızda kullanılan sefalometrik analiz yönteminin de temelinde Downs (31), Steiner (13), Ricketts (132), Mc Namara (106), Harvold (58) ve Jaraback (70) analizlerinden alınmış ölçümler bulunmaktadır.

Farklı sefalometrik analiz yöntemlerinde kraniyofasiyal yapıların boyut ve konumlarının tespiti maksadıyla, bu yapılara ait, tercihen tekrarlanabilirliği ve tespit edilmesi yüksek olan referans sefalometrik noktalar kullanılmaktadır. Sefalometrik noktalar bazen direkt olarak işaretlenen noktalar şeklinde olabilirken, bazen de noktalar arasında oluşturulan doğruların kesişimi ya da lateral sefalogramlarda görülen süperpozisyon noktaları şeklinde olabilmektedir (5,119,126,139,158).

Araştırmamızda kullandığımız sefalometrik noktaların seçiminde lateral sefalogramda oluşan, ancak üç boyutlu görüntüde doğru bir şekilde tespit edilemeyen süperpozisyon ve kesişim noktaları kullanılmamıştır (Örneğin, lateral sefalogramda, mandibuler ramusun posterior sınırı ile posterior kraniyal tabanın inferior sınırı (oksipital kemik) arasında süperpozisyon görüntüsünden tespit edilebilen Artiküler (Ar) nokta).

Lateral sefalogramlar, üç boyutlu bir cismin iki boyutlu izdüşüm görüntüleridir. Bu sebeple anatomik yapılar filmde ya da kayıt düzleminden uzaklıklarına bağlı olarak yatay ve dikey yönde yer değişimine uğramaktadırlar. Doğrusal izdüşüm transformasyonu olarak adlandırılan bu durum sefalogramlar üzerindeki görüntüde magnifikasyonla, yani anatomik

yapının filme olan uzaklığına bağılı olarak görüntüsünün normalden büyük olması ile sonuçlanmaktadır. Işın kaynağı ile hasta arasındaki mesafenin fazla olması, x-ışını fotonlarının daha paralele yakın bir şekilde hasta ve filme ulaşmasını sağlasa da; hastanın mümkün olan bütün sagittal radyolojik düzlem kesitlerindeki yapılarında magnifikasyon farklı olacaktır (1,13,25,53,129). Örneğin ışının hastanın sağından geldiğı durumda sağ mandibuler ramus görüntüsü sol ramus görüntüsünden daha büyük olacaktır. İki yapıda görülen magnifikasyon oranı da eşit olmayacaktır.

Sefalometrik radyografi cihazlarında merkezi ışın, sefalostatın kulak çubukları hizasına gelecek şekilde ayarlanmaktadır (109). Filme yakın taraftaki ve merkezi ışın üzerindeki yapılarda %0'a yakın; kulak çubuklarından 60 mm ya da daha uzak yapılarda ise %24 arasında değışen oranlarda, çoğı kraniyofasiyal yapıda magnifikasyon görüldüğü bildirilmektedir (1,2,39,52,66,82,93,110,122).

Bu sebeplerden dolayı, lateral sefalogram üzerinde yapılan her ölçüm değıeri için sabit bir magnifikasyon düzeltmesinin kullanılması hatalı sonuçlara sebep olacaktır.

Çalışmamızda lateral sefalogramların ölçüldüğü konvansiyonel teknik (Grup I) sonuçları magnifikasyon düzeltmesi yapılmadan değıerlendirilmiş; magnifikasyondan en fazla etkilenen bölgelerdeki anatomik yapılar ile açısıl ve doğrusal ölçümlerin magnifikasyondan etkilenme şekilleri daha net bir şekilde tespit edilmeye çalışılmıştır.

Lateral sefalogramlar, çoğı olguda problemin teşhisi için genel bir fikir verebilmektedir. Ancak, simetrik olmayan kraniyofasiyal deformitelerin net olarak teşhis edilmesinde ve tedavi planlamasında tek başına yeterli olmamaktadır. Özellikle ortognatik cerrahi planlamasında, kraniyofasiyal yapıların konum, boyut ve ilişkilerinin daha hassas bir şekilde tespit edilmesi gerekmektedir. Bu problemi çözebilmek için, pek çok araştırmacı iki boyutlu posteroanterior ve lateral sefalogramlar kullanarak üç boyutlu rekonstruksiyonlar yapmaya çalışsa da, ölçümlerin tekrarlanabilirliği ve

hassaslığı kullanıma uygun yeterlilikte olamamıştır (8,9,10,11,12,17,19,46, 48,49).

Konvansiyonel sefalogramların aksine, anatomik yapıların süperpozisyonu ya da farklı bölgelerde farklı magnifikasyonlar gibi hatalar içermeyen bilgisayarlı tomografi (CT) görüntüleri, 1980'li yılların sonlarına doğru, kraniyofasiyal yapıların incelenmesi maksadıyla sıklıkla kullanılmaya başlanmıştır.

Kafataslarının CT ile görüntülendiği ilk araştırmalarda, üç boyutlu rekonstruksiyon yapılmadan sadece aksiyal kesit verileri incelenmiş ve araştırmacılar bu görüntüleri ortodontik noktalar kullanmadan, fiziksel antropoloji bakış açısıyla değerlendirmişlerdir (41,116,131,154).

Sefalometrik radyografların ya da CT görüntülerinin, kafatası üzerinde yapılan fiziksel ölçümlerle karşılaştırıldığı araştırmalarda, iki boyutlu sefalometrik radyografi tekniği ile "altın standardı" adı verilen kafatası fiziksel ölçümleri arasında önemli farklılık bulunurken (1,88); üç boyutlu CT görüntüleri ile kafatası fiziksel ölçümleri arasında daha yakın sonuçlar elde edilmiştir (22,26,61,72,81).

Cavalcanti ve ark. (22), 9 kadavra üzerinde yaptıkları araştırmalarında, üç boyutlu CT görüntüsü üzerinde yaptıkları doğrusal ölçümlerle fiziksel ölçümler arasında mükemmele yakın bir uyum olduğunu belirtmişlerdir.

Lopes ve ark. (91) ise, 28 kuru kafatası kullanarak, üç boyutlu CT görüntüleri üzerinde yapılan açısal ölçümlerin doğruluk ve hassaslığını inceledikleri çalışmalarında, fiziksel ölçümler ile üç boyutlu CT görüntüleri üzerinde yapılan ölçümler arasında fark olmadığını belirtmişlerdir.

Togashi ve ark. (146), üç boyutlu CT görüntüleri üzerinde yapılan doğrusal ölçümlerin, baş pozisyonundan etkilenip etkilenmediğini araştırdıkları çalışmalarında, aynı zamanda iki boyutlu sefalogramlardaki etkilenmeyi de incelemişlerdir. Bir kafatasından, 1 mm, 3 mm, 5mm ve 7mm kesit kalınlıklarında ve farklı açılendirilmiş baş pozisyonlarında alınan CT görüntüleri üç boyutlu olarak incelenmiştir. Baş pozisyonundaki değişimlerin, üç boyutlu CT görüntüleri üzerinde yapılan doğrusal ölçümleri etkilemediği

ancak, kesit kalınlığı arttıkça bazı doğrusal ölçümlerde büyük ölçüm hataları oluştuğu belirtilmiştir.

Aksiyal kesit CT görüntülerinin kesit kalınlıklarının üç boyutlu görüntü kalitesini etkilediği Kitaura ve ark. (82), Cavalcanti ve ark. (22), Park ve ark. (125), Haffner ve ark. (47) tarafından da bildirilmiştir. Kitaura ve ark. (82), 3 mm.den küçük kesit kalınlığıyla alınan CT görüntüsünden oluşturulan üç boyutlu görüntüler üzerinde yapılan ölçümlerin gerçek değerlere göre neredeyse hatasız olduğunu belirtmişlerdir.

CT görüntülerinin aksine, lateral sefalogramlarda yapılan doğrusal ve açısal ölçümlerin, uygun olmayan baş pozisyonundan etkilendiği belirtilmektedir (3,100).

Çalışmamızda kullanılan CT görüntülerinin seçiminde, aksiyal kesit kalınlığı 1 mm olan vakalar dikkate alınarak, görüntü kalitesinin, dolayısıyla, doğrusal ve açısal ölçüm değerlerinin hassas olması hedeflenmiştir. CT görüntülerinin baş pozisyonu ve rotasyonundan etkilenmediği yapılan araştırmalarda belirtilse de, araştırmamızda kullandığımız bilgisayar programı için önerilen Gantry ve Tilt değerleri 0° olan (Frankfurt düzlemi yer düzlemine dik ve baş rotasyonu içermeyen) CT görüntüleri kullanılmıştır. Sefalometrik radyogramlarda ise kulak çubukları ile sağlanan stabilizasyon ve doğal baş postürü kontrol edilmiştir.

Kragsskov ve ark. (83), 9 kuru kafatası üzerinde yaptıkları araştırmalarında; konvansiyonel iki boyutlu sefalometrik ölçümler ile üç boyutlu CT görüntüsü üzerinde yapılan ölçümleri karşılaştırmış, ancak sadece tekrarlanabilirlik açısından değerlendirmiş ve anlamlı farklılık bulunmadığını bildirmişlerdir.

Chidiac ve ark. (26) ise, 13 kuru kafatası ile yaptıkları araştırmalarında; konvansiyonel iki boyutlu sefalometrik ölçümler ile CT görüntüleri üzerinde yapılan ölçümleri birbiriyle ve fiziksel ölçümlerle karşılaştırmışlardır. Açısal ölçüm değerlerinde konvansiyonel sefalometri ile CT arasında anlamlı fark bulunmazken; doğrusal ölçüm değerlerinin farklı olduğu tespit edilmiştir.

Bizim yapmış olduğumuz çalışmada;

➤ Grup I ve Grup II ölçüm değerleri karşılaştırıldığında:

- Açısal ölçümlerde Grup I (Konvansiyonel) ve Grup II (MIMICS 3D) arasında 14 açısal parametre içinde 9 parametere (Y-Aksı, SN/ANS-PNS, SN/Occ, SN/Go-Gn, U1/SN, U1/NA, L1/Go-Gn, L1/NB, H-Açısı) istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır.

İstatistiksel olarak anlamlı fark bulunan 5 açısal parametre ise, SNA, SNB, ANB, ANS-PNS/Go-Gn ve U1/L1 açıları olarak karşımıza çıkmaktadır.

Kumar ve ark. (84), Cone Beam CT ile elde edilen görüntülerden oluşturdukları sefalogramlar ile konvansiyonel sefalogramlar üzerinde yaptıkları çalışmalarında, açısal ölçümler arasındaki $\pm 2^\circ$ ve doğrusal ölçümler arasındaki ± 2 mm.lik farkın klinik olarak anlamlı olmadığını belirtmişlerdir. Cavalcanti ve ark. (22), Periago ve ark.(127) ile Jamali ve ark.(67) da 2 mm den veya 2° den küçük farkların klinik önemi olmadığını desteklemektedirler.

Grup I (Konvansiyonel) ve Grup II (MIMICS 3D) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunan SNA, SNB, ANB, ANS-PNS/Go-Gn ve U1/L1 açıları ölçüm farkları incelendiğinde, 2° den küçük ve sırasıyla $1,17^\circ$, $0,75^\circ$, $0,42^\circ$, $0,75^\circ$ ve $1,91^\circ$ olduğu görülmektedir.

Kumar ve ark. (84), Cavalcanti ve ark. (22), Periago ve ark.(127) ile Jamali ve ark.(67)'nin görüşleri doğrultusunda, aralarındaki ölçüm farkları 2° den küçük olan bu 5 açısal ölçüm arasında klinik olarak anlamlı fark olmadığı söylenebilir.

Bu durum dikkate alındığında; 14 açısal parametrenin tümünde, konvansiyonel sefalometri (Grup I) ile üç boyutlu sefalometri (Grup II) arasında, klinik olarak anlamlı fark yoktur.

- Doğrusal ölçümlerde ise, Grup I (Konvansiyonel) ve Grup II (MIMICS 3D) arasında 18 doğrusal parametre içinde 5 paramertede (NPerp-A, NPerp-Pog, Overjet, Overbite, UL-E) istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır.

İstatistiksel olarak anlamlı fark bulunan 13 doğrusal parametre ise, S-N, Go-Me, Co-A, Co-Gn, N-Me, N-ANS, ANS-Me, S-Go, S-Go/N-Me, U1-NA, L1-NB, LL-E, UL-KALINLIK doğrusal ölçümleri olarak karşımıza çıkmaktadır.

İstatistiksel anlamlı 13 parametre içinden L1-NB ve LL-E parametreleri ölçüm farkları ise 2 mm. den küçük ve sırasıyla 0,74 mm. ve 0,44 mm. dir.

Kumar ve ark. (84), Cavalcanti ve ark. (22), Periago ve ark.(127) ile Jamali ve ark.(67)'nin görüşleri doğrultusunda, aralarındaki ölçüm farkları 2 mm den küçük olan bu 2 doğrusal ölçüm arasında klinik olarak anlamlı fark olmadığı söylenebilir.

S-N, Go-Me, Co-A, Co-Gn, N-Me, N-ANS, ANS-Me, S-Go, U1-NA, UL-KALINLIK doğrusal ölçümlerinde ve S-Go/N-Me oranında ise, Grup I ve Grup II arasındaki ölçüm farkları sırasıyla 7,14 mm, 6,03 mm, 7,44 mm, 2,08 mm, 12,75 mm, 5,75 mm, 7,01mm, 4,23 mm, 2,28 mm, 3,77 mm dir. S-Go/N-Me oranı farkı ise %13,3 dür.

Bu durum dikkate alındığında; 18 doğrusal parametre içinde 7 paramertede, konvansiyonel sefalometri (Grup I) ile üç boyutlu sefalometri (Grup II) arasında, klinik olarak anlamlı fark yoktur; 11 parametredeki fark ise anlamlıdır.

İki boyutlu konvansiyonel sefalogramlarda görülen magnifikasyonu değerlendirmek maksadıyla, Grup I ve Grup II arasında istatistiksel olarak anlamlı olan doğrusal ölçümlerin farklarına baktığımızda ise sabit bir oran bulunmadığı gözlenmektedir. %1,52 ile %38,21 oranları arasında değişen farklılıklar, her ölçüm için standart bir magnifikasyon düzeltilmesinin yanlış olacağı kanaati uyandırmaktadır.

S-N (+%10,62), Go-Me (-%6,63), Co-A (-%7,58), Co-Gn (+%1,52), N-Me (+%10,11), N-ANS (+%10,71), ANS-Me (+%9,61), S-Go (-%4,51),

S-Go/N-Me (-%13,3), U1-NA (+%38,21), UL KALINLIK (+%17,17) ölçümlerine ait standardize magnifikasyonun bulunabilmesi için örneklem boyutunun büyük olması gerekmektedir.

Go-Me, Co-A, S-Go ve S-Go/N-Me ölçümleri dışındaki tüm doğrusal ölçüm değerleri, konvansiyonel sefalometride (Grup I), üç boyutlu sefalometrik değerlere (Grup II) göre daha büyüktür. Bu durum, konvansiyonel sefalometride oluşan magnifikasyon ile açıklanabilir.

Go-Me, Co-A, S-Go ve S-Go/N-Me doğrusal ölçüm değerleri ise, konvansiyonel sefalometride (Grup I), üç boyutlu sefalometrik değerlere (Grup II) göre daha küçüktür.

Gonion (Go) ve Condilion (Co) noktaları, midsagital düzlemden uzak ve bilateral yapılara ait noktalardır. Kragsskov ve ark. (83)'nın, konvansiyonel iki boyutlu sefalometrik ölçümler ile üç boyutlu CT görüntüsü üzerinde yapılan ölçümleri karşılaştırdıkları araştırmalarında belirttikleri gibi; bilateral yapılara ait sefalometrik noktalar ile midsagital düzlem üzerinde yer alan noktalar arasında yapılan oblik ölçümlerde, konvansiyonel sefalometri değerleri, fiziksel ve üç boyutlu ölçüm değerlerinden daha küçük sonuçlar vermektedir.

Konvansiyonel sefalogramda oluşan magnifikasyon, Go-Me, Co-A ve S-Go doğrusal parametrelerinde, iki boyutlu ölçüm sonuçlarını, üç boyutlu ölçüme bir miktar yaklaştırsa da, Grup I ölçümleri Grup II ölçümlerinden daha küçük değerlerdedir.

Ayrıca, iki boyutlu lateral sefalogramlar üzerinde sıklıkla yapılan standart magnifikasyon düzeltmesi, özellikle bu parametrelerde daha çok hataya sebep olacaktır. Bu ölçümlere ait bulgular, Adams ve ark. (1) ile Kragsskov ve ark. (83)'nin, elde ettikleri bulgularla uyumludur.

Aynı özelliklere sahip olmasına rağmen Co-Gn ölçümü, konvansiyonel sefalometride (Grup I), üç boyutlu sefalometrik değerlere (Grup II) göre daha büyüktür. Bu durum, Gnathion (Gn) noktasının merkezi ışından, yani sefalostatın kulak çubukları hizasından en uzak noktalardan biri olması ve dolayısıyla magnifikasyonun daha büyük olmasına bağlanabilir (66,2,1,39,52,82,93,110,122). Böylece, konvansiyonel sefalometride

magnifikasyonun olumlu yönde etkilediği ve gerçek ölçüme yaklaştırdığı tek doğrusal parametre Co-Gn ölçümüdür.

İki boyutlu sefalogramlarda S-Go mesafesinin üç boyutlu ölçümlere göre daha küçük, N-Me mesafesinin ise üç boyutlu ölçümlere göre daha büyük değerlere sahip olması, ön arka yüz oranını ifade eden S-Go/N-Me oranında %13,3 oranında bir değişikliğe sebep olmaktadır. Grup I'de %65 olan ön arka yüz oranı Grup II'de %75'dir.

Özet olarak; konvansiyonel sefalometri (Grup I) ile üç boyutlu sefalometri (Grup II) arasında, 14 açısal ölçüm değerinin tümünde uyum gözlenirken, 18 doğrusal ölçüm değerinin 11'inde anlamlı bir fark görülmektedir. Bu yönden bizim bulgularımız, Chidiac ve ark. (26)'nın bulguları ile örtüşmektedir.

➤ Grup I ve Grup III ölçüm değerleri karşılaştırıldığında:

- Açısal ölçümlerde Grup I (Konvansiyonel) ve Grup III (MIMICS 2D) arasında, 14 açısal parametre içinde 9 parametere (Y-Aksı, SN/ANS-PNS, SN/Occ, SN/Go-Gn, ANS-PNS/Go-Gn, U1/SN, U1/NA, L1/NB, H-Açısı) istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır.

İstatistiksel olarak anlamlı fark bulunan 5 açısal parametre ise, SNA, SNB, ANB, L1/Go-Gn ve U1/L1 açıları olarak karşımıza çıkmaktadır.

Grup I (Konvansiyonel) ve Grup III (MIMICS 2D) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunan SNA, SNB, ANB, ve L1/Go-Gn açıları ölçüm farkları incelendiğinde, 2° den küçük ve sırasıyla 1,17°, 0,78°, 0,39° ve 1,98°dir.

Kumar ve ark. (84), Cavalcanti ve ark. (22), Periago ve ark.(127) Jamali ve ark.(67)'nin görüşleri doğrultusunda, aralarındaki ölçüm farkları 2° den küçük olan bu 4 açısal ölçüm arasında klinik olarak anlamlı fark olmadığı söylenebilir.

U1/L1 açısında ise, Grup I ve Grup III arasındaki ölçüm farkı 2,13° dir.

Bu durum dikkate alındığında; 14 açısal parametrenin 13'ünde, Grup I (Konvansiyonel) ve Grup III (MIMICS 2D) arasında, klinik olarak anlamlı fark yoktur.

- Doğrusal ölçümlerde ise, Grup I (Konvansiyonel) ve Grup III (MIMICS 2D) arasında, 18 doğrusal parametre içinde 6 parametere (NPerp-A, NPerp-Pog, S-Go/N-Me Overjet, Overbite, UL-E) istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır.

İstatistiksel olarak anlamlı fark bulunan 12 doğrusal parametre ise, S-N, Go-Me, Co-A, Co-Gn, N-Me, N-ANS, ANS-Me, S-Go, U1-NA, L1-NB, LL-E, UL-KALINLIK doğrusal ölçümleri olarak karşımıza çıkmaktadır.

L1-NB ve LL-E parametreleri ölçüm farkları ise 2 mm. den küçük ve sırasıyla 1,89 mm. ve 0,44 mm. dir.

Kumar ve ark. (84), Cavalcanti ve ark. (22), Periago ve ark.(127) ile Jamali ve ark.(67)'nin görüşleri doğrultusunda, aralarındaki ölçüm farkları 2 mm den küçük olan bu 2 doğrusal ölçüm arasında klinik olarak anlamlı fark olmadığı söylenebilir.

S-N, Go-Me, Co-A, Co-Gn, N-Me, N-ANS, ANS-Me, S-Go, U1-NA, UL-KALINLIK doğrusal ölçümlerinde ise, Grup I ve Grup III arasındaki ölçüm farkları sırasıyla 7,29 mm, 8,26 mm, 7,22 mm, 12,26 mm, 12,85 mm, 5,79 mm, 7,17 mm, 9,33 mm, 3,80 mm, 4,02 mm dir.

Bu durum dikkate alındığında; 18 doğrusal parametre içinde 8 parametere, konvansiyonel sefalometri (Grup I) ile üç boyutlu sefalometri (Grup III) arasında, klinik olarak anlamlı fark yoktur; 10 parametredeki fark ise anlamlıdır.

Tüm doğrusal ölçüm değerleri, konvansiyonel sefalometride (Grup I), üç boyutlu görüntü üzerinde gerçekleştirilen iki boyutlu sefalometrik değerlere (Grup III) göre daha büyüktür. Bu durum, konvansiyonel sefalometride oluşan magnifikasyon ile açıklanabilir.

Özet olarak; konvansiyonel sefalometri (Grup I) ile üç boyutlu görüntü üzerinde gerçekleştirilen iki boyutlu sefalometri (Grup III) arasında, 14 açısal parametrenin 13'ünde uyum gözlenirken, 18 doğrusal ölçüm değerinin 10'unda anlamlı bir fark görülmektedir. Bu yönden bizim bulgularımız, Chidiac ve ark. (26)'nın bulguları ile örtüşmektedir.

➤ Grup II ve Grup III ölçüm değerleri karşılaştırıldığında:

- Açısal ölçümlerde Grup II (MIMICS 3D) ve Grup III (MIMICS 2D) arasında, 14 açısal parametre içinde 5 parametrede (SNA, SNB, ANB, SN/ANS-PNS, U1/L1) istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır.

İstatistiksel olarak anlamlı fark bulunan 9 açısal parametre ise, Y-Aksı, SN/Occ, SN/Go-Gn, ANS-PNS/Go-Gn, U1/SN, U1/NA, L1/Go-Gn, L1/NB ve H-Açısı olarak karşımıza çıkmaktadır.

Grup II (MIMICS 3D) ve Grup III (MIMICS 2D) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunan Y-Aksı, SN/Occ, SN/Go-Gn, ANS-PNS/Go-Gn, U1/SN, U1/NA, L1/NB ve H-Açısı ölçüm farkları incelendiğinde, 2° den küçük ve sırasıyla 0,12°, 0,42°, 0,21°, 0,28°, 0,04°, 0,11°, 0,38° ve 0,39°dir.

Kumar ve ark. (84), Cavalcanti ve ark. (22), Periago ve ark.(127), Jamali ve ark.(67)'nin görüşleri doğrultusunda, aralarındaki ölçüm farkları 2° den küçük olan bu 8 açısal ölçüm arasında klinik olarak anlamlı fark olmadığı söylenebilir.

L1/Go-Gn açısında ise, Grup II ve Grup III arasındaki ölçüm farkı 2,29° dir.

Bu durum dikkate alındığında; 14 açısal parametrenin 13'ünde, Grup II (MIMICS 3D) ve Grup III (MIMICS 2D) arasında, klinik olarak anlamlı fark yoktur.

- Doğrusal ölçümlerde ise, Grup II (MIMICS 3D) ve Grup III (MIMICS 2D) arasında, 18 doğrusal parametre içinde 3 parametrede (N-Me, ANS-Me ve Overbite) istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır.

İstatistiksel olarak anlamlı fark bulunan 15 doğrusal parametre ise, NPerp-A, NPerp-Pog, S-N, Go-Me, Co-A, Co-Gn, N-ANS, S-Go, S-Go/N-Me, U1-NA, L1-NB, Overjet, UL-E, LL-E, UL-KALINLIK doğrusal ölçümleri olarak karşımıza çıkmaktadır.

NPerp-A, NPerp-Pog, S-N, N-ANS, U1-NA, L1-NB, Overjet, UL-E, LL-E ve UL-KALINLIK parametreleri ölçüm farkları ise 2 mm. den küçük ve sırasıyla 0,01 mm, 0,02 mm, 0,14 mm, 0,04 mm, 1,51 mm, 1,16 mm, 0,11 mm, 0,02 mm, 0,01 mm ve 0,25 mm dir.

Kumar ve ark. (84), Cavalcanti ve ark. (22), Periago ve ark.(127) ile Jamali ve ark.(67)'nin görüşleri doğrultusunda, aralarındaki ölçüm farkları 2 mm den küçük olan bu 10 doğrusal ölçüm arasında klinik olarak anlamlı fark olmadığı söylenebilir.

Bu durum dikkate alındığında; 18 doğrusal parametre içinde 13 parametrede, üç boyutlu sefalometri (Grup II) ile üç boyutlu görüntü üzerinde gerçekleştirilen iki boyutlu sefalometri (Grup II) arasında, klinik olarak anlamlı fark yoktur; 5 parametredeki fark ise anlamlıdır.

Go-Me, Co-A, Co-Gn, S-Go, doğrusal ölçümlerinde ise, Grup II ve Grup III arasındaki ölçüm farkları sırasıyla 14,29 mm, 14,66 mm, 10,18 mm, 13,55 mm dir. S-Go/N-Me oranı farkı ise %14,6 dır.

Tüm doğrusal ölçüm değerleri, üç boyutlu sefalometride (Grup II), üç boyutlu görüntü üzerinde gerçekleştirilen iki boyutlu sefalometrik değerlere (Grup III) göre daha büyüktür.

Üç boyutlu bir görüntü üzerinde yapılan üç ve iki boyutlu ölçüm değerlerini karşılaştıran bir çalışmaya literatürde rastlanmamıştır.

Üç boyutlu bir görüntü üzerinde iki boyutlu doğrusal ölçüm, iki nokta arasının direk ölçümü değildir. Direk ölçüm uzayın her yönüne doğru olabileceğinden üç boyutludur. Mimics® programı tarafından verilen iki

boyutlu ölçüm sonucu, üç boyutlu görüntüdeki (x,y,z) koordinatlarından birinin çıkarılarak iki boyuta indirgenmesi sonucu elde edilmektedir. Mimics® 2D ölçümünde, sefalometrik noktalar arası ölçüm, konvansiyonel sefalometriyi simule edecek şekilde, sagittal düzlemi belirleyen (y,z) koordinatları (Bkz. Şekil 2.7) kullanılarak yapılır. Kısaca, sefalometrik noktaların sagittal düzlem üzerine magnifikasyonsuz ve distorsiyonsuz izdüşümleri arasında ölçüm yapılmış olur.

Konvansiyonel sefalometrinin bilinen ve yapılan çalışmalar sonucunda ortaya konan dezavantajlarına karşın; ortodontide uzun yıllar boyunca kullanılmış olması sonucunda, radyografik sefalometri ile ilgili geniş bir veri tabanı oluşmuştur. Klinik olarak normal hastalara ait norm değerlerin oluşturulabildiği ve normalden sapmaların, açısal, doğrusal ya da orantısal olarak ifade edilebildiği bu geniş veri tabanı, ortodontik tanı ve tedavi planlamasında vazgeçilmez yerini korumaktadır. Anatomik gerçeklikte ölçümlerin yapılabildiği üç boyutlu görüntülerle ilgili ne yazık ki henüz standart norm değerler mevcut değildir (91).

Farklı üç boyutlu analiz yöntemleri önerilse de (82, 143), karşılaştırılabilecek bir normalin olmadığı ölçümü yorumlamak ve hatta buna göre tedavi planlaması yapmak oldukça zordur.

Kafatası sert ve yumuşak dokularının gerçek üç boyutlu hacimsel tasvirinin yapılabilmesi, gerçek boyutlarda (1:1) üç boyutlu sefalometrik analizin yapılabilmesi (22,84,91), anatomik yapılarda süperimpozisyonun olmaması gibi avantajları bulunmasına rağmen; rutin kullanım için yüksek fiyat ve diğer radyografi yöntemlerine göre yüksek radyasyon dozu (Bkz.Tablo 2.1), artifaktlara bağlı olarak okluzyona ait detayların eksikliği, kayıt sırasında yatay pozisyona bağlı yumuşak doku bozulmaları (143) gibi dezavantajları bulunan bilgisayarlı tomografi görüntüleri, ortodontik tedavide özellikle asimetric iskeletsel deformiteli vakalarda ortognatik cerrahi planlamasında, hassas bir ölçüm ve cerrahi simulasyon imkanından dolayı tercih edilebilirler.

Çalışmamızda kullandığımız parametrelerin, rutin ortodontik teşhis ve tedavi planlamasında kullanılan sefalometrik analizlerden alınmış olması bize, hangi parametrelerin diğerlerine göre daha hassas sonuçlar verdiği, hangilerinin üç boyutlu görüntü ölçümleriyle uyuşmadığı konusunda bilgi vermektedir. Açısal ölçümlerin konvansiyonel sefalometri ile üç boyutlu sefalometride birbirleri ile uyumlu olduğunun gözlemlenmesi, bunlar için kullanılan norm değerlerin, üç boyutlu analiz için de kullanılabileceği kanaati uyandırmaktadır.

Alt ve üst çene sagital yön ilişkilerinin değerlendirilmesinde kullanılan Nperp-A ve Nperp-Pog (106) ölçümleri ile dişsel ilişkinin değerlendirildiği overbite ve overjet doğrusal ölçümlerinde, konvansiyonel sefalometri ile üç boyutlu sefalometri arasında anlamlı farkın olmaması özellikle, ortognatik cerrahi planlamasında konvansiyonel sefalometri açısından olumlu bir noktadır.

Bunun yanı sıra; ön kafa kaidesi uzunluğu (S-N), efektif mandibuler uzunluk (Co-Gn), orta yüz yüksekliği (N-ANS), alt ön yüz yüksekliği (ANS-Me), ön yüz yüksekliği (N-Me) ölçümleri, konvansiyonel sefalometride üç boyutlu ölçümlere göre daha büyük değerler verirken; mandibuler korpus uzunluğu (Go-Me), efektif orta yüz uzunluğu (Co-A) ve arka yüz yüksekliği (S-Go) ölçümlerinin, konvansiyonel sefalometride üç boyutlu ölçümlere göre daha küçük değerler vermesi, konvansiyonel sefalometride kullanılan norm değerler ve oranların üç boyutlu sefalometriye aynen uygulanmasını imkansızlaştırmaktadır.

Bazı değerlerde küçük, bazı değerlerde büyük sonuçlar görülmesi nedeniyle, tüm konvansiyonel sefalometrik değerlerin sabit bir magnifikasyon düzeltilmesi ile küçülterek kullanılmasının da uygun olmayacağını düşünmekteyiz.

SONUÇ

Konvansiyonel sefalometrik ölçümler ile üç boyutlu görüntüler üzerinde yapılan üç boyutlu ve iki boyutlu sefalometrik ölçümleri karşılaştırmayı hedeflediğimiz çalışmamızda kullanılan açısal ölçümler, konvansiyonel sefalometri ile bilgisayar destekli üç boyutlu ve iki boyutlu sefalometri arasında uyum göstermektedir.

Doğrusal ölçümlerde ise; Nperp-A, Nperp-Pog, Overjet, Overbite, L1-NB, UL-E ve LL-E ölçüm değerleri dışında, konvansiyonel sefalometri ile bilgisayar destekli üç boyutlu ve iki boyutlu sefalometri arasında anlamlı farklılık mevcuttur.

Aynı sagittal düzlem üzerindeki sefalometrik noktalar arası doğrusal ölçümler, konvansiyonel sefalometride üç boyutlu sefalometriye göre daha büyük değerler verirken; midsagittal düzlem üzerinde bulunan noktalar ile bu düzlemden uzakta olan noktalar arasındaki oblik doğrusal ölçümler daha küçük değerler vermektedir. Bu yüzden konvansiyonel sefalometride standardize bir magnifikasyon düzeltmesinin hatalara sebep olabileceği görülmektedir.

Henüz mevcut norm değerleri bulunmayan üç boyutlu sefalometride, veri tabanı ve norm değerler oluşturulana kadar, açısal ölçümler ve uyumlu doğrusal ölçümler için, konvansiyonel sefalometride kullanılan norm değerlerden faydalanılabileceği kanaatindeyiz. Böylece, özellikle geçiş döneminde, üç boyutlu sefalometrik analiz yöntemleri oluşturulana kadar, konvansiyonel analiz yöntemlerinden istifade edilebilir.

Başlangıcından beri ortodontik görüntülemenin ideali olan üç boyutlu görüntüleme, daha hassas ölçüm ve planlamaya olanak vermektedir. Ancak, yüksek maliyet ve yüksek radyasyon dozu, bilgisayarlı tomografinin rutin ortodontik tanı ve tedavi planlamasında kullanımının önündeki en büyük engeldir.

Sadece kraniofasiyal bölgenin görüntülenmesi için kullanılacak, düşük iyonize radyasyon dozuna sahip ve çekim sırasında hastayı yatay pozisyondan kurtaracak bilgisayarlı tomografi teknolojisi ve buna paralel olarak bilgisayar yazılımlarının gelişmesi, üç boyutlu görüntülemeyi ortodonti rutinine dahil etmesi kaçınılmazdır.

KAYNAKLAR

1. Adams, G.L., Gansky, S.A., Miller, A.J., Harrell, W.E.Jr, Hatcher, D.C. Comparison between traditional 2-dimensional cephalometry and a 3-dimensional approach on human dry skulls. Am J Orthod Dentofacial Orthop.,126(4),397-409, 2004.
2. Adams, J.W. Correction of error in cephalometric roentgenograms. Angle Orthod.,10(1),3-13, 1940.
3. Ahlqvist , J., Eliasson, S., Welanders, U. The effect of projection errors on cephalometric length measurements. Eur J Orthod., 8, 141-148, 1986.
4. Akin, E., Sayin, M.O., Karaçay, Ş., Bulakbaşı, N. Real-time balanced turbo field echo cine-magnetic resonance imaging evaluation of tongue movements during deglutition in subjects with anterior open bite. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 129(1), 24-28, 2006.
5. Arponen ,H., Elf, H., Evälahti, M., Waltimo-Sirén, J. Reliability of cranial base measurements on lateral skull radiographs. Orthod Craniofac Res., 11(4), 201-210, 2008.
6. Ayoub, A., Garrahy, A., Hood, C., White, J., Bock, M., Siebert, J.P., Spencer, R., Ray, A. Validation of a vision-based, three-dimensional facial imaging system. Cleft Palate Craniofac J., 40(5), 523-529, 2003.
7. Baumrind, S., Miller, D.M. Computer-aided head film analysis: the University of California San Francisco method. Am J Orthod., 78(1), 41-65, 1980.
8. Baumrind, S., Moffitt, F.H. Mapping the skull in 3-d. J Calif Dent Assoc., 48(2), 22-31, 1972.
9. Baumrind, S., Moffitt, F.H., Curry, S. The geometry of three-dimensional measurement from paired coplanar x-ray images. Am J Orthod., 84(4), 313-322, 1983.

10. Baumrind, S., Moffitt, F.H., Curry, S. Three-dimensional x-ray stereometry from paired coplanar images: a progress report. *Am J Orthod.*, 84(4), 292-312, 1983.
11. Baumrind, S. Integrated three-dimensional craniofacial mapping: Background, principles, and perspectives. *Semin Orthod.*, 7(4), 223-232, 2001.
12. Bell, A., Ayoub, A.F., Siebert, P. Assessment of the accuracy of a three-dimensional imaging system for archiving dental study models. *J Orthod.*, 30(3), 219-223, 2003.
13. Bergersen, E.O. Enlargement and distortion in cephalometric radiography: Compensation tables for linear measurements. *Angle Orthod.*, 50(3), 230-244, 1980.
14. Bergersen, E.O. The directions of facial growth from infancy to adulthood. *Angle Orthod.*, 36(1), 18-43, 1966.
15. Berkowitz, S., Pruzansky, S. Stereophotogrammetry of serial casts of cleft palate. *Angle Orthod.*, 38(2), 136-149, 1968.
16. Bollen, A.M. Three-dimensional scans and radiation exposure. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*, 126(2), 17A, 2004.
17. Bookstein, F.L., Grayson, B., Cutting, C.B., Kim, H., McCarthy, J.G. Landmarks in three dimensions: reconstruction from cephalograms versus direct observation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*, 100, 133–140, 1991.
18. Broadbent, B.H. A new x-ray technique and its application to orthodontia. *Angle Orthod.*, 1(2), 45-66, 1931.
19. Brown, T., Abbott, A.H. Computer-assisted location of reference points in three dimensions for radiographic cephalometry. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*, 95, 490-498, 1989.
20. Canter, H.I., Kayikcioglu, A., Saglam-Aydinatay, B., Kiratli, P.O., Benli, K., Taner, T., Erk, Y. Mandibular reconstruction in Goldenhar syndrome

- using temporalis muscle osteofascial flap. *J Craniofac Surg.*, 19(1), 165-170, 2008.
21. Case, C.S. *A Practical Treatise on the Technics and Principles of Dental Orthopedia*. C.S. Case, Chicago, 1908.
 22. Cavalcanti, M.G., Haller, J.W., Vannier, M.W. Three-dimensional computed tomography landmark measurement in craniofacial surgical planning: experimental validation in vitro. *J Oral Maxillofac Surg.*, 57(6), 690-694, 1999.
 23. Cevidanes, L.H., Franco, A.A., Gerig, G., Proffit, W.R., Slice, D.E., Enlow, D.H., Lederman, H.M., Amorim, L., Scanavini, M.A., Vigorito, J.W. Comparison of relative mandibular growth vectors with high-resolution 3-dimensional imaging. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*, 128(1), 27-34, 2005.
 24. Cevidanes, L.H., Franco, A.A., Gerig, G., Proffit, W.R., Slice, D.E., Enlow, D.H., Yamashita, H.K., Kim, Y.J., Scanavini, M.A., Vigorito, J.W. Assessment of mandibular growth and response to orthopedic treatment with 3-dimensional magnetic resonance images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*, 128(1), 16-26, 2005.
 25. Chen, Y.J., Chen, S.K., Yao, J.C., Chang, H.F. The effects of differences in landmark identification on the cephalometric measurements in traditional versus digitized cephalometry. *Angle Orthod.*, 74(2), 155-161, 2004.
 26. Chidiac, J.J., Shofer, F.S., Al-Kutoub, A., Laster, L.L., Ghafari, J. Comparison of CT scanograms and cephalometric radiographs in craniofacial imaging. *Orthod Craniofac Res.* 5(2),104-113, 2002.
 27. Curry, S., Baumrind, S., Carlson, S., Beers, A., Boyd, R. Integrated three-dimensional craniofacial mapping at the Craniofacial Research Instrumentation Laboratory/University of the Pacific. *Semin Orthod.*, 7(4), 258-265, 2001.

28. Danforth, R.A., Dus, I., Mah, J. 3-D volume imaging for dentistry: a new dimension. *J Calif Dent Assoc.*, 31(11), 817-823, 2003.
29. De Coster, L. The network method of orthodontic diagnosis. *Angle Orthod.*, 9, 3-14, 1939.
30. Dove, S.B. DICOM and dentistry, an introduction to the standard. The University of Texas Health Science Center, San Antonio, Department of Dental Diagnostic Science, <http://ddsdx.uthscsa.edu/DICOM.html> [20/01/2009]
31. Downs, W.B. Variation in facial relationships. Their significance in treatment and prognosis. *Am.J. Orthod.Dentofacial Orthop.*, 34, 812-840.1948.
32. Edler, R., Wertheim, D., Greenhill, D. Clinical and computerized assessment of mandibular asymmetry. *Eur J Orthod.*, 23(5), 485-494, 2001.
33. Enciso, R., Memon, A., Fidaleo, D.A., Neumann, U., Mah, J. The virtual craniofacial patient: 3D jaw modeling and animation. *Stud Health Technol Inform.*, 94, 65-71, 2003.
34. Enlow, D. Discussion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*, 117(2), 147, 2000.
35. Farman, A.G., Scarfe, W.C. Development of imaging selection criteria and procedures should precede cephalometric assessment with cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*, 130(2), 257-265, 2006.
36. Ferrario, V.F., Serrao, G., Ciusa, V., Morini, M., Sforza, C. Cephalometric and in vivo measurements of maxillomandibular anteroposterior discrepancies: a preliminary regression study. *Angle Orthod.*, 72(6), 579-584, 2002.
37. Forsyth, D.B., Shaw, W.C., Richmond, S., Roberts, C.T. Digital imaging of cephalometric radiographs, Part 1: Advantages and limitations of digital imaging. *Angle Orthod.*, 66(1), 37-42, 1996.

38. Forsyth, D.B., Shaw, W.C., Richmond, S., Roberts, C.T. Digital imaging of cephalometric radiographs, Part 2: Image quality. *Angle Orthod.*, 66(1), 43-50, 1996.
39. Frankel, R. The applicability of the occipital reference base in cephalometrics. *Am J Orthod.*, 77(4), 379-395, 1980.
40. Frush, D.P., Donnelly, L.F., Rosen, N.S. Computed tomography and radiation risks: what pediatric health care providers should know. *Pediatrics.*, 112(4), 951-957, 2003.
41. Fuhrmann, R.A., Schnappauf, A., Diedrich, P.R. Three-dimensional imaging of craniomaxillofacial structures with a standard personal computer. *Dentomaxillofac Radiol.*, 24, 260-263, 1995.
42. Gelen, W., Wenzel, A., Gotfredsen, E., Kruger, M., Hansson, L.G. Reproducibility of cephalometric landmarks on conventional film, hardcopy, and monitor-displayed images obtained by the storage phosphor technique. *Eur J Orthod.* 20(3), 331-340, 1998.
43. Grayson, B., Cutting, C., Bookstein, F.L., Kim, H., McCarthy, J.G. The three-dimensional cephalogram: theory, technique, and clinical application. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 94(4), 327-337, 1988.
44. Grayson, B.H., LaBatto, F.A., Kolber, A.B., McCarthy, J.G. Basilar multiplane cephalometric analysis. *Am J Orthod.*, 88(6), 503-516, 1985.
45. Grayson, B.H., McCarthy, J.G., Bookstein, F. Analysis of craniofacial asymmetry by multiplane cephalometry. *Am J Orthod.*, 84(3), 217-224, 1983.
46. Gwilliam, J.R., Cunningham, S.J., Hutton, T. Reproducibility of soft tissue landmarks on three-dimensional facial scans. *Eur J Orthod.*, 28(5), 408-415, 2006.
47. Haffner, C.L., Pessa, J.E., Zadoo, V.P., Garza, J.R. A technique for three-dimensional cephalometric analysis as an aid in evaluating changes in the craniofacial skeleton. *Angle Orthod.*, 69, 345-348, 1999.

48. Hajeer, M.Y., Millett, D.T., Ayoub, A.F., Siebert, J.P. Applications of 3D imaging in orthodontics: part I. *J Orthod.*, 31(1), 62-70, 2004.
49. Hajeer, M.Y., Millett, D.T., Ayoub, A.F., Siebert, J.P. Applications of 3D imaging in orthodontics: part II. *J Orthod.*, 31(2), 154-162, 2004.
50. Halazonetis, D.J. Acquisition of 3-dimensional shapes from images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*, 119(5), 556-560, 2001.
51. Halazonetis, D.J. From 2-dimensional cephalograms to 3-dimensional computed tomography scans. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*, 127(5), 627-637, 2005.
52. Han, U.K., Vig, K.W., Weintraub, J.A., Vig, P.S., Kowalski, C.J. Consistency of orthodontic treatment decisions relative to diagnostic records. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*, 100(3), 212-219, 1991.
53. Hans, M.G., Palomo, J.M., Dean, D., Çakirer, B., Min, K.J., Han, S., Broadbent, B.H. Three-dimensional imaging: The case Western Reserve University method. *Semin Orthod.*, 7(4), 233-243, 2001.
54. Hanssen, N. Elastic Surface Nets -Three Dimensional Reconstruction of Medical Imaging Data. Editor: Erwin Keeve, Surgical Systems Laboratory Research Center(caesar), Technical Report Series, 9-55, 2001.
55. Hanssen, N., von Rymon-Lipinski, B., Jansen, T., Lievin, M., Keeve, E. Integrating the Insight Toolkit itk into a Medical Software Framework. *Proceedings of Computer Assisted Radiology and Surgery CARS'02*, Paris, France, June 26-29, 2002.
56. Harrell, W.E. Jr, Hatcher, D.C., Bolt, R.L. In search of anatomic truth: 3-dimensional digital modeling and the future of orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*, 122(3), 325-330, 2002.
57. Harrell, W.E. Jr. Planning: The future of three-dimensional Analysis-Part1. *SAO News*, Fall, 23-27, 2004.
58. Harvold, E.P. The activator in Interceptive orthodontics. C.V.Mosby Co., St.Louis, 1974.

59. Hatcher, D.C., Aboudara, C.L. Diagnosis goes digital. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*, 125(4), 512-515, 2004.
60. Hayashi, K., Araki, Y., Uechi, J., Ohno, H., Mizoguchi, I. A novel method for the three-dimensional (3-D) analysis of orthodontic tooth movement calculation of rotation about and translation along the finite helical axis. *J Biomech.*, 35(1), 45-51, 2002.
61. Hildebolt, C.F., Vannier, M.W., Knapp, R.H. Validation study of skull three-dimensional computerized tomography measurements. *Am J Phys Anthropol.*, 82, 283-294, 1990.
62. Hofrath, H. Die bedeutung der röntgenfern und abstandsaufnahme für die diagnostik der kieferanomalien. *Fortschr Orthod.*, 1, 231-258, 1931.
63. Hornak, J.P. The basics of MRI. Rochester Institute of Technology, Center for Imaging Science, <http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/index.html> [20/01/2009]
64. Hwang, H.S., Hwang, C.H., Lee, K.H., Kang, B.C. Maxillofacial 3-dimensional image analysis for the diagnosis of facial asymmetry. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*, 130(6), 779-785, 2006.
65. Jacobs, S.G. Radiographic localization of unerupted mandibular anterior teeth. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*, 118(4), 432-438, 2000.
66. Jacobson, A., Jacobson, R.L. Radiographic Cephalometry From Basics to 3-D Imaging. Quintessence Publishing Co. Inc. Kanada. 2006.
67. Jamali, A.A., Deuel, C., Perreira, A., Salgado, C.J., Hunter, J.C., Strong, E.B. Linear and angular measurements of computer-generated models: Are they accurate, valid, and reliable? *Computer Aided Surgery*, 12(5), 278-285, 2007.
68. Jansen, T., Hanssen, N., Ritter, L., von Rymon-Lipinski, B., Keeve, E. Julius – a Software Framework for Rapid Application Development in Computer-Aided-Surgery. Proceeding 39th Annual Conference of the German Society for Biomedical Engineering BMT'05, Nuremberg, September, 14-17, 2005.

69. Jansen, T., Rymon-Lipinski, B., Krol, Z., Ritter, L., Keeve, E. An Extendable Application Framework for Medical Visualization and Surgical Planning. Proceedings SPIE Medical Imaging MI'01, San Diego, CA, February 17-23, 2001.
70. Jarabak, J.R., Fizzel, J.A. Technique and treatment with lightwire edgewise appliances. 2nd. ed. St. Louis, Mosby, 1972.
71. John, N.W., McCloy, R.F. Navigating and visualizing three-dimensional data sets. Br J Radiol., 77(2), 108-113, 2004.
72. Jung, H., Kim, H.J, Kim, D.O, Hong, S.I., Jeong, H.K., Kim, K.D. Quantitative analysis of three-dimensional rendered imaging of the human skull acquired from multi-detector row computed tomography. J Digit Imaging., 15, 232-239, 2002.
73. Karaçay, Ş., Akın, E., Ortakoğlu, K., Bengi, A.O. Dynamic MRI evaluation of tongue posture and deglutitive movements in a surgically corrected open bite. Angle Orthod. 76(6), 1057-1065, 2006.
74. Karaçay, Ş., Akın, E., Sayın, M.O., Bulakbaşı, N. Real time balanced turbo field echo Cine-MRI in the analysis of deglutition events and transit times. J Oral Rehabil. 33(9), 646-653, 2006.
75. Kau, C.H., Richmond, S., Palomo, J.M., Hans, M.G. Three-dimensional cone beam computerized tomography in orthodontics. J Orthod., 32(4), 282-293, 2005.
76. Kazandjian, S., Kiliaridis, S., Mavropoulos, A. Validity and reliability of a new edge-based computerized method for identification of cephalometric landmarks. Angle Orthod., 76(4), 619-624, 2006.
77. Keeve, E., Girod, S., Kikinis, R., Girod, B. Deformable modeling of facial tissue for craniofacial surgery simulation. Comput Aided Surg., 3(5), 228-238, 1998.
78. Keeve, E., Jansen, T., Krol, Z., Ritter, L., von Rymon-Lipinski, B., Sader, R., Zeilhofer, H.F., Zeffass, P. JULIUS - An Extendable Software Framework for Surgical Planning and Image-Guided Navigation. Fourth

International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention MICCAI'01, Utrecht, October 14-17, 2001.

79. Keeve, E., Jansen, T., von Rymon-Lipinski, B., Burgielski, Z., Hanssen, N., Ritter, L., Lievin, M. An Open Software Framework for Medical Applications. International Symposium on Surgery Simulation and Soft Tissue Modeling IS4TM, Juan-Les-Pins, France, Lecture Notes in Computer Science 2673, pp. 302-310, June 12-13, 2003.
80. Keeve, E., Schaller, S., Girod, S., Girod, B. Adaptive Surface Data Compression. *Signal Processing.*, 59(2), 211-220, 1997.
81. Kim, D.O., Kim, H.J., Jung, H., Jeong, H.K., Hong, S.I., Kim, K.D. Quantitative evaluation of acquisition parameters in the threedimensional imaging with multidetector computed tomography using human skull phantom. *J Digit Imaging.*, 15(Suppl 1), 254-257, 2002.
82. 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.*, 37(4), 349-356, 2000.
83. Kragsskov, J., Bosch, C., Gyldensted, C., Sindet-Pedersen, S. Comparison of the reliability of craniofacial anatomic landmarks based on cephalometric radiographs and three-dimensional CT scans. *Cleft Palate Craniofac J.*, 34(2), 111-116, 1997.
84. Kumar, V., Ludlow, J., Soares Cevdanes, L.H., Mol, A. In Vivo Comparison of Conventional and Cone Beam CT Synthesized Cephalograms. *Angle Orthod.* 78(5), 873-879, 2008.
85. Kumar, V., Ludlow, J.B., Mol, A., Cevdanes, L. Comparison of conventional and cone beam CT synthesized cephalograms. *Dentomaxillofac Radiol.*, 36(5), 263-239, 2007.
86. Kuo, C.J., Tsai, M.H. Three-dimensional halographic imaging. John Wiley& Sons, Inc. New York, 2002.

87. Kusnoto, B., Evans, C.A. Reliability of a 3D surface laser scanner for orthodontic applications. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*, 122(4), 342-348, 2002.
88. Kusnoto, B., Evans, C.A., BeGole, E.A., de Rijk, W. Assessment of 3-dimensional computer-generated cephalometric measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*, 116, 390-399, 1999.
89. Letzer, G.M., Kronman, J.H. A. Posteroanterior Cephalometric Evaluation of Craniofacial Asymmetry . *Angle Orthod.*, 37(3), 205-211, 1967.
90. Lim, K.F., Foong, K.W. Phosphor-stimulated computed cephalometry: reliability of landmark identification. *Br J Orthod.*, 24(4), 301-308, 1997.
91. Lopes, P.M., Moreira, C.R., Perrella, A., Antunes, J.L., Cavalcanti, M.G. 3-D volume rendering maxillofacial analysis of angular measurements by multislice CT. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 105(2), 224-230, 2008.
92. Lorensen, W.E., Cline, H.E. Marching cubes: a high resolution 3D surface construction algorithm. *Computer Graphics*, 21, 163-169, 1987.
93. Lux, C.J., Starke, J., Rubel, J., Stellzig, A., Komposch, G. Visualization of individual growth-related craniofacial changes based on cephalometric landmark data: a pilot study. *Cleft Palate Craniofac J.*, 39(3), 341-352, 2002.
94. Macchi, A., Carrafiello, G., Cacciafesta, V., Norcini, A. Three-dimensional digital modeling and setup. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*, 129(5), 605-610, 2006.
95. Maeda, M., Katsumata, A., Arijii, Y., Muramatsu, A., Yoshida, K., Goto, S., Kurita, K., Arijii, E. 3D-CT evaluation of facial asymmetry in patients with maxillofacial deformities. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 102(3), 382-390, 2006.
96. Mah, J. Predictive orthodontics: A new paradigm in computer-assisted treatment planning and therapy. *Semin Orthod.*, 8(1), 2-5, 2002.

97. Mah, J., Hatcher, D. Craniofacial imaging in orthodontics. In: Graber TM, Vanarsdall RL, Vig KWL editors: Orthodontics: Current principles and techniques, ed 4, St Louis, Mosby, 71-100, 2005.
98. Mah, J., Hatcher, D. Three-dimensional craniofacial imaging. Am J Orthod Dentofacial Orthop., 126(3), 308-309, 2004.
99. Mah, J.K., Danforth, R.A., Bumann, A., Hatcher, D. Radiation absorbed in maxillofacial imaging with a new dental computed tomography device. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod., 96(4), 508-513, 2003.
100. Malkoç S., Sarı Z., Usumez S., Koyuturk A.E. The effect of head rotation on cephalometric radiographs. Eur J Orthod., 27, 315-321, 2005.
101. Mansson, S., Johansson, E., Magnusson, P., Chai, C.M., Hansson, G., Petersson, J.S., Stahlberg, F., Golman, K. 13C imaging-a new diagnostic platform. Eur Radiol., 16(1), 57-67, 2006.
102. Materialise. <http://www.materialise.com/materialise/view/en/92078-mimics.html> [07/04/2009]
103. Mavili, M.E., Canter, H.I., Saglam-Aydinatay, B., Kamaci, S., Kocadereli, I. Use of three-dimensional medical modeling methods for precise planning of orthognathic surgery. J Craniofac Surg., 18(4), 740-747, 2007.
104. Mavili, M.E., Canter, H.I., Saglam-Aydinatay, B., Kocadereli, I. Tridimensional evaluation of maxillary and mandibular movements in orthognathic surgery. J Craniofac Surg., 18(4), 792-799, 2007.
105. McIntyre, G.T., Mossey, P.A. Size and shape measurement in contemporary cephalometrics. Eur J Orthod., 25(3), 231-242, 2003.
106. McNamara, J.A. A method of cephalometric evaluation. Am J Orthod Dentofacial Orthop., 86.449-69, 1984.
107. Metzger, M.C., Hohlweg-Majert, B., Schwarz, U., Teschner, M., Hammer, B., Schmelzeisen, R. Manufacturing splints for orthognathic surgery using

- a three-dimensional printer. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.*, 105(2), e1-7, 2008.
108. Metzger, M.C., Hohlweg-Majert, B., Schwarz, U., Teschner, M., Hammer, B., Schmelzeisen, R. Manufacturing splints for orthognathic surgery using a three-dimensional printer. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 105(2), e1-7, 2008.
 109. Midtgard, J., Björk, G., Linder-Aronson, S. Reproducibility of Cephalometric Landmarks and Errors of Measurements of Cephalometric Cranial Distances. *Angle Orthod.*, 44(1), 56-61, 1974.
 110. Miller, P.A., Savara, B.S., Singh, I.J. Analysis of errors in cephalometric measurement of three-dimensional distances on the maxilla. *Angle Orthod.*, 36(2), 169-175, 1966.
 111. Monks, T.P. Measuring the shape of time-varying objects (Doktora Tezi). University of Southampton, Southampton (UK), 1994.
 112. Mori, Y., Miyajima, T., Minami, K., Sakuda, M. An accurate three-dimensional cephalometric system: a solution for the correction of cephalic malpositioning. *J Orthod.*, 28(2), 143-149, 2001.
 113. Moss, J.P. The use of three-dimensional imaging in orthodontics. *Eur J Orthod.*, 28(5), 416-425, 2006.
 114. Motohashi, N., Kuroda, T. A 3D computer-aided design system applied to diagnosis and treatment planning in orthodontics and orthognathic surgery. *Eur J Orthod.*, 21(3), 263-274, 1999.
 115. Mozzo, P., Procacci, C., Tacconi, A., Martini, P.T., Andreis, I.A. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol.*, 8(9), 1558-1564, 1998.
 116. Nagashima, M., Inoue, K., Sasaki, T., Miyasaka, K., Matsumura, G., Kodama, G. Three-dimensional imaging and osteometry of adult human skulls using helical computed tomography. *Surg Radiol Anat.*, 20, 291-297, 1998.

117. Nakasima, A., Terajima, M., Mori, N., Hoshino, Y., Tokumori, K., Aoki, Y., Hashimoto, S. Three-dimensional computer-generated head model reconstructed from cephalograms, facial photographs, and dental cast models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*, 127(3), 282-292, 2005.
118. Ohser, J., Schladitz, K. Image processing and analysis. Clarendon Press, Oxford, 9-36, 2006.
119. Oliveira, A.E., Cevidanes, L.H., 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.*, 19, [Epub ahead of print], 2008.
120. Olszewski, R., Villamil, M.B., Trevisan, D.G., Nedel, L.P., Freitas, C.M., Reyhler, H., Macq, B. Towards an integrated system for planning and assisting maxillofacial orthognathic surgery. *Comput Methods Programs Biomed.*, 91(1), 13-21, 2008.
121. Ortakoglu, K., Karacay, S., Sencimen, M., Akin, E., Ozyigit, A.H., Bengi, O. Distraction osteogenesis in a severe mandibular deficiency. *Head Face Med.*, 20, 3-7, 2007.
122. Pae, E.K. Cephalometry needs innovation, not renovation. *Angle Orthod.*, 67(5), 395-396, 1997.
123. Papadopoulos, M.A., Christou, P.K., Christou, P.K., Athanasiou, A.E., Boettcher, P., Zeilhofer, H.F., Sader, R., Papadopoulos, N.A. Three-dimensional craniofacial reconstruction imaging. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.*, 93(4), 382-393, 2002.
124. Park, H.K., Chung, J.W., Kho, H.S. Use of hand-held laser scanning in the assessment of craniometry. *Forensic Sci Int.*, 13, 160(2-3), 200-206, 2006.
125. Park, S.H., Yu, H.S., Kim, K.D., Lee, K.J., Baik, H.S. A proposal for a new analysis of craniofacial morphology by 3-dimensional computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*, 129(5) 600.e23-34, 2006.

126. Periago, D.R., Scarfe, W.C., Moshiri, M., Scheetz, J.P., Silveira, A.M., Farman, A.G. Linear accuracy and reliability of cone beam CT derived 3-dimensional images constructed using an orthodontic volumetric rendering program. *Angle Orthod.*, 78(3), 387-395, 2008.
127. Periago, D.R., Scarfe, W.C., Moshiri, M., Scheetz, J.P., Silveira, A.M., Farman, A.G. Linear accuracy and reliability of cone beam CT derived 3-dimensional images constructed using an orthodontic volumetric rendering program. *Angle Orthod.* 78(3), 387-395, 2008.
128. Pirttiniemi, P., Miettinen, J., Kantomaa, T. Combined effects of errors in frontal-view asymmetry diagnosis. *Eur J Orthod.*, 18(6), 629-636, 1996.
129. Quintero, J.C., Trosien, A., Hatcher, D., Kapila, S. Craniofacial imaging in orthodontics: historical perspective, current status, and future developments. *Angle Orthod.*, 69(6), 491-506, 1999.
130. Ras, F., Habets, L.L., van Ginkel, F.C., Prahl-Andersen, B. Method for quantifying facial asymmetry in three dimensions using stereophotogrammetry. *Angle Orthod.*, 65(3), 233-239, 1995.
131. Richtsmeier, J.T., Paik, C.H., Elfert, P.C., Cole, T.M., Dahlman, H.R. Precision, repeatability, and validation of the localization of cranial landmarks using computed tomography scans. *Cleft Palate Craniofac J.*, 32, 217-227, 1995.
132. Ricketts, R. M. Cephalometric synthesis: An exercise in stating objectives and planning treatment with tracings of the head roentgenogram. *Am.J. Orthod.Dentofacial Orthop.*, 46, 647-673, 1960.
133. Ricketts, R.M. Cephalometric Analysis And Synthesis. *Angle Orthod.*, 31(3), 141-156, 1961.
134. Ricketts, R.M. New perspectives on orientation and their benefits to clinical orthodontics - part I. *Angle Orthod.*, 45(4), 238-248, 1975.
135. Ricketts, R.M. Perspectives in the clinical application of cephalometrics. The first fifty years. *Angle Orthod.*, 51(2), 115-150, 1981.

136. Ritter, L., Lievin, M., Sader, R., Zeilhofer, H.F., Keeve, E. Fast Generation of 3D Bone Models for craniofacial Surgical Planning—An Interactive Approach. Proceedings of Computer Assisted Radiology and Surgery CARS'02, Paris, France, June 26-29, 2002.
137. Sassouni, V. Roentgenographic cephalometric analysis of cephalo-facial-dental relationships. *Am.J. Orthod.Dentofacial Orthop.*, 41,735-64.1955.
138. Sayın, M.O., Akın, E., Karaçay, Ş., Bulakbaşı, N. Initial effects of the tongue crib on tongue movements during deglutition: a Cine-Magnetic resonance imaging study. *Angle Orthod.*, 76(3), 400-405, 2006.
139. Sayinsu, K., Isik, F., Trakyalı, G., Arun, T. An evaluation of the errors in cephalometric measurements on scanned cephalometric images and conventional tracings. *Eur J Orthod.*, 29(1), 105-108, 2007.
140. Singh, I.J., Savara, B.S. Norms of size and annual increments of seven anatomical measures of maxillae in girls from three to sixteen years of age. *Angle Orthod.*, 36(4), 312-324, 1966.
141. Sinn, D.P., Cillo, J.E. Jr., Miles, B.A. Stereolithography for craniofacial surgery. *J Craniofac Surg.*, 17(5), 869-875, 2006.
142. Steiner, C.C. Cephalometrics for you and me., *Am.J. Orthod.Dentofacial Orthop.*, 39, 729-755, 1953.
143. Swennen, G.R.J., Schutyser, F. Three-dimensional cephalometry: spiral multi-slice vs cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*, 130(3), 410-416, 2006.
144. Swennen, G.R.J., Schutyser, F., Hausamen, J.E., editors. Three-dimensional cephalometry. A color atlas and manual. Heidelberg-Springer; 2006.
145. Terajima, M., Yanagita, N., Ozeki, K., Hoshino, Y., Mori, N., Goto, T.K., Tokumori, K., Aoki, Y., Nakasima, A. Three-dimensional analysis system for orthognathic surgery patients with jaw deformities. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*, 134(1), 100-111, 2008.

146. 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.*, 72(6), 513-520, 2002.
147. Tsao, D.H., Kazanoglu, A., McCasland, J.P. Measurability of radiographic images. *Am J Orthod.*, 84(3), 212-216, 1983.
148. Tuncay, O.C. Three-dimensional imaging and motion animation. *Semin Orthod.*, 7(4), 244-250, 2001.
149. Tweed, C.H. The Frankfort mandibular plane angle in orthodontic diagnosis, classification, treatment planning, and prognosis. *Am. J. Orthod. Oral Surg.*, 32. 175-230. 1946.
150. Uechi, J., Okayama, M., Shibata, T., Muguruma, T., Hayashi, K., Endo, K., Mizoguchi, I. A novel method for the 3-dimensional simulation of orthognathic surgery by using a multimodal image-fusion technique. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*, 130(6), 786-798, 2006.
151. Van Loon, J.A.W. A new method for indicating normal and abnormal relationships of the teeth to the facial lines. *Dent Cosmos.*, 57, 973-983, 1915.
152. Van Loon, J.A.W. A new method in demofacial orthopedia, Parts 1 and 2. *Dent Cosmos.*, 57, 1093-1101, 1229-1235, 1915.
153. Von Rymon-Lipinski, B., Jansen, T., Krol, Z., Hanssen, N., Ritter, L., Keeve, E. An Extendable Application Framework for Medical Visualization and Surgical Planning. *Proceedings Computer Assisted Radiology and Surgery CARS'01*, Berlin, Germany, June 27-30, 2001.
154. Waitzman, A.A., Posnick, J.C., Armstrong, D.C., Pron, G.E. Craniofacial skeletal measurements based on computed tomography: part I. Accuracy and reproducibility. *Cleft Palate Craniofac J.*, 29, 112-117, 1992.
155. Weinberg, S.M., Naidoo, S., Govier, D.P., Martin, R.A., Kane, A.A., Marazita, M.L. Anthropometric precision and accuracy of digital three-dimensional photogrammetry: comparing the Genex and 3dMD imaging

- systems with one another and with direct anthropometry. J Craniofac Surg., 17(3), 477-483, 2006.
156. Wylie, W. L. The assessment of anteroposterior dyspasia. Angle Orthod., 17, 97-109, 1947.
157. Yılmaz, F. İskeletsel Sınıf II Maloklüzyonlarda Yutkunma Fonksiyonunun Sine MRG ile İncelenmesi (Doktora Tezi). Gülhane Askeri Tıp Akademisi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 2008.
158. Yu, S.H., Nahm, D.S., Baek, S.H. Reliability of landmark identification on monitor-displayed lateral cephalometric images. Am J Orthod Dentofacial Orthop., 133(6), 790, 2008.