

K.K.T.C
YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ORTODONTİK DİJİTAL MODELLEMENİN ÇEŞİTLİ MALOKLÜZYON
GRUPLARINDA KARŞILAŞTIRMALI OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ

DİŞ. HEK. TOLGA ŞAKAR

ORTODONTİ PROGRAMI
DOKTORA TEZİ

TEZ DANIŞMANI
Doç. Dr. Ulaş Öz

LEFKOŞA
2017

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü' ne,

Bu çalışma jürimiz tarafından Ortodonti Programında Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri başkanı: Prof. Dr. Zahir Altuğ
Ankara Üniversitesi

Danışman: Doç. Dr. Ulaş Öz
Yakın Doğu Üniversitesi

Jüri: Prof. Dr. Hakan Gögen
Yakın Doğu Üniversitesi

Jüri: Prof. Dr. Kaan Orhan
Ankara Üniversitesi

Jüri: Yrd. Doç. Dr. Beste Kamiloğlu
Yakın Doğu Üniversitesi

ONAY:

Bu tez, Yakın Doğu Üniversitesi Lisanüstü Eğitim – Öğretim ve Sınav Yönetmeliği' nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Enstitü Yönetim Kurulu kararıyla kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Hüsnü Can Başer
Enstitü Müdürü

TEŞEKKÜR

Doktora eğitim ve tez sürecimde benim hep yanımda olan, benimle her daim bilgilerini, tecrübelerini paylaşan, bana her zaman sabır ve anlayış gösteren , bazen bir hoca bazen de bir ağabey olarak bana desteğini, emeğini hiç esirgemeyen hocam ve tez danışmanım Doç. Dr. Ulaş Öz'e,

Tez çalışmamın başlangıcından bitimine kadar önerileri ve yardımları ile bana destek olan tez izleme komitesindeki çok sevdiğim, değerli hocalarım Prof. Dr. Zahir Altuğ ve Prof. Dr. Kaan Orhan'a,

Doktora eğitim ve tez sürecim boyunca benden desteğini esirgemeyen sayın dekanım Prof. Dr. Mutahhar Ulusoy'a,

Tez sürecim boyunca hep yanımda olan Ortodonti Anabilim Dalı ailesine,

Tez materyalimin toplanmasında yardımları ile bana destek olan Doç Dr. Alper Sinanoğlu ve Dt. Nural Temelci 'ye,

Tez çalışmamın istatistiksel analizlerinde bana yardımcı olan ve emeğini hiç esirgemeyen Yrd. Doç. Dr. Özgür Tosun'a,

Doktora eğitimime başlamamda büyük katkıları olan değerli hocam Prof. Dr. Serap Çetiner'e,

Doktora eğitimimde benden desteğini esirgemeyen ve her zaman yanımda olan çok değerli hocam Prof. Dr. Hakan Gögen'e,

Beni bugünlere getiren ve bana her konuda destek olan aileme,

SONSUZ TEŞEKKÜRLER...

ÖZET

Şakar, T. Ortodontik Dijital Modellemenin Çeşitli Maloklüzyon Gruplarında Karşılaştırmalı Olarak Değerlendirilmesi. Yakın Doğu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ağız, Ortodonti Programı, Doktora Tezi, Lefkoşa, 2017.

Bu çalışmanın amacı, konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KIBT) ve ağız içi dijital tarayıcı (ADT) kullanılarak alçı modellerden elde edilen dijital modeller üzerinde yapılan ölçümlerin güvenilirliğini ve geçerliliğini saptamaktır. Toplamda 120 arşivlenmiş maksiller alçı modeli, iki farklı konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KIBT), NewTom 3G ve Planmeca Promax 3D kullanılarak dijital ortama aktarılmıştır. Ağız içi dijital tarayıcı olarak Sirona CEREC Omnicam kullanılmıştır. Alçı modeller, Ağız İçi Dijital Tarayıcı (ADT) ve Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT) kullanılarak elde edilen ortalama değerler 0.12mm – 0.33mm arasındadır. Ölçülen tüm değişkenler için sınıf içi korelasyon katsayıları (ICC) yüksek güvenilirlik göstermiştir. Kanin, premolar ve molar dişler arası ark genişliği ile birlikte mesiodistal genişlik ölçümlerinin ortalama farkları 0.3 mm'den daha yüksek bulunmuştur ($p<.05$). Alçı modellerden elde edilen dijital modeller klinik ortodontik uygulama için güvenilirdir. Ancak, dijital ortamda mesiodistal ve arklar arası genişlik ölçümlerinin özellikle dikkat edilmesi gereken bölgelerdir.

Key words: Dijital tarayıcı, ortodontik dijital model, alçı model

ABSTRACT

Sakar, T. Evaluation of Comparative Orthodontic Digital Modeling In Various Malocclusion Groups. Near East University Institute of Health Sciences, Department of Orthodontics, Phd Thesis, Nicosia, 2017.

The aim of this study was to determine the reliability and validity of measurements performed on digital models acquired from conventional plaster casts by using cone beam computed tomography (CBCT) and an intraoral digital scanner (IDS). A total of 120 archived maxillary plaster models were digitized by using two different CBCT techniques, NewTom 3G and Planmeca ProMax 3D. A Cerec Omnicam Digital Scanner, Sirona was used as IDS. The mean absolute values among the plaster models, IDS models, and CBCT scans were in the range of 0.12 mm-0.33 mm. The intraclass correlation coefficients (ICC) for all measured variables showed high reliability. The mean differences for arch width such as inter-canine, inter-premolar and inter-molar as well as mesiodistal width measurements exhibited a mean difference value higher than 0.3 mm ($p<.05$). Digital models acquired from plaster casts were reliable for clinical orthodontic practice. However, interarch and mesiodistal width measurements are distances that need careful attention during digitizing.

Key words: Digital scanner, orthodontic digital model, plaster cast

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ONAY SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR	iv
ÖZET	v
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xii
ŞEKİLLER DİZİNİ	xiii
TABLolar DİZİNİ	xv
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Görüntülemenin Tarihsel gelişimi	3
2.2. Görüntülemenin Amaçları	5
2.3. Görüntüleme Yöntemleri	7
2.3.1. İki Boyutlu Görüntüleme Yöntemleri	7

2.3.1.1. Panoramik Radyografi	7
2.3.1.2. Sefalometrik Radyografiler	8
2.3.2. Üç Boyutlu Görüntüleme Yöntemleri	9
2.3.2.1. Bilgisayarlı Tomografi (BT)	9
2.3.2.2. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT)	11
2.3.2.2.1. KIBT'nin Ortodontide Kullanım Alanları	12
2.3.2.2.1.1. Gömülü Dişler ve Kök Rezorpsiyonları	12
2.3.2.2.1.2. Havayolu Analizi	12
2.3.2.2.1.3. Temporomandibuler Eklem (TME) Morfolojisi	13
2.3.2.2.1.4. Alveoler Kemik Yüksekliği, Hacminin ve Gelişiminin Değerlendirilmesi	13
2.3.2.2.1.5. Üç boyutlu Çakıştırma	14
2.3.2.2.1.6. Dijital Model Elde Edilmesi ve Hızlı Modelleme (Prototiplendirme)	14

2.3.2.2.1.7. Maksiller Genişletme	15
2.3.2.2.1.8. Ortognatik Cerrahi	15
2.3.2.2.2. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografinin Avantajları	16
2.3.2.2.3. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografinin Dezavantajları	17
2.3.2.3. Ağız İçi Tarayıcı Sistemler	17
2.3.2.3.1. Ağız İçi Tarayıcı Sistemlerin Avantajları	18
2.3.2.3.2. Ağız İçi Tarayıcı Sistemlerle İlgili Kısıtlamalar	20
3. GEREÇ VE YÖNTEM	23
3.1. Etik Kurul Onayı	23
3.2. Alçı Modellerin Seçilme Kriterleri	24
3.3. Dijital Modellerin Elde Edilmesi	26
3.3.1. Dijital Modellerin Elde Edilmesinde Kullanılan Teknikler	29
3.4. Çalışmada Kullanılan Alçı Modellerin Newtom CCD ile Taranması	30

3.5. Çalışmada Kullanılan Alçı Modellerin Planmeca Prox 3D ile Taranması	31
3.6. Çalışmada Kullanılan Alçı Modellerin Ağız içi Dijital Tarayıcı CEREC Omnicam ile Taranması	33
3.7. Newtom CCD ile Taranan Alçı modellerin Anatomage Invivo 5 Görüntüleme Programına Aktarılması	34
3.7.1. Anatomage (InVivo Dental) Programının Özellikleri	35
3.8. Planmeca Prox 3D ve CEREC Omnicam ile Taranan modellerin Image J Görüntüleme Programına Aktarılması	40
3.9. Alçı Modeller Üzerinde Ölçümlerin Yapılması	43
3.10. İstatistiksel Analiz	44
4. BULGULAR	46
4.1. Yöntem Hatasının Değerlendirilmesi	46
4.2. Alçı Modeller ve CEREC Omnicam ile Elde Edilen Dijital Modellerin Karşılaştırılması	48
4.3. Alçı Modeller ve Planmeca Prox 3D ile Elde Edilen Dijital	49

Modellerin Karşılaştırılması

4.4. Alçı Modeller ve Newtom CCD ile Elde Edilen Dijital Modellerin Karşılaştırılması	50
--	----

4.5. CEREC Omnicam ve Planmeca Prox 3D ile Elde Edilen Dijital Modellerin Karşılaştırılması	51
--	----

4.6. CEREC Omnicam ve Newtom CCD ile Elde Edilen Dijital Modellerin Karşılaştırılması	52
--	----

4.7. Newtom CCD ve Planmeca Prox 3D ile Elde Edilen Dijital Modellerin Karşılaştırılması	53
---	----

4.8. Alçı Modeller, CEREC Omnicam, Newtom CCD ve Planmeca Prox 3D ile Elde Edilen Dijital Modellerin Karşılaştırılması	54
---	----

5. TARTIŞMA	57
-------------	----

6. SONUÇ VE ÖNERİLER	66
----------------------	----

KAYNAKLAR	67
-----------	----

EKLER

YAYINLAR

SİMGELER VE KISALTMALAR

°	Derece
3B	Üç boyutlu
3D	Three dimensional
3G	Third Generation
ADT	Derece
BT	Bilgisayarlı Tomografi
C.O.S.	Chairside Oral Scanner
CAD-CAM	Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing
CCD	Charge Coupled Device
CFR	Code of Federal Regulations
cm	Santimetre
DICOM	Digital imaging and communications in medicine
EDMA	Euclidian Distance Matrix Analizi
FDA	Food and Drug Adminastration
FDR	Food and Drug Adminastration
GA	Güven aralıkları
ICC	Intraclass Correlation Coefficients/ Sınıf İçi Korelasyon Katsayısı
IDS	Intraoral Digital Scanner
KIBT	Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
KVp	Peak kilovoltage
mA	Miliamper
mm	Milimetre
mm3	Milimetre küp
p	Anlamlılık düzeyi
RVG	Radio Visio Graphy
s	Saniye
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences
Stl	Stereolithography
TME	Temporomandibuler Eklem
YDÜBADEK	Yakın Doğu Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Değerlendirme Etik Kurulu

ŞEKİLLER

Şekil 3.1 Üst çene ortodontik alçı model	23
Şekil 3.2. Üst çene ortodontik alçı modeller üzerinde özel olarak belirlenmiş noktalar ve 20 doğrusal ölçüm	25
Şekil 3.3. Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Radyoloji Anabilim Dalı'nda bulunan Newtom CCD (NewTom 3G, Verona, Italy)	26
Şekil 3.4. Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı'nda bulunan Planmeca Promax 3D Max	27
Şekil 3.5. CEREC Omnicam Dental GmbH, Wals Bei Salzburg, Austria, Sirona ağız içi dijital tarayıcı	28
Şekil 3.6. Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı'nda bulunan Newtom CCD (NewTom 3G, Verona, Italy) tomografi cihazı içerisine düz bir zemine konulan üst çene ortodontik alçı model	31
Şekil 3.7. Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Radyoloji AD'da bulunan Planmeca Prox 3D CBCT cihazına yerleştirilen üst çene ortodontik alçı model.	32
Şekil 3.8. CEREC Omnicam Dental GmbH, Wals Bei Salzburg, Austria, Sirona ağız içi dijital tarayıcı ile modellerin taranması	34
Şekil 3.9. Anatomage InVivoDental (Versiyon 5, Anatomage, San Jose, California) yazılımına aktarılan dijital model.	36

- Şekil 3.10.** Anatomage InVivoDental (Versiyon 5, Anatomage, San Jose, California) yazılımına aktarılan dijital modellerin Volume Render (Hacim Oluşturma) sekmesi seçildikten sonraki görünümü 37
- Şekil 3.11.** Dijital modelin Volume Render (Hacim Oluşturma) sekmesinde bulunan Bottom View (Alttan Görünüm) sekmesi seçildikten sonraki görünümü. 38
- Şekil 3.12.** Dijital modelin Volume Render (Hacim Oluşturma) sekmesinde bulunan View Control (Görünüm Kontrol) aracında ön tanımlı olarak yer alan Bone (Kemik) sekmesindeki görünümü 39
- Şekil 3.13.** Dijital modelin Volume Render (Hacim Oluşturma) sekmesinde bulunan Distance Measurements (Mesafe Ölçümleri) sekmesi seçilerek ölçümlerin gerçekleştirilmesi 40
- Şekil 3.14.** Planmeca Prox 3D KIBT cihazı ve CEREC Omnicam ile taranan alçı modellerden elde edilen görüntülerin Image J programına aktarılması sonrasında elde edilen dijital model. 41
- Şekil 3.15.** Planmeca Prox 3D ve CEREC Omnicam ile taranana alçı modellerden elde edilen görüntülerin Image J programına aktarılması sonrasında Image J 3D viewer de bulunan view sekmesindeki set view kısmında +XY koordinatlarına göre standardize edilmesi. 42
- Şekil 3.16.** Planmeca Prox 3D KIBT cihazı ve CEREC Omnicam ile taranana alçı modellerden elde edilen görüntülerin Image J programına aktarılması sonrasında elde edilen dijital model üzerinde noktaların belirlenmesi 43
- Şekil 3.17.** Alçı modeller üzerinde yapılan ölçümlerde kullanılan dijital kumpas 44

TABLolar

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan landmarkların tanımları	25
Tablo 4.1. Sınıfıçi Korelasyon katsayıları (ICC)	46
Tablo 4.2. Dört yöntem için yapılan güvenilirlik analizleri sonucunda elde edilen Cronbach Alfa değerleri	47
Tablo 4.3. Alçı modeller ve CEREC Omnicam ile elde edilen dijital modellerin karşılaştırılması	48
Tablo 4.4. Alçı Modeller ve Planmeca Prox 3D ile elde edilen dijital modellerin karşılaştırılması	49
Tablo 4.5. Alçı Modeller ve Newtom CCD ile elde edilen dijital modellerin karşılaştırılması	50
Tablo 4.6. CEREC Omnicam ve Planmeca Prox 3D ile elde edilen dijital modellerin karşılaştırılması	51
Tablo 4.7. CEREC Omnicam ve Newtom CCD ile elde edilen dijital modellerin karşılaştırılması	52
Tablo 4.8. Newtom CCD ve Planmeca Prox 3D ile elde edilen dijital modellerin karşılaştırılması	53
Tablo 4.9. Alçı Modeller, CEREC Omnicam, Newtom CCD ve Planmeca Prox 3D ile elde edilen dijital modellerin karşılaştırılması	54
Tablo 4.10. Alçı Model, CEREC Omnicam(ADT), Newtom CCD (KIBTn) ve Planmeca ProMax 3D (KIBTp) ile yapılan ölçümlerin ortalama farkları ve standar sapma değerleri.	55
Tablo 4.11. Ortalama Mutlak Değerlerin karşılaştırılması	56

1. GİRİŞ

Bilgisayar bilimleri, sosyal iletişim içinde, modern tıp ve diş hekimliğinin her kademesinde, yeni teknolojilerin artan kullanımına yol açmıştır (Sousa ve diğerleri, 2012). Bilgisayar destekli kayıtlar, bireysel model set-upları ve diğer dijital teknolojiler günlük ortodonti pratiğinde uygulanmaya başlamıştır (Quimby ve diğerleri, 2004).

Çalışma modelleri, fotoğraflar, radyografiler ve klinik muayene maloklüzyonu teşhis etmek ve bir ortodontik tedavi planını geliştirmek için gerekli bilgileri sağlamaktadırlar (Quimby ve diğerleri, 2004). Ortodontik maloklüzyonun tanımlanması ve teşhis edilmesi amacıyla alınan ortodontik modeller tedavi planlamasında, vaka sunumunda ve tedavi sonuçlarının değerlendirilmesinde oldukça önemli yer tutmaktadırlar (Erdinç ve diğerleri, 2008). Ayrıca ortodontik modeller klinisyene maloklüzyonu daha detaylı inceleme imkanı sunmaktadır (Türköz, 2009).

Günümüzde ise bilgisayar tabanlı ortodontik modeller yani dijital modeller elde etmek mümkündür ve bu modeller son fiziksel kayıt türü olan alçı modellerin yerini alma potansiyelindedirler (Quimby ve diğerleri, 2004).

Dijital modellerin alçı modellere göre dijital ortamda arşivleme yapılabilmesi, kolayca transfer edilebilmesi, kolayca erişilebilmesi, alçı model elde etmek için harcanan zaman ve maliyeti ortadan kaldırması, arklar arası ilişkileri daha iyi değerlendirebilmesi, gerektiğinde ölçümler yapılabilmesi ve değişik açılardan modellerin incelenebilmesi gibi pek çok avantajı bulunmaktadır (Alcan ve diğerleri, 2009, Sousa ve diğerleri, 2012).

Ticari olarak temin edilebilen dijital modeller direkt veya indirekt teknikler ile üretilebilirler. Direkt teknikte ağız içi tarayıcılar kullanılarak ağız içinden görüntüler elde edilirken, indirekt teknikte ise lazer tarayıcı veya bilgisayarlı tomografi ile ölçü veya alçı modellerin görüntüleri elde edilir (Wiranto ve diğerleri, 2013, Westerlund ve diğerleri, 2015, Jiang ve diğerleri, 2016).

Dijital model elde etmek için kullanılan pek çok çeşitte cihaz kullanılabilir halde bulunmaktadır. Yapılan çalışmalarda dijital modellerin klinik kullanım için güvenilir ve uygulanabilir olduğu gösterilmesine rağmen; hala uygun yöntemlerin ve kullanımın geliştirilmesine ihtiyaç vardır. Bu nedenle, hem yazılım hem de donanım dahil olmak üzere dijital sistemlerin, daha kapsamlı bir karşılaştırması yapılmalıdır (Bell ve diğerleri, 2003).

Dijital modeller için yeni uygulamalar keşfedilmeye devam etse de, bu uygulamaların Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KIBT), 3D fotoğraf ve intra veya extra oral tarayıcılar gibi mevcut görüntüleme teknolojileri ile entegrasyonları gerçek 3 boyutlu yeniden yapılanmayı açıklayabilmek için var olmaya devam etmektedir (White ve diğerleri 2010, Luu ve diğerleri, 2012, Rossini ve diğerleri, 2016).

Bu çalışmanın amacı, KIBT ve ağız içi dijital tarayıcılar ile alçı modellerden elde edilen 3 boyutlu modeller üzerinde yapılan ölçümlerin güvenilirliğinin değerlendirilmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Görüntülemenin Tarihsel Gelişimi

Ondokuzuncu yüzyılın sonlarına kadar kafatasının üç boyutlu ölçümü kuru kafatasları üzerinde yapılmaktaydı. Bu ölçümler anatomistler ve antropolojistler tarafından günümüzde de bilinen pek çok iskeletsel nokta ve düzlem kullanılarak yapılmaktaydı (Curry ve diğerleri, 2001).

1895'te Wilhelm Konrad Roentgen x-ışını olarak adlandırdığı enerjiyi keşfetmiştir. Tarihte elde edilen ilk radyograf ise Roentgen'in eşi Bertha Roentgen'in el radyografıdır. Bu buluş Roentgen'e 1901'de fizik alanındaki ilk Nobel ödülünü kazandırmıştır. İlk dental radyograf ise 1896'da Dr. C. Edmund Kells tarafından alınmıştır (Curry ve diğerleri, 2001).

Radyografteki sert ve yumuşak dokuların görüntüsünden kafa yapılarıyla ilgili ölçümlerin yapılması işlemine 'roentgenographic cephalometry' denilmiştir. İlk olarak 1922'de lateral kafa filmi elde etmek için oluşturulan 'teleroentgenographic' teknik Pacini tarafından uygulanmıştır (Viteporn, 1995).

X-ışınının bulunmasından 36 yıl sonra 1931'de Broadbent sefalostatın kullanıldığı standardize sefalometrik tekniği tanıtmıştır(Viteporn, 1995).

1968'de Björk hastanın baş pozisyonunun televizyon ekranında izlenmesine olanak veren bir sefalostat ünitesi geliştirmiştir. Bu ünite stomatognatik sistemin fonksiyonlarının x-ışınıyla yapılan incelemesinin ekranda izlenmesini ve aynı zamanda video kasete kaydedilebilmesine olanak sağlamıştır (Viteporn, 1995).

1988’de Solow ve Kreiborg tarafından geliştirilen multiprojektasyon aygıtı monitörde hastanın anterior ve lateral görüntüsüyle birlikte radyografik görüntüsünü aynı anda oluşturarak baş pozisyonunun daha iyi ayarlanabilmesine olanak sağlamıştır (Viteporn, 1995).

Temporomandibuler eklem (TME) transkranyal radyograflar 1900’lerin başında kullanılmaya başlanmıştır, günümüzde de bu teknik yaygın olarak kullanılmaktadır. Pekçok diş hekimi tarafından kullanılmakta olan teknik Updegrave tarafından geliştirilmiştir ve eklem lateral olarak değerlendirilmesine imkan sağlamaktadır (Christiansen ve Thompson, 1995).

Hounsfield ve arkadaşları tarafından 1967-1972 yılları arasında geliştirilen Bilgisayarlı Tomografi (BT), 1972’de tıp alanında kullanılmaya başlanmıştır. Bu buluş Sir Godfrey Newbold Hounsfield’e 1979’da tıp alanında Nobel ödülünü kazandırmıştır (Zonneveld ve Hanafée, 1988).

BT’nin 1972’de kullanılan tipi 1. Jenerasyon olarak adlandırılmıştır. Zaman içerisinde 2., 3. ve 4. jenerasyon BT cihazları tanıtılmıştır. Ancak bu cihazlarla üç boyutlu rekonstrüksiyon yapmak mümkün olmamıştır. Daha sonra üretilen Spiral BT üç boyutlu rekonstrüksiyona imkan vermiştir (Ono ve diğerleri, 1992).

1980’lerde diş hekimliğinde çok önemli gelişmeler sağlanmıştır ve konvansiyonel radyografiler, yerlerini dijital radyografilere bırakmıştır (Erdem ve Şenel, 2006). Dijital radyografi tekniğinde konvansiyonel teknikte kullanılan film bazlı radyograflar yerine x-ışınlarına duyarlı sensörler kullanılır ve görüntü bilgisayar ortamına aktarılır (Ağlarıcı ve Yılmaz, 2010).

1984 yılında Dr. Frances Mouyens tarafından ilk dijital görüntüleme sistemi olan RVG (Radio Visio Graphy) (Trophy Radiologie, Vincennes, France) icat edilmiştir ve daha sonra 1987 yılında Geneva’da düzenlenen 1. Dental ve Maksillofasiyal Radyoloji Avrupa Kongresinde sunulmuştur (Ağlarcı ve Yılmaz, 2010).

1990’lı yıllarda Üç Boyutlu Konik Işınlı Tomografinin geliştirilmesi ile diş hekimleri iki boyuttan üçüncü boyuta geçme şansı elde etmişlerdir (Scarfe ve Farman, 2008).

Ortodonti pratiğinde 1990’larda bilgisayar teknolojisinin gelişimi ile önemli değişimler olmuştur. Dental arkların küçük ve basit aygıtlarla üç boyutlu görüntülenebilmesi mümkün olmuştur ve pek çok firma bu amaca yönelik sistemler geliştirip piyasaya sunmuşlardır. Bu sistemlerde bir intraoral scanner ve verinin aktarılıp üç boyutlu modelin oluşturulacağı bilgisayar sistemi yer almaktadır (Keser ve Kocadereli, 2004).

2.2. Görüntülemenin Amaçları

Hastaların klinik olarak değerlendirilmesinde görüntüleme önemli bir diagnostik tamamlayıcıdır (Scarfe ve Farman, 2008).

Radyografik değerlendirme son yıllarda gösterdiği gelişim ile birlikte ortodontistlerin, kraniyofasiyal yapıların şekil ve boyutlarını ölçmek ve kaydetmek için kullandığı en yaygın araçlardan birisi olmuştur (Graber, 2011).

Görüntüleme genel anlamda ortodontide gruplandırılmış anatomik yapıların güncel durumlarını kaydetmek için kullanılır. Bu nedenle ortodontistler, kraniyofasiyal bölgenin üç boyutlu anatomik yapılarını

incelemek için çeşitli görüntüleme tekniklerini kullanmışlardır (Graber, 2011).

Görüntülemenin esas amacı statik ve fonksiyonel durumdaki 3 boyutlu anatominin gösterilmesidir (Harrell ve diğerleri, 2002).

Görüntüleme sırasında dikkat edilmesi gereken önemli unsurlar şunlardır:

- 1- İlgili alanın tamamen görüntülenmesi.
- 2- Minimum distorsiyon, süperpozisyon ve maksimum detayla görüntülerin elde edilmesi.
- 3- En az iki düzlemde ilgili alanın izlenebilmesi.
- 4- Görüntüleme çalışmasındaki diagnostik değerler risk ve maliyet açısından dengede olmalıdır (Graber, 2011).

Kraniyofasiyal görüntüleme temporomandibular eklemin durumunun tespit edilmesi, kök kırıklarının ve kök rezorpsiyonlarının tespit edilmesi, maksillo-mandibular ilişkinin tespit edilmesi, normal ve anormal anatominin tespit edilmesi, kraniyofasiyal gelişimin yönünün ve boyutunun tespit edilmesi, kraniyofasiyal anatomiye tedavinin etkilerini değerlendirilmesi, yumuşak doku değerlendirilmesi, supernümerer dişlerin lokalizasyonu, gömülü dişlerin tespit edilmesi ve lokalizasyonunun bulunması, solunum yolu değerlendirilmesi, asimetrielerin değerlendirilmesi ve ortodontik açıdan mini-vida uygulamasının değerlendirilmesi amacıyla kullanılmaktadır (Graber, 2011).

2.3. Görüntüleme Yöntemleri

2.3.1. İki Boyutlu Görüntüleme Yöntemleri

2.3.1.1. Panoramik Radyografi

Panoramik radyografi, hem maksiller ve mandibuler dental arkları hem de onu destekleyen dokuları içeren fasiyal yapıların tek bir tomografik görüntüsünün elde edilmesini sağlayan tekniktir. Teknik geleneksel tomografinin eğrisel bir varyantıdır ve objenin ilgili alanının bulunduğu imaj tabakası olarak adlandırılan erkezi bir nokta veya plan etrafındaki imaj reseptörü veya X ışını kaynağının resiprokal hareketine dayalı bir tekniktir (White ve Pharoah, 2009). Kafa etrafında radyasyon kaynağı ve imaj reseptörü tutucusu saat yönünde hareket ederken imaj reseptörü de ters yönde hareket eder (Pasler ve Visser, 2007). İmaj tabakasının önü veya arkasındaki objeler X ışını kaynağı ve reseptörün rotasyon merkezine göre hareketi nedeniyle açıkça görünmez (White ve Pharoah, 2009). Panoramik radyografi diş hekiminin çiğneme sisteminin tüm komponentleri ve aralarındaki ilişkileri analiz etmesine ve kayıt altına almasına olanak sağlar (Pasler ve Visser, 2007, White ve Pharoah, 2009, Whaites, 2002).

Ortodontik tedavi yapılacak olan hastalarda ilk tercih edilen 2 boyutlu görüntüleme yöntemlerinden bir tanesi panoramik radyografidir. Bazı hastalardaki diş eksikliği veya supernumerer diş varlığı klinik muayeneler sonrasında anlaşılabilir. Ancak panoramik radyografi hastanın temporomandibuler eklemlerle birlikte tüm maksiller ve mandibuler arklarını da içeren geniş bir inceleme imkanı sağlamaktadır (English ve diğerleri, 2009). Panoramik radyografiler kök morfolojisi deviasyonları, sürme zamanları veya gelişimindeki değişiklikler, gömülülük, kayıp veya süpernumerer dişlerin yanı sıra herhangi bir patolojik lezyon veya

mandibuler asimetrinin gösterilmesinde yararlı iken sinusler, kök paralelliği ve periodontal sağlık hakkında da sınırlı bilgi vermektedir (English ve diğerleri, 2009, Quintero ve diğerleri, 1999). Ayrıca geçici ankraj cihazlarının veya implantların yerleştirilmesi için alveoler kemiğin kalite ve kantitesinin değerlendirilmesi ve bunların vital yapılara uzaklığının belirlenmesinde yardımcıdır (English ve diğerleri, 2009).

Bunlara ek olarak panoramik filmler üzerinde yüzün gelişim yönüyle ilgili analizlerde geliştirilmiştir (Quintero ve diğerleri, 2009).

2.3.1.2. Sefalometrik Radyografiler

Lateral sefalometrik radyografi kraniyofasiyal iskelet, yumuşak doku profili, dentisyon, farinks ve servikal vertebraların sagittal ve vertikal ilişkileri hakkında bilgi sağlar. İlk olarak 1931 yılında Broadbent tarafından üretilmiştir. Daha önceki metodlarda deri ve yumuşak dokuda yapılan ölçümlerin sert dokuda yapılabilmesi için geliştirilmiş bir tekniktir. İlk dizaynında eksternal kulak yoluna giren iki kulak çubuğu ve Frankfurt horizontal planının yere paralelliğini sağlayan infraorbital işaretleyiciden oluşmaktadır (Broadbent, 1981).

Lateral sefalometrik radyografilerde kraniyal, fasiyal ve oral anatomik yapılar lateralden görüntülenebilir. Ayrıca bu görüntü üzerinde büyüme paterninin belirlenebileceği açısal ve uzaklık ölçümlerine izin veren referans noktaları belirlenebilir (Jaconson, 1995).

Üç boyutlu detayı göstermeselerde yüksek projeksiyonel çözümler sunmaktadırlar (Mankovich ve diğerleri, 1994).

Postero-anterior sefalogramlar ise özellikle dental ve iskeletsel asimetrisi değerlendirmek için kullanılırlar. Anomalileri saptamak,

tedaviyi planlamak morfolojiyi ve gelişimi tanımlamak, tedavi sonucunu değerlendirmek, tedavi edilmiş-edilmemiş popülasyonları incelemek gibi birçok amaçla kullanılırlar (Moyer ve Bookstein, 1979).

2.3.2. Üç Boyutlu Görüntüleme Yöntemleri

2.3.2.1. Bilgisayarlı Tomografi (BT)

1972 yılında Godfrey Hounsfield tarafından geliştirilmiştir. En basit formda bir BT tarayıcısı iyi kolime edilmiş, yelpaze şeklinde X ışını üreten X-ray tüpü ve hastadan geçen fotonların sayısını ölçen sintilasyon dedektörleri ve iyonizasyon bölümlerinden oluşur (White ve Pharoah, 2009).

Birinci nesil konvansiyonel bilgisayarlı tomografi tarayıcıları görüntüleri kesit kesit elde eden tek bir ışın kaynağı ve dedektörden oluşmaktadır. İkinci nesilde dedektörler multidedektördür; ancak bunlar devamlı değildir (Kau ve Richmond, 2010). Üçüncü nesil BT'lerde x-ışını tüpü ve sensörler işlem sırasında birlikte hareket ederek ve hasta etrafında dönerken, dördüncü nesil cihazlarda x-ışını tüpü tamamen sabit sensörlerin etrafında tek başına döner. Bu sayede sensörler tekrar ışınlanabilir duruma geçmek için zaman kazanır (MacDonald-Jankowski ve Li, 2006). Beşinci nesil (Bazen altıncı nesil olarakta bilinir) cihazlar ise hareket ve scatter artifaktını azaltmak için üretilmiştir. Son iki jenerasyondaki gibi dedektör sabittir (Kau ve Richmond, 2010).

Büyük hacimdeki dokuların hızlı bir şekilde taranmasına izin verir, intravenöz uygulanan kontrast maddelerin miktarını düşürür, yavaş tarayıcılarda görülen hareket artefaktı en aza indirgenmiş olur ve

multiplanar görüntülemeye ve üç boyutlu rekonstruksiyona izin verir (Wippold, 2007).

Ekranda izlenen dijital görüntü bilgisayar aracılığıyla pikseller olarak tekrar oluşturulan üç boyutlu doku kütesidir (Aksoy, 2013).

BT normal ve anormal yumuşak doku ve kemik dokuların görüntülenmesine izin verir. Ayrıca kalsifikasyonların belirlenmesinde ideal bir yöntemdir. Baş ve boyun bölgesindeki BT uygulamaları inflamasyon, kist, benign ve malign tümörlerin değerlendirilmesine olanak sağlar. Fonksiyonel endoskopik sinus cerrahisinden önce nazal kavite, lateral nazal duvar, osteomeatal unit ve sinuslerin detaylı bir şekilde görüntülenmesini sağlarlar (Weber, 2001). Bunun dışında maksilofasiyal, rekonstruktif ve ortognatik cerrahi öncesi planlamalarda, dental implant uygulamalarında, travma ve TME hastalıklarının teşhisinde önemli bir yere sahiptir (Eröndü, 2011).

BT'nin konvansiyonel görüntüleme yöntemlerine göre, incelenmek istenen yapının çevredeki dokuların süperpozisyonu olmaksızın görüntülenmesine izin vermesi, farklı fiziksel densitelere sahip iki dokunun birbirinden daha kolay ayrılabilmesini sağlayan yüksek kontrast rezolusyonu, aksiyal, koronal ve sagittal planda dokunun görüntülenmesine izin vermesi, distorsiyon ve magnifikasyonu olmaması, kist veya tümör varlığında densite ölçümleri ile bu lezyonların katı mı yoksa sıvı mı bir yapıya sahip olduğunun belirlenmesine izin vermesi gibi bir çok avantajı vardır (White ve Pharoah, 2009, Eröndü, 2011). Bunun yanında yumuşak dokuların görünütlenmesi için kontrast maddeye ihtiyaç duyulması, konvansiyonel yöntemlere göre daha fazla radyasyon verilmesi

ve metalik objelerin görüntüde saçılma oluşturmaları nedeniyle görüntü kalitesinin bozulması gibi dezavantajları da bulunmaktadır (Eröndü, 2011).

2.3.2.2. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT)

İki Boyutlu tüm radyografilerin aynı limitasyonları bulunmaktadır. Bunlar dokuların magnifikasyonu, distorsiyonu, süperpozisyonu ve yanlış veya eksik gösterilmesidir. Üç boyutlu görüntüleme yöntemlerinden BT'nin ise maliyetinin yüksek olması, erişimin kolay olmaması ve hastaların aldığı radyasyon dozunun fazla olması gibi nedenlerden dolayı diş hekimliğinde kullanımı kısıtlıdır (Scarfe ve Farman, 2008). Bu nedenle diş hekimliği pratiğinde kullanılabilecek, az yer kaplayan veya daha az radyasyonla üç boyutlu görüntülerin elde edilebildiği yeni sistemler üretilmeye çalışılmıştır (Mozzo ve diğerleri, 1998, Orhan, 2012). Bu amaçla ilk olarak Mozzo ve arkadaşları konik ışınlı bilgisayarlı tomografi cihazını üretmişlerdir (Mozzo ve diğerleri, 1998).

KIBT'de spiral BT'de kullanılan fan şeklindeki X ışını yerine konik şekilli X ışını fotonları kullanılır. Konik ışının şekli dairesel veya dikdörtgen olabilir. Spiral BT'de görüntü elde edilmesi için kullanılan çoklu rotasyonun aksine KIBT'de ilgili alanın görüntülenmesi için 360'lık tek bir rotasyon yeterlidir (MacDonald-Jankowski ve Orpe, 2006). Bu sayede X ışınları daha verimli kullanılır, çok daha az elektrik enerjisi gerektirir ve maliyeti daha az olan ve daha az yer kaplayan X ışını komponentlerinin kullanımıyla 3 boyutlu görüntü elde edilir (Sukovic, 2003).

Görüntü X ışını kaynağı ve dedektörlerin sabit olduğu rotasyon yapan gantrinin kullanımıyla gerçekleşir. Piramidal veya konik şekilli iyonize radyasyon kaynağı ilgili bölgenin ortasından karşı taraftaki X ışını dedektörlerine yönlendirilir (Scarfe ve Farman, 2008). Rotasyon sırasında

dedektörler tarafından alınan görüntü serileri silindirik numerik bir hacim elde etmek için bilgisayar tarafından işlenir. Numerik silindirlerde her bir hacim unitesinin (voksel) şekli kübiktir ve hacim de izotropiktir. Bu hacimdeki kesit oryantasyonu ne olursa olsun aynı uzaysal çözünürlüğü sağlar (Hodez ve diğerleri, 2011). Farklı açılardan alınan ham görüntülerden yumuşak doku, iskelet, diş ve havayolu gibi dokuların iç yapısı hakkında bilgiyi içeren 3 boyutlu görüntüleri elde etmek için bilgisayar algoritmaları kullanılır (Huang ve diğerleri, 2008).

2.3.2.2.1. KIBT'nin Ortodontide Kullanım Alanları

2.3.2.2.1.1. Gömülü Dişler ve Kök Rezorpsiyonları

Dişlerin gömülülüğünden şüphelenildiği durumlarda teşhis için ilk tercih edilen yöntem 2 boyutlu radyograflardır. Daha önceleri bunun için 2 boyutlu görüntüleme yöntemlerinden periapikal, oklüzal, ve panoramik radyografi tekniklerinden yararlanılmıştır. Doğru bir teşhis yapmak, cerrahi erişim yerini belirlemek ve uygun ortodontik kuvvetin yönünü planlamak için gömülü dişin lokalizasyonunun blirlenmesi gerekmektedir (Haney ve diğerleri, 2010). Ancak konvansiyonel radyografilerdeki distorsiyon, 3 boyutlu yapıların superpozisyonu ve görüntü artefaktları nedeniyle gömülü dişlerin lokalizasyonu zor olmaktadır (Botticelli ve diğerleri, 2011). Bundan dolayı gömülü kalmış dişlerin konumlarının doğru bir şekilde belirlenebilmesi için KIBT kullanılabilmektedir (Mah ve diğerleri, 2003).

2.3.2.2.1.2. Havayolu Analizi

Havayolu çenelerin büyüme ve gelişimi üzerine etki etmektedir. Nefes almak primer biyolojik öneme sahiptir ve havayolu problemleriyle

oluşan postural adaptasyon istenmeyen büyüme değişikliklerine sebep olabilir. Geleneksel 2 boyutlu sefalometrik görüntülerle havayolu boyutlarının belirlenmesi sınırlıdır (Larson, 2013). Konik ışınlı bilgisayarlı tomografinin kullanıma girmesiyle havayolu analizinde büyük gelişme kaydedilmiştir. Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi ile havayolunun 3 boyutlu ve volümetrik analizleri yapılabilir (Agrawal ve diğerleri, 2013).

2.3.2.2.1.3. Temporomandibuler Eklem (TME) Morfolojisi

KIBT ile kondil başının boyutları, şekli ve pozisyonları, eklem boşluğu, patoloji ve fraktür varlığı incelenebilmektedir. Lateral sefalometrik filmlerde kondil sadece lateralden incelenebilmektedir. KIBT'lerde ise kondil frontal ve aksiyal düzlemlerde de değerlendirilebilir (Cevidanes ve diğerleri, 2006).

2.3.2.2.1.4. Alveoler Kemik Yüksekliği, Hacminin ve Gelişiminin Değerlendirilmesi

KIBT ortodontide dudak damak yarıklı hastalarda alveoler cerrahiye takiben kemik bölgelerini daha iyi değerlendirmek için de kullanılmaktadır. Elde edilen görüntüler kemik bölgelerinin daha iyi değerlendirilmesine yardımcı olmaktadır (Aboudara ve diğerleri, 2003). Aynı zamanda onarılmış alveol kemiğine dişlerin ortodontik olarak hareket ettirilip ettirilmeyeceği ile ilgili karar verilmesine de yardımcı olmaktadır (Kau ve diğerleri, 2005). Ayrıca KIBT minivida uygulanması düşünülen bölgelerdeki kemiğin morfolojisi ve kalınlığı, kök eğimi, kök torku ve osteotomi uygulanacak bölgeleri kemik hakkında da bilgi vermektedir (Cevidanes ve diğerleri, 2006).

2.3.2.2.1.5. Üç boyutlu Çakıştırma

KIBT’de üç boyutlu yazılımların desteklenmesiyle birlikte kranial yapılar ve çalışmacı tarafından tanımlanmış noktalar üzerinde farklı zamanlarda alınmış görüntülerin çakıştırılması yapılabilmektedir (Cevidanes ve diğerleri, 2006). Geleneksel çakıştırma yöntemi anatomik noktaların, düzlemlerin ve konturların iki boyutlu çakıştırılmasını içerir. Üç boyutlu KIBT ile birlikte yazılım programlarının kullanılması farklı zamanlarda alınmış görüntülerin subvoksel düzeyde karşılaştırılmasını sağlar. Bilgisayara aktarılan bu görüntüler üzerinde yapılan ölçümler sayesinde büyüme veya tedavi ile ilgili gözlenen değişimler ve stabilizasyon değerlendirmesi de yapılabilir (Mah ve diğerleri, 2011) Farklı zamanlarda elde edilen dijital dental modellerinde çakıştırmalarını yapmak mümkün olmaktadır (Cevidanes ve diğerleri, 2006).

2.3.2.2.1.6. Dijital Model Elde Edilmesi ve Hızlı Modelleme (Prototiplendirme)

KIBT’nin ortodontideki bir başka kullanım alanı da dijital model elde edilmesidir. KIBT cihazları ile direkt veya indirekt olarak dijital model elde etmek mümkündür. Direkt yöntemde hastadan alınan tomografi sonrasında elde edilen dicom formatındaki dosyalardan dijital model elde edilebilmektedir. İndirekt yöntemde ise hastalardan alınan ölçüler sonrasında elde edilen alçı modellerin taranması sonrasında elde edilen dicom formatındaki dosyalardan dijital modeller elde edilebilmektedir (Scarfe ve Farman, 2009).

Hızlı modelleme üç boyutlu bilgisayar destekli verilerden somut modellerin elde edilmesidir. KIBT ile bu modeller elde edilebilmektedir. Bu modellere biyomodel de denmektedir ve kompleks maksillofasiyal cerrahi

vakalarında cerrahi öncesi planlamanın yapılabilmesi için üretilirler. Bu modeller uygulayıcıya, cerrahi işlem öncesi rehberlik yapar ve cerrahi işlem süresinin kısılmasını sağlamaktadır. Ayrıca KIBT'ler cihazları oral ve maksillofasiyal cerrahi operasyonları esnasında navigasyon amacıyla kullanılmaktadırlar (Pohlenz ve diğerleri, 2007, Heiland ve diğerleri, 2008, Scarfe ve Farman, 2009)

2.3.2.2.1.7. Maksiller Genişletme

Hızlı maksiller genişletme uygulanan hastalarda konik ışınli bilgisayarlı tomografi kullanılarak yapılan çalışmalar dental tipping, alveoler kemik eğilmesi ve iskeletsel genişletmeyi içeren total ekspansiyonun birinci premolar, ikinci premolar ve birinci molar bölgesinde benzer oranda izlendiğini, iskeletsel genişletmenin anterior maksillada, posterior maksilladan daha fazla olduğunu göstermiştir. Bukkal kron eğilmesine (tipping) bukkal kemik kalınlığının ve marjinal kemik yüksekliğinin azalması eşlik eder (Üçok ve Kayadüğün, 2015). Doğrudan KIBT kaynaklı elde edilecek dijital modellerle maksiller ve mandibular komplekste meydana gelen farkların incelenmesi rutin olarak uygulanmaya başlanacağı bildirilmektedir (Cevidanes ve diğerleri, 2006).

2.3.2.2.1.8. Ortognatik Cerrahi

Anterior kraniyal tabandaki birinci konik ışınli bilgisayarlı konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntüsü ile ikinci konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntüsünün karşılaştırılması cerraha kolaylık sağlar. Ameliyathaneden sonuçların değişikliklerini dökümente etmekte için uzayın tüm düzlemlerinde rotasyon yapabilen renkli harita kullanılarak kalitatif ve kantitatif karşılaştırma yapılmasına olanak tanır. Renkli spektrum kullanılarak değişikliğin yönü ve miktarı değerlendirilir.

Süperpozisyonun bu metodu kemik ve fasiyal yumuşak dokuların büyümesi, tedavisi veya her ikisinde 3 boyutlu değişikliklerin değerlendirilmesinde değerli bir araç haline gelebilir (Üçok ve Kayadüğün, 2015). Ortognatik cerrahi operasyonları sırasında kullanılan sabitleme plakları dijital modeller üzerinde uygun yazılım programlarıyla yapılabilmekte ve kişisel hata payları en aza inmektedir (Cevdanes ve diğerleri, 2006).

2.3.2.2.2. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografinin Avantajları

- Maliyeti: Fazla yer kaplayan ve maliyeti yüksek olan BT'ye göre daha ucuzdurlar ve daha az yer kaplarlar (Scarfe ve diğerleri, 2006).
- Işınlama süresi: KIBT'de 360°'lik tek bir rotasyonun her 1 derecesinde elde edilen görüntülerle BT'de olduğu gibi hızlı (ortalama 10-70s) bir şekilde görüntüleme sağlanır (Scarfe ve diğerleri, 2006).
- Düşük radyasyon dozu: KIBT'lerde primer X ışını demetinin kolimasyonu ile ışınlanan alanın boyutunun küçülmesi radyasyon dozu seviyesini en aşağıya indirir (Scarfe ve diğerleri, 2006).
- Görüntü kalitesi: Uzaysal çözünürlük açısından görüntü kalitesi voksel boyutu tarafından belirlenir. Voksel boyutu küçük ise uzaysal çözünürlük daha iyidir (Hodez ve diğerleri, 2011). MacDonald-Jankowski ve Orpe en modern spiral BT cihazındaki voksel boyutunu 0.35 mm, KIBT'de ise minimum voksel boyutunun 0.1 mm olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca konvasniyonel BT'lerde vokseller izotropiktir yani her 3 düzlemdeki boyutu aynıdır ve bu nedenle görüntü kalitesi daha iyidir (MacDonald-Jankowski ve Orpe, 2006).

2.3.2.2.3. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografinin Dezavantajları

- Artefakt oluşumu: BT'lere göre daha az artefakt oluşturmalarına rağmen artefakt oluşumu KIBT'nin dezavantajları arasındadır (Scarfe ve Farman, 2009).
- İstenmeyen hasta hareketleri nedeniyle görüntü bozukluklarının oluşması (Scarfe ve Farman, 2009).
- Yumuşak dokunun görüntülenmesinde sınırlı olması (Scarfe ve Farman, 2009).

2.3.2.3. Ağız İçi Tarayıcı Sistemler

İlk ağız içi tarayıcı sistemi 1986 yılında Dr. Werner Moermann ve ekibi tarafından geliştirilmiştir. Bu ekibin tasarladığı sistem Sirona Dental şirketi tarafından 1987 yılında CEREC sistemi adı altında tanıtılmış ve ilk ticari CAD-CAM sistemi olarak piyasaya sunulmuştur (Brandestini ve Moermann, 1989). Daha sonraki süreçte CEREC sisteminin tarayıcıları geliştirilmiş, aynı zamanda bu konuda çalışan bazı başka firmalar da ürünlerini piyasaya sürmeye başlamışlardır. İlk CEREC sisteminin tanıtılmasından yıllar sonra, 2006 yılında Lava Chairside Oral Scanner (C.O.S.) (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) ve 2008 yılında D4D LLC Technologies firması tarafından üretilen E4D sistemi Amerika'da satışa sunulmuştur (Baheti ve diğerleri, 2015). Onu takiben Danimarkalı 3Shape firması 2011 yılında ağız içi tarayıcısını tanıtmıştır (Zimmermann, 2014).

İlk duyuruldukları andan itibaren günümüzden birkaç yıl öncesine kadar birçok kişi tarafından gelişme potansiyeli olan bir uygulama alanı olarak görülen ve gözaltında tutulan dijital diş hekimliği uygulamaları, üretici firmaların son yıllarda kaydettiği büyük teknolojik ilerleme, sisteme

uygun sarf malzeme ve materyallerin hızlı gelişimi ve sistemin kullanım alanlarının genişlemesi nedeniyle hayatımıza hızlı bir giriş yapmıştır. Günümüz diş hekimliğinde artık yüksek hassasiyetle dijital ağız içi taramalar yapılabilmektedir. Bugün gelinen noktada, üç boyutlu dijital modeller mesleğimizin geleceğini şekillendirmeye başlamıştır (Baheti ve diğerleri, 2015).

Günümüzde en çok kullanılan ağız içi tarayıcılar şunlardır;

- iTero
- Lava C.O.S.
- Care Stream Dental's CS 3500
- The True Definition Scanner
- 3 Shape's TRIOS
- Cirona's CEREC and Apollo System
- The Lythos Scanner (Baheti ve diğerleri, 2015).

2.3.2.3.1. Ağız İçi Tarayıcı Sistemlerin Avantajları

- Ağız içi taramayla alınan ölçüleri işlem esnasında canlı olarak izleme, hatalı ve eksik kısımları anlık olarak teşhis ederek düzeltmek mümkündür. Konvansiyonel tekniklerle alınan ölçülerdeki sorunlar ise ancak ölçü alındıktan sonra, hatta bazen alçı model incelenirken fark edilir ve genellikle tamamen yeni bir ölçü alınmasını gerektirir.
- Ölçünün yetersiz olduğu durumlarda, ölçü karıştırma veya kaşık hazırlama gibi bir işleme gerek olmadan kolayca tekrar ölçü alınabilir. Ayrıca kaşık seçimi, ölçü maddesi seçimi, ölçünün ağızdan çıkarılırken distorsiyonu veya kaşıktan ayrılması gibi potansiyel sorunlar da yoktur.

- Ölçünün herhangi bir bölgesinde sorun olması halinde, sadece o bölge dijital olarak kesilerek uzaklaştırılabilir ve sadece o bölgenin yeniden taranmasıyla ölçü yeniden düzenlenebilir.
- Ağız içi tarayıcıların kolayca temizlenebilen ve hatta bazen otoklavlanabilen tarama uçları vardır. Bazı tarayıcılarda daha da pratik olan tek kullanımlık kılıflar kullanılabilir. Bu durum, ölçü kaşıklarının ve ölçülerin temizlenmesi ve dezenfeksiyonu işlemlerine kıyasla çok daha pratiktir.
- Klinik ve laboratuvar arasında kontamine haldeki konvansiyonel ölçüler ve alçı modeller yerine dijital modellerin transfer edilmesi, klinik ile laboratuvar arasındaki çapraz enfeksiyon riskini de minimuma indirir (Kravitz ve diğerleri, 2014).
- Ağız içi tarayıcılar ile elde edilen dijital modellerin aşınması, bozulması veya transferi esnasında kırılması, kaybolması gibi riskler yoktur. Arşivlenen modeller geriye dönük olarak ilk günkü halinde elde edilebilirler (Akyalçın ve diğerleri, 2013).
- Dijital modellerin transferi ve erişimi fiziksel modellere göre çok daha hızlı yapılabilmektedir (Rheude, 2005).
- Dijital modellerin saklanması için fiziksel bir alan gereksinimi yoktur. Bu sayede çok daha fazla veri dâhili belleklerde kolaylıkla arşivlenebilir. Fiziksel modellere ihtiyaç olması halinde ise, model kazıyıcılar veya üç boyutlu yazıcılar gibi dijital veri işleyebilen cihazlar kullanılarak dijital ölçülerden fiziksel modeller elde edilebilir (Cevidanes ve diğerleri, 2006).
- Dijital modelleme sistemleri kullanıldığında ölçü materyalleri ve model alçısı gibi birçok materyalin kullanımına gerek kalmaz ve bu

sayede hem maliyetler düşürülür hem de materyal kullanımı en aza indirilerek tasarruf sağlanır (Zaruba ve diğerleri, 2013).

- Dijital tarayıcılarla farklı zamanlarda aynı hastadan alınan ölçüler bir takım yardımcı programlar vasıtasıyla üst üste çakıştırılarak, hastanın ağzında zaman, fonksiyon, patolojik durumlar veya tedavi işlemlerine bağlı olarak meydana gelen birçok değişimin takibi ve analizi yapılabilir. Bu seçenek; diş hareketleri, aşınma ve kırıklar, dişetindeki değişim ve çekilmeler gibi birçok değişikliği değerlendirebilmemizi sağlar (Zaruba ve diğerleri, 2013).
- Güncel tarayıcı sistemlerin bazılarında tarama işleminde dokuların gerçek renklerini temsil edecek şekilde tarama yapılmaktadır. Bu özellik, dokuların renklerinin zamana bağlı değişimlerini tespit etmek ve yorumlamak için kullanılabilir (Cevidanes ve diğerleri, 2006).
- Bazı ağız içi tarayıcı sistemler, dijital tarama verilerinin başka bir takım dijital veri tipleriyle kombine edilmesine olanak sağlarlar. Örnek olarak; dijital yüz tarama verileri, üç boyutlu radyografi veya volumetrik tomografi (KIBT) verileri ağız içi tarama verileriyle kombine edilerek, tasarımların yüz hatlarıyla uyumu, cerrahi rehber plakların üretimi gibi teşhis ve tedavi aşamalarında kombine şekilde kullanılabilirler (Reiz ve diğerleri, 2013).

2.3.2.3.2. Ağız İçi Tarayıcı Sistemlerle İlgili Kısıtlamalar

- Ağız içi dijital tarayıcılar ile ölçü alma işlemi de, bütün diğer klinik uygulamalar gibi ön eğitim gerektiren bir işlemdir. Yeni kullanıcılar genellikle ilk denemelerde kendilerini mutlu eden sonuçlarla karşılaşmazlar. Tarama esnasında eğiticiler ve tecrübeli kullanıcılar

tarafından kolay ve doğal bir hareketler serisi gibi yapılan ve seyrederken herhangi bir disiplin çerçevesinde yapılmıyormuş gibi görünmeyen tarama işlemi, aslında eğitim ve kullanım tecrübesine dayalı bir sistematik yöntem dâhilinde yapılmaktadır. Eğiticiler tarafından tarif edilen ve klinik tecrübeyle geliştirilmesi gereken tarama tekniği, hassas bir dijital ölçü elde etmek için önemli bir kriterdir. Bu hareket yollarının öğrenilmesi bir miktar zaman alır ilk başta öğrenme eğrisi son derece düzdür. Bu nedenle, ilk baştaki zorlanmaya rağmen denemeye devam ederek tekniğin idealize edilmesi gerekir (Ender ve Mehl, 2012).

- Ağız içi tarama sistemleri hala pahalı sistemlerdir. Bu nedenle fiyat/fayda oranı birçok potansiyel kullanıcı için henüz makul değildir. Ancak son yıllarda birçok farklı firmanın sektöre girmesi nedeniyle yakın gelecekte tarayıcı fiyatlarının ucuzlaması beklenmektedir(Ender ve Mehl, 2015).
- Farklı ağız içi tarayıcıların farklı çalışma sistemleri vardır ancak hali hazırda kullanılan bütün teknolojilerin ortak noktalarından bir tanesi, taranan bölgenin yeterli doğrulukta ölçüsünü elde edebilmek için belirli tarama şablonlarına uygun hareket etme gerekliliğidir. Bu gereklilik hem model taraması için hem de ağız içi taramalar için geçerlidir. Burada tarama şablonu şeklinde ifade edilen, tarayıcı kamera taranan bölge içinde hareket ettirilirken, yüksek doğrulukta görüntüyü elde etmek için uyulması gereken hareket yoludur. Ancak bu şekilde tarama işlemi boyunca elde edilen görüntüler üst üste çakıştırılarak eksiksiz ve yeterli veri büyüklüğüne sahip hassas ölçüler elde edilebilmektedir. Genellikle bu tarama şablonu oklüzalden başlayıp oklüzal yüzey boyunca

devam eder, daha sonra kesintisiz şekilde lateral yüzlerin bir tarafında devam edilir, en sondan diğer lateral yüze geçilir ve son olarak oklüzalden ters yönde ilerlenip ilk başlanan noktaya gidilerek sonlanır. Tarama şablonu içerisinde bulunması muhtemel olan; mandibuler anterior bölge gibi çok dik eğimli bölgeler veya damak mukozası gibi çok belirgin yapılar barındırmayan bölgelerde hassas bir tarama yapmak bir hayli zor olabilir. Kullanıcılar, kullanım talimatlarını biliyor olmakla birlikte sadece bu tariflere göre hareket etmemeli, kendi kullandıkları tarayıcı sistem için en uygun yöntemi tespit etmeye çalışmalıdırlar (Ender ve Mehl, 2015).

Bu bilgiler ışığında bu araştırmanın amacı, kısa zamanda çeşitli yöntemlerle ortodonti pratiğindeki önemi artan ortodontik dijital modellerin, halen rutin olarak kullanılmakta olan geleneksel alçı modellerle karşılaştırarak güvenilirliklerini tespit etmektir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu Araştırmanın materyalini, Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Bölümü arşivinde mevcut olan 60 bireye ait (25 erkek; 35 kız) 120 adet ortodontik tedavi öncesi ve sonrası üst çene ortodontik alçı modelleri oluşturmuştur (Şekil 3.1).



Şekil 3.1. Üst çene ortodontik alçı model

3.1. Etik Kurul Onayı

Çalışma protokolü Helsinki Bildirgesi'ndeki tüm düzenleme ve revizyonları içerecek şekilde tanımlanan prensiplere uygun ortaya konulmuştur. Kullanılan dataya erişim sadece sorumlu araştırmacı(lar) ile sınırlandırılmıştır. Hastalardan kişisel verilerinin toplanmasından önce yazılı onamları alınmıştır.

YDÜ/2014/22-123 proje numaralı çalışmamız, Yakın Doğu Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Değerlendirme Etik Kurulu

(YDÜBADEK) tarafından 15.05.2014 tarihinde 22 numaralı toplantı ile değerlendirilmiş ve etik olarak uygunluğu onaylanmıştır (Ek 3.1.)

3.2. Alçı Modellerin Seçilme Kriterleri

Araştırmada kullanılan 120 model arşiv materyalinden rastgele seçilmiştir. Aynı bireylerin ortodontik tedavi öncesi ve ortodontik tedavi sonrası modellerinden oluşmaktadır. Araştırmaya, mevcut ortodontik modellerin hasar görmemiş olması, alçı modeller oluşturulurken alçının tüm biyolojik yapılara nüfüz etmiş olması, dolayısıyla herhangi bir eksik dokunun olmaması, tedavi öncesi karma dentisyonun sonu veya daimi dişlenme döneminde ve tedavi sonu daimi dişlenme döneminde olanlar dahil edilmiştir. Alçı Modeller seçilirken sadece dental yapıların değil aynı zamanda yumuşak dokuların, bukkal alanların ve palatinal mukozanın da hasarsız olarak elde edilebilirlikleri de göz önüne alınarak, hasar görmüş ya da eksik olanlar çalışma dışı bırakılmıştır.

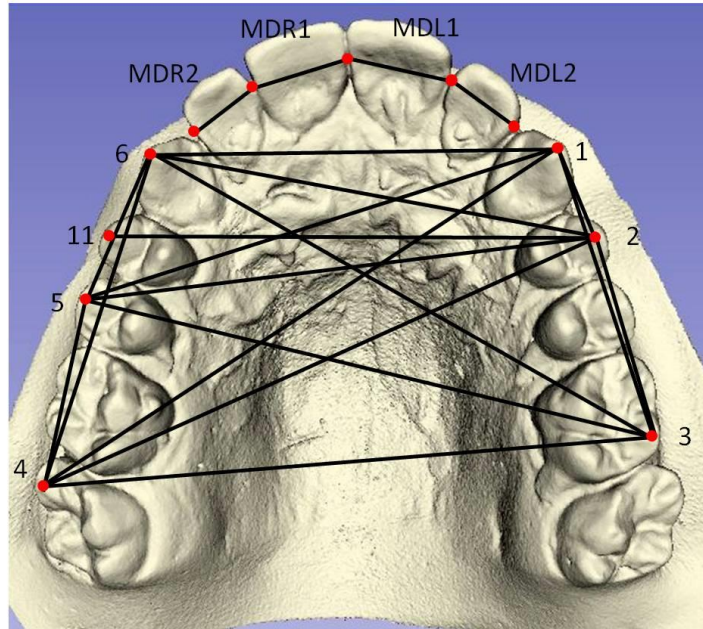
Geleneksel alçı modellerin dijital analoglarını oluşturmak amacıyla; aynı modeller iki farklı konik ışınlı bilgisayarlı tomografi ve bir ağız içi dijital tarayıcı ile taranarak dijital görüntüleri elde edilmiştir. Elde edilen dijital modellerin güvenilirliklerini tespit etmek için tüm modeller üzerinde 15 landmark (Tablo 3.1.) ve 20 doğrusal ölçüm kullanılmıştır (Şekil 3.2.). Seçilen noktalar ve doğrusal ölçümlerin güvenilirliğinin tespiti, biyolojik yapıların doğrusal yöntemler kullanılarak karşılaştırılmasına imkan veren -"Euclidian Distance Matrix Analysis (EDMA)"- özel bir yöntem temel alınarak gerçekleştirilmiştir. EDMA, bir dizi matematiksel ispatlardan oluşan ve biyolojik dokuların incelenmesinde ilk olarak ve çoğunlukla paleontolojide kullanılan üç boyutlu morfolojik dokuların iki boyutta

karşılaştırılmalarına kolayca ve güvenilir şekilde imkan tanıyan bir metottur (Lele ve Richtsmeirer, 1991; Bell ve diğerleri, 2003).

Araştırmamızda kullanılan landmarklar ve doğrusal ölçümler Bell ve diğerleri'nin EDMA yöntemiyle yaptıkları araştırmanın metodu temel alınarak uygulanmıştır (Bell ve diğerleri, 2003).

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan landmarkların tanımları

1	Sol Maksiller Kanin Tüberkülü
2	Sol Maksiller Birinci Premoların Bukkal Tüberkülü
3	Sol Maksiller Birinci Moların Distobukkal Tüberkülü
4	Sağ Maksiller İkinci Moların Mesiobukkal Tüberkülü
5	Sağ Maksiller İkinci Premoların Bukkal Tüberkülü
6	Sağ Maksiller Kanin Tüberkülü
11	Sağ Maksiller Birinci Premoların Bukkal Tüberkülü
MDL1	Sol Maksiller Santralin Mesiodistal Genişliği
MDL2	Sol Maksiller Lateralin Mesiodistal Genişliği
MDR1	Sağ Maksiller Santralin Mesiodistal Genişliği
MDR2	Sağ Maksiller Lateralin Mesiodistal Genişliği



Şekil 3.2. Üst çene ortodontik alçı modeller üzerinde özel olarak belirlenmiş noktalar ve 20 doğrusal ölçüm.

3.3. Dijital Modellerin Elde Edilmesi

Araştırmada dijital anologlar, 3 farklı yöntemle elde edilmiştir. Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı'nda bulunan Newtom CCD (NewTom 3G, Verona, Italy) konik ışınlı bilgisayarlı tomografi cihazı ile; Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı'nda bulunan Planmeca Promax 3D max, (Planmeca Oy, Helsinki, Finland) konik ışınlı bilgisayarlı tomografi cihazı ile; ve de CEREC Omnicam Dental GmbH, Wals Bei Salzburg, Austria, Sirona ağız içi dijital tarayıcı kullanarak güncel olarak dijital veriler kayıt altına alınmıştır (Şekil 3.3.-3.5.).



Şekil 3.3. Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Radyoloji Anabilim Dalı'nda bulunan Newtom CCD (NewTom 3G, Verona, Italy).



Şekil 3.4. Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı'nda bulunan Planmeca Promax 3D Max



Şekil 3.5. CEREC Omnicam Dental GmbH, Wals Bei Salzburg, Austria, Sirona ağız içi dijital tarayıcı

Dijital olarak taranan veriler STL formatında özel depolama aygıtlarıyla taşınabilir hale getirilmiştir. Açılımı "Stereolithography" olan STL uzantısı, 3D tasarlanmış modelin yüzeylerinin matematiksel bir dizi içerisinde çok sayıda üçgene bölünmesiyle yaratılan bu üçgenlerin kendi normali ve üç adet noktasıyla 3D modeli temsil ettiği bir formattır.

Üçgenlerin sayısı arttıkça 3D modelin detay seviyesi de aynı oranda artar (Szilvsi-Nagy ve Matyasi, 2003).

3.3.1. Dijital Modellerin Elde Edilmesinde Kullanılan Teknikler

Kullanılan tomografi cihazlardan ilki CCD (Charge Coupled Device) kamera sistemi ile görüntü elde ederken (QR Newtom); diğeri yeni geliştirilen flat panel sensör sistemidir. CCD, dijital kameralarda stabil ve hareket eden görüntüleri kaydetmek için kullanılan sensörlere denir. CCD, ışığı hapsederek kamera tarafından kaydedilen dijital verilere çevirir. Bu nedenden dolayı, CCD, fotoğraf filminin dijital versiyonu olarakta bilinir.

Flat panel dedektörleri prensipte dijital fotoğrafçılık ve videolarda kullanılan görüntü sensörlerine benzeyen x-ray dijital radyografi cihazlarıdır. Bu dedektörler 100 mikrondan küçük piksel boyutu ile daha büyük matriks alanları oluştururlar. Bu alanlar özellikle baş ve boyun incelemeleri için kullanılırlar. (White, 2009, s.240).

CCD kamera sistemi ile en düşük voksel 0.192 mm^3 iken; flat panel sisteminde en düşük iki voksel değeri 0.100 mm^3 ve 0.125 mm^3 ile taranmıştır.

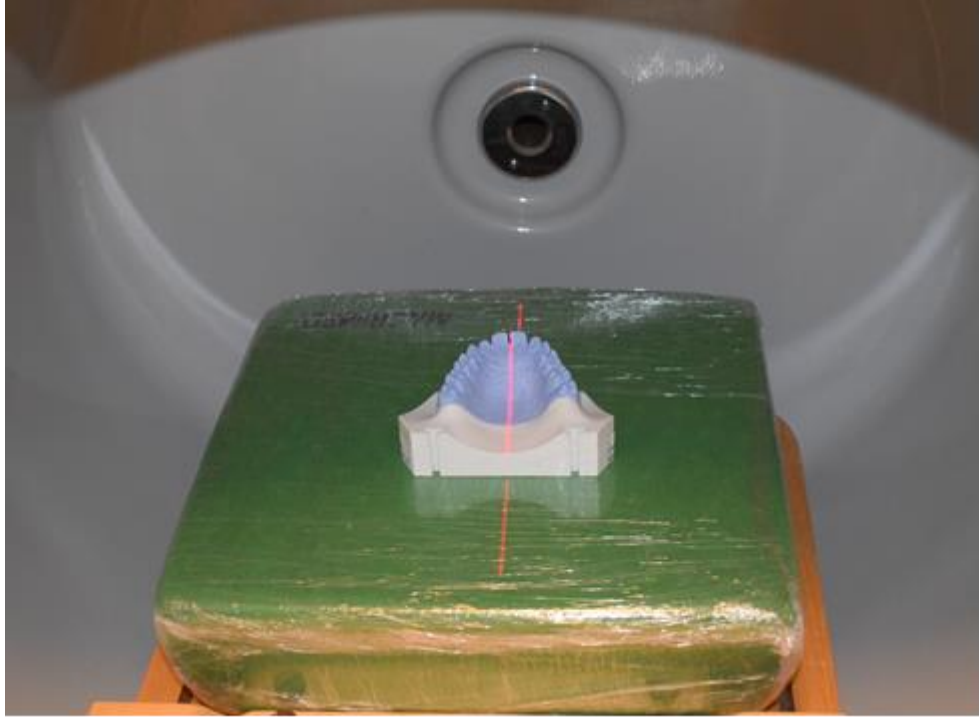
Sirona ağız içi dijital tarayıcı, Sirona Dental CAD/CAM (Computer assisted design and manufacturing – Bilgisayar destekli tasarım ve üretim) restorasyon sisteminin bir parçası olarak, Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi'nin (FDA, Food and Drug Adminastration) 21 CFR (Code of Federal Regulations) 872.3661 düzenlemesi uyarınca objelerin ya da canlı dokuların dijital tıpkılarını ışıksal (optical) veri kullanarak elde etmeyi sağlayan bir sistemdir. Bu sistem sadece dişlerin topografik karakteristiğini değil aynı

zamanda geleneksel ölçü ile elde edilen detayın tamamını hem ağız içini, hem de alçı modelleri tarayarak elde edebilmektedir (SironaDental, 2014).

3.4. Çalışmada Kullanılan Alçı Modellerin Newtom CCD ile Taranması

Hastalardan elde edilen 120 model Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Radyoloji AD'da bulunan Newtom CCD (NewTom 3G, Verona, Italy) ile taranmıştır. Tarama işlemi sırasında homojeniteyi sağlamak için, modeller tomografi cihazı içerisinde bir araştırmacı tarafından düz zemin üzerine aynı pozisyonda yerleştirilmiştir. Tomografi cihazı kaynaklı lazer ışınları yardımıyla en üstte kalan ışın demetinin üst orta kesici dişlerin tam ortasından geçip, modeli iki simetrik parçaya ayıracak şekilde konumlandırılmasına dikkat edilmiştir (Şekil 3.6).

Sonraki aşamada gantri içerisine yerleştirilen modellerden öncül görüntüler alınmıştır. Bu görüntüler de koronal ve sagittal planlardan kontrol edilmiş ve istediğimiz alanlar görüntü alanında tam olarak görülünceye kadar modellerin pozisyonu ayarlanmıştır. Nihayetinde daimi taramaları tamamlanmıştır. Tüm görüntüler DICOM (Digital imaging and communications in medicine) formatında, 120 kVp ve 3-5 mA, 12 inç görüntüleme alanında, aksiyal kesit kalınlığı 0,3 mm ve izotropik voksellerde kayıt edilmiştir.



Şekil 3.6. Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı'nda bulunan Newtom CCD (NewTom 3G, Verona, Italy) tomografi cihazı içerisine düz bir zemine konulan üst çene ortodontik alçı model.

3.5. Çalışmada Kullanılan Alçı Modellerin Planmeca Prox 3D ile Taranması

Hastalardan elde edilen 120 üst çene ortodontik alçı modeli güvenli bir şekilde Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı'na taşınmış ve burada bulunan Planmeca Prox 3D KIBT cihazı ile taranmıştır. Modellerin taranma esnasındaki pozisyonu standart bir protokol çerçevesinde gerçekleştirilmiştir. Tarama yapılırken modeller sabit durabilmesi için cihaza monte düz yüzeyli tutucu aparata konmuştur (Şekil 3.7). Referans lazer ışınları yardımıyla modellerin konumları ayarlanmıştır. Daha sonra modelin tamamının tarama alanı içerisinde olduğundan emin olmak için, tıpkı bir önceki tomografi metodunda olduğu gibi öncül X ışını

görüntüleri alınmıştır. Bu görüntülerde koronal ve sagittal planlardan kontrol edilmiş ve istediğimiz alanlar görüntü alanında tam olarak görülünceye kadar modellerin pozisyonu ayarlanmıştır. Modelin tamamının istenen alanda olduğundan emin olunduktan sonra daimi taramaları yapılmıştır. Tüm görüntüler STL formatında 82 kVp ve 12 mA, 130 X 90 cm görüntüleme alanında, aksiyal kesit kalınlığı 0,15 mm ve izotropik voksellerde kayıt edilmiştir. Daha sonra Planmeca Prox 3D ile taranan 120 alçı model güvenli bir şekilde Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ne geri götürülmüştür.



Şekil 3.7. Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı'nda bulunan Planmeca Prox 3D KIBT cihazına yerleştirilen üst çene ortodontik alçı model.

3.6. Çalışmada Kullanılan Alçı Modellerin CEREC Omnicam ile Taranması

Hastalardan elde edilen 120 model ağız içi dijital tarayıcı CEREC Omnicam ile taranmıştır (Şekil 3.8). Daha önceden kalibrasyonu yapılmış olan ağız içi tarayıcı ile ışık homojenitesi ayarlanmış bir odada CEREC SW 4.2.3 bilgisayar yazılımı vasıtasıyla ideal görüntü parlaklığını elde edebilmek için üretici firmanın tavsiye ettiği şekilde tüm alçı modeller taranmıştır. Düz bir zemin üzerine yerleştirilen alçı modeller dental dokuları dijitalize etmek için ardışık şekilde sağ terminal molar taraftan sol tarafa doğru önce oklüzal yüzeyler, sonra bukkal, lingual ve nihayetinde proksimal yüzeyler taranmıştır. Tarama yönü distalden mesiale doğru gerçekleştirilmiştir. Ardından yumuşak dokuları ve özellikle palatinal mukozayı elde etmek için tüm damak bölgesi ağız içi kamera ile dijitize edilip tarama işlemi sonlandırılmıştır. Tarama işlemi sırasında, kameranın alçı modelden olan uzaklığı 0-15 mm mesafesinde olmasına özen gösterilmiştir. Tarama sırasında, dijital monitör üzerinden oluşturulan model takip edilmiş eksik kısımlar tekrarlanmıştır. Tarayıcının sahip olduğu bilgisayar yazılımı ile istenmeyen kısımlar dijital modelden kesilerek uzaklaştırılmıştır. Son olarak elde edilen dijital model STL formatına çevrilerek kaydedilmiştir.



Şekil 3.8. Cerec OMNICAM Dental GmbH, Wals Bei Salzburg, Austria, Sirona ağız içi dijital tarayıcı ile modellerin taranması

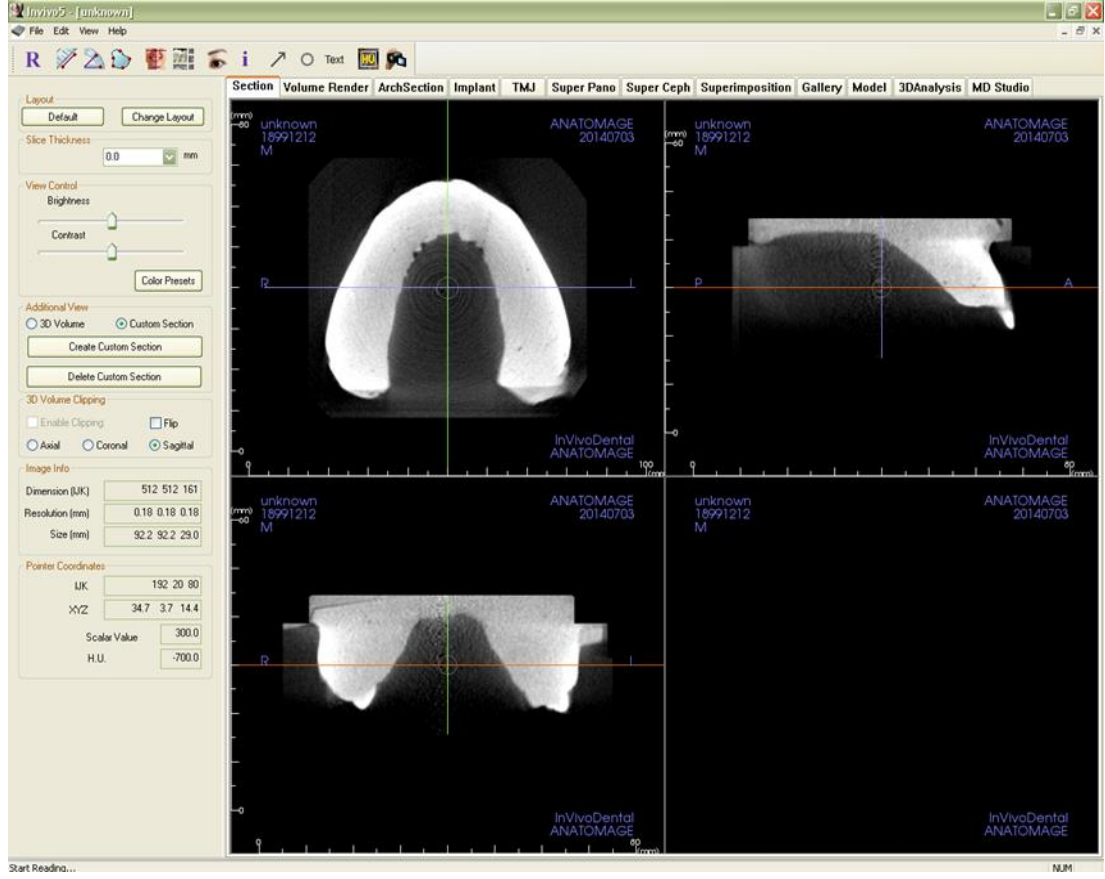
3.7. Newtom CCD ile Taranan Alçı modellerin Anatomage Invivo 5 Görüntüleme Programına Aktarılması

Newtom CCD ile taranan alçı modellerden elde edilen görüntüler kaydedilerek bilgisayara aktarılmıştır. Daha sonra bu görüntüler üzerinde incelenmek istenilen alanın tümünü içeren çalışma görüntüleri oluşturulmuş ve 0.5 mm aksiyel, koronal ve sagittal kesitlerle radyografiler elde edilmiştir. KIBT datalarının incelenmesi ve ölçümlerin yapılması 3

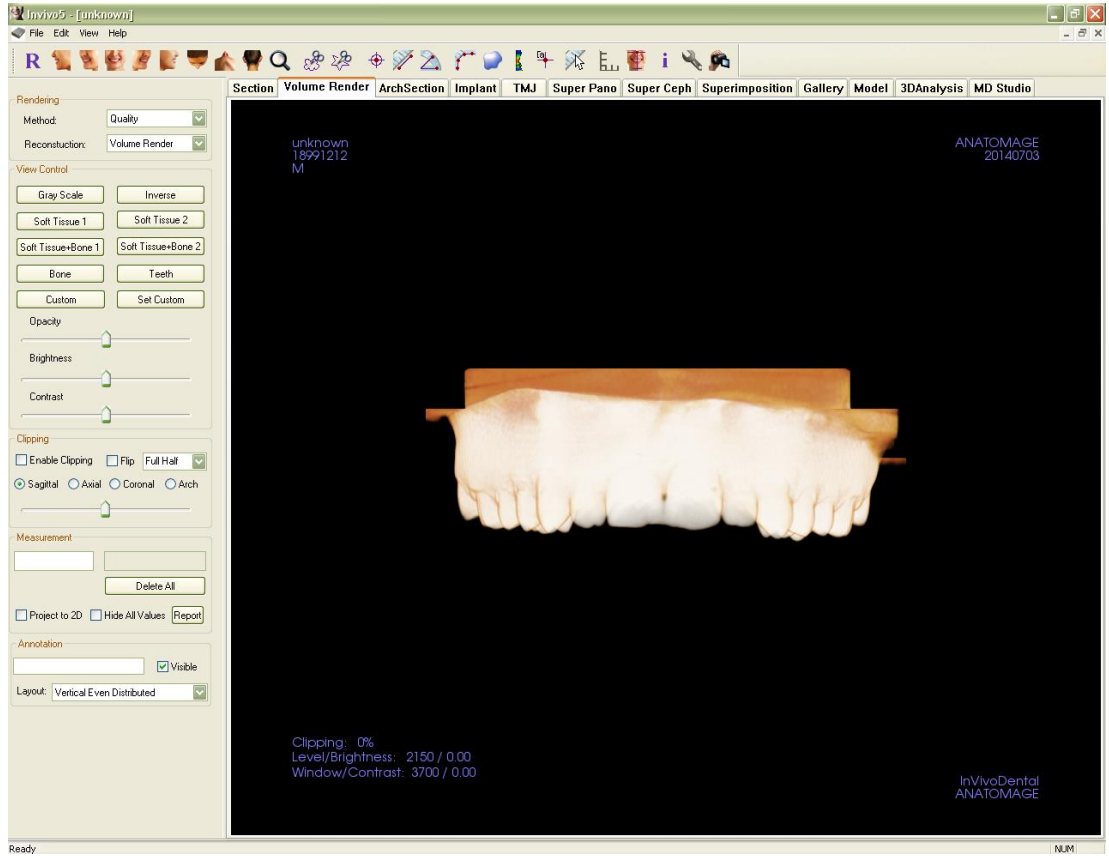
yıllık deneyime sahip Ortodonti doktora öğrencisi (TŞ) tarafından yapılmıştır. Anatomage yazılımında çalışabilmek için Newtom CCD sisteminin kendi yazılımında bulunan görüntüler 512 X 512 DICOM dosya formatında aktarılmıştır.

3.7.1. Anatomage (In Vivo Dental) Programının Özellikleri

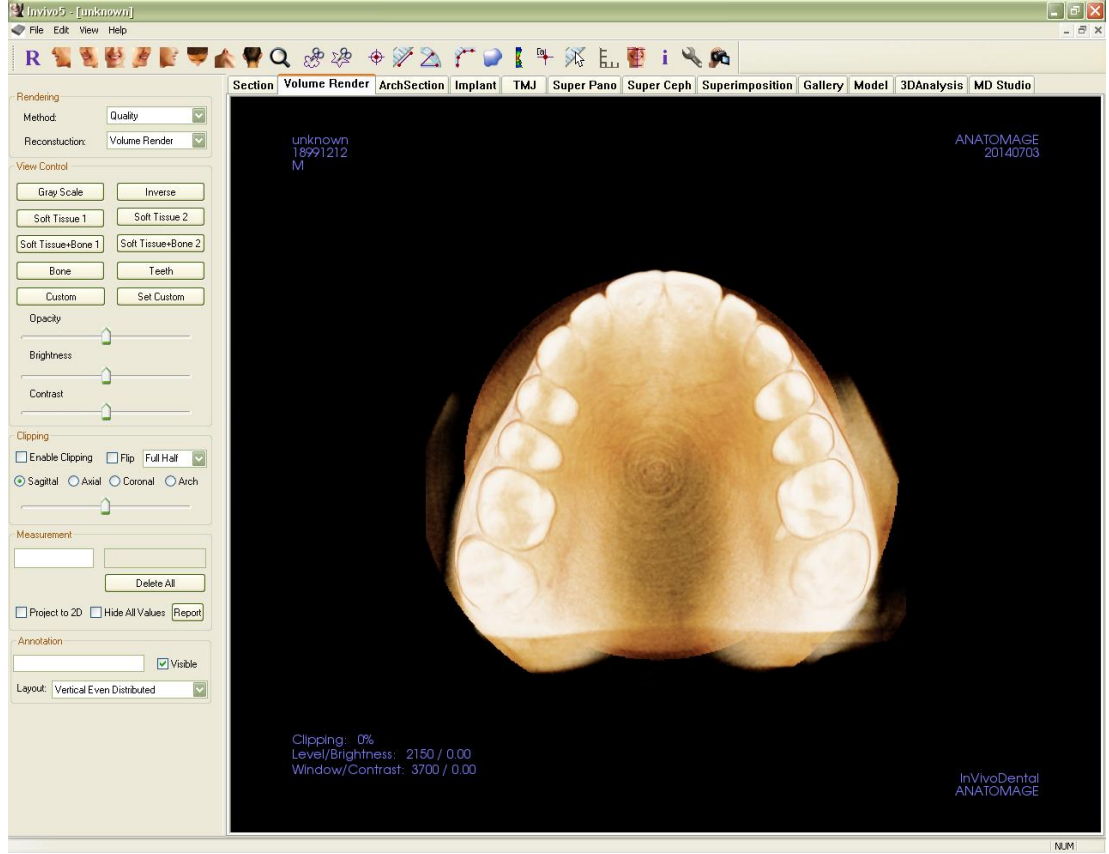
512 X 512 matriks'te bulunan hasta görüntüleri InVivoDental (Versiyon 5, Anatomage, San Jose, California) yazılımına aktarıldıktan sonra Volume Render (Hacim Oluşturma) sekmesi seçilmiştir. Daha sonra burada bulunun Bottom View (Alttan Görünüm) ve View Control (Görünüm Kontrol) aracında ön tanımlı olarak yer alan Bone (Kemik) sekmeleri seçilmiştir. Son olarakta Distance Measurements (Mesafe Ölçümleri) sekmesi seçilerek ölçümler gerçekleştirilmiştir. Daha sonra yapılan tüm ölçümler Microsoft Excel (Microsoft, California) tablosuna aktarılmıştır. (Şekil 3.9.-3.13)



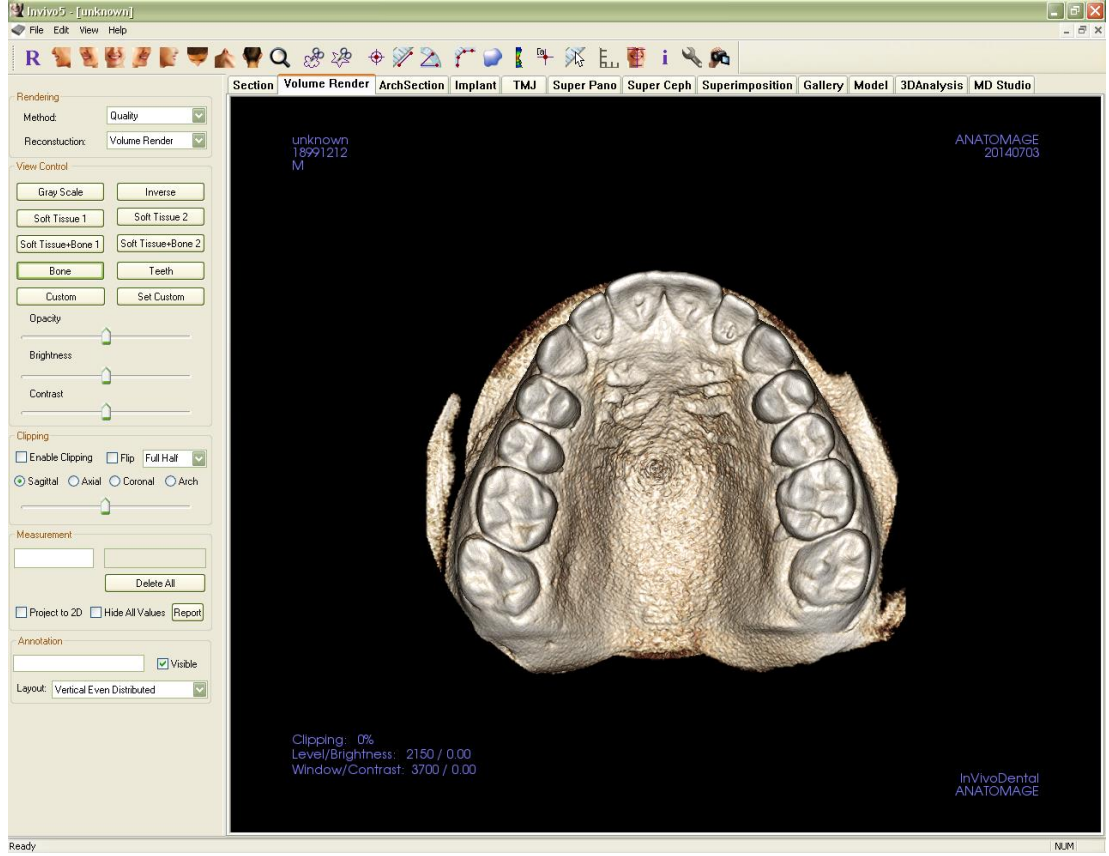
Şekil 3.9. Anatomage InVivoDental (Versiyon 5, Anatomage, San Jose, California) yazılımına aktarılan dijital model.



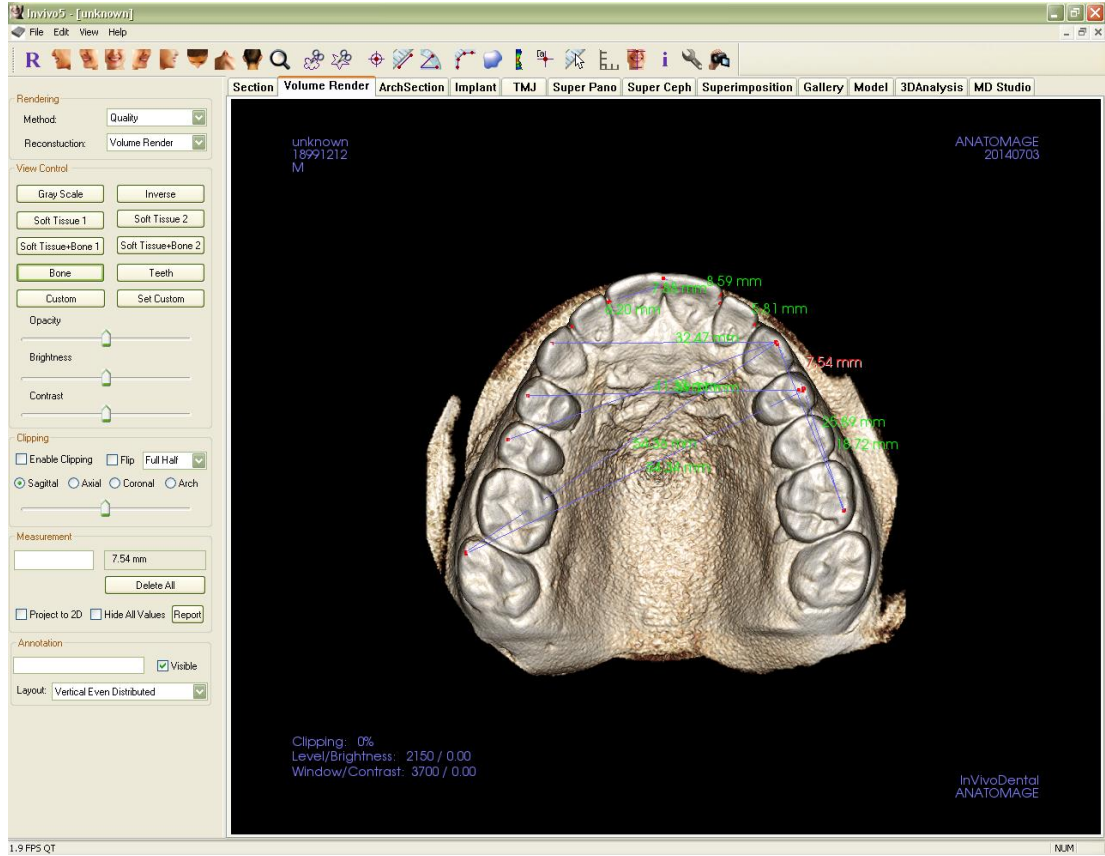
Şekil 3.10. Anatomage InVivoDental (Versiyon 5, Anatomage, San Jose, California) yazılımına aktarılan dijital modellerin Volume Render (Hacim Oluşturma) sekmesi seçildikten sonraki görünümü.



Şekil 3.11. Dijital modelin Volume Render (Hacim Oluşturma) sekmesinde bulunan Bottom View (Altan Görünüm) sekmesi seçildikten sonraki görünümü.



Şekil 3.12. Dijital modelin Volume Render (Hacim Oluşturma) sekmesinde bulunan View Control (Görünüm Kontrol) aracında ön tanımlı olarak yer alan Bone (Kemik) sekmesindeki görünümü.

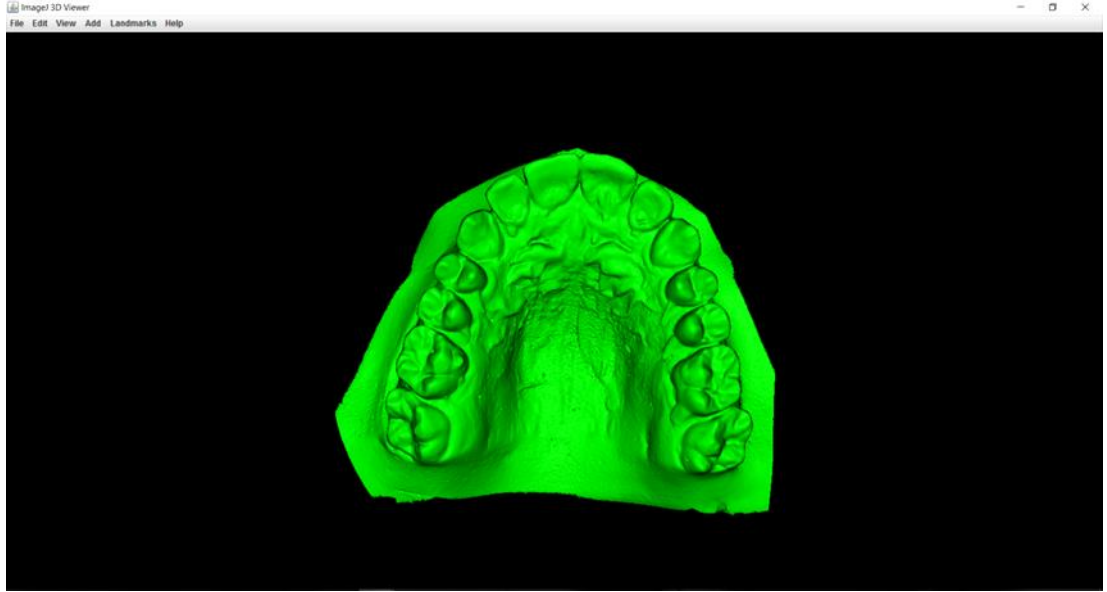


Şekil 3.13. Dijital modelin Volume Render (Hacim Oluşturma) sekmesinde bulunan Distance Measurements (Mesafe Ölçümleri) sekmesi seçilerek ölçümlerin gerçekleştirilmesi.

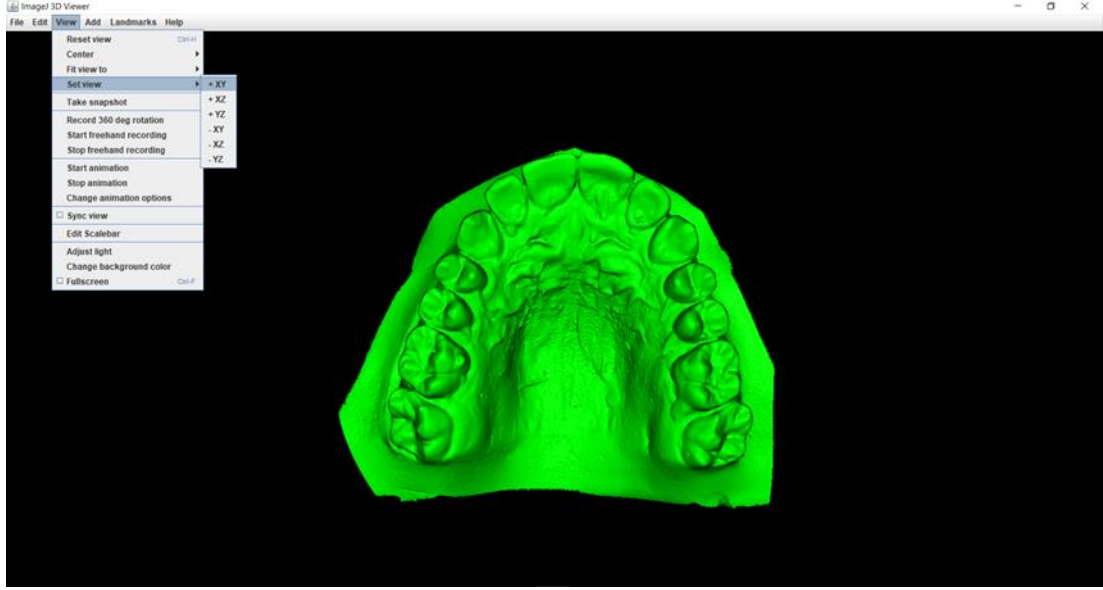
3.8. Planmeca Prox 3D ve CEREC Omnicam ile Taranan modellerin Image J Görüntüleme Programına Aktarılması:

Planmeca Prox 3D ve CEREC Omnicam ile taranan 120 üst çene ortodontik alçı modelden elde edilen dijital modeller üzerinde ölçümlerin yapılabilmesi için Image J/Fiji görüntüleme programı kullanılmıştır. Image J ve Fiji Amerikan Ulusal Sağlık Enstitüsü tarafından ücretsiz olarak kullanılabilen bir bilgisayar yazılımıdır (Schindelin ve diğerleri, 2012). Dijital Modeller Image j'in bir dağılımı olan Fiji programında bulunan Image J 3D viewer içerisine STL formatta aktarıldıktan sonra Image J 3D viewer de bulunan view sekmesindeki set view kısmında +XY

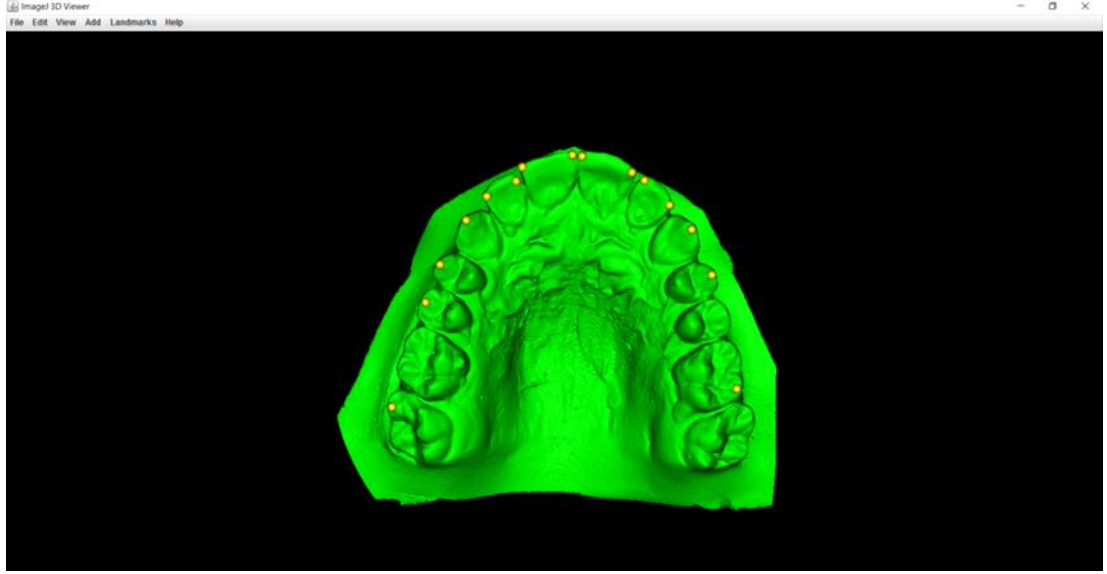
koordinatlarına göre standardize edilmiş ve sonrasında çalışmamızda kullanılan 15 landmark belirlenmiş ve bu landmarklar arasında 20 adet doğrusal ölçüm otomatik olarak yapılmıştır (Schimid ve diğerleri, 2010), (Şekil 3.14-3.16.).



Şekil 3.14. Planmeca Prox 3D ve CEREC Omnicam ile taranana alçı modellerden elde edilen görüntülerin Image J programına aktarılması sonrasında elde edilen dijital model.



Şekil 3.15. Planmeca Prox 3D ve CEREC Omnicam ile taranana alçı modellerden elde edilen görüntülerin Image J programına aktarılması sonrasında Image J 3D viewer de bulunan view sekmesindeki set view kısmında +XY koordinatlarına göre standardize edilmesi.



Şekil 3.16. Planmeca Prox 3D ve CEREC Omnicam ile taranana alçı modellerden elde edilen görüntülerin Image J programına aktarılması sonrasında elde edilen dijital model üzerinde noktaların belirlenmesi.

3.9. Alçı Modeller Üzerinde Ölçümlerin Yapılması

Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Bölümü arşivinde mevcut olan 60 bireye ait (25 Erkek; 35 kız) 120 adet ortodontik tedavi öncesi ve sonrası üst çene ortodontik alçı modeller üzerinde daha önceden belirtilen 15 landmark üzerinde 20 doğrusal ölçüm yapılmıştır. Ölçümler sırasında hatayı minimuma indirmek adına kurşun kalem ile landmarkların bulunduğu yerlere işaretler konulmuştur ve daha sonra her bir model üzerindeki 15 landmark belirlenmiştir. Daha sonra belirlenen landmarklardan dijital kumpas yardımıyla ölçümler gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.17.).



Şekil 3.17. Alçı modeller üzerinde yapılan ölçümlerde kullanılan dijital kumpas.

3.10. İstatistiksel Analiz

Her değişken için aritmetik ortalama, standart sapma, median, minimum ve maksimum değerler betimsel istatistikler olarak hesaplanmıştır. Değişkenlerin dağılım özellikleri Kolmogorov-Smirnov normalite testi kullanılarak incelenmiştir ve sonuca bağlı olarak parametre dışı istatistiksel hipotez metodları uygulanmıştır. Tüm ölçümler için, modeller arasındaki farklar Friedman testi kullanılarak ölçülmüştür. İstatistiksel anlamlılık durumlarında ise modeller arasındaki farklılıkları anlamak için Dunn testi uygulanmıştır. Ölçüm hatalarını saptayabilmek

için, 29 hasta verisi seçilmiş ve her bir veri için yapılan 20 ölçümün tamamı aynı denetmen tarafından iki kez tekrarlanmıştır. Ölçümlerin güvenilirliği ve yöntemler arasındaki bütünlüğü anlayabilmek için, hem Sınıf İçi Korelasyon Kat Sayısı (ICC) hem de Cronbach Alfa uygun görüldüğü hallerde hesaplanmıştır. Buna ek olarak, farklı yöntemlerden alınan tekrarlanmış ölçümler arası bütünlüğü görsel olarak değerlendirebilmek için Bland-Altman grafiği çizilmiştir. İstatistiksel hesaplamalar SPSS 18 (SPSS Inc., Chicago, IL,USA) programı ile yapılmıştır. Çalışma boyunca anlamlılık düzeyi (p değeri) 0.05 olarak kabul edilmiştir.

4. BULGULAR

4.1. Yöntem Hatasının Değerlendirilmesi

Bireysel çizim ve ölçüm hatasını kontrol etmek amacıyla 120 modelden rastgele seçilen 29 model üzerinde yapılan ölçümler 3 hafta sonra tekrarlanmıştır ve daha sonra ölçümler birbirleriyle karşılaştırılarak sınıf içi korelasyon katsayıları (ICC) ve güven aralıkları (GA) hesaplanmıştır. Bu hesaplama sonucunda çalışmada kullanılan ölçümlere ait sınıf içi korelasyon katsayılarının yüksek olduğu saptanmıştır (Tablo 4.1.).

Tablo 4.1. Sınıf içi Korelasyon katsayıları(ICC)

Ölçümler	ICC (%95 GA)
1-2	0.987 (0.976-0.992)
1-3	0.997 (0.996-0.998)
1-4	0.994 (0.992-0.996)
1-5	0.997 (0.995-0.998)
1-6	0.997 (0.993-0.998)
2-3	0.991 (0.987-0.994)
2-4	0.992 (0.989-0.994)
2-5	0.997 (0.995-0.999)
2-6	0.996 (0.993-0.998)
3-4	0.988 (0.983-0.992)
3-5	0.997 (0.995-0.998)
3-6	0.997 (0.994-0.998)
4-5	0.998 (0.998-0.999)
4-6	0.997 (0.996-0.998)
5-6	0.990 (0.987-0.993)
MDL1	0.869 (0.538-0.944)
MDL2	0.826 (0.484-0.921)
MDR2	0.871 (0.531-0.946)
MDR2	0.823 (0.443-0.923)
2-11	0.994 (0.990-0.997)

Ölçülen tüm değişkenlerin güvenilirliğini belirlemek için yapılan sınıf içi korelasyon katsayıları 0.823 – 0.998 (her biri için, $p < 0.05$) aralığında bulunmuştur. Sınıf içi korelasyon katsayılarına ilaveten yapılan ölçümlerin her birine karşılık gelen dört farklı yöntem için güvenilirlik analizleri yapılmıştır ve Cronbach Alfa değerleri hesaplanmıştır. Cronbach alfa tüm ölçümler için 0.972 – 1 aralığında bulunmuştur (Tablo 4.2.).

Tablo 4.2. Dört yöntem için yapılan güvenilirlik analizleri sonucunda elde edilen Cronbach Alfa değerleri

Ölçümler	Alçı Model	ADT	KIBTn	KIBTp
1-2	1	1	1	0.965
1-3	1	1	1	1
1-4	1	0,999	1	1
1-5	1	1	1	1
1-6	1	0,999	1	1
2-3	1	0,999	1	1
2-4	1	1	1	1
2-5	1	1	1	1
2-6	1	0,999	1	1
3-4	1	1	1	1
3-5	1	1	1	1
3-6	1	1	1	1
4-5	1	1	1	1
4-6	1	1	1	1
5-6	1	1	1	1
MDL1	1	0,999	1	1
MDL2	0,999	1	1	1
MDR2	1	0,999	1	1
MDR2	1	0,999	1	0,999
2-11	1	0,972	1	1

4.2. Alçı Modeller ve CEREC Omnicam ile Elde Edilen Dijital Modellerin Karşılaştırılması

Tablo 4.3. Alçı Modeller ve CEREC Omnicam (ADT) ile Elde Edilen Dijital Modellerin Karşılaştırılması

	Alçı Model	ADT	Alçı Model - ADT
Ölçümler	Ortalama $\pm$ SD (Ortanca) ^a	Ortalama $\pm$ SD (Ortanca) ^a	Ortalama Farklar ^a
1-2	8.772 $\pm$ 1.406 (8.555)	8.838 $\pm$ 1.427 (8.575)	-0,066
1-3	25.9 $\pm$ 3.23 (26.7)	25.92 $\pm$ 3.327 (26.69)	-0,02
1-4	53.36 $\pm$ 4.096 (53.8)	53.43 $\pm$ 4.002 (53.89)	-0,07
1-5	41.84 $\pm$ 3.407 (42.04)	41.84 $\pm$ 3.373 (42.21)	0
1-6	33.85 $\pm$ 3.157 (34.58)	33.82 $\pm$ 3.138 (34.3)	0,03
2-3	18.1 $\pm$ 1.881 (18.28)	18.21 $\pm$ 1.893 (18.5)	-0,11
2-4	53.23 $\pm$ 3.723 (53.66)	53.4 $\pm$ 3.551 (53.86)	-0,17*
2-5	43.71 $\pm$ 3.435 (44.24)	43.82 $\pm$ 3.354 (44.08)	-0,11
2-6	38.03 $\pm$ 2.829 (38.18)	38.17 $\pm$ 2.829 (38.31)	-0,14
3-4	53.95 $\pm$ 3.999 (54.17)	54.23 $\pm$ 4 (54.2)	-0,28*
3-5	49.92 $\pm$ 3.569 (50.21)	50.09 $\pm$ 3.565 (50.3)	-0,17*
3-6	49.27 $\pm$ 3.141 (49.49)	49.39 $\pm$ 3.149 (49.41)	-0,12*
4-5	17.02 $\pm$ 3.424 (17.59)	16.94 $\pm$ 3.371 (17.5)	0,08
4-6	31.35 $\pm$ 3.848 (32.32)	31.17 $\pm$ 3.778 (32.21)	0,18*
5-6	14.77 $\pm$ 2.807 (15.24)	14.78 $\pm$ 2.79 (15.27)	-0,01
MDL1	8.751 $\pm$ 0.6807 (8.74)	8,47 $\pm$ 0,6846 (8,63)	0,281*
MDL2	6.644 $\pm$ 0.663 (6.695)	6,3 $\pm$ 0,632 (6,22)	0,344*
MDR2	8.769 $\pm$ 0.6833 (8.745)	8,368 $\pm$ 0,6932 (8,45)	0,401*
MDR2	6.684 $\pm$ 0.6325 (6.79)	6,264 $\pm$ 0,6582 (5.74)	0,42*
2-11	40.73 $\pm$ 3.09 (40.87)	40.93 $\pm$ 3.015 (41.28)	-0,2*

^a Birimler milimetre cinsinden gösterilmiştir

* P < 0.05

Yaptığımız çalışma sonrasında alçı modeller ve CEREC Omnicam ile elde edilen dijital modeller üzerinde yapılan ölçümler karşılaştırıldığında 2-4, 3-4, 3-5, 3-6, 4-6, MDL1, MDL2, MDR1, MDR2 ve 2-11 arasında yapılan ölçümlerde istatistiksel olarak anlamlı olan farklar bulunmuştur. 1-2, 1-3, 1-4, 1-5, 1-6, 2-3,4-5, ve 5-6 ölçümlerinde ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır (Tablo 4.3.).

4.3. Alçı Modeller ve Planmeca Prox 3D ile Elde Edilen Dijital Modellerin Karşılaştırılması

Tablo 4. 4. Alçı Modeller ve Planmeca Prox 3D (KIBTp) ile Elde Edilen Dijital Modellerin Karşılaştırılması

	Alçı Model	KIBTp	Alçı Model - KIBTp
Ölçümler	Ortalama $\pm$ SD (Ortanca) ^a	Ortalama $\pm$ SD (Ortanca) ^a	Ortalama Farklar ^a
1-2	8.772 $\pm$ 1.406 (8.555)	8.835 $\pm$ 1.364 (8.655)	-0,063
1-3	25.9 $\pm$ 3.23 (26.7)	26.11 $\pm$ 3.197 (26.75)	-0,11*
1-4	53.36 $\pm$ 4.096 (53.8)	53.24 $\pm$ 3.977 (53.92)	0,12*
1-5	41.84 $\pm$ 3.407 (42.04)	41.64 $\pm$ 3.355 (41.71)	0,2*
1-6	33.85 $\pm$ 3.157 (34.58)	33.76 $\pm$ 3.085 (34.22)	0,09
2-3	18.1 $\pm$ 1.881 (18.28)	18.4 $\pm$ 1.881 (18.61)	-0,3*
2-4	53.23 $\pm$ 3.723 (53.66)	53.09 $\pm$ 3.506 (53.52)	0,14*
2-5	43.71 $\pm$ 3.435 (44.24)	43.51 $\pm$ 3.334 (43.85)	0,2*
2-6	38.03 $\pm$ 2.829 (38.18)	37.98 $\pm$ 2.799 (38.1)	0,05
3-4	53.95 $\pm$ 3.999 (54.17)	53.76 $\pm$ 3.953 (53.96)	0,19*
3-5	49.92 $\pm$ 3.569 (50.21)	49.72 $\pm$ 3.509 (49.93)	0,2*
3-6	49.27 $\pm$ 3.141 (49.49)	49.18 $\pm$ 3.137 (49.34)	0,09
4-5	17.02 $\pm$ 3.424 (17.59)	16.95 $\pm$ 3.359 (17.44)	0,07
4-6	31.35 $\pm$ 3.848 (32.32)	30.99 $\pm$ 3.71 (31.85)	0,36*
5-6	14.77 $\pm$ 2.807 (15.24)	14.65 $\pm$ 2.878 (15.13)	0,11*
MDL1	8.751 $\pm$ 0.6807 (8.74)	8,904 $\pm$ 0,6772 (8,77)	-0,153*
MDL2	6.644 $\pm$ 0.663 (6.695)	6,568 $\pm$ 0,6458 (6,53)	0,076*
MDR1	8.769 $\pm$ 0.6833 (8.745)	8,767 $\pm$ 0,7002 (8,73)	0,002*
MDR2	6.684 $\pm$ 0.6325 (6.79)	6,318 $\pm$ 0,6621 (6,48)	0,366*
2-11	40.73 $\pm$ 3.09 (40.87)	40.7 $\pm$ 3.037(40.96)	0,03

^a Birimler milimetre cinsinden gösterilmiştir

* P < 0.05

Çalışmamızda alçı modeller üzerinde yapılan ölçümler ve Planmeca Prox 3D ile elde edilen dijital modeller üzerinde yapılan ölçümler kıyaslandığında 1-3, 1-4, 1-5, 2-3, 2-4, 2-5, 3-4, 3-5, 4-6, 5-6, MDL1, MDL2, MDR1 ve MDR2 arasında yapılan ölçümlerde istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunmuştur. 1-2,1-6, 2-6, 3-5, 3-6, 4-5 ve 2-11 arasında yapılan ölçümlerde ise herhangi bir istatistiksel fark bulunamamıştır (Tablo 4.4.).

4.4. Alçı Modeller ve Newtom CCD ile Elde Edilen Dijital Modellerin Karşılaştırılması

Tablo 4.5. Alçı Modeller ve Newtom CCD (KIBTn) ile Elde Edilen Dijital Modellerin Karşılaştırılması

	Alçı Model	KIBTn	Alçı Model - KIBTn
Ölçümler	Ortalama $\pm$ SD (Ortanca) ^a	Ortalama $\pm$ SD (Ortanca) ^a	Ortalama Farklar ^a
1-2	8.772 $\pm$ 1.406 (8.555)	9.164 $\pm$ 1.424 (8.995)	-0,392*
1-3	25.9 $\pm$ 3.23 (26.7)	26.06 $\pm$ 3.341 (26.7)	-0,16*
1-4	53.36 $\pm$ 4.096 (53.8)	53.14 $\pm$ 4.106 (53.68)	0,22
1-5	41.84 $\pm$ 3.407 (42.04)	41.45 $\pm$ 3.345 (41.59)	0,39*
1-6	33.85 $\pm$ 3.157 (34.58)	33.37 $\pm$ 3.057 (33.96)	0,48*
2-3	18.1 $\pm$ 1.881 (18.28)	18.16 $\pm$ 1.818 (18.32)	-0,06
2-4	53.23 $\pm$ 3.723 (53.66)	53.02 $\pm$ 3.697 (53.44)	0,21
2-5	43.71 $\pm$ 3.435 (44.24)	43.36 $\pm$ 3.361 (43.79)	0,35*
2-6	38.03 $\pm$ 2.829 (38.18)	37.71 $\pm$ 2.8 (37.82)	0,32*
3-4	53.95 $\pm$ 3.999 (54.17)	54.27 $\pm$ 3.687 (54.68)	-0,32
3-5	49.92 $\pm$ 3.569 (50.21)	49.69 $\pm$ 3.495 (50)	0,23*
3-6	49.27 $\pm$ 3.141 (49.49)	48.95 $\pm$ 3.127 (49.04)	0,32*
4-5	17.02 $\pm$ 3.424 (17.59)	17.05 $\pm$ 3.308 (17.62)	-0,03
4-6	31.35 $\pm$ 3.848 (32.32)	31.27 $\pm$ 3.723 (32.22)	0,08
5-6	14.77 $\pm$ 2.807 (15.24)	14.95 $\pm$ 2.832 (15.37)	-0,22
MDL1	8.751 $\pm$ 0.6807 (8.74)	8.698 $\pm$ 0.711 (8.72)	0,053*
MDL2	6.644 $\pm$ 0.663 (6.695)	6.625 $\pm$ 0.7269 (6.61)	0,019*
MDR1	8.769 $\pm$ 0.6833 (8.745)	8.679 $\pm$ 0.6992 (8.61)	0,09*
MDR2	6.684 $\pm$ 0.6325 (6.79)	6.644 $\pm$ 0.6301 (6.69)	0,04*
2-11	40.73 $\pm$ 3.09 (40.87)	40.36 $\pm$ 3.086 (40.46)	0,37*

^a Birimler milimetre cinsinden gösterilmiştir

* P < 0.05

Çalışmamızda alçı modeller üzerinde yapılan ölçümler ve Newtom CCD ile elde edilen dijital modeller üzerinde yapılan ölçümler kıyaslandığında 1-2, 1-3, 1-5, 1-6, 2-5, 2-6, 3-5, 3-6, MDL1, MDL2, MDR1, MDR2 ve 2-11 arasında yapılan ölçümlerde istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunmuştur. 1-4,2-3, 2-4, 3-4, 4-5, 4-6 ve 5-6 arasında yapılan ölçümlerde ise herhangi bir istatistiksel fark bulunamamıştır (Tablo 4.5.).

4.5. CEREC Omnicam ve Planmeca Prox 3D ile Elde Edilen Dijital

Modellerin Karşılaştırılması

Tablo 4. 6. CEREC Omnicam (ADT) ve Planmeca Prox 3D (KIBTp) ile Elde Edilen Dijital Modellerin Karşılaştırılması

	ADT	KIBTp	ADT - KIBTp
Ölçümler	Ortalama $\pm$ SD (Ortanca) ^a	Ortalama $\pm$ SD (Ortanca) ^a	Ortalama Farklar ^a
1-2	8.838 $\pm$ 1.427 (8.575)	8.835 $\pm$ 1.364 (8.655)	0,003
1-3	25.92 $\pm$ 3.327 (26.69)	26.11 $\pm$ 3.197 (26.75)	-0,19*
1-4	53.43 $\pm$ 4.002 (53.89)	53.24 $\pm$ 3.977 (53.92)	0,19*
1-5	41.84 $\pm$ 3.373 (42.21)	41.64 $\pm$ 3.355 (41.71)	0,2*
1-6	33.82 $\pm$ 3.138 (34.3)	33.76 $\pm$ 3.085 (34.22)	0,06
2-3	18.21 $\pm$ 1.893 (18.5)	18.4 $\pm$ 1.881 (18.61)	-0,19*
2-4	53.4 $\pm$ 3.551 (53.86)	53.09 $\pm$ 3.506 (53.52)	0,31*
2-5	43.82 $\pm$ 3.354 (44.08)	43.51 $\pm$ 3.334 (43.85)	0,31*
2-6	38.17 $\pm$ 2.829 (38.31)	37.98 $\pm$ 2.799 (38.1)	0,19*
3-4	54.23 $\pm$ 4 (54.2)	53.76 $\pm$ 3.953 (53.96)	0,47*
3-5	50.09 $\pm$ 3.565 (50.3)	49.72 $\pm$ 3.509 (49.93)	0,37*
3-6	49.39 $\pm$ 3.149 (49.41)	49.18 $\pm$ 3.137 (49.34)	0,21*
4-5	16.94 $\pm$ 3.371 (17.5)	16.95 $\pm$ 3.359 (17.44)	-0,01
4-6	31.17 $\pm$ 3.778 (32.21)	30.99 $\pm$ 3.71 (31.85)	0,18*
5-6	14.78 $\pm$ 2.79 (15.27)	14.65 $\pm$ 2.878 (15.13)	0,13*
MDL1	8,47 $\pm$ 0,6846 (8,63)	8,904 $\pm$ 0,6772 (8,77)	-0,434
MDL2	6,3 $\pm$ 0,632 (6,22)	6,568 $\pm$ 0,6458 (6,53)	-0,268
MDR1	8,368 $\pm$ 0,6932 (8,45)	8,767 $\pm$ 0,7002 (8,73)	-0,399
MDR2	6,264 $\pm$ 0,6582 (5,74)	6,318 $\pm$ 0,6621 (6,48)	-0,054*
2-11	40.93 $\pm$ 3.015 (41.28)	40.7 $\pm$ 3.037(40.96)	0,23*

^a Birimler milimetre cinsinden gösterilmiştir

* P < 0.05

Çalışmamızda CEREC Omnicam ve Planmeca Prox 3D ile elde edilen dijital modeller üzerinde yapılan ölçümler kıyaslandığında 1-3,1-4, 1-5, 2-3, 2-4, 2-5, 2-6,3-4, 3-5, 3-6, 4-6, 5-6, MDR2 ve 2-11 arasında yapılan ölçümlerde istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunmuştur. 1-2,1-6, 4-5, MDL1, MDL2 ve MDR1 arasında yapılan ölçümlerde ise herhangi bir istatistiksel fark bulunamamıştır(Tablo 4.6.).

4.6. CEREC Omnicam ve Newtom CCD ile Elde Edilen Dijital Modellerin Karşılaştırılması

Tablo 4.7. CEREC Omnicam (ADT) ve Newtom CCD (KIBTn) ile Elde Edilen Dijital Modellerin Karşılaştırılması

	ADT	KIBTn	ADT - KIBTn
Ölçümler	Ortalama $\pm$ SD (Ortanca) ^a	Ortalama $\pm$ SD (Ortanca) ^a	Ortalama Farklar ^a
1-2	8.838 $\pm$ 1.427 (8.575)	9.164 $\pm$ 1.424 (8.995)	-0,326*
1-3	25.92 $\pm$ 3.327 (26.69)	26.06 $\pm$ 3.341 (26.7)	-0,14*
1-4	53.43 $\pm$ 4.002 (53.89)	53.14 $\pm$ 4.106 (53.68)	0,29*
1-5	41.84 $\pm$ 3.373 (42.21)	41.45 $\pm$ 3.345 (41.59)	0,39*
1-6	33.82 $\pm$ 3.138 (34.3)	33.37 $\pm$ 3.057 (33.96)	0,45*
2-3	18.21 $\pm$ 1.893 (18.5)	18.16 $\pm$ 1.818 (18.32)	0,05
2-4	53.4 $\pm$ 3.551 (53.86)	53.02 $\pm$ 3.697 (53.44)	0,38*
2-5	43.82 $\pm$ 3.354 (44.08)	43.36 $\pm$ 3.361 (43.79)	0,46*
2-6	38.17 $\pm$ 2.829 (38.31)	37.71 $\pm$ 2.8 (37.82)	0,46*
3-4	54.23 $\pm$ 4 (54.2)	54.27 $\pm$ 3.687 (54.68)	-0,04
3-5	50.09 $\pm$ 3.565 (50.3)	49.69 $\pm$ 3.495 (50)	0,4*
3-6	49.39 $\pm$ 3.149 (49.41)	48.95 $\pm$ 3.127 (49.04)	0,44*
4-5	16.94 $\pm$ 3.371 (17.5)	17.05 $\pm$ 3.308 (17.62)	-0,11
4-6	31.17 $\pm$ 3.778 (32.21)	31.27 $\pm$ 3.723 (32.22)	-0,1
5-6	14.78 $\pm$ 2.79 (15.27)	14.95 $\pm$ 2.832 (15.37)	-0,17
MDL1	8,47 $\pm$ 0,6846 (8,63)	8.698 $\pm$ 0.711 (8.72)	-0,228
MDL2	6,3 $\pm$ 0,632 (6,22)	6.625 $\pm$ 0.7269 (6.61)	-0,325*
MDR1	8,368 $\pm$ 0,6932 (8,45)	8.679 $\pm$ 0.6992 (8.61)	-0,311
MDR2	6,264 $\pm$ 0,6582 (5.74)	6.644 $\pm$ 0.6301 (6.69)	-0,38
2-11	40.93 $\pm$ 3.015 (41.28)	40.36 $\pm$ 3.086 (40.46)	0,57*

^a Birimler milimetre cinsinden gösterilmiştir

* P < 0.05

Çalışmamızda CEREC Omnicam ve Newtom CCD ile elde edilen dijital modeller üzerinde yapılan ölçümler kıyaslandığında 1-2, 1-3,1-4, 1-5, 1-6, 2-4, 2-5, 2-6, 3-5, 3-6, MDL2 ve 2-11 arasında yapılan ölçümlerde istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunmuştur. 2-3, 3-4, 4-5, 4-6, 5-6, MDL1, MDR1 ve MDR2 arasında yapılan ölçümlerde ise herhangi bir istatistiksel fark bulunamamıştır (Tablo 4.7.).

4.7. Newtom CCD ve Planmeca Prox 3D ile Elde Edilen Dijital Modellerin Karşılaştırılması

Tablo 4.8. Newtom CCD (KIBTn) ve Planmeca Prox 3D (KIBTp) ile Elde Edilen Dijital Modellerin Karşılaştırılması

	KIBTn	KIBTp	KIBTn-KIBTp
Ölçümler	Ortalama $\pm$ SD (Ortanca) ^a	Ortalama $\pm$ SD (Ortanca) ^a	Ortalama Farklar ^a
1-2	9.164 $\pm$ 1.424 (8.995)	8.835 $\pm$ 1.364 (8.655)	0,329*
1-3	26.06 $\pm$ 3.341 (26.7)	26.11 $\pm$ 3.197 (26.75)	-0,05
1-4	53.14 $\pm$ 4.106 (53.68)	53.24 $\pm$ 3.977 (53.92)	-0,1
1-5	41.45 $\pm$ 3.345 (41.59)	41.64 $\pm$ 3.355 (41.71)	-0,19*
1-6	33.37 $\pm$ 3.057 (33.96)	33.76 $\pm$ 3.085 (34.22)	-0,39*
2-3	18.16 $\pm$ 1.818 (18.32)	18.4 $\pm$ 1.881 (18.61)	-0,24*
2-4	53.02 $\pm$ 3.697 (53.44)	53.09 $\pm$ 3.506 (53.52)	-0,07
2-5	43.36 $\pm$ 3.361 (43.79)	43.51 $\pm$ 3.334 (43.85)	-0,15
2-6	37.71 $\pm$ 2.8 (37.82)	37.98 $\pm$ 2.799 (38.1)	-0,27*
3-4	54.27 $\pm$ 3.687 (54.68)	53.76 $\pm$ 3.953 (53.96)	0,51*
3-5	49.69 $\pm$ 3.495 (50)	49.72 $\pm$ 3.509 (49.93)	-0,03
3-6	48.95 $\pm$ 3.127 (49.04)	49.18 $\pm$ 3.137 (49.34)	-0,23*
4-5	17.05 $\pm$ 3.308 (17.62)	16.95 $\pm$ 3.359 (17.44)	0,1*
4-6	31.27 $\pm$ 3.723 (32.22)	30.99 $\pm$ 3.71 (31.85)	0,28*
5-6	14.95 $\pm$ 2.832 (15.37)	14.65 $\pm$ 2.878 (15.13)	0,3*
MDL1	8.698 $\pm$ 0.711 (8.72)	8,904 $\pm$ 0,6772 (8,77)	-0,206*
MDL2	6.625 $\pm$ 0.7269 (6.61)	6,568 $\pm$ 0,6458 (6,53)	0,057*
MDR1	8.679 $\pm$ 0.6992 (8.61)	8,767 $\pm$ 0,7002 (8,73)	-0,088
MDR2	6.644 $\pm$ 0.6301 (6.69)	6,318 $\pm$ 0,6621 (6,48)	0,326*
2-11	40.36 $\pm$ 3.086 (40.46)	40.7 $\pm$ 3.037(40.96)	-0,34*

^a Birimler milimetre cinsinden gösterilmiştir

* P < 0.05

Çalışmamızda Newtom CCD ve Planmeca Prox 3D ile elde edilen dijital modeller üzerinde yapılan ölçümler kıyaslandığında 1-2, 1-5, 1-6, 2-3, 2-6, 3-4, 3-6, 4-5, 4-6, 5-6 , MDL1, MDL2, MDR2 ve 2-11 arasında yapılan ölçümlerde istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunmuştur. 1-3, 1-4, 2-4, 2-5, 3-5 ve MDR1 arasında yapılan ölçümlerde ise herhangi bir istatistiksel fark bulunamamıştır(Tablo 4.8.).

4.8. Alçı Modeller, CEREC Omnicam, Newtom CCD ve Planmeca Prox 3D ile Elde Edilen Dijital Modellerin Karşılaştırılması

Tablo 4.9. Alçı Modeller, CEREC Omnicam, Newtom CCD ve Planmeca Prox 3D ile Elde Edilen Dijital Modellerin Karşılaştırılması

	Alçı Model	ADT	KIBTn	KIBTp
Ölçümler	Ortalama $\pm$ SD(Ortanca) ^a	Ortalama $\pm$ SD(Ortanca) ^a	Ortalama $\pm$ SD(Ortanca) ^a	Ortalama $\pm$ SD (Ortanca) ^a
1-2	8.772 $\pm$ 1.406 (8.555)	8.838 $\pm$ 1.427 (8.575)	9.164 $\pm$ 1.424 (8.995) $\bar{U}$ $\bar{Y}$	8.835 $\pm$ 1.364 (8.655) μ
1-3	25.9 $\pm$ 3.23 (26.7)	25.92 $\pm$ 3.327 (26.69)	26.06 $\pm$ 3.341 (26.7) $\bar{U}$ $\bar{Y}$	26.11 $\pm$ 3.197 (26.75) $\bar{U}$ $\bar{Y}$
1-4	53.36 $\pm$ 4.096 (53.8)	53.43 $\pm$ 4.002 (53.89)	53.14 $\pm$ 4.106 (53.68) $\bar{Y}$	53.24 $\pm$ 3.977 (53.92) $\bar{U}$ $\bar{Y}$
1-5	41.84 $\pm$ 3.407 (42.04)	41.84 $\pm$ 3.373 (42.21)	41.45 $\pm$ 3.345 (41.59) $\bar{U}$ $\bar{Y}$	41.64 $\pm$ 3.355 (41.71) $\bar{U}$ μ $\bar{Y}$
1-6	33.85 $\pm$ 3.157 (34.58)	33.82 $\pm$ 3.138 (34.3)	33.37 $\pm$ 3.057 (33.96) $\bar{U}$ $\bar{Y}$	33.76 $\pm$ 3.085 (34.22) μ
2-3	18.1 $\pm$ 1.881 (18.28)	18.21 $\pm$ 1.893 (18.5)	18.16 $\pm$ 1.818 (18.32)	18.4 $\pm$ 1.881 (18.61) $\bar{U}$ μ $\bar{Y}$
2-4	53.23 $\pm$ 3.723 (53.66)	53.4 $\pm$ 3.551 (53.86) $\bar{U}$	53.02 $\pm$ 3.697 (53.44) $\bar{Y}$	53.09 $\pm$ 3.506 (53.52) $\bar{U}$ $\bar{Y}$
2-5	43.71 $\pm$ 3.435 (44.24)	43.82 $\pm$ 3.354 (44.08)	43.36 $\pm$ 3.361 (43.79) $\bar{U}$ $\bar{Y}$	43.51 $\pm$ 3.334 (43.85) $\bar{U}$ $\bar{Y}$
2-6	38.03 $\pm$ 2.829 (38.18)	38.17 $\pm$ 2.829 (38.31)	37.71 $\pm$ 2.8 (37.82) $\bar{U}$ $\bar{Y}$	37.98 $\pm$ 2.799 (38.1) μ $\bar{Y}$
3-4	53.95 $\pm$ 3.999 (54.17)	54.23 $\pm$ 4 (54.2) $\bar{U}$	54.27 $\pm$ 3.687 (54.68)	53.76 $\pm$ 3.953 (53.96) $\bar{U}$ μ $\bar{Y}$
3-5	49.92 $\pm$ 3.569 (50.21)	50.09 $\pm$ 3.565 (50.3) $\bar{U}$	49.69 $\pm$ 3.495 (50) $\bar{U}$ $\bar{Y}$	49.72 $\pm$ 3.509 (49.93) $\bar{U}$ $\bar{Y}$
3-6	49.27 $\pm$ 3.141 (49.49)	49.39 $\pm$ 3.149 (49.41) $\bar{U}$	48.95 $\pm$ 3.127 (49.04) $\bar{U}$ $\bar{Y}$	49.18 $\pm$ 3.137 (49.34) μ $\bar{Y}$
4-5	17.02 $\pm$ 3.424 (17.59)	16.94 $\pm$ 3.371 (17.5)	17.05 $\pm$ 3.308 (17.62)	16.95 $\pm$ 3.359 (17.44) μ
4-6	31.35 $\pm$ 3.848 (32.32)	31.17 $\pm$ 3.778 (32.21) $\bar{U}$	31.27 $\pm$ 3.723 (32.22)	30.99 $\pm$ 3.71 (31.85) $\bar{U}$ μ $\bar{Y}$
5-6	14.77 $\pm$ 2.807 (15.24)	14.78 $\pm$ 2.79 (15.27)	14.95 $\pm$ 2.832 (15.37)	14.65 $\pm$ 2.878 (15.13) $\bar{U}$ μ $\bar{Y}$
MDL1	8.751 $\pm$ 0.6807 (8.74)	8,47 $\pm$ 0,6846 (8,63) $\bar{U}$	8.698 $\pm$ 0.711 (8.72) $\bar{U}$	8,904 $\pm$ 0,6772 (8,77) $\bar{U}$ μ
MDL2	6.644 $\pm$ 0.663 (6.695)	6,3 $\pm$ 0,632 (6,22) $\bar{U}$	6.625 $\pm$ 0.7269 (6.61) $\bar{U}$ $\bar{Y}$	6,568 $\pm$ 0,6458 (6,53) $\bar{U}$ μ
MDR1	8.769 $\pm$ 0.6833 (8.745)	8,368 $\pm$ 0,6932 (8,45) $\bar{U}$	8.679 $\pm$ 0.6992 (8.61) $\bar{U}$	8,767 $\pm$ 0,7002 (8,73) $\bar{U}$
MDR2	6.684 $\pm$ 0.6325 (6.79)	6,264 $\pm$ 0,6582 (5.74) $\bar{U}$	6.644 $\pm$ 0.6301 (6.69) $\bar{U}$	6,318 $\pm$ 0,6621 (6,48) $\bar{U}$ μ $\bar{Y}$
2-11	40.73 $\pm$ 3.09 (40.87)	40.93 $\pm$ 3.015 (41.28) $\bar{U}$	40.36 $\pm$ 3.086 (40.46) $\bar{U}$ $\bar{Y}$	40.7 $\pm$ 3.037(40.96) μ $\bar{Y}$

$\bar{U}$: Alçı Model ile istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur.

$\bar{Y}$: Sirona CEREC ile istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur.

μ : Newtom ile istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur.

^a Birimler milimetre cinsinden gösterilmiştir.

* P < 0.05

Tablo 4.9.; Alçı Modeller, CEREC Omnicam, Newtom CCD ve Planmeca Prox 3D ile Elde Edilen Dijital Modeller arasındaki ortalama

farkları, standar sapma değerlerini ve istatistiksel olarak anlamlı bulunan farkları göstermektedir.

Tablo 4.10. Alçı Model, CEREC Omnicam, Newtom CCD ve Planmeca ProMax 3D ile yapılan ölçümlerin ortalama farkları ve standar sapma değerleri.

	Alçı Model - ADT		Alçı Model- KIBTn		Alçı Model - KIBTp		ADT-KIBTn		ADT - KIBTp		KIBTn - KIBTp	
Ölçümler	Ortalama ^a	SD ^a	Ortalama ^a	SD ^a	Ortalama ^a	SD ^a	Ortalama ^a	SD ^a	Ortalama ^a	SD	Ortalama ^a	SD ^a
1-2	-0,066	-0,021	-0,392*	-0,018	-0,063	0,042	-0,326*	0,003	0,003	0,063	0,329*	0,06
1-3	-0,02	-0,097	-0,16*	-0,111	-0,11*	0,033	-0,14*	-0,014	-0,19*	0,13	-0,05	0,144
1-4	-0,07	0,094	0,22	-0,01	0,12*	0,099	0,29*	-0,104	0,19*	0,005	-0,1	0,129
1-5	0	0,034	0,39*	0,062	0,2*	0,052	0,39*	0,028	0,2*	0,018	-0,19*	-0,01
1-6	0,03	0,019	0,48*	0,1	0,09	0,072	0,45*	0,081	0,06	0,053	-0,39*	-0,028
2-3	-0,11	-0,012	-0,06	0,063	-0,3*	0	0,05	0,078	-0,19*	0,012	-0,24*	-0,063
2-4	-0,17*	0,172	0,21	0,026	0,14*	0,217	0,38*	-0,146	0,31*	0,045	-0,07	0,191
2-5	-0,11	0,081	0,35*	0,074	0,2*	0,101	0,46*	-0,007	0,31*	0,02	-0,15	0,027
2-6	-0,14	0	0,32*	0,029	0,05	0,03	0,46*	0,029	0,19*	0,03	-0,27*	0,001
3-4	-0,28*	-0,001	-0,32	0,312	0,19*	0,046	-0,04	0,313	0,47*	0,047	0,51*	-0,266
3-5	-0,17*	0,004	0,23*	0,074	0,2*	0,06	0,4*	0,07	0,37*	0,056	-0,03	-0,014
3-6	-0,12*	-0,008	0,32*	0,014	0,09	0,004	0,44*	0,022	0,21*	0,012	-0,23*	-0,01
4-5	0,08	0,053	-0,03	0,116	0,07	0,065	-0,11	0,063	-0,01	0,012	0,1*	-0,051
4-6	0,18*	0,07	0,08	0,125	0,36*	0	-0,1	0,055	0,18*	0,068	0,28*	0,013
5-6	-0,01	0,017	-0,22	-0,025	0,11*	-0,071	-0,17	-0,042	0,13*	-0,088	0,3*	-0,046
MDL1	0,281*	-0,0417	0,053*	-0,0303	-0,153*	-0,0327	-0,228*	0,0114	-0,434*	0,009	-0,206*	-0,0024
MDL2	0,344*	-0,0409	0,019*	-0,0639	0,076*	0,0264	-0,325*	-0,023	-0,268*	0,0673	0,057*	0,0903
MDR1	0,401*	-0,0011	0,09*	-0,0159	0,002*	0,0039	-0,311*	-0,0148	-0,399*	0,005	-0,088*	0,0198
MDR2	0,42*	-0,0408	0,04*	0,0024	0,366*	0,0052	-0,38*	0,0432	-0,054*	0,046	0,326*	0,0028
2-11	-0,2*	0,075	0,37*	0,004	0,03	0,053	0,57*	-0,071	0,23*	-0,022	-0,34*	0,049

^a Birimler milimetre cinsinden gösterilmiştir.

* P < 0.05

Tablo 4.10.; alçı modelleri, ağız içi tarayıcı(ADT) ile taranmış modelleri ve konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KIBT) ile taranmış modelleri kıyaslayan betimsel istatistikleri verip, ortalama, medyan ve standart sapma değerlerini göstermektedir. Alçı modeller ve ağız içi tarayıcı ile elde edilmiş modeller arasındaki ortalama farklılıklar $\leq 0.42 \pm 0.0408$ mm olarak bulunmuştur ve kıyaslanan sonuçların %50'si ise istatistiksel olarak anlamlıdır. Tüm değerler arasındaki en yüksek ortalama fark, sağ santral ve lateral dişlerin mesiodistal

mesafelerinde gözlenmiştir (sırasıyla MDR1, 0.401; MDR2, 0.42, $p<0.05$). Alçı modeller ve konik ışınlı bilgisayarlı tomografiler ile elde edilen modeller arasındaki ortalama farkların karşılaştırılması sonucunda, KIBTn ve KIBTp taramaları için sırasıyla %65 (20’de 13 ortalama fark) ve %70 (20’de 14 ortalama fark) oranında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0.05$, Tablo 4.10.). Ancak, alçı modeller ve konik ışınlı bilgisayarlı tomografiler (KIBT) ile elde edilen modeller arasındaki hiçbir farklılık 0.48mm’yi aşmamıştır. ADT ve KIBTn modeller (Tablo 4.10) arasında sadece premolar dişler arası mesafenin (2-11) ortalama değeri 0.5mm’den (0.57 mm, $p<0.05$) önemli ölçüde yüksek bulunmuştur. Alçı modeller ile KIBTp taramaları arasındaki tüm ortalama farklılıklar 0.36 mm’nin altında olup en yüksek ortalama fark 0.36mm ile sağ lateral dişlerin (MDR2) mesiodistal genişliğinde saptanmıştır. Bununla birlikte, kanin dişler arası ölçümler (1-6) 0.48 mm ile en yüksek ortalama farklılığı göstermiştir. Aynı zamanda kanin dişler arasındaki ölçümlerin alçı modeller ile KIBTn taramalarındaki değerlerinde de yüksek değişkenlik saptanmıştır (Tablo 4.10.).

Tablo 4.11. Ortalama Mutlak Değerlerin Karşılaştırılması

Alçı Model-ADT	Alçı Model -KIBTn	Alçı Model -KIBTp	ADT-KIBTn	ADT-KIBTp	KIBTn-KIBTp
0,13	0,22	0,12	0,33	0,2	0,22

Tablo 4.11.; dört yöntemin kendi aralarındaki ortalama farklılıklarını temsil etmektedir. Alçı modeller, ADT modeller ile KIBT taramaları ve ortalama farklar arasındaki ortalama değerlerin ölçümü ve hesaplanması Tablo 4.10’da gösterilmiştir ve ortalama değerlerin 0.12 ile 0.33 mm arasında olduğu saptanmıştır.

5. TARTIŞMA

Ortodontik modeller, fotoğraflar, radyograflar ve klinik muayene ortodontik anomalinin teşhis ve tedavi planlamasında önemli rol oynamaktadır. Ortodontik modeller yani çalışma modelleri hastanın okluzyonu üç boyutlu incelendiğinde, malokluzyonun değerlendirilmesinde klinisyene detaylı bilgi verebilmektedir. Günümüzde ise ortodontistler çalışma modellerini dijital olarak elde edebilmektedir ve dijital modelleme geliştirilerek alçı modellerin yerini alma potansiyelindedir. Ortodontik modellerin 3 boyutlu model tarayan cihazlarla elde edilip görüntülenmesi, ortodontistlere hastanın dentisyonunu çeşitli parametreler ile değerlendirmesine olanak sağlamıştır (Sousa ve diğerleri, 2012).

Üç boyutlu model tarayan cihazlar piyasaya sunulduğundan beri, bu cihazlarla elde edilen görüntülerin ne derece gerçek modelleri yansıttığı da hep tartışma konusu olmuştur. Bugüne kadar cihazların güvenilirliğini ölçmek için bir çok çalışma yapılmıştır. Bu çalışmalarda dijital kumpasla alçı modeller üzerinde yapılan ölçümler standart kabul edilmiş, daha sonrasında ise dijital modeller üzerinde yapılan ölçümler dijital kumpasla yapılan ölçümlerle kıyaslanmıştır. Dijital kumpasla alçı üzerinde ölçüm yapma metodu bilgisayar yazılımı ile dijital modeller üzerinde yapılan ölçümlere göre daha eski olduğundan güvenilirliğin anlaşılması için dijital modeller üzerinde yapılan ölçümlerin eski metodlarla karşılaştırılması önemlidir (Alcan ve diğerleri, 2009). Yaptığımız araştırmada da bu nedenlerden dolayı dijital kumpasla alçı model üzerinde yapılan ölçümler ve bilgisayar yazılımı ile dijital modeller üzerinde yapılan ölçümler kıyaslanmıştır.

Quimby ve diğerkleri (2004) yaptıkları çalışmada alçı modeller üzerinde yapılan ölçümlerin dijital modeller üzerinde yapılan ölçümlere göre daha büyük olduğunu bulmuşlardır. Ayrıca ölçümlerin karşılaştırılması sonrasında ölçümler arası farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğunu fakat klinik olarak bu farkın anlamlı olmadığını ve dijital yöntemlerin kullanılabileceğini belirtmişlerdir (Quimby ve diğerkleri, 2004).

Santoro ve diğerkleri de aynı şekilde dijital modeller ile alçı modeller üzerinde yapılan ölçümleri karşılaştırmışlardır. Yaptıkları çalışmada 76 hastanın tedavi öncesi modelleri üzerinde overjet, overbite ve diş boyutlarını ölçmüşlerdir. Araştırmacılar yaptıkları ölçümler sonrasında dijital modeller üzerinde yapılan ölçümlerin alçı modeller üzerinde yapılan ölçümlerden daha küçük olduğunu ve bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğunu bulmuşlardır. Bunun yanında yapılan ölçümlerde alçı modeller ile dijital modeller arasındaki farkın 0.16-0.49 mm arasında olduğunu ve bu farkın klinik olarak anlamlı olmadığını belirtmişlerdir (Santoro ve diğerkleri, 2003). Yaptığımız çalışmada ise alçı modeller üzerinde yapılan ölçümlerin %63 ünün dijital modeller üzerinde yapılan ölçümlerden daha büyük olduğu bulunmuştur.

Araştırmamızdan elde ettiğimiz sonuçlara göre, geleneksel ve dijital modellerin karşılatrılmasında birçok parametrenin istatistik olarak anlamsız olduğu tespit edilirken; premolar dişler arası mesafe (2-11) ve molar dişler arası mesafelerin (3-4) ölçümleri için hesaplanan ortalama farklar diğerk ortalama farklara kıyasla yüksek olup, klinik olarak önerilen ortalama farkın kritik değerkinin hemen üzerinde bulunmuştur (sırasıyla 0.57 mm ve 0.51 mm).

Asquith ve diğerleri (2007), ortodontik modellerin üç boyutlu görüntülenmesi üzerine yaptıkları çalışmada dijital modellerde yapılan ölçümlerin doğruluğunu ve tekrarlanabilirliğini incelemişlerdir. Yaptıkları çalışmada 10 adet ortodontik çalışma modeli Arius3D Foundation System kullanılarak taranmış ve üç boyutlu görüntüler bilgisayar yazılımı ile üretilmiştir. İki araştırmacı tarafından mesio-distal kron çapı, interkanin ve intermolar mesafe, ark boyu, overjet ve kesici kron boyu olmak üzere toplam 11 parametre ölçülmüştür. Yapılan ölçümler, eşleştirilmiş t-testleri, güvenilirlik katsayısı ve ortalamalar ile yöntemler arasındaki farklar hesaplanarak karşılaştırılmıştır. Yaptıkları araştırma sonrasında dijital ve alçı modeller üzerinde yapılan ölçümler arasındaki farkların genel olarak 0.5 mm'den düşük olduğunu ve bu farkların klinik olarak anlamlı olmadığını belirtmişlerdir (Asquith ve diğerleri, 2007).

Yaptığımız çalışmada da Asquith ve diğerlerinin yaptıkları çalışma sonrasında elde ettikleri sonuçlara benzer sonuçlar elde edilmiştir. Alçı modeller üzerinde yapılan ölçümler ile dijital modeller üzerinde yapılan ölçümler kıyaslandığında ölçümler arasındaki farklar 0.5 mm'den düşük olduğu bulunmuştur. Ayrıca alçı modeller ile dijital modeller arasındaki en yüksek farkın 0.48 olduğu ve bunun alçı model ile KIBTn arasındaki 1-6 ölçümünde olduğu bulunmuştur.

Erdoğan ve diğerleri (2008), yaptıkları çalışmada 30 hastanın tedavi öncesindeki alçı modelleri ile bu modellerden elde ettikleri dijital modelleri karşılaştırmışlardır. Tüm alçı ve dijital modeller üzerinde Anterior Bolton ve toplam Bolton analizi yapılarak elde edilen değerler karşılaştırılmıştır. Araştırmacılar tarafından alçı modeller üzerinde yapılan tüm ölçümlerde dijital kumpas kullanılmış ve iki yöntem arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak eşleştirilmiş t testi ile değerlendirilmiştir ($p=0,05$). Yaptıkları çalışma

sonrasında elde ettikleri sonuçlar doğrultusunda alçı modeller üzerinde yapılan ölçümlerin, dijital modeller üzerinde yapılan ölçümlerden daha büyük olduğunu, alçı ve dijital modellerde yapılan ölçümlerin korelasyon katsayılarının yüksek ve anlamlı bulunduğunu ancak ölçümler arasındaki farkların istatistiksel olarak anlamlı olduğunu; bu farkın klinik olarak önemsiz olduğunu bildirmişlerdir (Erdinç ve diğerleri, 2008). Yaptığımız çalışmada ise alçı modeller üzerinde yapılan ölçümlerin %63 ünün dijital modeller üzerinde yapılan ölçümlerden daha büyük olduğu bulunmuştur.

Kim ve diğerleri yaptıkları çalışmada lazer tarayıcılardan elde edilen dijital modelleri alçı modeller ve KIBT'den elde edilen dijital modellerle karşılaştırmışlardır. Bu çalışmada dişlerin mesiodistal genişliğini , maksiller ve mandibuler ark uzunluğunu ve genişliğini kapsayan toplam 18 parametre ölçülmüştür. Yaptıkları çalışma sonrasında üç farklı yöntemle elde edilen değerlerin tüm ölçümlerde yüksek oranda korelasyona sahip ve en düşük ICC değerinin 0,808 olduğunu bulmuşlardır. Ölçümler sonrasında buldukları farkın $0.59\text{mm} \pm 0.38\text{mm}$ arasında olduğunu belirtmişlerdir (Kim ve diğerleri, 2013). Yaptığımız çalışmada ise en düşük ICC değerinin 0,823 olduğu bulunmuştur. Aynı şekilde Keating ve diğerleri , Hirogaki ve diğerleri ve Luu ve diğerleri de çalışmamıza benzer çalışmalar yapmışlardır. Yaptıkları çalışmalar sonrasında benzer şekilde bazı ölçümlerin klinik olarak anlamlı olan farkın üzerinde olduğu sonucuna ulaşmışlardır (Keating ve diğerleri, 2008, Hirogaki ve diğerleri, 2001, Luu ve diğerleri, 2012).

Klinik olarak elde edilen anlamlı farkların; farklı yöntemler, verilerin boyutu, yazılım analiz sistemleri ve ayrıca dijital model oluşturma gibi çeşitli etkenlere bağlı olabileceğini tartışmak önem arz etmektedir. Bundan dolayı, çalışma modelleri üzerinde yapılan ölçümlerin farklı yollarını

değerlendiren birçok çalışma, klinik olarak anlamlı olan farklılıkların var olduğunu öne sürmüştür (Hirogaki ve diğerleri, 2001, Kim ve diğerleri, 2013, Luu ve diğerleri, 2012).

Bell ve diğerleri yaptıkları çalışmada , alçı modeller üzerinde yapılan ölçümler ile dijital modeller üzerinde yapılan ölçümleri karşılaştırmışlardır. 22 hasta modelinin kullanıldığı çalışmada her bir alçı modelde 15 ölçüm yapmışlardır. Çalışma sonunda güvenilir metod hatasını hesapladıktan sonra ortalama farkı 0.5mm'den daha düşük bulmuşlardır (Bell ve diğerleri, 2003). Yaptığımız çalışmada ise 120 hasta modeli kullanılmıştır ve her bir alçı modelde 20 ölçüm yapılmıştır. Elde edilen sonuçların ortalama farkları Bell ve diğerlerinin yaptıkları çalışma sonrasında elde edilen ortalama farklara benzer şekilde genel olarak 0.5 mm'den daha düşük bulunmuştur.

Rossini ve diğerleri ise yaptıkları araştırmada ortodontik amaçla elde edilen dijital modellerin diagnostik doğruluğunu ve ölçüm duyarlılığını incelemişlerdir. Araştırmacılar 2000-2014 yılları arasında yayınlanan toplam 35 çalışma incelenmiştir. Yapılan araştırma sonrasında yaptığımız çalışmaya benzer bir şekilde yapılan ölçümlerin büyük bir çoğunluğunda ortalama farkın 0.5 mm'den daha düşük bir değerde olduğu bulunmuş ve bunun istatistiksel olarak anlamlı ancak klinik olarak anlamsız olduğunu belirtilmiştir (Rossini ve diğerleri, 2016).

Araştırmamız sonrasında elde edilen sonuçlar, premolar ve molar dişler arası mesafeler dışında yapılan ölçümlerin, klinik olarak anlamlı olan farkın oldukça altında olduğunu göstermiştir. Yukarıda da belirtildiği gibi, bu değerler kritik değere oldukça yakındır ancak klinik olarak anlamlı olan 0.5 mm'lik farktan daha düşüktür (Tablo 4.10.). Bu durumun, dijital modellerde premolar ve molar dişlerin tüberkül tepesinin

lokalizasyonunun zor olmasından dolayı kaynaklanıyor olabileceği düşünülmektedir. Buna rağmen, yaptığımız çalışmada metod hatasını ölçmek amacıyla ölçümlerin tekrarlanması sonrasında değerlendirilen ölçümler arası genel hata payının oldukça az olduğu gözlenmiştir. Premolar dişler arası mesafe için kaydedilen ICC değerinin 0.994 ve Cronbach Alpha'nın ise 0.972 olduğu bulunmuştur ve bu değerlerde klinik olarak önem arz etmemektedir (Tablo 4.1.-4.2.)

Kanın dişler arası mesafenin (1-6) ortalama farkı, alçı modellerle-KIBTn; ve ADT modellerle-KIBTn (sırasıyla 0.48mm ve 0.45mm) kıyaslandığında klinik yönden anlamlı değerin altındadır fakat ortalama farklar klinik yönden anlamlı olan kritik seviyeye oldukça yakındır.

Hirogaki ve diğerleri (2001), bilgisayar yazılımları ile dijital modeller üzerinde yapılan ölçümler ile dijital kaliperle manüel olarak alçı modeller üzerinde yapılan ölçümlerin ortalama sonuçlarını karşılaştırmıştır. Yaptıkları çalışma sonrasında, ortodontik modellerde ölçüm yapılırken gerekli olan hassasiyetin yaklaşık olarak 0.3 mm olması gerektiğini bulmuşlardır (Hirogaki ve diğerleri, 2001). Yaptığımız çalışma sonrasında alçı model ve dijital modeller birbirleriyle kıyaslandığında toplamda seksen ortalama fark değeri bulunmuştur. Bu seksen ortalama farktan otuz altısı (tüm ölçümlerin %45'i) Hirogaki ve diğerlerinin (2001), gerekli limit değerinin üzerinde çıkmıştır. Ayrıca yaptığımız çalışmada tüm ortalama farklar kıyaslandığında 20 ölçümün sadece 5'inde (1-3, 1-4, 2-3, 4-5 ve 5-6) 0.3 mm'den az bir ortalama fark olduğu bulunmuştur. İlginç bir biçimde, bahsedilen tüm bu ölçümler, sol kanin tüberkülünden ikinci molar tüberkülüne olan ölçümler dışında, maksiller arkın aynı tarafından elde edilmiştir (Sadece sol ya da sağ yarım çene). Ayrıca, ortalama farklar içinde gözlenen en düşük ICC değeri 0.823'tür, bu da ölçümlerin güvenilir

olduğunu göstermektedir (Tablo 4.1.). Diğer bir deyişle, yaptığımız çalışmada, çalışma modellerinin aynı tarafından alınan ölçümler (Ya sol ya da sağ yarım çene) tüm ortalama farklarla karşılaştırıldığında daha büyük bir doğruluk sergilemiştir. Bunun yanısıra, 1-6, 2-5, 3-4, 2-11, MDR1, MDR2 ölçümleri arasında yapılan toplam 6 karşılaştırmanın 3'ünde 0.3 mm'den daha yüksek bir ortalama fark göstermiştir (Tablo 4.10.). Böylece, 3 boyutlu dijital modeller kullanıldığında, elde edilen sonuçlar göz önünde bulundurularak, ark içi ölçümlerin, arklar arası ölçümler ve mesiodistal genişliğe kıyasen daha doğru sonuçlar verdiği söylenebilir.

Kim ve diğerleri (2013), ile Luu ve diğerleri (2012) , premolar ve kesici dişlerin mesiodistal genişliği için kullanılan KIBT modellerin alçı modeller ile kıyaslandığında korelasyonunun daha zayıf olduğunu bulmuş ve ark boyu ölçümlerinde ise daha iyi korelasyonlar bularak benzer sonuçlar elde etmiştir (Kim ve diğerleri, 2013, Luu ve diğerleri, 2012). Bu varyasyonların tümü, landmarkların yerleştirilmesini zorlaştıran proksimal yüzeylerin düşük hassasiyetinden kaynaklanıyor olabileceği düşünülmektedir. Korelasyonda da daha önce bilindiği gibi bu gibi varyasyonlar için bariz bir açıklama bulunmamaktadır. Buna ek olarak, ortalama ölçümlerin %50-%75'i istatistiksel olarak anlamlı farklar gösterse de, kullanılan teknikler arasındaki uyum, geçerli klinik değer aralığında istatistiksel olarak anlamlı olan farkların klinik anlamlılıkla yer değiştiremeyeceğini göstermektedir.

Tüm ortalama farkların salt ortalama değeri (Ortalama mutlak değer) Tablo 4.11.'de gösterilmiştir. Ortalama mutlak değer, karşılaştırma yapılan yöntemlerin herbir değer için mutlak değeri alındıktan sonraki median değer sonucudur. Bir başka deyişle ortalamaların ortalamasıdır. Ortalama mutlak değerler 0.12 – 0.33 mm aralığındadır. Ölçümlerde nispeten yüksek

ortalama farklar tespit edilse de, alçı modeller ve dijital modellerden elde edilen ortalama sonuçlar 0.33 mm'nin altında olup, klinik olarak kabul edilen limitlerin çok altındadır. Böylelikle, ortalama farklardaki uyumsuzlukların klinik olarak anlamlı olmadığı varsayılabilir.

Genel olarak, alçı modeller, KIBT ve ADT'dan elde edilen modeller arasında iyi bir uyum söz konusudur. Ancak, kanin dişler, premolar ve molar dişler arası gibi ark arası ölçümler ve ayrıca kesici dişlerin mesiodistal mesafe ölçümleri, ark içi ölçümlerle karşılaştırıldığında daha zayıf bir doğruluk sergilediği gözlenmiştir.

KIBT ve ADT kullanılarak elde edilen dijital modeller klinik olarak geçerli birer tanısal kayıt olmasına rağmen, bu tarayıcıların pratik uygulamalarında bazı sınırlamalar söz konusudur. Alçı modelleri tarayan güncel tarayıcılar, yeni hastaların verilerinin toplanması için pratik bir yaklaşım olmayacaktır. Bu dijital modelleri üretmek için fazladan klinik iş ortaya çıkacaktır. Ancak, daha önceden arşivlenmiş alçı modeller için çok verimli bir yöntem olacaktır. Bir başka kısıtlama ise; alçı modellerin taranmasının zaman alıcı, yavaş ve modelleri teker teker taramanın meşakkatli bir süreç olmasıdır. Buna ek olarak, taranmış görüntüleri tekrardan şekillendirmek için gerekli olan bilgisayar programlarını öğrenme de süreci engelleyen başka bir etken olabilir. Çalışmadaki başka bir kısıtlama ise üst ve alt çenenin birlikte ısırma kaydının eksik olmasıdır. Taranmış ısırma kaydının dijital manipülasyonda hata oluşumuna neden olabileceği düşünülmektedir.

Özellikle KIBT kullanılarak elde edilmiş dijital ortodontik modeller ile ilgili birçok çalışma mevcuttur. Ayrıca, bu çalışmaların büyük bir kısmı, dijital ortodontik modellerin ve tarayıcıların kullanımının, klinik

elverişliliğe ve ekonomik etkenlere dayalı olduğu kanısıyla sonlanmıştır. Ayrıca, rutin bir şekilde KIBT taramaları kullanılarak elde edilen ortodontik modellerin etik olmaması bir başka sınırlayıcı etkidir. Bu çalışmadan elde edilen sonuçlar, ortodontik alçı modellerin taranmasında kullanılan yöntemlerin güvenilir olduğunu göstermiştir. Ayrıca alçı modellerin taranmasıyla hastaların gereksiz radyasyona maruz kalmaları da engellenmiştir.

Yeni teknolojiler ile desteklenen dijital modelleri test etmek için ve nihayetinde dijital modelleri, kullanılan tekniğe spesifik detaylara bakmaksızın kabul etmek, incelemek, ölçmek ve kaydetmek için daha fazla araştırma yapılmalıdır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Ortodontik dijital modellemenin çeşitli maloklüzyon gruplarında karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesi amacıyla yapılan bu tez çalışmasının sonuçları bizlere CBCT ve Intraoral Scanner ile elde edilen dijital modellerin alçı modeller kadar güvenilir ve klinik olarak kabul edilebilir olduğunu göstermiştir.

Ölçümler arasındaki mutlak fark 0.12-0.33 mm olarak ölçülmüştür. Ancak inter-kanin , inter-premolar, inter-molar arası ve kesici dişlerin mesio-distal genişliği gibi bazı ölçümler bu değerlerin üzerine çıkmıştır. Dijital modeller üzerinde noktaların pozisyonlandırılması sırasında hatanın en çok görülebileceği ve dikkat edilmesi gereken bölgeler tüberkül tepeleri ve interproximal yüzeyler olarak gözlemlenmiştir.

KAYNAKLAR

- Aboudara, C. A., Hatcher, D., Nielsen, I. L., ve Miller, A. (2003). A three-dimensional evaluation of the upper airway in adolescents. *Orthodontics & craniofacial research*, 6(1), 173-175.
- Agrawal, J. M., Agrawal, M. S., Nanjannawar, L. G., ve Parushetti, A. D. (2013). CBCT in orthodontics: the wave of future. *The journal of contemporary dental practice*, 14(1), 153.
- Ağlarıcı, O. S., ve Yılmaz, H. H. (2010). Diş Hekimliğinde Dijital Radyografi. *Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakülte Dergisi*, 2(1), 45-52.
- Aksoy S. (2013). "Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi kullanılarak üç boyutlu olarak paranasal sinüs ve varyasyonlarının üst havayolu anatomisi ile birlikte incelenmesi". YDU Doktora Tezi.
- Akyalcin, S., Cozad, B. E., English, J. D., Colville, C. D., ve Laman, S. (2013). Diagnostic accuracy of impression-free digital models. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 144(6), 916-922.
- Alcan, T., Ceylanoglu, C., ve Baysal, B. (2009). The relationship between digital model accuracy and time-dependent deformation of alginate impressions. *The Angle Orthodontist*, 79(1), 30-36.
- Almuhtaseb, E., Mahony, D., ve Bader, R. (2014). Three-dimensional localization of impacted canines and root resorption assessment using

cone beam computed tomography. *Journal of Huazhong University of Science and Technology [Medical Sciences]*, 34(3), 425-430.

Asquith, J., Gillgrass, T., ve Mossey, P. (2007). Three-dimensional imaging of orthodontic models: a pilot study. *The European Journal of Orthodontics*, 29(5), 517-522.

Baheti, M. J., Soni, U. N., Gharat, N. V., Mahagaonkar, P., Khokhani, R. ve Dash, S. (2015). Intra-oral scanners: a new eye in dentistry. *Austin J Orthopade & Rheumatol.*; 2(3): 1021-1027.

Bell, A., Ayoub, A. F., ve Siebert, P. (2003). Assessment of the accuracy of a three-dimensional imaging system for archiving dental study models. *Journal of Orthodontics*.

Botticelli, S., Verna, C., Cattaneo, P. M., Heidmann, J., ve Melsen, B. (2011). Two-versus three-dimensional imaging in subjects with unerupted maxillary canines. *The European Journal of Orthodontics*, 33(4), 344-349.

Brandestini, M., ve Moermann, W. H. (1989). U.S. Patent No. 4,837,732. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.

Broadbent, B. H. (1981). A new X-ray technique and its application to orthodontia: the introduction of cephalometric radiography. *The Angle Orthodontist*, 51(2), 93-114.

Bushong, S. C. (1993). Concepts of radiation. *Radiologic science for technologists*. St. Louis: Mosby, 3-17.

- Cevidaneş, L. H., Styner, M. A., ve Proffit, W. R. (2006). Image analysis and superimposition of 3-dimensional cone-beam computed tomography models. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 129(5), 611-618.
- Chaushu, S., Chaushu, G., ve Becker, A. (2004). The role of digital volume tomography in the imaging of impacted teeth. *World journal of orthodontics*, 5(2).
- Christiansen, E. L. ve Thompson J. R. (1995). Radiographic evaluation of the TMJ. In :Pertes RA and Gross SG (eds). *Clinical Management of Temporomandibular Disorders and Orofacial Pain*. Quintessence publishing, Chicago, 163-165.
- Curry, S., Baumrind, S., Carlson, S., Beers, A., ve Boyd, R. (2001, December). Integrated three-dimensional craniofacial mapping at the Craniofacial Research Instrumentation Laboratory/University of the Pacific. In *Seminars in Orthodontics* (Vol. 7, No. 4, pp. 258-265). WB Saunders.
- El, H., ve Palomo, J. M. (2011). Airway volume for different dentofacial skeletal patterns. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 139(6), 511-521.
- Ender, A., ve Mehl, A. (2012). Influence of scanning strategies on the accuracy of digital intraoral scanning systems. *International journal of computerized dentistry*, 16(1), 11-21.

- Ender, A., ve Mehl, A. (2015). In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence International*, 46(1).
- English, J. D., Akyalcin, S., Peltomaki, T., ve Litschel, K. (2009). *Mosby's orthodontic review*. Elsevier Health Sciences.
- Erdem, T. ve Şenel, N (2006). Diş hekimliğinde dijital radyografiler ve ağız içi kameralar. *Türk Dişhekimleri Birliği Dergisi*, 96, 76-80.
- Erdoğan, A. M. E., Doğan, S., ve Dinçer, B. (2008). Digital modellerde güvenilirlik. *EÜ Dişhek Fak Derg*, 29, 99-103.
- Ericson, S., ve Kurol, J. (1987). Incisor resorption caused by maxillary cuspids: a radiographic study. *The Angle orthodontist*, 57(4), 332-346.
- Ericson, S., ve Kurol, J. (2000). Resorption of incisors after ectopic eruption of maxillary canines: a CT study. *The Angle orthodontist*, 70(6), 415-423.
- Eröndü, O. F. (2011). *Medical Imaging*.
- Graber, L. W., Vanarsdall Jr, R. L., ve Vig, K. W. (2011). *Orthodontics: current principles and techniques*. Elsevier Health Sciences.
- Grauer, D., Cevdanes, L. S., Styner, M. A., Ackerman, J. L., ve Proffit, W. R. (2009). Pharyngeal airway volume and shape from cone-beam computed tomography: relationship to facial morphology. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 136(6), 805-814.

- Haney, E., Gansky, S. A., Lee, J. S., Johnson, E., Maki, K., Miller, A. J., ve Huang, J. C. (2010). Comparative analysis of traditional radiographs and cone-beam computed tomography volumetric images in the diagnosis and treatment planning of maxillary impacted canines. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 137(5), 590-597.
- Harrell, W. E., Hatcher, D. C., ve Bolt, R. L. (2002). In search of anatomic truth: 3-dimensional digital modeling and the future of orthodontics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 122(3), 325-330.
- Heiland, M., Pohlenz, P., Blessmann, M., Werle, H., Fraederich, M., Schmelzle, R., ve Blake, F. A. S. (2008). Navigated implantation after microsurgical bone transfer using intraoperatively acquired cone-beam computed tomography data sets. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 37(1), 70-75.
- Hirogaki, Y., Sohmura, T., Satoh, H., Takahashi, J., ve Takada, K. (2001). Complete 3-D reconstruction of dental cast shape using perceptual grouping. *IEEE transactions on medical imaging*, 20(10), 1093-1101.
- Hirogaki, Y., Sohmura, T., Satoh, H., Takahashi, J., ve Takada, K. (2001). Complete 3-D reconstruction of dental cast shape using perceptual grouping. *IEEE transactions on medical imaging*, 20(10), 1093-1101.
- Hodez, C., Griffaton-Taillandier, C., ve Bensimon, I. (2011). Cone-beam imaging: applications in ENT. *European annals of otorhinolaryngology, head and neck diseases*, 128(2), 65-78.

- Horton, H. M., Miller, J. R., Gaillard, P. R., ve Larson, B. E. (2010). Technique comparison for efficient orthodontic tooth measurements using digital models. *The Angle orthodontist*, 80(2), 254-261.
- Horton, H. M., Miller, J. R., Gaillard, P. R., ve Larson, B. E. (2010). Technique comparison for efficient orthodontic tooth measurements using digital models. *The Angle orthodontist*, 80(2), 254-261.
- Huang J.C., Choo H., ve Mah J.K.(2008). Three-Dimensional Cephalometrics in Clinical Practice: CBCT for You and Me. *Pacific Coast Society of Orthodontists*, 25-29.
- Jacobson, A. (Ed.). (1995). *Radiographic cephalometry: from basics to videoimaging*.
- Jiang, T., Lee, S. M., Hou, Y., Chang, X., ve Hwang, H. S. (2016). Evaluation of digital dental models obtained from dental cone-beam computed tomography scan of alginate impressions. *The Korean Journal of Orthodontics*, 46(3), 129-136.
- Joshi, V., Yamaguchi, T., Matsuda, Y., Kaneko, N., Maki, K., ve Okano, T. (2012). Skeletal maturity assessment with the use of cone-beam computerized tomography. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology*, 113(6), 841-849.
- Kau, C. H., ve Richmond S. (2010). *Three-Dimensional Imaging for Orthodontics and Maxillofacial Surgery*.

- Kau, C. H., Richmond, S., Palomo, J. M., ve Hans, M. G. (2005). Current Products and Practice: Three-dimensional cone beam computerized tomography in orthodontics. *Journal of Orthodontics*, 32(4), 282-293.
- Keating, A. P., Knox, J., Bibb, R., ve Zhurov, A. I. (2008). A comparison of plaster, digital and reconstructed study model accuracy. *Journal of orthodontics*, 35(3), 191-201.
- Keser, E. İ. ve Kocadereli, I. (2004).Geçmişten Günümüze Ortodontide Kraniyofasiyal Görüntüleme. *Turkish Journal of Orthodontics*, 17(1), 116-125.
- Kim, D. I., Lee, U., Park, S. O., Kwak, D. S., ve Han, S. H. (2013). Identification Using Frontal Sinus by Three-Dimensional Reconstruction from Computed Tomography. *Journal of forensic sciences*, 58(1), 5-12.
- Kim, J., Heo, G., ve Lagravère, M. O. (2013). Accuracy of laser-scanned models compared to plaster models and cone-beam computed tomography. *The Angle orthodontist*, 84(3), 443-450.
- Kravitz, N. D., Groth, C., Jones, P. E., Graham, J. W., ve Redmond, W. R. (2014). Intraoral digital scanners. *J Clin Orthod*, 48, 337-47.
- Larson, B. E. (2013). Cone-beam computed tomography is the imaging technique of choice for comprehensive orthodontic assessment. *Northwest dentistry*, 93(3), 17-20.

- Lele, S., & Richtsmeier, J. T. (1991). Euclidean distance matrix analysis: A coordinate-free approach for comparing biological shapes using landmark data. *American Journal of Physical Anthropology*, 86(3), 415-427.
- Luu, N. S., Nikolcheva, L. G., Retrouvey, J. M., Flores-Mir, C., El-Bialy, T., Carey, J. P., ve Major, P. W. (2012). Linear measurements using virtual study models: a systematic review. *The Angle orthodontist*, 82(6), 1098-1106.
- MacDonald-Jankowski, D. S., ve Li, T. K. (2006). Computed Tomography for Oral and Maxillofacial Surgeons. Part 1: Spiral Computed Tomography. *Asian Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 18(1), 7-16.
- MacDonald-Jankowski, D. S., ve Orpe, E. C. (2006). Computed tomography for oral and maxillofacial surgeons. Part 2: Cone-beam computed tomography. *Asian Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 18(2), 85-92.
- Mah, J. K., ve Alexandroni, S. (2010, September). Cone-beam computed tomography in the management of impacted canines. In *Seminars in orthodontics* (Vol. 16, No. 3, pp. 199-204). WB Saunders.
- Mah, J. K., Danforth, R. A., Bumann, A., ve Hatcher, D. (2003). Radiation absorbed in maxillofacial imaging with a new dental computed tomography device. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 96(4), 508-513.

- Mah, J. K., Yi, L., Huang, R. C., ve Choo, H. (2011, March). Advanced applications of cone beam computed tomography in orthodontics. In *Seminars in Orthodontics* (Vol. 17, No. 1, pp. 57-71). WB Saunders.
- Mankovich, N. J., Samson, D., Pratt, W., Lew, D., ve Beumer 3rd, J. (1994). Surgical planning using three-dimensional imaging and computer modeling. *Otolaryngologic Clinics of North America*, 27(5), 875-889.
- Moyers, R. E., ve Bookstein, F. L. (1979). The inappropriateness of conventional cephalometrics. *American journal of orthodontics*, 75(6), 599-617.
- Mozzo, P., Procacci, C., Tacconi, A., Martini, P. T., ve Andreis, I. B. (1998). A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *European radiology*, 8(9), 1558-1564.
- Oh, K. M., Hong, J. S., Kim, Y. J., Cevidane, L. S., ve Park, Y. H. (2011). Three-dimensional analysis of pharyngeal airway form in children with anteroposterior facial patterns. *The Angle Orthodontist*, 81(6), 1075-1082.
- Ono, I., Ohura, T., Narumi, E., Kawashima, K., Matsuno, I., Nakamura, S., ve Kishinami, T. (1992). Three-dimensional analysis of craniofacial bones using three-dimensional computer tomography. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 20(2), 49-60.

- Orhan, K (2012). Diş Hekimliğinde konik ışınlı komputerize tomografinin (KIKT) yeri ve önemi. Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 3(3): 6-17.
- Orhan, K., ve Aksoy, S. (2015). Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi ile 3 Boyutlu Sefalometri. Özdiler, E. (Ed.). Güncel Bilgiler Işığında Ortodonti (s.306-s.307). Ankara: Gümüş Kitabevi.
- Pasciuti, E., Franchi, L., Baccetti, T., Milani, S., ve Farronato, G. (2013). Comparison of three methods to assess individual skeletal maturity. Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie, 74(5), 397-408.
- Pasler, F. A., ve Visser, H. (2007). Pocket Atlas of Dental Radiology. Thieme.
- Patil, R., Reddy, G. V., Ramlal, G., ve Reddy, K. J. (2013). A Correlative Study between Hand-Wrist Maturation and Cervical Vertebrae for the Assessment of Skeletal Age. Journal of Indian Academy of Oral Medicine and Radiology, 25(2), 99-103.
- Pohlenz, P., Blessmann, M., Blake, F., Heinrich, S., Schmelzle, R., ve Heiland, M. (2007). Clinical indications and perspectives for intraoperative cone-beam computed tomography in oral and maxillofacial surgery. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology, 103(3), 412-417.
- Proffit, W. R., Fields, H. W., ve Sarver, D. M. (2007). Contemporary Orthodontics.

- Quimby, M. L., Vig, K. W., Rashid, R. G., ve Firestone, A. R. (2004). The accuracy and reliability of measurements made on computer-based digital models. *The Angle orthodontist*, 74(3), 298-303.
- Quintero, J. C., Trosien, A., Hatcher, D., ve Kapila, S. (1999). Craniofacial imaging in orthodontics: historical perspective, current status, and future developments. *The Angle orthodontist*, 69(6), 491-506.
- Rasband WS. ImageJ, U. S. National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, USA, <http://imagej.nih.gov/ij/>, 1997-2016.
- Reiz, S. D., Neugebauer, J., Karapetian, V. E., ve Ritter, L. (2013). Cerec meets Galileos--integrated implantology for completely virtual implant planning. *International journal of computerized dentistry*, 17(2), 145-157.
- Rheude, B., Lionel Sadowsky, P., Ferriera, A., ve Jacobson, A. (2005). An evaluation of the use of digital study models in orthodontic diagnosis and treatment planning. *The Angle Orthodontist*, 75(3), 300-304.
- Rossini, G., Parrini, S., Castroflorio, T., Deregibus, A., ve Debernardi, C. L. (2016). Diagnostic accuracy and measurement sensitivity of digital models for orthodontic purposes: A systematic review. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 149(2), 161-170.
- Santoro, M., Galkin, S., Teredesai, M., Nicolay, O. F., ve Cangialosi, T. J. (2003). Comparison of measurements made on digital and plaster models. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 124(1), 101-105.

- Saperstein, E. L., Kennedy, D. L., Mulliken, J. B., ve Padwa, B. L. (2012). Facial growth in children with complete cleft of the primary palate and intact secondary palate. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 70(1), e66-e71.
- Scarfe, W. C., ve Farman, A. G. (2008). What is cone-beam CT and how does it work?. *Dental Clinics of North America*, 52(4), 707-730.
- Scarfe, W. C., ve Farman, A. G. (2009). Cone-beam computed tomography. *Oral Radiology. Principles and Interpretation*, 6th edition. Elsevier, St. Louis, 225-243.
- Scarfe, W. C., Farman, A. G., ve Sukovic, P. (2006). Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *Journal-Canadian Dental Association*, 72(1), 75.
- Schindelin, J., Arganda-Carreras, I., Frise, E., Kaynig, V., Longair, M., Pietzsch, T., ve Tinevez, J. Y. (2012). Fiji: an open-source platform for biological-image analysis. *Nature methods*, 9(7), 676-682.
- Schmid, B., Schindelin, J., Cardona, A., Longair, M., ve Heisenberg, M. (2010). A high-level 3D visualization API for Java and ImageJ. *BMC bioinformatics*, 11(1), 1.
- SironaDental CAD/CAM System CEREC AC with CEREC Omnicam Manual. (2014). Erişim: 15 Aralık 2016, <https://www.accessdata.fda.gov/scripts/cdrh/cfdocs/cfcfr/cfrsearch.cfm?fr=872.3661>

- Sjögren, A. P., Lindgren, J. E., ve Huggare, J. Å. (2010). Orthodontic study cast analysis—reproducibility of recordings and agreement between conventional and 3D virtual measurements. *Journal of digital imaging*, 23(4), 482-492.
- Sousa, M. V. S., Vasconcelos, E. C., Janson, G., Garib, D. ve Pinzan, A. (2012). Accuracy and reproducibility of 3-dimensional digital model measurements. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 142(2), 269-273.
- Sukovic, P. (2003). Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. *Orthodontics & craniofacial research*, 6(s1), 31-36.
- Szilvsi-Nagy, M., ve Matyasi, G. Y. (2003). Analysis of STL files. *Mathematical and Computer Modelling*, 38(7), 945-960.
- Torassian, G., Kau, C. H., English, J. D., Powers, J., Bussa, H. I., Marie Salas-Lopez, A., ve Corbett, J. A. (2010). Digital models vs plaster models using alginate and alginate substitute materials. *The Angle Orthodontist*, 80(4), 662-669.
- Türköz, Ç. (2009). Dijital ortodontik modeller. *Acta Odontologica Turcica*, 26(3), 181.
- Uthman, A. T., Al-Rawi, N. H., Al-Naaimi, A. S., ve Al-Timimi, J. F. (2011). Evaluation of maxillary sinus dimensions in gender determination using helical CT scanning. *Journal of forensic sciences*, 56(2), 403-408.

- Uthman, A. T., Al-Rawi, N. H., Al-Naaimi, A. S., Tawfeeq, A. S., ve Suhail, E. H. (2010). Evaluation of frontal sinus and skull measurements using spiral CT scanning: an aid in unknown person identification. *Forensic science international*, 197(1), 124.
- Uysal, T., Ramoglu, S. I., Basciftci, F. A., ve Sari, Z. (2006). Chronologic age and skeletal maturation of the cervical vertebrae and hand-wrist: is there a relationship?. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 130(5), 622-628.
- Üçok, Ö. ve Kayadüğün, A. (2015). Ortodontide Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi. Özdiler, E. (Ed.). *Güncel Bilgiler Işığında Ortodonti* (s.284,287-290). Ankara: Gümüş Kitabevi.
- Viteporn, S. (1995). The Technique of Cephalometric Radiography. In: Athanasiou AE (ed). *Orthodontic Cephalometry*. Mosby-Wolfe, London, p. 9-11.
- Weber, A. L. (2001). History of Head and Neck Radiology: Past, Present, and Future 1. *Radiology*, 218(1), 15-24.
- Westerlund, A., Tancredi, W., Ransjö, M., Bresin, A., Psonis, S., ve Torgersson, O. (2015). Digital casts in orthodontics: A comparison of 4 software systems. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 147(4), 509-516.
- Whaites, E., ve Drage, N. (2002). *Essentials of dental radiography and radiology*. Elsevier Health Sciences.

- White, A. J., Fallis, D. W., ve Vandewalle, K. S. (2010). Analysis of intra-arch and interarch measurements from digital models with 2 impression materials and a modeling process based on cone-beam computed tomography. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 137(4), 456-e1.
- White, S. C., ve Pharoah, M. J. (2009). *Oral radiology: principles and interpretation*. Elsevier Health Sciences.
- Wippold, F. J. (2007). Head and neck imaging: the role of CT and MRI. *Journal of magnetic resonance imaging*, 25(3), 453-465.
- Wiranto, M. G., Engelbrecht, W. P., Nolthenius, H. E. T., van der Meer, W. J., ve Ren, Y. (2013). Validity, reliability, and reproducibility of linear measurements on digital models obtained from intraoral and cone-beam computed tomography scans of alginate impressions. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 143(1), 140-147.
- Yagci, A., Veli, İ., Uysal, T., Ucar, F. I., Ozer, T., ve Enhos, S. (2011). Dehiscence and fenestration in skeletal Class I, II, and III malocclusions assessed with cone-beam computed tomography. *The Angle Orthodontist*, 82(1), 67-74.
- Zaruba, M., Ender, A., ve Mehl, A. (2013). New applications for three-dimensional follow-up and quality control using optical impression systems and OraCheck. *International journal of computerized dentistry*, 17(1), 53-64.

Zimmermann, M., Mehl, A., Mörmann, W. H., ve Reich, S. (2014). Intraoral scanning systems-a current overview. International journal of computerized dentistry, 18(2), 101-129.

Zonneveld, F. W., ve Hanafee, W. N. (1988). Computed Tomography of the Temporal Bone and Orbit. Journal of Computer Assisted Tomography, 12(3), 540.

EKLER

Ek 1 - Etik kurul Kararı

Ek : 185 - 2014

YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ BİLİMSEL ARAŞTIRMALAR DEĞERLENDİRME ETİK KURULU (YDÜBADEK)

ARAŞTIRMA PROJESİ DEĞERLENDİRME RAPORU

Toplantı Tarihi : 15.05.2014
Toplantı No : 2014/22
Proje No : 123

Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi öğretim üyelerinden Yrd. Doç. Dr. Ulaş Öz'ün sorumlu araştırmacısı olduğu, YDU/2014/22-123 proje numaralı ve "*Ortodontik dijital modellemenin çeşitli maloklüzyon gruplarında karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesi*" başlıklı proje önerisi kurulumuzca değerlendirilmiş olup, etik olarak uygun bulunmuştur.

- | | | | |
|-----|----------------------------------|-------------|---|
| 1. | Prof. Dr. Rüştü Onur | (BAŞKAN) |  |
| 2. | Prof. Dr. Tümay Sözen | (ÜYE) |  |
| 3. | Prof. Dr. Nerin Bahçeciler Önder | (ÜYE) |  |
| 4. | Prof. Dr. Tamer Yılmaz | (ÜYE) |  |
| 4. | Prof. Dr. Hasan Besim | (ÜYE) |  |
| 6. | Prof. Dr. Şahan Saygı | (ÜYE) |  |
| 7. | Doç. Dr. Ümran Dal | (ÜYE) |  |
| 8. | Doç. Dr. Çetin Lütfi Baydar | (ÜYE) | KATILMADI |
| 9. | Doç. Dr. Füsün Baba | (ÜYE) |  |
| 10. | Yrd. Doç. Dr. Amber Eker | (ÜYE) |  |
| 11. | Erden Algun | (SIVİL ÜYE) | KATILMADI |

YAYINLAR

1.Uluslararası hakemli dergilerdeki (SSCI/SCI/SCI-Expanded ve Google Scholar) yayınlar

Sakar, T., Orhan, K., Sinanoglu, A., Tosun, O. ve Oz, U. (2017). Assessment of the Accuracy of Orthodontic Digital Models in Dental Education. *EURASIA Journal of Mathematics, Science and Technology Education*.

2.Uluslararası bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitabında basılan bildiriler

Korun, S., Ozkan, L., Islam, A., Oge, O. ve **Sakar, T.** (2014). Oral Health Survey of 5 and 12 years old School Children in Northern Cyprus. 12th Congress of The European Academy of Paediatric Dentistry, Sopot , Poland.

Sakar, T., Kacamak, I. ve Beleva, N. (2016). Evaluation of the reliability of orthodontic digital modelling using varying type of digital and conventional methods: A pilot study. SIDO international spring meeting, Rome.