



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
ANKARA ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**



**İMLANT HASTALARINDA İKİ FARKLI KONİK İŞİN  
DEMETLİ BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ VE  
ULTRASONOGRAFİ İLE İMLANT BÖLGESİ DİŞ ETİ  
DOKULARININ DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Dt. Gül SÖNMEZ**

**AĞIZ, DİŞ ve ÇENE RADYOLOJİSİ ANABİLİM DALI  
UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN  
Prof. Dr. Kıvanç KAMBUROĞLU**

**ANKARA  
2019**

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
ANKARA ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**İMLANT HASTALARINDA İKİ FARKLI KONİK İŞİN  
DEMETLİ BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ VE  
ULTRASONOGRAFİ İLE İMLANT BÖLGESİ DİŞ ETİ  
DOKULARININ DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Dt. Gül SÖNMEZ**

**AĞIZ, DİŞ ve ÇENE RADYOLOJİSİ ANABİLİM DALI  
UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN  
Prof. Dr. Kıvanç KAMBUROĞLU**

**ANKARA  
2019**

## ETİK BEYAN

Ankara Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı'na,

Uzmanlık tezi olarak hazırlayıp sunduğum “İmplant Hastalarında İki Farklı Konik Işın Demetli Bilgisayarlı Tomografi Ve Ultrasonografi İle İmplant Bölgesi Diş Eti Dokularının Değerlendirilmesi” başlıklı tez; bilimsel ahlak ve değerlere uygun olarak tarafımdan yazılmıştır. Tezimin fikir/hipotezi tümüyle tezdanişmanım ve bana aittir. Tezde yer alan klinik çalışma tarafımdan yapılmış olup, tüm cümleler ve yorumlar bana aittir.

Yukarıda belirtilen hususların doğruluğunu beyan ederim.

Uzmanlık Öğrencisinin Adı Soyadı : Gül Sönmez

Tarih :

İmza :

## İÇİNDEKİLER

<b>Etik Beyan</b>	<b>ii</b>
<b>içindekiler</b>	<b>iii</b>
<b>Önsöz</b>	<b>v</b>
<b>Simgeler ve Kısaltmalar</b>	<b>vi</b>
<b>Şekiller</b>	<b>viii</b>
<b>Çizelgeler</b>	<b>x</b>
1. GİRİŞ	1
1.1. Dental İmplantların Tarihçesi	1
1.2. Dental İmplant Endikasyonları	3
1.3. Dental implant Kontraendikasyonları	3
1.3.1. Medikal Kontraendikasyonlar	4
1.3.2. İntraoral Kontraendikasyonlar	4
1.4. İmplant Başarı Ölçütleri	6
1.5. Dişeti Anatomisi	10
1.5.1. Dişetin Makroskopik Anatomisi	10
1.5.2. Dişetin Mikroskopik Anatomisi	12
1.5. Dişeti Biyotipi	15
1.6. Dişeti Kalınlığı Tespit Yöntemleri	16
1.6.1. Periodontal Sond ile Yumuşak Dokuların Değerlendirilmesi (Transparanlık)	16
1.6.2. Radyografik Yumuşak Dokunun Değerlendirilmesi	16
	iii

1.6.3. Transgingival Sondlama ile Yumuşak Dokunun Değerlendirilmesi	17
1.6.4. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT) ile Yumuşak Doku Değerlendirmesi	17
1.6.5. Ultrasonografi ile Yumuşak Dokunun Değerlendirilmesi	18
1.7. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT)	19
1.8. Ultrasonografi	24
<b>2. GEREÇ VE YÖNTEM</b>	<b>30</b>
2.1. KIBT Görüntüleme	30
2.2. Ultrasonografi (US)	33
2.3. Klinik Ölçüm	36
2.4. İstatistiksel Yöntem	36
<b>3. BULGULAR</b>	<b>38</b>
<b>4. TARTIŞMA</b>	<b>47</b>
<b>5. SONUÇ VE ÖNERİLER</b>	<b>60</b>
<b>ÖZET</b>	<b>63</b>
<b>SUMMARY</b>	<b>64</b>
<b>KAYNAKLAR</b>	<b>66</b>
<b>EKLER</b>	<b>76</b>
Ek-1. Etik Kurul	76
<b>ÖZGEÇMİŞ</b>	<b>77</b>

## ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam boyunca bilimsel desteği, deneyimi ve anlayışıyla yanımda olan ve her türlü desteği sunan değerli danışman hocam, kanaat önderim, Prof. Dr. Kıvanç Kamburoğu'na,

Tez çalışması sırasında yardımlarını esirgemeyen ve eğitimimde önemli katkıları olan değerli hocam Prof. Dr. Ayşe Gülşahı'na,

Bana desteklerini her zaman sunan çalışma arkadaşlarım, Uzm. Dt. Cemre Koç ve Dr. Funda Yılmaz'a, Uzmanlık eğitimim boyunca desteklerini hissettiğim, bilimsel ve mesleki tecrübelerinden yararlandığım Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı değerli öğretim üyelerine,

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'nda görev yapan çalışma arkadaşlarıma ve personeline,

Hayatımın her aşamasında gösterdikleri destek için aileme,

Sonsuz sevgi ve teşekkürlerimi sunarım.

## SİMGELER VE KISALTMALAR

Ti-6Al-4V	(Titanyum - 6 Aluminum - 4 Vanadium)
Ti-Zr	Titanyum - Zirkonyum
BT	Bilgisayarlı Tomografi
KIBT	Konik ışın demetli Bilgisayarlı Tomografi
TNF- $\alpha$	tümör nekrozis faktör alfa
IL-1 $\beta$	interlökin bir beta
m/s	metre bölü saniye
Mhz	Megahertz
Hz	Hertz
KHz	Kilohertz
kVp	kilovolt peak
mm	milimetre
mA	miliamper
CCD/II	charge-coupled-device
FPD	flat panel dedektörler
CMOS	Complementary metal-oxide semiconductor
FOV	Field of view
TME	temporomandibular eklem
MRG	manyetik rezonans görüntüleme
US	ultrasonografi
USG	ultrason görüntüleme
>	büyüktür
≤	küçük eşittir
%	yüzde

Sn	saniye
g	gram
ms	milisaniye
$\mu$ s	mikrosaniye
$\pm$	artı eksi
=	eşittir
<	küçüktür
X	çarpı
-	eksi
dB	desibel
cm	santimetre



## ŞEKİLLER

- Şekil1.1:** Klinik ayırımı göre dişeti bölümleri: SD: Serbest dişeti; YD: Yapışık dişeti; MSB: Mine-sement birleşimi; MGB: Mukogingival birleşim **11**
- Şekil 1.2:** Histolojik olarak dişeti bölümleri **13**
- Şekil1.3:** Dişeti epitelinin histolojik katmanları. **15**
- Şekil 1.4:** a:KIBT konik ışın geometresi, b:BT yelpaze şeklinde ışın geometresi. **20**
- Şekil 1.5:** KIBT’de izotropik voksel yapısı ve BT’de anizotropik voksel yapısı. **23**
- Şekil1.6:** Piezoelektrik olay **25**
- Şekil1.7:** Partikül yoğunluklarına göre maddelerin akustik empedansı ve şematize edilmiş ultrason ekonjentileri. **26**
- Şekil 1.8:** a: Düşük frekans ses dalgalarının yüksek doku penetrasyonu, b: Yüksek frekans ses dalgalarının yüzeyel doku penetrasyonu. **27**
- Şekil 2.1.** KIBT görüntüsü elde edilmeden önce akrilik dudak ekartörünün uygulanması. **32**
- Şekil 2.2.** Çalışmada kullanılan KIBT cihazı(Planmeca ProMax 3DMax ProFace,Helsinki, Finlandiya). **32**
- Şekil 2.3.**Çalışmada kullanılan KIBT cihazı (Morita 3D Accuitemo 170®,J Morita, Kyoto, Japonya). **33**
- Şekil 2.4.** Krosekssiyonel kesitte, tepe ve taban olacak şekilde 2 farklı noktadan alveoler krete dik gerçekleştirilen yumuşak doku ölçümü (i-Dixel Software, Morita 3D Accuitemo 170®,J Morita, Kyoto, Japonya). **33**
- Şekil 2.5.**US incelenmesinde kullanılan yüksek çözünürlüklü US cihazıACUSON S 2000 (Siemens, Munich, Germany). **34**
- Şekil 2.6.**15Mhz hokey sopası prob. **34**
- Şekil 2.7.**Gingival bariyer ile implant bölgesinin işaretlenmesi **35**

**Şekil 2.8.** KIBT ile ölçüm yapılan referans noktaların US ile alveoler krete dik olarak incelenmesi. Alveoler kret tepesi ve tabanından 2 farklı noktadan gerçekleştirilen yumuşak doku ölçümü. Kırmızı ok hiperekojenik görüntü veren gingival bariyeri göstermektedir. **36**

**Şekil 3.1.** Çalışma grubuna ait demografik dağılımı göstermektedir. **38**

**Şekil 3.2.** Tepe bölgesi diş eti kalınlığı ölçümünde yöntemler arası farkın analizi. **40**

**Şekil 3.3.** Taban bölgesi diş eti kalınlığı ölçümünde yöntemler arası farkın analizi. **40**

**Şekil 3.4** Klinik ölçüm ile USG ölçümleri arasındaki ortalama fark 0,032'dir. Bu fark ölçümlerine ilişkin ortalama ve standart sapma değerleri aracılığı ile hesaplanan % 95 güven düzeyindeki uyum sınırları, -0,56384 ve 0,62784 'tür. **44**

**Şekil 3.5.** Klinik ölçüm ile Morita KIBT ölçümleri arasındaki ortalama fark 0,075'tir. Bu fark ölçümlerine ilişkin ortalama ve standart sapma değerleri aracılığı ile hesaplanan % 95 güven düzeyindeki uyum sınırları, -0,17784 ve 0,32784 'tür. **44**

**Şekil 3.6.** Klinik ölçüm ile Planmeca KIBT ölçümleri arasındaki ortalama fark 0,1095'tir. Bu fark ölçümlerine ilişkin ortalama ve standart sapma değerleri aracılığı ile hesaplanan % 95 güven düzeyindeki uyum sınırları, -0,23742 ve 0,45642 'dir. **45**

**Şekil 3.7.** Klinik ölçüm ile USG ölçümleri arasındaki ortalama fark 0,0518'tür, bu fark ölçümlerine ilişkin ortalama ve standart sapma değerleri aracılığı ile hesaplanan % 95 güven düzeyindeki uyum sınırları, -0,62832 ve 0,73192 'dir. **45**

**Şekil 3.8** Klinik ölçüm ile Morita KIBT ölçümleri arasındaki ortalama fark 0,1'dir. Bu fark ölçümlerine ilişkin ortalama ve standart sapma değerleri aracılığı ile hesaplanan % 95 güven düzeyindeki uyum sınırları, -0,2234 ve 0,4234'tür. **46**

**Şekil 3.9.** Klinik ölçüm ile Planmeca KIBT ölçümleri arasındaki ortalama fark 0,051'tir. Bu fark ölçümlerine ilişkin ortalama ve standart sapma değerleri aracılığı ile hesaplanan % 95 güven düzeyindeki uyum sınırları, -0,44292 ve 0,54492'dir. **46**

## ÇİZELGELER

<b>Çizelge 3.1</b> Çalışma grubuna ait demografik dağılım.	<b>38</b>
<b>Çizelge 3.2.</b> Çalışma grubuna ait ölçümlerin tanımlayıcı istatistikleri.	<b>39</b>
<b>Çizelge 3.3.</b> Yöntemler arası korelasyonun değerlendirilmesi.	<b>41</b>
<b>Çizelge 3.4.</b> Anterior bölgeye ait tanımlayıcı istatistikler.	<b>41</b>
<b>Çizelge 3.5.</b> Posterior bölgeye ait tanımlayıcı istatistikler.	<b>42</b>
<b>Çizelge 3.6.</b> Tek örneklem testi grupları arasındaki ölçüm farklarının dağılımının incelenmesi.	<b>43</b>

# 1. GİRİŞ

## 1.1. Dental İmplantların Tarihçesi

Eski Mısır'da eksik dişlerin yerine oyulmuş kabuk ve taşların çene kemiğine yerleştirildiği bilinmektedir. Dental implantasyon fikrinin eski Mısır'a kadar dayandığı, köklerin doğal yapısını taklit etmek için soy metallerin kullanıldığı tarihi belgeler sayesinde açığa çıkarılmıştır (Lee, Frias, Lee, ve Wright, 2005). Dental implantların modern tarihine bakıldığında ise, Dr. Norman Goldberg ve Dr. Aaron Gershkoff'ın 1948'te ilk başarılı subperiosteal implantı üretmesi, implant diş hekimliğinin temelini oluşturmuştur (Sullivan, 2001). Ancak, dental implantolojide asıl önemli gelişme ise 1957 yılında, İsveçli ortopedik cerrah Per-Ingvar Branemark'ın kemik iyileşme ve rejenerasyonu üzerinde çalışmalar yaptığı esnada, titanyumun çevresinde kemik gelişebildiğini tesadüfen saptaması ve bufenomene osteointegrasyon adını vermesidir (Gaviria, Salcido, Guda, ve Ong, 2014). Titanyum dental implantlar ilk kez 1965 senesinde çene deformitesi olan bir hastaya uygulanmıştır (Gaviria ve ark., 2014; Sullivan, 2001). Branemark, klinik diş hekimliği için yeni bir çağın başlangıcını oluşturan ve 15 yıl boyunca sürdürdüğü tüm çalışmalarının sonuçlarını 1982'de Toronto'da açıklamıştır (Gaviria ve ark., 2014; Sullivan, 2001). Dental implantlar, dental protezleri desteklemek için on yıllar boyunca kullanılmışlardır, ancak endosseöz osteointegre implantların keşfedilmesiyle önemli bir popülerite artışı meydana gelmiştir. Dental implantlar doğal dişlere en yakın özelliklere sahip protezlerdir ve diş eksikliği nedeniyle fonksiyon kaybı oluşan hastalarda, dental fonksiyonun tekrar kazandırılmasını sağlarlar (Misch, 1999; Palmer, 1999).

Branemark protokolünde, implant cerrahisi işleminden sonra okluzal yükleme işlemi öncesinde 3-6 ay standart bekleme süresi tavsiye edilirken, implant tasarımlarının değişmesi ile plazma sprey titanyum implantların kullanımı tek aşamalı cerrahi işlemin etkinliğini kanıtlamıştır (Collaert ve De Bruyn, 1998).

Linkow ve Miller, 2004 senesinde, dental implantlarda erken yüklenme işlemini tanımlamışlardır (Linkow ve Miller, 2004).

Diş Hekimliğinde kullanılan implantlar için farklı özellikleri göz önünde bulundurularak yapılmış çeşitli sınıflandırmalar vardır. Uygulanan cerrahi işleme göre dental implantlar iki aşamalı ve tek aşamalı olarak iki ana gruba ayrılır. Uygulandıktan sonra okluzal yüklenme sürelerine göre ise hemen yüklenme, erken yüklenme ve geleneksel yüklenme olarak 3 ana grup altında incelenirler.

İmplantın primer stabilitesini belirleyen faktörler implant yüzeyinin temasta olduğu kemiğin hacmi ve kalitesidir. Yeterli primer stabilitenin sağlandığı durumlarda tek aşamalı cerrahi işlem ile birlikte erken yüklenme gerçekleştirilebilir. Primer stabilite şartlarının yetersiz olduğu durumlarda ise iki aşamalı cerrahi işlem ve yüklenmeden önce 3-4 ay bekleme süresidaha uygundur(Tagliareni ve Clarkson, 2015).

İmplant materyalinin özellikleri başarılı bir osteointegrasyon için çok önemlidir. Günümüzde üstün mekanik biyolojik özelliklerinden dolayı titanyum ve titanyum alaşımları en sık tercih edilen implant materyalleridir. Estetiğin önemli olduğu bölgelerde ise seramik ve boyun kısmı zirkonya ile soğuk füzyonlanmış titanyum tercih edilebilir. Üretildiği materyale göre dental implantlar 3 grup altında incelenebilir(Gaviria ve ark., 2014). Bunlar:

1. Titanyum (genellikle Grade 4 yapıdadır)
2. Titanyum alaşımı
  - a. Ti-6Al-4V (Titanyum - 6 Alüminyum - 4 Vanadyum)
  - b. Ti-Zr
3. Zirkonyum dental implantlarıdır.

Başarılı bir implant tedavisi için operasyon öncesi, hastanın medikal durumu ve implant tedavisi planlanan bölgenin lokal sağlığı detaylı olarak incelenmelidir.

Ayrıca, hastanın tedaviden estetik ve fonksiyonel beklentileri anlaşılıp hastaya alternatif tedavi seçenekleri de sunulmalıdır. Hasta, operasyonun riskleri, süresi, sonuçları ve maliyet yönünden de bilgilendirilmelidir(Tarnow, 2009).Başarılı bir dental implant tedavisi için medikal, psikolojik ve dental endikasyonlar çok iyi değerlendirilmelidir. Cerrahi ve protetik rehabilitasyon açısından uygun şartları taşıyan bütün hastalar cinsiyet ve yaş gözetmeksizin dental implant tedavisinden yararlanabilirler.

## **1.2. Dental İmplant Endikasyonları**

1. Tam dişsiz hastalar,
2. Hareketli bölümlü protez kullanımında güçlük çeken kısmi dişsiz hastalar,
3. Sabit protez ile restore edilemeyecek uzun boşluk içeren vakalar,
4. Hareketli tip protez kullanımında güçlük çeken hastalar,
5. Herhangi bir dişsiz sahada veya tam protezin oturduğu yumuşak dokularda meydana gelen ciddi değişiklik durumları,
6. Kas koordinasyonunun zayıf olduğu durumlar,
7. Yumuşak doku toleransının yetersiz olduğu durumlar,
8. Protezin stabilitesininin sağlanamadığı hastalar,
9. Tam protezlerden çok fazla beklentisi olan hastalar,
10. Aşırı kusma refleksi olan hastalar,
11. Hareketli proteze psikolojik olarak karşı olan hastalar,
12. Sayısı ve konumu yetersiz destek dişlerin varlığı(Zitzmann, Margolin, Filippi, Weiger, ve Krastl, 2008).

## **1.3. Dental implant Kontraendikasyonları**

İmplant tedavisini olumsuz etkileyebilecek medikal kontraendikasyonlar ve implant kaybına neden olabilecek yüksek risk taşıyan intraoral kontraendikasyonlar bulunmaktadır.

### **1.3.1. Medikal Kontraendikasyonlar**

İmplant tedavisi için medikal kontraendikasyonlar genel olarak, cerrahi operasyona girmesi yüksek oranda riskli olan, genel sağlığı cerrahi operasyonun yapılmasına izin vermeyecek hastalar ile ilişkilidir. Hasta yaşı implant yerleştirilmesi için bir kontraendikasyon olmamasına rağmen yaşlı hastalarda ameliyat kararı hastanın tolerans edebilmesine ve ameliyatın gerekliliğine göre verilmelidir.

Medikal kontraendikasyonlar aşığıda belirtilmiştir:

1. Akut enfeksiyöz hastalıklar
2. Kemoterapi
3. Sistemik bifosfonat kullanımı
4. Renal osteodistrofi
5. Şiddetli psikoz
6. Depresyon
7. Hamilelik
8. Kranial gelişimin tamamlanmamış olması ve sürmemiş dişlerin varlığı.

### **1.3.2. İntraoral Kontraendikasyonlar**

İmplant cerrahisi öncesi hastanın detaylı intraoral muayenesi yapılmalıdır ve hastaya özel tam bir oral rehabilitasyon planı oluşturulmalıdır(Tarnow, 2009). Hastanın ağızdaki patolojiler, çenelere ait okluzal ilişkiler, temporomandibuler eklem ve ağızdaki dişlerin durumu değerlendirilmelidir. İmplant kaybı için yüksek risk taşıyan intraoral kontraendikasyonlar şunlardır:

1. Oral sert ve yumuşak dokulara ait patolojik bulgular
2. Baş ve boyun bölgesi radyasyon terapisi sonrasında
3. Osteoporoz

4. Kontrolsüz diabet
5. Uzun süre kemoterapi, immunsupresif veya steroid tedavisi ve HIV enfeksiyonu sonrasında
6. Agresif periodontitis hikâyesi
7. İçki ve madde bağımlılığı,
8. Günde 20 adetten fazla sigara tüketimi(Zitzmann ve ark., 2008).

İmplant cerrahisi öncesindedikkat edilmesi gereken önemli konulardan birisi de çene kemiğinin anatomik detaylarının belirlenmesidir. Bölgenin detaylı olarak değerlendirilebilmesi için klinik muayene radyolojik muayene ile tamamlanmalıdır. Detaylı radyolojik muayene bölgedeki kemik miktarının belirlenmesini sağlar ve cerrahi operasyonlar sırasında gerçekleşebilecek komplikasyonların en aza indirilmesini sağlar.

İmplant cerrahisi öncesinde çokca tercih edilen iki boyutlu periapikal ve panoramik radyografilerin kemik kantitesi ve kalitesi ile birlikte anatomik oluşumlara olan komşulukların detaylı olarak değerlendirilmesinde bazı sınırlamaları vardır(Langlais, Rodriguez, ve Maselle, 1994).

Mühendis Godfrey Hounsfield ve fizikçi Allan Cormack tarafından bilim dünyasına 1972 yılında tanıtılan Bilgisayarlı Tomografi (BT) komşu anatomik yapıların süperpozisyonu olmadan yüksek kontrasta sahip görüntülerin elde edilmesini olanaklı hale getirmiştir (Cormack, 1980; Hounsfield, 1973). BT, yapıların şekillerini üç boyutlu ve milimetrik olarak göstermek, osseoentegrasyon açısından önemli olan kemik yoğunluğu hakkında bilgi vermek ve anatomik oluşumları detaylı bir şekilde göstermek açısından başarılı bir yöntemdir. Fakat yüksek radyasyon dozu, yüksek maliyet ve uygulama gücü nedeniyle medikal BT'nin implant cerrahisi amacı ile kullanılması sınırlı olmuştur(Goldman, 2007). Konik ışın demetli BT (KIBT) ise 1990'lı yıllarda geliştirildi ve dentomaksillofasiyal bölgenin görüntülenmesi için diş hekimliğinde kullanılmaya başlandı. KIBT sistemlerinde medikal BT'de kullanılan yelpaze şeklindeki x-ışın demetinin yerini



konik şekilli x-ışın demetinin alması, alan dedektörlerinin kullanılması, düşük miliamper ve özel yazılımlar sayesinde daha düşük radyasyon dozu ile 3 boyutlu görüntülerin elde edilmesi sağlanmıştır. KIBT ile görüntü alınması, BT ile kıyaslandığında hastanın %98.5 ile %76.2 oranında daha az radyasyona maruz kalmasını sağlar (D. Schulze, Heiland, Thurmann, ve Adam, 2004). Günümüzde, KIBT, dental implant cerrahisi öncesinde kemiğin ve çevre anatomik yapıların değerlendirilmesi amacı ile en sık tercih edilen görüntüleme yöntemidir. KIBT, hekime kısa bir süre içinde milimetrik düzeyde doğru ve yüksek kalitede bilgi sağlar. Konvansiyonel radyograflar ile elde edilemeyecek olan kesitsel görüntü hekimin işini kolaylaştırır. KIBT görüntülerinin maksilla ve mandibuladaki kemik morfolojisinin ve anatomik oluşumların belirlenmesindeki etkinliği kanıtlanmıştır(Sato, Arai, Shinoda, ve Ito, 2004). İmplant cerrahisi öncesinde anatomik yapıların 3 boyutlu olarak incelenmesi hatasız bir şekilde cerrahi planlamaya olanak sağlarken, gelişebilecek komplikasyonları engellemek açısından da önemlidir(Kim ve ark., 2007; Lofthag-Hansen, Gröndahl, ve Ekestubbe, 2009).

Günümüzde, uzun vadeli güvenilir sonuçlar vadeden çok sayıda implant sistemi vardır. Dental implantlara olan talebin artması sonucunda, implant sistemleri için başarı kıstaslarının tanımlanmasının gerekliliği de sıkça ortaya konmuştur (Palmer, 1999).

#### **1.4. İmplant Başarı Ölçütleri**

Dental implantlar için başarı ölçütleri ilk olarak 1979 yılında oluşturulan ve aşağıda belirtilen maddeler ile tanımlanmıştır(Schnitman ve Shulman, 1979).

1. Mobilite, herhangi bir yönde 1mm'den daha az olmalıdır.
2. Radyolojik olarak tespit edilen radyolusent görüntü derecelendirilmiş fakat başarı ölçütü olarak tanımlanmamıştır.
3. Kemik kaybı vertikal kemik yüksekliğinin üçte birini geçmemelidir.

4. Enfeksiyon tablosu izlenmemesi, komşudışlerde hasar olmaması, pareztesive anestezi görülmemesi veya maksiller sinüs, burun tabanı, mandibular kanal gibi anatomik yapıların bütünlüğünün korunması gereklidir.
5. Dental implantların, en az hastaların %75 inde, 5 yıl boyunca fonksiyonda kalması beklenir.

Cranin ve arkadaşları tarafından 1982 senesinde ise aşağıdaki maddeler tanımlanmıştır(Cranin, 1982):

1. Dental implatın en az 60 ay hasta ağzında durabilmesi gereklidir.
2. Radyograflarda belirgin servikal defektlerin görülmemesi beklenir.
3. Muhleman indeksinegöre kanama olmaması gereklidir(Muhlemann ve Son, 1971)
  - Skor 0 –sağlıklı papilla ve marjinal gingiva, problamada kanama yok.
  - Skor 1- sağlıklı gingiva, sondlamada kanama.
  - Skor 2- sondlamada kanama, renk değişikliği, ödem yok.
  - Skor 3- sondlamada kanama, renk değişikliği ve hafif ödem.
  - Skor 4- sondlamada kanama, renk değişikliği ve belirgin ödem.
  - Skor 5- spontan kanama, renk değişikliği ve belirgin ödem.
4. Mobilite olmaması gereklidir.
5. Ağrı ve perküsyonda hassasiyet olmamasıbeklenir.
6. Servikal bölgede granüloatozis veya gingival hiperplazi olmaması gereklidir.
7. Radyograflarda peri-implant aralıkta genişleme olmaması gereklidir.

McKinney ve arkadaşları 1984 senesinde başarı ölçütlerini öznel, nesnel ve genel olmak üzere 3 ana başlık altında toplamışlardır (McKinney, Koth, ve Steflik, 1984).

#### A- Öznel (Sübjektif) Ölçütler

1. Yeterli fonksiyon sağlanmalıdır.
2. Rahatsızlık ve şikâyet olmamalıdır.
3. Hastanın, estetik, duygusal ve psikolojik anlamda beklentilerinin karşılandığına inanması beklenir.

#### B- Nesnel (Objektif) Ölçütler

1. İyi okluzal denge ve vertikal dikey boyut sağlanmalıdır.
2. Kemik kaybının, implantın boyunun üçte birini geçmemesi, semptomların olmaması ve 5 yıl sonra fonksiyonel olarak implantın stabil olması beklenir.
3. Tedaviye yanıt veren şiddette bir gingival enflamasyon kabul edilebilir.
4. Bukkolingual, mesiodistal ve vertikal yönde 1mm'yi geçmeyen mobilite kabul edilebilir.
5. Dental implanta bağlı semptom ve enfeksiyonların görülmemesi istenir.
6. Komşu dişlerde ve destekleyen yapılarda hasar olmaması gereklidir.
7. Parestezi olmaması, mandibular kanal, maksiller sinüs tabanı ve nazal kavitenin tabanının bütünlüğünü koruması gereklidir.
8. Polimorfonükleer hücre infiltrasyonu bulunmayan sağlıklı kollajenaz doku oluşması beklenir.

## C- Genel Başarı Ölçütü

1. İmplant hastalarının %75'inde 5 yıl boyunca fonksiyonel devamlılık sağlanması beklenmektedir.

Albrektsson ve arkadaşları tarafından (Albrektsson, Zarb, Worthington, ve Eriksson, 1986)1986 senesinde ise aşağıda belirtilen ölçütler tanımlanmıştır:

1. Klinik olarak test edildiğinde bağımsız dental implantlarda mobilite olmaması istenir.
2. Radyografilerde, periimplant bölgede radyolusensi olmaması gereklidir.
3. İmplantın yerleştirilmesinden sonraki birinci seneden sonra, yıllık 0.2mm' den daha az kemik kaybının olması beklenir.
4. Persiste ağrı, enfeksiyon ve rahatsızlık olmaması gereklidir.
5. Bu ölçütlere göre5 yıllık gözlem sonucunda %85, 10 yıllık gözlem sonucunda ise %80 başarı, minimum düzey olarak tanımlanmıştır.

Bahsedilen ölçütler implant başarısının değerlendirilmesinin temelini oluştursalar da, günümüzde implantların uzun dönem başarısında sistemik hastalıklar, sigara tüketimi, implant uzunluğu, implant çapı ve yerleştirildiği lokasyon gibi pek çok etkenin hayati rol oynadığı bilinmektedir.

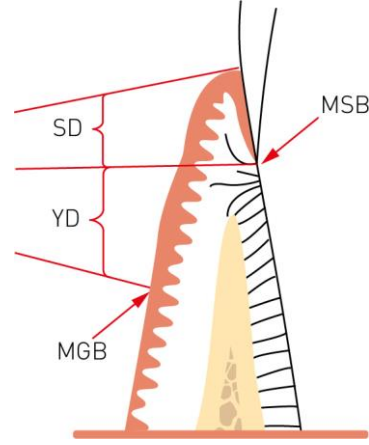
Araştırmalar erken implant kayıplarınınTip-2 diabet gibi medikal sorunları olan hastalar arasında daha yaygın olduğunu göstermiştir(Klokkevold PR, 2007).Sigara içmek implant başarısını ve ağız içinde sağ kalım süresini azaltan bir başka faktör olarak gösterilmiştir(Klokkevold PR, 2007; Koldslund, Scheie, ve Aass, 2009). Ayrıca, sigara içmenin osteointegrasyon üzerine doza bağımlı etkisi de kanıtlanmıştır(Alsaadi ve ark., 2008).Bunlara ilaveten, erken implant kaybı görülen hastalarda, genetik ve immünolojik etkenlerden TNF- $\alpha$  ve IL-1 $\beta$  salınımının daha yüksek olduğu gösterilmiştir(Jacobi-Gresser, Huesker, ve Schütt, 2013).

Günümüzde, implantların sağ kalım sürelerinin göreceli olarak artış göstermesi ve öngörülebilir olması, implant diş hekimliğinde ilginin daha çok estetik başarıya kaymasına neden olmuştur(Bashutski ve Wang, 2007). İmplant restorasyonlarda estetik talebin artması nedeni ile implant cerrahisi öncesinde implant bölgesi yumuşak doku değerlendirmesi, implant planlama aşamasının ayrılmaz bir parçası haline gelmiştir.

## **1.5. Dişeti Anatomisi**

### **1.5.1. Dişetin Makroskopik Anatomisi**

Ağız boşluğunu döşeyen oral mukoza, dişeti ve sert damağı örten çiğneme mukozası, dil sırtını döşeyen özelleşmiş mukoza ve ağız boşluğunun geriye kalan kısımlarını kaplayan örtücü mukozadan oluşmaktadır (Lai, 2017). Çiğneyici mukozanın bir parçası olan dişeti, alveoler kemiğı kaplayan ve dişlerin servikal kısmını çevreleyen mukozadır. Bir epitel tabakası ve altında yatan bağ dokudan oluşmaktadır. Bu bağ dokusu lamina propria olarak adlandırılır(Sekino, 2011). Dişetin koronal kısmını oluşturan dantela sınırlı mercan pembesi dişeti serbest dişeti kenarıdır. Apikalde ise diş eti, gevşek ve daha koyu kırmızı bir alveoler mukoza ile devam eder. Alveoler mukoza belirgin bir sınır ile diş etinden ayrılmıştır. Bu sınıra mukogingival birleşim (mukogingival çizgi) denir (Şekil1.1). Damakta mukogingival çizgi izlenmez çünkü sert damak ve maksiller alveoler kemik aynı tip çiğneyici mukoza ile kaplıdır.



**Şekil1.1:** Klinik ayırımı göre dişeti bölümleri: SD: Serbest dişeti; YD: Yapışık dişeti; MSB: Mine-sement birleşimi; MGB: Mukogingival birleşim

Dişeti topografik olarak 3 bölümden oluşur. Bunlar:

1. Serbest Dişeti
2. İnterdantal Dişeti
3. Yapışık Dişeti, olarak bilinir.

Serbest dişeti mercan pembesi rengindedir ve sıkı bir kıvamı vardır. Dişlerin vesitbüler, lingual ve palatinal yüzeylerindeki dişetini oluşturur. Serbet dişeti, serbest dişeti marjiniinden başlar apikal yönde dişeti oluşuna kadar devam eder. Dişeti oluşu mine semet birleşimi seviyesine karşılık gelir. Serbest dişeti apikal yönde mukogingival birleşimde sonlanan yapışık dişeti ile devam eder(Schroeder, 2012).

İnterdantal dişetin(interdental papil) şekli, dişler arası temas ilişkisi ve dişlerin aproksimal genişliği tarafından belirlenir. İnterdental papil anterior bölgelerde piramit formda iken, molar bölgelerde bukkolingual yönde düz formdadır.

Yapışık dişeti, koronalinde gingival oluk ile gingival oluşun olmadığı durumlarda ise horizontal yönde mine sement birleşimi ile sınırlıdır. Klinik çalışmalarda gingival oluşun erişkinlerde sadece %30-40 oranında gözlemlendiği

gösterilmiştir. Yapışık dişetini apikal yönde mukogingival birleşim sınırlar. Yapışık dişeti alveolar mukoza ile devam eder. Sağlam bir dokusu, mercan pembesi rengi vardır ve genellikle yüzeyinde küçük depresyon alanları bulunur. Bunlara “stippling” adı verilir ve portakal kabuğu görünümü oluştururlar(Sekino, 2011).

### **1.5.2. Dişetin Mikroskopik Anatomisi**

Dişeti bağ dokusu ve üzerindeki çok katlı skuamoz epitelden oluşur. Epitelin önemli bir bölümünü keratinosit denilen hücreler oluştururken bağ dokusunda daha çok kollajen lifler ve ara madde bulunur.

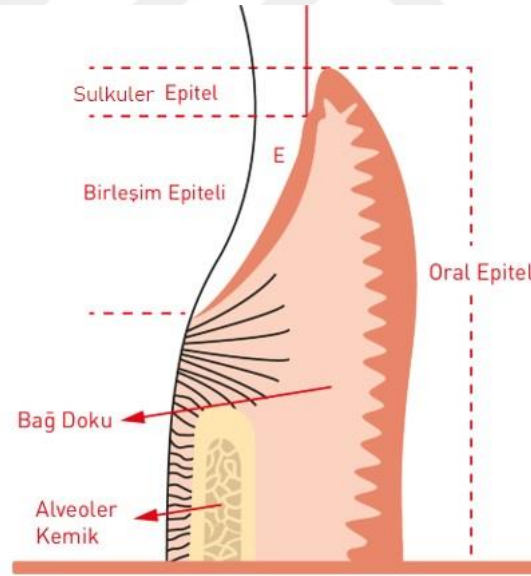
#### **1.5.2.1. Dişeti Epiteli**

Dişeti epiteli, altındaki dokuları örten ve koruyan bir yapıdır. Daha sonra bakterilere karşı konak yanıtında da aktif olarak rol aldığı gösterilmiştir. Dişeti epiteli çok katlı skuamoz tiptedir. Morfolojik ve fizyolojik bakımdan üç değişik alan izlenir. Bunlar: Oral ya da dış epitel, sulkuler epitel ve birleşim epiteli olarak bilinirler (Ainamo ve Löe, 1966).

1. Oral epitel: Kreti, yapışık dişetini ve marjinal dişetin dış yüzeylerini örter. Ortalama 0.2-0.3 mm kalınlığında çoğunluğu parakeratinize olmak üzere tam keratinizasyona kadar çeşitlilikler gösterir. Bazal, spinoz, granüler ve korneum isimli dört tabakadan oluşur.
2. Sulkuler epitel: Gingival sulkusu kaplar, korneum ve granüler tabakaları yoktur, yani nonkeratinizedir. Rete pegler izlenmez. Sulkuler epitel keratinize olmadığından bir miktar geçirgendir. Bakterilerin toksinler, kemotaktik ajanlar, antijenler gibi metabolik ürünleri bağ dokusuna geçebilirler. Aynı şekilde serum eksudası, antikorlar gibi konağın savunma elemanları da sulkusa geçerler.

Dolayısıyla sağlıklı dişetinde bile sulkusa doğru hareketlenen polimorfonükleer lökositlere rastlamak mümkündür.

3. Birleşim epitel: Çok katlı nonkeratinize ve yaka şeklinde bir epitel bandından ibarettir. Koronale doğru incelerek 10-20 hücrelik kalınlıktan 1-2 hücrelik kalınlığa kadar düşer ve epiteli bağdokusuna bağlayan bazal tabaka ile birlikte suprabazal dokulara kadar uzanır. Uzunluğu 0.25-1.35 mm aralığında değişim gösterir. İnternal bazal lamina diş yüzeyine yapışarak *epitelyal ataşmanı* oluştururken eksternal bazal lamina ise vücudun diğer kesimlerinde olduğu gibi epitel bağ dokusu birleşimini oluşturur. İnternal bazal lamina dişe yapışık *lamina densa* ve hemidezmozomların yapıldığı *lamina lusida*'dan oluşur(Tarnow, 2009).



Şekil 1.2: Histolojik olarak dişeti bölümleri

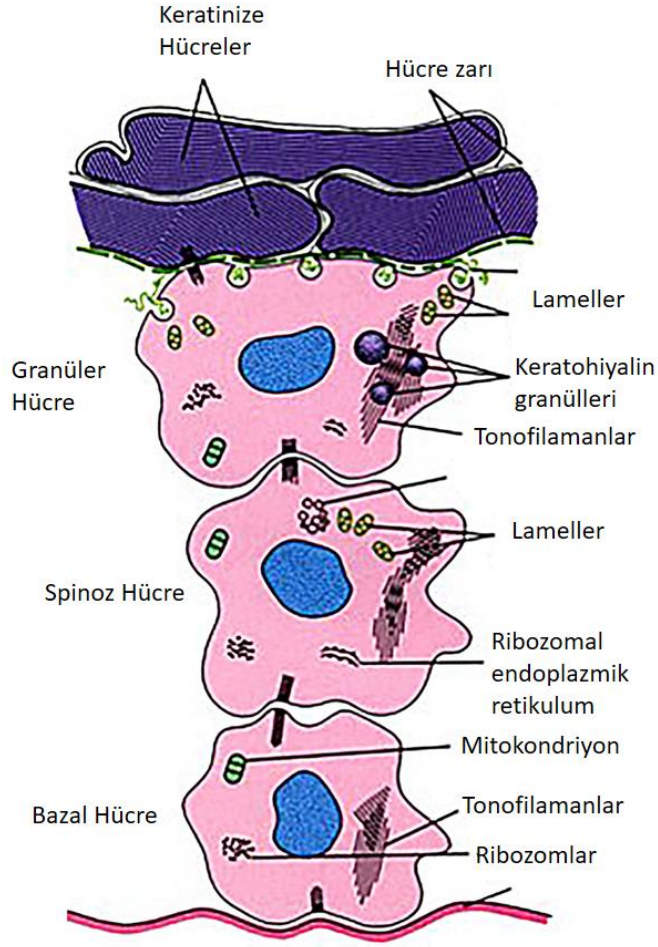
**Bazal tabaka:** Bazal laminaya dayalı ilk katı oluşturan prizmatik hücre dizisidir.



**Spinoz tabaka:** Stratum bazale'deki hücreler çoğalmaya devam edince bir önceki grup yukarı doğru hareketlenip dikensi kat olarak da adlandırılan bu tabakayı oluşturur. Hücreler poligonal (çok yüzlü) şekillidir. En belirgin özellikleri sitoplazmalarından komşu hücelere doğru uzanan parmaksı hücre uzantılarıdır. Bu uzantıların içini dolduran tonofilamanların sonlandığı noktalarda dezmozomlar bulunur.

**Granüler tabaka:** Yassılaşımiş 3-5 hücre tabakasından oluşur. Sitoplazmalarında bol sitokeratinfilamanlarının yanı sıra keratohiyalin granülleri vardır. Granüllerin sayı ve büyüklüğü arttıkça hücrede dejeneratif değişiklikler gözlenir.

**Korneum:** Boynuzsu tabakadır. Yassı hücrelerin üst üste on beş yirmi katman yapacak şekilde yığılmasıyla ortaya çıkar. Hücreler çekirdek içermez. Sitoplazma, keratin adı verilen sert filament benzeri bir protein ile doludur. Deskuamasyon ile birlikte dökülürler(Lautrou, 1981).



Şekil1.3: Dişeti epitelinin histolojik katmanları.

### 1.5. Dişeti Biyotipi

Gingival biyotip olarak da tanımlanan gingival doku kalınlığı ve genişliği estetiğin, fonksiyonun ve periodontal sağlığın devamlılığında önemli rol oynar. Ayrıca, implant tedavisinin uzun dönem başarısının belirleyici faktörlerinden birisi olduğu da savunulmuştur(Cook ve ark., 2011; Jai-Hui Fu, Lee, ve Wang, 2011). Genel olarak, 1mm'den daha küçük gingival kalınlık ince biyotip olarak sınıflandırılırken, 1mm'den daha büyük gingival kalınlık ise kalın biyotip olarak sınıflandırılmıştır(Kan, Morimoto, Rungcharassaeng, Roe, ve Smith, 2010). Klinik açıdan ise ince gingival biyotipler, uzun kron boyları ve dantelalı (taraklı) gingival konturlar ile ilişkilendirilmiştir. İnce gingival biyotipe sahip hastalarda, periodontal

ve periimplant bölge işlemleri sonrasında dişeti çekilmesi daha yüksek oranda görülür. Ayrıca, kalın biyotipe sahip hastalar ile kıyaslandığında rejeneratif tedavilere yanıtları daha düşüktür. Kalın gingival biyotipler ise klinik açıdan daha kısa kron boyları ve daha az dantelalı gingival konturlar gösterirler. Kalın gingival biyotipi olan hastalarda, periodontal ve periimplant tedavileri sonrasında dişeti çekilmesi oranları daha azdır ve rejeneratif tedavilerde daha başarılı sonuçlar elde edilir(Eghbali, De Rouck, De Bruyn, ve Cosyn, 2009; Kois, 2004).

Dişeti biyotipinin, implant çevresi sağlığı ve tedavi başarısı ile ilgili önemli etkenlerden birisi olduğu göze önüne alınarak, dişeti biyotipini belirlemek için farklı yöntemler tanımlanmıştır.

## **1.6. Dişeti Kalınlığı Tespit Yöntemleri**

Literatürde dişeti kalınlığının tespitinde pek çok farklı yöntem tanımlanmıştır.

### **1.6.1. Periodontal Sond ile Yumuşak Dokuların Değerlendirilmesi (Transparanlık)**

Periodontal sond, günlük pratikte dişeti çekilmesi, keratinize mukoza miktarı ve papil yüksekliği gibi farklı ölçümlerde kullanmak için vazgeçilmez bir klinik araçtır. Ayrıca, periodontal sondun diş eti biyotipinin belirlenmesinde de kullanılması tavsiye edilmektedir(Kan, Rungcharassaeng, Umezu, ve Kois, 2003).

### **1.6.2. Radyografik Yumuşak Dokunun Değerlendirilmesi**

Sert dokuların değerlendirilmesinde uzun yıllardır yaygın olarak kullanılmakta olan radyografi, yumuşak doku değerlendirilmesine de uyarlanabilir. Alpiste ve Illuea, anterior dişlerin bukkal yüzeylerinde dentogingival birimin ölçülmesine olanak sağlayan paralel profil radyografi tekniğini tanımlamışlardır

(Alpiste-Illueca, 2004). Bu teknikte, guta perka parçası, apikali dişeti sulkus tabanına, koronali gingival marjine gelecek şekilde yerleştirilir. Yerleştirilen gutaperka bukkolingual yönde serbest diş eti kenarının iç yüzeyini tanımlar. Bu teknikte uzun paralel kon ile frontal projeksiyon ve lateral pozisyonda paralel profil radyografi olmak üzere 2 adet radyografi alınır. Elde edilen radyografilerde, serbest dişeti genişliği ve bağ dokusu ataşman kalınlığı tespit edilir. Ayrıca, bu teknik sayesinde, minesement birleşimi ile gingival sulkus arasındaki mesafe, sulkus derinliği ve minesement birleşimi ile gingival kenar arasındaki mesafe ölçülebilir.

### **1.6.3. Transgingival Sondlama ile Yumuşak Dokunun Değerlendirilmesi**

Lokal anestezi uygulaması sonrası, bir periodontal sond veya enjeksiyon iğnesi mukoza yüzeyine vertikal olarak, kemik direnci hissedilinceye kadar batırılır. İsteğe bağlı olarak, ölçümlerin okunmasını kolaylaştırmak için mukoza yüzeyi ile temasta olacak şekilde silikon disk yerleştirilebilir(Wara-aswapati, Pitiphat, Chandrapho, Rattanayatikul, ve Karimbux, 2001). Spesifik bölgelerde tekrarlanabilir ölçümler için, hastaya özel akrilik rehberlerin hazırlanması gerekir. Bu yöntem alveoler kemik seviyesinin tespitinde de kullanılabilir.

### **1.6.4. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT) ile Yumuşak Doku Değerlendirmesi**

Günümüzde, KIBT, implant cerrahisi öncesi bölgedeki önemli anatomik yapıların değerlendirilmesi için en çok tercih edilen görüntüleme yöntemidir. KIBT,doğru kemik kantitesi ölçümlerinin sağlanması için submilimetre düzeyinde faydalı ve doğru bilgi sağlar(Guerrero ve ark., 2006).

Literatürde bazı çalışmalarda KIBT kullanılarak yumuşak doku ölçümleri yapılmıştır(Barriviera, Duarte, Januário, Faber, ve Bezerra, 2009; Jia-Hui Fu ve ark., 2010; Januário, Barriviera, ve Duarte, 2008; Silva ve ark., 2017; Ueno ve ark., 2014).Ancak, dudaklar ve yanaklar gibi bazıkomşu dokuların gingival doku ile

karışabilme olasılığı, özellikle labial yüzeylerde dişetin görünürlüğüne zorlaştırabilir hatta olanaksız hale getirebilir. Bu sınırlamaları en aza indirebilmek için, periodontal doku değerlendirmesi amacı ile alınan KIBT görüntülerinde akrilik dudak ekartörleri veya tahta spatüller kullanılabilir. Basit ve invaziv olmayan bu yöntem, dudak ve yanağın geri çekilmesini sağlayarak yumuşak dokuların incelenmesine ve ölçülmesine olanak sağlar.

### **1.6.5. Ultrasonografi ile Yumuşak Dokunun Değerlendirilmesi**

Ultrasonografi ile gingival doku kalınlığı ölçümü çeşitli araştırmacılar tarafından uygulanmıştır(Angelopoulos, Scarfe, ve Farman, 2012; Culjat, Choi, Singh, ve White, 2012a; De Bruyckere, Eghbali, Younes, De Bruyn, ve Cosyn, 2015; Eger, 1996; M.O. ve ark., 2008; Muller, Schaller, ve Eger, 1999; Traxler, Solar, Ulm, ve Gritzmann, 1991; Tsiolis, Needleman, ve Griffiths, 2003). Traxler ve arkadaşları, 1991 yılında 8 adet insan kadavrası üzerinde yaptıkları çalışmada, ultrasonografi ve transgingival sondlama ile yapılan dişeti ölçümleri arasında minimum düzeyde deviasyon bulmuşlardır(Traxler ve ark., 1991). Eger ve arkadaşları (1996) ise ultrasonik atım yankı(eko) prensibi kullanarak gingival kalınlığı ölçmüşlerdir. Müköz membranda 1,518m/s hız ile iletilen atımların, diş veya çene kemiğinden yankı süresini hesaplayarak gingival kalınlığı tespit etmişlerdir. Geçmiş yıllarda ultrasonografi, tıptın hemen her alanında kullanılmasına rağmen, yüksek çözünürlüklü, küçük formda ve oral kavitede kullanılabilir özelliklere sahip bir probun geliştirilmesinin zorluğundan dolayı klinik diş hekimliğinde etkin şekilde kullanılamamıştır. Ancak, günümüz teknolojisindeki gelişmeler, minyatür boyutta ve yüksek görüntü kalitesine sahip olan probların üretimini olanaklı hale getirmiştir. Schulze ve arkadaşları 10 Mhz intraoperatif prob yardımı ile palatal çiğneme mukozasında A-mod ve B-mod ultrasonografinin etkinliğini enjeksiyon iğnesi ile yapılan transgingival sondlama ile karşılaştırarak 50 gönüllü üzerinde değerlendirmişlerdir(R. K. W. Schulze, Ćurić, ve D'Hoedt, 2002). Bir çalışmacı grubu, *ex vivo* olarak dişeti altındaki implantların lokasyonunu belirlemede ve derinliklerinin tespitinde özel geliştirilmiş yumuşak doku eşlemeli probu (customized soft tissue-matched transducer), alıcı-vericisi (transceiver) ve sinyal işleme

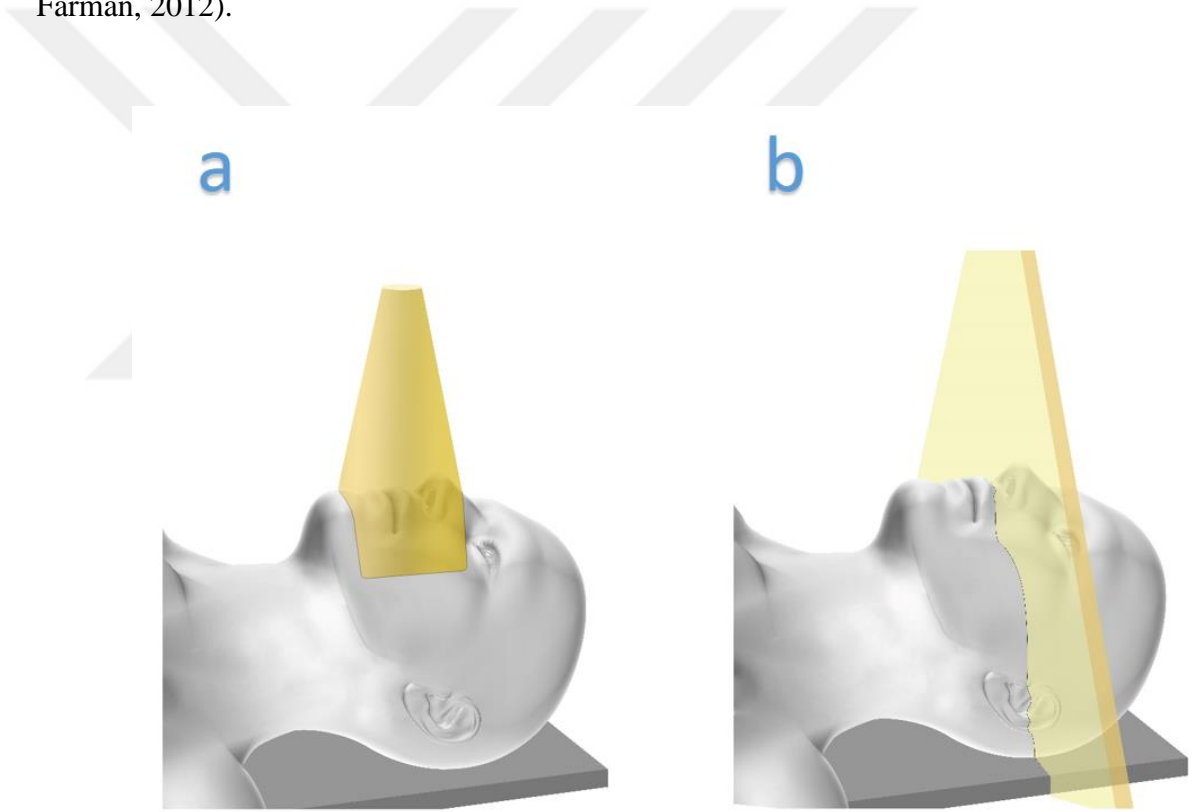
algortiması kullanarak, ultrasonografinin hem implant lokasyonu tespitindeki hem de gingival yumuşak doku kalınlığı ölçmedeki etkinliğini göstermiştir(Culjat ve ark., 2008). Günümüzde, ultrasonografiyi greftleme prosedürü sonrası dental implant çevresi yumuşak dokuların boyutsal değişikliğinin takibinde kullanan çalışmalar da vardır(De Bruyckere ve ark., 2015; Eghbali, De Bruyn, Cosyn, Kerckaert, ve Van Hoof, 2016).

### **1.7. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT)**

KIBT'nin öncüsü olarak sayılan dental volumetrik tomografi ilk kez 1982 yılında anjiyografi, radyoterapi ve mamografi uygulamalarında kullanılmıştır(Miracle ve Mukherji, 2009b).1984 senesinde Feldkamp, David ve Kress (FDK) algoritması ile konik şekilli rekonstrüksiyon elde etmek için, x-ışını kaynağının nesne çevresinde dairesel hareketinin ölçülmesi prensibi tanımlanmıştır(Feldkamp, Davis, ve Kress, 1984). Algoritma, 1984 yılında yayınlanmış olmasına karşın dentomaksillofasiyal radyoloji alanında bu algoritmanın kullanılması ancak 15 yıl sonra gerçekleşmiştir. Teknolojinin gelişmesi ile görüntüleri işleyebilecek kapasitedeki bilgisayarların daha ucuz maliyet ile üretilmesi, yüksek performanslı jeneratörlerin geliştirilmesi, çoklu temele dayanan görüntüleri hızla elde edebilen detektörlerin piyasaya sürülmesi ve algoritmaların geliştirilmesi diş hekimliği uygulamalarında kullanılacak düşük maliyetli KIBT cihazlarının üretimini kolaylaştırdı. 1999 yılında ilk dentomaksillofasiyal KIBT cihazı Attilio Tacconi ve Piero Mozzo tarafından tasarlanıp, QR, Inc. Verona, İtalya tarafından üretildi(Miracle ve Mukherji, 2009a). Bunu 2001 yılında 3D Accuitomo-XYZ Slice View KIBT cihazının üretilmesi takip etti(Angelopoulos ve ark., 2012). Sonrasında ve günümüzde ise birçok farklı üretici tarafından değişik özelliklere sahip cihazlar üretildi.

Medikal BT sistemlerinde görüntü elde edilmesi için yelpaze şeklinde (fan-shaped) x ışını demeti kullanılır ve tam bir görüntü oluşturabilmeleri için çok sayıda

görüntü kesitinin üst üste yığılması gerekir. Medikal BT’de sekonder rekonstrüksiyon ile ortogonal düzlem görüntüleri oluşturulur ve bu görüntülerden aksiyel kesitler almak için verilerin primer rekonstrüksiyonundan yararlanır. KIBT’ de ise yelpaze şeklinde (fan-shaped) x ışın demetleri yerine konik şekilli x ışın demeti ve iki boyutlu dedektörler kullanılır(Şekil1.4).Konik ışın algoritması, bu görüntü veri setini kullanarak herhangi bir yönde, farklı kalınlıklarda düzlemsel ve eğimli görüntü rekonstrüksiyonu yapar. Kullanılan özel algoritmalar, aksiyel düzlemin yanı sıra çok düzlemli iki veya üç boyutlu reformasyonlar ile panoramik rekonstrüksiyonu yapılmasını sağlar(Scarfe ve Farman, 2008; Scarfe, Farman, Levin, ve Gane, 2010; Scarfe, Farman, ve Sukovic, 2006; Scarfe, Li, Aboelmaaty, Scott, ve Farman, 2012).



Şekil 1.4: a:KIBT konik ışın geometresi, b:BT yelpaze şeklinde ışın geometresi.

Medikal BT sistemlerinde kısa sürede geniş hacimli veri elde etmek için 80-140 kVp (kilovolt peak) aralığında güce sahip X ışın jeneratörleri kullanılır. Cihazlar 20-100 kW’luk maksimum güçle, 30-60 saniyelik süre kullanılır çünkü bu

sistemler maksimum güçte sınırlı süre kullanılabilir. Medikal BT sistemlerinin bu kapasiteleri, anot ve jeneratörün özellikleri ile tanımlanır. Bu özellikler tek kesitli BT'lerde büyük hacimlerin taramasında soğumaiçin yeterli duraksamaları sağlar. BT tüpünde fokal spot büyüklüğü 0.5mm ile 1.2 mm aralığındadır. BT sistemlerinde genellikle değişik fokal spot büyüklüğüne sahip x-ışın tüpleri kullanılır. Bu çeşitlilik, büyük hacimli görüntülerin düşük kontrast çözünürlüğü büyük fokal spot ve yüksek güç ile taranmasına, yüksek kontrast görüntülerin ise küçük fokal spot ve ince kesitlerle taranmasına olanak sağlar. KIBT sistemleri ise panoramik radyografi cihazlarının ışınlanma aralığına benzer olarak 80-120 kVp'de çalışmaktadır. KIBT ve medikal BT benzer fokal spot büyüklüklerine (0.5-0.8 mm) sahipken birçok KIBT sistemi medikal BT'den farklı olarak tüp akımının genellikle 1 mA ile 20 mA aralığında olduğu sabit anoda sahiptir. Ayrıca, çoğu KIBT cihazı dedektör hareketiyle uyumlu pulsatif x ışını üretir. Bu durum ışınlama süresini ve daha az radyasyonun ısıya dönüşmesi nedeniyle açığa çıkan ısı miktarını da azaltır. Ancak kullanılan düşük güçteki x ışını jeneratörü görüntü kalitesi açısından bir sınırlama oluşturur (Angelopoulos ve ark., 2012).

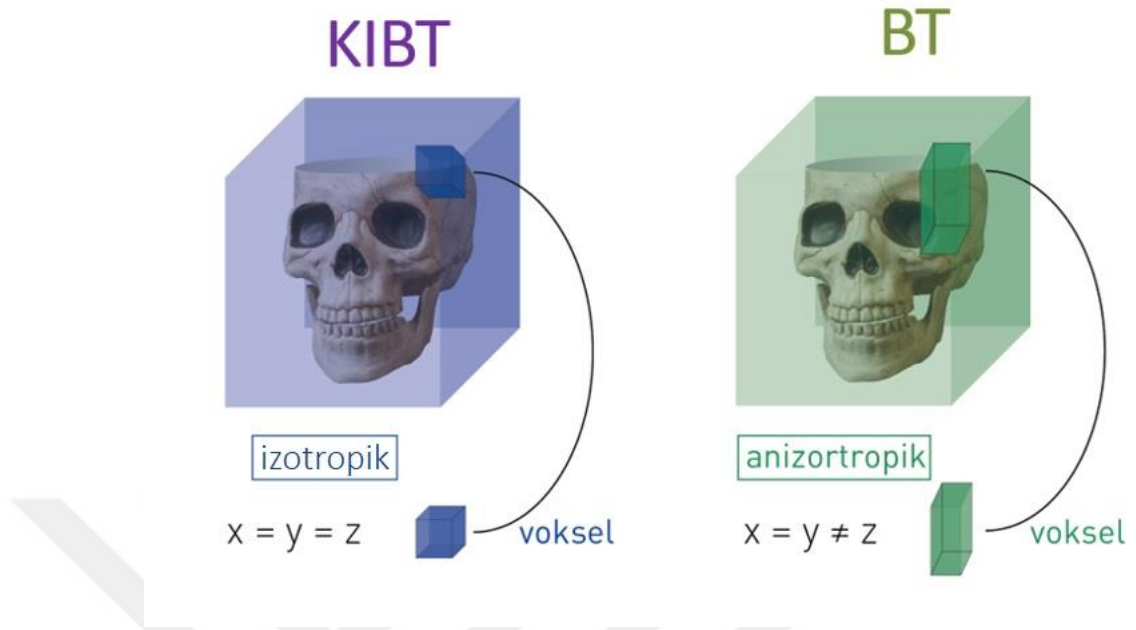
KIBT sistemlerinde görüntüleri oluşturmak ve kaydetmek için alan dedektörü kullanılır. Günümüzde KIBT sistemlerinde kullanılan dedektörler tiplerine göre iki gruba ayrılabilir: (1) charge-coupled-device (CCD/II) (yükten bağlaşıklık aygıt) ve görüntü koyulaştırıcı (image intensifier) kombinasyonu(2) flat panel dedektörler(FPD). Başlangıçta kullanılan charge-coupled-device (CCD/II) (yükten bağlaşıklık aygıt) ve görüntü koyulaştırıcı (image intensifier) kombinasyonu dedektörün büyük olmasına ve dairesel (küresel) temel görüntü alanları oluşmasına neden oluyordu. Günümüzde ise KIBT cihazlarında daha az karmaşık, daha ince ve daha iyi dinamik bölgeye sahip FPD kullanılmaktadır. FPD'ler geniş alanlı piksel dizisi içeren, hidrojenize amorf silikonlu ince film transistör veya daha az sıklıkla geniş, tamamlayıcı metal oksit yarı iletken (Complementary metal-oxide semiconductor) (CMOS) diziler içerirler. FPD'ler dairesel (küresel) temel görüntü alanlar yerine dikdörtgen alanlar (silindirik) oluştururlar. Dedektörler, ham imaj görüntüleri için x-ışın foton yüklerini ayrı olarak kaydeder ve birleştirip sinyal olarak bilgisayara gönderir. KIBT cihazının tam bir rotasyonunda yüzlerce temel görüntü



elde edilir. Tek bir ekspozda, milisaniyeler içerisinde bu olay pek çok kez gerçekleşir(Angelopoulos ve ark., 2012; Baba, Ueda, ve Okabe, 2004).

Görüntüleme alanı (Field of view) (FOV) tarama hacmini ifade eder ve dedektör boyut ve şekline, ışın projeksiyon geometrisine ve ışın demeti kolimasyonuna bağlıdır. KIBT sistemleri, görüntüleme alanı büyüklüklerine göre küçük, orta ve geniş olarak sınıflandırılabilirler(Scarfe ve ark., 2010, 2012). Farklı görüntüleme alanı hacim seçenekleri, her hastaya uygun bir tarama hacmi seçilerek hastanın alacağı radyasyon dozunun azaltılması sağlar. Küçük görüntü alanı odaklanılmış sınırlı alanı ifade eder ve özellikle dentoalveoler yapıların değerlendirilmesi ve yüksek çözünürlük gerektiren endodontik değerlendirmelerde daha uygundur. Orta görüntüleme alanı maksilla veya mandibulayı içerecek büyüklükte tarama hacmidir, özellikle implant planlaması ve patolojik durumlarda tercih edilir. Geniş görüntüleme alanında tarama yüksekliği 13-15 cm'den büyüktür ve kraniyofasiyal iskeletin tamamının görüntülenmesine olanak sağlar. Travmalar, ortodontik teşhis ve tedavi planlaması, temporomandibular eklem (TME) analizi ve çenelerdeki patolojilerin değerlendirilmesi için kullanışlıdır(D A Tyndall ve Kohltfarber, 2012)(Kamakshi, Tarani, Naik, ve Veera, 2016).

Voksel, üç boyutlu görüntünün ayırt edilebilen en küçük parçasıdır ve KIBT görüntülerinde çözünürlük vokseller ile belirtilir. KIBT cihazlarında voksel boyutları 0.4 mm ile 0.070 mm aralığında değişkenlik göstermektedir. BT'den farklı olarak vokseller izotropiktir, yani X,Y ve Z düzlemleri eşittir (**Şekil 1.5**). İzotropik vokseller görüntülerin herhangi bir düzlemde yüksek doğrulukla rekonstrükte edilebilmesini sağlar. Dedektörlerin izotropik görüntü elde edilmesini sağlaması küçük diş ve kemik yapıların detaylı incelenebilmesi için gerekli olan yüksek geometrik çözünürlük ile birlikte sert doku netliğini sağlar(Angelopoulos ve ark., 2012).



Şekil 1.5: KIBT’de izotropik voksel yapısı ve BT’de anizotropik voksel yapısı.

KIBT cihazlarının diş hekimliğinde yaygınlaşması diş hekimliğinde yeni bir çağın başlangıcı oldu ve diş hekimliğinin bütün alt branşlarında kullanım alanı bulmalarını sağladı. Ağız, diş ve çene cerrahisi KIBT’nin en çok kullanıldığı alanlardan birisi olup, ileri görüntüleme tekniğine en sık dental implant cerrahisi öncesi alveoler kemiğin ve çevre anatomik yapılarla ilişkinin değerlendirilmesi için başvurulmaktadır. Ayrıca alt 20 yaş dişlerinin kök morfolojileri ve kanal ile ilişkilerinin 3 boyutlu olarak değerlendirilmesi, çene kemiklerindeki patolojilerin değerlendirilmesi, dentomaksillofasiyal kırıkların tespiti ve tedavi planlaması için de yaygın olarak kullanılmaktadır(Lauber, Bornstein, ve von Arx, 2012; Madrigal, Ortega, Meniz, ve Lopez-Quiles, 2008; Scarfe ve ark., 2010).

Endodonti, KIBT ile 3 boyutlu incelemenin artarak önem kazandığı alt branşlardan birisidir. Kök- kanal morfolojisindeki anatomik varyasyonların teşhisi, kök-kanal sistemi anomalilerin tespiti, kanal tedavisi öncesi ve sonrası görülen komplikasyonların saptanması, dentoalveoler travmaların değerlendirilmesi ve internal- eksternal kök rezopsiyonlarının teşhisinde kullanılmaktadır(Patel, Dawood,

Pitt Ford, ve Whaites, 2007). Ayrıca eksternal kök rezorpsiyonlarında, defektlerin genişlik, derinlik, yükseklik ve hacminin hesaplanmasında KIBT'nin gerçek fiziksel ölçümlere benzer sonuçlar verildiği görülmüştür(Sönmez, Koç, ve Kamburoğlu, 2018). Strip perforasyon, taşkın kanal dolgusu gibi endodontik komplikasyonların değerlendirilmesinde de KIBT görüntülerinden yararlanılmaktadır(Koc, Sonmez, Yılmaz, Karahan, ve Kamburoglu, 2018).

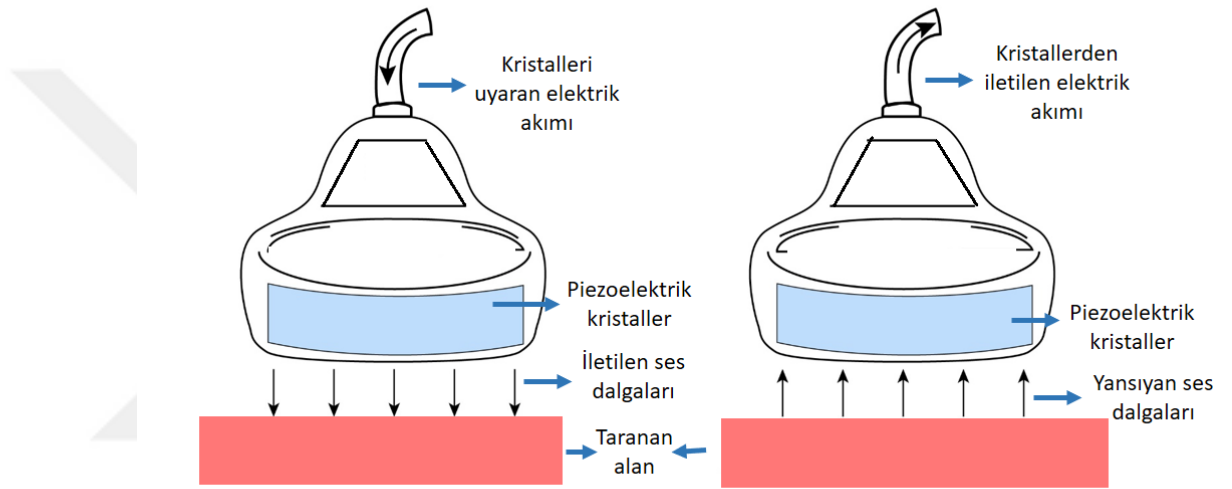
KIBT, 2 boyutlu görüntülemenin yetersiz kaldığı kemik içi defektler, fenestrasyon ve dehisens defektleri, periodontal kistler ve furkasyon problemlerinin değerlendirilmesinde detay sağlar. Ayrıca rejeneratif periodontal yaklaşımlarda da KIBT'den yararlanılmaktadır(Donald A. Tyndall ve Rathore, 2008).KIBT'nin peri-implant bukkal defektlerin tespitinde etkinliğinin yanısıra defektlerin derinlik, genişlik ve hacminin hesaplanmasında da gerçek ölçümlerle uyumlu değerler verdiği gösterilmiştir(Kamburoglu ve ark., 2014).

Ortodontide KIBT'den pek çok alanda yararlanılmaktadır. Ektopik gömülülük gösteren kanin dişlerin konumlarının tespiti ve tedavi planlaması, hava yolu analizleri, dudak damak yarığı olan hastalarda alveoler cerrahi sonrası kemik kalitesinin değerlendirilip ortodontik hareketin planlanması ve ortognatik cerrahi planlaması bunlardandır(Sukovic, 2003).

### **1.8.Ultrasonografi**

Ultrasonografinin çalışma prensibi ses dalgalarının, farklı doku ara yüzlerinde yayılması ve yansması fenomenine dayanır(Sonmez ve ark., 2019). Ses dalgaları ortam ile etkileşime girince iletilebilir, atenuasyona uğrayabilir, kırılabilir, yansiyabilir ya da scatter olarak saçılabilir. İnsan kulağının işitime sınırı üzerindeki ses frekansları ultrason olarak tanımlanmıştır (Laird ve Walmsley, 1991). Diagnostik ultrasonografide, oluşturulan yüksek frekans (30 Hz- 20 KHz) ses dalgaları,

piezoelektrik kristaller barındıran transdüser tarafından dokuya iletilir. Transdüserler, ultrason cihazlarının prob kısmında bulunur ve içerdikleri piezoelektrik kristalleri sayesinde, elektrik sinyallerini mekanik titreşimlere, mekanik sinyalleri de elektrik sinyallerine dönüştürürler. Bu dönüşüm piezoelektrik olay olarak tanımlanmıştır(Şekil1.6). Doku ile etkileşime girip geri yansıyan sesler yankı (eko) olarak adlandırılır. Doku ara yüzlerinden gelen yankılar prob tarafından algılanır, sonra işlenir ve bilgisayar ekranında griskala resimlere dönüştürülür.



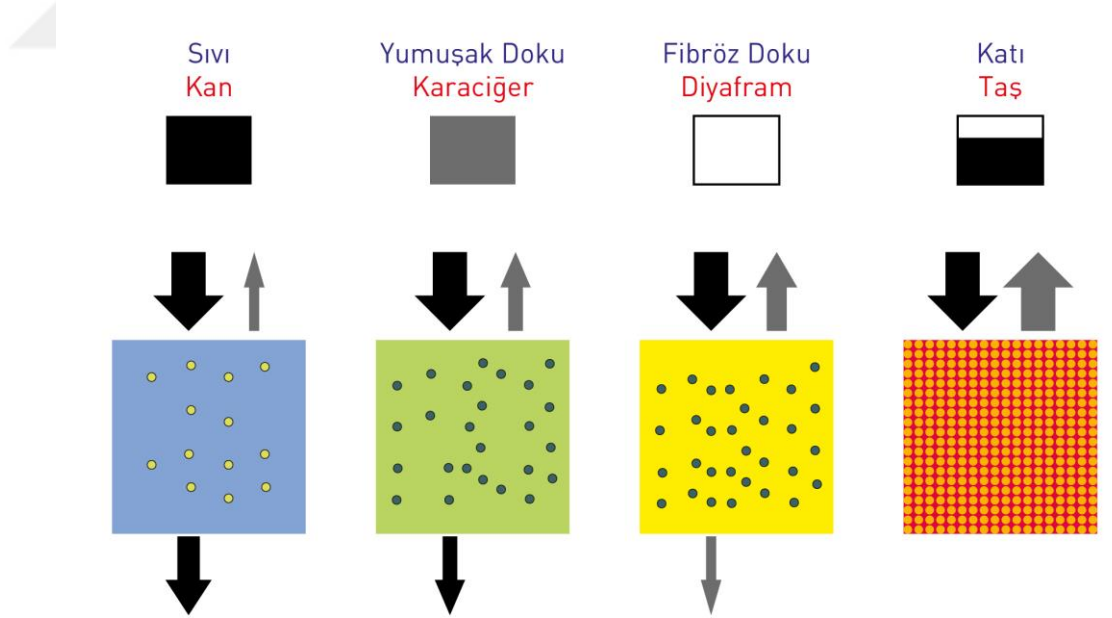
Şekil1.6: Piezoelektrik olay.

Ultrason ile incelenen dokular ekojenik ve anekojenik görüntü verebilir. Dokular eğer yankı üretiyorsa ekojenik olarak adlandırılır. Eğer dokulardan yansıma olmuyor ise yani yankıları yoksa anekojenik görüntü oluşur. Ekojenik dokular hiperekojenik ya da hipoekojenik görüntü verebilir. Ses dalgalarının, organ veya doku ara yüzlerinde yüksek yansıma meydana gelirse, dokular görüntüde parlak yapılar olarak gözlenir ve görüntü hiperekojenik olarak tanımlanır. Örneğin doku ve kemik ara yüzü, kemik bütünlüğünü bozan patolojik bir süreç yok ise yüksek ses dalgalarında yüksek yansımaya neden olurlar. Ekojenik dokular, doku arayüz yansımaları düşük yoğunlukta olursa hipoekojenik görüntü verirler. İçi sıvı dolu kavimler anekojenik görüntü verirler. Çevre dokular ile benzer akustik empedans

farkı olan alanlar izoekojenik görüntü verirler (Cotti, Campisi, Garau, ve Puddu, 2002; Goldstein, 1993; Weissman, 2009).

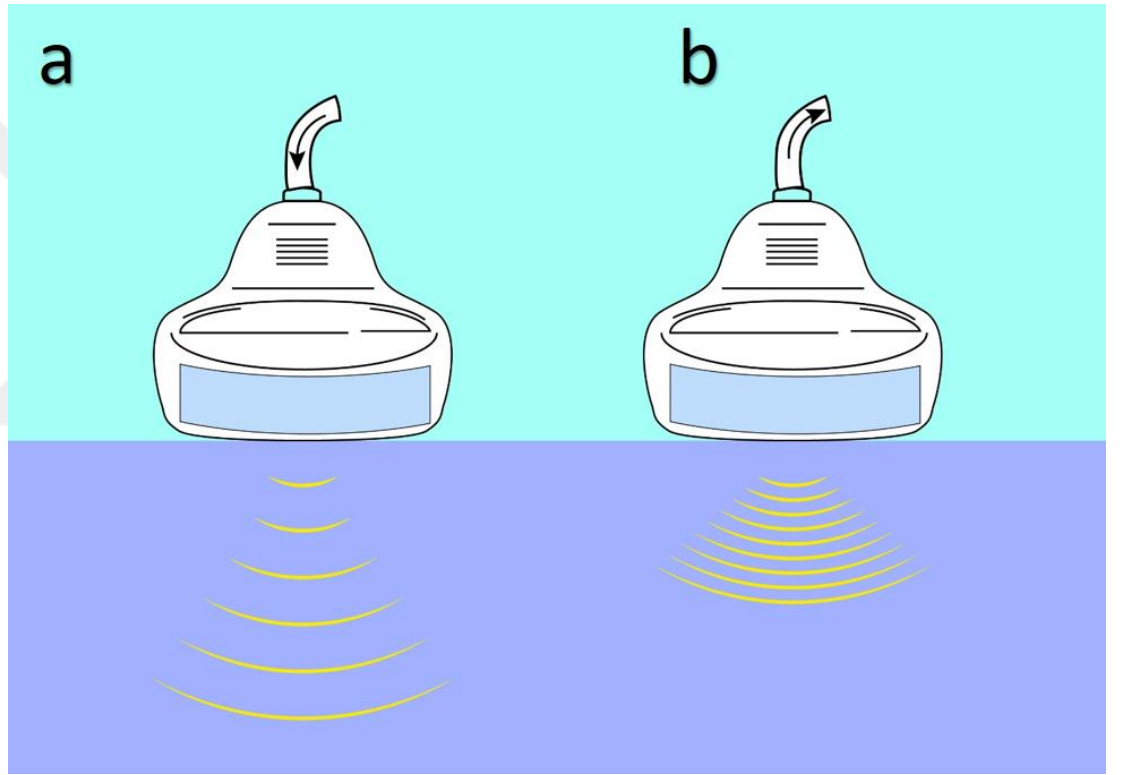
Akustik empedans farkı terimi ise, ses dalgasının ilerleme yönündeki materyalin direncini tanımlamak için kullanılır ve materyalin densitesine bağlıdır. Eğer materyal katı ise partikülleri daha yoğundur ve sonografik dalgaların daha çok yansımaya neden olur. Bu nedenle katı maddeler, sıvılar ile karşılaştırıldığında ses dalgalarını daha az iletir. Sıvı maddelerden ise daha az ses dalgası yansır. Taşlar ve kemikler sıvılardan daha çok ses dalgası yansıtırlar ve beyaz parlak (hiperekojenik) görüntü oluştururlar. Ses dalgaları taşlar gibi katı maddelerden iletilmediği için, görüntüleri arkasında siyah akustik gölge oluşmasına neden olur(Şekil1.7). Hava ise güçlü ultrasonografik dalgaları yansıtıcı olduğu için yapıların incelenmesini zorlaştırır(Abu-Zidan, Hefny, ve Corr, 2011).

## Akustik empedans



Şekil1.7: Partikül yoğunluklarına göre maddelerin akustik empedansı ve şematize edilmiş ultrason ekojeniteleri.

Diagnostik ultrasonografi frekansı MHz birimindedir ve düşük frekans ses dalgaları dokuya daha iyi penetre olurlar fakat düşük çözünürlükte görüntü oluşmasına neden olurlar. Yüksek frekans ses dalgaları ise yüksek kalite çözünürlük sağlarlar fakat doku penetrasyonu düşüktür (Şekil 1.8.) (Moore ve Copel, 2011).



**Şekil 1.8.** a: Düşük frekans ses dalgalarının yüksek doku penetrasyonu, b: Yüksek frekans ses dalgalarının yüzeysel doku penetrasyonu.

Diğer ileri görüntüleme teknikleri ile karşılaştırıldığında, ultrasonografinin iyonlaştırıcı radyasyona neden olmaması, taşınabilirlik, anlık, hasta başında, dinamik ve tekrarlanabilen inceleme olanağı ile birlikte düşük maliyet gibi avantajları vardır (Evirgen, 2016).

Diş hekimliğinde diagnostik ultrasonografinin kullanımı ile ilgili veriler ilk kez 1963 yılında Baum ve arkadaşları tarafından yayımlanmıştır (Baum, Greenwood, Slawski, ve Smirnow, 1963). Baum ve arkadaşları 15 Mhz transdüser kullanarak dişin içyapılarını görüntülemeye çalışmıştır ancak elde edilen radyofrekans sinyallerinin kalitesi ve netliği diagnostik açıdan yeterli olmamıştır. 1963'ten beri diş hekimliği alanında pek çok yeni ve değişik diagnostik ultrasonografi uygulaması gerçekleştirilmiştir (Bas, Yılmaz, Gokce, ve Akan, 2011; Chifor ve ark., 2011; Ghorayeb, Bertoncini, ve Hinders, 2008; Mahmoud, Ngan, Crout, ve Mukdadi, 2010; Oeppen, Gibson, ve Brennan, 2010; Sun, Witzel, Bian, ve Kang, 2008; Tikku ve ark., 2010). Ultrasonografinin çürük lezyonlarını ve dental kırıkları tespit etmede etkinliği değerlendirilmiştir. Ultrasonografi ile yumuşak doku lezyonları, maksilofasiyal kırıklar, periodontal boyun defektleri değerlendirilmiştir. Ayrıca, kas ve gingival kalınlık ölçümleri, temporomandibular eklem rahatsızlıklarının diagnozu, implant diş hekimliği ve dental travmalarda ultrasonografi kullanılmıştır (Marotti ve ark., 2013). Temporomandibular eklem rahatsızlığı olan hastalarda ultrasonografinin, disk deplasmanı ile birlikte efüzyonu tespit etmedeki etkinliği değerlendirilmiş ve manyetik rezonans görüntüleme (MRG) ile mükemmel korelasyon gösterdiği tespit edilmiştir. Ayrıca, temporomandibular eklem aralığı ölçümlerinde ultrasonografi ile MRG karşılaştırıldığında  $-0.182$  ve  $+0.130$  ortalama fark tespit edilmiştir (Yılmaz ve Kamburoglu, 2019). Bir başka güncel çalışmada ise periapikal kist ve granülomun ayırımında ultrasonografi görüntüleri histopatolojik incelemeler ile karşılaştırılmış ve ultrasonografi ile histopatoloji arasında yüksek uyum tespit edilmiştir. Böylece, ultrasonografinin periapikal patolojilerin teşhis ve takibinde kullanılabileceği gösterilmiştir (Sonmez ve ark., 2019). Aynı çalışmada periapikal patolojilerin genişliği, derinliği, yüzey alanı ve hacmi KIBT ile birlikte ultrasonografi kullanılarak değerlendirilmiştir. Ultrasonografi ile elde edilen ölçümlerin bütün vakalarda KIBT ölçümlerine göre daha düşük ortalama gösterdiği saptanmıştır.

Dil lezyonlarında, intraoral prob kullanılarak elde edilen ultrasonografi görüntülerinin histopatoloji ile retrospektif olarak karşılaştırıldığı diğer bir çalışma ise ultrasonografinin histopatolojik bulguları yansıttığı ve lezyon sınırları, çapı, derinliği ve kanlanması hakkında doğru bilgi sağladığı gösterilmiştir. Ayrıca,

hemanjiyomlar ve lipomların teşhisinde ultrasonografinin tek başına etkin olduğu belirtilmiştir(Miyamoto, 2016).

Taze kadavra üzerinde 14 MHz intraoral prob kullanılarak elde edilen ultrasonografi görüntüleri ve KIBT görüntülerinin karşılaştırıldığı araştırmada maksiller anterior dişlerin fasiyal kemik yüzey ve yumuşak dokusu, lingual sinir, mental foremen ve büyükpalatin forameni değerlendirilmiştir(Chan, Wang, Fowlkes, Giannobile, ve Kripfgans, 2017). İntraoral problemlerin kullanımı ile ultrasonografinin, oral ve dental anatomik yapıların değerlendirilmesinde gerçek zamanlı (real-time) ve invaziv olmayan alternatif bir yöntem olarak etkinliği gösterilmiştir.

Ultrasonografi yardımı ile yumuşak doku kalınlığı değerlendirilmesi yapılan pek çok ex-vivo çalışma olmasına rağmen, implant cerrahisi öncesi yumuşak dokuları- daha önce hasta üzerinde ultrasonografi ile değerlendirilmemiştir. Bu çalışmanın amacı diş eksikliği olan hastalarda implant yerleştirilmesi öncesinde yumuşak doku kalınlığının yüksek çözünürlüklü intraoral ultrasonografi ve iki farklı KIBT cihazı ile değerlendirilmesi ve karşılaştırılmasıdır.



## 2. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma için Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu'ndan 20.11.2017 tarih, 17/74sayılı kararı ile onay alınmıştır. (Proje no. D-KA 17/13). Çalışma grubu, Başkent ve Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'nda, eksik diş nedeni ile muayene olmuş 40 sağlıklı hastanın 40 implant bölgesinden oluşmaktadır. Başkent Üniversitesi'nden 20 ve Ankara Üniversitesi'nden 20 hastaya ait, toplam 40 implant bölgesindeki bukkal diş eti kalınlığı, implant cerrahisi öncesi KIBT, US ve periodontal sond ile incelenmiştir. Santral, lateral ve kanin diş eksikliği nedeniyle implant planlanan bölgeler anterior grup, premolar ve molar diş eksikliği nedeniyle implant planlanan bölgeler ise posterior grup olmak üzere iki ayrı grup halinde değerlendirilmiştir. 40 adet implant bölgesinin (16 anterior ve 24 posterior) dar görüntüleme alanı ile çekilmiş KIBT görüntüleri ve US görüntüleri, periodontal sond ölçümleri ile karşılaştırılarak prospektif olarak değerlendirilmiştir.

Diş eksikliği nedeni ile implant tedavisi görmesi gereken 18 yaşından büyük, dudak ekartörü ile KIBT görüntüleri alınan ve çalışmaya gönüllü olarak katılmayı kabul eden hastalar araştırmaya dahil edilmiştir. Kronik sistemik hastalığı bulunan ve implant planlanan bölgeye ait dokuları etkileyebilecek patolojilerin var olduğu hastalar çalışmaya dahil edilmemiştir.

Dâhil edilme ölçütlerini sağlayan, yaşları 21 ile 74 arasında değişen 20 erkek (%50) ve 20 kadın (%50) toplam 40 hastanın KIBT ve US görüntüleri ile birlikte periodontal sond ölçümleri çalışmada kullanılmıştır.

### 2.1. KIBT Görüntüleme

Bu çalışmada implant cerrahisi öncesi 40 adet implant bölgesine ait yumuşak doku kalınlığı klinik olarak, KIBT ve ultasonografi ile değerlendirilmiştir. 20

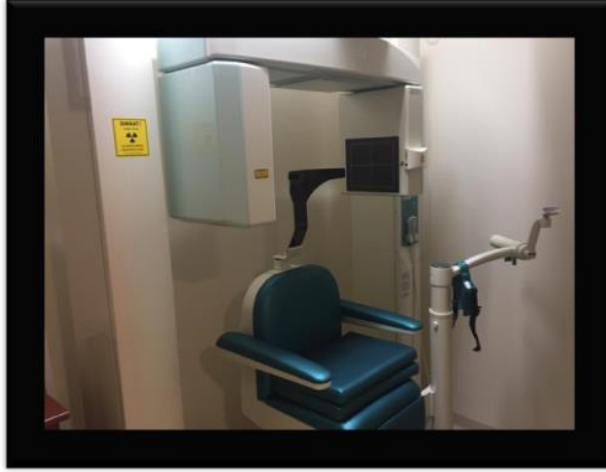
implant bölgesine ait KIBT görüntüleri Planmeca ProMax 3DMax ProFace (Helsinki, Finlandiya) KIBT cihazı kullanılarak, 96 kVp, 7 mA, 0.2 mm voksel boyutu, 55X50 mm dar görüntüleme alanı (FOV) ile elde edilmiştir. Diğer 20 implant bölgesinin KIBT görüntüleri ise, Morita 3D Accuitomo 170® (J Morita, Kyoto, Japan) KIBT cihazı kullanılarak 90 kVp, 5mA, 0.08 mm voksel boyutu ve 40x40 mm dar FOV ile elde edilmiştir. Görüntü analizi öncesinde, bu araştırmada kullanılmayan 10 KIBT görüntüsü üzerinde kalibrasyon seansı yapılmıştır. Kalibrasyon seansında, KIBT görüntülerinde implant bölgesinin arki belirlenip krosseksiyonel kesitler oluşturulmuştur. Oluşturulan krosseksiyonel kesitlerde dişeti kenarından, alveoler krete dik olacak şekilde alveoler kret tepesinden ve tabanından milimetrik ölçüm yapılmıştır. KIBT görüntü analizleri Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim dalında 4 yıldır çalışmakta olan araştırma görevlisi (GS) tarafından gerçekleştirilmiştir. Görüntülerin yorumlanmasında her iki KIBT cihazının kendi yazılımları kullanılarak implant bölgesi KIBT görüntülerinden elde edilen multiplanar reformat ve krosseksiyonel kesitler incelenmiştir. İmplant bölgesi, bukkal yumuşak doku kalınlığı alveoler krete dik olarak ölçülmüştür ve **Şekil2.4'** de görüldüğü gibi her bir implant bölgesi için alveolar kret tepesi ve tabanından 2 ölçüm gerçekleştirilmiştir. Dudak ekartörüne bağlı olarak oluşabilecek yanlış ölçümleri önlemek için yapışık dişetinin alveolar mukoza ile sonlandığı mukogingival hat alveolar kret tabanı olarak kabul edilmiştir.



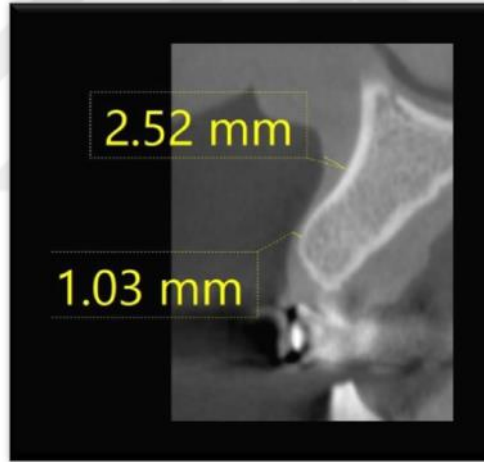
**Şekil 2.1.** KIBT görüntüsü elde edilmeden önce akrilik dudak ekartörünün uygulanması.



**Şekil 2.2.**Çalışmada kullanılan KIBT cihazı(Planmeca ProMax 3DMax ProFace,Helsinki, Finlandiya).



Şekil 2.3.Çalışmada kullanılan KIBT cihazı (Morita 3D Accuitomo 170@,J Morita, Kyoto, Japonya).



Şekil 2.4. Krosekssiyonel kesitte, tepe ve taban olacak şekilde 2 farklı noktadan alveoler krete dik gerçekleştirilen yumuşak doku ölçümü (i-Dixel Software, Morita 3D Accuitomo 170@,J Morita, Kyoto, Japonya).

## 2.2. Ultrasonografi (US)

Ultrasonografi incelemesi aynı araştırmacı tarafından ACUSON S 2000 (Siemens, Munich, Germany) yüksek çözünürlüklü ultrasonografi cihazı ile yapılmıştır. İnceleme sırasında 15 MHz hokey sopası prob kullanılmıştır.



Şekil 2.5.US incelenmesinde kullanılan yüksek çözünürlüklü US cihazıACUSON S 2000 (Siemens, Munich, Germany).



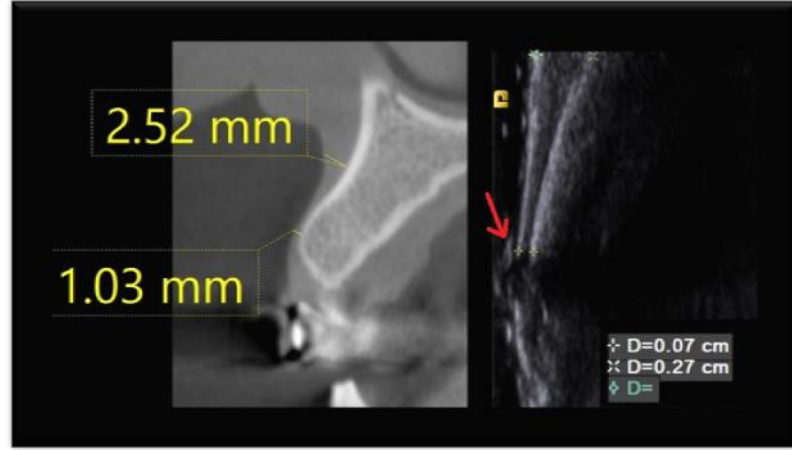
Şekil 2.6.15Mhz hokey sopası prob.

US incelemesi öncesinde, implant bölgesinin tükürük izolasyonu sağlandıktan sonra, KIBT ile ölçümü yapılan bölgeler klinik olarak tespit edildikten sonra Şekil 2.7’de görüldüğü üzere SDI gingival bariyer (SDI,North America Inc., Itasca IL, ABD) ile referans nokta işaretlenmiştir.



Şekil 2.7. Gingival bariyer ile implant bölgesinin işaretlenmesi

15 Mhz hokey sopa prob, ultrasonografi jeli ve steril örtü ile kaplandıktan sonra, intraoral olarak longitudinal düzlemde kullanılmıştır. Prob pozisyonu sürekli değiştirilerek implant bölgesinin yeterli kalitede krosseksiyonel görüntüleri elde edilmiştir. Prob alveolar krete dik bir açı ile pozisyonlandırılmıştır ve implant bölgesinin krosseksiyonel olarak değerlendirilmesisağlanmıştır. Yumuşak doku kalınlığının boyutsal ölçümü için ultrasonografide hiperekojenik görüntü veren ve anekojenik gölgesi olan gingival bariyer referans nokta olarak kullanılmıştır. Şekil 2.4’de görüldüğü gibi her bir implant bölgesinin yumuşak doku kalınlığı, KIBT görüntülerinde yapılan ölçümler ile aynı 2 noktadan yapılmıştır.



**Şekil 2.8.** KIBT ile ölçüm yapılan referans noktaların US ile alveoler krette dik olarak incelenmesi. Alveoler kret tepesi ve tabanından 2 farklı noktadan gerçekleştirilen yumuşak doku ölçümü. Kırmızı ok hiperekojenik görüntü veren gingival bariyeri göstermektedir.

### 2.3. Klinik Ölçüm

Her bir implant bölgesinin yumuşak doku kalınlığı klinik olarak da aynı referans noktalarından ölçülmüştür. Klinik ölçüm için ölçümü yapılan aynı noktalar SDI gingival bariyer (SDI, North America Inc., Itasca IL, United States) kullanılarak işaretlenmiş ve referans noktası olarak kullanılmıştır. Klinik yumuşak doku kalınlığı ölçümünde enjeksiyon iğnesi ucuna silikon disk takılarak transgingival sondlama uygulanmıştır. Ayrıca, milimetrik ölçüm için elektronik dijital kumpas (Allendale Electronics Ltd., Hertfordshire, İngiltere) kullanılmıştır. Kullandığımız ince sivri ağızlı dijital kumpas 0-200mm ölçüm aralığına ve 0.01mm çözünürlüğüne sahiptir. Klinik yumuşak doku ölçümleri altın standart olarak kabul edilerek, KIBT ve US ile elde edilen bütün ölçümler klinik ölçümler ile karşılaştırılmıştır.

### 2.4. İstatistiksel Yöntem

Çalışmada yer alan implant bölgelerinin tepe ve taban ölçüm değerlerine ait veriler klinik ölçüm, ultrasonografik ölçüm, KIBT ölçüm (Morita ve Planmeca)

grupları halinde ortalama±standart hata şeklinde sunuldu. Verilerin analizi öncesinde normal dağılım ve varyansların homojen olması varsayımlarını ölçmek için Shapiro-Wilk ve Levene Testlerinden faydalandı. Klinik ölçüm, ultrasonografik ölçüm, KIBT ölçüm ( Morita ve Planmeca) gruplarına ait ortalamaların kıyaslanmasında Tek Yönlü Varyans Analizi kullanıldı. Altın standart yöntemi olan klinik ölçüm ile ultrasonografi ve KIBT ölçüm (Morita ve Planmeca) grupları arasındaki ölçüm farklarının dağılımı Tek Örneklem Testi ile incelendi. Ölçümler arasındaki uyumun görselleştirilmesinde Blant Altman Yöntemi kullanıldı. Analizler için SPSS 14.01 paket programından yararlanıldı. Tüm istatistiksel kararlarda  $P<0.05$  ölçütü kullanıldı.



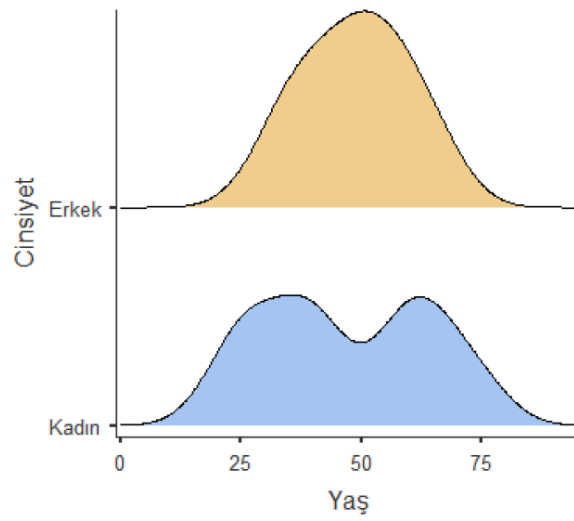


### 3. BULGULAR

Çalışmaya dahil edilen, yaşları 21-74 (yaş ortalaması  $\pm$  standart sapma=47,88  $\pm$ 14,221) arasında değişen 40 hastanın 20'si (%50) erkek ve 50'si (%50) kadındır. Çizelge 3.1 çalışma grubuna ait demografik dağılımı göstermektedir.

Çizelge 3.1 Çalışma grubuna ait demografik dağılım.

	Cinsiyet	Yaş
N	Erkek	20
	Kadın	20
Ortalama	Erkek	48,8
	Kadın	47
Minimum	Erkek	30
	Kadın	21
Maksimum	Erkek	66
	Kadın	74



Şekil 3.1. Çalışma grubuna ait demografik dağılımı göstermektedir.

Tepe bölgesi dişeti kalınlığı, klinik ölçümlerde 0,71-3,18 mm (ort  $\pm$  sh =1.72 $\pm$ 0.0895) aralığında, ultrasonografi ölçümlerinde 0,6-2,8 mm (ort  $\pm$  sh =1.69 $\pm$ 0.0912) aralığında, Morita KIBT cihazı ile yapılan ölçümlerde 0,5-2,97 mm (ort  $\pm$  sh =1.75 $\pm$ 0.136) aralığında, Planmeca KIBT cihazı ile yapılan ölçümlerde ise 0,89- 2,71 mm (ort  $\pm$  sh =1.5 $\pm$ 0.126) aralığında değişmektedir.

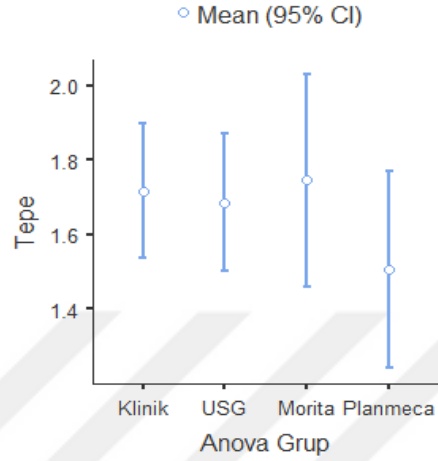
Taban bölgesi dişeti kalınlığı, klinik ölçümlerde 1,14-4,12 mm (ort  $\pm$  sh = 2.55 $\pm$ 0.127) aralığında, ultrasonografi ölçümlerinde 1,3-4,2 mm (ort  $\pm$  sh =2.5 $\pm$ 0.111) aralığında, Morita KIBT cihazı ile yapılan ölçümlerde 1,12-3,25 mm (ort  $\pm$  sh =2.27 $\pm$ 0.149) aralığında, Planmeca KIBT cihazı ile yapılan ölçümlerde ise 0,89-2,71 mm (ort  $\pm$  sh =2.69 $\pm$ 0.192) aralığında değişmektedir.

**Çizelge 3.2.** Çalışma grubuna ait ölçümlerin tanımlayıcı istatistikleri.

<b>Tepe Bölgesi</b>				
	Klinik Ölçüm	USG	KIBT	
			Morita	Planmeca
N	40	40	20	20
Ort $\pm$ sh	1.72 $\pm$ 0.0895	1.69 $\pm$ 0.0912	1.75 $\pm$ 0.136	1.5 $\pm$ 0.126
<b>Taban Bölgesi</b>				
	Klinik Ölçüm	USG	KIBT	
			Morita	Planmeca
N	40	40	20	20
Ort $\pm$ sh	2.55 $\pm$ 0.127	2.5 $\pm$ 0.111	2.27 $\pm$ 0.149	2.69 $\pm$ 0.192

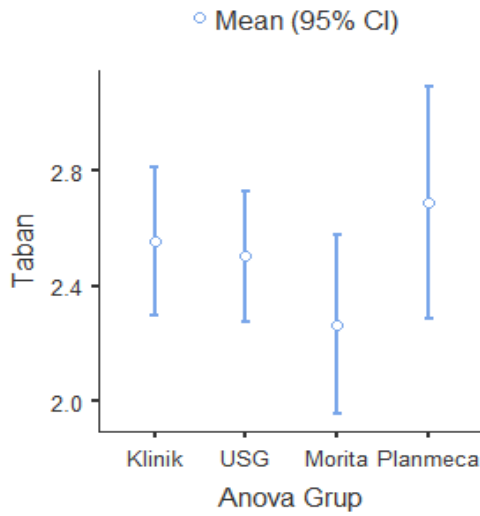
Ort: Ortalama, sh: standart hata

Tepe bölgesi diş eti kalınlığı ölçümleri dikkate alındığında, tek yönlü varyans analizine göre, farklı yöntemler için ölçüm ortalamaları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ( $p=0.519$ ).



Şekil 3.2. Tepe bölgesi diş eti kalınlığı ölçümünde yöntemler arası farkın analizi.

Taban bölgesi diş eti kalınlığı ölçümleri dikkate alındığında, tek yönlü varyans analizine göre, farklı yöntemlerde ortalamalar arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamsız bulunmuştur ( $p=0.346$ ).



Şekil 3.3. Taban bölgesi diş eti kalınlığı ölçümünde yöntemler arası farkın analizi.

**Çizelge 3.3.** Yöntemler arası korelasyonun değerlendirilmesi.

		Morita	Planmeca	USG
Tepe Bölgesi Klinik Ölçüm	Pearson's r p	0,979 < .001	0,951 < .001	0,858 < .001
Taban Bölgesi Klinik Ölçüm	Pearson's r p	0,972 < .001	0,958 < .001	0,902 < .001

Klinik olarak elde edilen ölçümler ile diğer yöntemlerin korelasyonu değerlendirildiğinde hem tepe hem de taban bölgesi için çok kuvvetli pozitif bir ilişki görülmektedir ( $p<.001$ ).

**Çizelge 3.4.** Anterior bölgeye ait tanımlayıcı istatistikler.

	Anterior Tepe Bölgesi Ölçümleri		Anterior Taban Bölgesi Ölçümleri	
	N	Ortalama±SE	N	Ortalama±SE
Klinik Ölçüm	7	1,74±0,188	7	2,76±0,174
Morita KIBT	7	1,63±0,213	7	2,62±0,172
USG	7	1,8±0,254	7	2,54±0,134
Klinik Ölçüm	9	1,66±0,189	9	2,92±0,255
Planmeca KIBT	9	1,55±0,205	9	2,91±0,247
USG	9	1,64±0,244	9	2,84±0,226

Anterior bölgeden Morita KIBT cihazı ile elde edilen görüntülerden elde edilen ölçümler klinik ölçümler ve ultrasonografi cihazı ile yapılan ölçümler ile karşılaştırılmıştır. Tek yönlü varyans analizine göre dişeti kalınlığı tespitinde farklı yöntemlerde ortalamalar arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamsız bulunmuştur ( $p>0,05$ ). Tepe bölgesi için  $p=0,876$  ve taban bölgesi için  $p=0,644$  olarak hesaplanmıştır.

Anterior bölgeden Planmeca KIBT cihazı ile elde edilen görüntülerden yapılan ölçümler klinik ölçüm ve ultrasonografi cihazı ölçümleri ile karşılaştırılmıştır. Tek yönlü varyans analizine göre dişeti kalınlığı tespitinde, farklı

yöntemlerde ortalamalar arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamsız bulunmuştur ( $p>0.05$ ). Tepe bölgesi için  $p=0,924$  ve taban bölgesi için  $p=0,971$  olarak hesaplanmıştır.

**Çizelge 3.5.** Posterior bölgeye ait tanımlayıcı istatistikler.

	Posterior Tepe Bölgesi Ölçümleri		Posterior Taban Bölgesi Ölçümleri	
	N	Ortalama±SE	N	Ortalama±SE
Klinik Ölçüm	13	1,86±0,168	13	2,16±0,201
Morita KIBT	13	1,81±0,179	13	2,08±0,193
USG	13	1,78±0,166	13	2,17±0,192
Klinik Ölçüm	11	1,57±0,179	11	2,6±0,29
Planmeca KIBT	11	1,46±0,165	11	2,51±0,283
USG	11	1,53±0,13	11	2,59±0,24

Posterior bölgeden Morita KIBT cihazı ile elde edilen görüntülerden yapılan ölçümler klinik ölçüm ve ultrasonografi cihazı ölçümleri ile karşılaştırılmıştır. Tek yönlü varyans analizine göre dişeti kalınlığı tespitinde, farklı yöntemlerde ortalamalar arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamsız bulunmuştur ( $p>0.05$ ). Tepe için  $p=0,947$  ve taban bölgesi için  $p=0,937$  olarak hesaplanmıştır.

Posterior bölgeden Planmeca KIBT cihazı ile elde edilen görüntülerde yapılan ölçümler klinik ölçüm ve ultrasonografi cihazı ölçümleri ile karşılaştırılmıştır. Tek yönlü varyans analizine göre dişeti kalınlığı tespitinde, farklı yöntemlerde ortalamalar arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamsız bulunmuştur ( $p>0.05$ ). Tepe bölgesi için  $p=0,903$  ve taban bölgesi için  $p=0,973$  olarak hesaplanmıştır.

**Çizelge 3.6.** Tek örneklem testi grupları arasındaki ölçüm farklarının dağılımının incelenmesi.

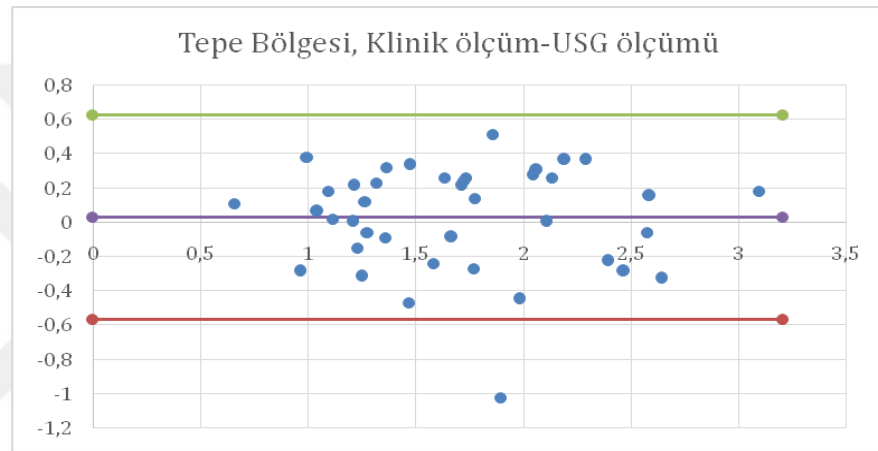
		<b>Ortalama Fark</b>	<b>p</b>
<b>Tepe Bölgesi Ölçümü</b>	Klinik - USG	0,032	0,51
	Klinik - Morita KIBT	0,075	0,018
	Klinik- Planmeca KIBT	0,1095	0,012
<b>Taban Bölgesi Ölçümü</b>	Klinik - USG	0,0518	0,351
	Klinik - Morita KIBT	0,1	0,014
	Klinik- Planmeca KIBT	0,051	0,376

Tek örneklem testi ile ölçüm farkları, 0 sabitine karşı test edildi. Bu teste göre tepe bölgesi diş eti kalınlığının tespitinde yöntemler arasındaki uyum değerlendirilmiştir. Klinik ölçümler ile Morita KIBT cihazı ile elde edilen ölçümler (Klinik - Morita KIBT) ve klinik ölçümler ile Planmeca KIBT cihazı ile elde edilen ölçümler (Klinik- Planmeca KIBT) arasındaki farkların dağılımı 0'a göre istatistiksel açıdan farklılık göstermiştir ( $p<0.05$ ).

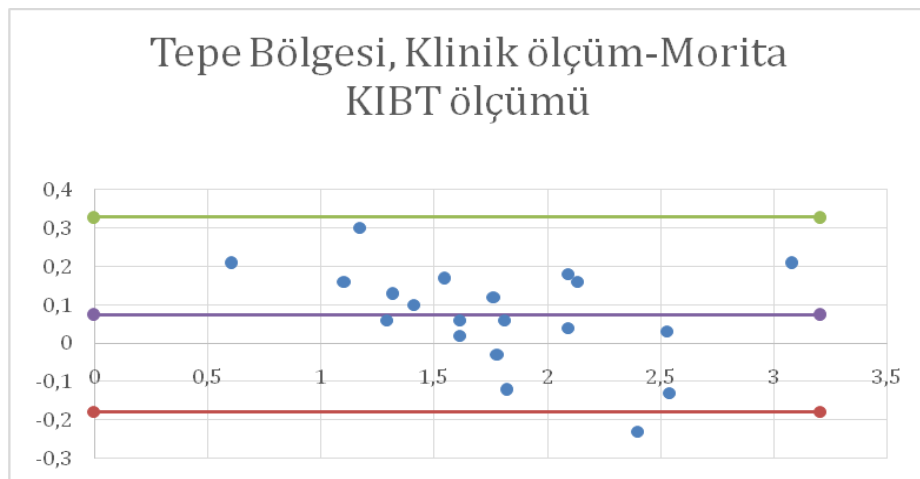
Taban bölgesi diş eti kalınlığının tespitinde yöntemler arasındaki uyum değerlendirildiğinde, klinik ölçümler ile Morita KIBT cihazı ile elde edilen ölçümler (Klinik - Morita KIBT) ve klinik ölçümler ile Planmeca KIBT cihazı ile elde edilen ölçümler (Klinik- Planmeca KIBT) arasındaki farkların dağılımı 0'a göre istatistiksel açıdan farklılık göstermiştir ( $p<0.05$ ).

Diş eti kalınlığının tespitinde yöntemler arasındaki uyuma bakıldığı zaman, klinik ölçümler ile ultrasonografi cihazı ile elde edilen ölçümler (Klinik - USG) arasındaki farkların dağılımı 0'a göre istatistiksel açıdan farklılık göstermemiştir ( $p>0.05$ ).

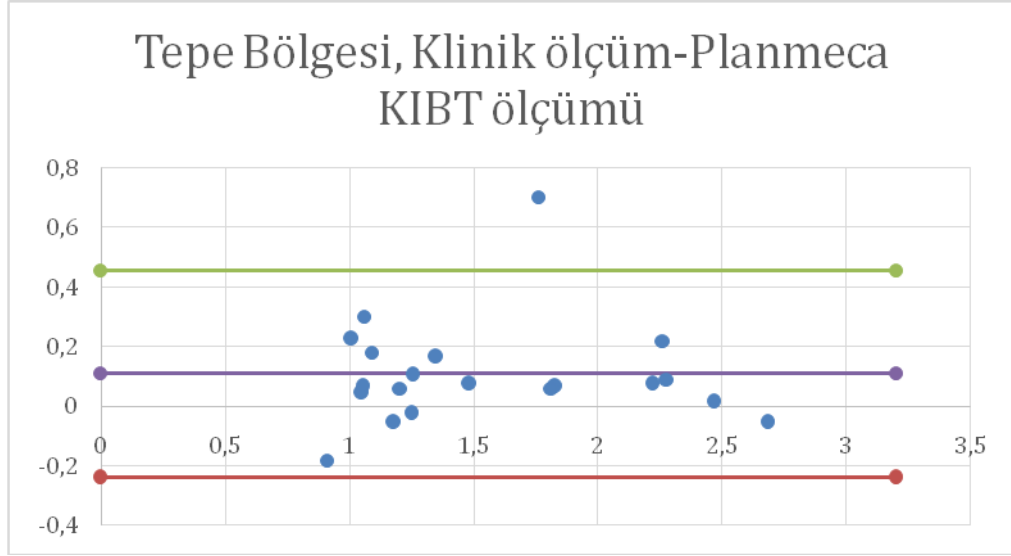
Şekil 3.4., 3.5. ve 3.6. Tepe bölgesi diş eti kalınlığı tespitinde, Klinik Ölçüm, USG ölçümleri ve KIBT ölçümlerinin dağılımının Bland Altman yöntemi ile değerlendirme sonuçları gösterilmiştir.



**Şekil 3.4** Klinik ölçüm ile USG ölçümleri arasındaki ortalama fark 0,032'dir. Bu fark ölçümlerine ilişkin ortalama ve standart sapma değerleri aracılığı ile hesaplanan % 95 güven düzeyindeki uyum sınırları, -0,56384 ve 0,62784 'tür.

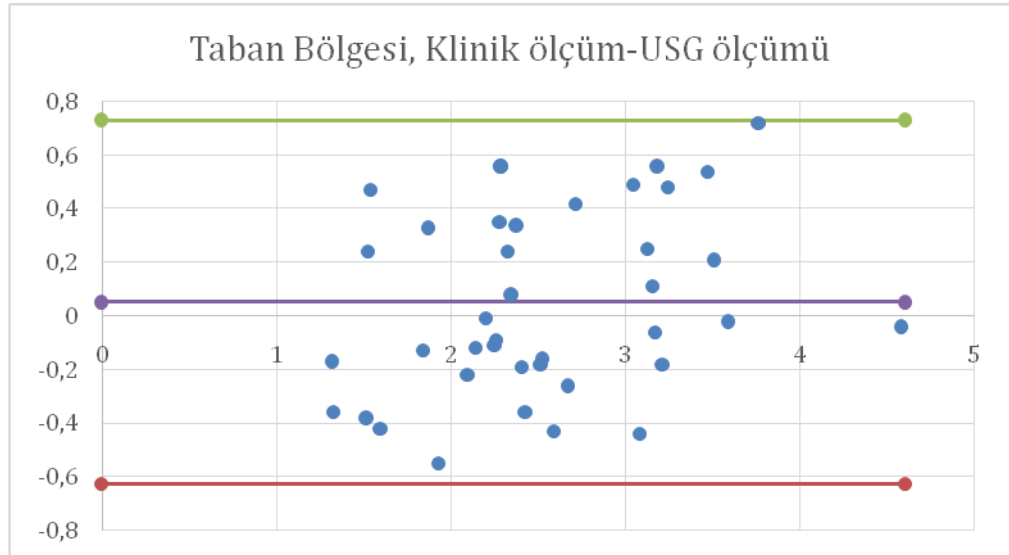


**Şekil 3.5.** Klinik ölçüm ile Morita KIBT ölçümleri arasındaki ortalama fark 0,075'tir. Bu fark ölçümlerine ilişkin ortalama ve standart sapma değerleri aracılığı ile hesaplanan % 95 güven düzeyindeki uyum sınırları, -0,17784 ve 0,32784 'tür.



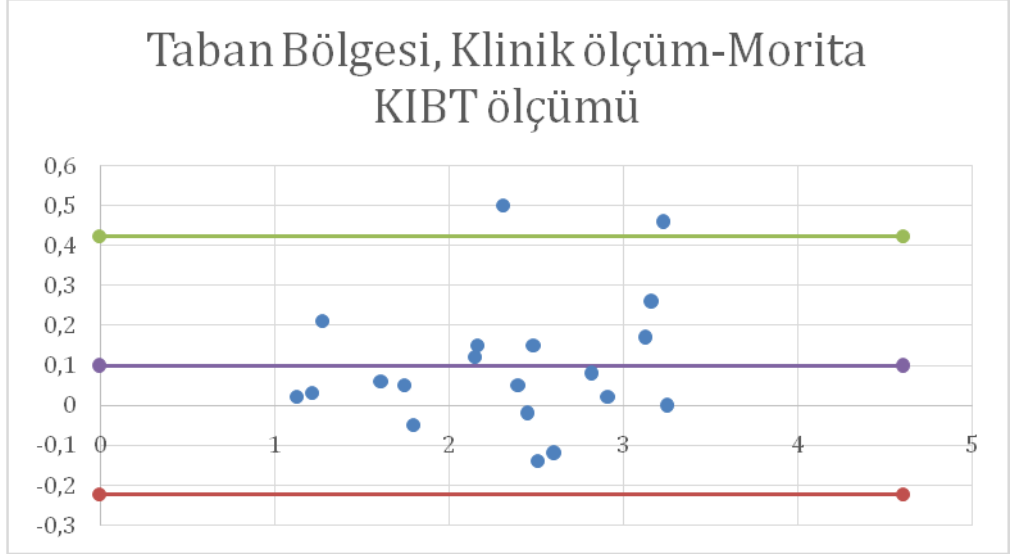
**Şekil 3.6.** Klinik ölçüm ile Planmeca KIBT ölçümleri arasındaki ortalama fark 0,1095'tir. Bu fark ölçümlerine ilişkin ortalama ve standart sapma değerleri aracılığı ile hesaplanan % 95 güven düzeyindeki uyum sınırları, -0,23742 ve 0,45642 'dir

Şekil 3.7., 3.8. ve 3.9. Taban bölgesi diş eti kalınlığı tespitinde, Klinik Ölçüm, USG ölçümleri ve KIBT ölçümlerinin dağılımı Bland ve Altman yöntemi ile değerlendirme sonuçları gösterilmiştir.

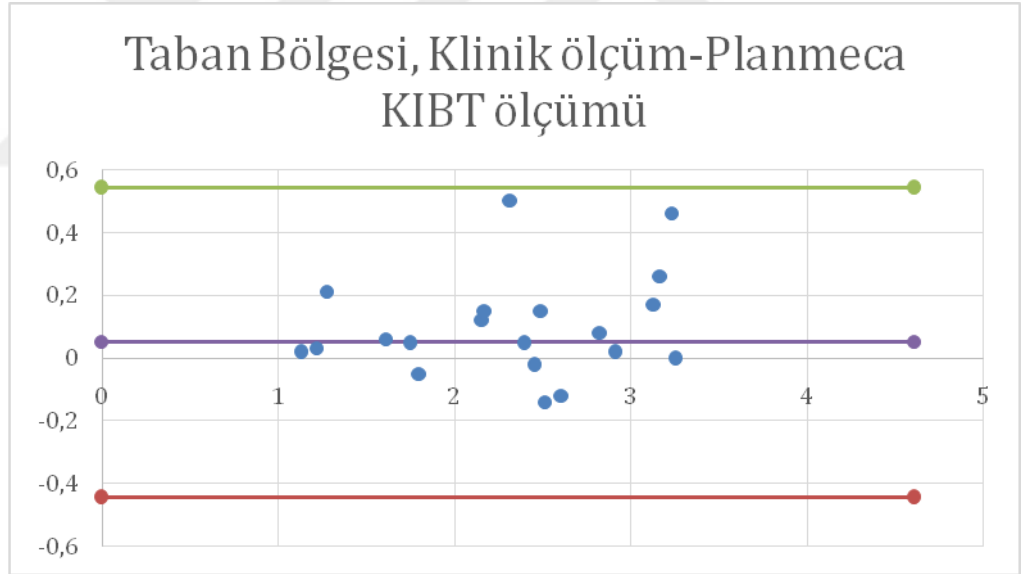


**Şekil 3.7.** Klinik ölçüm ile USG ölçümleri arasındaki ortalama fark 0,0518'tür, bu fark ölçümlerine ilişkin ortalama ve standart sapma değerleri aracılığı ile hesaplanan % 95 güven düzeyindeki uyum sınırları, -0,62832 ve 0,73192 'dir





**Şekil 3.8** Klinik ölçüm ile Morita KIBT ölçümleri arasındaki ortalama fark 0,1'dir. Bu fark ölçümlerine ilişkin ortalama ve standart sapma değerleri aracılığı ile hesaplanan % 95 güven düzeyindeki uyum sınırları, -0,2234 ve 0,4234'tür.



**Şekil 3.9.** Klinik ölçüm ile Planmeca KIBT ölçümleri arasındaki ortalama fark 0,051'tir. Bu fark ölçümlerine ilişkin ortalama ve standart sapma değerleri aracılığı ile hesaplanan % 95 güven düzeyindeki uyum sınırları, -0,44292 ve 0,54492'dir.

#### 4.TARTIŞMA

Son dönemde implant restorasyonlarında estetik beklentilerin daha da önemli hale gelmesi ile implant cerrahisi öncesinde implant bölgesi dişeti kalınlığının değerlendirilmesi implant planlama aşamasının ayrılmaz bir parçası haline gelmiştir. Bu klinik araştırmada diş eksiliği olan hastalara implant yerleştirilmesi öncesinde bölgedeki dişeti dokusu kalınlığı yüksek çözünürlüklü ultrasonografi ve iki farklı KIBT cihazı ile değerlendirilmiş ve karşılaştırılmıştır. Her implant bölgesi için tepe ve taban bölgesinden elde edilen ölçümlerin karşılaştırılmasında, diş eti kalınlığı ölçümleri için her 3 yöntem ile elde edilen ortalamalar arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamsız bulunmuştur. Ayrıca, klinik ölçümler ile diğer görüntüleme yöntemlerinin korelasyonuna bakıldığında çok kuvvetli pozitif ilişki görülmektedir. Ölçüm yapılanın bölgenin çok dar bir alanda olması nedeni ile 0' sabitine karşı ölçüm farkları test edilmiştir. Klinik-Morita ve Klinik-Planmeca arasındaki farkların dağılımı 0'a göre tepe bölgesinde ve Klinik-Morita arasındaki farkların dağılımı 0'a göre taban bölgesinde farklılık göstermiştir. Dişeti kalınlığının azalması ile KIBT ölçüm performansının da azaldığı gözlenmiştir. Bu duruma neden olarak KIBT görüntülerinin incelenmesinde kullanılan yazılımların milimetrik ölçüm hassasiyetine bağlı değişen operatör performansı gösterilebilir.

Dişeti kalınlığını ölçmek için lokal anestezi altında transgingival sondlama gibi invaziv yöntemler kullanılmış olsa da, günümüzde KIBT ve ultrasonografi görüntüleri dişeti kalınlığını ölçmek amacı ile kullanılabilen noninvaziv tekniklerdir(Chan, Sinjab, ve ark., 2017; Eghbali ve ark., 2016; Silva ve ark., 2017; Song ve ark., 2008). Transgingival sondlama, periodontal sondların milimetrik çentiklerinin düşük hassasiyeti, hastada rahatsızlığa sebep olması ve lokal anestezi gerektiren invaziv bir prosedür olması nedenleri ile(Wara-aswapati ve ark., 2001) dezavantajlı bir yöntemdir. Transgingival sondlama sırasında açılma meydana gelmesi ve dokunun bozulması bu yöntemin diğer kısıtlamalarıdır.

KIBT, oral yapıları 3 boyutlu olarak değerlendirmeye olanak sağlasa da, KIBT endikasyonu koyarken elde edilecek yararların hastada oluşabilecek radyasyon riskinden daha fazla olması gerekmektedir. Ayrıca, KIBT görüntülerinin bulunduğu düşük kontrast çözünürlüğü yumuşak dokuların değerlendirmesinde yöntemin kullanılmasını kısıtlamaktadır (Suomalainen, Pakbaznejad Esmaili, ve Robinson, 2015). Bu dezavantajın azaltılması için hastaların KIBT görüntülerinin elde edilmesi sırasında dudak ekartörü kullanılması önerilmiştir (Januário ve ark., 2008). Ekartör kullanımı, periodonsiyum yumuşak ve sert yapılarının göz önünde canlandırılmasını ve ölçümünü destekleyerek, klinisyenin periodontal yapılar arasındaki ilişkiyi değerlendirmesine olanak sağlar.

Januario ve arkadaşları (2008), periodonsiyum sert ve yumuşak dokularını ve dentogingival ataşmanları görselleştirmek ve ölçmek için yumuşak doku KIBT (ST-CBCT) olarak isimlendirdikleri KIBT teknolojisine dayalı yeni bir yöntem tanımlamışlardır (Januário ve ark., 2008). İnce, orta ve kalın gingival biyotipe sahip 3 hastadan iCAT (Imaging Sciences International, Inc., Hatfield, PA, ABD) KIBT cihazı kullanarak, dudak ekartörü olmadan ve ekartör ile iki ayrı tip KIBT görüntülerinde, gingival kenar ve fasiyal alveoler kret, gingival kenar ve mine- sement birleşimi, mine- sement birleşimi ve fasiyal alveoler kret ve fasiyal/lingual gingiva kalınlığını değerlendirmişlerdir. Ekartörsüz elde edilen KIBT taraması sadece mine- sement birleşimi ile alveoler kret tepesi arası mesafenin ölçümüne olanak sağlamıştır. Yumuşak doku KIBT taraması ise, gingival kenar ve fasiyal alveoler kret tepesi arası mesafe, gingival kenar ve mine- sement birleşimi arası mesafe, mine- sement birleşimi ve fasiyal alveoler kret tepesi arası mesafe ve fasiyal/lingual gingiva kalınlığının ölçümüne olanak sağlamıştır.

Taze kadavralar üzerinde maksiller anterior bölgedeki yumuşak doku ve altında yatan kemik kalınlığının, gingival biyotip ve kemik morfolojisi ile ilişkisinin değerlendirildiği bir başka çalışmada ise, fasiyal gingival kalınlık için, transgingival sondlama ve KIBT ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edilememiştir ( $p=0,692$ ) (Jia-Hui Fu ve ark., 2010). Palatinal gingival kalınlık için ise transgingival sondlama ve KIBT ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark

bulunmuştur ( $p=0.000$ ). Ortalama palatinal gingival kalınlık transgingival sondlama için 1.00 mm iken, KIBT görüntüleri için ise 1.74mm olarak tespit edilmiştir. Bunun nedeni palatinalde dil ekartasyonu yapılamaması nedeniyle gingival sınırlarının tam olarak tespit edilememesi olabilir.

Bir başka çalışmada, “Gummy smile” nedeniyle estetik kron boyu uzatma planlanan 29 hastada, gingival kalınlık, transgingival sondlama, KIBT ve USG ile değerlendirilmiştir(Borges, Ruiz, de Alencar, Porto, ve Estrela, 2015). Silikon ölçü ile elde edilmiş ağız içi ölçünün iç yüzeyi gingival kenarların 3mm üzerinden 1.0 mm çapında elmas rond frezler ile işaretlenmiş ve radyopak materyel ile doldurulmuştur. Hazırlanan silikon materyel KIBT gingival kalınlık tespiti için rehber plak olarak kullanılmıştır. KIBT görüntülerinin elde edilmesinde iCAT (Imaging Sciences International,Inc., Hatfield, PA, ABD) KIBT cihazı ve ultrasonografik ölçümler için SDM cihazı(Austenal Medizintechnik, Köln, Almanya) kullanılmıştır. SDM ultrasonografi cihazı ile dişeti kalınlığı tespiti, atım-yankı prensibi ile ses dalgalarının dokuya iletilip, kemik ya da diş yüzeyinden yansımalarıyla hesaplanır. Kesici dişler ve kanin diş bölgesi diş eti kalınlığı için, KIBT ve ultrasonografik ölçüm arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmamasına rağmen transgingival sondlama için istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ( $p<0,05$ ). Premolar ve molar dişler bölgesi diş eti kalınlığı için, KIBT ve transgingival sondlama arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmamasına rağmen ultrasonografik ölçüm için istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ( $p<0.05$ ). Tüm diş bölgeleri göz önüne alındığında ise ortalama dişeti kalınlığı transgingival sondlama ile  $1.29\pm 0.35$ mm, KIBT için  $1.18\pm 0.40$  mm, ultrasonografik ölçüm için  $1.10\pm 0.39$ mm olarak tespit edilmiştir ve her üç yöntem arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur( $p<0,05$ ).

KIBT’ın dişeti kalınlığını ölçmedeki etkinliğinin değerlendirildiği güncel bir çalışmada ise dudak ekatörü kullanılarak iCAT Next Generation KIBT cihazı(Imaging Sciences International,Inc., Hatfield, PA, ABD) ve transgingival sondlama teknikleri değerlendirilmiştir(Silva ve ark., 2017). Maksiller keser dişlerin labial yüzeyindeki gingival doku gingival kenarının 1mm, 3mm ve 5mm üzerinden 3

farklı noktadan ölçümler gerçekleştirilmiştir. Dişeti kenarının 1mm ve 3mm üzerinden yapılan ölçümler için dudak ekartörü ile elde edilmiş KIBT ölçümleri ve klinik ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı korelasyon bulunmuştur ( $P \leq 0.1$ ). Bizim çalışmamızda da benzer olarak klinik ölçümler ile diğer yöntemler arasında istatistiksel olarak anlamlı korelasyon tespit edildi ( $p < .001$ ).

Alves ve arkadaşları, gingival biyotip sınıflamasında KIBT'nin, prob transparanlığı, fotoğrafik değerlendirme ve transgingival sondlama ile korelasyonunu 12 hasta üzerinde değerlendirmişlerdir (Alves ve ark., 2018). Transparanlık değerlendirmesi için periodontal sond, sulkusun fasiyal yüzeyine yerleştirilmiş ve sondun dış sınırları sulkus içerisinden gözlemlenebiliyor ise dişeti dokusu ince, gözlemlenemiyor ise kalın olarak değerlendirilmiştir. Transgingival sondlama için 0.3 mm çapında anestezi iğnesi ile silikon disk yardımıyla maksillar anterior dişlerin merkezindeki dişetine 2mm problama derinliğine denk gelen noktadan değerlendirme yapılmıştır. Milimetrik ölçüm dijital kumpas yardımı ile gerçekleştirilerek dişeti kalınlığı tespit edilmiştir. 1 mm'den büyük ölçümler kalın biyotip, 1mm'den küçük gingival kalınlık ince biyotip olarak tanımlanmıştır. Fotoğrafik değerlendirme için hastalar oturur pozisyondayken 30 cm uzaklıktan fotoğraflar elde edilip, diş eti kalınlığı ince veya kalın biyotip olarak sınıflandırılmıştır (Alves ve ark., 2018). KIBT görüntülerinin elde edilmesi sırasında, hastalardan ağızlarının içini tam olarak hava ile doldurmaları istenmiş, böylece dudakların uzaklaştırılarak yumuşak dokuların incelenebilmesi için alan oluşturmaları sağlanmıştır.  $1\text{mm} >$  gingival kalınlık kalın biyotip,  $1\text{mm} \leq$  gingival kalınlık ince biyotip olarak tanımlanmıştır. Yöntemler arasındaki uyum değerlendirildiğinde, % 86 ile en yüksek uyum KIBT ve transgingival sondlama teknikleri arasında bulunmuştur. Prob transparanlığı ve transgingival sondlama arasında %50, prob transparanlığı ve KIBT taraması arasında %44.4, prob transparanlığı ve fotoğrafik değerlendirme arasında % 77.8, transgingival sondlama ve fotoğrafik değerlendirme arasında ise %55.6 uyum bulunmuştur. KIBT taraması sırasında dudak ekartörü kullanılmadan görüntülerin alınması her ne kadar hasta konforunu kolaylaştırırsa da, görüntü elde edilmesi sırasında hasta hareketine bağlı oluşabilecek artefaktlar göz önüne alınmalıdır. KIBT taraması görece kısa süreli

olmasına rağmen (3-36sn), hasta hareketi oluşabilmektedir(Hanzelka, Foltán, Horká, ve Šedý, 2010). Tarama sırasında hastanın ağızına hava doldurup dilini uzaklaştırması hastaya bağlı oluşan hareket artefaktlarının artmasına neden olabilir. Ayrıca, bahsedilen çalışmada, 1mm diş eti kalınlığı sınır olarak belirlenmiş fakat diş eti kalınlığının milimetrik ölçümünde yöntemlerin etkinliği değerlendirilmemiştir.

Dişeti kalınlığı tespitinde USG düşük maliyetli ve iyonlaştırıcı radyasyon olmadan gerçek zamanlı görüntüler sağlayabilen alternatif bir teknik olarak özellikle önerilmiştir. Traxler ve arkadaşları, 1991 yılında, 8 adet insan kadavrası üzerinde dişeti kalınlığını ölçmek için, ultrasonografi, transgingival sondlama ve anatomik kesit alma yöntemlerinin etkinliğini değerlendirmişlerdir (Traxler ve ark., 1991). Maksilla üzerinde belirledikleri 4 adet rehber düzlem tarif etmişlerdir. Bu düzlemler, median sagittal düzlem, her iki tarafta median sagittal düzlem ie 45 derece açı yapan düzlemler ve her iki tarafta median sagittal düzleme 90 derece açı yapan düzlemlerdir. Her düzlem örnek yüzeyine çizilen çizgi ile birbirine bağlanan 2 iğne ile işaretlenmiştir ve 10 MHz mekanik sektör transdüser kullanarak 4 referans noktada ultrasonografi ölçümü yapılmıştır. Dişeti kalınlığı tespit etmede ultrasonografi, transgingival sondlama ve anatomik kesit alma yöntemleri arasında ortalama 0.2 mm deviasyon ile istatistiksel açıdan anlamsız fark bulunmuştur ( $p>0.05$ ).

Eger ve arkadaşları ise domuz mandibulalarında SDM ultrasonik aletinin(Austenal Medizintechnik, Köln, Almanya) dişeti kalınlığı tespit etmedeki etkinliğini değerlendirmişlerdir(Eger, 1996). SDM ultrasonik cihazı ile dişeti kalınlığı tespiti, atım-yankı prensibi ile ses dalgalarının dokuya iletilip, kemik ya da diş yüzeyinden yansmasıyla hesaplanır. SDM ultrasonik cihazı 3mm çapındave 19g ağırlığında transdüser proba sahiptir ve ultrasonik frekansı  $0,3 \mu s \pm 0,2 \mu s$  başlangıç gecikmesi ve 0.1ms ölçüm aralığı ile 5MHz'dir. SDM ultrasonik cihazı ile doku kalınlığı atım ve yankı arasında geçen süre ile ses dalgasının doku içindeki hızı (1518m/s) çarpılarak hesaplanır. SDM ultrasonik cihazın ölçümlerinin etkinliği 5 taze domuz mandibula üzerinde değerlendirilmiştir. Dişeti kalınlığı endodontik eğe ucuna silikon disk takılarak belirlenmiş ve SDM ile elde edilen ölçümlerle

karşılaştırılmıştır. Ortalama dişeti doku kalınlığı SDM ultrasonografi cihazı ile  $1.29 \pm 0.51$  ve endodontik ege ile  $1.26 \pm 0.52$  mm olarak hesaplanmıştır. Ortalama fark ise  $0.03 \pm 0.16$  mm'dir ve heriki yöntem arasında güçlü korelasyon bulunmuştur ( $r^2 = 0,906$ ,  $p < 0,01$ ). Her ne kadar kullanılan ultrasonografi cihazı incelenen dokuyu monitorize etmese de atım-yankı prensibiyle ses dalgalarının yumuşak doku ölçmede etkinliği gösterilmiştir. Dokuların monitorize edilmemesi, ultrasonografi cihazı ile yapılan ölçümlerde doku kalınlığının fazla ölçülmesine neden olabilir. Ultrasonografi cihazı ile yumuşak doku yüzeyine dik yapılan ölçümler, kemik kontürlerindeki farklılıklar nedeniyle mesafenin fazla ölçülmesiyle de sonuçlanabilir.

Aynı ultrasonografi cihazı kullanılarak yapılan bir başka çalışmada ise 13 adet yarım domuz mandibulası kullanılarak palatinal çiğneme mukozasındaki kalınlığı 2.0 – 4.5 mm aralığında değişen dokuda değerlendirilmiştir (Muller ve ark., 1999). Çalışmada ölçüm noktaları ilk olarak suya dayanıklı kalem ile işaretlenmiştir. Daha sonra 0.15 mm çapında endodontik ege ve silikon disk kullanılarak penetrasyon derinliği tespit edilmiştir. Penetrasyon derinliği kumpas kullanılarak en yakın 0.1 mm'ye kadar ölçülmüştür. Mukoza nemlendirilip ultrasonik ölçüm yapılmıştır. Ultrasonik cihazın etkinliğini ölçmek için toplam 271 bölgeden ölçüm yapılmıştır. Aynı çalışmada SDM ultrasonik cihazı ile yapılan dişeti kalınlığı ölçümlerinin güvenilirliği 11 gönüllü hasta üzerinde 1421 bölgenin 24 saat içinde 2 kez ölçümü ile değerlendirilmiştir. Ultrasonografi cihazının etkinliğini değerlendirmek için yapılan ölçümlerde, ortalama dişeti kalınlığı endodontik ege ile  $1.75 \pm 0.72$  mm olarak hesaplanmıştır. Ölçümler arası ortalama fark  $-0.04 \pm 0.28$  mm'dir ve ölçümler arası güçlü lineer ilişki tespit edilmiştir ( $r = 0.921$ ,  $P < 0.001$ ). Ultrasonografi cihazının güvenilirliğini ölçmek için yapılan ilk ve ikinci ultrasonografi ölçümü arasında fasiyal ve lingual yüzeyde 473 bölgeden yapılan ölçümlerde güçlü lineer ilişki ( $r = .74$ ,  $P < .001$ ), interdental dişetinde 318 bölgeden yapılan ölçümlerde güçlü lineer ilişki ( $r = 0.579$ ,  $P < 0.001$ ) ve palatinal mukozada 587 bölgeden yapılan ölçümlerde güçlü lineer ilişki ( $r = .636$ ,  $P < .001$ ) bulunmuştur.

Schulze ve arkadaşları mukoza kalınlığı belirlenmesinde konvansiyonal A mod sistem ile modifiye edilmiş B mod sistemin etkinliğini değerlendirmişlerdir(R.

K. W. Schulze ve ark., 2002). 50 gönüllü hasta üzerinde molar bölge palatinal mukoza kalınlığını, A mod sonografi, B mod sonografi ve transgingival problema ile değerlendirmişlerdir. SDM ultrasonik aleti A mod sonografi için kullanılmıştır. B mod sonografi için küçük intraoperatif prob (IOE 13 A, 7.5/10 MHz; Esaote Biomedica, Genoa, Italya ) kullanılarak ultrasonik sistem ile (AU5; Esaote, Biomedica) gerçekleştirilmiştir. Gerçek mukoza kalınlığı lokal anestezi altında iğne ve silikon disk kombinasyonu yapılarak elde edilmiştir. Mukoza kalınlığı dijital kumpas yardımı ile ölçülmüştür. Referans noktalar için, ölçümler öncesinde 2x2 mm ebatlarında bakır folyo dişetine yapıştırılmıştır ve B mod sonografide yüzeyel yapıların daha detaylı görülebilmesi için incelenen yüzey üzerine “stand off pad” ler yerleştirilmiştir. İğne yardımı ile elde edilen gerçek mukoza kalınlığı 1.9 mm ve 5.9 mm arasında değişirken, ortalama kalınlık 3.1mm olarak bulunmuştur. B mod ultrasonografi için, gerçek ölçümlere kıyasla 0.19 mm ortalama fark ile dişeti kalınlığı tespitinde daha yüksek ölçümler saptanmışken, A mod ultrasonografi için - 0.05 mm ortalama fark ile dişeti kalınlığı tespitinde daha düşük ölçümler yapılmıştır. B mod ultrasonografi ile diş eti kalınlığının daha büyük değerler ölçülmesinin bir nedeni referans nokta olarak dişetine geçici yapıştırılan bakır folyodan yansıyan ses dalgalarının B mod görüntülerde parlak yankı oluşturması ve sonucunda tekrarlayan artefakt ekolar nedeniyle görüntü okumada oluşan hatalar olabilir.

2003 yılında Tsilolis ve arkadaşları domuz çenelerinde dişeti kalınlığını 20 Mhz prob ile değerlendirmiş, transgingival sondlama ve anatomik kesit alma yöntemleri ile karşılaştırmıştır(Tsilolis ve ark., 2003). Ultrasonografik inceleme öncesi domuz dişleri üzerine landmark olarak oluk oluşturulup, oluğun apikali ve alveoler kret tepesinin en koronali referans alınarak, longitudinal eksende iki farklı bölgede ölçümler gerçekleştirilmiş ve tekniklerin tekrarlanabilirliğini değerlendirmek için ölçümler iki kez gerçekleştirilmiştir. Ultrasonografik görüntüleme ile transgingival sondlama arasındaki uyumluluk sınırı  $0.004 \pm 0.82$  mm, ultrasonografik görüntüleme ile anatomik kesit alma arasındaki uyum sınırı  $0.0047 \pm 0.58$  mm ve transgingival sondlama ile anatomik kesit alma arasındaki uyum sınırı  $0 \pm 0.7$  mm bulunmuştur. Ölçümlerin tekrarlanabilirliği açısından teknik değerlendirildiğinde ise 0.22 mm standart deviasyon ile ultrasonografik görüntüleme



diğer tekniklere üstün bulunmuştur. Transgingival sondlama için standart deviasyon 0.46mm, anatomik kesit alma için ise 0.3 mm olarak tespit edilmiştir.

Yumuşak doku altında gömülü implantların lokasyonlarının ve derinliklerinin tespitinde, özelleştirilmiş ultrasonografi sistemi konseptinin geliştirilmesi hedeflenen bir çalışmada domuz çenelerine implante edilmiş, 3.5 ve 4.0 mm çapında implantların lokasyonları ve derinlikleri değerlendirilmiştir(M.O. ve ark., 2008). Çalışmada kullanılan ultrasonografik piezoelektronik transdüser, yumuşak doku özellikleri ile eşleşen, dolayısıyla kemik yüzeyi ile ultrasonografik transferi maksimize edecek şekilde tasarlanmıştır. Transdüser elementin rezonansı öncelikli olarak cihazın kalınlığı tarafından belirlenir. KLZT 130 µm kalınlığında ve 1275 µm ve 16.1 MHZ rezonant frekansı vardır. Piezoelektrik elementin önüne, 100 µm kalınlığında cam substrat yapıştırılıp iletken gümüş içeren alüminyum kaba topraklanmıştır ve 30 µm kalınlıklı parilen C cam substrat içine batırılarak ön tabaka olarak kullanılıp, yumuşak doku ve akustik jel ile akustik eşleşme arttırılmıştır. Transdüserin anlık bant aralığını 5MHz genişletmek için Tungsten yüklü epoksi, arka tabaka olarak piezoelektrik kristalin yüzeyine eklenmiştir. Böylece yüksek frekans ile küçük yapıların yumuşak dokuda tespiti sağlanırken, genişletilmiş bant aralığı ile birim zamanda dar akustik atım sağlanmıştır(M.O. ve ark., 2008).Araştırmacılar tarafından 3.5 mm ve 4.0 mm çapında birer adet implant, domuz kostalarına yerleştirilip üzeri 5 mm yumuşak doku ile çevrelenmiştir. İmplantların lokasyonlarına, kemik ve implantların yansıtma gücü karşılaştırılarak karar verilmiştir. Katı yansıtıcı yüzeylerinden ve göreceli olarak yüksek akustik empedans farklarından dolayı implantların kemikten daha yüksek akustik güç yansıtmaları beklenmiştir. Kemik yüzeyleri – 20 desibel (dB)'den daha düşük güçte yankı sinyal güçleri yansıttıkları için -15 dbden büyük yankılar implantlarla ilişkilendirilmiştir. - 15 dbden büyük yankıya sahip yumuşak doku bölgeleri doku işaretleyicileriyle tespit edilmiştir. Her model için ultrasonografik tarama 10 kez gerçekleştirilmiştir. İmplantların derinliği yani yumuşak doku kalınlığı ise, her ölçüm noktası için yankının geri yansıma süresi kayıt edilerek hesaplanmıştır. Her iki implant lokasyonu da merkezlerinden  $\pm 0.2$  mm hassasiyet ile tespit edilmiştir. İmplant yüzeyi üzerinde yumuşak doku kalınlıkları başarılı bir şekilde ölçülmüştür. 3.5 mm çapındaki implant

üzerindeki ortalama yumuşak doku kalınlığı ultrasonografik olarak 5.3 mm, kumpas yardımı ile ise 5.4 mm olarak tespit edilmiştir. 4.0 mm çapındaki implant üzerindeki ortalama yumuşak doku kalınlığı ultrasonografik yöntem ile 5.9 mm, kumpas yardımı ile ise 5.8 mm olarak tespit edilmiştir(M.O. ve ark., 2008).

Aynı araştırmacılar 2012 yılında ise, domuz çenesine anterior bölgede 4.3 mm ve posteroior bölgede 3.5 mm çapında implant yerleştirip yumuşak doku simüle etmesi için üzerine 1.3 mm kalınlığında dilimlenmiş hindi eti koyarak, ticari olarak temin edilebilen ultrason probun(SP 7.5, Interson Corp.), implant lokasyon ve derinlik tespitindeki etkinliğini değerlendirmişlerdir (Culjat, Choi, Singh, ve White, 2012b). Ultrason probu maksimum uzaysal çözünürlük sağlamak için 24 MHz ve 3cm range ile kullanılmıştır. Örnek incelemeden önce domuz çene modellerinin tam olarak batırılabilceği akustik su tankı hazırlanarak ultrason probunun domuz çenesi üzerinde translayon ve rotasyon hareketi sağlanmıştır. Ultrason görüntüleri üzerinden yapılan ortalama implant çap ölçümleri  $4.6 \pm 0.1$  mm ve  $3.8 \pm 0.2$  mm olarak tespit edilmiştir. Anterior bölgedeki implant üzerindeki yumuşak doku ölçümleri ortalamaları ve standart sapmaları sırası ile  $1.4 \pm 0.2$  mm and  $1.5 \pm 0.1$  mm olarak tespit edilmiştir. Kumpas ile yapılan yumuşak doku ölçümleri yumuşak doku simule eden etler kaldırıldıktan sonra yapıldığı için altın standarttan daha kötü ölçümler elde edilmiştir.

2013 yılında Zimbran ve arkadaşları, 4 sağlıklı gönüllü hastada periodontal dokuların değerlendirilmesinde ticari olarak temin edilebilir 40Mhz lineer proba sahip ultrason cihazının etkinliğini değerlendirmişlerdir(Zimbran, Dudea, ve Dudea, 2013). Ekstraoral olarak, gingival sulkus derinliğini, serbest diş eti kalınlığını, periodontal aralığın çapını, suprakrestal firberlerin çapını, anatomik ve klinik kron boyunu değerlendirmişlerdir. Referans noktası olarak gutta perka gingival sulkus içerisine yerleştirilmiş ve ultrasonik değerlendirme yapılmıştır. Sulkus derinliği ve kron boyu klinik olarak değerlendirilip elde edilen ultrasonografi ölçümleri ile karşılaştırılmıştır.

Sulkus derinliği ve kron boyu için yapılan ultrasonografik ölçümler ve klinik ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Serbest dişeti kalınlığı ölçümleri 0.65- 1.34 mm arasında değişmiştir. Yumuşak doku kalınlık ölçümleri için ultrasonografik ölçüm aralığı elde edilmiş olsa da ölçümler bir altın standart ile karşılaştırılmamıştır.

Mukoza kalınlığı tespitinde ultrasonik cihazın (EPOCH 600, Olympus, Aartselaar, Belçika) etkinliğinin ve tekrarlanabilirliğinin değerlendirildiği güncel bir çalışmada 4 insan kadavra maksillası üzerinde ölçümler yapılmıştır(Eghbali ve ark., 2016). Ultrasonografik değerlendirmede cihaz 5MHz frekansta kullanılarak 100 farklı bölgeden ölçümler yapılmış ve ölçüm yapılan bölgeler bakır tel işaretlenmiştir. Ölçüm yapılan bölgelerde doku kalınlığı, atım-yankı prensibi ile ses dalgalarının dokuya iletilip, kemik yüzeyinden yüksek akustik empedans farkı sayesinde yansması ile hesaplanmıştır. Mukozada 1,516 m/s iletim hızına sahip ses dalgasının hızı yumuşak doku içerisinde aldığı süre ile çarpılarak yumuşak doku kalınlığı olarak hesaplanmıştır. Ultrasonik cihazın etkinliği, 100 farklı bölgeden yapılan ölçümler ile değerlendirilmiştir. Ölçüm bölgeleri bakır tel ile işaretlenip maksillalar micro- CT (UGent, Ghent, Belgium) cihazı kullanılarak taranmıştır. Ultrasonik cihaz ile kalınlık ölçümü yapılan aynı noktalardan değerlendirme yapmak için bakır tel merkezinden dik geçtiği hayal edilen eksende yumuşak doku ölçümleri yapılmıştır. Ultrasonik cihaz ve Mikro-BT ile elde edilen ölçümlerin tekrarlanabilirliğinin değerlendirilmesi amacı ile 50 ölçüm bölgesinde milimetrik ölçümler tekrarlanmıştır. Her cihaz için ölçümler farklı araştırmacılar tarafından gerçekleştirilmiştir. Ultrasonik cihaz ile elde edilen ortalama yumuşak doku kalınlığı 2,69±1.05 mm, Mikro-BT ile elde edilen ortalama yumuşak doku kalınlığı 2,81±1,28 mm olarak bulunmuştur. Mikro-BT ve ultrasonik cihaz ile elde edilen ölçümler arasında -0.13±0.59 mmortalama fark tespit edilmiştir. Ultrasonik cihazın istatistiksel olarak daha düşük ölçümler yaptığı gözlemlenmiştir(p= 0.030).Ultrasonik cihaz ile 50 bölgeden elde edilen ortalama yumuşak doku kalınlığı ilk ve ikinci ölçümler için 2.88 ±1.12 ve 2.90±1.13 mm bulunmuştur. Tekrarlanan ölçümler arasındaki ortalama fark -0.03±0.12 mm'dir ve yüksek korelasyon tespit edilmiştir (r = 0.99, p <.001). Mikro-BT ile 50 bölgeden elde edilen ortalama yumuşak doku kalınlığı ilk ve ikinci ölçümler için 3.71 ±1.26 ve

3.63±1.13 mm bulunmuştur. Tekrarlanan Mikro-BT ölçümleri arasındaki ortalama fark -0.08±0.38 mm'dir ve ölçümler arasında yüksek korelasyon tespit edilmiştir (r = 0.95, p <.001).Ayrıca, ultrasonik cihazın 5mm'den daha ince dokuları ölçmedeki etkinliğinin daha güvenilir olduğu tespit edilmiştir. Bizim çalışmamızdan farklı olarak ultrasonografi ölçümleri ile altın standart olarak kabul edilen Mikro-BT görüntüleri arasındaki fark, çalışmamızda değerlendirilen yumuşak doku kalınlıklarının hepsinin 5mm'den küçük olması olabilir. Öte yandan her iki çalışmada da altın standart olarak kullanılan tekniklerin değişik olması da bu farklılığın nedeni olabilir. Ancak, bizim çalışmamızın in vivo doğası gereği hastalardan Mikro-BT görüntülerini almamız olanaksızdı. Yapılan güncel çalışmadaki ultrasonik değerlendirmelerin monitorize edilmemesi ve sadece kalınlık ölçümü yapılması bu farkın gerçek nedeni olabilir. Değerlendirilen bölgede görüntü elde edilmeden ultrasonik kalınlık değerlendirilmesi, ultrasonik cihazın probunun konumlandırılmasındaki minimal açı değişikliklerine bağlı olarak ölçüm yapılan doku altındaki kemik düzensizliklerine ve maksillanın gövde bölgesindeki anatomik varyasyonlara bağlı yumuşak doku kalınlığı tespitindeki farklılığa neden olmuş olabilir.

Bruyckere ve arkadaşları aynı ultrasonik cihaz(EPOCH 600, Olympus, Aartselaar, Belçika) ile klinik olarak anterior bölge implantlarının bukkal yüzeyinde konnetif doku greftlerinin horizontal stabilitesini değerlendirerek ince ve kalın gingival biyotip ile gerçek gingival kalınlıkları karşılaştırmıştır(De Bruyckere ve ark., 2015). Çalışmaya 37 Class I alveol defekti olan implant bölgesi dahil edilmiştir. İmplant bölgesi mukoza kalınlığı, konnetif doku grefti öncesi, konnetif doku greftleme sonrası hemen, konnetif doku greftlemeden 2 hafta sonrası, konnetif doku greftlemeden 3 ay sonrası ve konnetif doku greftlemeden 1 yıl sonrası olmak üzere 5 farklı zamanda ölçümler yapılmıştır. Ayrıca, implant bölgesi kontralateral dişteki gingival biyotip prob transparanlık yöntemi ile kalın/ince olmak üzere değerlendirilmiş ve ultrasonik cihaz ile elde edilen gingival doku kalınlığı ile karşılaştırılmıştır. İnce gingival biyotipe sahip hastalarda ortalama gingival doku kalınlığı 1.02± 0.21mm, kalın gingival biyotipe sahip hastalarda ise 1.32±0.31 mm olarak tespit edilmiştir. İnce ve kalın gingival biyotip arasında ortalama fark

istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ( $p=0.004$ ). Anterior implant bölgesi yumuşak dokularından elde edilen ultrasonografik ölçümler altın standart olarak farklı bir teknik ile karşılaştırılmamıştır ve kontralateral dişlerden elde edilen ultrasonografik ölçümler sadece prob transparanslığı ile karşılaştırılıp değerlendirilmiştir. Çalışma tasarımı açısından bizim çalışmamız ile karşılaştırmak mümkün olmasa da ultrasonografinin yumuşak doku kalınlığı tespitinde ve konnektif doku greftlerinin takibinde etkin bir yöntem olduğu gösterilmiştir.

2016 yılında, yapılan bir çalışmada faz dizilimli medikal ultrasonografik sistemin diş sert yapıları ve periodontal dokuları görüntülemeindeki etkinliği değerlendirilmiştir. Bu çalışmada, ultrasonografiden elde edilen ölçümler KIBT görüntüleri ile karşılaştırılmıştır (Nguyen ve ark., 2016). Çalışmada domuz kadavrasında mandibula keser dişler ve çevre periodonsiyum I-CAT KIBT cihazı (Imaging Sciences International, Hatfield, PA, ABD) ve taşınabilir SonixTablet faz dizilimli ultrasonografi cihazı (Analogic, Vancouver, BC, Canada) ile değerlendirilmiştir. Gingival kenar ile mine-sement birleşimi arası mesafe, gingival kenar ile alveoler kret arası mesafe ve alveoler kretin kalınlığı KIBT ve US görüntülerinde 2 farklı gözlemci tarafından ölçülüp karşılaştırılmıştır. Ultrasonografi ve KIBT ölçümleri farklılık yüzdeleri her iki gözlemci için değerlendirilmiştir. Birinci ve ikinci gözlemci için sırasıyla, gingival kenar ile minesement birleşimi arası mesafe için %3.8 ve %2.8, gingival kenar ile alveoler kret arası mesafe için %7.9 ve %9.8, alveoler kret kalınlığı için ise %9.1 ve %6.9 bulunmuştur. Ultrasonografi ile elde edilen milimetrik ölçümlerden, KIBT'ye oranla daha düşük ölçümler bulunmuştur. Bizim çalışmamızdan farklı olarak dişeti kalınlığı değerlendirilmemiş olsa da, çalışma tasarımı açısından ultrasonografi görüntüleri ile KIBT görüntüleri üzerinde yapılan ölçümlerin karşılaştırılması yönünden benzerlik göstermektedir. İmplant bölgesi dişeti kalınlığı ölçümlerinde bahsedilen çalışmaya benzer olarak bizim çalışmamızda da ultrasonografi ölçümleri Morita 3D Accuitomo 170® KIBT cihazı ile tepe bölgesi ölçümlerinden ve Planmeca ProMax 3DMax ProFace KIBT cihazı ile taban bölgesi ölçümlerinden düşük değerler göstermiştir. Ancak, bizim çalışmamızda ultrasonografi ölçümleri Mortita3D Accuitomo 170® KIBT cihazı ile taban bölgesi ölçümlerinden ve Planmeca ProMax 3DMax ProFace

(Helsinki, Finlandiya) KIBT cihazı tepe bölgesi ölçümlerinden daha yüksek değerler göstermiştir. Ayrıca, çalışmamızda implant bölgesi dişeti kalınlığı tespitinde ultrasonografik görüntüleme, KIBT görüntüleme ve transgingival sondlama yöntemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmemiştir. Nguyen ve ark.,(2016) çalışmasının sınırlaması ultrasonografi görüntülerinin yumuşak doku değerlendirmede altın standart olarak kabul edilen bir yöntem ile karşılaştırılmamış olmasıdır. KIBT yüksek sert doku kontrastı göstermesine rağmen düşük yumuşak doku kontrastı nedeniyle periodonsiyumun görüntülenmesinde hala altın standart olarak kabul edilen bir görüntüleme yöntemi değildir(Scarfe ve Farman, 2008).

Taze kadavra üzerinde 14 MHz intraoral prob kullanılarak elde edilen ultrasonografi ve KIBT görüntülerinin karşılaştırıldığı başka bir araştırmada maksiller anterior dişlerin fasiyal kemik yüzeyi ve yumuşak dokusu, lingual sinir, mental foramen ve greater palatin foramen değerlendirilmiştir(Chan, Wang, ve ark., 2017). Fasiyal yüzeydeki yumuşak doku kalınlığı tespitinde, ultrasonografi ve dişetin cerrahi olarak çıkartılıp kumpas ile yapılan dişeti ölçümleri karşılaştırılmıştır. Ultrasonografi görüntüleri ile ortalama  $0.3\pm 0.1$ mm dişeti kalınlığı, KIBT görüntüleri ile ortalama  $0.5 \pm 0.1$ mm diş eti kalınlığı, diş etinin çıkarılıp kumpas ile ölçülmesiyle ortalama  $0.3\pm 0.1$ mm diş eti kalınlığı tespit edilmiştir. Bizim bulgularımıza benzer olarak ultrasonografi görüntüleri ile elde edilen değerler altın standart ile uyumlu bulunmuştur.

## 5.SONUÇ VE ÖNERİLER

- Tepe bölgesi dişeti kalınlığı, klinik ölçümlerde 0,71-3,18 mm (ort  $\pm$  sh =1.72 $\pm$ 0.0895) aralığında, ultrasonografi ölçümlerinde 0,6-2,8 mm (ort  $\pm$  sh =1.69 $\pm$ 0.0912) aralığında, Morita KIBT cihazı ile yapılan ölçümlerde 0,5 $\pm$ 2,97 (ort  $\pm$  sh =11.75 $\pm$ 0.136) aralığında, Planmeca KIBT cihazı ile yapılan ölçümlerde 0,89-2,71 mm (ort  $\pm$  sh =1.5 $\pm$ 0.126) aralığında değişmiştir.
- Taban bölgesi dişeti kalınlığı, klinik ölçümlerde 1,14-4,12 mm (ort  $\pm$  sh = 2.55 $\pm$ 0.127) aralığında, ultrasonografi ölçümlerinde 1,3-4,2 mm (ort  $\pm$  sh =2.5 $\pm$ 0.111) aralığında, Morita KIBT cihazı ile yapılan ölçümlerde 1,12-3,25 mm (ort  $\pm$  sh =2.27 $\pm$ 0.149) aralığında, Planmeca KIBT cihazı ile yapılan ölçümlerde 0,89-2,71 mm (ort  $\pm$  sh =2.69 $\pm$ 0.192) aralığında değişmiştir.
- Tepe ve taban bölgesi diş eti kalınlığı ölçümleri göz önüne alındığında, yöntemler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır (p=0.519).
- Dişeti kalınlığının tespitinde yöntemler arasındaki uyuma bakıldığı zaman, Klinik-USG arasındaki farkların dağılımı 0'a göre istatistiksel açıdan farklılık göstermemiştir (p>0.05).
- Tepe bölgesi diş eti kalınlığının tespitinde yöntemler arasındaki uyum değerlendirildiğinde, klinik ölçümler ile Morita KIBT cihazı ile elde edilen ölçümler (Klinik - Morita KIBT) ve klinik ölçümler ile Planmeca KIBT cihazı ile elde edilen ölçümler (Klinik- Planmeca KIBT) arasındaki farkların dağılımı 0'a göre istatistiksel açıdan farklılık göstermiştir (p<0.05).
- Taban bölgesi diş eti kalınlığının tespitinde yöntemler arasındaki uyum değerlendirildiğinde, klinik ölçümler ile Morita KIBT cihazı ile elde edilen

ölçümler (Klinik - Morita KIBT) ve klinik ölçümler arasındaki farkların dağılımı 0'a göre istatistiksel açıdan farklılık göstermiştir ( $p < 0.05$ ).

- Anterior ve posterior bölgeden her iki KIBT cihazı ile elde edilen görüntüler klinik ölçüm ve ultrasonografi cihazı ile karşılaştırıldığında tepe ve taban bölgesi için, ortalamalar arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamsız bulunmuştur ( $p > 0.05$ ).
- Dişeti kalınlığını tespit etmek için, ultrasonografi görüntüleri ve dudak ekartörü ile elde edilmiş KIBT görüntülerinin etkinliği gösterilmiştir. Klinik olarak elde edilen ölçümler ile diğer yöntemlerin korelasyonu değerlendirildiğinde hem tepe hem de taban bölgesi için çok kuvvetli pozitif bir ilişki görülmektedir ( $p < .001$ ).
- Her ne kadar KIBT görüntüleme yumuşak doku değerlendirmesinde altın standart olarak kabul edilen bir teknik olmasa da, potansiyel implant bölgesi değerlendirmesinde, KIBT görüntülerinin dudak ekartörü ile elde edilmesi yumuşak dokuların incelenmesine olanak sağlar.
- Ultrasonografi, implant bölgesi değerlendirilmesinde potansiyel bölgenin krosseksiyonel değerlendirilmesine olanak sağlar. Diğer ileri görüntüleme teknikleri ile karşılaştırıldığında, US düşük maliyetli, non-iyonize, taşınabilir ve dinamik ve tekrarlabilen inceleme olağanı sağlayan bir tekniktir.
- Dudak ekartörü ile edilmiş KIBT görüntüleri ve ultrasonografi görüntülerinden elde edilen dişeti kalınlığı ölçümlerinin ortalaması arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark bulunmamıştır.
- Önümüzdeki çalışmalarda örneklem sayısı daha da arttırılarak farklı US ve KIBT cihazlarının ve farklı parametrelerin implant öncesinde dişeti kalınlık ölçümünde karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesi önerilir. Ayrıca, implant



hastalarından elde ettiğimiz US ve KIBT görüntülerinin karşılaştırılmasına yönelik çalışmalarımız da devam etmektedir.



## ÖZET

### İmplant Hastalarında İki Farklı Konik Işın Demetli Bilgisayarlı Tomografi Ve Ultrasonografi İle İmplant Bölgesi Diş Eti Dokularının Değerlendirilmesi

**Giriş:** Yumuşak doku kalınlığını ölçmek için, histolojik kesit alma, periodontal sond, endodontik eğeler veya enjeksiyon iğnesi kullanarak transgingival sondlama gibi pek çok invaziv tenik kullanılmıştır. Son yıllarda bilgisayarlı tomografi (BT), konik ışın demetli bilgisayarlı tomografi ve ultrasonografi gibi non-invaziv yöntemler olarak yumuşak doku kalınlığı belirlemede kullanılmıştır. Bu çalışmanın amacı, dişsiz hastalarda implant yerleştirilmesi öncesinde yumuşak doku kalınlığı ölçümünde, yüksek çözünürlüklü US'nin etkinliğinin değerlendirilmesi ve iki farklı KIBT cihazı ve klinik periodontal değerlendirme ile karşılaştırılmasıdır.

**Gereç ve Yöntem:** 40 adet implant bölgesine ait dişeti kalınlığı (16 anterior ve 14 posterior) dar görüntüleme alanına sahip KIBT görüntüleri ve US görüntüleri periodontal sond ölçümleri ile karşılaştırılarak prospektif olarak değerlendirilmiştir. 20 hasta'nın KIBT görüntüleri Planmeca Promax 3D max KIBT cihazı (Planmeca, Helsinki, Finlandiya) ile diğer 20 hastanın KIBT görüntüleri Morita 3D Accuitomo 170® KIBT cihazı (J Morita, Kyoto, Japonya) ile akrilik dudak ekartörü kullanılarak elde edilmiştir. Herbir implant bölgesinin, bukkal yumuşak doku kalınlığı alveoler krete dik olarak ölçülmüştür ve her bir implant bölgesi için alveolar kret tepesi ve tabanında 2 ölçüm gerçekleştirilmiştir. US incelemesi ACUSON S 2000 (Siemens, Munich, Germany) yüksek çözünürlüklü ultrasonografi cihazı ile yapılmıştır. İnceleme sırasında 15 MHz hokey sopası prob kullanılarak longitudinal düzlemde, prob pozisyon sürekli değiştirilerek yeterli kalitede krosseksiyonel görüntü elde edilene kadar yapılmıştır. Her implant bölgesi için metrik ölçümler KIBT görüntülerinde değerlendirilen aynı noktalarda gerçekleştirilmiştir. Her bir implant bölgesi yumuşak doku kalınlığı aynı referans noktalarda klinik olarak, enjeksiyon iğnesi ve yumuşak silikon disk yardımıyla lokal anestezi altında ölçülmüştür. 3 farklı teknik kullanarak elde edilen yumuşak doku kalınlığı ölçümleri, tek yönlü varyans analizi ile değerlendirilmiştir. Altın standart yöntemi olan klinik ölçüm ile ultrasonografi ve KIBT ölçüm (Morita ve Planmeca) grupları arasındaki ölçüm farklarının dağılımı Tek Örneklem Testi ile incelendi. Analizler için SPSS 14.01 paket programından yararlanıldı. Tüm istatistiksel kararlarda  $P < 0.05$  ölçütü kullanıldı.

**Bulgular:** Transgingival sondlama, KIBT ve US görüntülerinde tepe ve taban bölgesi için elde edilen ortalama diş eti kalınlığı ölçümleri karşılaştırıldığında, her iki bölge için istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p=0.519$  ve  $p=0.346$ ). Teknikler arası uyum göz önüne alındığında, klinik ölçüm ile ultrasonografi görüntülerinden elde edilen ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edilememiştir ( $p > 0.05$ ). Ancak taban bölgesi ölçümleri için, klinik yöntem ile Morita KIBT cihazı ile elde edilen ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edilmiştir ( $p=0,014$ ). Buna ek olarak tepe bölgesi için, klinik yöntem ve her iki KIBT cihazı (Planmeca ve Morita) ile elde edilen ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ( $p=0,012$  ve  $0,018$ ).

**Sonuç:** Yüksek çözünürlüklü ultrasonografi, dişsiz hastalarda implant yerleştirilmesi öncesinde yumuşak doku kalınlık ölçümlerinde doğru ölçümler sağlamıştır. Düşük maliyet, non-invaziv ve non-iyonize doğası gereği ultrasonografik görüntüleme, implant bölgesi yumuşak dokuların değerlendirilmesinde umut vadeden bir tekniktir.

## SUMMARY

### **Accuracy of High Resolution Ultrasound for Soft Tissue Thickness Measurement in Edentulous Patients Prior to Implant Placement**

**Introduction:** Various invasive methods have been utilized in order to measure soft tissue thickness, such as; histological sectioning, transgingival probing by using a periodontal probe, using an endodontic reamer or an injection needle under local anesthesia. Recently, computerized tomography (CT), cone beam computerized tomography (CBCT) and ultrasonography have been used as non-invasive methods for the measurement of soft tissue thickness. Our aim was therefore to evaluate and compare the accuracy of high resolution US by using two different CBCT units and clinical periodontal assessment for measuring soft tissue thickness in edentulous patients prior to implant placement.

**Materials and Methods:** We prospectively evaluated gingival thickness in 40 implant region (16 anterior and 14 posterior) by using limited FOV CBCT images and US images in comparison with periodontal sond measurements. CBCT images of 20 patient were obtained by using a Planmeca Promax 3D max CBCT unit (Planmeca, Helsinki, Finland) and CBCT images of other 20 patients were obtained by using Morita 3D Accuitomo 170® (J Morita, Kyoto, Japan) with an acrylic lip retractor placed. For each implant site, soft tissue thickness measurements were performed at 2 different points; top of alveolar crest and bottom of alveolar crest on CBCT images by using inbuilt software. US examinations were conducted by using an ACUSON S 2000 (Siemens, Munich, Germany) with a 15MHz hockey probe on the longitudinal plane, with the probe position changed constantly to obtain sufficient cross-sectional images on the monitor. For each implant site, metric measurement of soft tissue thickness was performed at the same 2 points that were already calculated on CBCT images. Thicknesses of the soft tissues of each implant site were also measured clinically at the same reference points by using an injection needle with a stopper. Soft tissue thickness obtained by using 3 different techniques were compared with one way variance analysis. In order to compare measurement differences between techniques one sample t-test was used. All statistical analysis were performed by using SPSS 14.01. Significance level was set  $P < 0.05$ .

**Results:** There was no statistically significant differences between CBCT, US imaging and transgingival probing for both measurements obtained from top ( $p = 0.519$ ), and bottom ( $p = 0.346$ ) of alveolar crest measurements. When agreement between different techniques for measuring soft tissue thickness was taken into consideration, no statistically significant differences were found between clinical measurements and US measurements ( $p > 0.05$ ). However there were statistically significant differences between clinical measurements and CBCT measurements obtained with Morita CBCT unit for measurements conducted at the bottom of alveolar crest ( $p = 0.014$ ). In addition, statistically significant differences were found between clinical measurements and CBCT measurements

obtained from both CBCT units (Planmeca and Morita) for measurements conducted at the top of alveolar crests( $p=0,012$  and  $0,018$ ).

**Conclusion:** High resolution US provided accurate information for the measurement of soft tissue thickness in edentulous patients prior to implant placement. Due to its low cost, non-invasive and non-ionized nature, US imaging is a promising technique, for preoperative soft tissue evaluation implant site.



## KAYNAKLAR

- Abu-Zidan, F. M., Hefny, A. F., ve Corr, P. (2011). Clinical ultrasound physics. *Journal of Emergencies, Trauma, and Shock*, 4(4), 501–503. <https://doi.org/10.4103/0974-2700.86646>
- Ainamo, J., ve Löe, H. (1966). Anatomical characteristics of gingiva. A clinical and microscopic study of the free and attached gingiva. *The Journal of Periodontology*, 37(1), 5–13.
- Albrektsson, T., Zarb, G., Worthington, P., ve Eriksson, A. R. (1986). The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *The International Journal of Oral ve Maxillofacial Implants*, 1(1), 11–25.
- Alpiste-Illueca, F. (2004). Dimensions of the dentogingival unit in maxillary anterior teeth: A new exploration technique (parallel profile radiograph). *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*. <https://doi.org/10.11607/prd.00.0587>
- Alsaadi, G., Quirynen, M., Michiles, K., Teughels, W., Komárek, A., ve Van Steenberghe, D. (2008). Impact of local and systemic factors on the incidence of failures up to abutment connection with modified surface oral implants. *Journal of Clinical Periodontology*. <https://doi.org/10.1111/j.1600-051X.2007.01165.x>
- Alves, P. H. M., Alves, T. C. L. P., Pegoraro, T. A., Costa, Y. M., Bonfante, E. A., ve de Almeida, A. L. P. F. (2018). Measurement properties of gingival biotype evaluation methods. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. <https://doi.org/10.1111/cid.12583>
- Angelopoulos, C., Scarfe, W. C., ve Farman, A. G. (2012). A comparison of maxillofacial CBCT and medical CT. *Atlas of the Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America*, 20(1), 1–17. <https://doi.org/10.1016/j.cxom.2011.12.008>
- Baba, R., Ueda, K., ve Okabe, M. (2004). Using a flat-panel detector in high resolution cone beam CT for dental imaging. *Dentomaxillofacial Radiology*. <https://doi.org/10.1259/dmfr/87440549>
- Barriviera, M., Duarte, W. R., Januário, A. L., Faber, J., ve Bezerra, A. C. B. (2009). A new method to assess and measure palatal masticatory mucosa by cone-beam computerized tomography. *Journal of Clinical Periodontology*. <https://doi.org/10.1111/j.1600-051X.2009.01422.x>
- Bas, B., Yilmaz, N., Gokce, E., ve Akan, H. (2011). Ultrasound assessment of increased capsular width in temporomandibular joint internal derangements:

relationship with joint pain and magnetic resonance grading of joint effusion. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics*, 112(1), 112–117. <https://doi.org/10.1016/j.tripleo.2011.02.020>

Bashutski, J. D., ve Wang, H. L. (2007). Common implant esthetic complications. *Implant Dentistry*. <https://doi.org/10.1097/ID.0b013e318159ca05>

Baum, G., Greenwood, I., Slawski, S., ve Smirnow, R. (1963). Observation of internal structures of teeth by ultrasonography. *Science*. <https://doi.org/10.1126/science.139.3554.495>

Borges, G. J., Ruiz, L. F. N., de Alencar, A. H. G., Porto, O. C. L., ve Estrela, C. (2015). Cone-beam computed tomography as a diagnostic method for determination of gingival thickness and distance between gingival margin and bone crest. *TheScientificWorldJournal*, 2015, 142108. <https://doi.org/10.1155/2015/142108>

Chan, H. L., Sinjab, K., Chung, M. P., Chiang, Y. C., Wang, H. L., Giannobile, W. V., ve Kripfgans, O. D. (2017). Non-invasive evaluation of facial crestal bone with ultrasonography. *PLoS ONE*, 12(2), 1–8. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0171237>

Chan, H. L., Wang, H. L., Fowlkes, J. B., Giannobile, W. V., ve Kripfgans, O. D. (2017). Non-ionizing real-time ultrasonography in implant and oral surgery: A feasibility study. *Clinical Oral Implants Research*. <https://doi.org/10.1111/clr.12805>

Chifor, R., Hedesiu, M., Bolfa, P., Catoi, C., Crisan, M., Serbanescu, A., ... Badea, M. E. (2011). The evaluation of 20 MHz ultrasonography, computed tomography scans as compared to direct microscopy for periodontal system assessment. *Medical Ultrasonography*, 13(2), 120–126.

Collaert, B., ve De Bruyn, H. (1998). Comparison of Brånemark fixture integration and short-term survival using one-stage or two-stage surgery in completely and partially edentulous mandibles. *Clinical Oral Implants Research*. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.1998.090209.x>

Cook, D. R., Mealey, B. L., Verrett, R. G., Mills, M. P., Noujeim, M. E., Lasho, D. J., ve Cronin, R. J. J. (2011). Relationship between clinical periodontal biotype and labial plate thickness: an in vivo study. *The International Journal of Periodontics ve Restorative Dentistry*, 31(4), 345–354.

Cormack, A. M. (1980). Early two-dimensional reconstruction (CT scanning) and recent topics stemming from it. Nobel lecture, December 8, 1979. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 4(5), 658–664. <https://doi.org/10.1097/00004728-198010000-00016>

Cotti, E., Campisi, G., Garau, V., ve Puddu, G. (2002). A new technique for the study of periapical bone lesions: ultrasound real time imaging. *International*

*Endodontic Journal*, 35(2), 148–152. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2591.2002.00458.x>

- Cranin, N. A. (1982). The requirements and clinical performance of dental implants. *Biocompatibility of Dental Materials*.
- Culjat, M. O., Choi, M., Singh, R. S., Grundfest, W. S., Brown, E. R., ve White, S. N. (2008). Ultrasound detection of submerged dental implants through soft tissue in a porcine model. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 99(3), 218–224. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(08\)60046-3](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(08)60046-3)
- Culjat, M. O., Choi, M., Singh, R. S., ve White, S. N. (2012a). Ultrasound imaging of dental implants. *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS*, 456–459. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2012.6345966>
- Culjat, M. O., Choi, M., Singh, R. S., ve White, S. N. (2012b). Ultrasound imaging of dental implants. *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS*. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2012.6345966>
- De Bruyckere, T., Eghbali, A., Younes, F., De Bruyn, H., ve Cosyn, J. (2015). Horizontal stability of connective tissue grafts at the buccal aspect of single implants: A 1-year prospective case series. *Journal of Clinical Periodontology*, 42(9), 876–882. <https://doi.org/10.1111/jcpe.12448>
- Eger, T. (1996). Ultrasonic determination of gingival thickness Subject variation and influence of tooth type and clinical features. *Journal of Clinical Periodontology*, 23(9), 839–845. <https://doi.org/10.1111/j.1600-051X.1996.tb00621.x>
- Eghbali, A., De Bruyn, H., Cosyn, J., Kerckaert, I., ve Van Hoof, T. (2016). Ultrasonic Assessment of Mucosal Thickness around Implants: Validity, Reproducibility, and Stability of Connective Tissue Grafts at the Buccal Aspect. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 18(1), 51–61. <https://doi.org/10.1111/cid.12245>
- Eghbali, A., De Rouck, T., De Bruyn, H., ve Cosyn, J. (2009). The gingival biotype assessed by experienced and inexperienced clinicians. *Journal of Clinical Periodontology*. <https://doi.org/10.1111/j.1600-051X.2009.01479.x>
- Evirgen, Ş. (2016). Review on the applications of ultrasonography in dentomaxillofacial region. *World Journal of Radiology*. <https://doi.org/10.4329/wjr.v8.i1.50>
- Feldkamp, L. A., Davis, L. C., ve Kress, J. W. (1984). Practical cone-beam algorithm. *Josa A*, 1(6), 612–619.
- Fu, Jai-Hui, Lee, A., ve Wang, H.-L. (2011). Influence of tissue biotype on implant esthetics. *The International Journal of Oral ve Maxillofacial Implants*, 26(3),

499–508.

- Fu, Jia-Hui, Yeh, C.-Y., Chan, H.-L., Tatarakis, N., Leong, D. J. M., ve Wang, H.-L. (2010). Tissue Biotype and Its Relation to the Underlying Bone Morphology. *Journal of Periodontology*. <https://doi.org/10.1902/jop.2009.090591>
- Gaviria, L., Salcido, J. P., Guda, T., ve Ong, J. L. (2014). Current trends in dental implants. *Journal of the Korean Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. <https://doi.org/10.5125/jkaoms.2014.40.2.50>
- Ghorayeb, S. R., Bertoncini, C. A., ve Hinders, M. K. (2008). Ultrasonography in dentistry. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 55(6), 1256–1266. <https://doi.org/10.1109/TUFFC.2008.788>
- Goldman, L. W. (2007). Principles of CT and CT technology. *Journal of Nuclear Medicine Technology*. <https://doi.org/10.2967/jnmt.107.042978>
- Goldstein, A. (1993). Overview of the physics of US. *Radiographics: A Review Publication of the Radiological Society of North America, Inc*, 13(3), 701–704. <https://doi.org/10.1148/radiographics.13.3.8316678>
- Guerrero, M. E., Jacobs, R., Loubele, M., Schutyser, F., Suetens, P., ve van Steenberghe, D. (2006). State-of-the-art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement. *Clinical Oral Investigations*. <https://doi.org/10.1007/s00784-005-0031-2>
- Hanzelka, T., Foltán, R., Horká, E., ve Šedý, J. (2010). Reduction of the negative influence of patient motion on quality of CBCT scan. *Medical Hypotheses*. <https://doi.org/10.1016/j.mehy.2010.07.046>
- Hounsfield, G. N. (1973). Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system. *The British Journal of Radiology*, 46(552), 1016–1022. <https://doi.org/10.1259/0007-1285-46-552-1016>
- Jacobi-Gresser, E., Huesker, K., ve Schütt, S. (2013). Genetic and immunological markers predict titanium implant failure: A retrospective study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2012.07.018>
- Januário, A. L., Barriviera, M., ve Duarte, W. R. (2008). Soft tissue cone-beam computed tomography: A novel method for the measurement of gingival tissue and the dimensions of the dentogingival unit. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.2008.00210.x>
- Kamakshi, S. S., Tarani, S., Naik, V., ve Veera, S. D. (2016). *The third dimension of dentistry: Cone beam computed tomography - Its applications*. 3, 200–204. <https://doi.org/10.15713/ins.jcri.138>
- Kamburoglu, K., Murat, S., Kilic, C., Yuksel, S., Avsever, H., Farman, A., ve Scarfe,



- W. C. (2014). Accuracy of CBCT images in the assessment of buccal marginal alveolar peri-implant defects: effect of field of view. *Dento Maxillo Facial Radiology*, 43(4), 20130332. <https://doi.org/10.1259/dmfr.20130332>
- Kan, J. Y. K., Morimoto, T., Rungcharassaeng, K., Roe, P., ve Smith, D. H. (2010). Gingival biotype assessment in the esthetic zone: visual versus direct measurement. *The International Journal of Periodontics ve Restorative Dentistry*, 30(3), 237–243.
- Kan, J. Y. K., Rungcharassaeng, K., Umezu, K., ve Kois, J. C. (2003). Dimensions of Peri-Implant Mucosa: An Evaluation of Maxillary Anterior Single Implants in Humans. *Journal of Periodontology*. <https://doi.org/10.1902/jop.2003.74.4.557>
- Kim, S. H., Choi, Y. S., Hwang, E. H., Chung, K. R., Kook, Y. A., ve Nelson, G. (2007). Surgical positioning of orthodontic mini-implants with guides fabricated on models replicated with cone-beam computed tomography. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2006.01.027>
- Klokkevold PR, H. T. (2007). How do smoking, diabetes and periodontitis affect outcomes of implant treatment? *British Dental Journal*. <https://doi.org/10.1038/bdj.2007.841>
- Koc, C., Sonmez, G., Yilmaz, F., Karahan, S., ve Kamburoglu, K. (2018). Comparison of the accuracy of periapical radiography with CBCT taken at 3 different voxel sizes in detecting simulated endodontic complications: an ex vivo study. *Dento Maxillo Facial Radiology*, 47(4), 20170399. <https://doi.org/10.1259/dmfr.20170399>
- Kois, J. C. (2004). Predictable single-tooth peri-implant esthetics: five diagnostic keys. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*.
- Koldslund, O. C., Scheie, A. A., ve Aass, A. M. (2009). Prevalence of Implant Loss and the Influence of Associated Factors. *Journal of Periodontology*. <https://doi.org/10.1902/jop.2009.080594>
- Lai, J. Y. (2017). Clinical Periodontology and Implant Dentistry, 6th Edition. *Implant Dentistry*, 26(6), 808–809. <https://doi.org/10.1097/id.0000000000000679>
- Laird, W. R. E., ve Walmsley, A. D. (1991). Ultrasound in dentistry. Part 1- biophysical interactions. *Journal of Dentistry*. [https://doi.org/10.1016/0300-5712\(91\)90030-3](https://doi.org/10.1016/0300-5712(91)90030-3)
- Langlais, R. P., Rodriguez, I. E., ve Maselle, I. (1994). Principles of radiographic selection and interpretation. *Dental Clinics of North America*.
- Lauber, R., Bornstein, M. M., ve von Arx, T. (2012). Cone beam computed

tomography in mandibular molars referred for apical surgery. *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin = Revue Mensuelle Suisse d'odontostomatologie = Rivista Mensile Svizzera Di Odontologia e Stomatologia / SSO*.

Lautrou, A. (1981). [Dental anatomy and periodontal anatomy]. *Revue d'orthopedie dento-faciale*, 15(4), 371–384.

Lee, J. H., Frias, V., Lee, K. W., ve Wright, R. F. (2005). Effect of implant size and shape on implant success rates: A literature review. *Journal of Prosthetic Dentistry*. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2005.04.018>

Linkow, L. I., ve Miller, R. J. (2004). Immediate loading of endosseous implants is not new. *Journal of Oral Implantology*. <https://doi.org/10.1563/0683.1>

Lofthag-Hansen, S., Gröndahl, K., ve Ekestubbe, A. (2009). Cone-beam CT for preoperative implant planning in the posterior mandible: Visibility of anatomic landmarks. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2008.00114.x>

M.O., C., M., C., R.S., S., W.S., G., E.R., B., ve S.N., W. (2008). Ultrasound detection of submerged dental implants through soft tissue in a porcine model. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 99(3), 218–224. Retrieved from [http://www.embase.com/search/results?subaction=viewrecordvefrom=exportveid=L351312307%5Cnhttp://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913\(08\)60046-3%5Cnhttp://192.167.125.34:9003/unifi?sid=EMBASEveissn=00223913veid=doi:10.1016/S0022-3913\(08\)60046-3veatitle=Ultrasound+dete](http://www.embase.com/search/results?subaction=viewrecordvefrom=exportveid=L351312307%5Cnhttp://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913(08)60046-3%5Cnhttp://192.167.125.34:9003/unifi?sid=EMBASEveissn=00223913veid=doi:10.1016/S0022-3913(08)60046-3veatitle=Ultrasound+dete)

Madrigal, C., Ortega, R., Meniz, C., ve Lopez-Quiles, J. (2008). Study of available bone for interforaminal implant treatment using cone-beam computed tomography. *Medicina Oral, Patologia Oral y Cirugia Bucal*, 13(5), E307-12.

Mahmoud, A. M., Ngan, P., Crout, R., ve Mukdadi, O. M. (2010). High-resolution 3D ultrasound jawbone surface imaging for diagnosis of periodontal bony defects: an in vitro study. *Annals of Biomedical Engineering*, 38(11), 3409–3422. <https://doi.org/10.1007/s10439-010-0089-0>

Marotti, J., Heger, S., Tinschert, J., Tortamano, P., Chuembou, F., Radermacher, K., ve Wolfart, S. (2013). Recent advances of ultrasound imaging in dentistry—a review of the literature. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*, 115(6), 819–832. <https://doi.org/10.1016/j.oooo.2013.03.012>

McKinney, R. V, Koth, D. C., ve Steflik, D. E. (1984). Clinical standards for dental implants. *Clinical Dentistry*. Harperstown, PA: Harper ve Row, 27–41.

Miracle, A. C., ve Mukherji, S. K. (2009a). Conebeam CT of the head and neck, part 1: physical principles. *AJNR. American Journal of Neuroradiology*, 30(6), 1088–1095. <https://doi.org/10.3174/ajnr.A1653>

Miracle, A. C., ve Mukherji, S. K. (2009b). Conebeam CT of the head and neck, part

- 2: clinical applications. *AJNR. American Journal of Neuroradiology*, 30(7), 1285–1292. <https://doi.org/10.3174/ajnr.A1654>
- Misch, C. E. (1999). Contemporary Implant Dentistry. *Implant Dentistry*. <https://doi.org/10.1097/00008505-199901000-00013>
- Miyamoto, Y. (2016). *Intraoral ultrasonography of tongue mass lesions*. <https://doi.org/10.1259/dmfr.20150362>
- Moore, C. L., ve Copel, J. A. (2011). Point-of-care ultrasonography. *The New England Journal of Medicine*, 364(8), 749–757. <https://doi.org/10.1056/NEJMra0909487>
- Muhlemann, H. R., ve Son, S. (1971). Gingival sulcus bleeding--a leading symptom in initial gingivitis. *Helvetica Odontologica Acta*, 15(2), 107–113.
- Muller, H. P., Schaller, N., ve Eger, T. (1999). Ultrasonic determination of thickness of masticatory mucosa. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontics*, 88(2), 248–253. [https://doi.org/10.1016/s1079-2104\(99\)70123-x](https://doi.org/10.1016/s1079-2104(99)70123-x)
- Nguyen, K. C. T., Le, L. H., Kaipatur, N. R., Zheng, R., Lou, E. H., ve Major, P. W. (2016). High-Resolution Ultrasonic Imaging of Dento-Periodontal Tissues Using a Multi-Element Phased Array System. *Annals of Biomedical Engineering*, 44(10), 2874–2886. <https://doi.org/10.1007/s10439-016-1634-2>
- Oeppen, R. S., Gibson, D., ve Brennan, P. A. (2010). An update on the use of ultrasound imaging in oral and maxillofacial surgery. *The British Journal of Oral ve Maxillofacial Surgery*, 48(6), 412–418. <https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2009.10.022>
- Palmer, R. (1999). Introduction to dental implants. *British Dental Journal*. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.4800222a>
- Patel, S., Dawood, A., Pitt Ford, T., ve Whaites, E. (2007). The potential applications of cone beam computed tomography in the management of endodontic problems. *International Endodontic Journal*. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2007.01299.x>
- Sato, S., Arai, Y., Shinoda, K., ve Ito, K. (2004). Clinical application of a new cone-beam computerized tomography system to assess multiple two-dimensional images for the preoperative treatment planning of maxillary implants: case reports. *Quintessence International (Berlin, Germany : 1985)*, 35(7), 525–528.
- Scarfe, W. C., ve Farman, A. G. (2008). What is Cone-Beam CT and How Does it Work? *Dental Clinics of North America*. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2008.05.005>
- Scarfe, W. C., Farman, A. G., Levin, M. D., ve Gane, D. (2010). Essentials of

Maxillofacial Cone Beam Computed Tomography. *Alpha Omegan*, 103(2), 62–67. <https://doi.org/10.1016/j.aodf.2010.04.001>

Scarfe, W. C., Farman, A. G., ve Sukovic, P. (2006). Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *Journal of the Canadian Dental Association*.

Scarfe, W. C., Li, Z., Aboelmaaty, W., Scott, S. A., ve Farman, A. G. (2012). Maxillofacial cone beam computed tomography: Essence, elements and steps to interpretation. *Australian Dental Journal*, 57, 46–60. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2011.01657.x>

Schnitman, P. A., ve Shulman, L. B. (1979). Recommendations of the consensus development conference on dental implants. *Journal of the American Dental Association (1939)*. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.1979.0052>

Schroeder, H. E. (2012). *The periodontium* (Vol. 5). Springer Science ve Business Media.

Schulze, D., Heiland, M., Thurmann, H., ve Adam, G. (2004). Research: Radiation exposure during midfacial imaging using 4- and 16-slice computed tomography, cone beam computed tomography systems and conventional radiography. *Dentomaxillofacial Radiology*. <https://doi.org/10.1259/dmfr/28403350>

Schulze, R. K. W., Ćurić, D., ve D’Hoedt, B. (2002). B-mode versus A-mode ultrasonographic measurements of mucosal thickness in vivo. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics*. <https://doi.org/10.1067/moe.2002.119465>

Sekino, S. (2011). CLINICAL PERIODONTOLOGY. *THE JOURNAL OF THE ACADEMY OF CLINICAL DENTISTRY*. <https://doi.org/10.14399/jacd.31.126>

Silva, J. N. N., Andrade, P. F. de, Sotto-Maior, B. S., Souza Picorelli Assis, N. M., Pires Carvalho, A. C., ve Devito, K. L. (2017). Influence of lip retraction on the cone beam computed tomography assessment of bone and gingival tissues of the anterior maxilla. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*, 123(6), 714–720. <https://doi.org/10.1016/j.oooo.2017.02.005>

Song, J.-E., Um, Y.-J., Kim, C.-S., Choi, S.-H., Cho, K.-S., Kim, C.-K., ... Jung, U.-W. (2008). Thickness of Posterior Palatal Masticatory Mucosa: The Use of Computerized Tomography. *Journal of Periodontology*. <https://doi.org/10.1902/jop.2008.070302>

Sonmez, G., Kamburoglu, K., Yilmaz, F., Koc, C., Baris, E., ve Tuzuner, A. (2019). Versatility of high resolution ultrasonography in the assessment of granulomas and radicular cysts: a comparative in vivo study. *Dento Maxillo Facial Radiology*, 48(6), 20190082. <https://doi.org/10.1259/dmfr.20190082>


Sönmez, G., Koç, C., ve Kamburoğlu, K. (2018). Accuracy of linear and volumetric

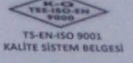
- measurements of artificial ERR cavities by using CBCT images obtained at 4 different voxel sizes and measured by using 4 different software: An ex vivo research. *Dentomaxillofacial Radiology*, 47(8). <https://doi.org/10.1259/dmfr.20170325>
- Sukovic, P. (2003). Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. *Orthodontics and Craniofacial Research*. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0544.2003.259.x>
- Sullivan, R. M. (2001). Implant dentistry and the concept of osseointegration: a historical perspective. *Journal of the California Dental Association*.
- Sun, X., Witzel, E. A., Bian, H., ve Kang, S. (2008). 3-D finite element simulation for ultrasonic propagation in tooth. *Journal of Dentistry*, 36(7), 546–553. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2008.04.008>
- Suomalainen, A., Pakbaznejad Esmaeili, E., ve Robinson, S. (2015). Dentomaxillofacial imaging with panoramic views and cone beam CT. *Insights into Imaging*. <https://doi.org/10.1007/s13244-014-0379-4>
- Tagliareni, J. M., ve Clarkson, E. (2015). Basic Concepts and Techniques of Dental Implants. *Dental Clinics of North America*. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2014.10.005>
- Tarnow, D. (2009). Clinical Periodontology and Implant Dentistry, 5th edition. *Implant Dentistry*. <https://doi.org/10.1097/id.0b013e3181a0d4bf>
- Tikku, A. P., Kumar, S., Loomba, K., Chandra, A., Verma, P., ve Aggarwal, R. (2010). Use of ultrasound, color Doppler imaging and radiography to monitor periapical healing after endodontic surgery. *Journal of Oral Science*, 52(3), 411–416.
- Traxler, M., Solar, P., Ulm, C., ve Gritzmann, N. (1991). Ultrasonographic measurement of the soft-tissue of the upper jaw. *Acta Radiologica*, 32(1), 3–5. <https://doi.org/10.1177/028418519103200102>
- Tsiolis, F. I., Needleman, I. G., ve Griffiths, G. S. (2003). Periodontal ultrasonography. *Journal of Clinical Periodontology*, 30(10), 849–854. <https://doi.org/10.1034/j.1600-051X.2003.00380.x>
- Tyndall, D A, ve Kohltfarber, H. (2012). *Application of cone beam volumetric tomography in endodontics*. 72–81. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2011.01654.x>
- Tyndall, Donald A., ve Rathore, S. (2008). Cone-Beam CT Diagnostic Applications: Caries, Periodontal Bone Assessment, and Endodontic Applications. *Dental Clinics of North America*. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2008.05.002>
- Ueno, D., Sekiguchi, R., Morita, M., Jayawardena, A., Shinpo, S., Sato, J., ve


- Kobayashi, K. (2014). Palatal mucosal measurements in a Japanese population using cone-beam computed tomography. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. <https://doi.org/10.1111/jerd.12053>
- Wara-aswapati, N., Pitiphat, W., Chandrapho, N., Rattanayatikul, C., ve Karimbux, N. (2001). Thickness of Palatal Masticatory Mucosa Associated With Age. *Journal of Periodontology*. <https://doi.org/10.1902/jop.2001.72.10.1407>
- Weissman, B. N. (2009). Imaging of Arthritis and Metabolic Bone Disease. In *Imaging of Arthritis and Metabolic Bone Disease*. <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-04177-5.X0001-8>
- Yilmaz, D., ve Kamburoglu, K. (2019). Comparison of the effectiveness of high resolution ultrasound with MRI in patients with temporomandibular joint disorders. *Dento Maxillo Facial Radiology*, 48(5), 20180349. <https://doi.org/10.1259/dmfr.20180349>
- Zimbran, A., Dudea, S., ve Dudea, D. (2013). Evaluation of periodontal tissues using 40MHz ultrasonography. Preliminary report. *Medical Ultrasonography*. <https://doi.org/10.11152/mu.2013.2066.151.az1ept2>
- Zitzmann, N. U., Margolin, M. D., Filippi, A., Weiger, R., ve Krastl, G. (2008). Patient assessment and diagnosis in implant treatment. *Australian Dental Journal*, 53(SUPPL. 1). <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2008.00036.x>

## EKLER

### Ek-1. Etik Kurul

  
1993  
**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ**  
Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu

  
TS-EN-ISO 9001  
KALİTE SİSTEM BELGESİ

  
\*BELMUFVA\*

Sayı : 94603339-604.01.02/ 41701  
Konu : Proje Onayı

20/11/2017

**AĞIZ DIŞ VE ÇENE RADYOLOJİSİ ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞINA**

Anabilim Dalımızda görev yapmakta olan Prof. Dr. Ayşe Gülşahı tarafından yürütülecek olan D-KA17/13 nolu "Implant hastalarında iki farklı konik ışın demetli bilgisayarlı tomografi ve ultrasonografi ile implant bölgesi diş eti dokularının değerlendirilmesi" başlıklı araştırma projesi Kurulumuz ve Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nun 27/09/2017 tarih ve 17/74 sayılı kararı ile uygun görülmüştür. Projenin başlama tarihi ile çalışmanın sunulduğu kongre ve yayımlandığı dergi konusunda Kurulumuza bilgi verilmesini rica ederim.

**e-imzalıdır**  
Prof. Dr. Hakan ÖZKARDEŞ  
Kurul Başkanı

Not: Çalışma bildiri ve/veya makale haline geldiğinde "Gereç ve Yöntem" bölümüne aşağıdaki ifadelerden uygun olanının eklenmesi gerekmektedir.

— Bu çalışma Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu ve Etik Kurulu tarafından onaylanmış (Proje no:...) ve Başkent Üniversitesi Araştırma Fonunca desteklenmiştir.

— This study was approved by Baskent University Institutional Review Board and Ethics Committee (Project no:...) and supported by Baskent University Research Fund.

Bu belge, 5070 sayılı Elektronik İmza Kanununa göre Güvenli Elektronik İmza ile imzalanmıştır

Başkent Caddesi (Eski 1. Caddesi) 77. Sokak

## ÖZGEÇMİŞ

### I- Bireysel Bilgiler

**Adı:** Gül

**Soyadı:** Sönmez

**Doğum yeri ve tarihi:** Eskişehir 1992

**Uyruğu:** T.C.

**Medeni durumu:** Bekar

**Tel:** 05362145129

**Elektronik posta:** gysnmz@gmail.com

### II- Eğitimi

2016-2019 Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı/ Uzmanlık Eğitimi

2010-2015Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi/ Lisans Eğitimi

2007-2010Özel Yüce Fen Lisesi



Yabancı Dil: İngilizce

### III- Ünvanları

Diş Hekimi

### IV- Bilimsel İlgi Alanları

Uluslararası Dergi Yayını:

1. Kamburoğlu K., Sönmez G., Berktaş Z.S., Kurt H., Özen D. Effects of various cone-beam computed tomography settings on the detection of recurrent caries under restorations in extracted primary teeth. *Imaging Sci Dent* 2017;47:109–115. doi: 10.5624/isd.2017.47.2.109.
2. Koç C, Sönmez G, Yılmaz F, Karahan S, Kamburoğlu K. Comparison of the accuracy of periapical radiography with CBCT taken at 3 different voxel sizes in detecting simulated endodontic complications: An ex vivo study. *Dentomaxillofac Radiol.* 2018 May 47(4) 20170399. doi: 10.1259/dmfr.20170399.
3. Sönmez G, Koç C, Kamburoğlu K. Accuracy of linear and volumetric measurements of artificial ERR cavities by using CBCT images obtained at 4 different voxel sizes and measured by using 4 different software: An ex vivo research. *Dentomaxillofac Radiol.* 2018 May 20170325. doi: 10.1259/dmfr.20170325.
4. Koç C, Kamburoğlu K, Sönmez G, Yılmaz F, Gülen O, Karahan S. Ability to detect endodontic complications using three different CBCT units with and

without artefact reduction modes: an ex vivo study. *Int Endod J.* 2018 Dec 2. doi: 10.1111/iej.13051. [Epub ahead of print].

5. Sonmez G, Kamburoğlu K, Yilmaz F, Koc C, Baris E, Tuzuner A. Versatility of high resolution ultrasonography in the assessment of granulomas and radicular cysts: a comparative in vivo study. *Dentomaxillofac Radiol.* 2019 Jun 12:20190082. doi: 10.1259/dmfr.20190082. [Epub ahead of print].
6. Orhan BK, Sonmez G, Ozemre MO, Koseoglu Secgin C, Kamburoğlu K, Gulsahi A. The Effects of Different Variables on Marginal Bone Loss around Dental Implants *West Indian Med J*, DOI: 10.7727/wimj.2018.068.
7. Yilmaz F, Sonmez G, Kamburoglu K, Koc C, Ocak M, Celik HH. Accuracy of CBCT images in the volumetric assessment of residual root canal filling material: Effect of voxel size. *Niger J Clin Pract.* 2019 Aug;22(8):1091-1098. doi: 10.4103/njcp.njcp\_678\_18

#### Ulusal Dergi Yayını:

- Zeynep Serap Berktaş, Gül Sönmez, Kıvanç Kamburoğlu, “ Cerrahi Rehberlik, Surgical Guidance” *Türkiye Klinikleri Journal of Oral and Maxillofacial Radiology- Special Topics* 2017;3(2):133-5
- Gül Sönmez, Zeynep Serap Berktaş, Kıvanç Kamburoğlu, “İmplant Planlaması ve Güncel Yazılımlar, Implant Planning and Contemporary Softwares” *Türkiye Klinikleri Journal of Oral and Maxillofacial Radiology- Special Topics* 2017;3(2):127-32

#### Poster ve Sözlü Sunumlar:

1. Orhan Büyük K., Sönmez G., Kamburoğlu K. Effects of different variables on marginal bone loss around dental implants. 15th European Academy of Dentomaxillofacial Radiology Congress, Cardiff, 15-18th June 2016.
- 2.
3. Sönmez G., Kamburoğlu K. Assessment of external root resorption by using CBCT with different voxel sizes: A comparative *ex vivo* study. The 11th Asian Congress of Oral and Maxillofacial Radiology, The Empress International Convention Center, Chiang Mai, Thailand, November 10-12, 2016.
4. Koç C., Sönmez G., Yılmaz F., Gulen O., Kamburoglu K. CBCT aided diagnosis and treatment of limited dentoalveolar trauma cases. The 11th Asian Congress of Oral and Maxillofacial Radiology, The Empress International Convention Center, Chiang Mai, Thailand, November 10-12, 2016.
5. Orhan Büyük K., Sönmez G., Kamburoğlu K. Assessment of marginal bone loss around dental implants: Pre- and post-operative evaluation. The 11th Asian Congress of Oral and Maxillofacial Radiology, The Empress International Convention Center, Chiang Mai, Thailand, November 10-12, 2016.
6. Sönmez G., Kamburoğlu K., Sancak K., Rübendüz M., Akal ÜK. Volumetric evaluation of amount of bone necessary for grafting cleft lip and palate. The 11th Asian Congress of Oral and Maxillofacial Radiology, The Empress International Convention Center, Chiang Mai, Thailand, November 10-12, 2016.

7. Sönmez G., Kamburoğlu K., Özen T. Extranodal non-Hodgkin lymphoma mimicking periapical lesion: A case report. The 11th Asian Congress of Oral and Maxillofacial Radiology, The Empress International Convention Center, Chiang Mai, Thailand, November 10-12, 2016.
8. Koç C., Sönmez G., Yılmaz F., Kamburoğlu K. CBCT aided treatment of a huge radicular cyst of maxilla. The 11th Asian Congress of Oral and Maxillofacial Radiology, The Empress International Convention Center, Chiang Mai, Thailand, November 10-12, 2016.
9. Sönmez G., Kamburoğlu K., Orhan Büyük K. Diffuse sclerosing osteomyelitis: A case report with CBCT findings. The 11th Asian Congress of Oral and Maxillofacial Radiology, The Empress International Convention Center, Chiang Mai, Thailand, November 10-12, 2016.
10. Sönmez G., Koç C., Kamburoğlu K. Quantitative linear and volumetric measurement of chemomechanically created external root resorption by using CBCT images obtained at 4 voxel sizes by using 4 different softwares: an ex vivo study on extracted teeth. Oral Diagnoz ve Maksillofasiyal Radyoloji Derneği 2. Uluslararası Kongresi 7. Bilimsel Toplantısı (Oral Diagnosis and Maxillofacial Radiology Society 2.nd International Congress 7<sup>th</sup> Scientific Meeting). Eskişehir, Turkey, 13-15 April, 2017 (2nd runner up best presentation award).
11. 10. Yılmaz F., Koç C., Sönmez G., Kamburoğlu K. Use of cone beam computed tomography in endodontics: an update. Oral Diagnoz ve Maksillofasiyal Radyoloji Derneği 2. Uluslararası Kongresi 7. Bilimsel Toplantısı (Oral Diagnosis and Maxillofacial Radiology Society 2.nd International Congress 7<sup>th</sup> Scientific Meeting). Eskişehir, Turkey, 13-15 April, 2017.
12. Koç C., Sönmez G., Kamburoğlu K. İnternal kök rezorpsiyonu vakasının KIBT rehberliğinde teşhis ve tedavisi. Oral Diagnoz ve Maksillofasiyal

- Radyoloji Derneği 2. Uluslararası Kongresi 7. Bilimsel Toplantısı (Oral Diagnosis and Maxillofacial Radiology Society 2.nd International Congress 7<sup>th</sup> Scientific Meeting). Eskişehir, Turkey, 13-15 April, 2017.
13. Kamburoğlu K., Sönmez G. Terahertz Imaging in Dentistry. Oral Diağnoz ve Maksillofasiyal Radyoloji Derneği 2. Uluslararası Kongresi 7. Bilimsel Toplantısı (Oral Diagnosis and Maxillofacial Radiology Society 2.nd International Congress 7<sup>th</sup> Scientific Meeting). Eskişehir, Turkey, 13-15 April, 2017.
  14. Söngü M., Sönmez G., Saat O., Kamburoğlu K. Konvansiyonel görüntüleme de izlenemeyen radyopak entitenin KIBT ile tespit edilmesi. Oral Diağnoz ve Maksillofasiyal Radyoloji Derneği 2. Uluslararası Kongresi 7. Bilimsel Toplantısı (Oral Diagnosis and Maxillofacial Radiology Society 2.nd International Congress 7<sup>th</sup> Scientific Meeting). Eskişehir, Turkey, 13-15 April, 2017.
  15. Sezer MB., Sönmez G., Kamburoğlu K. Gorlin-Goltz Syndrome: A New Case with CBCT Findings. Oral Diağnoz ve Maksillofasiyal Radyoloji Derneği 2. Uluslararası Kongresi 7. Bilimsel Toplantısı (Oral Diagnosis and Maxillofacial Radiology Society 2.nd International Congress 7<sup>th</sup> Scientific Meeting). Eskişehir, Turkey, 13-15 April, 2017.
  16. Saat O., Sönmez G., Söngü M., Kamburoğlu K. İki farklı implant markasında marjinal kemik kaybının ölçülmesi: pilot çalışma. Oral Diağnoz ve Maksillofasiyal Radyoloji Derneği 2. Uluslararası Kongresi 7. Bilimsel Toplantısı (Oral Diagnosis and Maxillofacial Radiology Society 2.nd International Congress 7<sup>th</sup> Scientific Meeting). Eskişehir, Turkey, 13-15 April, 2017.
  17. KOC C., Sönmez G., Yılmaz F., Kamburoğlu K. "A comparison of the accuracy of conventional radiography with CBCT in detecting simulated endodontic complications." *The 21th International Congress of Dento-Maxillo-Facial Radiology, Kaohsiung, Taiwan, 26-29 April, 2017.*
  18. Sönmez G., Kamburoğlu K., Berktaş Z.S., Kurt H., Özen D. "Effect of various CBCT settings in detection of recurrent caries under

- amalgam.” *The 21th International Congress of Dento-Maxillo-Facial Radiology, Kaohsiung, Taiwan, 26-29 April, 2017.*
19. Koç C., Sönmez G., Kamburoğlu K. “CBCT follow up of huge periapical pathology along with maxillary sinus mucosal thickness.” *The 21th International Congress of Dento-Maxillo-Facial Radiology, Kaohsiung, Taiwan, 26-29 April, 2017.*
  20. Koç C., Sönmez G., Kamburoğlu K. “Detection of simulated endodontic complications in root filled teeth from CBCT images using different artifact reduction algorithms.” *The 21th International Congress of Dento-Maxillo-Facial Radiology, Kaohsiung, Taiwan, 26-29 April, 2017.*
  21. Koç C., Sönmez G., Kamburoğlu K. “CBCT aided outcome assessment of endodontic treatment.” *The 21th International Congress of Dento-Maxillo-Facial Radiology, Kaohsiung, Taiwan, 26-29 April, 2017.*
  22. Koç C., Sönmez G., Yılmaz F., Kamburoğlu K. “Guided endodontics in calcified root canals of extracted human teeth by using CBCT: Pilot study.” *The 21th International Congress of Dento-Maxillo-Facial Radiology, Kaohsiung, Taiwan, 26-29 April, 2017.*
  23. Koç C., Saat O., Sönmez G., Kamburoğlu K. “Assessment of a patient with an endodontically treated tooth by CBCT.” *22<sup>nd</sup>BaSS Congress, Contemporary Challenges in Dentistry, Thessaloniki, Greece, 4-6 May, 2017.*
  24. Koç C., Sönmez G., Yılmaz F., Kamburoğlu K. Assessment of endodontic complications by using intraoral radiography and a CBCT System with the application of three different artifact reduction modes: an ex vivo study. “*18th European Endodontics Society (ESE) Biennial Congress, Brussels, Belgium, 14-16 September, 2017.*”
  25. Sönmez G., Altındağ A., Naifoğlu E., Kamburoğlu K. “Diffuse Chronic Sclerising Osteomyelitis.” *23<sup>rd</sup> International Turkish Dentists Association Congress, İstanbul, Turkey, 21-24 September 2017.*
  26. Kamburoğlu K., Sönmez G., Yılmaz F. “Outcome assessment of treated periapical lesions by using ultrasonography.” *68<sup>th</sup> Annual Session American*

Academy of Oral and Maxillofacial Radiology, St.Louis, MO, US, 4-7 October, 2017.

27. Kamburoğlu K., Sönmez G., Eren H., Yılmaz F., Tütüncüler K., Tüzüner A. “Assessment of periapical lesions by using CBCT and ultrasonography” 68<sup>th</sup> Annual Session American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology, St.Louis, MO, US, 4-7 October, 2017.
28. Murat S., Kamburoğlu K., Sönmez G. “Implant Complications on Postimplantation CBCT” 10<sup>th</sup> Annual International Symposium of Advanced Protocols in Oral Implantology PIEG DIA Antalya, Turkey, 10-13 May 2018.
29. Yılmaz F., Sonmez G., Kamburoglu K.,Koc C. Comparison of volumetric measurement of residual filling material in maxillary molar teeth using a CBCT system: An ex vivo study using microcomputed tomography. 16th European Congress of Dentomaxillofacial Radiology, Lucerne, Switzerland, 13-16 June 2018.
30. Kamburoglu K., Koc C., Sonmez G., Elbahary S., Rosen E., Tsesis I. Endodontic three dimensional radiography: Who’s reading the cone beam computed tomography ? 16th European Congress of Dentomaxillofacial Radiology, Lucerne, Switzerland, 13-16 June 2018.
31. Sönmez G., Yılmaz F., Koc C., Barış E., Kamburoglu K. Assessment of periapical lesions by using periapical radiography. Assessment of periapical lesions by using periapical radiography, CBCT and ultrasonography. 16th European Congress of Dentomaxillofacial Radiology, Lucerne, Switzerland, 13-16 June 2018.
32. Gülen O., Sönmez G., Tütüncüler M., Tütüncüler K., Kamburoğlu K. Pleomorphic adenoma of parotid gland: Case report with US and MRI findings. 16th European Congress of Dentomaxillofacial Radiology, Lucerne, Switzerland, 13-16 June 2018.
33. Sönmez G., Gülen O., Tütüncüler K.,Kamburoğlu K. Ultrasound and CBCT aided diagnosis of odontogenic keratocyst in the maxillary sinus : Case report. 16th European Congress of Dentomaxillofacial Radiology, Lucerne, Switzerland, 13-16 June 2018.

34. Kamburoglu K., Koc C., Sonmez G. CBCT aided management of external root resorption in an ankylotic tooth in relation to mandibular canal : A case report. 16th European Congress of Dentomaxillofacial Radiology, Lucerne, Switzerland, 13-16 June 2018.
35. Sönmez G, Kamburoğlu K. CBCT Evaluation of Rosenmuller Fossa: A Retrospective Study. 12<sup>th</sup> Asian Congress of Oral and Maxillofacial Radiology and 5<sup>th</sup> Green Health Conference, Mumbai, India, 6-9 September, 2018.
36. Sönmez G, Haciosmanoğlu N, Hakiki H, Kamburoğlu K. Incidental Diagnosis of a patient with AIDS. 12<sup>th</sup> Asian Congress of Oral and Maxillofacial Radiology and 5<sup>th</sup> Green Health Conference, Mumbai, India, 6-9 September, 2018.
37. Kamburoğlu K, Sönmez G, Yılmaz F. Evaluation of bone healing after apical resection by ultrasonography. 69th Annual Session American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology Congress, San Antonio, TX, US, 12-15 September, 2018.
38. Kamburoğlu K, Sönmez G, Nalçacı R, Yurttutan E, Tüzünel ÖA. Ultrasonographic evaluation of the masseter muscle before and after botulinum toxin injection in patients with bruxizm. 69th Annual Session American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology Congress, San Antonio, TX, US, 12-15 September, 2018.
39. Koc C., Gülşahı K., Sonmez G., Kamburoglu K. "Limitli dentoalveolar travma vakasının tedavisi: olgu sunumu. Management of limited dentalveolar trauma: a case report." "24<sup>th</sup> International Turkish Dentists Association Congress, Ankara, Turkey, 27-30 September 2018."
40. Sönmez G, Yurttutan E, Kamburoğlu K, Tüzünel ÖA, Nalçacı R. "Botulinum toksin enjeksiyonu sonrası masseter kasın ultrasonografik değerlendirilmesi." "Ultrasonographic evaluation of the masseter muscle after botulinum toxin Injection." "24<sup>th</sup> International Turkish Dentists Association Congress, Ankara, Turkey, 27-30 September 2018."
41. Samunahmetoğlu E., Sönmez G., Kamburoğlu K. "İki Farklı dijital görüntüleme sisteminin subjektif görüntü kalitesi zaman ve hasta konforu



- açısından karşılaştırılması.” “Comparison of two different Imaging systems in terms of subjective imaging quality , time and patient comfort.” “24<sup>th</sup> International Turkish Dentists Association Congress, Ankara, Turkey, 27-30 September 2018.”
42. Tsesis I, Özşahin A, Rosen E, Sönmez G, Öztan MD, Kamburoğlu K. Characteristic features and pulp-tooth volume ratio of C-shaped canals evaluated by CBCT. “The 11th IFEA World Endodontic Congress, Coex, Seoul, South Korea, 4-7 October 2018.
  43. Koc C., Kamburoglu K, Sonmez G, Capci A. Clinical application of 3D technology in endodontics. “The 11th IFEA World Endodontic Congress, Coex, Seoul, South Korea, 4-7 October 2018.”
  44. Koç C., Üngör M., Önay E.O., Kamburoglu K., Sönmez G., Çubuk S. CBCT Aided Surgical or Non-surgical Endodontic Retreatment. “The 20th Scientific Congress of Asian Pacific Endodontic Confederation and The 14th International Congress of Turkish Endodontic Society, Istanbul, Turkey, 24-27 April 2019.
  45. Cakmak EE, Eratam N, Sönmez G, Kamburoğlu K. Assessment of cortical bone thickness in artificial bone lesions by using ultrasonography and cone beam computed tomography. “22<sup>nd</sup> International Association Of Dentomaxillofacial Radiology Congress and 70<sup>th</sup> Annual Session Of American Academy Of Oral And Maxillofacial Radiology”, 20-25 August, Philedelphia, USA.”
  46. Cakmak EE, Eratam N, Sönmez G, Kamburoğlu K. High resolution ultrasound aided diagnosis of intraoral soft tissue lesions: case series. “22<sup>nd</sup> International Association Of Dentomaxillofacial Radiology Congress and 70<sup>th</sup> Annual Session Of American Academy Of Oral And Maxillofacial Radiology”, 20-25 August, Philedelphia, USA.”
  47. Eratam N, Cakmak EE, Kamburoğlu K, Sönmez G. Multiple external apical root resorption. “22<sup>nd</sup> International Association Of Dentomaxillofacial Radiology Congress and 70<sup>th</sup> Annual Session Of American Academy Of Oral And Maxillofacial Radiology, 20-25 August, Philedelphia, USA.”

48. Yılmaz F, Sonmez G, Baltacıoğlu İ, Ayyıldız S, Kamburoğlu K. Effects of magnetic resonance imaging on the microleakage of five different restorative materials: An in vitro study. “22<sup>nd</sup> International Association Of Dentomaxillofacial Radiology Congress and 70<sup>th</sup> Annual Session Of American Academy Of Oral And Maxillofacial Radiology, 20-25 August, Philedelphia, USA.”
49. Koç C, Sönmez G, Kamburoğlu K. 3-dimensional printed guiding template and donor tooth replica for autotransplantation: a case report. “22<sup>nd</sup> International Association Of Dentomaxillofacial Radiology Congress and 70<sup>th</sup> Annual Session Of American Academy Of Oral And Maxillofacial Radiology, 20-25 August, Philedelphia, USA.”
50. Sönmez G, Kamburoğlu K. Accuracy of high resolution ultrasound for soft tissue thickness measurement in edentulous patients prior to implant placement. “22<sup>nd</sup> International Association Of Dentomaxillofacial Radiology Congress and 70<sup>th</sup> Annual Session Of American Academy Of Oral And Maxillofacial Radiology, 20-25 August, Philedelphia, USA.
51. Sönmez G, Kamburoğlu K. Acoustic radiation force impulse imaging (ARFI) aided diagnosis of cervical lymphadenopathy: a case report. “22<sup>nd</sup> International Association Of Dentomaxillofacial Radiology Congress and 70<sup>th</sup> Annual Session Of American Academy Of Oral And Maxillofacial Radiology, 20-25 August, Philedelphia, USA.”

#### **Kongre Katılımları:**

- 1. 15th European Academy of Dentomaxillofacial Radiology Congress, Cardiff, 15-18th June 2016.**
- 2. The 11th Asian Congress of Oral and Maxillofacial Radiology, The Empress International Convention Center, Chiang Mai, Thailand, November 10-12, 2016.**

3. **Oral Diagnoz ve Maksillofasiyal Radyoloji Derneği 2. Uluslararası Kongresi 7. Bilimsel Toplantısı (Oral Diagnosis and Maxillofacial Radiology Society 2.nd International Congress 7<sup>th</sup> Scientific Meeting).** Eskişehir, Turkey, 13-15 April, 2017 (3<sup>rd</sup> runner up best presentation award).
4. **The 21<sup>th</sup> International Congress of Dento-Maxillo-Facial Radiology, Kaohsiung, Taiwan, 26-29 April, 2017. (Travel Grant winner)**
5. **23<sup>rd</sup> International Turkish Dentists Association Congress, İstanbul, Turkey, 21-24 September 2017.**
6. **16<sup>th</sup> European Congress of Dentomaxillofacial Radiology, Lucerne, Switzerland, 13-16 June 2018.( Travel Grant Winner)**
7. **12<sup>th</sup> Asian Congress of Oral and Maxillofacial Radiology and 5<sup>th</sup>Green Health Conference, Mumbai, India, 6-9 September, 2018.**
8. **69<sup>th</sup> Annual Session American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology Congress, San Antonio, TX, US, 12-15 September, 2018.**
9. **“24<sup>th</sup> International Turkish Dentists Association Congress, Ankara, Turkey, 27-30 September 2018.”**
10. **“22<sup>nd</sup> International Association Of Dentomaxillofacial Radiology Congress and 70<sup>th</sup> Annual Session Of American Academy Of Oral And Maxillofacial Radiology”, 20-25 August, Philedelphia, USA.”**

#### **Kurs Katılımları**

- **Yabancı Dil Sınavı (YDS) Hazırlık Eğitimi Programı, Ankara Üniversitesi, 9 Temmuz-2 Ağustos 2018. Belge No: ANK.HİE.K.18.1285**
- **İngilizce Konuşma Eđitimleri (Konuşma Klubü) Programı, 9 Temmuz-2 Ağustos 2018. Belge No: ANK.HİE.K.18.1330**

**Bilimsel Dernek Ve Kurumlarda Üyelikler:**

Oral Diagnoz ve Maksillofasiyal Radyoloji Derneği

American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology

International Association of Dento-Maxillofacial Radiology

European Academy of Dento-Maxillofacial Radiology

