

T.C.
Ege Üniversitesi
Sağlık Bilimleri Enstitüsü

**İMLANT ÖNCESİ ÇENE KEMİKLERİNİN KALİTATİF VE KANTİTATİF
ÖZELLİKLERİNİN BELİRLENMESİNDE FARKLI RADYOGRAFİK
YÖNTEMLERİN KARŞILAŞTIRILMALI OLARAK İNCELENMESİ**

Oral Diagnoz ve Radyoloji Programı

DOKTORA TEZİ

**T.C. YÜKSEKÖĞRETİM KURULU
DOKÜMANTASYON MERKEZİ**

115927

Dışhekim
ERİNÇ ÖNEM

Danışman Öğretim Üyesi: Prof. Dr. YASEMİN BİR

İZMİR-2002

ÖNSÖZ

Doktora çalışmam sırasında değerli fikirlerini, desteğini, yol göstericiliğini sunan doktora yönetmenim Prof. Dr. Sayın Yasemin Bir'e, projemin şekillendirilmesinde ve yol almasında büyük katkıları ve emeği olan Prof. Dr. Sayın Zuhâl Tuğsel'e, doktora konumun belirlenmesinde ve çalışmalarım sırasında değerli desteğini ve yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen Doç. Dr. Sayın Pelin Güneri' ye şükranlarımı sunarım.

Çalışmamın gerçekleştirilmesi sırasında değerli yardımları için, tez izleme komitesi üyeleri Prof. Dr. Sayın Günnur Lomçalı ve Prof. Dr. Sayın Bülent Zeytinoğlu'na, çalışmamızı gerçekleştirmemizi sağlayan Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Endokrinoloji Bilimdalı öğretim üyesi Yar. Doç. Dr. Sayın Fırat Bayraktar'a, Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyodiagnostik Anabilimdalı öğretim üyesi Prof. Dr. Sayın Hüdaver Alper' e ve tomografik ölçümler ve densitometrik değerlendirmeler sırasındaki yardımları için Doç. Dr. Sayın Recep Savaş' a, densitometrik çekimler ve değerlendirmeleri her koşulda fedakarlıkla gerçekleştiren Sayın Şefika Dilek Öcal'a, Anabilim dalımız öğretim üye ve yardımcılarına, fakültemiz röntgen servisi teknisyenlerine, ayrıca verilerin istatistiksel olarak değerlendirilmesinde büyük emeği geçen Sayın Dr. Timur Köse' ye, doktora çalışmamda bana maddi olanaklar sağlayan E.Ü. Rektörlüğü Araştırma Fonu' na ve manevi desteğini esirgemeyen aileme içtenlikle teşekkür ederim.

Dt. Erinç Önem

İÇİNDEKİLER

GİRİŞ VE AMAÇ	1
1. GENEL BİLGİLER	
1.1. Normal kemik yapısı	3
1.2. İskeletin yaş ve bölge özgünlüğü	8
1.3. Çene kemiklerinin yaş ve bölge özgünlüğü	9
1.4. Kemik yapısında olan değişiklikler	10
1.5. Osteoporöz	12
1.5.1. Osteoporöz ve çene kemiklerindeki etkisi	15
1.6. Osteoporöz tanılama yöntemleri	15
1.6.1. Dual Enerji X- Ray Absorpsiyometrisi (DEXA)	16
1.6.2. Konvansiyonel dental görüntüleme yöntemleri	17
1.6.2.1. Panoramik Radyografi	17
1.6.2.1.1. Panoramik radyografi kullanılarak yapılan morfolometrik analizler	21
1.6.2.1.2. Panoramik radyografi kullanılarak yapılan densitometrik analizler	22
1.6.2.2. Periapikal Radyografi	23
1.6.2.2.1. Periapikal radyografi kullanılarak yapılan densitometrik analizler	24
1.6.2.2.2. Periapikal radyografi kullanılarak yapılan morfolometrik analizler	24
1.6.3. Direkt Dijital Radyografi	25
1.6.3.1. Fraktal analizler	29
1.6.3.2. Piksel intensite analizleri	30
1.6.4. Bilgisayarlı Tomografi	30
1.6.4.1. Spiral Bilgisayarlı Tomografi	36

1.7.	Kemik değişikliklerinin dişhekimliği açısından önemi	41
1.7.1.	Osteoporözün periodontitis ve diş kaybı ilişkisi	42
1.7.2.	Osteoporözün alveol kreti yüksekliğine etkisi	43
1.7.3.	İmplant yönünden kemik kalitesinin önemi	45
2.	GEREÇ VE YÖNTEM	52
3.	BULGULAR	62
4.	TARTIŞMA VE SONUÇ	79
5.	ÖZET	95
6.	SUMMARY	98
7.	KAYNAKLAR	101
8.	ÖZGEÇMİŞ	117

GİRİŞ VE AMAÇ

Implantolojide başarılı bir osseointegrasyon için implant uygulanacak kemiğin kalite ve kantitesinin etkisi yadsınamaz bir faktördür ve bu nedenle, implant bölgelerinin seçiminde ve seçilen bölgelerdeki kemiğin nitelikleri hakkında bilgi edinilmesinde birçok diagnostik yöntemlerden yararlanılmaktadır. Kemik kalitesi terimi kortikal ve trabeküler kalınlık ve özellikle kemik mineral densitesi (BMD) gibi çeşitli faktörleri kapsayan bir terimdir ve kemik kalitesinin belirlenmesinde kullanılan *in vivo* yöntemler arasında Dual Enerji X-Ray Absorbsiyometrisi (DEXA) kemik mineral yoğunluğunun belirlenmesinde kullanılan en güvenilir teknik olması nedeniyle, "Altın Standart" yöntem olarak kabul edilmektedir.

Günümüzde kemik mineral yoğunluğunun belirlenmesinde en sıklıkla yararlanılan diğer yöntem ise bilgisayarlı tomografi (BT)'dir. Dişhekimliğinde ise üzerinde bir referans materyal kullanılarak standart koşullarda ışınlanmış ve banyosu yapılmış konvansiyonel periapikal, panoramik ve digital radyografik yöntemler kullanılmaktadır. Bununla birlikte, bu yöntemlerden hangisi veya hangilerinin DEXA değerlendirmelerine yakın ölçümler yapabildiklerine ve implant planlaması öncesinde kemik kalitesinin belirlenmesinde hangilerinin dişhekimlerince tercih edilmelerinin mümkün olduğuna ilişkin literatür sayısı oldukça kısıtlıdır.

Çalışmamızın amacı, kemik metabolizmaları sağlıklı ve bozulmuş olan iki ayrı gruptan elde edilen panoramik , konvansiyonel periapikal , digital radyografiler ve BT

görüntüleri üzerinde yapılmış densitometrik analizlerin birbirleriyle karşılaştırılması ve bu verilerin referans alınan DEXA sonuçlarıyla ilişkili olup olmadığının belirlenmesidir.



1. GENEL BİLGİLER

1.1. Normal kemik yapısı ve fizyolojisi

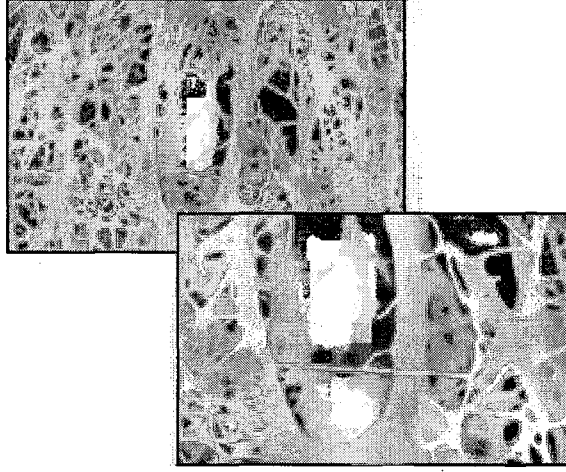
Evrım “zaman içinde bir popülasyonun genetik yapısının değişmesi” olarak tanımlanmakla birlikte, insan türü söz konusu olduğunda bu süreç içinde yer alan en önemli basamaklardan birisinin “insanın iki ayağı üzerinde dik durabilmesi” olduğu bildirilmiştir. Bu özellik, insanın ilk atası olduğu düşünölen Australopithecus afarensis'ten ilk gerçek insan olan Homo erectus'a dönüşümün de en belirgin aşamasıdır ve bu nedenle, iskelet yapısının zaman içinde çevre koşullara gösterdiği uyum ve bütönlüğünün korunması insan evriminin sürekliliği yönünden önem taşımaktadır.

İskelet sistemi vücudu destekleyen, dış uyaranlara karşı iç organları koruyan, kasların da yardımıyla vücudun hareket etmesini sağlayan ve kandaki oksijenin taşınmasından sorumlu olan alyuvarların üretimini gerçekleştiren kemik, eklem ve bağlardan oluşmuş dokular bütöndür. Erişkin bir bireyde iskelet yapısı 206 kemikten meydana gelmektedir ve sistemi oluşturan kemikler, dinamik bir metabolik aktiviteye sahip, %20'si trabeköler, %80'i kortikal kemikten oluşun bir mineral rezervi olarak tanımlanmaktadır. Dokusunda osteoblastlar, osteositler ve osteoklastların oluşturduğu üç ayrı hücre tipi ve kemik matriksi (osteoid) bulunan kemiğin matriks kısmı organik ve inorganik elemanlar içerir (51,86). Kollagen adı verilen adheziv bir proteinden meydana gelen matriksin organik kısmı ağırlık olarak matriksin yaklaşık

%40'ını oluştururken, kalsiyum ve fosforun apatit kristali olan hidroksi apatitten oluşan inorganik kısım ise ağırlık olarak matriksin %60'ını meydana getirmektedir.

Yaşam boyunca internal ve eksternal uyarılara ve büyümeye bağlı olarak osteoblast ve osteoklastlar tarafından yapılan rezorpsiyon, formasyon ve mineralizasyon içeren bir dizi hücresel olay sonucunda remodelasyon oluşmakta ve kemik dokusunun bütünlüğü korunmaktadır (homeostaz) (60,75). Kemik homeostazını sağlamak amacıyla oluşan formasyon ve rezorpsiyon olaylarının aynı anda meydana gelmesi ile kemik kütlesinin değişmemesi sağlanmaktadır (60). Remodelasyonun primer etkisi trabeküler kemik üzerinde olmakla birlikte (75), bu olayın uniform olmaması nedeniyle trabeküler kemikten kompakt kemiğe değişiklik gösterdiği ve aynı kemik dokusu içindeki çeşitli lokalizasyonlarda bile farklı olabildiği öne sürülmektedir (41).

Kemik yüzeyinin altında bulunan Haversian kanal sisteminde, her kanalın etrafında silindirik tabakalar şeklinde (konsentrik lamellae) kemik oluşumunu sağlayan ve remodelasyondan sorumlu olan hücreler yer almaktadır (19). Kılcal damarlarla beslenen, ileri derecede vasküler bir doku özelliği taşıyan kemikte bulunan kanaliküli, kemik yapısının geçirgenliğini sağlayan küçük kanallardır ve kemiğin osteosit ve osteoblastlarını beslemek üzere doku sıvısından ve kapillerlerden besin ve oksijen taşınması işlevini görürler (108) (Resim 1).



Resim 1: Normal kemik yapısı

Osseöz yara veya kırığa yanıt olarak oluşturulan kemiksel callus, ilk önce örgü (olgunlaşmamış) kemikten meydana gelir; bu kemik lamellar (olgun) kemikten daha az organize ve yumuşak olan ve hızlı yapılan bir kemik dokusudur. Lamellar kemik ise yoğun, tabakalardan oluşan ve mineralizasyonu çok yüksek olan bir kemiktir; zamana bağlı olan bir remodelasyon süreci içinde örgü veya eski lamellar kemiğin yerini almaktadır (19).

Damarsal ve biyokimyasal faktörlerden, iç salgı ve beslenme değişikliklerinden, enfeksiyon ve travmadan etkilenen canlı bir doku olan kemiğin (7) yapım/yıkım süreçlerinin çeşitli faktörler tarafından düzenlendiği bilinmektedir (91):

**Vitamin D, kalsiyum ve flor:* Vücutta yeterli miktarda kalsiyum ve florun bulunması kemik oluşmasında önem taşıdığından, kemik yapımı için inorganik maddelerin ve bu maddelerin emilimini sağlayan D vitaminin besinlerle alınması gereklidir. Kalsiyum kemiğe karmaşık bir yapıda kalsiyum fosfat ve kalsiyum karbonat şeklinde oturur. Bu yerleşme fosfor esterinden hidroliz yoluyla inorganik fosfatları açığa çıkaran bir enzim olan ve büyüyen kemikte yüksek yoğunlukta bulunan alkalen fosfataz'ın yardımıyla gerçekleşmektedir.

**Vitamin C*: Kemik matriksinin formasyonundan sorumlu olan alkali fosfat aktivitesinin, C vitamini varlığında meydana geldiği bilinmektedir. Yanısıra, C vitamini osteoblastların aktivitesinden ve vücuttaki tüm fibroz yapıların temelini oluşturan kollajenin formasyonundan da sorumludur (7, 91,109). Söz edilen bu fonksiyonları nedeniyle kemik yapımında C vitamininin varlığı yaşamsal önem taşımaktadır.

**Hormonlar*: Hormonal aktiviteler sonucunda oluşan kemik yapım ve yıkımı kemiğin kitlesel miktarını değiştirmekten çok, kan kalsiyum düzeyini korumaya yönelik bir işlemdir (6,51,86). Bilindiği gibi kemik, kalsiyumun kısa zamanda ve kolayca çekilebileceği bir depo görevi de görmektedir. Kalsiyumun kemikten açığa çıkarak kana verilebilmesi ise ancak paratiroid hormonun etkisi ile olur (6). *Paratiroid hormonu*; yeni oluşan osteoklastların ani aktivasyonunu, mezenkimal ana hücrelerden hızla yeni osteoklastların oluşumunu ve osteoklastların osteoblastlara dönüşümündeki gecikmeyi sağlayarak kemik rezorpsiyonlarının meydana gelmesine neden olmaktadır. Bunun yanısıra, paratiroid hormonu ince barsaklardan kalsiyum emiliminin artırılması ve fosfat iyonlarının renal tübüler reabsorpsiyonunun azaltılması gibi kan kalsiyum düzeyini arttırıcı diğer mekanizmalarda da etkin rol oynamaktadır (36).

Tiroid hormonu, vücudun diğer dokularının büyümesini etkilediği gibi kemik büyümesini de protein yapımını arttırarak sağlamaktadır. Özellikle, tiroid bezi tarafından üretilen bir hormon olan kalsitonin, paratiroid hormonun karşıtı bir etki yaratarak kalsiyumun kemik dokusuna çökmesini sağlamakta ve kemik yıkımını önlemektedir (6,36). Kalsitonin bu etkiyi 3 mekanizma ile oluşturmaktadır: 1) osteoklast aktivitesinin azaltılması, 2) osteoblastik aktivitenin artırılması, 3) mezenkimal ana hücrelerden osteoklast oluşumunun önlenmesi (36). Ancak, tiroid hormonun metabolizmayı hızlandırma süreci içinde osteoklastik aktiviteyi de arttırdığı

bilinmektedir. Böylece kemiklerden daha fazla miktarda kalsiyum ve fosfat çözülerek idrar ve sindirim kanalı yoluyla atılmakta ve kemikler porözlü bir yapı kazanmaktadır (36).

Kemik metabolizmasını etkileyen diğer bir hormon, *büyüme hormonudur* (91). Büyüme hormonu kemik ve kıkırdak dokularının gelişimi üzerinde direkt bir etkiye sahip olmamakla birlikte, karaciğer ve böbreklerde "somatomedin" adı verilen ve kondroitin sülfat ve kollagen gibi kıkırdak ve kemik gelişimi için gerekli olan maddelerin depozisyonunu sağlayan bir maddenin sentezlenmesini gerçekleştirerek indirekt yoldan etkili olmaktadır (36). *Kortizol* ise 4 farklı mekanizma ile kemiklerde demineralizasyon oluşturmaktadır: 1)osteoblastlardaki reseptörlerin sayı ve aktivitelerinin azaltılarak kemik matriksinin inceltilmesi, 2)osteoklast oluşumunun uyarılması, 3) kalsiyumun barsaktan emiliminin ve böbrek tubuluslarından geri emiliminin önlenmesi, 4) kan kalsiyum düzeyinin düşürülerek paratiroid hormonun salgılanması ve böylece sekonder olarak kemiklerden kalsiyum kaybı yaratılması (66).

Östrojenin kemik metabolizması üzerindeki etkisi ise kemik rezorpsiyonunun azaltılması şeklindedir; ancak kemik yapımına herhangi bir etkisi olmadığı saptanmıştır. Kalsiyum retansiyonunu önemli ölçüde arttırmaları ve formasyon/rezorpsiyon arasındaki farkı değiştirmeleri nedeniyle osteoporöz oluşumunu gerilettikleri bilinmektedir; bununla birlikte iskeletsel kütle için yeniden eski haline getirilmesinde fonksiyonları yoktur (38).

Testosteron erkek cinsiyet ve üreme organlarının normal büyüme ve gelişmelerinden sorumlu olan bir androjenik hormondur. Yanısıra, sekonder erkek cinsiyet özelliklerinin gelişimlerini hızlandırarak kas ve kemik kütlelerinin şekillenmesi, yağ

dağılımı, kılınma, laringeal büyüme, ses tellerinin kalınlaşması gibi fonksiyonlarda görev alır. Bu hormon eksikliği olan erkeklerde, kadınlardaki östrojen eksikliğine benzer bir etki görülmekte ve osteoporöz gelişimi gözlenmektedir (38).

1.2. İskeletin yaş ve bölge özgünlüğü

Orta ve ileri yaştaki bireylerde rezorbe olan kemik miktarı, yeniden yapılandıran biraz daha fazla olduğundan, kademeli olarak artan bir kemik kaybı söz konusudur. Yaşlanma aynı zamanda kortikal ve trabeküler kemiklerin kalınlıklarında azalma ve porözitelerinde artışa da neden olmaktadır (19,45,64,139). Yaşa bağlı bu kemik kaybının erkeklere nazaran kadınlarda daha belirgin olduğu ve kemik mineral içeriğindeki yıllık kaybın kadınlarda %1.5, erkeklerde ise %0.9 olarak saptandığı bildirilmiştir (45). Kemik kaybının trabeküler kemiklerde kortikal kemiklerden daha fazla görülmesinin nedeni, trabeküler kemiğin kortikal kemikten daha dinamik bir yapıya sahip olmasıdır. Bu değişiklikler kişiler arasında ve iskeletin çeşitli bölümleri arasında çok farklılık göstermektedir ve genetik, egzersiz, hormon düzeyleri ve beslenme durumu gibi birçok faktörle ilişkilidir (19,139). Bazı yaşlı bireylerde rastlanan hipermineralize kemik alanlarının iyileşmeye direnç gösterdikleri ve remodelasyon özelliği olmadığından, daha kırılabilir oldukları da bildirilmiştir. White ise, postmenopozal kadınlarda yaşla birlikte aniden başlayan osteoporözün görülmesinin sebebini östrojen eksikliğinde osteoklastların aktivitelerinin artmasına bağlamaktadır. Bu kayıp, zamanla yavaşlamakta ve osteoblastların aktivitelerinin azalmasıyla devam etmektedir (139). Osteoblast fonksiyonunun rezorpsiyona ayak uyduramaması, yaşa bağlı kemik kaybının en önemli faktörüdür. Buna rağmen, yaşlılarda üretilen lamellar kemiğin normal görünümde olduğu ve aynı zamanda yeterli osseöz yara iyileşmesi kapasitesine sahip olduğu gösterilmiştir (19).

1.3. Çene kemiklerinin yaş ve bölge özgünlüğü

Diş kökleri çevresindeki trabeküler kemiğin yoğunluğu ve çene kemiklerinin total mineral içeriği erişkinlerde yaşla birlikte azalma eğilimindedir. Yanısıra, yaşa bağlı olarak çene kemiği arterlerinde arteriosklerozun gelişmesi, mandibuler arterin genişliğinde bir azalma yaratarak, damarlanma ve iyileşme potansiyelinde düşmeye neden olmaktadır (19).

Çene kemiklerinin kalite ve kantitesi çenenin farklı bölgeleri arasında da değişiklik göstermektedir (10,19,45 69,118). Maksiller korteks, mandibuler korteksten belirgin ölçüde ince ve daha poröz yapıdadır (45). Mandibulada bukkal korteks kalınlığının posterior bölgelerde, anterior bölgelere göre daha geniş olduğu, lingual kortekste ise böyle bir varyasyonun bulunmadığı gösterilmiştir. Posteriora anterior bölgelere göre, maksillada da mandibulaya göre daha ince trabeküllerin ve daha düşük trabeküler kemik yoğunluğunun saptandığı bildirilmiştir. Mandibuler trabeküller, dişlerin kökleri arasındaki ve altındaki trajelerin yayı boyunca horizontal olarak yerleşmiştir ve benzer bir yerleşim eğilimi, mandibuler kortikal kemikteki Havers kanalları için de geçerlidir. Maksiller trabeküler kemiğin de diş kökleri arasında horizontal trajeler izlediği gösterilmekle birlikte, maksiller kortikal kemikteki Havers kanallarının daha vertikal olarak yerleştiği belirlenmiştir. Çenelerdeki kemik hücreleri, osseöz iyileşmeyi etkileyen bölgesel farklılıklara sahiptir; örneğin, ratların mandibuler kemiklerinde iki farklı bölge, diyetsel mineral kaybı ve mineral takviyesinden farklı biçimlerde etkilenmiştir (19).

Görüldüğü üzere, çene kemiklerinin bölgeye özgü özellikleri vardır; ancak, periodontal hastalıklar veya diş kaybı gibi kemik davranışlarını etkileyen faktörlerden

kaynaklı koşulların çene kemiği üzerinde varyasyonlara neden oldukları da gösterilmiştir (19).

Çene kemikleri anatomik olarak alveoler ve bazal bölgeler olmak üzere sınıflandırılırlar (19). Gelişim sırasında alveoler kemik kökler çevresinde oluşur; periodontal hastalık olmadığında alveoler kemik yüksekliği yaşam boyunca aynı kalır, hatta periodontal ligamentin kemik üzerinde oluşturduğu gerilim kuvvetleri nedeniyle yükseklik artar. Bununla birlikte, yaşlanmanın alveoler kemik yüksekliğinde bir kayba neden olduğu görüşü genelde kabul edilen yaklaşımdır ve bu kaybın esas nedeninin, periodontitis ve kemik rezorpsiyonu yaratan kötü ağız hijyeni olduğu düşünülmektedir. Kemik kaybı kesici ve molar bölgelerde, premolar ve kanin bölgesinden daha fazla gözlenmektedir. Günümüzde kabul edilen tez, yaşlanmanın, kötü ağız hijyeni alışkanlıklarının kümülatif etkisi de dahil olmak üzere, periodontal hastalıkla ilişkili risk faktörlerinde artışa neden olduğu yönündedir (19, 64).

1.4. Kemik yapısında oluşan değişiklikler

Yaşam boyunca fiziksel gereksinimler ve mineral ihtiyacı sebebiyle kemik yapıları yıkılıp tekrar yapılarak iskelet yenilenmektedir (45). Kemik kütlesinde doğumdan itibaren 30 yaşına dek bir artış meydana gelirken, bu yaştan sonra her iki cinsiyette de yılda yaklaşık %1'lik kemik kaybı gözlenmeye başlamaktadır (75,126). Kadınlarda perimenapozal yıllarda kemik kaybı hızlandığından, kırık riskinde artış meydana gelmektedir (60,126).

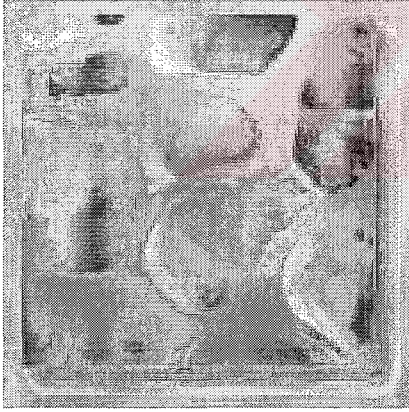
Diş çekimi sonrasında, diş soketi makroskobik olarak normal kemikle dolarak iyileşir ve rezidüel kret kortikal kemikten çok trabeküler kemik tarafından doldurulur; ancak

diş kaybı sonrasında çene kemiği trabeküllerinin horizontal yerleşimi daha az belirgin durumdadır. Bunun yanısıra, beklenenin aksine, mandibuladaki dişsiz bölgelerin benzer dişli bölgelerden daha yoğun trabeküler ağa sahip oldukları gösterilmiştir. Bu sonuç, iskeletin diğer bölgelerinde yaşlanmaya bağlı olarak meydana gelen değişikliklerden çene kemiğinin etkilenmediğini ortaya koymaktadır. Dişsizlikten kaynaklı en belirgin çene kemiği değişikliği, özellikle diş çekiminden sonraki ilk yılda kendini gösteren ve alveol kreterlerinin yükseklik ve genişliğinde meydana gelen, değişken ancak ilerleyici ve belki de irreversibl azalmadır (19). Aslında, dişsiz mandibulanın rezorptif gelişim sürecinde kemik kütlesinin yaklaşık %60'ını kaybettiği gösterilmiştir. Mandibuler rezidüel kret rezorpsiyonunun (MRKR) normal gelişimi, altta bulunan bazal kemiğin konturundan dolayı arkın yarıçapının genişlemesi şeklindedir. Maksillada ise tam tersi bir durum gözlenir; bukkal korteksin göreceli olarak daha fazla rezorpsiyona uğraması nedeniyle arkın yarıçapında bir azalma görülür. Mandibuler rezidüel kret rezorpsiyon (MRKR) oranı, maksillanın özellikle anterior kısmının yaklaşık 4 katı olmakla birlikte, kişisel varyasyonların da söz konusu olabileceği göz önünde bulundurulmalıdır. Örneğin, özellikle mandibuler anterior dişlerin ağızda olduğu olgularda dişsiz anterior maksillada ortalamanın üzerinde bir rezorpsiyona rastlanır. Buna rağmen, kimi zaman "kombinasyon sendromu" olarak adlandırılan bu rezorpsiyon şekli, öngörülemez biçimde ortaya çıkmaktadır. Protez kullanan kişilerde anterior mandibuladaki ortalama MRKR hızı, diş çekiminden sonra her yıl yaklaşık 0.2 mm.lik yükseklik kaybıyla sonuçlanırken, maksilladaki kayıp miktarı 0.07 mm.olarak saptanmıştır; 25 yıl sonunda anterior mandibuler yükseklikteki toplam kayıp yaklaşık 13 mm.iken, bu rakam maksillada 5 mm olarak gözlenmiştir. Mandibuler kemiğin gelişiminde yaş ve cinsiyet etkiliyken (90), bu tür rezorpsiyon işleminde yaş ve cinsiyetin önemi olmadığı öne sürülmektedir (19). Benzer bir

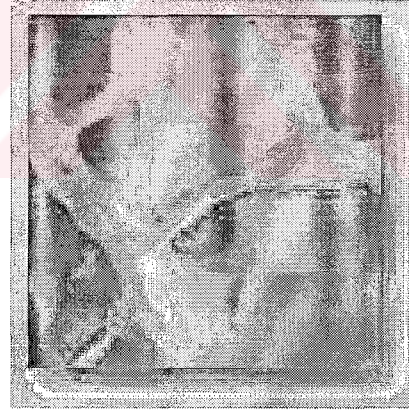
rezorpsiyon modeli posterior bölgelerde de izlenmekte ve mandibuler kretin tepesi inferior alveoler sinire çok yakın duruma gelmektedir. Maksiller posterior kret yüksekliğinin göreceli olarak daha yüksek olmasının bir diğer nedeni, maksiller sinüsün kretin yapısı içine doğru genişlemesi (sarkması) ve sinüs tabanının kret tepesine çok yakın olacak biçimde yer değiştirmesidir (19).

1.5. Osteoporöz

Kemikteki apozisyon (yeni kemik oluşumu) ve rezorbsiyon dengesi korunamadığında, kemik kütlesinde değişiklikler başlamaktadır (45,60,75). Bu dengenin bozularak kemik formasyonun azalması ve kemik rezorbsiyonun artması sonucunda ise osteopeni olarak tanımlanan demineralizasyon tablosu ortaya çıkmaktadır (45,126). Osteopeninin daha ileri evresi ağrı, deformasyon veya kırık ile sonuçlanabilen osteoporözdür (45,126) (Resim 2 a,b).



Resim 2a: Normal kemik dokusu



Resim 2b: Osteoporotik kemik dokusu

Düşük kemik yoğunluğu ve kemiğin mikro yapısındaki değişikliklerle karakterize, kemikte kırılabilirliğin arttığı ve kırıkların gözlendiği, yaygın ve ilerleyici nitelikte bir hastalık olan osteoporöz, kemik rezorpsiyon-formasyon dengesinin bozulmasıyla meydana gelir; rezorpsiyonda artış, formasyonda azalma veya her iki durumun

kombinasyonu sonucunda oluşur (45,60,75,138,126). Dünya Sağlık Örgütü'nün tanımına göre, kemik mineral yoğunluğunun normal genç bireylerdeki ortalamanın 2.5 standart deviasyonunun altında olması durumunda osteoporöz meydana gelmektedir (138).

Osteoporöz 1948 yılında Albright ve Reifenstein tarafından iki farklı düzensizlik olarak tanımlanmıştır (75,116):

- *Menapozal östrojen kaybına bağlı osteoporöz
- *Yaşlanmaya bağlı olarak gelişen osteoporöz

Günümüzde ise Riggs ve ark.nın yapmış oldukları tanımlama daha fazla kabul görmektedir. Buna göre:

1. Primer osteoporöz: Albright ve Reifenstein'in sınıflaması esas alınarak iki alt gruba ayrılmıştır (75):
 - i) Tip I (Post menopozal osteoporöz): Adında postmenapozal terimi bulunmasına rağmen, yalnızca bu yaş grubuna özgü bir hastalık değildir; ancak çoğunlukla menopoz sonrası 5-10 yıl içerisinde östrojen üretimindeki azalmaya bağlı olarak gelişir ve kadınlarda erkeklerden 20 kat daha fazla gözlenmektedir. Bu tür osteoporözde sorun formasyonun azalmasından çok rezorbsiyonun artışından kaynaklanmaktadır (60). Trabeküler kemik kaybının artması sonucu özellikle bu tür kemikten zengin olan lomber vertebra, distal radius ve benzeri kemiklerde kırıklarla karakterize bir tablo ortaya çıkmaktadır (19, 75).
 - ii) Tip II (Senil osteoporöz): Yaşlanmaya bağlı olarak, hem kortikal hem de trabeküler kemik kaybının söz konusu olduğu bu tür osteoporöz, her iki

cinste de gözlenmektedir; kadın ve erkeklerde görülme oranının ise 2/1 olduğu bildirilmektedir. 75 yaş ve üzerindeki bireylerde kalça ve distal radius kırıkları ile karakterize olan bu hastalığın etkenleri bağırsak ve böbreklerdeki kalsiyum emiliminin, diyetle kalsiyum alımının, osteoblastları uyaran faktörlerin üretiminin ve kemik remodelasyon kapasitesinin azalmasıdır (75, 77).

2. Sekonder osteoporöz: Kemik yapısını etkileyen durumlar nedeniyle, indirekt olarak kemik dokusunun etkilenmesi sonucunda gelişen osteoporöz tipidir (75). Etkenleri arasında:

- a) Sistemik hastalıklar: Kronik böbrek yetmezliği, hipogonadizm, romatoid artirit, hipertiroidizm, primer bilier siroz, multipl myelom, metastatik karsinom gibi kanser türleri (75,126).
- b) Subtotal gastrektomi ve overektomi gibi operasyonlar (75,94).
- c) İlaç kullanımı: Kortikosteroidler, heparin, tiroid ilaçlarının aşırı kullanımı ve antikonvülzanların kemik üzerindeki toksik etkileri (19,126,138).
- d) Sigara kullanımı, aşırı alkol ve kahve tüketimi (126,138).
- e) Diyete bağlı kalsiyum, fosfor eksikliğinin beslenmeye bağlı sekonder hiperparatiroidizm yaratarak osteoporöz oluşturması (45,126,138)
- f) Fiziksel aktivenin azlığı (126)
- g) Heredite (126) sayılmaktadır.

1.5.1. Osteoporöz ve çene kemiklerindeki etkisi

Genel konseptte göre, yaşlanma sistemik osteoporöz riskinin yanısıra oral kemik kaybında da bir artışa neden olmaktadır (19). Vestibüloplasti gerektiren dişsiz erkeklerde radius kemik yoğunluğunun, aynı yaş grubundaki dişli erkeklerin radius kemik yoğunluklarından belirgin ölçüde daha düşük olduğu saptanmıştır. Bu sonuç, total kemik yoğunluğu düşük olan bireylerin alveol kemiği yoğunluğunun da düşük olduğunu göstermektedir. Ayrıca, menapoza girmiş kadınlarda ve kronik böbrek yetmezliği olan hastalarda, iskeletsel kemik yoğunluğundaki olumsuz değişimlere paralel olarak mandibuler kemik kütlelerinde de değişikliklerin oluştuğu ve goniondaki mandibuler anguler korteksin incelendiği ortaya konmuştur (71,77).

Mandibuler kemik kütlelerinin iskeletsel kemik kütleleriyle ilişkili olduğu çeşitli çalışmalarla belirlenmiş olmasına karşın, mandibuler kemik kütlesi ve goniondaki kortikal kalınlığın (başka bir deyişle, morfometrik ölçümlerin) diğer iskeletsel ölçümlerle uyumunun, mandibuler kemik yoğunluğunun (densitometrik değerlendirmeler) uyumundan daha iyi olduğu saptanmıştır. İskeletsel ölçümlerde saptanan bu varyasyonların sebebi ise iskeletin çeşitli bölgelerindeki trabeküler ve kortikal kemik oranlarının farklılığına bağlanmıştır (45,71,78).

1.6. Osteoporöz tanılama yöntemleri

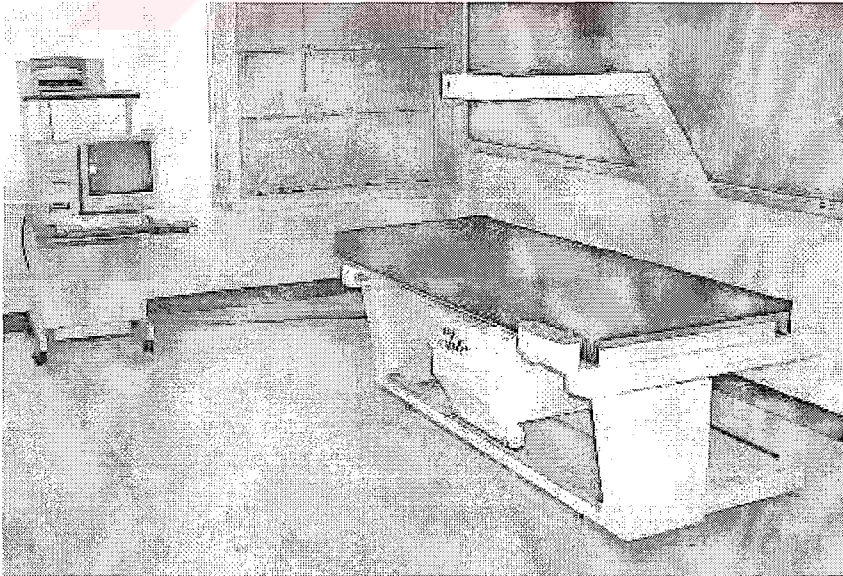
Kemik mineral yoğunluğunu [Bone Mineral Density (BMD)], kemik mineral içeriğini [Bone Mineral Content (BMC)] veya kemik kütlelerini ölçerek total vücut kalsiyumunu ve bölgesel kemik kütlelerini belirleyen ve osteoporözü tanılayan yöntemlerin başlıcaları single foton absorpsiyometrisi (SPA) ve dual foton absorpsiyometrisi (DPA), dual enerji x-ışını absorpsiyometrisi (DEXA) ve kantitatif bilgisayarlı tomografi

[Quantitative Computerized Tomography (QCT)] dir (19,71,82,94,116,138). Yanısıra, dişhekimliğinde konvansiyonel radyografiler ve dijital görüntüleme yöntemleriyle çene kemiklerinde yoğunluk ölçümleri gerçekleştirilerek, kalitatif ve kantitatif değerlendirme yapıldığı da literatürde yer almaktadır.

1.6.1. Dual Energy X-Ray Absorpsiyometrisi (DEXA)

DEXA, Dual Enerji X-Işını Absorpsiyometrisi (Densitometrisi) teriminin kısaltmasıdır ve kemik, kas miktarı ve/veya vücut yağ kütlesinin ölçülmesinde kullanılan, invaziv olmayan, en güvenilir yöntemdir (45). Kemik yoğunluğu veya vücut yapısı (kas ve yağ kompozisyonu), düşük enerjili x-ışını kullanan bir cihazla yapılmaktadır. Kemik yoğunluk ölçümleri için alt (lumbar) omurga, kalça ve bilek kullanılırken, vücut kompozisyonu ölçümlerinde tüm vücut kullanılmaktadır.

DEXA cihazı, bir masa ve C şeklinde bir tarama kolu ve kontrol merkezi olan bilgisayardan oluşmaktadır; tarama kolunun bir ucunda x-ışını tübü, diğer ucunda ise dedektör bulunmaktadır (45) (Resim 3).



Resim 3: DEXA cihazı ve yardımcı ünitelerinin görünümü.

Hasta masa üzerinde yatar pozisyonda yerleştirilir ve tarayıcı hastanın üstünde ve altında hareket ederek görüntüyü kaydeder. Her tarama, iki aşamadan meydana gelmektedir: 1) taramanın elde edilmesi (scan acquisition), 2) taramanın içerdiği bilginin belirlenmesi için gereken analizlerin yapılması (scan analysis). Yöntemin esası, temelde iki farklı materyalin (kemik ve yumuşak doku) meydana getirdiği bir ortamdan geçen farklı radyasyon enerjilerinin attenuasyon (tutulma) katsayılarının ölçülmesidir. Dual enerji yöntemi hem yüksek, hem düşük enerjili x-ışınlarını kullandığından, bu ışınların absorpsiyonlarını kıyaslayarak kemik ölçümlerine katkıda bulunan yumuşak dokular belirlenebilir ve ortadan kaldırılabilirler. Özellikle kalça veya omurga gibi yumuşak doku miktarının büyük ve değişken olduğu bölgelerde kemik mineral içeriğinin (BMC) ve kemik mineral yoğunluğunun (BMD) en doğru biçimde ölçülebilmesine olanak veren tek yöntem, DEXA'dır (43)

1.6.2. Konvansiyonel Dental Radyografik Görüntüleme Yöntemleri

1.6.2.1. Panoramik Radyografi

Pantomografi veya rotasyonel radyografi olarak da isimlendirilen panoramik radyografi, maksilla ve mandibula dahil olmak üzere tüm fasiyal yapıları tek bir film üzerinde gösterebilen bir radyografik görüntüleme yöntemidir. "Ortopantomograf" adı verilen ve üç rotasyon merkezi olan bir röntgen tübü kullanılan (37) ortopantomografinin en önemli özelliği, merkezi ışının yarık şeklindeki kurşun kolimatörlerden geçerek filme ulaşması ve alt ve üst çene kavislerinin her bölgesine çok dar bir X ışını demeti ulaştırılmasıdır (34,89) (Resim 4). Böylece, minimal radyasyon dozuna maruz kalan hastanın tüm maksilla ve mandibula görüntüleri tek bir filmde gözlenebilmektedir (56)



Resim 4: Ortopantomografi cihazı

Hastanın çene ucunu ve alnını dayadığı, cihaza ait özel bir sefalostat hasta başının sabitlenmesini ve orta okluzal düzlemin yere dik olmasını sağlamaktadır. Film çekimi öncesinde, ön dişleri ile ısirtma çubuğunu ısiran hastanın başı uygun şekilde konumlandırılır. Hasta sabit dururken, röntgen tübü ve film kaseti birbiri ile orantılı olarak, hastanın başı etrafında ters yönde ortalama 300° lik bir dönüş yapmaktadır. Bu işlem boyunca cihaz üç ayrı merkez değiştirir: İlk çalışmaya başladığı anda röntgen tübü hastanın sağ tarafında, kaset ise sol tarafındadır ve görüntü kaydı hastanın sol tarafından başlayıp alt çene ekleminde itibaren orta çizgiye doğru devam etmektedir. Tüp ilk durumdayken rotasyon merkezi (R1) sağ üçüncü büyük azı civarındadır. Merkezi ışın sol kanine ulaştığı anda, cihaz iki kanin arasında ortadaki bir noktada bulunan ikinci eksen (R2) etrafında dönmeye başlar ve bu merkez etrafındaki dönme esnasında kaninler arası ön dişler bölgesi film üzerine kayıt edilmektedir. Merkezi ışın sağ taraftaki kanin hizasına ulaştığında rotasyon merkezi otomatik olarak değişerek sol üçüncü büyük azının civarındaki bir noktaya (R3) gelir ve sağ kaninden alt çene eklemine kadar sağ taraf film üzerine kaydedilir. Böylece ışınlama süresi tamamlandığında çeneler ve bütün dişler tek bir film üzerinde görüntülenmiş olur (89).

Cihazın dönüşü sırasında rotasyon merkezi değıştikçe, yarık şeklindeki kurşun kolimatörün arkasında kalan filmin hareketi de filme yakın olan taraftaki dental yapıları tarayan merkezi ışının hareketiyle aynı olacak şekilde düzenlenir (34). Bu sırada, tübe yakın olan taraftaki yapılar film kasetiyle zıt yönde tarandıklarından odaktan uzaklaşarak distorsiyona uğrarlar (34). Ayrıca, ışın kaynağına yakın olan yapılar olduklarından çok daha büyük olarak kaydedilirler ve sınırları bulanıklaşır; sonuçta, radyogram üzerinde net olarak seçilemezler. Bu nedenle, yalnızca filme yakın olan yapılar film üzerinde etkin biçimde görüntülenebilirler (34). Görüntüyü etkileyen bir diğer faktör de, üç boyutlu kıvrımlı bir alan veya görüntü düzlemi olan fokal trough'dur; fokal trough içinde kalan yapılar, panoramik film üzerinde oldukça net olarak görüntülenebilirken, bu düzlem dışındaki yapılar bulanık görülürler. Her cihazın üreticisi, fokal trough'nun eğimini ve şeklini, standart alt çene kavsini simüle eden bir formda belirler ve cihazlar arasında bu açıdan farklılıklar bulunur (34).

Genel olarak 57- 85 kV arasında çalışan ortopantomografda ışın verme süresi 12 sn.dir; hastanın yerleştirilip film alınması toplam 3-5 dk.sürmekte ve filmin her bölümü 0.4 saniye ışın etkisinde kalmaktadır (34).

Panoramik Radyografinin Avantajları

- *Alt ve üst çene kemikleri ve tüm dişlerin tek bir film üzerinde görülebilmesi,
- *Filmin çekimi sırasında ön ısırtma (anterior bite-wing) radyografileri dozunun beşte biri kadar röntgen ışını kullanılması,
- *Standart ağız içi teknikleri ile radyografileri alınamayan hastalarda uygulanabilmesi,

*Daha kolay, daha kısa sürede ve daha az ışın verilerek radyografi elde edilebilmesi,

*Ağız içi tekniklerle elde edilen seri grafilerde 144 cm²lik alan görüntülenebildiği halde, ortopantomografi ile 268 cm²lik bir alanın görüntülenebilmesi,

*Diş çürükleri, periodontal yapılar ve periapikal lezyonlar hakkında çok net olmamakla birlikte genel bilgi verebilmesi (8,13,26,34,50,80,92).

*Bilgisayarlar ve uygun analiz yöntemleri yardımıyla morfometrik ve densitometrik analizlerin yapılabilmesidir.

Panoramik Radyografinin Dezavantajları

*Kemiğe ait ince detayların alınamaması,

*Görüntüde belirli oranlarda distorsiyonlar ve superpozisyonların meydana gelmesi,

*Panoramik radyografilerde, tekniğin özellikleri nedeniyle horizontal düzlemde (%16), vertikal düzlemde (%10) ve total olarak %25'ten daha fazla magnifikasyonun oluşması, (56). Özellikle alt ön bölge dişler üzerine omurga süperpozisyonu nedeniyle görüntünün net olmaması,

*Diğer ağız içi tekniklere göre daha pahalı bir yöntem olmasıdır (8,13,26,34,50,80,92).

Panoramik filmler kullanılarak yapılan çalışmalarda, çene kemiklerindeki mineral değişiklikleri korteksin alanını ve trabeküler tabakanın gözle görünür trabeküllerini belirleyerek ve bu alanları mandibulanın görüntüsündeki total alanlarla kıyaslayarak gerçekleştirilmiştir. Korteksin gerçek veya kalan kemikle olan oransal yükseklikleri,

özellikle mental foramen bölgesinde olmak üzere, çenelerin farklı bölgelerinde ölçülmüştür (71).

1.6.2.1.1. Panoramik radyografi kullanılarak yapılan morfometrik analizler

Osteoporözle birlikte endosteal, intrakortikal ve trabeküler kemikte rezorpsiyonların meydana geldiği bilindiğinden (138), çene kemiklerinin kalite ve kantitesini belirlemek üzere, kemik morfolojisinin antropolojik indekslere uygulanması sonucunda çeşitli radyomorfometrik yöntemler geliştirilmiştir (12). Radyografilerde trabeküler kemikten daha kolay izlenen kortikal kemik ölçümlerini esas alan bu yöntemlerde standart inceleme bölgesi olarak, majör çiğneme kaslarının tutunma yerleriyle bağlantılı olmayan mental foramen bölgesi kullanılmıştır (76,94,140). Bunun nedeni ise, mental foramenin mandibulanın inferior kısmından uzaklığının erişkin yaşam boyunca nispeten sabit kalması, ancak foramenin üzerindeki alveol kemiğinin rezorpsiyona uğramasıdır (12). Söz konusu yöntemlerden birisi olan Panoramik Mandibuler İndeks (PMI), kortikal kemik kalınlığının foramen mentalenin alt sınırından kortikal kemiğin alt sınırına dek olan mesafeye bölünmesiyle elde edilmektedir (12).

Mental foramenin distalindeki bölgelerde bukkal korteksin iskeletin mineral yoğunluk değerleriyle ilişkisinin, lingual kısımdan daha iyi olduğu gösterilmiştir. Gerçekte panoramik x-ışını görüntülerinde inferior korteks, bunların hiçbirini göstermeyen bir alanı yansıtmakla birlikte, kolayca görülebilmesi ve en azında bukkal kısmının iskeletin mineral durumunu yansıtmaması nedeniyle, en iyi çalışılabilecek bölge olarak tanımlanmıştır (71). Bu bölgeyi kullanan değerlendirme yöntemlerinden birisi de mental foramenin altındaki mandibuler korteksin genişliğinin ölçülmesiyle elde edilen mental bölgedeki mandibuler kortikal kalınlık indeksidir [Mandibular cortical width

(MCW)]. Ledgerton ve ark. mandibuler radyomorfometrik indekslerin yaşa bağlı olarak değiştiğini ve bu nedenle, her yaş grubunda belirlenen indeks varyasyonlarının iskeletsel osteopeninin belirlenmesinde kullanılabileceğini saptamışlardır. Bu görüş çeşitli araştırmacılar tarafından da desteklenmiştir ve mandibula alt kenarının kalınlığının osteoporöz olgularında azaldığı gösterilmiştir (70,78,117,126,138).

1.6.2.1.2. Panoramik radyografi kullanılarak yapılan optik densitometrik analizler

Kemik yoğunluk ölçümlerinde yararlanılan bir diğer analiz yöntemi olan optik densite, radyografi üzerinde seçilen herhangi bir bölgeden geçen ışık miktarı ile belirlenir. Bu değer radyodensite olarak da tanımlanmaktadır (82). Tek boyutlu ölçüm yapan mikrodensitometri değerleri sıfıra yaklaştıkça, gelen ışığın tamamının röntgeni geçtiği kabul edilir ve osteoporötik olmayan kemiğin optik densite değerlerinin sıfıra yakın olması beklenir (82).

Rutin panoramik radyografiler kullanılarak kemik yoğunluğuna ilişkin değerlendirmeler yapabilmek mümkündür. Bu yöntemin konvansiyonel radyografilerin kullanması ve özel ekipman gerektirmemesi gibi avantajlarının yanısıra (94), potansiyel yararlılığını azaltan birtakım teknik sorunları olduğu da bildirilmektedir:

1. Step wedge'in hyoid kemik ve diğer anatomik yapılarla örtülmesini engellemek amacıyla bir yerleştirme yeri bulunmasının çok zor olması,
2. Mandibulanın karşı tarafında oluşan hayali görüntü (ghost image) nedeniyle, ramusun kemik yoğunluğu ölçümünün zorlaşması,
3. Panoramik radyografinin yapısı nedeniyle, detayın düşük olması (less- sharp image), densitenin geniş bir aralığa yayılması ve hayali görüntülerin yaygın olması (94),

4. Başın pozisyonlandırılmasındaki, x-ışını projeksiyonundaki ve hastaya göre radyasyon dozunun ayarlanmasındaki güçlükler (71),
5. Kemik yapılarının anatomik değişkenliği (71),
6. Film üzerinde oluşan yumuşak dokuya ait gölgelerin görüntüyü bozması (71),
7. Trabeküllerin gözle sayıldığı durumlarda, gözlemcilerin subjektif olmaları (71),
8. Mandibulanın trabeküler kemik yoğunluğundaki bireysel farklılıklar (71) bu dezavantajlar arasında sayılmaktadır.

Panoramik radyografi kullanılarak yapılan densitometrik analizler

Osteoporötik kırıkları olan bireylerde mandibulanın mineral içeriğinin azaldığı, bukkal mandibuler BMD'nin osteoporözle ilişkili olduğu (117), DEXA yöntemiyle yapılan bir diğer araştırmada da mandibuler yoğunluğun iskeletsel BMD ile uyumlu olduğu gösterilmiştir (53,138). Yanısıra, osteoporötik ve normal kadınlarda ve vertebral kırık öyküsü olan kadınlarda mandibuler radyografik optik densitenin vertebral BMD ile uyumlu olduğu saptanmıştır (77,78,138). Bununla birlikte, Horner ve ark. dental panoramik tomogramlarda yapılan densitometrik ölçümlerin mandibuler kemik mineral yoğunluyla uyumlu olmadığını göstermişlerdir (54).

1.6.2.2. Periapikal Radyografi

Dişhekimliği pratiğinde dental yapıların görüntülenmesinde en yoğun olarak kullanılan yöntemler, intraoral radyografilerdir. Bu yöntemler arasında, çevresindeki kemik ve yumuşak dokularıyla birlikte bir dişin tamamını gösteren periapikal radyografiler daha sık tüketilen filmlerdir. Uygun film yerleştirme, tüp açlandırma, ışınlama ve banyo işlemleri gerçekleştirildiğinde, bu filmler üzerinde çeşitli cihaz ve yöntemlerle kemiğe ve dişe ilişkin değerlendirmeler yapabilmek mümkündür.

1.6.2.2.1. Periapikal radyografler kullanılarak yapılan densitometrik analizler

Periapikal ve bite-wing filmlerle yoğunluk analizlerinin yapıldığı bir araştırmada maksiller alveoler kemiğin yoğunluğunun mandibular kemik ve iskelet yoğunluklarıyla ilişkili olduğu ve ilerleyen yaşla birlikte maksiller kemik yoğunluğunda azalma olduğu belirlenmiştir (113). Bununla birlikte, Shrouf ve ark. gingivitis-periodontitis olgularında dijitalize edilmiş periapikal radyograflerle yapılan densitometrik değerlendirmelerin anlamlı olmadığını ortaya koymuşlardır (110).

1.6.2.2.2. Periapikal radyografler kullanılarak yapılan morfometrik analizler

Osteoporöz hastalarının tedavi seçeneklerinin yeni kemik oluşumu üzerindeki etkinliği alveol kret yüksekliği ölçülerek analiz edildiğinde, kemik mineral yoğunluğu değerleriyle film üzerindeki lineer ölçüm değerlerinin uyumlu oldukları saptanmıştır (23). Bite-wing ve dual foton değerlerini kullanan Hildebolt ve ark., her iki ölçüm yönteminin benzer sonuçlar verdiğini ve konvansiyonel radyografler üzerinde yapılan alveol kemiği lineer ölçümlerinin kemik kalitesi hakkında bilgi verebileceğini öne sürmüşlerdir (43). Ayrıca, dijital periapikal görüntüler üzerinde lineer ölçümlerin yapılabilmesi, bu sistemin periodontal ve peri-implant alveoler kemik kaybının klinik olarak belirlenmesinde kullanılabileceğini ortaya koymuştur (65).

Oysa, konvansiyonel periapikal radyografler üzerinde yapılan lineer ölçümlerin iskeletsel kemik yoğunluğuyla uyumlu olmadığını ve lineer değerlendirmelerin birçok ilave faktörden de etkilendiklerini gösteren çalışmalar da literatürde yer almaktadır (46,47).

Lineer ölçüm yöntemlerini karşılaştıran Conover ve ark., konvansiyonel radyografiler ile, fosfor plaka sistemlerin dijital görüntüleri üzerinde yapılan lineer ölçümlerin birbirlerinden farklı olmadıklarını göstermişlerdir (35). Oysa, grid kullanılmasına rağmen, periapikal radyografiler üzerinde periodontal defektlerin gerçek boyutlarının belirlenemediği ortaya konmuş (68) ve periapikal ve bite-wing radyografiler üzerinde yapılan alveol kretine ait lineer ölçümlerin birbirinden önemli ölçüde farklı oldukları belirlenmiştir (105).

1.6.3. Direkt Dijital Radyografi

Günümüzde konvansiyonel yöntemlere alternatif olarak geliştirilen direkt dijital radyografi (DDR), objelerin radyografik görüntülerini anında dijital olarak elde edebilen yeni bir yöntemdir (Resim 5). Konvansiyonel radyografi tekniğinde radyografik görüntü x-ışınlarının röntgen filmini etkilemesi sonucunda meydana gelirken, DDR'da görüntü filmler kullanılarak değil, bir sensor veya tarayıcı aracılığı ile elde edilmektedir ve oluşan analog sinyaller dijital olarak kaydedilerek bilgisayar ekranında izlenmektedir (Resim 7). Böylece, film banyosu ve karanlık oda işlemlerine gerek olmamaktadır. DDR'da, konvansiyonel yöntemin aksine, görüntü reseptörü, taşıyıcı ve saklayıcı gibi tüm unsurlar birbirlerinden ayrıdır ve her birinin tek başına ayarlanması/ değiştirilmesi/ geliştirilmesi mümkündür.

DDR'nin avantajları arasında:

1. ışınlamadan hemen sonra görüntünün oluşması,
2. görüntülerden yazıcılar aracılığıyla baskılar elde edilmesi,
3. sensörlerin yüksek x-ışını duyarlılığı nedeni ile ışınlama süresinin %80-90 oranında azalması,

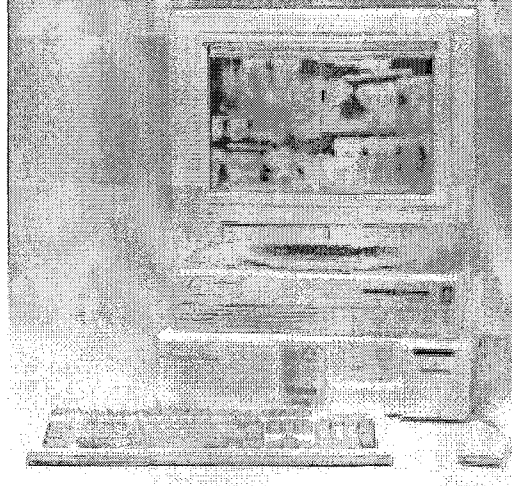
4. film tekrarlarının azalması ile radyasyondan maksimum korunmanın sağlanması,
5. görüntülerin saklanması, arşivlenmesi, ülkeler arası transferinin (teleradyoloji) yapılabilmesi,
6. banyo işlemlerinin ortadan kalkması nedeniyle çevre korunmasına ve ekolojik dengeye katkı sağlanması sayılmaktadır.

Dezavantajları ise;

1. rezolüsyonun konvansiyonel radyografiye göre düşük olması,
2. bazı sensörlerin oluşturduğu görüntü boyutlarının periapikal filmlere oranla dar olması,
3. yazıcılardan alınan baskı kalitesinin ekran görüntüsüne eşdeğer olmaması,
4. kullanımı için özel bir eğitim gerekmesi,
5. dijital kayıt olarak saklanan görüntülerin güvenliğinin sağlanmasındaki güçlüklerdir (121,137).

Tanısal doğruluğu arttırmaya ve radyasyon dozunu azaltmaya yönelik arayışların ürünü olan dijital radyografi yönteminde, direkt sensör sistemleri (CCD, charge coupling device) ve direkt görüntü plakaları adı verilen fosfor plaka sistemi (PSPL, photostimulable phosphor luminescence) olmak üzere iki farklı tipte görüntü reseptörü kullanılmaktadır. Direkt görüntü plakaları ile oluşan direkt dijital görüntüleme sisteminde ışıkla stimüle olan, periapikal film boyutuna yakın büyüklükte fosfor luminesens plakalar kullanılmaktadır. Tekrar tekrar kullanılabilen plakalar, x-ışını tarafından uyarılınca oluşan foton enerjisini bünyesinde saklamakta ve ultraviyole

ışını ile tarandığında ışık yansıtmaktadır. Yansıyan ışık, tarayıcı ile ölçüldükten sonra monitör üzerinde görüntülenip, bilgisayarda dijital olarak saklanabilmektedir.



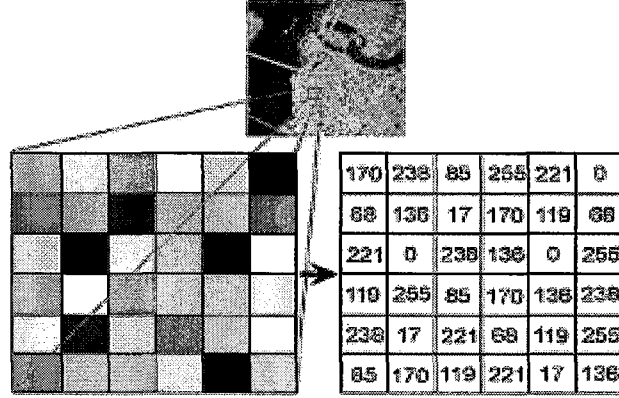
Resim 5: Direkt dijital radyografi cihazı

Direkt görüntü plakalarının avantajları:

1. konvansiyonel filmlere oranla çok daha az dozda x-ışını gerektirmesi ve her piksel üzerinde daha fazla sayıda bilgi içermesi,
2. plakaların az/çok ışınlanması, buna bağlı olarak da görüntünün açık/koyu olması gibi bir sorun yaratmaması,
3. filmlerin D-hızındaki konvansiyonel filmlerden 4 -10 kat daha az radyasyon gerektirmesi,
4. hata olasılığı azaldığı için çekim tekrarlarının ortadan kalkması,
5. plakaların defalarca kullanılabilmesi ve boyutlarının (30 - 40mm) CCD sensörlere göre küçük olması nedeni ile ağız içi manipülasyonlarının kolay olmasıdır.

Radyolojik olarak rezolüsyon terimi, yöntemin birbirine yakın olan objeleri ayırtedebilme yeteneğini tanımlar. Dijital radyolojide, dijital görüntünün rezolüsyonunu

belirleyen özellikler; grilik derecesi (kontrast rezolüsyonu) ile piksel sayısıdır (uzaysal rezolüsyon). Dijital bir görüntü piksel adı verilen resim elementlerinden oluşmuştur ve her piksel karşılık geldiği grilik tonuna göre sayısal bir değer alır. Böylece, her sayısal değer görüntü üzerinde o alana ait siyahlık ve beyazlık derecesini tanımlar (Resim 6).



Resim 6 : Görüntüyü oluşturan her pikselin karşılık geldiği grilik değerleri

Kullanılan grilik derecesi (dynamic range) en siyah =0, en beyaz=255 değerleriyle tanımlanan, toplam 256 grilik tonundan oluşmaktadır. Bilgisayarda her piksel, bir bit olarak kodlanmaktadır ve böylece 256 rengi yansıtmak için 8 bit kontrast rezolüsyonu gereklidir ($2^8 = 256$).

En ufak detayların ayırtedilebilmesi için, sistemin uzaysal rezolüsyonunun en küçük objenin boyutlarının en az yarısı kadar olması gereklidir. Örneğin, ayırtedilen en küçük objenin çapı 100 μm ise bu objeyi çözümleyebilmek için gerekli olan sistem rezolüsyonu en az 50 μm olmalıdır. Rezolüsyonu tanımlamanın bir yolu da milimetrede seçilebilen çizgi çiftidir (lp/mm). Periapikal filmlerin birçoğunun hatta E hızındaki filmlerin rezolüsyonu dahi 12 lp/mm'dir. DDR'ların birçoğunun rezolüsyonu ise 7 ila 10 lp/mm ile sınırlı kalmaktadır (81,123,133).

Tüm avantajlarının yanısıra, direkt dijital radyografi sistemlerinin, hem yurtiçinde hem de yurt dışında yeterince kullanım olanağı bulamamış olmasının en önemli nedeni pahalı olmasıdır.

Dijital Radyografilerde uygulanan yoğunluk analizleri

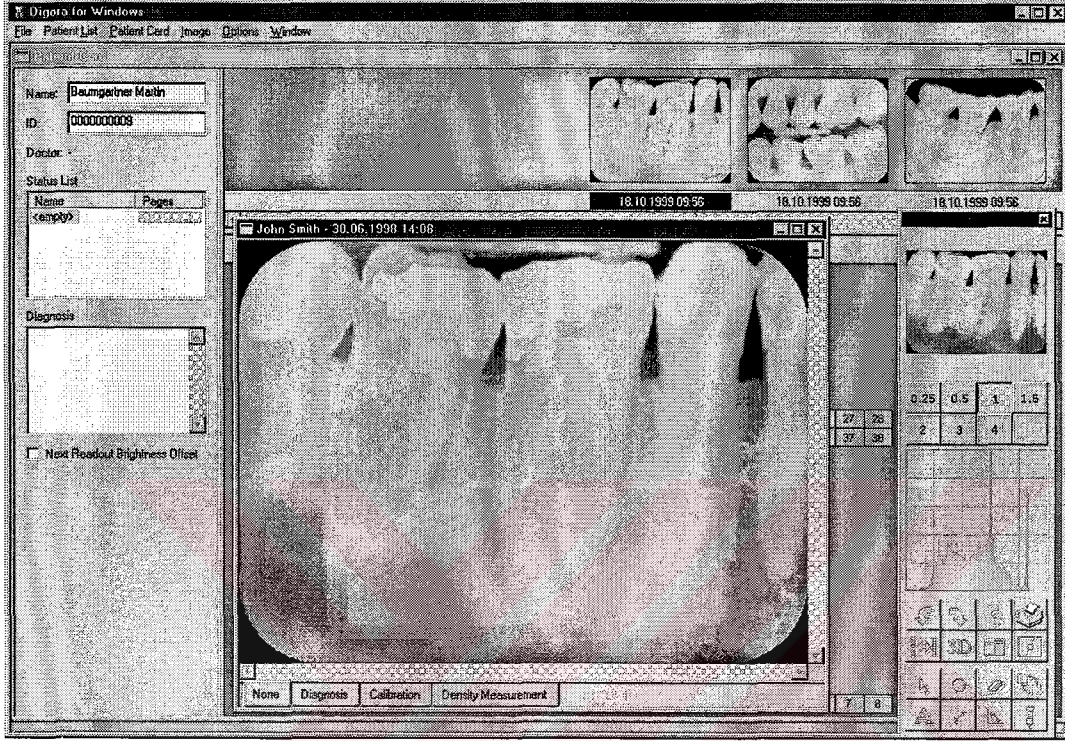
1.6.3.1. Fraktal Analizler

Periapikal radyografilerde trabeküler yapılanmanın değerlendirilmesi kemiğin mineral yoğunluğunun analizinde kullanılan bir yöntemdir; yoğun trabekülasyon yüksek BMD'nin, seyrek trabekülasyon ise düşük BMD'nin göstergesi olarak bilinmektedir (64). Osteoporötik kemikte mineral yoğunluğunun azalmasıyla birlikte horizontal olarak yerleşmiş olan trabeküllerin daha fazla oranda kaybolduğu ve bu nedenle radyografilerde kemiğin vertikal çizgilenmelerinde belirgin bir artış gözleendiği klasik bir bilgidir (38). Nitekim, Bollen ve ark. panoramik ve periapikal röntgen filmlerini fraktal boyut analiziyle değerlendirdikleri çalışmalarında, panoramik filmlerde belirlenen fraktal boyutun periapikal filmlerdekinden daha düşük olmasına rağmen, her iki film türünde de fraktal boyutun osteoporötik kırık öyküsü olan, ince ve ileri derecede aşınmış mandibuler korteksi olan hastalarda daha yüksek olduklarını saptamışlardır (15). Diğer bir deyişle, kemik kütlesi azaldıça fraktal boyutun azaldığı dental filmler kullanılarak da ortaya konmuştur (15).

Periapikal ve bite-wing radyografilerin kullanıldığı bir diğer çalışmada ise sağlıklı bireylerde alveol kemiğinin fraktal boyut değerlerinin alveoler kemik yoğunluğuyla önemli ölçüde ilişkili olduğu, ancak iskeletin diğer bölgeleriyle bir uyumunun bulunmadığı gösterilmiştir (114).

1.6.3.2. Piksel Intensite Analizleri

İlk kez Hildebolt ve ark. tarafından kurukafalar üzerinde geliştirilen bir diğer yöntem ise, piksel intensite değeri (mean gray value (MGV)) olarak tanımlanan yöntemdir.



Resim 7: Bilgisayar ekranında sergilenen dijital görüntü (Digora).

Dijitize edilen görüntülerdeki siyah-beyaz değerlerinin histogramları kullanılarak yapılan bu analizlerin kemik kalitesini belirlemede kullanılabileceği gösterilmiştir (42). Aynı şekilde, dört farklı analiz yöntemini karşılaştıran bir araştırma, piksel intensite analizlerinin kemik kalitesinin belirlenmesinde en iyi sonucu verdiğini ortaya koymuştur (82)

1.6.4. Bilgisayarlı Tomografi

Bilgisayarlı tomografi (BT) kolime edilmiş X ışını kullanılarak, incelenen objenin kesitsel görüntüsünü oluşturmaya yönelik bir radyolojik görüntüleme yöntemidir. Bu

yöntemde kolime edilmiş X ışını demeti objeyi geçerek, X ışını tüpünün karşısına yerleştirilmiş olan dedektörler tarafından algılanmakta ve görüntü oluşturulmaktadır.

BT ünitesi, hastanın incelendiği alan (scanner room), bilgisayar ve jeneratörün yer aldığı cihaz odası ve çekim/diyagnostik görüntüleme konsollarının yer aldığı operatör odası olmak üzere başlıca üç ana kompartımandan oluşmaktadır (Resim 8).



Resim 8: Spiral tomografi cihazı

- a) *İnceleme Alanı:* Hastanın tetkike alındığı, BT cihazının masa ve tarayıcı bölümünün bulunduğu yerdir ve *gantry* adı verilen, hastanın cihaz içerisine girişine izin veren oyuk kısmı kapsar. Tarayıcı bölüm, güçlü jeneratör sistemleri ile desteklenen x-ışını kaynağı ve karşısına yerleştirilmiş dedektör sistemini içermektedir. Hastanın BT cihazının masasına 'supine' ya da 'prone' pozisyonda yatırılmasından sonra, masa manuel veya otomatik olarak uzaktan kumanda ile BT cihazının gantry adı verilen açıklığına sokulur. Masa düzlemindeki sayısal değerler hastadan alınacak kesitin yerini belirlemektedir ve masanın yukarı aşağı hareketi, incelenecek vücut parçasının görüntüleme alanı içinde tam merkeze yerleştirilmesine olanak sağlar. Ganrtı'nin öne ve arkaya doğru genelde +30 ila -30 arasında açı verilmesine müsaade eden eğimi

sayesinde aksiyal ve koronal kesit düzlemleri belirli bir oranda açılabilir ve X-ışınının incelenecek olan doku ve ya da objeye en uygun şekilde düşürülmesi sağlanabilmektedir.

b) *Cihaz Odası:* Bilgisayarlar, kayıt araçları ve jeneratörün bulunduğu kesimdir. Bilgisayarlar, dedektörler tarafından kaydedilen sinyallerin görüntüye dönüştürülmesine dek olan aşamayı üstlenmişlerdir. Tarayıcı üniteden gelen verilerin bir çok matematiksel işlemde geçirilmesinden sonra elde edilen sonuçlar, tarama alanını temsil edecek şekilde sayılardan oluşan bir matris olarak dönüştürülmektedir.

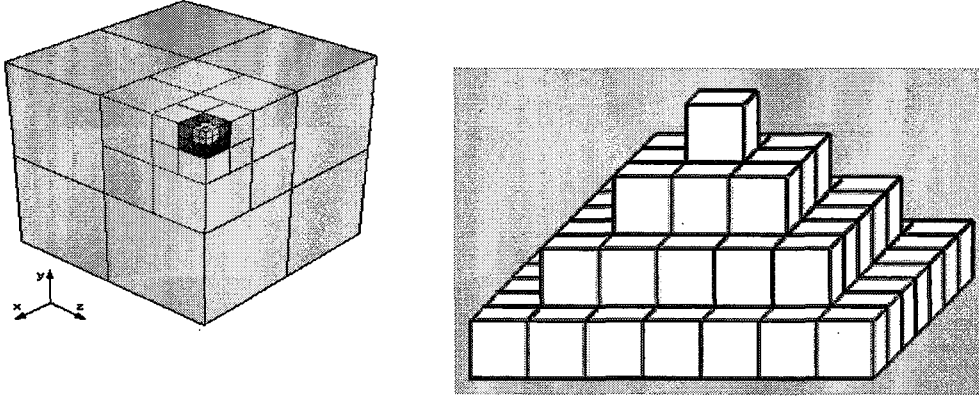
c) *Operatör Odası:* Çekim için gerekli parametrelerin seçildiği, komutların verildiği, çekim sonrası bilgisayardan elde edilen ve sayılardan oluşan verilerin, tek tek gri tonlarda renklendirilerek siyahtan beyaza kadar değişen noktacıklar şeklinde görüntüye dönüştürüldüğü ve filme aktarıldığı bölümdür. Bu bölümde tüm sistemin idaresinin sağlandığı konsol, bilgisayar monitörü ve monitörde izlenen görüntülerin filme aktarıldığı kameralar bulunmaktadır.

BT'de Görüntü Karakteristikleri

a) Resim Elemanları:

BT görüntüleri, tüm dijital görüntüler gibi, *piksel* adı verilen resim elemanlarının oluşturduğu bir matrisden meydana gelmektedir. Pikseller seçilen kesit kalınlığına bağlı olarak *voksel* adı verilen bir hacme sahiptir ve her voksel organizmayı geçen X ışınının atenuasyonunu (tutulmasını) gösteren, Hounsfield birimi (HU) olarak

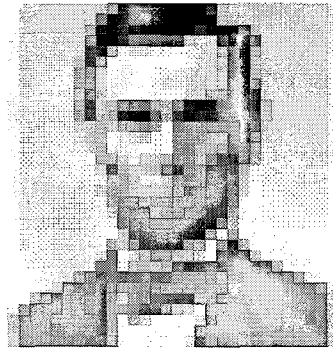
adlandırılan sayısal bir değer taşır. Bu değer +1000 ila -1000 arasındaki değerleri kapsar; ortasındaki 0 sayısı genel olarak suyu temsil ederken, yağ dokusu ve hava skalasının negatif; yumuşak dokular, kan ve kompakt kemik pozitif yönünde yer alır (Resim 9).



Resim 9: Üçüncü boyutun sergilenmesini sağlayan voksel görüntüleri.

Görüntüleme alanı (FOV= field of view):

BT kesitini oluşturan görüntü alanının genişliğini gösteren parametredir. İncelenecek olan objenin boyutuna göre seçilen FOV büyütüldükçe, sabit olan matris içindeki piksellerin boyutları genişleyeceğinden, görüntünün geometrik çözümü (rezolüsyonu) azalacaktır (Resim 10).



Resim 10: Piksel boyutu arttıkça, rezolüsyon düşmektedir

b) Pencereleler:

Pencere genişliği (window width); monitörde incelenecek yapının, diğer yapılardan en uygun biçimde ayırımını yapmayı sağlamak üzere, gri ton başına düşen doku yoğunluğu sayısının değiştirilmesine yönelik elektronik bir ayardır; monitörde ve her bir BT kesitinde, +1000 ila –1000 arasındaki değişen gri skalada seçilen densite aralığının üst ve alt sınırını belirler. Pencere genişliği daraldıkça, gri ton başına düşen doku sayısı azalmakta ve görüntülerde yüksek kontrast sağlanmaktadır. Bununla beraber, dar pencere seçiminin pencere alanı dışında kalan oluşumların yetersiz değerlendirilmesi ya da gözden kaçırılması gibi riskleri de vardır. Geniş pencere aralığı seçildiğinde, gri ton başına düşen doku sayısı artacağından inceleme alanı oldukça homojen görünürken, küçük densite değişikliklerinin saptanması zorlaşmakta ve kontrast rezolüsyonu azalmaktadır.

Pencere Seviyesi (window level); Pencere genişliğinde seçilen densite aralığının orta noktasını ifade eden bir parametredir.

BT görüntülerinin sayısal veriler üzerinden işlenerek yaratılmış olması elde edilmiş imaj üzerinde farklı değerlendirme ve ölçümlerin yapılmasına imkan tanımaktadır. Elde edilmiş görüntüler üzerinde densite, boyut, densite profili, reformasyon, toplama, çıkarma, histogram gibi ölçümler içinde en sık kullanılanı densite ve boyutsal ölçümlerdir. Boyut ölçümlerinde iki nokta arasındaki mesafe tayin edilirken densite ölçümünde değişik genişlikteki bir alan içindeki piksellerin yoğunluğu belirlenebilir. Cihaz bu işlemde, seçilen bölgedeki piksellerin toplam HU değerlerini piksel sayısına bölerek ortalama bir densite değerini saptamaktadır. Densitesi ölçülecek alanın

gerçeğe en yakın bir şekilde değerlendirilmesi örnekleme alanının olabildiğince homojen ve gerektiğinden büyük olmamasıyla mümkündür.

Rekonstrüksiyon (Reformasyon):

Bilgisayar belleğindeki özel bir program sayesinde mevcut plandaki kesitlerin istenilen başka bir planda yeniden yaratılması işlemidir. Reformasyon görüntüsünün rezolüsyonu işleme tabi tutulan görüntülerdeki kesit kalınlığı ve kesitler arasındaki bırakılan boşluğa bağlıdır. Reformasyona tabi tutulan temel görüntülerin ne kadar birbirine eşit ve küçük, kesitler arası mesafeler ne kadar dar ve aralıksızsa reformasyon görüntüsünde o denli yüksek rezolüsyona tabi tutulacaktır.

Çözümleme Gücü:

Birbirinden ayrılabilen iki yapı arasındaki minimum aralıktır, geometrik çözümleme, obje kontrastı, noise ve kontrast çözümlemeye bağlı olarak değişmektedir. BT'de kesit kalınlığı azaltıldıkça parsiyel volüm etkisi ve azalacak ve geometrik rezolüsyon artacaktır. Buna karşın X ışın dozu ve dolayısı ile noise azalacağından kontrast rezolüsyonu düşecektir.

a) Geometrik Çözümleme (Uzaysal Rezolüsyon):

İncelenecek bir nokta, çizgi yada kenarın bulanıklaşmasının ölçütüdür. Bir diğer ifade ile birbirine komşu iki yapının ayırt edilebilme gücünü gösteren bir parametredir. Piksel boyutlarıyla yakından ilgilidir. Piksel boyutlarını küçültülmesi görüntünün daha fazla sayıda noktadan oluşmasına yol açacağından, daha küçük oluşumların birbirinden ayrımı sağlanacak spatial çözümleme artacaktır. Geometrik çözümleme

BT'de fokal spot boyutu, FOV ve kesit kalınlığı ile ters orantılıdır. BT'nin geometrik çözümüleme gücü konvansiyonel radyografiden düşüktür.

b) Kontrast Çözümüleme (Kontrast Rezolüsyon):

Film üzerindeki farklı densiteleri ayırtedebilme yeteneğidir. BT'de konvansiyonel röntgenden daha iyidir. Kontrast çözümüleme gücü başlıca x ışını intensitesi ve dozuna bağlı bir kavramdır. X ışın dozuda kV, mA değerleri ve ışınlama süresi ile ayarlanmaktadır. Noise'i yarıya indirebilmek için X ışın dozu 4 katına çıkarılmalıdır. Kesit kalınlığı arttıkça kontrast çözümüleme gücü artar.

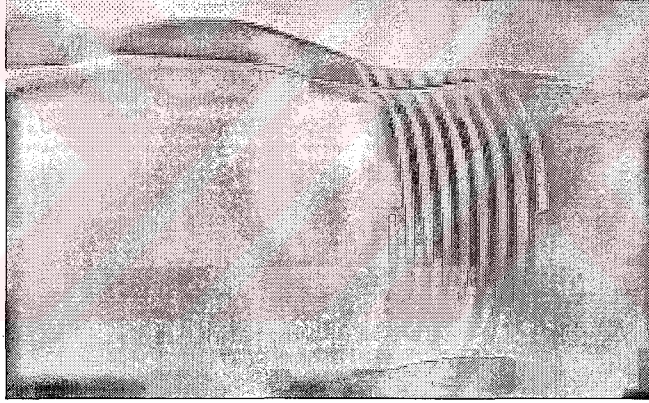
Filtrasyon:

BT'de filtreler, görüntülerin optimizasyonuna yönelik noise'i önleyen, görüntü netliğini ve kenar keskinliğini düzenleyen mekanizmalardır. BT'de primer ve sekonder olmak üzere 2 tip filtrasyon mevcuttur. Görüntülerin ilk oluşturulduğu aşamada, program içinde tanımlanan, incelenecek alana göre seçilen ve dijital dataların rekonstrüksiyonu sırasında gerçekleştirilen filtrasyon, primer filtrasyondur. Primer filtrasyona uğramış görüntülerin tekrar filtrasyona uğraması, sekonder filtrasyondur. Bu amaçla yumuşak dokulara 'soft' kemik dokulara 'sharp' filtreler kullanılmaktadır. Soft (smooth) filtreler kontrast rezolüsyonu, sharp (edge enhance) filtreler geometrik rezolüsyonu arttırmaya yönelik kullanılmaktadır (101).

Spiral (Helikal) BT

Hasta etrafında spiral bir dönüş hareketiyle devamlı olarak kesit bilgisi toplayan bir teknik uygulamadır. Objenin taranması sırasında spiral bir hareketle devamlı olarak kesit aldığından tetkik süresi kısaltılmış, alınan kesitlerin önce ve sonrakilerle bütünlüğü sağlanmıştır.

Spiral BT tekniğın temeli, verileri devamlı bir şekilde toplayabilen ve eş zamanlı olarak hastanın gantry'den geçmesine olanak tanıyan bir cihazın varlığına dayanmaktadır. Cihazdaki masa, standart BT cihazlarındaki skenogram tekniğinde olduğu gibi sabit bir hızla ilerleyebilmekte, x ışını ve dedektörler 360° dönüş yaparken veriler, incelenen objeden kesintisiz olarak toplanabilmektedir. Spiral BT'de x ışın tüpü, rotasyon merkezi ile arasındaki mesafe sabit kalmak üzere silindirik bir yüzey üzerinde spiral hareketini gerçekleştirmektedir. Bu tür cihazlarda tarama hacmi, x ışın tüpünün gücü ile masa hareketinin hızına bağlıdır. İdeal bir spiral BT'de X ışın tüpü yüksek kapasiteli, masa ilerleme hareketi ise seçilen kesit kalınlığına eşdeğer olmalıdır (Resim 11).



Resim 11: Spiral CT çalışma prensibinin şematize görünümü.

Standart BT tekniğinde görüntüler, her kesit için ilgili keside spesifik planlı geometrideki datalardan oluşturulmaktadır. Halbuki spiral BT'de spiralin herhangi bir 360°lik segmentinin direkt rekonstrüksiyonu ile gerçekleştirilmektedir. Bu durumda görüntülerin, konvansiyonel BT'de olduğu gibi disk şekline dönüştürülmesi için yeniden düzenlenmesi gereklidir. Bu düzenleme de spiral yolun birbirine komşu dönüşlerine ait izdüşümlerin yeniden düzenlenmesi (interpolasyonu) ile sağlanmaktadır. Interpolasyon işleminde, spiralin herhangi bir açısal ve kesitsel

pozisyonu için önce projeksiyon değerleri hesap edilmekte, daha sonra bu sentetik data projeksiyon datalardan yararlanılarak standart rekonstrüksiyon işlemi gerçekleştirilmektedir. Kısaca tüm orijinal spiral datalar, ara değerleri bulunmuş dataların elde edilmesinde kullanılmakta, taranan belirli bir kesitin görüntüsü retrospektif olarak elde edilmekte, herhangi bir zaman diliminde değiştirilerek iki yada üç boyutlu rekonstrüksiyona tabi tutulmaktadır. Spiral BT'deki verilerin aksiyel planda devamlılık göstermesi sayesinde istenilen herhangi bir yerden rekonstrükte aksiyel görüntüler ile kk lezyonların merkezinden, parsiyel volüm etkisi olmaksızın, güvenilir bir şekilde densite ölçümü yapılabilir.

Spiral BT' de temel olarak belirli bir hacim tarandığından, solunuma bağlı grntlenmemiş bir bölgenin kalması olasılığı ortadan kalkmaktadır. İncelemenin çok kısa bir sürede bitirilmesine karşın elde edilen dataların hesaplanması ve görüntülerin rekonstrüksiyonu için 10 sn gereklidir.

Spiral BT ile elde edilen görüntülerin kalitesi standart BT ile karşılaştırıldığında, uzaysal rezolüsyon, kontrast, artefakt ve homojenite gibi performans parametrelerinde bir farklılık saptanmamıştır. Spiral BT'de multiplanar rekonstrüksiyon görüntüleri, kontur keskinliği açısından standart BT'den üstün olmakla birlikte, bu tür görüntüler tanısal açıdan çok büyük bir anlam ifade etmemektedir. Hastaların spiral BT incelemesi sırasında aldıkları dozda bir fazlalık olmamakta, hatta standart BT'deki kesit tarama ve 'overlapping' kesitlerin olmaması ve düşük mA değerlerinin kullanılma zorunluluğu gözönüne alındığında rölatif olarak azaldığı söylenebilmektedir.

Spiral BT 1989 yılından bu yana vücudun değişik bölümlerinin incelenmesinde rutin olarak kullanılmaktadır. Tek bir nefeste 24-31 kesit alınmasına imkan veren inceleme hızı, özellikle solunum hareketlerinde kaynaklanan artefaktları ortadan kaldırmaktadır.

Konvansiyonel BT'de X-ışını tüplerine elektrik enerjisi sağlanması ve ışınlama işlemi ile uyarılan dedektörlerce algılanan verilerin bilgisayar sistemine aktarılması için kablolar kullanılmaktadır ve bu kablolar nedeniyle tarama yalnızca 360 derecelik bir dönüş ile sınırlanmaktadır. Spiral BT'de ise gerekli elektrik enerjisini dönmekte olan gantriye aktarmak ve ölçülmüş olan verilerin dönen bölümden bilgisayar sistemine iletmek için kayan çemberler (slip rings) kullanan tarayıcılar, BT tarayıcılarında geleneksel olarak kullanılmakta olan elektrik kabloları gereksinimini ortadan kaldırmış ve böylece x-ışını tüpünün ve dedektörlerin dönüşüyle ilgili kısıtlama kalmamıştır (40). Bu nedenle günümüzde konvansiyonel bilgisayarlı tomografi, yerini giderek spiral bilgisayarlı tomografiye bırakmaktadır.

Konvansiyonel BT'nin aksine, spiral taramada x-ışın tüpü dönerken, hasta sabit bir hızla tarama alanının içinde hareket etmektedir ve x-ışını (demetinin) hızının ilerlemekte olan hastanın çevresinde izlediği yol bir heliks veya spiral oluşturmaktadır. Sisteme ismini veren de bu özelliğidir. Vücudun bir dilimini görüntüleyen, hastayı biraz hareket ettirip başka bir dilim görüntüsünü daha alan ve görüntüleme işlemini bu şekilde sürdüren konvansiyonel BT'nin aksine, spiral BT hasta BT gantrisi içinde ilerlerken sürekli ve çok hızlı biçimde veri toplar. Sonuçta, elde edilen spiral veriler bir volüm dizisi (volume set) olarak saklandığından, spiral veri dizileri kesilmemiş bir somun ekmeğe, konvansiyonel veri setleri ise hazır

dilimlenmiş ekmeğe benzetilebilir (16). Bu sistemle bilgisayar grafik işleme yazılımları kullanılarak tek bir inceleme ile elde edilen veri setinden çok sayıda üst üste binen dilimler oluşturulabilir ve böylece hastanın ek bir radyasyon dozuna maruz kalması söz konusu olmaksızın yüksek kalitede rekonstrükte görüntüler elde edilebilir (40,52).

Hopper ve arkadaşlarına göre spiral BT'nin sağladığı avantajlar (52):

- a) nefes alma sırasındaki inspirasyon derinliklerindeki farklılıkların neden olduğu kesitler arasındaki uyumsuzluk oluşmasına engel olan tek nefes tutulumuyla volüm taraması yapabilmesi (52),
- b) kısa süreli bir inceleme yöntemi olması nedeniyle hasta hareketlerine bağlı artefaktların ortadan kalkması ya da en az düzeye indirilebilmesi (52),
- c) az miktarda kontrast madde kullanılarak damarsal kontrastta çok iyi artışlar sağlanabilmesi (52),
- d) gelişmiş lezyon saptanması potansiyeli (görüntülerin tarama kolimasyonundan daha küçük aralıklarla rekonstrükte edilmesi olanağı, parsiyel volüm ortalaması nedeniyle küçük bir lezyonun gözden kaçması olasılığını azaltır (20),
- e) overlapping ile görüntülerin istenilen aralıklarla rekonstrükte edilebilmesi (20),
- f) tarama zamanının kısa olması (volüm veri seti kısa sürede hızlı bir biçimde elde edilir (20),
- g) hastanın maruz kaldığı radyasyon dozunun daha az olması (20),
- h) üç boyutlu BT görüntüleri ile yumuşak dokuların uzaklaştırılmasıyla kemik defektlerinin çok iyi bir biçimde ortaya konabilmesi (subtraction) (20),

- i) ilgilenilen anatomik yapıların çeşitli perspektiflerden üç boyutlu olarak izlenebilmesidir (20).

BT görüntülerinde tanı konulmasını güçleştiren en önemli sorun, *streak artefaktlarıdır*. Yüksek kontrast yoğunluğuna sahip metal, amalgam diş dolgusu gibi cisimlerin kenarlarında gelişen ışınal tarzdaki bu artefaktlar, yüksek densiteli cismin x ışını transmisyonunu ve dedektörlere ulaşmasını engellemesi nedeniyle meydana gelirler ve görüntüde cismin etrafında ışınal çizgilenmeler şeklinde ortaya çıkmaktadırlar.

Çene kemiklerinin yoğunluğunun iskeletin diğer bölümleriyle uyumlu olup olmadığı bilgisayarlı tomografi kullanılarak birçok araştırmacı tarafından incelenmiş ve her iki yöntemin birbirleriyle anlamlı sonuçlar verdikleri saptanmıştır (10,90,118). Klemetti ve Kolmakow, mandibulanın kemik mineral yoğunluğunun mandibula korteksinin morfolojisiyle uyumlu olduğunu kantitatif BT kullanarak göstermişlerdir (72). Bir diğer çalışmada, implant öncesi kemik kalitesinin belirlenmesinde konvansiyonel BT ve standart koşullarda çekilen panoramik filmler üzerinde yapılan densitometrik ölçümlerin birbiriyle uyumlu olduğu, ancak lineer ölçümlerde bu ilişkinin gözlenmediği bildirilmiştir (2).

1.7. Kemik değişikliklerinin dişhekimliği açısından önemi

Osteoporözden şüphelenilen hastaların belirlenmesinde, dental radyografilerin kullanımı oral ve maksillofasiyal radyologların üzerinde uzun yıllar çalıştıkları bir konudur. Erişkin nüfusun büyük bir kısmının dişhekimine başvurduğu ve bu muayeneler sırasında da dental radyografilerinin alındığı göz önünde tutulduğunda, dişhekimlerinin muayenehanelerinde mevcut olan cihaz ve yöntemleri kullanarak tanı

konmamış osteoporöz açısından hasta taramasına yardımcı olabilecekleri görüşü öne sürülmektedir (53,82,110,112,138). Bu tür bir taramanın hedefi osteoporöz tanısı koymaktan ziyade, osteoporöz oluşma riski olan bireylerin belirlenmesi ve ileri tetkikleri için uygun merkezlere yönlendirilmelerini sağlamaktır (138). Bununla birlikte, dental filmler kullanılarak kemik yapısı hakkında bilgi edinilmesi, diğer yöntemlere göre daha ucuz olmasının yanında hastaya daha az radyasyon verilmesi gibi bir avantaj daha sağlamaktadır (82).

Osteoporöz ve oral kemik kayıpları arasındaki ilişkiyi inceleyen ve 1960 yılında yapılan ilk çalışma sonucunda araştırmacılar alveol kemiklerinden standart pozisyonda alınan radyografilerin, sistemik osteoporöz tanısında diğer kemik filmlerinden daha yararlı olduğunu öne sürmüşlerdir (45).

1.7.1. Osteoporözün periodontitis ve diş kaybıyla ilişkisi

Sistemik osteoporöz nedeniyle oluşan yaygın kemik kaybının alveoler kemiklerdeki rezorbsiyonu da hızlandırdığı ve dişler çevresinde ve dişsiz kretlerde kemik kaybına yol açtığı çeşitli araştırmacılar tarafından bildirilmektedir (60,71,78,94,115). Bu teze göre, osteoporöz alveol kretinde birim hacim başına daha az alveol kemiği düşmesine neden olmaktadır ve sonuçta periodontal enfeksiyon yaratan ajanların bu kemiği daha kolaylıkla rezorbe etmeleri mümkün olmaktadır (126). Yapılan araştırmalar kadınlarda dental ve total kemik kütleleri arasında kuvvetli bir uyum bulunduğunu göstermiştir (60,74,76,126). Ayrıca, düşük mineral yoğunluğu olan kadınlarda sağlıklı kadınlara göre daha az sayıda diş bulunduğu ortaya konmuştur (11,70,74,76,115,126). Menapoza girmiş kadınların tükürüklerinde kemik rezorpsiyonu yaratan sitokinlerin yüksek oranda saptanmış olması, bu hasta

grubunda alveol kemiği yüksekliği ve diş kaybının fazla olmasından sorumlu tutulmaktadır (115). Mandibuler BMC düzeyleri düşük olan kadınlarda fraktür ve ataşman kaybının normal populasyondan daha fazla olduğu, periodontal hastalık ve diş kaybı gözlenme riskinin de arttığı gösterilmesine rağmen (96,124), glukokortikosteroid kullanımı sonucunda mandibuler ve iskeletsel kemik kaybı görüldüğu, ancak marjinal periodontal kemik kaybı saptanmadığı da bildirilmektedir (125).

Bu sonuçların aksine, diş kaybı ile osteoporöz arasında bir ilişki saptanamadığını bildiren araştırmacılar da bulunmaktadır (29). Genç kadınlarda dental durum, kemiğe bağlı diş kayıplarından çok diyetsel alışkanlıklara ve geçirilmiş dental cerrahi işlemlere bağlanmaktadır ve bu nedenle osteoporöz riski altındaki bireylerin belirlenmesinde diş sayısının bir parametre olarak kullanılamayacağı öne sürülmektedir (29).

1.7.2. Osteoporözün alveol kret yüksekliğine etkisi

Birçok çevresel faktörün farklı şekillerde etkili olmasına karşın, yaşlanmanın genelde alveoler kemik yüksekliğinde bir kayba neden olduğu ve bu kaybın kadınlarda daha belirgin olduğu öne sürülmektedir (19,49). Bu tür hastalarda kan paratiroid hormon düzeyinin yüksek, kalsitonin düzeyinin ise düşük olması görülen osteoporözün nedenleri olarak belirlenmiştir ve sonuç olarak, osteoporözün alveol kret yüksekliğindeki azalmayı etkilediği saptanmıştır (49).

Sağlıklı bireylerde mandibulanın kortikal kemik içeriğinin fazla olması nedeniyle yoğunluğunun ön kola benzediği, maksillada ise trabeküler kemiğin fazla olması nedeniyle yoğunluğunun lomber omurgaya benzediği ileri sürülmektedir (72). Alveoler kemiğin değişikliklere karşı mandibulanın gövdesinden daha duyarlı olması ve yoğunluğunun kassal aktivite ve okluzal travmadan etkilenmesi nedeniyle, dişsiz mandibulaya ait radyografilerin sistemik faktörlerden çok, kassal aktiviteyi yansıttığı düşünülmektedir. Ancak, mandibulanın büyük oranda kortikal kemik içermesi nedeniyle BMC sinin cinsiyet, yaş ve ön kol BMC si ile önemli düzeyde ilişkili, fakat lomber vertebra veya iliak krest ile ilişkisiz olduğu belirtilmektedir (125). Maksillanın ise daha yüksek oranda trabeküler kemikten oluşması ve remodelasyon hızının daha yüksek olması nedeniyle, ilerleyen yaşla birlikte kortikal kemiğe kıyasla daha şiddetli BMC kaybına uğradığı gösterilmiştir (125). Yanısıra, çiğneme kuvvetindeki azalmanın alveoler kemiğin BMC sinde kayba neden olabileceği, buna karşın çiğneme kuvvetinde oluşan artışın çene kemiklerinin BMC sinde kazanç sağlayacağı bildirilmiştir (120,125).

Dişsiz ya da kısmi dişli bireylerde protetik rehabilitasyon ile estetik ve fonksiyonun geri kazandırılması işlemleri sırasında, alveol kret düzeyi özellikle önem kazanmaktadır. Osteoporözün alveol kretinde rezorpsiyona neden olduğu kabul edildiğinden, hastalığın erken dönemde tanınması ve tedavi edilmesi, hastanın protetik rehabilitasyonunu ve proteze uyumunu kolaylaştıracaktır. Nitekim, hayvanlarda yapılan bir araştırmada alveol kemiği yoğunluğunda ve yüksekliğinde görülen kaybın, serum 17-beta-estradiol azalmasından daha önce saptanabildiği gösterilmiştir; diğer bir deyişle kemikteki kayıp, serum değerlerinin değişmesinden daha erken dönemde meydana gelmektedir (63).

1.7.3. *Implant yönünden kemik kalitesinin önemi*

Total dişsiz bireylerin implant destekli protezlerle rehabilitasyon taleplerinin artması parsiyel dişsiz hastaların tedavilerinde yeni bir alternatif oluşturmaktadır (57). Yanısıra, maksillofasiyal protezlerin tutuculuğunun artırılması ve ortodontik tedavilerde destek olarak kullanılması da osteoentegre implantların dişhekimliğindeki uygulama alanını genişletmektedir (57). Osteoentegrasyon "yük taşıyan bir implantın yüzeyi ile canlı kemik arasında oluşan direkt yapısal ve fonksiyonel bağlantı" olarak tanımlanmaktadır (83). Osteoentegrasyon aslında titanyum dental implantların biyolojik fiksasyonunu belirlemek üzere türetilmiş bir tanım olmakla birlikte, günümüzde dental ve ortopedik amaçla uygulanan diğer materyallerin bağlantısını tanımlamak için de kullanılmaktadır (83). Materyal-kemik temas yüzeyinde yapılan çalışmalar osteoentegre implantların yüzeylerinde fibröz bir tabaka veya biyomateryalin yüzey özellikleri ve kompozisyonuna bağlı olarak yapısı değişen bir direkt kemik apozisyonu bulunduğunu göstermektedir (83).

Bir implant restorasyonun uzun dönemdeki başarısı, hastanın tanı ve tedavi planlamasının titizlikle yapılmasına bağlanmaktadır. İmplantın yerleştirilme işlemi, osteoentegrasyonun korunması ve implant üzerindeki biyomekanik yükün kontrol edilmesi yönünden önem taşımaktadır (57). Ancak bu işlemden önce gelen aşama, uygun ve etkin yöntemler kullanılarak kemiğin yoğunluğunun, kalite ve kantitesinin değerlendirilmesidir. İmplant tedavisinin sonucunu belirleyen en önemli faktörlerden birisi, implantı çevreleyecek kemiğin kalitesidir. Biyomekanik açıdan bakıldığında, kemiğin yaklaşık %70'inin fonksiyonel kuvvetlere karşı dayanıklı olmasına karşın, kemik yoğunluğu azaldıkça implantın başarı oranının da düştüğü bildirilmektedir.

Yoğunluğu fazla olan bir kemiğe yerleştirilen implantların mikro hareketliliği daha az olmakta, başlangıç stabilitesi artmakta ve stres konsantrasyonları azalmaktadır (57).

Lekholm va Zarb, klinik deneyimlerinden yola çıkarak oral implant planlamalarını kolaylaştırmak amacıyla, günümüzde de yaygın şekilde kullanılmakta olan bir sınıflama sistemi geliştirmişler ve çene kemiklerinin kantite ve kalitelerini sınıflamışlardır (19).

Bu siteme göre kemik kantitesi (şekli) 5 gruba ayrılmaktadır (19):

1. Rezorbe olmamış alveol kemiği
2. Alveol kemiğinde bir miktar rezorpsiyon
3. Alveol kemiğinin tamamen rezorpsiyonu
4. Bazal kemikte bir miktar rezorpsiyon
5. Bazal kemiğin aşırı rezorpsiyonu

Aynı sınıflama sistemine göre kemik kalitesi ise 4 gruba ayrılmaktadır (19, 119):

1. 1.kalite kemik (Q1) küçük bir trabeküler kemik çekirdeğinin çevresini saran oldukça yoğun, homojen kortikal kemik tabakasını içerir.
2. 2.kalite kemik (Q2) yoğun trabeküler bir çekirdeği çevreleyen geniş, yoğun kortikal kemik tabakasından oluşur.
3. 3.kalite kemik (Q3) yoğun bir trabeküler çekirdek etrafında daha ince bir tabaka kortikal kemikten meydana gelir.
4. 4.kalite kemik (Q4) ise düşük yoğunluktaki trabeküler çekirdeği çevreleyen ince bir kortikal tabakadan oluşur.

Bu değerlendirmeler önce ve ağırlıklı olarak panoramik ve lateral sefalometrik radyografler üzerinde yapılmıştır. Sonuçlar mandibulanın trabeküler radyodensitesinin maksilladan daha fazla olduğu yönündedir, ancak kemik kalite ve kantitesinin belirli kombinasyonlarının birlikte görüldüğü bildirilmektedir. Osteoentegrasyon için gereken yüzey alanını sınırlaması nedeniyle kemik kantitesinin kötü olması implant planlamasında özellikle önem taşımaktadır (1,19). Erken kemik iyileşmesini bozarak implantın aşırı hareketliliğine yol aması yüzünden düşük kemik yoğunluğunun osteoentegrasyon yönünden tercih edilmediği belirlenmiştir.

Parsiyel dişsizlik olgularında implant endikasyonun daha fazla olması, özellikle posterior bölgelerde implant uygulamasının yaygınlaşmasına neden olmuştur. Bu bölgelerdeki değerlendirmelerde kolaylık sağlanması amacıyla Lekholm ve Zarb sınıflamasının yanısıra, çenelerin anterior ve posterior bölgeleri Alan I ve II olarak ayrıca gruplandırılmışlardır. Bu sınıflamaya göre, Alan I mental foramen'den vertikal olarak geçen hayali bir çizginin anteriorunda kalan kısımdır ve her iki arktaki n dişlerle birinci premolarları kapsamaktadır. Alan II ise bu çizginin posteriorunda kalan bölgedir ve mandibuler kanal veya maksiller sinüs lokalizasyonu nedeniyle daha kompleks bir bölge olarak kabul edilmektedir.

Yapılan implant çalışmaları, her iki çenede de Alan II'nin kemik kalitesinin daha kötü olduğunu (tip 3 veya 4) ortaya koymaktadır, ancak bu görüşün mandibula için geçerliliği tartışmalıdır. Mandibulanın posterior bölgelerinin trabeküler yoğunluğunun düşük olmasına karşın, bukkal korteks kalınlığı anterior mandibuladan fazladır. Bu nedenle, posterior mandibuler bölgenin genelde ya düşük trabeküler yoğunluğu olan

tip 2 kemikten, ya da kalın bir kortekse sahip tip 4 kemikten oluştuğu düşünülebilir. Bu tanımlamaların hiçbirisinin Lekholm ve Zarb sınıflamasına uymadığı ise dikkat çekici bir sonuçtur. Nitekim, literatürde Lekholm ve Zarb sınıflamasının yanısıra, başka sınıflamaların da gerekliliği gösterilmiştir (84).

Jensen ise, kemik kantite ve kalitesini belirleyen Lekholm ve Zarb sınıflamasının yanına, anatomik oluşumlara komşuluk kavramını da ekleyerek yeni bir sınıflama daha oluşturmuştur. A-D arasındaki bu sınıflamada, sınıf A alanlar kemik yoğunluğu yüksek, geniş ve implant yerleştirilecek alanda en az 10 mm. yüksekliği olan bölgelerdir. Orta derecede rezorpsiyon gözlenen, kemik yoğunluğu kabul edilebilir düzeyde, ancak yüksekliği 7-10 mm arasında olan alanlar (örneğin posterior mandibula) Sınıf B olarak belirlenmiştir. Alveoler kemiğin neredeyse tamamen rezorbe olduğu ve 7 mm.den az kemik yüksekliğine sahip alanlar ise Sınıf C veya D olarak kabul edilirler ve implant uygulaması için kontrendikasyon oluşturan alanlardır (19).

Dental implantların uzun dönemdeki başarısının mevcut kemiğin kalite ve kantitesiyle ilişkili olduğu çeşitli araştırmacılar tarafından ortaya konmuştur (1, 19,119,122). Kemik kalite ve kantitesinin daha yüksek olduğu mandibulanın ön kısmına yerleştirilen dental implantların, diğer bölgelerdeki implantlara göre daha uzun süre ağızda kaldıkları çeşitli araştırmacılar tarafından gösterilmiştir. Yoğun kemik, kemik-implant teması yüzdesini arttırdığından, cerrahi işlem sonrasındaki iyileşme döneminde de daha fazla implant stabilitesi sağlanmaktadır. Yanısıra, bu tür kemik dokusu fonksiyon sırasında implant-kemik birleşim yüzeyinde daha iyi kuvvet dağılımına olanak tanımaktadır. Kemiğin fizyolojik sınırlar içerisinde uyarılması, implant-kemik

birleşim yüzeyindeki kemik yoğunluğunda bir artış yaratabilirken, daha az yoğun olan kemiğin fizyolojik uyarımı aynı kuvvet dağılımını gösteremez.

Kemik kalitesinin etkilediği diğer implant işlemleri ise delme hızı ve sekansı (düzeni), kemik tıkaçı kullanımı, implantların uzunluk ve sayısı, iyileşme süresi, okluzal şema ve üst yapının protetik planlamasıdır. Örneğin, yoğun kemik dokusu daha yüksek hızlı uçlar kullanılarak, aralıklı basınç uygulanarak, sürekli yıkama yapılarak ve orta aralıklı delme genişliği oluşturularak en iyi şekilde implanta hazırlanmaktadır. Misch, kemik yoğunluğunun iyileşme hızı üzerinde de etkili olduğunu göstermiştir ve implant yerleştirme ile üst yapıyı yerleştirme zamanı arasında geçen süreyi dişhekiminin doğru olarak tahmin etmesinde kemik yoğunluğunun önem taşıdığını ileri sürmektedir (93).

Albrektsson ve ark.sağlam implant fiksasyonu ve uygun osteoentegrasyon oluşumu için altı parametrenin kontrol edilmesi gerektiğini öne sürmüşlerdir (4):

- * implantın biyouyumluluğu,
- * modeli
- * yüzey özellikleri;
- * alıcı kemik yatağının durumu;
- * cerrahi teknik
- * yükleme koşulları.

Kemik kalitesindeki değişiklikler üzerinde dişhekiminin kontrolü olmamasına rağmen, kemik hacmi ve görece kemik yoğunluğu farklı esaslara dayanarak geliştirilen birçok yöntemlerle belirlenebilir ve ölçülebilmektedir. Bu şekilde, kemik kalitesine ilişkin elde

edilen ön bilgiler implant tedavisinin planlama aşamalarında klinisyene rehber olmaktadır (119).

Günümüzde osteotomi bölgelerinde daha objektif kemik yoğunluğu değerlendirmesi yapabilmek amacıyla, delme ve kesme torkuna karşı olan direnç elektrik motorundan çekilen akım düzeyindeki değişikliklerin belirlenmesi ile Joul/mm^3 olarak ölçülmektedir. Bu esasa göre daha sert kemik dokusuyla karşılaşıldığında meydana gelen direnç, elektrik motorundan daha fazla akım çekilmesine neden olacağından, işlem sırasında karşılaşılan kemik dokusunun niteliği hakkında bilgi sahibi olunabilmektedir (119).

Kemik kalitesinin kötü olduğu kemiklere uygulanan implantların, yerleştirme zamanında hareketli olan implantların büyük kısmını oluşturdukları saptanmıştır. Q1-2 kemiğe "iyi", Q3-4 kemiğe "kötü" tanımlamasını yapan Laohapand'ın bu yorumları Truhlar'ın çalışmasıyla da desteklenmiştir. Kemik kalitesinin kötü kemiklerde osseointegrasyonu geliştirme amacıyla saf titanyum vida implantları yerine, hidroksiapatit ve titanyum plazma püskürtülmüş implant yüzeyleri geliştirilmiştir. Yapılan araştırmalar Q4 kemikte hidroksiapatit-titanyum implantların saf titanyum implantlardan daha başarılı olduklarını ortaya koymuş ve kemik tipi 4'e yaklaştıkça hidroksiapatit-titanyum implant endikasyonunun arttığını göstermişlerdir (119). Kemik kalitesinin düşük olduğu posterior maksillada implant başarısızlığının daha fazla olması, kemik kalitesinin en yüksek olduğu anterior mandibulada ise implantların çok uzun süreler fonksiyon görebilmesi, diğer faktörlerin yanısıra, kemik kalitesinin implant ömrü üzerindeki etkisini göstermektedir (119).

Implantolojide başarılı bir osseointegrasyon için implant uygulanacak kemiğin kalite ve kantitesinin etkisi yadsınamaz bir faktördür ve bu nedenle, implant bölgelerinin seçiminde ve seçilen bölgelerdeki kemiğin nitelikleri hakkında bilgi edinilmesinde birçok diagnostik yöntemlerden yararlanılmaktadır. Kemik kalitesi terimi kortikal ve trabeküler kalınlık ve özellikle kemik mineral densitesi (BMD) gibi çeşitli faktörleri kapsayan bir terimdir ve kemik kalitesinin belirlenmesinde kullanılan *in vivo* yöntemler arasında Dual Enerji X-Ray Absorbsiyometrisi (DEXA) kemik mineral yoğunluğunun belirlenmesinde kullanılan en güvenilir teknik olması nedeniyle, "Altın Standart" yöntem olarak kabul edilmektedir.

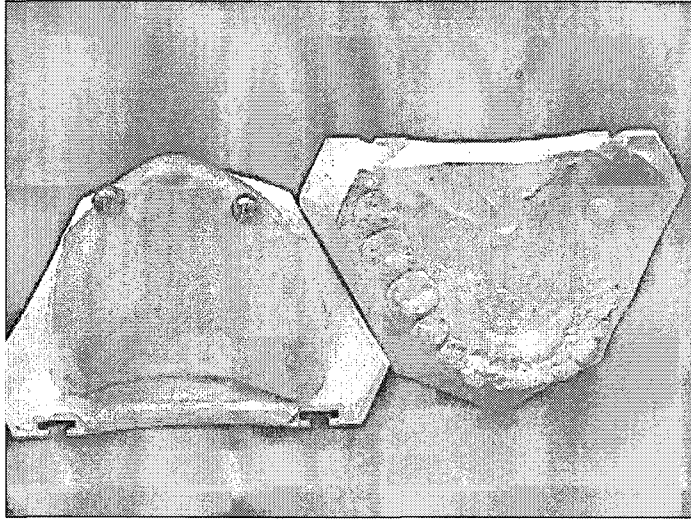
Günümüzde kemik mineral yoğunluğunun belirlenmesinde en sıklıkla yararlanılan diğer bir yöntem bilgisayarlı tomografi (BT)' dir. Dişhekimliğinde ise üzerinde bir referans materyal kullanılarak standart koşullarda ışınlanmış ve banyosu yapılmış konvansiyonel periapikal, panoramik ve dijital radyografik yöntemler kullanılmaktadır. Bununla birlikte, bu yöntemlerden hangisi veya hangilerinin DEXA değerlendirmelerine yakın ölçümler yapabildiklerine ve implant planlaması öncesinde kemik kalitesinin belirlenmesinde hangilerinin dişhekimlerince tercih edilmelerinin mümkün olduğuna ilişkin literatür sayısı oldukça kısıtlıdır.

Çalışmamızın amacı, kemik metabolizmaları sağlıklı ve bozulmuş olan iki ayrı gruptan elde edilen panoramik , konvansiyonel periapikal , digital radyografiler ve BT görüntüleri üzerinde yapılmış densitometrik analizlerin birbirleriyle karşılaştırılması ve bu verilerin referans alınan DEXA sonuçlarıyla ilişkili olup olmadığının belirlenmesidir.

2. GEREÇ VE YÖNTEM

Sunulan çalışma, total veya parsiyel diş eksikliği olan ve Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Oral Diagnoz ve Radyoloji Anabilimdalı Kliniği' ne implantolojik protetik rehabilitasyon talebiyle başvuran, yaşları 17 ile 80 arasında değişen, 23 kadın ve 11 erkek olmak üzere toplam 34 hasta üzerinde gerçekleştirildi. Hastalardan alınan anamnezler ve yapılan klinik-radyolojik muayeneler sonucunda, implant uygulanması açısından kontrendikasyon oluşturan lokal ve sistemik hastalığa sahip, ya da sürekli olarak ilaç kullanma zorunluluğunda olan bireyler çalışma dışında bırakıldı.

Her hastada ölçüm yapılacak bölgenin belirlenmesi amacıyla hastaya özgü rehber plaklar hazırlandı. Bu amaçla, önce implant uygulanacak çenelerden alginat yardımı ile ölçü alınarak sert alçıdan ölçü modelleri elde edildi. Bu alçı modeller üzerine şeffaf akril (metil metakrilat) ile 2mm kalınlığında plaklar hazırlandı. Eksik diş sayısı ve tasarlanan protetik üst yapı doğrultusunda, implantların sayısı ile yerleştirilmesi uygun görülen bölgeler belirlenerek, 5mm çapında çelik rond frez yardımı ile plaklar üzerinde 5 x 2mm ölçülerinde yuvalar açıldı. Işıkla sertleşen kompozit dolgu materyalinden (3 M Valux Plus) 5mm çapında yuvarlak kompozit toplar hazırlandı. Bu toplar alçı model üzerindeki alveoler krete teğet olacak şekilde, pembe mum yardımı ile plağın üzerinde önceden açılmış yuvalara yerleştirildi (Resim 12).

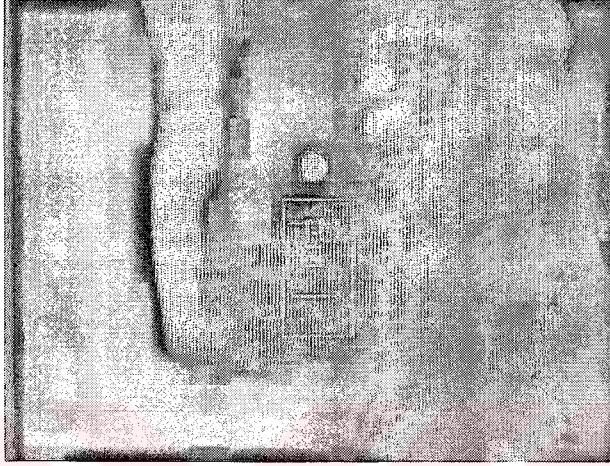


Resim 12: Rehber plaklar üzerine yerleştirilen metal ve kompozit toplar

Rehber plaklarda bulunan kompozit toplar DEXA ve spiral tomografi görüntüleri alınırken işaretleme amacı ile kullanıldı. Panoramik, periapikal ve dijital radyografi çekimleri sırasında ise rehber plaklar üzerinde bulunan kompozit toplar uzaklaştırılarak, yuvalara 5mm çapında çelik metal toplar yerleştirildi .

Araştırmanın ilk kısmında, sözkonusu hastalar Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi İç Hastalıkları Anabilimdalı Densitometri Laboratuvarı'na sevk edildi ve Hologic Delphi W Sistem densitometri cihazı (U.S.A) kullanılarak bireylerin Dual Enerji X-ışını Absorbsiyometri (DEXA) analizleri yapıldı. Söz edilen yöntem, kemiğin mineral içeriğini gr/cm^3 cinsinden bildiren ve kemik mineral yoğunluk ölçümünü *in vivo* olarak en kesin biçimde sağlayan yöntem olarak kabul edildiğinden, analiz sonuçları çalışmamızda da "Altın Standart" olarak kullanıldı. DEXA ölçümlerinde, bireylerin lomber vertebra (L2-L4), ön arka projeksiyon ve proksimal femur'a (trokanter majör, femur boynu ve Ward's üçgeni) ait verileri analiz edilerek vücuda ait kemik mineral yoğunluk değerleri saptandı. Yanısıra, özel bir yazılım programı kullanılarak rehber plaklar yerleştirilmiş çenelerden işaretli bölgelere ait DEXA verileri elde edildi. Yanısıra, iskeletsel kemik mineral yoğunluğu ile çene kemik mineral yoğunluğunun

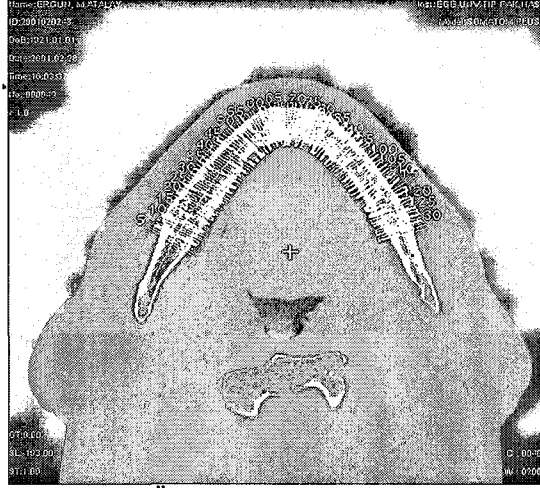
korelasyonunu araştırmak amacıyla, her hastanın implant uygulanacak alanların dışında sağ mandibuler angulus bölgesinde 5x5 mm.lik bir alan standart ölçüm bölgesi olarak seçildi ve bu alanın DEXA değerleri ayrıca kaydedildi (Resim 13).



Resim 13: DEXA ile elde edilen çene görüntüsü

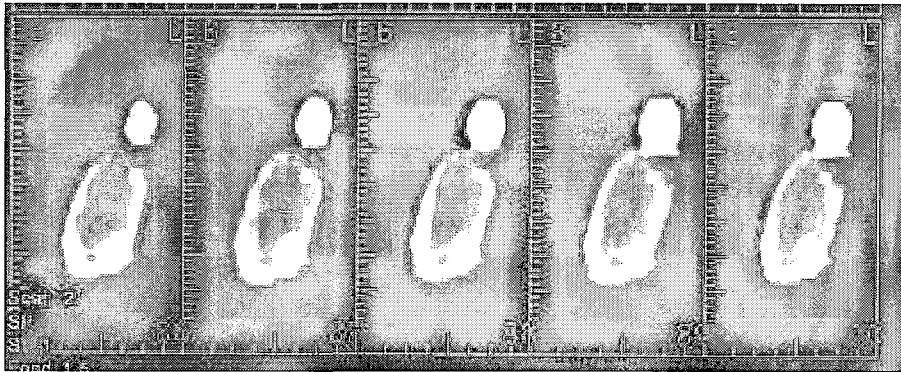
Hastaların iskelet kemik mineral yoğunluk değerleri saptandıktan sonra, “sağlıklı”, “osteopenik” ve “osteoporötik” olmak üzere üç ayrı grup oluşturuldu. DEXA ölçümleri ile sağlıklı oldukları belirlenen kişiler, çalışmamızdaki kontrol grubunu oluşturmak üzere ayrıldı.

Daha sonra Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilimdalı’nda Somatom Plus 4 (Siemens, Germany) marka spiral tomografi cihazı kullanılarak hastaların kompozit top yerleştirilmiş rehber plakları taşıyan çenelerine ait p_1 çekimler gerçekleştirildi. (140 kV ve 129 mA) Görüntüler Dental CT software (Siemens) programında 1mm kesit aralıklarıyla parasagittal ve paraaksiyel olarak rekonstrükte edildi. Mandibuladan alınan kesitler mandibulanın alt kenarına; maksilladan alınanlar ise alveoler krete paralel olacak şekilde açlandırıldı (Resim 14).



Resim 14 : Ölçüm yapılacak kesitlerin lokalizasyonunu gösteren belirleyici aksiyal BT grafisi.

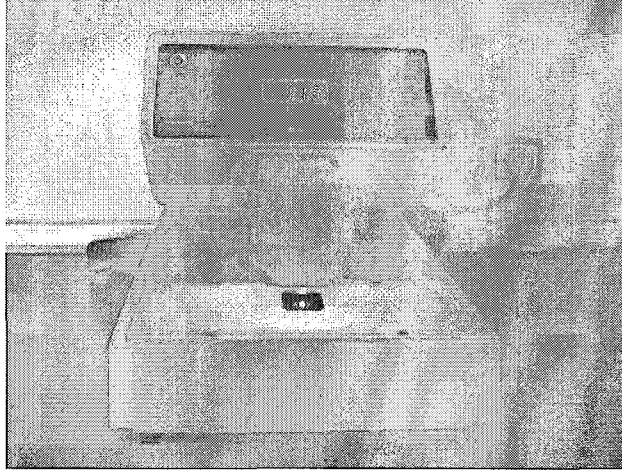
Sagittal kesitlerden reformatlanan cross sectional görüntüler üzerinde Dental CT software programı kullanılarak densite ölçümleri gerçekleştirildi. Kemik yoğunluğunu belirlemek amacıyla; bilgisayar ünitesinde istenen çapta alanın yoğunluğunu ölçen ROI (region of interest) komutu kesitler üzerinde kullanıldı. Rehber plaklar üzerindeki kompozit topların çapına uygun olarak, incelenen alanın çapı 5mm olarak belirlendi ve seçilen bölgedeki kemik yoğunluğu (densite ölçümleri) saptandı. Birer milimetre aralıklı 5 kesit üzerinde, belirlenen alan içindeki kemiğin ortalama yoğunluk değerleri ölçüldü (Resim 15). Çalışmamızın kurgusunda, kullanılan tüm yöntemlerdeki densitometrik ölçümler hem kortikal, hem trabeküler kemiği birlikte değerlendirdiğinden, BT ölçümlerinin de her iki kemiği kapsayacak şekilde olmasına dikkat edildi.



Resim 15 : Üzerinde densitometrik ölçümlerin gerçekleştirildiği sagittal kesitler.

Panoramik radyografik çekimler Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Oral Diagnoz ve Radyoloji Anabilimdalı'nda gerçekleştirildi. Tüm fotodensitometrik yöntemlerde olduğu gibi, radyografilerin densitometrik standardizasyonunu sağlamak amacıyla panoramik filmlerle birlikte alüminyum step wedge kullanılması düşünüldü; ancak, alüminyum step wedge'in ortopantomografi cihazına yerleştirilme imkansızlığı sebebiyle, özgül ağırlığı alüminyumdan yüksek olan ve ince işlenebilirlik özelliği bulunan bakır step wedge kullanımı tercih edildi. 70 kVp'ta 1mm alüminyumun absorbe ettiği x ışının miktarının hangi kalınlıkta bakır tarafından absorbe edildiği Ege Üniversitesi Fen Fakültesi Nükleer Fizik Anabilimdalı'na danışılarak hesaplandı ve birer milimetre artarak oluşturulmuş 8 basamaklı alüminyum stepwedge'in basamakları; 0.03; 0.06; 0.09; 0.1; 0.15; 0.18; 0.21; 0.24 mm bakırla eşleştirildi. Bakır step wedge'in aynı bloktan meydana getirilmesi amacıyla, 0.01 mm'lik bakır levhanın katlanması ile step wedge oluşturuldu. Elde edilen bakır step wedge'in film kaseti üzerinde yerleştirileceği alanın belirlenmesi amacıyla bir ön çalışma yapıldı ve step wedge'in anatomik oluşumların süperpozisyonundan etkilenmediği ve film üzerinde en net olarak görüntülediği yer belirlendi. Metal toplu rehber plakların hasta ağızına yerleştirilmesini takiben, Planmeca (PM 2002 CC Proline, Helsinki, Finlandiya) marka ortopantomografi cihazı ve 15×30 cm boyutlarında Lanex Medium Screen (Kodak) marka film kasedi ve Trimax 3M marka filmler kullanılarak 70Kv, 10 mA akımda çekimler yapıldı. Işınlama süresi 18 saniye, cihazın total filtrasyonu ise 2.5 mm. Al kalınlığına eşdeğeri. Banyo işlemleri 28 °C sıcaklıktaki taze solüsyonlar (Hacettepe, Ankara) ile Velopex Extra X (Medivance Instruments Limited, London) marka otomatik film banyosu kullanılarak 5 dakika 15 saniyede tamamlandı.

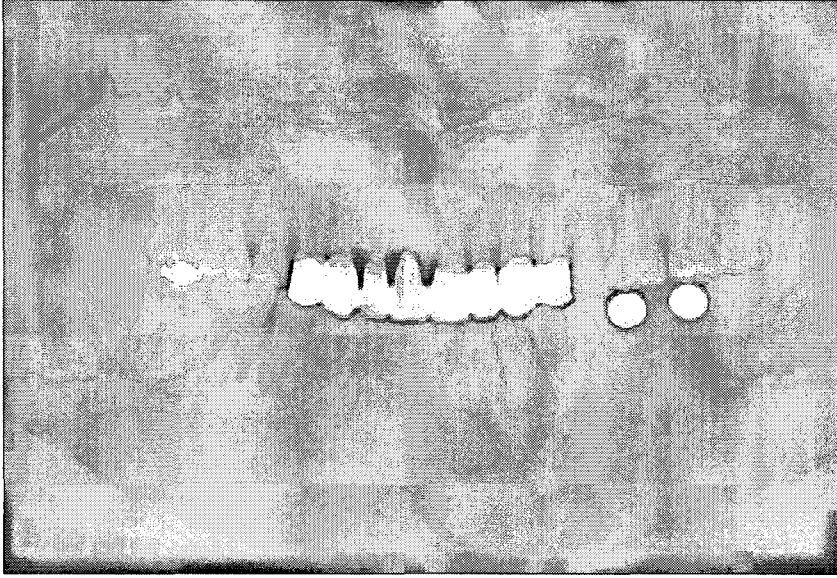
Optik densitometrik ölçümler, Macbeth TD-932 (Newburgh, N.Y.) model radyografik transmisyon densitometrisi kullanılarak gerçekleştirildi (Resim 16).



Resim 16: Optik densitometrik ölçümlerin gerçekleştirildiği Macbeth TD-932 transmisyon densitometri cihazı

Bakır step wedge'in her basamağında, tam ortadan geçen horizontal düzlem üzerindeki 5 ayrı noktadan ölçüm yapıldı ve tüm değerlerin ortalaması alınarak, o basamak için geçerli olan ortalama optik yoğunluk değeri saptandı.

İmplant uygulanacak bölgelerdeki kemik yoğunluğunu ölçmek amacıyla, optik densitometri cihazının en küçük çapta ölçüm yapan 2mm açıklığındaki ucu kullanıldı. Ortopantomografiler üzerinde, uygulanabilecek minimum implant boyuna karşılık gelen ve yeterli ölçüm yapılabilecek maksimum alanı oluşturan 5 x 7mm'lik bölgede, alveol kretinden başlayarak vertikal hat boyunca kemik üzerinde 1mm aralıklarla 7 bölge üzerinde 21 ayrı ölçüm yapılarak ortalaması alındı ve ortalama kemik yoğunluk değeri belirlendi (Resim 17).

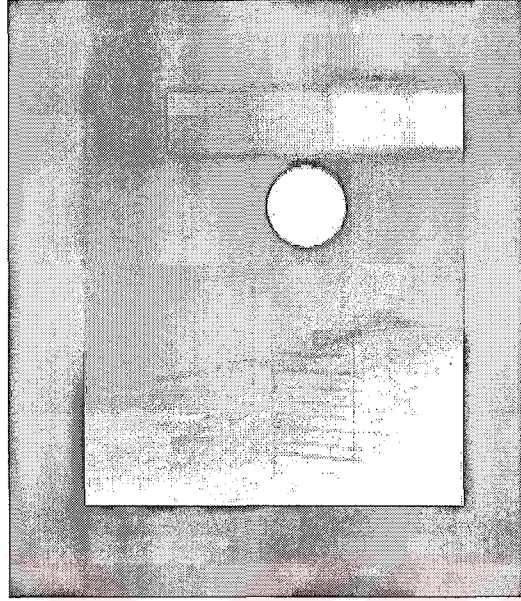


Resim 17: Panoramik radyografler üzerinde implant uygulanacak alanlarda ölçüm bölgerinin belirlenmesi.

Kemiğin optik yoğunluk değerleri bakır step wedge'in değerleriyle karşılaştırılarak, ölçüm yapılan bölgedeki kemiğin optik yoğunluk değerine özdeş olan bakır kalınlığı saptandı. Daha sonra bu değer alüminyum eşdeğerine çevrilerek, kemik yoğunluğu Al kalınlığının eşdeğeri olarak belirlendi.

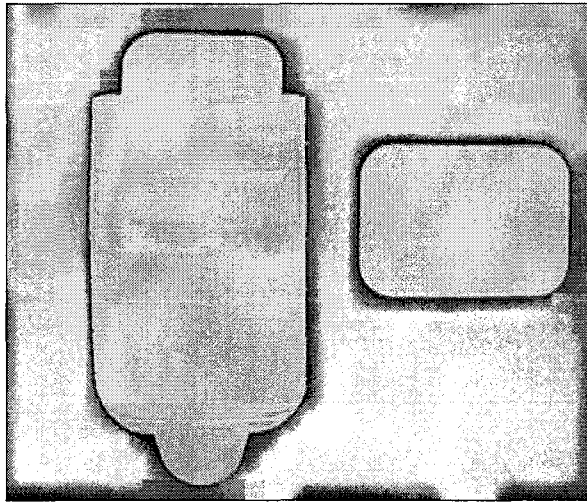
Aynı hastalardan aynı metal toplu plaklarla kliniğimizde bulunan 70 kVp, 7mA ve 2.5mm Al'a eşdeğer filtrasyon özelliklerine sahip Trophy (Viscennes, France) marka periapikal radyografi cihazı ile, uzun kon ve paralel teknik kullanılarak, işaretli bölgelerden referans Al step wedge'i içine alacak şekilde periapikal radyogramlar elde edildi. Ultraspeed D (Eastman Kodak Co, Rochester, NY, U.S.A) hızındaki filmler 0.40 sn süre ile ışınlandı ve otomatik banyo makinasında (DÜRR Dental XR 24-II, Bietigheim, Germany) banyo işlemleri gerçekleştirildi. Optik densitometri cihazının (Macbeth TD-932, Newburgh, N.Y.) 2mm açıklığındaki ucu kullanılarak, periapikal filmler üzerinde metal topların çapına uygun olan bölgede, alveol kretinden başlayarak vertikal hat boyunca kemik üzerinde 1mm aralıklarla 5 ayrı ölçüm yapıldı.

Kemiğe ait optik densitometri değerleri step-wedge'nin her basamağına ait optik yoğunluk değerleriyle karşılaştırılarak, seçilen bölgedeki ölçüm değerleri Al eşdeğeri olarak tanımlandı (Resim 18).



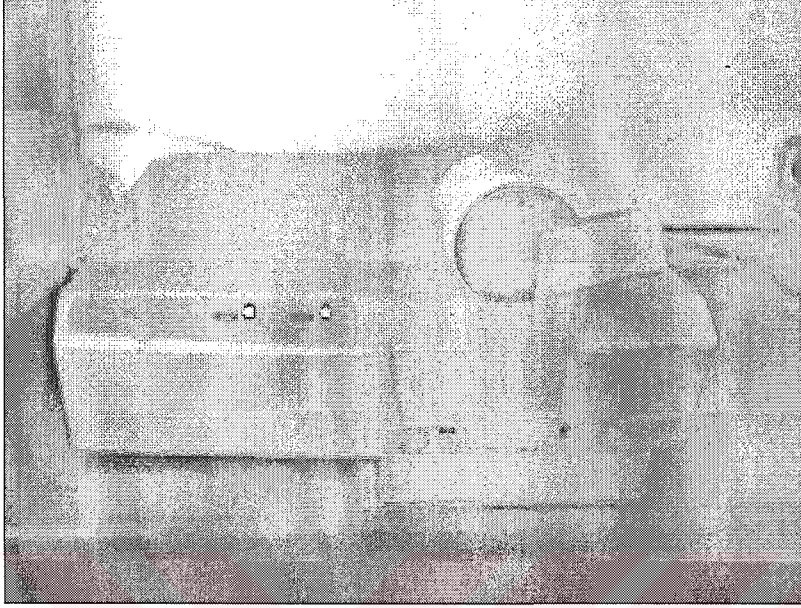
Resim 18: Konvansiyonel periapikal radyografler üzerinde İmplant çapına uygun olarak ölçüm yapılan bölge.

Son olarak, kliniğimizde bulunan periapikal röntgen cihazı (Trophy, Viscennes, France) ve fosfor plakalar kullanılarak (35X45mm, Soredex Orion Corporation, Finland), 70 kVp ve 7mA'de, 0.20 sn. ışınlama yapılarak, [p2]metal topla işaretli bölgelerden dijital periapikal görüntüler elde edildi .



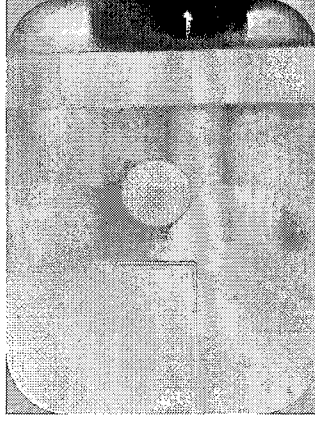
Resim 19: Dijital radyografik görüntünün elde edildiği fosfor plakalar

İşinlame sonrasında, koruyucu zarflarından çıkarılan plakalar (Resim 19)Digora marka DDR cihazında tarandı ve oluşan radyografik görüntüler bilgisayar ortamına aktarıldı (Resim 20).



Resim 20: Dijital radyograflerin elde edildiği DIGORA cihazı.

Radyografik görüntüler üretici firmanın software programı kullanılarak bilgisayarda (Intel Inside Pentium II MMX) TIFF formatında kaydedildi. Standart ROI alanı 5x7 mm. olarak belirlendi ve görüntüler üzerinde metal toplara karşılık gelen alveoler kemik üzerinde bu alandaki kemiğin yoğunluğu (diğer bir deyişle, piksel intensite değeri veya grilik derecesi değeri), her ölçüm üç kez yinelenerek ve ortalaması alınarak saptandı (Resim 21).



Resim 21: DIGORA ile elde edilen dijital görüntüler üzerinde analiz yapılan, implant uygulanacak bölgeler.

DEXA yöntemi kullanılarak kemik mineral yoğunluğunun değiştiği saptanan osteopenili ve osteoporözlü hastalarla, sağlıklı bireylerin oluşturdukları gruplar arasındaki ölçüm sonuçlarının birbirleriyle farklılıklarının belirlenmesi ve farklılıkların istatistiksel yönden önem derecelerinin saptanması için veriler Ege Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Bilgisayar Bilimleri Bölümü'nde Tek Yönlü Varyans Analiz kullanılarak analiz edildi. Farkın anlamlı bulunduğu durumlarda ise Duncan ve Dunnet^c testi uygulandı.

Ayrıca, yöntemler arasında doğrusal ilişki varlığının araştırılmasında Korelasyon Analizi testi kullanıldı ve yapılan tüm istatistiksel analizlerde α değeri 0.05 olarak kabul edildi.

3. BULGULAR

Çalışmaya katılan 34 hastaya ait demografik özelliklerin sergilendiği Tablo 1'de hastaların çoğunluğunun orta yaş grubundaki kadınlardan oluştuğu gözlenmektedir.

	Yaş grupları						
	10-20	21-30	31-40	41-50	51-60	61-70	>70
Cinsiyet	n	n	n	n	N	n	n
Kadın	1	0	2	7	7	5	1
Erkek	0	0	2	3	4	1	1
Toplam	1	0	4	10	11	6	2

Tablo 1: Hastaların cinsiyet ve yaşlarına göre dağılımları.

İmplantolojik rehabilitasyon isteğiyle kliniğimize başvuran hastaların yapılan lomber vertebra ve kalça DEXA ölçümlerine ait t skorları değerlendirilmiştir ve hastalar Dünya Sağlık Örgütü Osteoporöz Çalışma Grubu'nun 1994 yılındaki konsensus kararlarında kabul ettiği t skor değerleri referans olarak alınarak sağlıklı, osteopenili ve osteoporözlü olmak üzere 3 gruba ayrılmıştır. Buna göre t skorları :

0 ile -1 arasında olan bireyler sağlıklı;

-1 ile -2.5 arasında olan bireyler osteopenili;

-2.5 ve üzeri olan bireyler ise osteoporözlü olarak kabul edilmiştir.

Bulgular hastaların 12'sinin (%35.3) sağlıklı, 13'ünün (%38.2) osteopenili ve kalan 9 tanesinin (%26.5) ise osteoporözlü olduklarını ortaya koymuştur (Tablo 2).

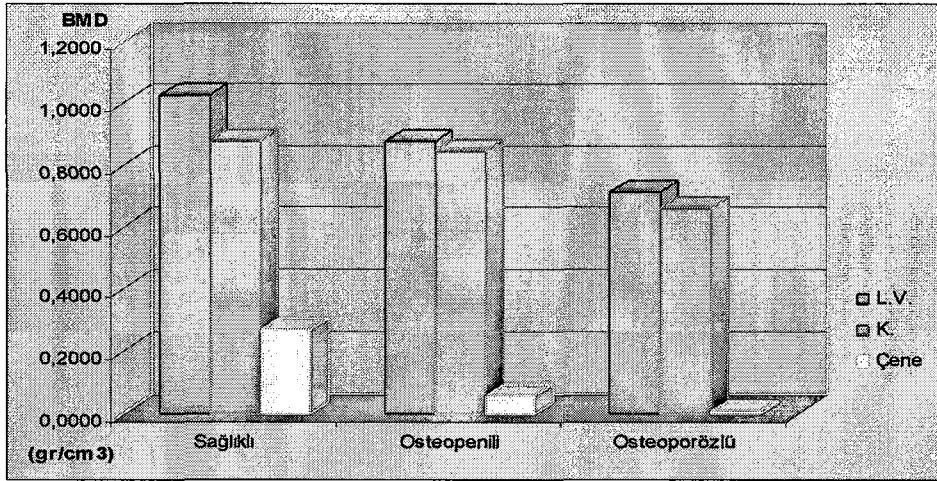
Grup	Lumbar vertebra			Sol kalça			Çene (standart)		
	Min.	Max.	Ort.	Min.	Max.	Ort.	Min.	Max.	Ort.
Sağlıklı	0.946	1.134	1.024	0.417	1.145	0.87633	-0.482	3.897	0.270
Osteopeni	0.807	0.931	0.877	0.690	0.998	0.84431	-0.567	0.579	0.057
Osteoporöz	0.544	0.799	0.713	0.356	0.835	0.80738	-0.035	-0.185	-0.007

Tablo 2: Lumbar vertebra, sol kalça ve çeneden alınan DEXA değerleri (BMD: gr/cm³).

Lumbar vertebral DEXA sonuçları istatistiksel olarak değerlendirildiğinde, hastaların kemik mineral yoğunluk değerlerinin gruplar arasında farklı olduğu ve bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu belirlenmiştir ($p < 0.05$).

Sol kalçadan alınan DEXA verilerinin ise osteopeni ve osteoporöz grupları arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık gösterdiği gözlenmiştir ($p < 0.05$). Bununla birlikte, osteoporöz - sağlıklı grupların değerleri arasındaki ve osteopeni - sağlıklı grupların kalçadan elde edilen DEXA değerleri arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık saptanamamıştır ($p > 0.05$). Ancak, DEXA yöntemi kullanılarak hastalardan elde edilen lumbar vertebra ve kalça kemik mineral yoğunluk değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlılık gösteren bir korelasyonun bulunduğu saptanmıştır ($p = 0.001$).

Her grupta mandibulanın implant bölgesi dışındaki standart bir ortak noktastan DEXA yöntemiyle elde edilen kemik mineral yoğunluk değerleri karşılaştırıldığında ise, matematiksel olarak bir azalma saptanmakla birlikte gruplar arasında anlamlı bir fark gözlenmemiştir. Diğer bir deyişle, iskeletsel kemik mineral yoğunluk değerleri farklı olan bireylerin mandibuler kemik mineral yoğunluk değerlerinde istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p = 0.656$) (Grafik 1).



Grafik 1: Lumbar vertebra, kalça ve çenelerdeki standart bir noktadan DEXA yöntemiyle elde edilen kemik mineral yoğunluk değerlerinin gruplara göre dağılımları.

İskeletsel kemik yoğunluğunu belirlemek üzere lumbar vertebra ve kalçadan elde edilen DEXA verileri her grup içinde ayrı ayrı değerlendirildiğinde ise sağlıklı grupta yer alan kişilerin vertebra ve kalça kemik mineral yoğunluk değerleri arasında istatistiksel açıdan doğrusal bir ilişki bulunmadığı görülmüştür ($p=0.127$). Diğer bir deyişle, bireylerin lumbar vertebral kemik mineral yoğunlukları kalçaya ait kemik mineral yoğunluk değerleriyle korele değildir. Aynı bulgu osteopenili ve osteoporözlü kişilerde de gözlenmektedir (sırasıyla , $p=0.463$, $p=0.061$).

Kemik yoğunluğu değerlendirmeleri BT ve OPG kullanılarak yapıldığında, gruplar arasındaki ölçümlerin birbirlerinden anlamlı ölçüde farklı olduğu gözlenmiştir (sırasıyla, $p=0.018$, $p=0.05$). Her grupta implant uygulanması planlanan bölgelerden alınan DEXA, konvansiyonel ve dijital radyografi ölçümlerinin aralarındaki farkların ise gruplara arasında istatistiksel olarak anlamlı olmadıkları saptanmıştır ($p > 0.05$).

İskeletsel kemik yoğunluk durumlarına göre sınıflandırılan hastaların kliniğimizde yapılan klinik ve radyolojik muayeneleri sonucunda implant uygulanması planlanan bölgeleri ise Tablo 3'de gösterilmektedir.

Gruplar	Maksilla		Mandibula		Toplam
	Sağ	Sol	Sağ	Sol	
Sağlıklı	8	6	8	8	30
Osteopeni	4	6	10	10	30
Osteoporöz	0	0	9	2	11
Toplam	12	12	27	20	71

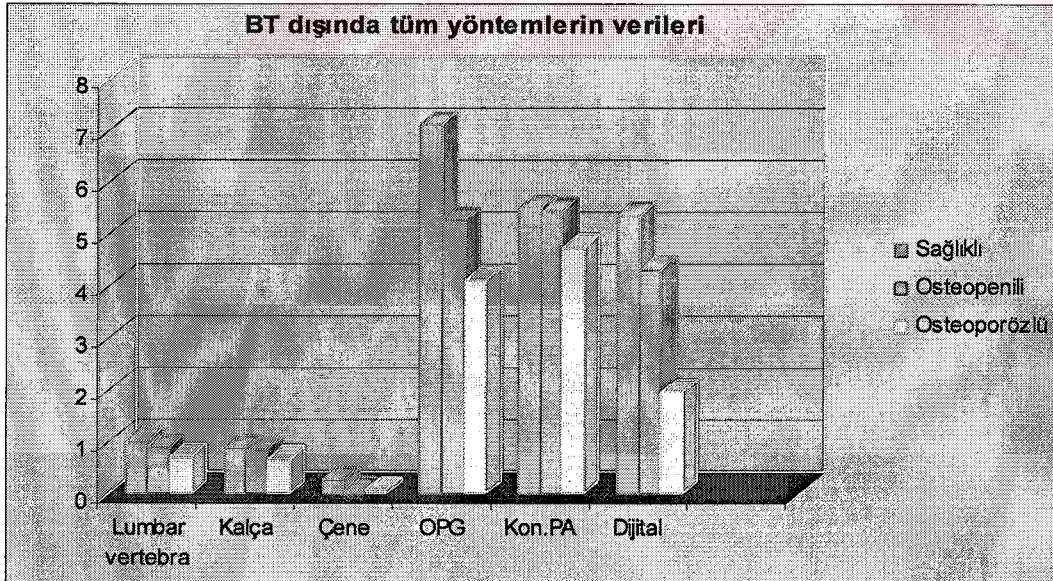
Tablo 3: Sistemik kemik durumu ve implant lokalizasyonuna göre hastaların dağılımı.

Tüm bireylerden 5 farklı yöntemle elde edilen verilerin gruplara göre ortalamaları

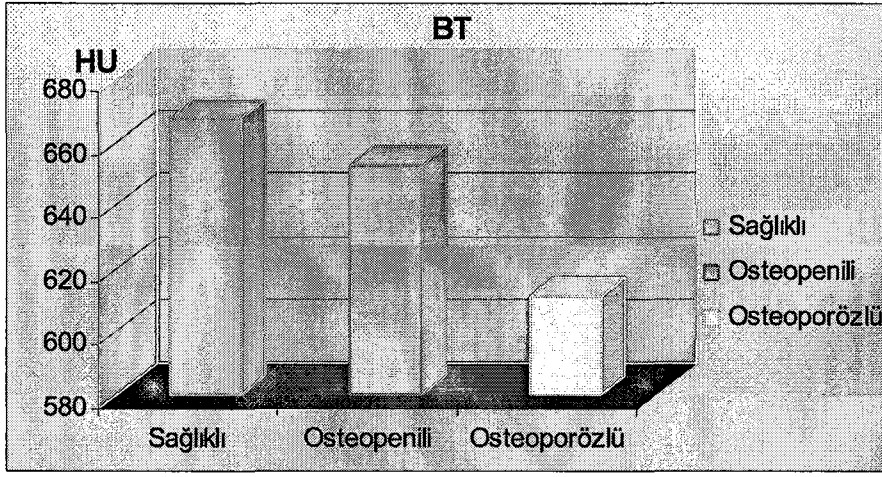
Tablo 4'te ve Grafik 2a,b'de izlenmektedir.

İSKELETSEL KEMİK DURUMU	KULLANILAN DİAGNOSTİK YÖNTEMLER						
	Lumbar vertebra (gr/cm ³)	Kalça (gr/cm ³)	Çene Standart (gr/cm ³)	BT (HU)	OPG (ODU)	KONV. PA. (ODU)	DİJİTAL (MGV)
Sağlıklı	1,0240	0,8763	0,2704	667,2641	7,1182	5,5057	5,3670
Osteopenili	0,8775	0,8443	0,0576	652,4000	5,2639	5,4430	4,3267
Osteoporözlü	0,7131	0,6621	-0,0073	611,4000	4,1111	4,7455	1,9624

Tablo 4: Tüm yöntemlerle hastalardan elde edilen değerlerin ortalamaları.



Grafik 2 a: BT dışındaki tüm yöntemlerin gruplara göre ortalamaları (BT değerleri skalaya uymadığından ayrı grafikte sunulmuştur).



Grafik 2b: Hastalardan BT ile elde edilen verilerin gruplara göre dağılımları.

Ölçüm yapılan lokalizasyonlar gözönüne alınmaksızın, tüm yöntemlere göre veriler değerlendirildiğinde, yöntemler arasındaki korelasyonlar ve önem düzeyleri Tablo 5'de gösterilmektedir.

	L.V.* (gr/cm ³)	Kalça (gr/cm ³)	Ç.S.N. ** (gr/cm ³)	DEXA *** (gr/cm ³)	BT (HU)	OPG (ODU)	Konv. P.A. (ODU)	Digital (MGV)
L.V.* (gr/cm ³)		0.000	0.418	0.571	0.05	0.000	0.198	0.326
Kalça (gr/cm ³)	0.000		0.714	0.571	0.333	0.002	0.159	0.626
Ç.S.N.** (gr/cm ³)	0.418	0.714		0.832	0.589	0.192	0.408	0.842
DEXA*** (gr/cm ³)	0.571	0.571	0.832		0.011	0.482	0.203	0.466
BT (HU)	0.05	0.333	0.589	0.011		0.050	0.060	0.309
OPG (ODU)	0.000	0.002	0.192	0.482	0.050		0.246	0.309
Konv. P.A. (ODU)	0.198	0.159	0.408	0.203	0.060	0.246		0.018
Digital (MGV)	0.326	0.626	0.842	0.466	0.309	0.372	0.018	

Tablo 5: Tüm hastalardan elde edilen verilerin yöntemlere göre korelasyonları.

*L.V: Lumbar Vertebra, ** Ç.S.N: Çenedeki mandibuler sağ angulus bölgesinden alınan standart nokta

***DEXA: İmplant yerleştirilecek alanlardan DEXA ile alınan değerler

HU: Hounsfield birimi, ODU: Optik densite birimi, MGV: Mean Gray Value (ortalama grilik derecesi)

İskeletsel kemik mineral yoğunluğunu gösteren lumbar vertebra ve kalça DEXA verileri ile panoramik radyografiler üzerinde implant uygulanacak alanlardan elde edilen optik densite verileri arasında istatistiksel olarak önemli bir doğrusal ilişkinin varlığı gözlenmiştir (Lumbar vertebra $p=0.000$; Kalça $p=0.002$).

İskeletsel kemik mineral yoğunluğunu gösteren lumbar vertebra ile implant uygulanacak alanlardan BT ile elde edilen veriler arasında istatistiksel olarak önemli bir doğrusal ilişkinin varlığı gözlenmiştir ($p=0.05$)

İmplant uygulanacak bölgelerden DEXA yöntemiyle elde edilen kemik yoğunluk değerleri ile aynı bölgelerden BT ile edilen veriler arasında da anlamlı bir korelasyon olduğu saptanmıştır ($p=0.011$).

Panoramik radyografiler üzerinde implant uygulanacak alanlardan elde edilen optik densite verileri ile aynı bölgelerden BT ile edilen veriler arasında da anlamlı bir korelasyon olduğu saptanmıştır ($p=0.05$).

Konvansiyonel periapikal radyografi kullanılarak implant bölgelerinden elde edilen optik densite değerleri ile yine aynı bölgelerden dijital radyografik yöntemle elde edilen ortalama grilik değerleri (mean gray value (MGV) arasında benzer bir doğrusal ilişki gözlenmiştir ($p=0.018$).

Panoramik radyografilerde belirlenen optik densitometri değerlerinin ise BT verileri ile istatistiksel açıdan anlamlı bir doğrusal ilişki oluşturduğu belirlenmiştir ($p=0.05$).

Gruplara göre yapılan değerlendirmeler

İskelet mineral yoğunluğuna göre gruplandırılan hastaların oluşturduğu bu gruplar tek tek değerlendirildiğinde;

Sağlıklı grupta tüm yöntemlerle elde verilerin değerlendirilmesi sonucunda, yöntemler arasındaki korelasyonlar ve önem dereceleri Tablo 6'da sunulmaktadır.

	L.V.* (gr/cm ³)	Kalça (gr/cm ³)	Ç.S.N. ** (gr/cm ³)	DEXA *** (gr/cm ³)	BT (HU)	OPG (ODU)	Konv. P.A. (ODU)	Digital (MGV)
L.V.* (gr/cm ³)		0.001	0.917	0.288	0.05	0.002	0.252	0.521
Kalça (gr/cm ³)	0.001		0.926	0.177	0.70	0.053	0.423	0.569
Ç.S.N.** (gr/cm ³)	0.917	0.926		0.992	0.203	0.094	0.117	0.723
DEXA*** (gr/cm ³)	0.288	0.177	0.992		0.045	0.443	0.922	0.398
BT (HU)	0.05	0.470	0.203	0.045		0.153	0.000	0.001
OPG (ODU)	0.002	0.053	0.94	0.443	0.153		0.83	0.243
Konv. P.A. (ODU)	0.252	0.423	0.117	0.922	0.000	0.083		0.000
Digital (MGV)	0.521	0.569	0.723	0.398	0.001	0.243	0.000	

Tablo 6: Sağlıklı bireylerden elde edilen verilerin tüm yöntemlerle korelasyonları.

*L.V: Lumbar Vertebra, ** Ç.S.N: Çenedeki mandibuler sağ angulus bölgesinden alınan standart nokta

***DEXA: İmplant yerleştirilecek alanlardan DEXA ile alınan değerler

HU: Hounsfield birimi,ODU: Optik densite birimi,MGV: Mean Gray Value (ortalama grilik derecesi)

BT ile implant uygulanacak alanlardan elde edilen veriler ile lumbar vertebradan DEXA ile alınan kemik mineral yoğunluğu değerleri arasında bir korelasyonun bulunduğu gözlenmektedir ($p=0.05$). Aynı korelasyonun implant uygulanacak

alanlardan elde edilen BT ölçümleri ile aynı yerlerin DEXA ile alınan kemik mineral yoğunluğu değerleri arasında da bulunduğu gözlenmektedir ($p=0.045$).

Panoramik radyografiler üzerinde implant uygulanacak alanlardan elde edilen optik densite değerleri ile lomber vertebradan DEXA ile alınan kemik mineral yoğunluğu değerleri arasında bir korelasyonun bulunduğu gözlenmektedir ($p=0.02$).

Aynı korelasyon, implant planlanan alanlardan alınan konvansiyonel periapikal radyografiler üzerinde yapılan optik densitometrik değerlendirmeler ile aynı yerlerin BT ölçümleri arasında ($p=0.000$) ve dijital radyografiler üzerindeki değerlendirmeler arasında da saptanmıştır ($p=0.000$).

Dijital radyografik yöntemle implant uygulanacak alanlardan elde edilen MGTV değerleri ile hem aynı bölgelerden alınan BT verileri arasında ($p=0.001$), hem de yine aynı bölgelerden konvansiyonel radyografik yöntemle alınan periapikal filmlerde gerçekleştirilen optik densitometrik ölçümler arasında bir korelasyon olduğu gözlenmiştir ($p=0.000$).

Lomber vertebra ve kalçadan DEXA ile elde edilen kemik mineral yoğunluk değerlerine göre **osteopeni** tanısı konan hastaların tüm yöntemlerle elde edilen verilerinin değerlendirilmesi sonucunda saptanan yöntemler arasındaki korelasyonlar ve önem dereceleri Tablo 7'de sunulmaktadır.

	L.V.* (gr/cm ³)	Kalça (gr/cm ³)	Ç.S.N. ** (gr/cm ³)	DEXA *** (gr/cm ³)	BT (HU)	OPG (ODU)	Konv. P.A. (ODU)	Digital (MGV)
L.V.* (gr/cm ³)		0.058	0.548	0.263	0.045	0.049	0.647	0.163
Kalça (gr/cm ³)	0.058		0.659	0.971	0.718	0.824	0.402	0.700
Ç.S.N.** (gr/cm ³)	0.548	0.659		0.199	0.80	0.893	0.174	0.482
DEXA*** (gr/cm ³)	0.263	0.971	0.199		0.020	0.241	0.599	0.554
BT (HU)	0.045	0.718	0.80	0.020		0.215	0.002	0.677
OPG (ODU)	0.049	0.824	0.893	0.241	0.215		0.354	0.873
Konv. P.A. (ODU)	0.647	0.402	0.174	0.599	0.002	0.354		0.223
Digital (MGV)	0.163	0.700	0.482	0.554	0.677	0.873	0.223	

Tablo 7: Osteopenili bireylerden elde edilen verilerin tüm yöntemlerle korelasyonları.

*L.V: Lumbar Vertebra, ** Ç.S.N: Çenedeki mandibuler sağ angulus bölgesinden alınan standart nokta

***DEXA: İmplant yerleştirilecek alanlardan DEXA ile alınan değerler

HU: Hounsfield birimi,ODU: Optik densite birimi,MGV: Mean Gray Value (ortalama grilik derecesi)

BT ile implant uygulanacak alanlardan elde edilen veriler ile lumbar vertebradan DEXA ile alınan kemik mineral yoğunluğu değerleri arasında bir korelasyonun bulunduğu gözlenmektedir (p=0.045). Aynı korelasyonun implant uygulanacak alanlardan elde edilen BT ölçümleri ile aynı yerlerin DEXA ile alınan kemik mineral yoğunluğu değerleri arasında da bulunduğu gözlenmektedir (p=0.020).

Panoramik radyografiler üzerinde implant uygulanacak alanlardan elde edilen optik densite değerleri ile lumbar vertebradan DEXA ile alınan kemik mineral yoğunluğu değerleri arasında bir korelasyonun bulunduğu gözlenmektedir (p=0.049)

Bulgular, implant uygulanacak bölgelerden DEXA ile elde edilen kemik mineral yoğunluk değerleri ile aynı yerlerden BT ile yapılan ölçüm değerleri arasında bir

korelasyon bulunduğunu ortaya koymuştur ($p=0.02$). Aynı şekilde, BT kullanılarak implant alanlarından saptanan değerlerin, aynı bölgelerin konvansiyonel periapikal filmler üzerinde yapılan optik densitometri sonuçlarıyla da korele olduğu gözlenmiştir ($p=0.02$).

İskeletsel kemik mineral yoğunluğu, lumbar vertebra ve kalçada DEXA kullanılarak belirlenen hastaların **osteoporöz** tanısı konan grubunun tüm yöntemlerle elde edilen verilerinin değerlendirilmesi sonucunda belirlenen yöntemler arasındaki korelasyonlar ve önem dereceleri Tablo 8'de sunulmaktadır.

	L.V.* (gr/cm ³)	Kalça (gr/cm ³)	Ç.S.N. ** (gr/cm ³)	DEXA *** (gr/cm ³)	BT (HU)	OPG (ODU)	Konv. P.A. (ODU)	Digital (MGV)
L.V.* (gr/cm ³)		0.33	0.962	0.907	0.022	0.036	0.695	0.990
Kalça (gr/cm ³)	0.33		0.520	0.968	0.959	0.814	0.826	0.762
Ç.S.N.** (gr/cm ³)	0.962	0.520		0.002	0.238	0.784	0.05	0.035
DEXA*** (gr/cm ³)	0.907	0.968	0.002		0.012	0.670	0.045	0.172
BT (HU)	0.022	0.959	0.238	0.012		0.141	0.49	0.246
OPG (ODU)	0.036	0.814	0.784	0.670	0.141		0.318	0.591
Konv. P.A. (ODU)	0.695	0.826	0.05	0.045	0.349	0.318		0.148
Digital (MGV)	0.990	0.762	0.035	0.172	0.246	0.591	0.148	

Tablo 8: Osteoporözlü bireylerden elde edilen verilerin tüm yöntemlerle korelasyonları.

BT ile implant uygulanacak alanlardan elde edilen veriler ile lumbar vertebradan DEXA ile alınan kemik mineral yoğunluğu değerleri arasında bir korelasyonun bulunduğu gözlenmektedir ($p=0.022$). Aynı korelasyonun implant uygulanacak

alanlardan elde edilen BT ölçümleri ile aynı yerlerin DEXA ile alınan kemik mineral yoğunluğu değerleri arasında da bulunduğu gözlenmektedir ($p=0.012$).

Panoramik radyografiler üzerinde implant uygulanacak alanlardan elde edilen optik densite değerleri ile lomber vertebradan DEXA ile alınan kemik mineral yoğunluğu değerleri arasında bir korelasyonun bulunduğu gözlenmektedir ($p=0.036$)

İmplant yerleştirilecek bölgelerden DEXA yöntemiyle elde edilen kemik mineral değerleriyle hem hastaların mandibularındaki standart bir noktadan DEXA ile saptanan mandibula kemik mineral yoğunluk değerleri arasında ($p=0.002$), hem de yine aynı bölgelerden BT ile yapılan ölçüm değerleri arasında bir korelasyon olduğu belirlenmiştir ($p=0.012$).

Benzer şekilde, dijital radyografiler üzerinde implant uygulanacak noktalarda belirlenen MGV değerlerinin hem mandibuladaki standart bir noktadan DEXA ile elde edilen mandibula kemik mineral yoğunluk değerleri ile ($p=0.035$), hem de aynı bölgelerden alınan konvansiyonel periapikal filmler üzerinde belirlenen optik densite değerleri ile aralarında korelasyon olduğu gözlenmiştir ($p=0.05$).

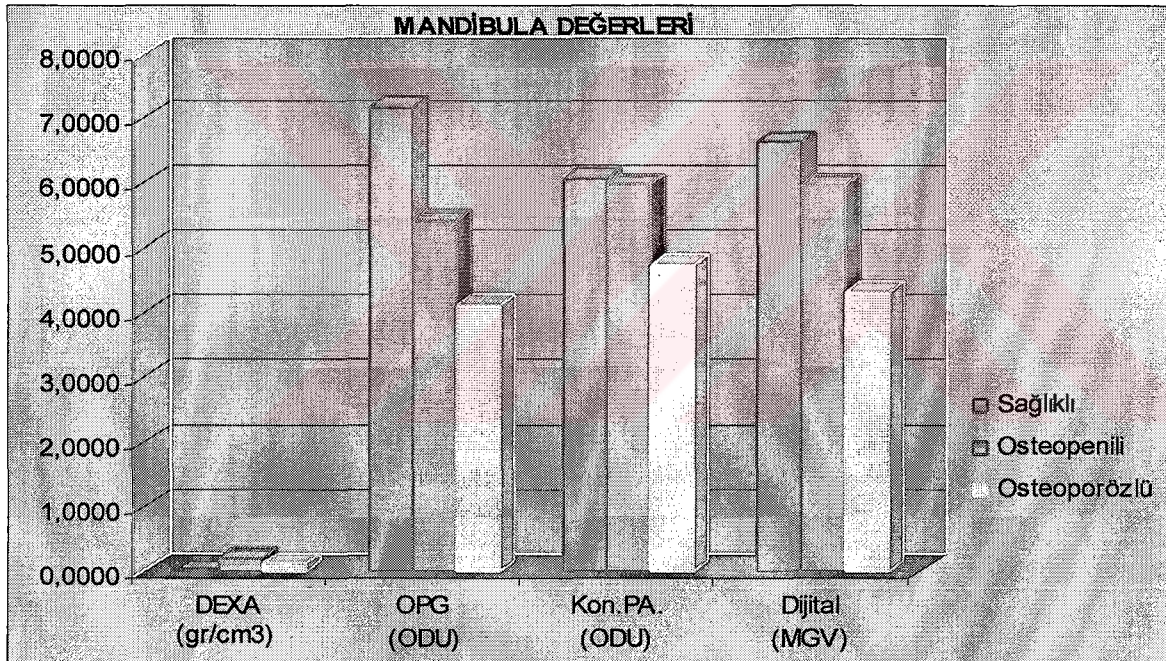
Konvansiyonel periapikal radyografiler üzerinde implant uygulanacak noktalarda yapılan optik densitometrik değerlendirmeler ile aynı bölgelerin DEXA kullanılarak saptanan kemik mineral yoğunluk değerleri ($p=0.05$) ve mandibulada belirlenen standart noktaya ait DEXA mandibuler kemik mineral yoğunluk değerleri arasında korelasyon bulunduğu saptanmıştır ($p=0.045$).

Yanısıra, implant noktalarına ait konvansiyonel perapikal radyografler üzerinde belirlenen optik densitometri verileri ile aynı noktalardan alınan dijital radyografler üzerinde saptanan MGV değerleri arasında da korelasyon olduğu belirlenmiştir ($p=0.05$).

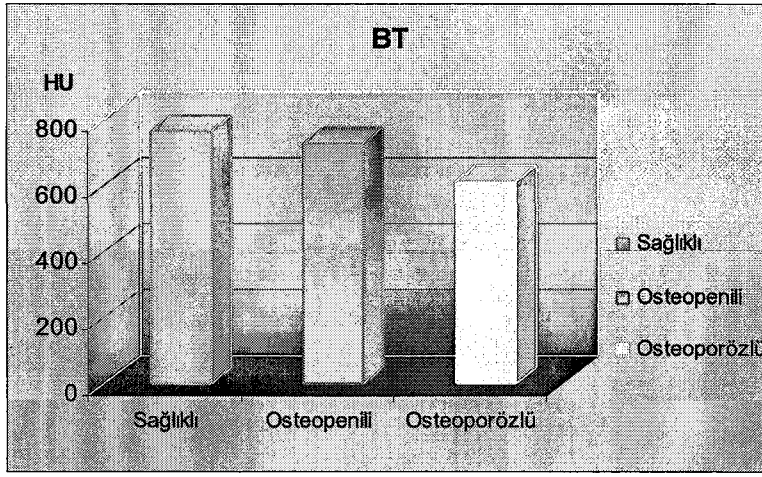
Çene lokalizasyonlarına göre yapılan değerlendirmeler

Mandibula

Tüm hastaların tüm yöntemlere göre elde edilen verileri mandibula lokalizasyonu kriter alınarak değerlendirildiğinde kemik yoğunluğu değerlerinin yöntemlere göre dağılımını Grafik 3a,b'de gösterilmektedir.



Grafik 3a: Mandibuladan elde edilen verilerin gruplar arasında ve tüm yöntemlere göre dağılımları (BT değerleri skalaya uymadığından ayrı grafikte sunulmuştur).



Grafik 3b: Mandibulada saptanan BT verilerinin gruplara ve yöntemlere göre dağılımları.

Hastaların mandibuladaki implant yerleştirilecek bölgelerinden tüm yöntemlerle elde edilen verilerinin değerlendirilmesi sonucunda saptanan yöntemler arasındaki korelasyonlar ve önem dereceleri Tablo 8'de sunulmaktadır.

	L.V.* (gr/cm ³)	Kalça (gr/cm ³)	Ç.S.N.** (gr/cm ³)	DEXA*** (gr/cm ³)	BT (HU)	OPG (ODU)	Konv. P.A. (ODU)	Digital (MGV)
L.V.* (gr/cm ³)		0.000	0.262	0.363	0.038	0.001	0.161	0.392
Kalça (gr/cm ³)	0.000		0.604	0.803	0.196	0.003	0.270	0.845
Ç.S.N.** (gr/cm ³)	0.262	0.604		0.760	0.383	0.411	0.262	0.890
DEXA*** (gr/cm ³)	0.363	0.803	0.760		0.009	0.378	0.341	0.352
BT (HU)	0.038	0.196	0.383	0.009		0.018	0.000	0.352
OPG (ODU)	0.001	0.003	0.411	0.378	0.018		0.187	0.286
Konv. P.A. (ODU)	0.161	0.270	0.262	0.341	0.000	0.187		0.050
Digital (MGV)	0.392	0.845	0.890	0.352	0.511	0.286	0.050	

Tablo 8: Hastaların mandibulalarındaki implant alanlarından elde edilen verilerin tüm yöntemlerle korelasyonları.

Mandibulada lokalizasyon esas kriter olmak üzere değerlendirilen verilerin analiz sonuçları BT ile implant uygulanacak alanlardan elde edilen veriler ile lomber

vertebradan DEXA ile alınan kemik mineral yoğunluğu değerleri arasında bir korelasyonun bulunduğunu ortaya koymaktadır ($p=0.038$).

Aynı şekilde, implant yerleştirilecek bölgelerden BT ile alınan değerlerin, aynı alanlardan DEXA yöntemi kullanılarak alınan kemik mineral yoğunluk değerleriyle korele oldukları gözlenmiştir ($p=0.009$).

Panoramik radyografler üzerinde mandibulada implant uygulanması planlanan bölgelerde yapılan optik densitometri ölçümlerinin lumbar vertebra ve kalçadan DEXA ile alınan kemik mineral değerleriyle korele oldukları saptanmıştır (sırasıyla, $p=0.001$, $p=0.003$). Diğer bir deyişle, mandibulada OPG kullanarak yapılan analizler, iskeletsel kemik mineral değerleri ile uyumludur ve iskeletle kemik mineral durumunu yansıtmaktadır. Panoramik radyograflerde yapılan bu analizlerin aynı zamanda implant uygulanacak alanlardan BT ile elde edilen verilerle de korele oldukları gözlenmiştir ($p=0.018$).

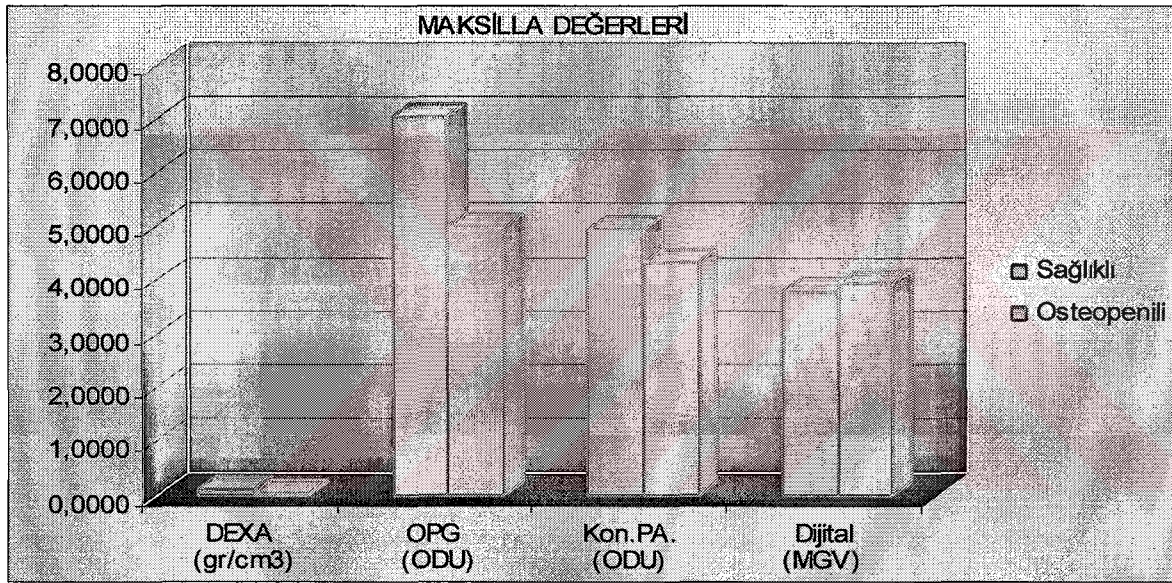
Hastaların mandibulalarında implant uygulanacak bölgelerinin konvansiyonel periapikal filmleri üzerinde yapılan optik densitometrik değerlendirmelerinin de hem aynı bölgedeki BT verileri ile ($p=0.000$), hem de yine aynı noktalardan dijital radyografik yöntemle elde edilen görüntülerin MGV değerleriyle aralarında doğrusal ilişkiler bulunduğu saptanmıştır ($p=0.05$).

Yanısıra, implant noktalarına ait konvansiyonel perapikal radyografler üzerinde belirlenen optik densitometri verileri ile aynı noktalardan alınan dijital radyografler

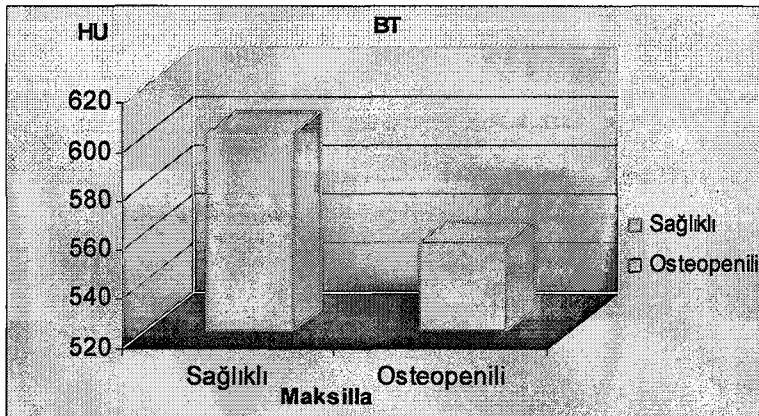
üzerinde saptanan MGTV değerleri arasında da korelasyon olduğu belirlenmiştir ($p=0.05$).

Maksilla

Hastaların tüm yöntemlere göre elde edilen verileri maksilla lokalizasyonuna göre değerlendirildiğinde kemik yoğunluğu ölçümlerinin yöntemlere göre dağılımı Grafik 4a,b'de sunulmaktadır. İmplant uygulanması planlanan hastalarda, maksillada implant uygulama endikasyonu olmadığından, osteoporötik gruba ait değerlendirmeler gerçekleştirilememiştir.



Grafik 4a: Maksilladan elde edilen verilerin gruplar arasında ve tüm yöntemlere göre dağılımları (BT değerleri skalaya uymadığından ayrı grafikte sunulmuştur).



Grafik 4b: Maksillada saptanan BT verilerinin gruplara ve yöntemlere göre dağılımları.

	L.V.* (gr/cm ³)	Kalça (gr/cm ³)	DEXA *** (gr/cm ³)	BT (HU)	OPG (ODU)	Konv. P.A. (ODU)	Digital (MGV)
L.V.* (gr/cm ³)		0.055	0.188	0.020	0.035	0.098	0.642
Kalça (gr/cm ³)	0.055		0.017	0.032	0.165	0.014	0.880
DEXA*** (gr/cm ³)	0.188	0.017		0.971	0.808	0.649	0.327
BT (HU)	0.020	0.032	0.971		0.200	0.003	0.027
OPG (ODU)	0.035	0.165	0.808	0.200		0.510	0.942
Konv. P.A. (ODU)	0.098	0.014	0.649	0.003	0.510		0.003
Digital (MGV)	0.642	0.088	0.327	0.027	0.942	0.003	

Tablo 9: Hastaların maksillalarındaki implant alanlarından elde edilen verilerin tüm yöntemlerle korelasyonları.

Maksillada lokalizasyon esas kriter olarak alındığında, implant uygulanacak alanlardan DEXA ile alınan kemik mineral yoğunluk değerleri ile sol kalçadan aynı yöntemle elde edilen kemik mineral yoğunluk değerleri arasında bir korelasyon bulunduğu gözlenmiştir (p=0.017).

Aynı şekilde, implant uygulanacak bölgelerden alınan BT verileri ile kalçadan ve vertebradan DEXA yöntemiyle alınan kemik mineral yoğunluk değerleri arasında bir korelasyon saptanmıştır (sırasıyla p=0.032, p=0.020).

Panoramik radyografiler üzerinde optik densitometri kullanılarak implant noktalarından elde edilen ölçümlerin lomber vertebradan DEXA ile saptanan kemik mineral yoğunluk değerleriyle korele oldukları gözlenmiştir (p=0.035).

Benzer bir korelasyon implant uygulanacak bölgelerden alınan konvansiyonel periapikal filmler üzerinde yapılan optik densitometrik değerlendirmeler ile kalçadan

DEXA ile saptanan kemik mineral yoğunluk değerleri, BT kullanılarak implant noktalarından elde edilen ölçüm değerleri ve implant uygulanacak bölgelerden alınan dijital radyografiler üzerinde yapılan analizlerle saptanan MGTV değerleri arasında da saptanmıştır (sırasıyla, $p=0.014$, $p=0.03$, $p=0.003$).

İmplant endikasyonu konan bölgelerden elde edilen dijital radyografilerde ölçülen MGTV değerleri ile aynı yerlerden BT kullanarak yapılan değerlendirmeler arasında da doğrusal bir ilişki olduğu belirlenmiştir ($p=0.027$).

Sonuç olarak, kullanılan yöntemlerin gruplar arasındaki kemik mineral yoğunluğunu belirleme yönünden etkinlikleri özetlendiğinde, ölçümlerin gruplar arasındaki farklarının istatistiksel açıdan anlamlılıkları Tablo 10 'da gösterilmektedir.

Kemik mineral yoğunluğu belirleme yöntemleri	Gruplar arası fark (p=0.05)
DEXA iskelet ölçümleri	ÖNEMLİ
DEXA Çene Standart Nokta ölçümleri	ÖNEMSİZ
DEXA implant bölgesinden yapılan ölçümler	ÖNEMSİZ
BT implant bölgesinden yapılan ölçümler	ÖNEMLİ
OPG implant bölgesinden yapılan ölçümler	ÖNEMLİ
Konvansiyonel periapikal radyografi ile implant bölgesinden yapılan ölçümler	ÖNEMSİZ
Dijital periapikal radyografi ile implant bölgesinden yapılan ölçümler	ÖNEMSİZ

Tablo 10: Tüm yöntemlerin gruplar arasındaki farklılıklarının önemi.

4. TARTIŞMA VE SONUÇ

Kemik mineral yoğunluğu değişikliklerinin ve bu değişikliğin boyutlarının değerlendirilmesi için kullanılabilecek yöntemin belirlenmesinde radyasyon dozu, maliyeti ve uygulanan yöntemin hasta tarafından kolaylıkla tolere edilebilmesi gibi faktörlerden önce, en önemli kriter, yöntemin gereken en doğru bilgiyi sağlayabilmesidir. Günümüzdeki en pratik ve yararlı tarama yöntemlerinin single ve dual foton absorpsiyometrisi olduğu bildirilmektedir (21,39). Bununla birlikte diğer diagnostik görüntüleme yöntemleri kullanılarak kemik yoğunluğu ve miktarının implant uygulaması için yeterliliği, kemiklerin konturları, anatomik varyasyonlar ve implant uygulamasını güçleştirecek diğer tüm olasılıklar da incelenebilmektedir (141).

Mandibuler kemik kaybı ile iskeletin diğer bölümlerinin osteopenisi arasında bir ilişki varlığını gösteren ve total vücut kalsiyumu ve radiusun kemik mineral içeriğiyle mandibuler kemik yoğunluğu arasında belirgin bir korelasyon olduğunu bildiren çalışmalar literatürde yer almaktadır (19,45,53,71,77,78,79,103,125).

Kribbs ve ark.nın osteoporöz tanısı konmuş ve radyografilerde vertebral bası kırıklarının saptandığı 85 postmenapozal kadın üzerinde yaptıkları araştırmada, periapikal, panoramik ve okluzal radyografiler üzerinde yapılan densitometrik ve morfometrik ölçümler sonucunda dişsiz alveol kretinin rezorbsiyon hızı, gonion bölgesindeki kortikal kalınlık ve mandibuler kemik kütlesi ile osteoporöz arasında ters yönlü bir ilişki olduğunu göstermişlerdir. Bu çalışmada yalnızca vertebral bası kırığı

olguları saptanmış ileri derecede osteoporözlü hastaların kullanılmasının sebebini ise “kırık yaratmayan kemik kaybının klinik önemi olamayacağı” görüşüyle açıklamaktadırlar (77).

Aynı araştırmacıların 20-90 yaşları arasındaki 50 sağlıklı kadında gerçekleştirdikleri çalışmalarında single foton absorpsiyometrisiyle ölçülen radius, dual foton absorpsiyometrisiyle ölçülen lumbar vertebra, mandibuler posterior dişlerin periapikal filmleri üzerinde mikrodensitometreye ölçülen optik densite, ölçü modeller üzerinde saptanan mandibular ark kalınlığı, panoramik radyografiler üzerinde mandibuler angulus bölgesinin kalınlığı ve kantitatif BT ile elde edilen vertebral yoğunluk değerleri karşılaştırılmıştır (78). Sonuçta, mandibuler kemik yoğunluğunun tüm yaş gruplarında aynı kaldığını; absorpsiyometrik yöntemler kullanıldığında mandibuler kemik kütlesinin vertebral kemik mineral içeriği ve radius kemiği mineral içeriğiyle uyumlu olduğunu; ancak, BT değerlendirmesinde mandibuler yoğunluğun yalnızca yaşlı bireylerde vertebral kemik değerleriyle uyum gösterdiğini ortaya koymuşlardır (78). Araştırmacılar bu farklılıkları, kortikal ve trabeküler kemik oranlarının iskeletin farklı bölgelerinde farklı düzeylerde olmasına bağlamışlardır.

Taguchi ve ark.ise panoramik radyografiler üzerinde mental bölgedeki mandibuler kortikal genişliği, mandibuler inferior korteks sınıflamasını ve mandibuler alveoler kemik rezorpsiyon indekslerini toraks radyografilerindeki fraktür varlığıyla karşılaştırdıkları araştırmalarında, mandibuler kortikal genişliğin mandibulanın mineral yoğunluğu ile uyumlu olduğunu, ancak bunun genel osteoporöz durumuyla ilişkili olmadığını göstermişlerdir (116).

Aynı araştışıcıların panoramik radyografiler kullanarak mandibuler inferior korteksin morfolojisi ve genişliğini ölçtükleri ve dual enerji QCT ile saptanan L3 vertebral trabeküler kemik mineral yoğunluk değerleriyle uyumluluğunu inceledikleri diğer çalışmalarında, mandibuler ölçümlerle vertebral değerler arasında bir uyum olduğunu gözlemlemişlerdir (117). Bununla birlikte, her panoramik cihazda ve her hastada magnifikasyonun değişebileceğini ve bu nedenle mandibuler kortikal kalınlık ölçümlerinin çeşitli çalışmalarda farklılık gösterebileceğini öne sürmüşlerdir. Çalışmaya katılan hastaların yaş gruplarının da dikkatle seçilmesini öneren Taguchi ve ark., erken dönemdeki osteoporöz olgularında mandibuler inferior korteks değişikliklerinin belirlenmesi için radyografik yöntemin yetersiz olabileceğini bildirmişlerdir (116).

Klemetti ve ark.nın 355 postmenapozal kadın üzerinde yaptıkları çalışmalarında, DEXA ile kemik mineral yoğunluğu belirlenen bireylerin en osteoporotik grubunun panoramik radyografileri üzerinde mandibuler inferior korteks yapısını sınıflamışlar ve aynı zamanda PMI değerlerini belirlemişlerdir (71). Sonuçlar, bu parametrelerin iskeletin mineral durumuyla uyumlu olmakla birlikte, osteoporöz riskini belirlemede güvenilir yöntemler olmadıklarını ortaya koymuştur. Bunu yaratan faktörlerin bölgedeki yumuşak dokuların gölgeleri, mandibuler trabeküler kemik yoğunluğunda gözlenen ve iskeletin mineral durumuyla ilişkili olmayan bireysel farklılıklar ve kişinin vücut ağırlığı ile kemik mineral yoğunluğu arasındaki pozitif ilişkiden kaynaklanabileceğini düşündürmektedir.

İskeletsel kemik ölçümleriyle mandibuler değerler arasında herhangi bir ilişki saptayamayan çalışmalarda vücudun farklı bölümlerinde ve çalışma sistemleri

birbirinden çok ayrı olan yöntemlerin kullanılmış olması nedeniyle, sonuçların pek güvenilir kabul edilemeyeceği düşünülmektedir (45,94,126). Vertebral kemik mineral yoğunluğunun vertebral deformite, osteofit oluşumu veya arteriyel kalsifikasyonlar nedeniyle kimi zaman hatalı sonuçlar verebileceği, bu nedenle de periferik kemik ölçümlerinin tercih edilmesinin daha uygun olduğu bildirilmektedir (117).

Yaşa ve iskelet içerisindeki mineral kaybına bağlı olarak en çok gözlenen değişikliklerin mandibulanın kortikal tabakalarında olduğu (45,71,103,119) ve iskeletin mineral durumunun mandibulanın trabeküler bölümünü etkilemediği öne sürülmektedir (45,71). Mohajery ve ark. ile Lindh ve ark (85) ise aksine, trabeküler kemiğin dinamik yapısı nedeniyle osteoporözü daha kolay yansıtabileceğini düşünmektedirler. Sistemik kemik durumuyla çene kemikleri arasındaki ilişkiyi gösteren araştırmaların yanısıra, dual foton absorpsiyometrisi ve kantitatif bilgisayarlı tomografi gibi farklı analiz yöntemlerinin kullanıldığı, ancak iskeletsel kemik kütlesi ile çene kemiklerinin yoğunluğu arasında herhangi bir ilişki saptayamayan çalışmalar da literatürde yer almaktadır (10,19). Özellikle, hasta seçimi ve araştırma kurgusundaki bazı faktörlerin sonuçların güvenilirliğini etkiledikleri öne sürülmektedir; örneğin, alveol kreti yüksekliğinin az olduğu kişilerin muhtemelen daha yaşlı ve daha uzun süre dişsiz kalmış bireylerden oluşması, dişsizlik süreci ve yaşın osteoporözün alveol kret yüksekliği üzerindeki etkisini arttırmakta ve en fazla kret rezorpsiyonunun daha düşük iskeletsel kemik yoğunluğuna sahip hastalarda görülmesine neden olabilmektedir (19). Yanısıra, çene kemiklerindeki yoğunluk, yükseklik veya genişlik kayıpları ile diğer iskelet bölümlerindeki osteoporöz arasında kesin bir ilişki kurulamamasının bir diğer sebebinin yaşlanma nedeniyle periodontal hastalık ve diş kaybı risklerinde de artışın meydana gelmesi olduğu gösterilmektedir (19).

Mohajery ve ark. 35 osteoporöz hastası kadın üzerinde gerçekleştirdikleri çalışmalarında hastaların panoramik radyograflerinin sağ ve sol taraflarındaki yoğunluk değerlerinin birbirlerinden farklı olmadıklarını ve sağlıklı ve osteoporözlü kişilerin mandibuler kemik yoğunlukları arasında anlamlı bir farklılık bulunmadığını saptamışlardır (94). Periapikal ve panoramik radyograflerdeki yoğunluk ölçümleriyle iskeletin kemik mineral ölçümleri arasında da herhangi bir korelasyon gözleyemeyen araştırmacılar, iki farklı film türünde farklı sonuçların elde edilmiş olmasını her filmde farklı kemik bölgelerinin (bazal kemik ve alveol kemiği) taranmış olmasına bağlamaktadırlar. Ayrıca, trabeküler kemiğin kanlanması daha fazla olması ve kemik iliğine yakınlığı nedeniyle osteoporöze daha duyarlı olmasının yanısıra, mandibulanın kalça ve omurgadan daha farklı mekanik kuvvetlere maruz kalması da sonuçlardaki farklılığa neden olabilmektedir. Çalışmada kullanılan kemik yoğunluğu ölçüm sistemlerinin, erken dönemdeki osteoporöz olgularını belirleyebilecek hassasiyette olmadıklarını düşünen araştırmacılar panoramik radyograflerde step wedge'in yerleştirilebileceği bir bölgenin belirlenmesindeki güçlüklerden söz ederek, hyoid kemik ve diğer anatomik oluşumların kemik ve step wedge üzerindeki gölgelerinin değerlendirme sırasında yanıltıcı etki oluşturabileceklerini ortaya koymuşlardır. Bunlara rağmen tekniklerin mevcut olan ekipmanla uygulanabilmesi ve konvasiyonel radyografi cihazlarının kullanılması nedeniyle çalışmada tercih edildiklerini bildirmişlerdir (94).

Mandibulanın trabeküler yapısındaki değişikliklerle vücut kemik yoğunluğu arasındaki ilişkiyi araştıran Shroud ve ark., alveol kemiği üzerinde yaptıkları ölçümlerin, lomber omurga ve femurda DEXA ile yapılan ölçümlerle uyumlu olmadıklarını ortaya

koymuşlardır (94). Dijitize edilmiş bite-wing film görüntülerinin elde edilmesi sırasında referans materyali olarak step wedge kullanılmaması ve ölçümlerden önce görüntülerin standardize edilmemesi nedeniyle çalışmalarının sonuçlarının tartışmalı olabileceğini de bildirmişlerdir.

Kemik yoğunluk değişikliklerini radyografilerdeki bir referans yoğunluk cihazı ile karşılaştırma prensibi üzerine kurulan tüm kantitatif yöntemler **fotodensitometrik yöntemler** olarak adlandırılırlar (79). Bunlardan birisi olan optik densite, film görüntüsünden geçen ışık miktarının gelen ışık miktarına oranının on tabanına göre logaritmik bir ölçümüdür ve materyalin x-ışını absorpsiyon özelliklerinin yanısıra, film karakteristikleri, ışınlama parametreleri ve banyo işlemi koşullarına da bağlıdır (127). Bu sekonder değişkenlerin zaman içinde standart şekilde korunması mümkün olmadığından, yalnızca ölçülen optik densite değerlerini karşılaştırarak radyoopasite konusunda yorum yapabilmek de doğru değildir. Bu amaçla, alüminyum step wedge'lerin de radyografisi alınan cisimle birlikte ışınlanarak görüntülenmesi, daha sonra her filme ait kalibrasyon eğrilerinin meydana getirilmesi uygulamalarına başvurulurken, ölçülen optik densite değerlerinin metal standartın eşdeğer kalınlığı şeklinde ifade edilmesi yoluna gidilmiştir (28,127).

Saf alüminyumun radyoopasitesinin insan dentininin radyoopasitesine çok yakın olduğu bilindiğinden, dişhekimliğinde radyografik standart olarak %99.5 saflıktaki alüminyum kullanılmaktadır (28,127). Alüminyum step wedge'in her basamağına ait optik densite ölçüm değeri saptandığında, basamak yüksekliği ile optik densite arasındaki ilişkiyi gösteren bir eğri meydana gelmektedir. Ancak, optik densite kalınlığın logaritmasına bağlı olarak ifade edildiğinde eğri düz bir çizgiye

dönüşmektedir ve bu çizginin eğimi hesaplanarak bir formül elde edildiğinde de saptanan optik densite değeri formüle girilmekte ve ölçülen değerin step wedge kalınlığı cinsinden tanımlanması mümkün olmaktadır (128). Test materyallerinin radyoopasitesinin bir step wedge'e göre belirlendiği durumlarda, optik densite ve kalınlık ilişkisini gösteren grafik üzerinde bir interpolasyon yapılmasından ziyade, söz edilen lineer regresyon formülünden hesaplama yapılması önerilmektedir. Bu, radyoopasitenin gerçek numerik değerinin bilinmesi gereken koşullarda özellikle önem taşımaktadır (128).

Farklı dalga boyundaki x-ışınları kullanıldığında bakırın kütle absorpsiyon katsayısının alüminyumdan çok daha yüksek olduğu gösterilmiştir (17,28). Bu nedenle, alüminyum step wedge'lerin kullanımlarının teknik nedenlerle sınırlandırıldığı durumlarda, bakır step wedge kullanımı yoluna gidilmektedir (28,142). Nitekim çalışmamızda da panoramik radyografik inceleme sırasında, alüminyum step wedge kalınlığının uygulama sorunu yaratması nedeniyle, basamakları alüminyum basamaklarının densitesine eşdeğer densiteyi veren bir bakır step wedge kullanılmıştır.

Bununla birlikte, Kuhl ve ark. okluzal referans wedge'i kullanan radyografik absorpsiyometrik yöntemlerin kemik yoğunluk değişim ölçümleri için kullanılmalarının pek güvenilir olmayacağını bildirmişlerdir (79). Özellikle kemik kaybının mutlak kütesinin belirlenmesinin amaçlandığı durumlarda, ölçüm yapılan zeminin arka planında bulunan kemiğin yoğunluğu kemik kaybı ölçümlerini etkilemektedir (79). Yanısıra, periapikal filmler kullanarak dijital çıkartma (subtraction) yönteminin kemik değişikliklerinin belirlenmesindeki etkinliğini değerlendiren Webber ve ark. da

çalışmaları sırasında yumuşak doku gölgelerinin step wedge üzerine süperpozisyonları ve step wedge'in x-ışınına homojen olmayan biçimde tutması (eşit olmayan attenuasyon) gibi olumsuz etkenlerin varlığını bildirmişlerdir (128).

Çalışmamızda çenedeki standart bir bölgeden alınan DEXA değerlerinde lomber vertebra ve kalçadan DEXA kullanılarak elde edilen iskeletsel kemik yoğunluk değerlerindeki gibi sağlıklı, osteopenili ve osteoporözlü hastalarda matematiksel olarak belirgin bir azalma saptanmakla birlikte, gruplar arasında hastaların kemik yoğunluğunun ayırt edilebilirliği yönünden bir korelasyon gözlenememiştir. Buna karşın çeneden alınan standart DEXA değerinin, lomber vertebradan alınan DEXA değeriyle karşılaştırıldığında her üç grupta da doğrusal bir ilişki sergilemesi, daha büyük popülasyonlu hasta gruplarında çalışılmasını ve istatistiksel bir ilişki varlığının mutlaka araştırılmasını gerekli kılan çok önemli bir bulgudur. Çalışmamızda mandibulada seçilen standart bölgenin kemik mineral yoğunluğu lomber vertebrayla korelasyon göstermektedir. Kalça kemik mineral yoğunluğuyla aynı ilişkinin görülmemesi sebebinin vertebra ve kalça kemiklerinin mineral yapılarının birbirlerinden farklı olmasından kaynaklanabilir. Genel olarak yorumlandığında ise, çalışmamızdaki sınırlı sayıdaki hasta grubunda bir korelasyon gözlenememesi Horner ve Devlin'in çenede DEXA kullanarak elde ettikleri ve iskeletsel kemik yoğunluğuyla korelasyon saptayamadıkları çalışmalarıyla benzerlik göstermektedir (55). Ancak çene DEXA değerlerinin iskeletsel ölçümlerle korelasyonunun saptandığı çalışmalar da literatürde yer almaktadır (27,43,53). Pluskiewicz ve ark. mandibuler kemik mineral yoğunluğu, kalça kemik mineral yoğunlukları ve el falankslarının kantitatif ultrason ölçümleri arasındaki ilişkileri araştırdıkları çalışmalarında DEXA ile elde ettikleri mandibula ve vücut kemik mineral yoğunluklarının birbirleriyle korele

olduklarını göstermişlerdir (103). Aynı şekilde, Horner ve ark. (53) ile Drozdowska ve ark. (27) da mandibulanın DEXA ile yapılan kemik mineral yoğunluğunun iskeletsel kemik yoğunluk ölçümleriyle korele olduklarını ortaya koymuşlardır. Hildebolt ve ark. ise 9 kadavra üzerinde yaptıkları araştırmalarında mandibula ve vücut iskelet kemik yoğunluk değerlerinin korele olduklarını bildirmişlerdir (44). Çalışmamızın sonuçları ile diğer araştırmaların sonuçları arasındaki bu farklılıkların ise hasta gruplarının seçilmesi, hasta sayısı ve yöntemin hassasiyeti gibi çalışma kurgusuna ilişkin kriterlerin yanısıra, her bireyde gözlenebilen ve daha önce de söz edilen kemik yapısına ilişkin varyasyonlardan kaynaklanabileceği düşünülmektedir. Horner ve ark. mandibulada DEXA ile kemik mineral yoğunluğunu belirledikleri iki araştırmalarında farklı sonuçlar elde etmişlerdir ve DEXA'nın çok hassas bir yöntem olması nedeniyle diş köklerinin süperpozisyonlarının bile kemik yoğunluk değerlerini etkileyebileceklerini öne sürmüşlerdir (53,54).

DEXA ve diğer ölçüm yöntemlerinin birlikte kullanıldığı bu tür araştırmalar pahalı, zaman ve emek gerektiren, hastanın ek bir radyasyona ve tarama yöntemlerine maruz kaldığı, çalışmaya katılmaya veya sürdürmeye karşı motivasyonunun düşük olduğu araştırmalardır ve söz edilen nitelikler nedeniyle bu tür araştırmalarda büyük popülasyonlara ulaşan hastalarla çalışmak mümkün olamamaktadır. Bu sonuç ise elde edilen bulguların değerlendirilmesinde çeşitli sorunlara neden olarak, verilerin yorumlanmasını ve literatürdeki diğer çalışmalarla karşılaştırılmasını zorlaştırmaktadır. Nitekim, implant yapılması isteğiyle kliniğimize başvuran hastaların kullanıldığı araştırmamızda DEXA ölçümleri sonucunda osteoporötik olduğu belirlenen hastalarda maksillada implant endikasyonu konmamıştır ve bu nedenle maksillaya ait değerlendirmeler yapılamamıştır. Bununla birlikte, implant

uygulanacak tüm hastaların implant bölgelerinden DEXA ile elde edilen kemik mineral yoğunluk değerlerinin aynı bölgelerden BT ile ölçülen değerlerle arasında bir korelasyon olduğu gözlenmiştir.

Panoramik radyografilerde hastanın yumuşak dokularının gölgeleri kaçınılmaz olarak kemik görüntüsü üzerine yansımaktadır ve bu dokuların kalınlıklarındaki farklılıklar da, kemik görüntüsü üzerindeki gölgelerin yoğunluğunu değiştirmekte ve kemik ölçümlerini yanıltmaktadır (54,71,79,95,128). Alveol kemiği yoğunluğunu ölçen ilk radyolojik çalışmalar projeksiyon geometrisinin kolayca sağlanabildiği laboratuvar koşullarında ve *in vitro* olarak gerçekleştirilmişlerdir ve oldukça yüksek doğruluk değerleri saptanmıştır (79). Ancak, klinik koşullarda bu denli yüksek doğruluk oranlarına ulaşılması kemiği örten yumuşak doku ve kemiğin kalınlıklarındaki kişisel varyasyonlar ve yansıyan x-ışınları oranlarındaki farklılıklar nedeniyle mümkün olmamaktadır (79,128).

Çalışmamızda panoramik radyografiler üzerindeki kemik yoğunluk değerlendirmeleri iskeletsel kemik ölçümleriyle korele olarak bulunmuştur. Diğer bir deyişle, panoramik radyografilerde saptanan optik densite değerleri sağlıklı ve osteoporözlü bireylerde anlamlı farklılık göstermektedir. Buna karşılık konvansiyonel periapikal ve dijital radyografik değerlendirmeler birbirleriyle uyumlu olmalarına karşın, iskeletsel kemik mineral değerleriyle korelasyon göstermemişlerdir. Panoramik ve periapikal yöntemler arasında (ekstraoral-intraoral radyografik yöntemler), geometrik standardizasyon yönünden önemli farklılıklar olduğu bilinmektedir. İnherent bir standardizasyon özelliğine sahip radyografik cihazlarla elde edilen panoramik filmlerle ulaşılan geometrik standardizasyon, periapikal filmlerde uyulması gereken

tüm ışınlama ve geometrik koşullar karşılandığı durumlarda bile aynı düzeyde sağlanamamaktadır. Nitekim Kuhl ve Nummikoski'nin araştırmaları horizontal açıdaki değişikliklerin filmler üzerinde gerçek step wedge kalınlığının elde edilmesini engellediğini göstermiştir (79). Bu ise, densitometrik değerlendirmede referans olarak kullanılan step wedge'in yoğunluğunun her bölgede homojen olmaması ile sonuçlanmakta ve bu nedenle kemik ölçüm değerleri gerçek mineral yoğunluğunu yansıtmamaktadır (79). Ancak, santral x-ışınına göre eğimin 20 dereceden az olduğu durumlarda vertikal açılardırma tolere edilebilmekte ve wedge'in gerçek kalınlığı belirlenebilmektedir. Bu dereceden yüksek olan eğimlerde ise step wedge'in kalın kenarı, wedge'in tabanıyla süperpoze olmamakta ve daha az ışınlanan bu bölgenin optik densitesi ve kontrastı daha düşük olmaktadır (79). Çalışmamızın bulguları, yöntemlere ilişkin söz edilen bu değişikliklerin araştırmamızda da gözlemlendiğini ve yöntemler arası farklılıktan sorumlu olabileceğini düşündürmektedir.

CT'nin dişhekimliğinde implant planlaması aşamasında en çok kullanılan yöntemlerden biri olmasının başlıca nedenleri implant yerleştirilmesi düşünülen bölgenin morfolojik özellikleri ve anatomik oluşumlarla olan komşulukları hakkında ayrıntılı bilgi vermesinin yanısıra, mevcut kemiğin yükseklik ve genişliğine göre kullanılacak en uygun implant tipinin belirlenmesini ve bu implantın yerleştirilme açısının saptanmasını sağlamasıdır (20,57,58,59,84,88,93). Bu amaçla aksiyel kesitlerden reformatlanan cross sectional kesitler, bukkal ve lingual/palatinal kortikal tabakalarla aradaki trabeküler tabakayı birlikte gösteren ve konvansiyonel radyografik yöntemlerle saptanamayan üçüncü boyutu sergileyen görüntüler meydana getirirler. Bu nedenle, implant planlaması öncesinde kemiğin uygunluğunu belirlemek üzere BT kullanarak analizler yapılması sıklıkla başvurulan bir yöntemdir

(3,5,10,14,30,31,35,72,97,99,104,111). Çalışmamızın bulguları da BT'nin kemik yoğunluğunu belirlemedeki etkinliğini göstererek, literatürdeki bu araştırmaları desteklemektedir. Ancak, çene kemik mineral yoğunluğunu BT ile belirleyerek, bu sonuçları DEXA gibi bir altın standart yöntemle karşılaştıran çalışmalar mevcut olmadığından, çalışmamızın sonuçlarını tartışabileceğimiz başka araştırmalara rastlanmamıştır.

Dinamik yapısının yanısıra, lokalizasyona ve bireysel farklılıklara bağlı olarak mineral içeriğinde gözlenebilen varyasyonlar ve maruz kaldığı yük gibi birçok nedenlerle kemiğin mineral yoğunluğuna ilişkin ölçümler benzer sonuçları vermeyebilmektedir (69,71,93,117). Lockington ve ark. kemik kütlesinin zirve değerinin değişken olduğunu ve kemik kütlesindeki azalmanın belirlenebilmesi için tek bir ölçümle değerlendirme yapmak yerine, o zirve değerinden aşağıya doğru olan düşüşün hızının belirlenmesi gerektiğini öne sürmektedirler (87). Diğer bir deyişle, kişilerin kemik mineral yoğunluk değerlerinin dahi sabit bir ölçüm değeri olarak ifade edilmesindeki yetersizliği vurgulamaktadırlar. Üstelik osteoporözün vücudun bir bölgesinde mevcut olmasının diğer bölgelerde de bulunmasını gerektirmediği, her bölgenin kemik kaybından etkilenme oranının farklı olabileceği ve bu oranın kişisel faktörlere bağlı olarak değişebileceği gösterilmiştir (85,96).

Bu denli özgün yapıya sahip bir doku olan kemiğin birçok faktörden etkilenebilen, son derece dinamik bir doku olması nedeniyle morfolojik özelliklerinin yanısıra, mineral içeriği de çok değişkenlik göstermektedir. Bu kemik mineral değişikliklerini saptayan yöntemlerin doğruluk oranlarını belirlemek ve yöntemleri birbirleriyle karşılaştırmak, çalışmanın yapıldığı popülasyona özgü sonuçlar yaratabilmektedir.

Çalışmamızda kullandığımız radyografik yöntemlerin DEXA vücut verileri gözönüne alınmaksızın birbirleriyle korelasyonları değerlendirildiğinde;

- İmplant uygulanacak bölgelerden DEXA yöntemiyle elde edilen kemik yoğunluk değerleri ile aynı bölgelerden BT ile edilen veriler arasında,
- Panoramik radyografilerde belirlenen optik densitometri değerleri ile BT verileri arasında,
- Konvansiyonel radyografi ile elde edilen optik densitometri verileri ile dijital radyografik yöntemle elde edilen ortalama grilik değerleri mean gray value (MGV) arasında anlamlı korelasyonlar saptanmıştır.

Bilgisayarlı tomograflerin konvansiyonel radyografik görüntülere göre en önemli avantajı, kemiğin niteliği hakkında ayrıntılı bilgi verebilmesidir. Bu nedenle yumuşak ve geniş boşluklu trabeküler kemiğin kalın bir bukkal ya da lingual kortikal kemik tabakasının altında gizlendiği veya yüzeyi kalsifiye olmuş spongioz kemiğin kortikal kemiğe benzediği durumların ayırt edilebilmesi ancak bilgisayarlı tomografi kesitleri ile mümkün olmaktadır (33,102,106). Bununla birlikte, BT yönteminin çok pahalı olması ve yalnızca büyük merkezlerde bulunabilmesi gibi dezavantajları bulunmasının yanısıra, bu teknik kullanıldığında hastanın aldığı radyasyon miktarının diğer radyografik yöntemlere oranla daha fazla olduğu da bilinmektedir (24,67). Radyasyon güvenliği konusunda yapılan çalışmalar bir panoramik radyografi çekimi ile hastaya ulaşan radyasyon dozunun dört bite-wing filme eşdeğer olduğunu (24,67,98,143) ve tek çenede gerçekleştirilen BT çekimi sonucu hastaya ulaşan radyasyon dozu miktarının, tüm ağızda alınan periapikal radyografilerin oluşturduğu radyasyon dozuna eş değer olduğunu ortaya koymaktadır (2,98).

Çalışmamızın sonuçları doğrultusunda panoramik radyografiler üzerinde gerçekleştirilen çene kemiğinin mineral yoğunluğuna ait değerlendirmelerin BT verileri ile uyumlu olması, bu radyografik yöntem kullanılarak kemik yoğunluğun değerlendirilebilmesi konusunda güven vermektedir. Panoramik radyografilerin hastaya az radyasyon vermesi, mevcut dental cihazlarla rutin olarak kullanılabilmesi, kolay ve ucuz bir yöntem olmasının yanısıra çalışmamızın bulgularıyla da desteklenen tanısal değerinin yüksek olması yöntemin uygulanabilirliğini arttırmaktadır (2). Özellikle implant yapımı öncesinde çene kemiklerinin kantitatif değerlendirmelerinde panoramik radyografilerin kullanılabilmesi, dişhekimlerinin bu konudaki gereksinimlerine yanıt verebilecek pratik, ucuz, kolay, zararsız ve güvenilir bir yöntem olarak ortaya çıkmasını sağlamaktadır.

Bununla birlikte, panoramik optik densitometrik değerlendirmeler çenelerdeki implant uygulanacak alanlardan elde edilen DEXA verileriyle doğrusal bir ilişki göstermezken, implant bölgelerinden BT ve DEXA ile elde edilen değerler arasında bu korelasyonun gözlenmesi, kanımızca BT'nin panoramik radyografilere oranla daha duyarlı bir yöntem olmasından kaynaklanabilmektedir.

Çürüğün doğru tanısında dijital radyografik yöntemlerin konvansiyonel radyografik yöntemler kadar etkili olduğunu gösteren çalışmalar literatürde yer almaktadır (48,100,128,130,131,132,134). Bununla birlikte, dijital radyografinin kemik yoğunluğunu saptamadaki etkinliği söz konusu olduğunda, Jensen ve ark. dijital radyografinin gerçek kemik kalınlığını belirlemede yetersiz olduğunu göstermektedirler (62). Oysa, Christgau ve ark. dijital radyografik görüntüleme yönteminin kemik kütlesindeki değişiklikleri saptayabildiğini ortaya koymuşlardır (22).

Bizim sonuçlarımız ise çene kemiğinin mineral yoğunluk değişikliklerini belirlemede dijital radyografinin konvansiyonel radyografi dışındaki diğer yöntemler ve DEXA ile korele olmadığını göstermektedir. Ancak, Christgau ve ark.nın çalışmasında yöntemlerin birbirleriyle uyumu incelenmemiş, sadece alveol kemiğindeki kortikal ve trabeküler kemik kayıplarının radyografilerle saptanabilirliği araştırılmıştır. Bu nedenle, Christgau ve ark.nın sonuçlarının çalışmamızdaki bulgularla karşılaştırılarak değerlendirilmesi yöntem farklılıkları nedeniyle anlamlı bulunmamaktadır.

Dental implant uygulamaları öncesinde operasyon yapılması planlanan bölgelerin kemik yoğunluğunun ve kalitesinin belirlenmesinde dijital görüntüler üzerinde çalışılarak, çeşitli radyometrik analiz yöntemleri başarıyla kullanılmıştır (42) Benzer şekilde, alveolar kemiğe ait fizyolojik ve patolojik değişikliklerin belirlenmesinde direkt dijital radyografi sistemlerinin konvansiyonel sistemler kadar başarılı olduğu gösterilmiştir (32) Bununla birlikte, çalışmamızdaki gibi, kemik mineral yoğunluğunu belirleyen yöntemlerin güvenilirliğini DEXA ile karşılaştıran bir çalışma saptanamadığından, araştırmamızın bulgularını bu çalışmalar kapsamında değerlendirmek gerekmektedir. Sonuçlarımız, dijital ve konvansiyonel yöntemlerin birbirleriyle korele olduklarını ancak iskeletsel ve çene kemik mineral yoğunluklarını belirlemede etkinliklerinin sınırlı olduğunu ortaya koymaktadır.

Sonuç olarak ;

1. standardize yöntemlerle elde edilen panoramik radyografiler üzerinde implant uygulanacak bölgelerde yapılan optik densitometrik ölçümlerin, sağlıklı ve osteoporözlü hastalarda anlamlı bir farklılık gösterdiği ve bu farkın iki grubu birbirinden ayırabilecek kadar belirgin olduğu,

2. yukarıda söz edilen farklılığın implant uygulanacak alanlardan BT ile elde edilen değerlendirmeler için de geçerli olduğu,
3. implant uygulaması talebiyle çalışmamıza katılan ve kemik mineral yoğunluk değerlendirilmelerinin çoğunlukla mandibulada gerçekleştirildiği hastaların implant uygulama bölgelerinden DEXA ile elde edilen verilerin aynı bölgelerden alınan BT ile korele olduğu;
4. DEXA yöntemiyle iskeletsel kemik mineral yoğunluğunun ölçüldüğü lomber vertebra ve kalça verileri ile panoramik radyografilerden elde edilen optik densitometrik ölçümler ve aynı bölgelerden alınan BT değerleri arasında korelasyon bulunduğu;
5. implant bölgelerinde konvansiyonel periapikal radyografi ile yapılan optik densite değerleri ile dijital radyografik yöntemin kullanıldığı MGV değerleri arasında korelasyon olduğu gözlenmiştir.

Çalışmamız, farklı yöntemlerle elde edilen radyografiler üzerinde belirlenen kemik yoğunluğuna ait ölçümleri, iskelet ve çeneden DEXA ile saptanan kemik yoğunluğu değerleri ile karşılaştıran bir çalışma olması nedeniyle önem taşımaktadır. Ancak, Türk popülasyonuna ait bir çene DEXA değerlendirmesinin henüz yapılmamış ve sağlıklı çene kemiğine ilişkin değer aralıklarının yaşa ve cinsiyete göre belirlenmemiş olması, çalışma grubumuz için saptanan değerlerin tartışılmasını güçleştirmektedir. Bu nedenle, çok daha fazla sayıda bireyde DEXA analizlerinin yapılması ve çene ve iskelet kemik mineral yoğunluklarının belirlenerek popülasyonun değerlerinin saptanması bu çalışmanın devamı olacak yeni bir projenin hedefini oluşturmaktadır.

5. ÖZET

Kemik kütlesi sürekli bir yapım-yıkım döngüsü ile sabit olarak tutulmakla birlikte, zaman içinde pek çok faktörün etkisiyle mineral içeriğinde çeşitli farklılıklar meydana gelebilmektedir. Bu farklılıklardan birisi olan ve kemik mineral yoğunluğunda bir azalma ile gözlenen osteoporözün oral kemik kayıpları oluşumundaki etkisini inceleyen araştırmacıların bir kısmı iskeletsel kemik kaybının alveol kemiği ve diş eksikliğinde etkili olduğunu gösterirken (53,103,113), diğerleri böylesi bir ilişkiyi saptayamamışlardır (64,114).

Kemik kalitesi tanımının kapsamında yer alan kemik mineral yoğunluğu, en popüler dişhekimliği uygulamalarından birisi olan dental implant planlamasında özellikle önem taşımaktadır. Bilindiği üzere, implant restorasyonun başarısı hastanın tanı ve tedavi planlamasının titizlikle yapılmasına, implantın yerleştirilme işlemine, osteoentegrasyonun sağlanmasına ve korunmasına bağlanmaktadır (57). Ancak bu işlemlerden önce gelen ilk aşama, uygun ve etkin yöntemler kullanılarak kemiğin kalite ve kantitesinin değerlendirilmesidir. Biyomekanik açıdan bakıldığında, kemiğin yaklaşık %70'inin fonksiyonel kuvvetlere karşı dayanıklı olmasına karşın kemik yoğunluğu azaldıkça implantın başarı oranının da düştüğü bildirilmektedir (57).

Kemik kalitesi terimi kortikal ve trabeküler kalınlık ve kemik mineral densitesi gibi çeşitli faktörleri kapsayan bir terimdir ve kemik kalitesinin *in vivo* olarak

belirlenmesinde en güvenilir teknik olması nedeniyle Dual Enerji X-Ray Absorbsiyometri "Altın Standart" yöntem olarak kabul edilmektedir.

Günümüzde kemik mineral yoğunluğunun belirlenmesinde yararlanılan diğer yöntemler bilgisayarlı tomografi, bir referans materyal kullanılarak standart koşullarda ışınlanmış ve banyosu yapılmış konvansiyonel periapikal, panoramik ve dijital radyografik yöntemlerdir. Ancak, bu yöntemlerden hangilerinin DEXA değerlendirmelerine yakın ölçümler yapabildiklerine ve kemik kalitesinin belirlenmesinde hangilerinin dişhekimlerince tercih edilmelerinin mümkün olduğuna ilişkin literatür sayısı azdır.

Çene kemik yoğunluğunun karşılaştırmalı olarak değerlendirildiği, DEXA, BT, panoramik, konvansiyonel periapikal ve direkt dijital radyografi yöntemlerinin dahil edildiği çalışmamıza, implant yapımı için başvuran 34 hasta katılmıştır. Öncelikle hastaların vücutlarına ait DEXA analizleri yapılarak sonuçları "Altın Standart" olarak kullanılmıştır. Yanısıra iskeletsel kemik mineral yoğunluğu ile çene kemik mineral yoğunluğunun korelasyonunu araştırmak amacıyla, her hastanın implant uygulanacak alanların dışında sağ mandibuler angulus bölgesinde 5x5 mm.lik bir alan standart ölçüm bölgesi olarak seçilmiş ve bu alanın DEXA değerleri kaydedilmiştir.

Rehber plaklar yerleştirilmiş çenelerden işaretli bölgelere ait DEXA, BT, panoramik radyografi ile konvansiyonel ve dijital periapikal görüntüler elde edilerek densitometrik analizleri yapılmıştır.

Sonuçlar standardize yöntemlerle elde edilen panoramik radyografler üzerinde implant uygulanacak bölgelerde yapılan optik densitometrik ölçümlerin ve aynı alanlardan BT ile elde edilen verilerin sağlıklı ve osteoporözlü hastalarda anlamlı bir farklılık gösterdiğini ortaya koymuştur. Ayrıca, panoramik ve spiral bilgisayarlı tomografik ölçümler arasında gözlenen korelasyonun implant uygulanacak bölgelerde yapılan DEXA ölçümleriyle aynı alanlardan alınan BT değerleri arasında olduğu gibi, konvansiyonel ve dijital periapikal değerlendirmeler arasında da saptandığı gözlenmiştir.



6. SUMMARY

The skeletal bone mass is maintained the same throughout life by continuous apposition-deposition mechanisms; however, its mineral content varies in time with effects of many factors. One of the results of these variations of skeletal mass is osteoporosis that occurs with a decrease in bone mineral density. Many researchers have investigated the adverse effects of osteoporosis on oral bone loss; some have revealed the influence of reduced skeletal bone mass on alveolar bone and tooth loss (53,103,113), whereas others have failed to demonstrate the presence of such relations (64,114).

The bone mineral density is one of the major components that determine “the bone quality”, and it has a special and substantial importance in dental implant planning procedures, which are among today’s most popular dental services. As it is well known, the success of implant restoration depends on meticulous diagnosis and treatment planning, proper placement of the implants, and achievement and maintenance of adequate osseointegration (57). Nevertheless, the initial important step prior to these is determination of bone quality and quantity by using appropriate and effective methods. Biomechanically, 70 % of the bone is resistant to functional forces; however, it is observed that implant success rate declines as the bone density diminishes (57).

The term “bone quality” includes many factors such as cortical and trabecular thickness and bone mineral density, and in order to determine *in vivo* bone quality,

Dual Energy X-Ray Absorptiometry which provides the most reliable bone mineral density measurements has been accepted as the "Gold Standard". The other methods which are used to establish the bone mineral density are computerized tomography, conventional periapical, panoramic and digital radiographs- when exposed under standard conditions with a reference material and processed appropriately. On the other hand, there is not enough literature about which one of those methods is able to make measurements as reliable as DEXA, and which ones can be suggested to dental practitioners as effective, dependable, safe methods.

Thirty four implant patients were enrolled into our study, in which DEXA, panoramic, conventional periapical and direct digital radiographs were used to determine their jaw bone densities, and to compare the measurements obtained with each method. Initially all patients underwent DEXA analysis to have their bone mineral densities established, to be used as "gold standards". Additionally, a standard 5x5mm. area at the right mandibular angulus region was selected in each patient in order to establish the correlation between DEXA measurements of the skeletal bone and those of jaw bone; DEXA analysis was performed on that standard area for each patient.

After implant locations were marked on reference guides, DEXA, CT, panoramic radiographic, conventional periapical and digital periapical images were obtained, and densitometric analyses were performed.

The results have revealed that optic densitometric analysis measurements of panoramic radiographs, and CT measurements obtained from the same places were significantly different in healthy people, and patients with osteoporosis. Additionally, significant correlations were observed between panoramic and spiral CT

measurements, as well as DEXA results of implant sites and CT measurements of the same sites. Also, conventional periapical radiographic and digital periapical radiographic densitometric measurements showed the presence of a correlation, as well.



7. KAYNAKLAR

1. Aguilar-Meimban C.O., "Available bone is the foremost criterion in the insertion of endosteal implants", J. Philipp. Dent Assoc., 47,4, (1996), 3-21 (Abstract).
2. Akdeniz B.G., "Endosseöz implantlarda seçilen bölgenin elverişliliğinin panoramik radyografi ve bilgisayarlı tomografi kullanımı ile kalitatif ve kantitatif olarak kıyaslamalı değerlendirilmesi", doktora tezi, (1995)
3. Akdeniz B.G., Okşan T., Kovanlıkaya I., Genç I., "Evaluation of bone height and bone density by computed tomography and panoramic radiography for implant recipient sites", Journal of Oral Implantology, 26, 2, (2000), 114-9.
4. Albrektson T., "Direct bone anchorage of dental implants", J. Prosthet. Dent., 50, (1983), 255-61
5. Almog D.M., Heisler E.M., "Computer intuition: guiding scientific research in imaging and oral implantology", J. Dent. Res., 76, (1997), 1684-9.
6. Altınoluk S., "Baş-boyun bölgesindeki kemik içi lezyonların sintigrafik ve radyografik tanılarının karşılaştırılması olarak incelenmesi", Doktora tezi, (2000).
7. Aykan T.B. ve diğ., Kısa Patoloji, (çeviri), Anderson W.A.D., "Synopsis of pathology", Nobel kitapevi, (1986), 276-277, 823-827
8. Barr J.H., Smith P.H.S., "Dental radiology . Pertinent concepts and their applications in clinical practise", W:B Saunders Comp., Philadelphia, 13, (1980), 53-58
9. Bars J., Van Ooji C.P., Abraham-Inpijn L., Kusen G.J., Wilmink J.M., "Radiographic interpretation of the mandibular angular cotrex: a diagnostic tool in metabolic bone loss, Part 1. Normal state" Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol., 53, (1982), 541-545.

10. Bassi F., Procchio M., Fava C., Schierano G., Preti G., "Bone density in human dentate and edentulous mandibles using computed tomography", *Clin. Oral Implants Res.*, 10, 5, (1999), 356-61
11. Becker A.R., Handick K.E., Roberts W.E., Garetto L.P., "Osteoporosis risk factors in female dental patients. A preliminary report", *J. Indiana Dent. Assoc.*, 76, 2, (1997), 15-9
12. Benson B.W., Prihoda T.J., Glass B.J., "Variations in adult cortical bone mass as measured by a panoramic mandibular index", *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.*, 71, (1991), 349-356.
13. Berk U., Işıkman E., Sumer H., "Klinik radiyagnostik", 1.cilt, Hacettepe Taş Kitapçılık LTD STI., Ar Yayın Dağıtım, Ayyıldız Matbaası A.Ş. Ankara, (1981), 49-61
14. Besimo C., Lambrecht J.T., Nidecker A., "Dental implant treatment planning with reformatted computed tomography", *Dentomaxillofac. Radiol.*, 24, (1995), 264-7.
15. Bollen A.M., Taguchi A., Hujuel P.P., Hollender L.G., "Fractal dimension on dental radiographs", *Dentomaxillofac. Radiol.*, 30, 5, (2001), 270-5
16. Bonk R.T., "Helical Ct: principles and current applications", *Applied Radiology*, 26, (1997), 59-62
17. Brandes E., "Smithells metals reference book", London, Butterworths, 26,(1983).
18. Branemark P.I., Zarb G.A., Albrektsson T., "Tissue integrated protheses. In *Osseointegration in clinical dentistry*", third ed., Quintessence Publishing co., Inc., Chicago , Illionois, (1989), 77-89,129-145, 199-211
19. Byrant S.R., "The effect of age, jaw site, and bone condition on oral implant outcomes", *Int. J. Prosthodont.*, 11, (1998), 470-90.

20. Cavalcanti M.G.B., Yang J., Ruprecht A., Vannier M.W., "Accurate linear measurements in the anterior maxilla using orthoradially reformatted spiral computed tomography". *Dentomaxillofacial Radiology*, 28, (1999), 137-40.
21. Chanavaz M., "Patient screening and medical evaluation for implant and preprosthetic surgery", *J. Oral Implantology*, 24, (1998), 222-229.
22. Christgau M., Hiller K.A., Schmalz G., Kolbeck C., Wenzel A., " Accuracy of quantitative digital subtraction radiography for determining changes in calcium mass in mandibular bone: an in vitro study", *J. Periodontal Res.*, 33, (1998), 138-49.
23. Civitelli R., Pilgram T.K., Dotson M., Muckerman J., Lewandowski N., Armamento-Villareal R., Yokoyama-Crothers N., Kardaris EE., Hauser J., Cohen S., Hildebolt C.F., "Alveolar and postcranial bone density in postmenopausal women receiving hormone/estrogen replacement therapy: a randomized, double-blind, placebo-controlled trial", *Arch. Intern. Med.*, 162, (2002), 1409-15.
24. Clark D.E., Danfort R. A., Barnes R.W., Burtch M.L., "Radiation absorption from dental implant radiography: A comparison of linear tomography, CT scan, and panoramic and intraoral techniques", *J. Oral Implant* , 16, (1990), 156-63.
25. Conover G.L., Hildebolt C.F., Yokoyama-Crothers N., "Comparison of linear measurements made from storage phosphor and dental radiographs", *Dentomaxillofac. Radiol.*, 25, (1996), 268-73.
26. Curry T.S., Muury R.C., Dowdey J.E., "Christensen's physics of diagnostic radiology ", 4rd., Lea & Febiger, Philadelphia , (1990), 118-137
27. Drozdowska B., Pluskiewicz W., Tarnawska B., "Panoramic-based mandibular indices in relation to mandibular bone mineral density and skeletal status

- assessed by dual energy X-ray absorptiometry and quantitative ultrasound”,
{PRIVATE}Dentomaxillofac. Radiol.,31, 6, (2002), 361-7.
28. Duckworth J.E., Judy P.F., Goodson J.M., Socransky S.S., “ A method for the geometric and densitometric standardization of intraoral radiographs”, J. Periodontol., 54, (1983), 435-40.
29. Earnshaw S.A., Keating N., Hosking D.J., Chilvers C.E., Ravn P., McClung M., Wasnich R.D., “Tooth counts do not predict bone mineral density in early postmenopausal Caucasian women”, EPIC study group. Int. J. Epidemiol., 27, 3, (1998), 479-83.
30. Ekestubbe A., “Conventional spiral and low-dose computed mandibular tomography for dental implant planning”, Swed. Dent. J.,138, (1999),1-82
31. Eufinger H., Konig S., Eufinger A., The role of alveolar ridge width in dental implantology”, Clin. Oral. Investig., 1, (1997),169-77.
32. Furkart A.J., Dove B., McDavid W.D., Nummikoski P., Matteson S., “Direct digital radiography for the detection of periodontal lesions”, Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. 74, (1992), 652-60.
33. Gowgiel J.M., “The position and course of the mandibular canal”, J. Oral Implant., 18, (1992), 383-85
34. Goaz P.W, White S.C., Oral Radiology. “Principles and interpretation”. 3rd edition. Mosby-Year Book, Inc.,(1992), St. Louis, 242-244.
35. Gogarnoiu D., Cavanaugh R.R., “Three-dimensional CT scan analysis for implant-supported fixed prostheses”, Compend. Contin. Educ. Dent., 20, (1999), 855-60, 862, 864 passim; quiz 868.
36. Guyton A.C., “Fizyoloji”, W.B. Saunders Company, 7th ed., Philadelphia, (1976), 313,336,420-424.

37. Harorlı A., 'Dişhekimiği Radyolojisi', Atatürk Üniversitesi yayınları, Erzurum, (1992), 33-38, 63-78
38. Harrison T.R., "Harrison's principles of internal medicine", eds. Braunwald E., Isselbacher K.J., Petersdorf R.G., Wilson J.D., Martin J.B., Fauci A.S., 11 th ed., McGraw-Hill Book Company, New York, (1987), 1807-1808, 1893, 1966.
39. Hassager C., Christiansen C., "Usefulness of bone mass measurements by photon absorptiometry". Public Health. Rep., 104, (1989), 23-26.
40. Hawnaur J., "Diagnostic Radiology", Bri. Med. J. 319, (1999), 168-71
41. Heersche J.N.M., Bellows C.G., Ishida Y., "The decrease in bone mass associated with aging and menopause", J. Prosthet. Dent, 79, (1998), 14-16
42. Hildebolt C.F., Zerbolio D.J., ShROUT M.K., Ritzi S., Gravier M.J., "Radiometric classification of alveolar bone health", J. Dent. Res., 71, 9, (1992), 1594-7.
43. Hildebolt C.F., Rupich R.C., Vannier M.W., Zerbolio D.J., ShROUT M.K., Cohen S., Pinkas A., "Inter-relationships between bone mineral content measures. Dual energy radiography (DER) and bitewing radiographs (BWX)", J. Clin. Periodontol., 20, 10, (1993), 739-45
44. Hildebolt C.F., Bartlett T.Q., BrunSDen B.S., Hente N.L., et all, "Bitewing-based alveolar bone densitometry: digital imaging resolution requirements", Dentomaxillofac. Radiol., 23, (1994), 129-34
45. Hildebolt C.F., "Osteoporosis and Oral bone loss'. Dentomaxillofacial Radiology", 26, (1997), 3-15
46. Hildebolt C.F., Pilgram T.K., Yokoyama-Crothers N., Fletcher G., Helbig J.L., Bartlett T.Q., Gravier M., Vannier M.W., ShROUT M.K., "Reliability of linear alveolar bone loss measurements of mandibular posterior teeth from digitized bitewing radiographs", J. Clin. Periodontol., 25, 11, (1998), 850-6.

47. Hildebolt C.F., Pilgram T.K, Yokoyama-Crothers N., Vannier M.W., Dotson M., Muckerman J., Hauser J., Cohen S., Kardaris EE., Hanes P., Shrout M.K., Civitelli R., "Alveolar bone height and postcranial bone mineral density: negative effects of cigarette smoking and parity", *J. Periodontol.*, 71, 5, (2000), 683-9.
48. Hintze H., Wenzel A., Jones C., "In vitro comparison of D- and E-speed film radiography, RVG, and visualix digital radiography for the detection of enamel approximal and dentinal occlusal caries lesions", *Caries Res*, 28, 5, (1994), 363-7.
49. Hirai T., Ishijima T., Hashikawa Y., Yajima T., "Osteoporosis and reduction of residual ridge in edentulous patients", *J. Prosthet. Dent.*, 69, 1, (1993), 49-56.
50. Hirschmann P.N., "The current status of panoramic radiography", *Int. Dent. Jour.*, 37, (1987), 31-37
51. Hobo S., Ischida F., Garcia L.T., "Osseointegration and occlusal rehabilitation" Quintessence Publishing, Tokyo, (1990), 33-87
52. Hopper K.D., Pierantozzi D., Potok P.S. et al., "The Quality of 3D reconstructions from 1.0 and 1.5 pitch helical and conventional CT", *J. Comput Assist Tomogr.*, 20, 5, (1996), 841-7
53. Horner K., Devlin H., Alsop CW., Hodgkinson IM., Adams J.E., "Mandibular bone mineral density as a predictor of skeletal osteoporosis", *Br. J. Radiol.*, 69, 827, (1996), 1019-25
54. Horner K., Devlin H., "The relationship between mandibular bone mineral density and panoramic radiographic measurements", *J. Dent.*, 26, 4, (1998), 337-43
55. Horner K., Devlin H., "The relationships between two indices of mandibular bone quality and bone mineral density measured by dual energy X-ray absorptiometry", *Dentomaxillofac. Radiol.*, 26, 1, (1998), 17-21

56. Imaging Techniques and Image Interpretation for Dental Implant Treatment. The International of Prosthodontics, 11, 5, (1998)
57. İplikçioğlu H., Akça K., Çehreli M., "The use of computerized tomography for diagnosis and treatment planning in implant dentistry", J. Oral Implantol., 28, 1, (2002), 29-36
58. Jacobs R., Adriansens A., Naert I., Quirynen M., Hermans R., Steenbergh D., "Predictability of reformatted computed tomography for pre-operative planning of endosseous implants", Dentomaxillofac. Radiol., 28, (1999), 37-41.
59. Jeffcoat M.K., "Digital radiology for implant treatment planning and evaluation", Dentomaxillofac. Radiol., 21, (1992), 203-207.
60. Jeffcoat M.K., Cheznut C.H., "Systemic osteoporosis and oral bone loss: Evidence shows increased risk factors", J.A.D.A., 124, (1993), 49-56.
61. Jeffcoat M.K., "Application of digital radiography to implantology", J. Dent. Symp., 1, (1993), 30-3
62. Jensen J., Kragsskov J. Wenzel A., Sindet-Pedersen S., "In vitro analysis of the accuracy of subtraction radiography and computed tomography scanning for determination of bone graft volume", J. Oral Maxillofac. Surg., 56, (1998), 743-8
63. Johnson R.B., Gilbert J.A., Cooper R.C., Parsell D.E., Stewart B.A., Dai X., Nick T.G., Streckfus C.F., Butler R.A., Boring J.G., "Effect of estrogen deficiency on skeletal and alveolar bone density in sheep", J. Periodontol., 73, 4, (2002), 383-91
64. Jonasson G., Bankvall G., Kiliaridis S., "Estimation of skeletal bone mineral density by means of the trabecular pattern of the alveolar bone, its interdental thickness, and the bone mass of the mandible", Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod., 92, 3, (2001), 346-52

65. Kaepler G., Vogel A., Axmann-Krcmar D., "Intra-oral storage phosphor and conventional radiography in the assessment of alveolar bone structures", *Dentomaxillofac. Radiol.*, 29, (2000), 362-7.
66. Kaiser H., Kley H.K., "Kortizon tedavisi", 9. baskı, Başkent ofset, (1992), 96
67. Kassebaum D.K., Stoller N.E., Mc David W.D., Goshorn B., Ahrens C.R., "Absorbed dose determination for tomographic implant site assessment techniques", *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.*, 73, (1992), 502-9
68. Kilic A.R., Efeoglu E., Yilmaz S., Orgun T., "The relationship between probing bone loss and standardized radiographic analysis", *Periodontal. Clin. Investig.* 20, (1998), 25-32
69. Kingsmill V.J., Boyde A., "Variation in the apparent density of human mandibular bone with age and dental status", *J. Anat.*, 192, 2, (1998), 233-44
70. Klemetti E., Kolmakov S., Heiskanen P., Vainio P., Lassila V. "Panoramic mandibular index and bone mineral densities in postmenopausal women". *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.*, 75, 6, (1993), 774-9
71. Klemetti E., Kolmakov S., "Pantomography in assessment of the osteoporosis risk group", *Scand. J. Dent. Res.*, 102, (1994), 68-72
72. Klemetti E., Kolmakow S., "Morphology of the mandibular cortex on panoramic radiographs as an indicator of bone quality", *Dentomaxillofac. Radiology*, 26, (1997), 22-25
73. Knezovic Z.D.K., Celebic A. Kobler P., "Relationship between body mass index and local quality of mandibular bone structure in elderly individuals" *J. Gerontol. A Bio. Sci. Med. Sci.*, 57, (2002), 588-93.

74. Krall E.A., Dawson-Hughes B., Papas A., Garcia R.I., "Tooth loss and skeletal bone density in healthy postmenopausal women", *Osteoporos. Int.*, 4,2, (1994), 104-9.
75. Krejci C. B., "Osteoporosis and periodontal disease: Is there a relationship?", *Periodontal Abstracts*, 44, 2, (1996), 37-41
76. Kribbs P.J., Smith D.E., Chesnut C.H., "Oral findings in osteoporosis. Part 1: Measurement of mandibular bone density", *J. Prosthet. Dent.*, (1983), 50, 576-579.
77. Kribbs P.J., Chesnut C.H., Ott S.M., Kilcoyne R.F., "Relationship between mandibular and skeletal bone in an osteoporotic population", *J. Prosthet. Dent.*, 62, (1989), 703-7.
78. Kribbs P.J., Chesnut C.H., Ott S.M., Kilcoyne R.F., "Relationships between mandibular and skeletal bone in a population of normal women", *J. Prosthet. Dent.*, 63, (1990), 86-9
79. Kuhl E.D., Nummikoski P.V., "Radiographic absorptiometry method in measurement of localized alveolar bone density changes", *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*, 89, 3, (2000), 375-81
80. Langland O.E., Sippy F.H., Langlais R.P., *Textbook of dental radiology*, 2nd ., Charles C. Thomas Publisher, Illinois, (1984), 130-134, 354-355
81. Lavelle C.L.B., Wu C.J., "When will excellent radiographic images be available to the general dental office?", *Dentomaxillfac. Radiol.*, 23, (1994), 183-91
82. Law A.N., Bollen AM., Chen SK., "Detecting Osteoporosis using dental radiographs: A comparison of four methods", *J.A.D.A.*, 127, (1996), 1734-42
83. LeGeros R.Z., Craig R.G., "Strategies to affect bone remodeling: osteointegration", *J. Bone Miner. Res.*, 8, 2, (1993), 583-96

84. Lindh C., Petersson A., Rohlin M., "Assessment of the trabecular pattern before endosseous implant treatment: diagnostic outcome of periapical radiography in the mandible", *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*, 82, 3, (1996), 335-43.
85. Lindh C., Petterson A., Klinge B., Nilsson M., "trabecular bone volume and bone mineral density in the mandible", *Dentomaxillofac. Radiol.*, 26, (1997), 101-106.
86. Linkow L.I., Chercheve R., "Theories and techniques of oral implantology", Mauren Jones (ed), *The C.V., Mosby Company, St Louis*, 1, (1970), 26-80, 249-258
87. Lockington T.J. Bennett G.C., "Osteoporosis and the jaws: questions remain to be answered", *{PRIVATE}Gerodontology*, 11, (1994), 67-75.
88. Lomasney L.M., Steinberg M.J., "Computerized imaging before patients undergo dental implantation", *A.J.R.*, 172, (1998), 1439-1446.
89. Lomçalı G., *Oral Diagnoz ve Radyoloji Ders Notları*, E.Ü Diş Hek. Fak., *Oral Diagnoz ve Radyoloji ABD*, Bornova İzmir, 132-134
90. Maki K., Miller A., Okano T., Shibasaki Y., "Changes in cortical bone mineralization in the developing mandible: a three-dimensional quantitative computed tomography study", *J. Bone Miner. Res.*, 15, 4, (2000), 700-9
91. *Medicana Genel Sağlık Ans.*, 6. cilt, İstanbul, Ana yayıncılık A.Ş., (1993), 19-20
92. Miles D.A., Van Dis M.L., "Implant Radiology". *The Dental Clinic North America*, 37, 4, (1993), 645-66
93. Misch C.E., Qu Z., Bidez M.W., "Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: Implications for dental implant treatment planning and surgical placement", *J. Oral Maxillofac. Surg.*, 57, (1999), 700-706

94. Mohajery M., Brooks S.L., "Oral radiographs in the detection of early signs of osteoporosis", *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.*, 73,(1992), 112-7.(osteop 1)
95. Mohammad A.R., Alder M., McNally M.A., "A pilot study of panoramic film density at selected sites in the mandible to predict osteoporosis", *Int. J. Prosthodont.*, 9, 3, (1996), 290-4
96. Mohammad A.R., Bauer R.L., Yeh C.K., "Spinal bone density and tooth loss in a cohort of postmenopausal women", *Int. J. Prosthodont.*, 10, (1997), 381-5.
97. Mole C., Gerard H., Mallet J.L., Chassagne J.F., Miller N., "A new three-dimensional treatment algorithm for complex surfaces: applications in surgery", *J. Oral Maxillofac.Surg.*, 53, (1995), 158-62.
98. Morse M.H., "Ct scan radiation dosage. *Br. Dent. J.*,170, (1991), 366
99. Mozzo P., Procacci C., Tacconi A., Martini P.T., Andreis I.A., "A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results", *Eur. Radiol.*, 8, (1998), 1558-64.
100. Nielsen L.L. Hoernoe M., Wenzel A., "Radiographic detection of cavitation in approximal surfaces of primary teeth using a digital storage phosphor system and conventional film, and the relationship between cavitation and radiographic lesion depth: an in vitro study", *Int. J. Paediatr. Dent.*, 6, (1996), 167-72.
101. Oyar O. 'Radyolojide Temel Fizik Kavramlar', Başkent baskı, (1984)
102. Phillips J.L., Weller R.N., Kulid J.C., "The mental foramen: Part III: Size and position on panoramic radiographs", *J. Endod.*, 18, (1992), 383-86.
103. Pluskiewicz W., Tarnawska B., Drozdowska B., "Mandibular bone mineral density measured using dual-energy X-ray absorptiometry relationship to hip bone mineral density and quantitative ultrasound at calcaneus and hand phalanges", *Br. J. Radiol.*, 73, 867, (2000), 288-92

104. Randelzhofer P., de la Barrera J.M., Spielberg M., Kurtz C., Strub J.R., "Three-dimensional navigation in oral implantology: a preliminary investigation", (Abstract), *Int. J. Periodontics Restorative Dent.*, 21, (2001), 617-26.
105. Reed B.E., Polson A.M. "Relationships between bitewing and periapical radiographs in assessing crestal alveolar bone levels", *J. Periodontol.*, 55, (1984), 22-7.
106. Rothman S.L.G., Chafetz N., Rhodes M.L., Schwarts M.S., "CT in the preoperative assesment of the mandible nd maxilla for endosseous implant surgery", *Radiol.*, 168, (1988), 171-5.
107. Schoereder A., Sutter F., Kreleker G., *Oral implantology*, New york, Thieme Medical Publisher , Inc., (1991), 5-58.
108. Scopp I.W., *Oral Medicine*, "A clinical approach with basic science correlation", St Louise, C.V. Mosby Comp., (1969), 280-288.
109. Serafini A.N., Watson D.D., Nelson J.P., Smoak W.M, "Bone Scintigraphy – comparison of 99 m Tc-polyphosphate and 99 mTc-diphosphonate", *J. Nucl. Med.* 15,12, (1974), 1101-1104
110. ShROUT M.K., Hildebolt C.F., Potter B.J., BrunSDen T.K.B., Pilgram T.K., Dotson M., Yokoyama-Crothers N., Hauser J., Cohen S., Kardaris .E, Civitelli R., Hanes P., "Comparison of morphological measurements extracted from digitized dental radiographs with lumbar and femoral bone mineral density measurements in postmenapausal women", *J. Periodontol.*, 71, (2000), 335-340.
111. Siessegger M., Schneider B.T., Mischkowski R.A., Lazar F., Krug B., Klesper B., Zoller J.E., "Use of an image-guided navigation system in dental implant surgery in anatomically complex operation sites", *J. Craniomaxillofac. Surg.*, 29, (2001), 276-81.

112. Southard T.E., Southard K.A., "Detection of simulated osteoporosis in maxillae using radiographic texture analysis", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 43, 2, (1996), 123-32
113. Southard K.A., Southard T.E, Schlechte J.A., Meis P.A., "The relationship between the density of the alveolar processes and that of post-cranial bone", *J. Dent. Res.* 79, 4, (2000), 964-9
114. Southard T.E., Southard K.A., Lee A., "Alveolar process fractal dimension and postcranial bone density", *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol.*, 91, 4, (2001), 486-91
115. Streckfus C.F., Johnson R.B., Nick T., Tsao A., Tucci M., "Comparison of alveolar bone loss, alveolar bone density and second metacarpal bone density, salivary and gingival crevicular fluid interleukin-6 concentrations in healthy premenopausal and postmenopausal women on estrogen therapy", *J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci.*, 52, 6, (1997), 343-51
116. Taguchi A., Tanimoto K., Suei Y., Otani K., Wada T., "Oral signs as indicators of possible osteoporosis in elderly women", *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Endod.*, 80, (1995), 612-6
117. Taguchi A., Suei Y., Ohtsuka M., Otani K., Tanimoto K., Ohtaki M., "Usefulness of panoramic radiography in the diagnosis of postmenopausal osteoporosis in women. Width and morphology of inferior cortex of the mandible", *Dentomaxillofac. Radiol.*, 25, 5, (1996), 263-7
118. Takaoka S., "Bone mineral density (BMD) distribution in edentulous mandible-- a measuring system for bone mineral content with computed radiography". *Kokubyo Gakkai Zasshi*, 65, 1, (1998), 112-24

119. Truhlar R.S., Orenstein I.H., Morris H.F., Ochi S., "Distribution of bone quality in patients receiving endosseous dental implants", *J. Oral Maxillofac. Surg.*, 55, 12, (1997), 38-45
120. Tuğsel Z, Gürdal P, Özmen B, Çankaya H, Okşan T., "Osteoporözlü ve sağlıklı kadınlarda mandibuler kemiğin kalitatif değerlendirilmesinde PMI (Panoramik mandibuler indeks)'ın tanısal güvenilirliği". *Ulusal Endokrinoloji Dergisi*, 6, 1, (1996), 73-79.
121. Vandre R.H., Webber R.L., "Future trends in dental radiology", *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol.*, 80, (1995), 471-8
122. Vehemente V.A., Chuang S-K., Daher S., Muftu A., "Risk factors affecting dental implant survival", *Journal of Oral Implantol.*, 28, 2, (2002), 74--81
123. Versteeg C.H., Sanderink G.C.H., Van Der Stelt P.F., "Efficacy of digital intraoral radiography in clinical dentistry", *J. Dent.*, 25, (1997), 215-24
124. Von Wovern N, Kolerup G., "Symptomatic osteoporosis: A risk factor for residual ridge reduction of the jaws", *J. Prosthet. Dent.*, 67, (1992), 655-660.
125. Von Wowern N., Klausen B., Olgaard K., "Steroid-induced mandibular bone loss in relation to marginal periodontal changes", *J. Clin. Periodontol.*, 19, 3, (1992). 182-6
126. Wactawski-Wende J., grossi S.G., Trevisan M., et all." The role of osteopenia in oral bone loss and periodontal disease", *J. Periodontol.*, 67, (1996), 1076-84
127. Watts D.C., McCabe J.F., "Aluminium radiopacity standards for dentistry: an international survey", *J. Dentistry*, 27, (1999), 73-78.
128. Webber R.L., Ruttimann U.E., Heaven T.J., "Calibration errors in digital subtraction radiography", *J. Periodontal Res.*, 25, 5, (1990), 268-75

129. Wenzel A., Fejerskov O, Kidd E, Joyston-Bechal S, Groeneveld A., "Depth of occlusal caries assessed clinically, by conventional film radiographs, and by digitized, processed radiographs", *Caries Res.*, 24, (1990), 327-33.
130. Wenzel A., Larsen M.J., Fejerskov O., "Detection of occlusal caries without cavitation by visual inspection, film radiographs, xeroradiographs, and digitized radiographs", *Caries Res.* 25, (1991), 365-71.
131. Wenzel A., Hintze H., Mikkelsen L., Mouyen F., "Radiographic detection of occlusal caries in noncavitated teeth. A comparison of conventional film radiographs, digitized film radiographs, and RadioVisioGraphy", *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.*, 72, (1991), 621-6.
132. Wenzel A, Pitts N, Verdonschot EH, Kalsbeek H Developments in radiographic caries diagnosis..*J Dent* 1993, 21:131-40.
133. Wenzel A., "Direct digital radiography in the dental office", *Int. Dent. J.*, 45, (1995), 27-34
134. Wenzel A., "Digital radiography and caries diagnosis", *Dentomaxillofac. Radiol.*, 27, (1998), 3-11
135. Wenzel A., "Digital imaging for dental caries", *Dent. Clin. North. Am.*, 44, (2000), 319-38 .
136. Wenzel A., Anthonisen P.N., Juul M.B., "Reproducibility in the assessment of caries lesion behaviour: a comparison between conventional film and subtraction radiography", *Caries Res.*, 34, 3, (2000), 214-8
137. Whaites E., Brown J., "An update on dental imaging", *Br. Dent. J.*, 185, (1998), 166-72
138. White S.C., "Oral radiographic predictors of osteoporosis", *Dentomaxillofac. Radiol.* 31, (2002), 84-92

139. White S.C., Rudolph D.R., "Alterations of the trabecular pattern of the jaws in patients with osteoporosis", *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol.* 88, (1999), 628-35.
140. Wickal K.E., Swoope C.C., "Studies of residual ridge resorption. Part 1: Use of Panoramic radiographs for evaluation and classification of mandibular resorption", *J.Prosthet Dent.*, (1974), 32: 7-12.
141. Wyatt C.C.L., Pharoah M.J., "Imaging Techniques and image interpretation for dental implant treatment", *Int. J. Prosthodont.*, 11, (1998), 442-52
142. Yoshioka T., Kobayashi C., Suda H., Sasaki T., "Quantitative subtraction with direct digital dental radiography", *Dentomaxillofac. Radiol.*, 26, (1997), 286-94
143. Yoshizumi T.T., Suneja S.K., Teal J.S., "Practical Ct dosimetry", *Radiologic Technology*, 60, (1989), 505-509.

8. ÖZGEÇMİŞ

1971 yılında İzmir'de doğdum. İlk öğrenimimi Hakimiyeti Milliye İlkokulu'nda orta ve lise öğrenimimi Güzelyalı Ortaokulu ve Karataş Lisesi'nde tamamladım. 1988 yılında Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi'nde üniversite öğrenimime başladım ve 1994 yılında mezun oldum. 1996 yılında Oral Diagnoz ve Radyoloji Anabilim Dalı'nda doktora eğitimime başladım ve 2002 yılında aynı anabilim dalında araştırma görevlisi kadrosuna atandım.

Bekarım.

