



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
AĞIZ DİŞ VE ÇENE RADYOLOJİSİ ANABİLİM DALI

**DENEYSEL OLARAK OLUŞTURULAN OSTEOFİT VE
EROZYONLARIN DİJİTAL FARK YÖNTEMİYLE
İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Hüsniye DEMİRTÜRK KOCASARAÇ

**Samsun
Haziran-2014**



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
AĞIZ DİŞ VE ÇENE RADYOLOJİSİ ANABİLİM DALI

**DENEYSEL OLARAK OLUŞTURULAN OSTEOFİT VE
EROZYONLARIN DİJİTAL FARK YÖNTEMİYLE
İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Hüsniye DEMİRTÜRK KOCASARAÇ

Danışman

Prof. Dr. Peruze ÇELENK

Samsun

Haziran - 2014

T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Hüsniye DEMİRTÜRK KOCASARAÇ tarafından Prof. Dr. Peruze ÇELENK danışmanlığında hazırlanan “Deneysel Olarak Oluşturulan Osteofit Ve Erozyonların Dijital Fark Yöntemiyle İncelenmesi” başlıklı bu çalışma jürimiz tarafından /..... /..... tarihinde yapılan sınav ile Ağız Diş Ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalında DOKTORA Tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan :
(Unvanı, Adı Soyadı, Üniversite)

Üye :
(Unvanı, Adı Soyadı, Üniversite)

Üye :
(Unvanı, Adı Soyadı, Üniversite)

Üye :
(Unvanı, Adı Soyadı, Üniversite)

Üye :
(Unvanı, Adı Soyadı, Üniversite)

ONAY:

Bu tez, Enstitü Yönetim Kurulunca belirlenen ve yukarıda adları yazılı jüri üyeleri tarafından uygun görülmüştür.

..... / /.....

Prof. Dr. Süleyman KAPLAN
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

TEŞEKKÜR

Tez çalışmamda beni yönlendiren, her konuda yardımcı ve destek olan, hekimlik sanatı ile ilgili bilgi birikimlerini sınırsız ve koşulsuz bir şekilde paylaşan danışman hocam sayın Prof. Dr. Peruze ÇELENK'e; çalışmamın istatistik aşamasında bana yardımcı olan sayın Prof. Dr. Yüksel BEK'e şükranlarımı sunuyorum. Yine doktora hayatım boyunca bilgi ve tecrübelerini samimi ve içten duygularla benimle paylaşan değerli hocalarım Prof. Dr. Aydan AÇIKGÖZ, Doç. Dr. A. Pınar SUMER, Doç. Dr. Kaan GÜNDÜZ, Yrd. Doç. Dr. A. Zeynep ZENGİN ve Yrd. Doç. Dr. E. Murat CANGER'e

Her zaman yanımda olan ve desteğini esirgemeyen eşim Dr. Can KOCASARAÇ ve sevgili arkadaşlarım Dr. Alptekin KARA, Dr. Davut AYDIN, Dt. Gülbahar USTAOĞLU, değerli hocam Doç. Dr. Marcel NOUJEIM ve tüm çalışma arkadaşlarıma, doktora çalışmamda bana maddi olanak sağlayan OMÜ Proje Yönetim Ofisi'ne (PYO.DIS.1904.12.016) çok teşekkür ederim.

Beni bugünlere getiren, yetiştiren, var olmama sebep olan değerli anne ve babama sonsuz teşekkürler.

ÖZET

DENEYSEL OLARAK OLUŞTURULAN OSTEOFİT VE EROZYONLARIN DİJİTAL FARK YÖNTEMİYLE İNCELENMESİ

Amaç: Artiküler yüzeylerde erozyon ve osteofitler dejeneratif eklem hastalıklarının en karakteristik bulgularıdır. Çene kemiğindeki osteofit ve erozyonların belirlenmesinde direkt görüntüleme yöntemlerin yetersiz kalmaktadır. Dijital fark radyografinin (DFR) bu konudaki etkinliğinin saptanması, klinisyenlere tanı ve tedavi planlaması açısından katkı sağlayabilir. Bu çalışmada temporomandibular eklem (TME) dejeneratif hastalıklarında görülen osteofit ve erozyonlarını saptamada DFR'nin etkinliğini belirlemeyi amaçladık.

Materyal ve Metot: Çalışmada, alt çenesi ile birlikte, sağlam durumdaki beş adet kuru kafa kullanıldı. Osteofitleri incelemek için mandibula kortikal kemiğinden 4 farklı kalınlıkta (0,5 mm, 1,0 mm, 1,5 mm ve 2,0 mm) kemik çipleri oluşturularak kondilin anterior yüzeyine medial, santral ve lateral yönlerde yerleştirildi.

Erken eroziv değişikliklerin simülasyonu için kondilin lateral, santral ve medial kutuplarında yaklaşık 1,5 mm ve 2,00 mm derinlikte defektler oluşturuldu.

Dijital panoramik röntgen cihazı kullanılarak standart görüntüler elde edildi. Dijital çıkarma işlemi EMAGO Dental Image Archiving Software programıyla yapıldı. Görüntüler, radyoloji deneyimi olan beş gözlemci tarafından değerlendirildi. Elde edilen sonuçlar ROC analizi kullanılarak değerlendirildi.

Bulgular: Osteofitlerin saptanmasında, panoramik radyografinin genel tanı doğruluğu için areas under curve (AUC) değeri 0,695 iken DFR için bu değer 0,931 bulundu. Erozyonların saptanmasında ise panoramik radyografinin genel tanı doğruluğu için AUC değeri 0,696 iken DFR için bu değer 0,854 bulundu. Osteofit ve erozyonların saptanmasında panoramik grafi ile DFR arasında anlamlı fark olduğu görüldü ($p < 0,001$). DFR'nin tanı doğruluğu panoramik radyograflardan daha yüksek bulundu.

Sonuç: Panoramik radyografinin lezyonları saptama doğruluğunun DFR'den belirgin olarak az olduğu ($P < 0,001$) ve DFR'nin panoramik radyografinin osteofit ve erozyonları saptama doğruluğunu geliştirdiği görüldü.

Anahtar Kelimeler: Dijital fark radyografisi; erozyon; osteofit; panoramik radyografi

Hüsniye DEMİRTÜRK KOCASARAÇ- Doktora Tezi
Ondokuz Mayıs Üniversitesi - Samsun, Haziran-2014

ABSTRACT

**EFFICIENCY OF DIGITAL SUBTRACTION RADIOGRAPHY IN
DETECTING ARTIFICIALLY CREATED OSTEOPHYTES AND EROSIONS**

Aim: Articular surface erosions and osteophytes are two characteristic findings noted in different stages of TMJ osteoarthritis. Multiple imaging systems are used to detect them but with marginal results. Digital subtraction radiography (DSR) may provide the diagnostician with a potentially more efficient technique to detect such changes. The aim of this study is to assess the efficiency of DSR in diagnosing simulated osteophytes and erosions .

Material and method: Five intact, dry human skulls were used to assess the efficiency of DSR in detecting osteophytes. Four different thicknesses (0.5, 1.0, 1.5 and 2.0 mm), cortical bone chips, were placed at the medial, central and lateral aspects of the condylar anterior surface. Two other skulls were used for the erosive changes evaluation. Two, different depth (1.5 mm and 2.0 mm), defects were created on the lateral, central, and medial poles of the condyle to simulate erosions.

Panoramic images of the condyles were acquired, before and after artificially creating the changes, using a digital panoramic machine. Digital subtraction was performed with the EMAGO Dental Image Archiving Software. Five observers familiar with the interpretation of TMJ radiographs evaluated the images. ROC analysis was used to evaluate the diagnostic accuracy of the imaging methods.

Results: Areas under curve (AUC) values for overall diagnostic accuracy of DSR in detecting osteophytic changes was 0.931 comparing to 0.695 for panoramic radiography. In detecting erosive changes, the accuracy of DSR was 0.854, it was 0.696 for panoramic. DSR was remarkably more accurate than panoramic radiography in detecting simulated osteophytic and erosive changes ($p < 0.001$).

Conclusion: The accuracy of panoramic radiography to detect lesions was significantly less ($p < 0.001$) than DSR. DSR improved the detection accuracy of the panoramic films.

Keywords: Digital subtraction radiography; erosion; osteophyte; panoramic radiography

Hüsniye DEMİRTÜRK KOCASARAÇ – PhD Thesis

Ondokuz Mayıs University – Samsun - June 2014

SİMGELER VE KISALTMALAR

γ : Gamma

χ^2 :Ki Kare

ADC: Analog-dijital dönüştürücü

AUC: Areas under curve

BMP: Bone morphogenic protein

BT: Bilgisayarlı Tomografi

CADIA: Computer assisted densitometric image analysis

CCD: Charge coupled device

CDF: Cumulative density function

CMOS: Complementary metal oxyde semiconductors

çç/mm: çizgi çifti/milimetre

DFR: Dijital fark radyografi

DDR: Direkt dijital radyografi

DR: Dijital radyografi

FGF: Fibroblast growth factor

HR-US: High Resolution Ultrasonography

IGF: Insulin like growth factor

IL: İnterlökin

KIBT: Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi

MRG: Manyetik Rezonans Görüntüleme

OMÜ: Ondokuz Mayıs Üniversitesi

p: Bir araştırma örneklemindeki değişkenler arasında gözlenen ilişkinin veya farkın, gerçekte bir ilişki veya fark yokken sadece şans eseri ortaya çıkmış olma olasılığı

PACS: Picture archiving and communication system

PG: Projeksiyon geometrisi

PSP: Photostimulable phosphor plate

RN: Referans noktası

ROC curve: Receiver operating characteristic eğrisi

RVG: Radiovisiography

USG: Ultrasonografi

TFT: Thin-film transistor

TGF: transforming growth factor

TMD: Temporomandibular düzensizlikler

TME: Temporomandibular eklem

İÇİNDEKİLER

ÖZET	iv
ABSTRACT	v
SİMGELER VE KISALTMALAR	vi
İÇİNDEKİLER	xiii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dijital Fark Radyografinin Tarihi	4
2.2. Dijital Fark Radyografide Sınırlamalar Ve Çözümler	6
2.3. Dijital Fark Radyografide Gelişmeler ve DFR'nin Geleceği.....	9
2.3.1. Dış Hekimliğinde DFR Kullanımı.....	9
2.4. Dijital Fark Radyografi Prensipleri	12
2.4.1. Analog Görüntü-Dijital Görüntü	12
2.4.2. Radyografların Dijitizasyonu	13
2.4.3. Görüntülerin Üst Üste Getirilmesi.....	13
2.4.4. Kontrast Düzeltme	15
2.4.5. Gri Değeri Ekleme.....	15
2.4.6. Çıkarma	16
2.5. Standardize Projeksiyon Geometrisi	16
2.5.1. Projeksiyon Geometrisindeki Farklılıklara Bağlı Hatalar	16
2.5.2. Projeksiyon Geometrisinde Hataları Azaltmak İçin Kullanılan Yöntemler..	17
2.6. Fark Görüntülerdeki Kemik Değişikliklerinin Kalitatif Değerlendirilmesi	20
2.7. Dijital Fark Görüntülerindeki Kemik Değişikliklerinin Kantitatif Değerlendirilmesi	21
2.7.1. Kemik Değişikliklerinin Mutlak Ölçümleri	21
2.7.2. Kemik Değişikliklerinin Bağlı Ölçümleri	22
2.8. Dijital Fark Radyografinin Doğruluğu	23
2.9. Konvansiyonel Radyografi ile Dijital Fark Radyografinin Karşılaştırılması	25
2.10. Dijital Görüntüleme ile Gerçekleştirilen Dijital Fark Radyografi	27
2.10.1. Dijital Görüntüleme Sistemleri.....	27
2.10.2. Dijital Görüntü Reseptörleri	28
2.11. Temporomandibular Eklem (TME)	32

2.11.1. TME Artriti.....	38
2.11.2. Dejeneratif Osteoartrit (DOA).....	38
2.11.3. Osteoartritte Eroziv Değişiklikler.....	39
2.11.4. Osteoartritte Osteofit Oluşumu.....	40
3. MATERYAL VE METOT.....	43
3.1. Radyografik Teknikler	44
3.2. Değerlendirme Seansları	48
3.3. Veri Analizi	48
4. BULGULAR.....	49
4.1. Panoramik Grafi ve DFR’de Osteofitlerin Saptanması.....	49
4.2. Panoramik Grafi ve DFR’de Erozyonların Saptanması	54
5. TARTIŞMA	60
5.1. Sınırlılıklar	64
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	65
KAYNAKLAR	66
EKLER	78
Ek 1. Etik Kurul Onayı	78
ÖZGEÇMİŞ	79

1. GİRİŞ

Dijital fark radyografi (DFR), kelime anlamı olarak farklı zamanlarda alınan iki görüntüyü birbirinden çıkarma ya da aradaki farkı gösterme işlemidir. Dijital fark radyografinin temeli farklı zamanlarda çenelerin aynı bölgesinden iki standart radyografi elde etmeye dayanır (White ve ark., 1999). Aynı bölgeden alınan iki görüntüde yoğunluk değerleri aynı olan pikseller birbirinden çıkarıldığında, düzgün bir fark görüntüsü oluşur. Eğer ilk ve sonraki inceleme arasında x-ışınlarının atenüasyonu değişiklik göstermişse bu, fark olarak görünür. Değişiklik pozitif yönde ise daha parlak bir bölge olarak, negatif yönde ise daha koyu bir bölge olarak ortaya çıkar. DFR, aynı özellikleri taşıyan anatomik arka planı iptal ettiği için değişiklikler daha belirgin olarak görünecektir (Ludlow ve Mol, 2009). Kontrollü bir laboratuvar ortamında dijital fark tekniği, az miktardaki mineral kazanımı ya da kaybının tespit edilmesini sağlar. Bu farklar, radyografiler öncesinde ve sonrasında basit görsel inceleme ile fark edilemeyecek kadar küçük miktarlardır (White ve ark., 1999).

DFR'nin uygulanabilmesi için, görüntüleme tekniğinin standardizasyonu gerekir. Projeksiyon geometrisi, x ışını kaynağı, hasta ve reseptörün birbirlerine göre pozisyonu ve oryantasyonuyla belirlenir. Eğer sonraki görüntüde kullanılan projeksiyon geometrisi ilk görüntüde kullanılanla farklı ise, görüntüler çıkarma işlemi için eşleştirildiğinde, DFR görüntüsü aradaki farkı gösteremez. Bu farklılıkları hastadaki esas değişikliklerden ayırt etmek güç olabilir ya da esas değişiklikler gizlenebilir. Görüntü işleme sırasında birçok değişiklik düzeltilebilse de, horizontal ve vertikal açılamadaki değişiklikler düzeltilemez. Bu nedenle tekrarların mümkün olduğunca standart bir şekilde yapılması gerekir. Projeksiyon geometrisindeki değişikliklerin toleransı, asıl değişikliklerin ne kadarının saptanması gerektiğine bağlıdır. Tamamen aynı projeksiyon geometrisinin elde edilmesi zor olduğundan bazı standardizasyon yöntemleri, görüntü işleme üzerindeki bağımlılığı azaltacak ve genel olarak daha iyi sonuçlar elde edilebilecektir (Ludlow ve Mol, 2009).

DFR, doğrusal ölçümler, alan ölçümü ve dansite ölçümleri gibi nicel bilgiler elde etmek için kullanılabilir. Bu tür ölçümler yapmak için kullanılan yöntemler görsel yorumlama ve manuel ölçümlerden bilgisayar destekli görüntü analizine kadar uzanmaktadır. Kullanılan analitik tekniğe bakılmaksızın, hastadaki gerçek değişiklikleri saptamak ve ölçmek bu değişiklikleri etkileyen faktörleri kontrol etmeyi gerektirir (Ludlow ve Mol, 2009).

TME'nin patolojik durumlarının tanısında radyolojik inceleme önemlidir. Dejeneratif artrit veya osteoartrit, yaşa bağlı bir bozukluk olup TME'nin en yaygın patolojik durumlarından biridir. Osteoartritik kemik değişiklikleri: düzleşme, skleroz, osteofit oluşumu,

erozyon, kondil başlarında rezorbsiyon, mandibular fossada erozyon ve eklem aralığında azalmayla birlikte görülür (Petrikowski, 2009). Temporomandibular eklemdaki osteoartrit (dejeneratif eklem hastalığı) ile ilişkili osseöz değişikliklerin evrenmesi hastalığın ilerleme sürecini izlemede yararlıdır. Artiküler yüzeylede erozyon ve osteofitler dejeneratif eklem hastalıklarının en karakteristik bulgularıdır. Erozyon kortikal kemik devamlılığındaki kayıp olarak tanımlanır. Dejeneratif değişikliklerin erken aşamasını gösteren erozyon, TME'nin stabil değil dinamik olduğuna, oklüzyonda da değişikliğe neden olabilecek şekilde kemik ve eklem yüzeylelerinde bozulmaya işaret eder. Erozyonların aksine, osteofitler vücut eklemi onarmaya adapte olduğunda yani dejeneratif değişikliklerin daha sonraki aşamalarında meydana gelir. Osteofitler yüklenen güçlere daha iyi karşı koymak için eklem yüzeyini genişletmek ve stabilize etmek için oluşturulur. Osteofitler, yeni kırıkta ve kemik oluşumu olup radyografik olarak marjinal kemik çıkıntısı şeklinde görülürler (Hussain ve ark., 2008). Çene kemiğindeki osteofit ve erozyonların belirlenmesinde direkt görüntüleme yöntemlerinin yetersiz kalması, dijital fark radyografinin bu konudaki etkinliğinin saptanması, tanı açısından daha yararlı olacak ve klinisyenlere tanı ve tedavi planlaması açısından kolaylıklar sağlayacaktır.

Bu çalışmada TME'nin dejeneratif hastalıklarında görülen osteofit ve erozyonları saptamada DFR'nin etkinliğini belirlemeyi amaçladık.

2. GENEL BİLGİLER

Bir radyografik özelliğin saptanabilmesi o özelliğin kendi karakteristiğine ve onu çevreleyen yapılara bağlıdır. Lezyonun görülebilirliği kendi kontrastıyla doğru, arka planın gürültüsü ile ters orantılıdır. Bu nedenle arka planın gürültüsü azaltılarak lezyonun görülebilirlik oranı artırılabilir (Woo, 2000).

Konvansiyonel grafilerde değişikliklerin görülebilir hale gelmesi için kemik mineral içeriğinin yaklaşık %30-50'sinin kaybedilmesi gerekir. Kemik mineral içeriğindeki küçük değişikliklerin saptanmasında spesifiteyi azaltmadan sensitiviteyi artıracak yeni yöntemler bulmak için araştırmalar yapılmıştır. Dijital fark radyografisi, seri olarak elde edilen grafilerde aynı görüntü özelliklerini ortadan kaldırarak yapısal gürültüyü (noise) azaltan bir yöntemdir (Woo, 2000). Fark görüntü, arka plan özelliklerini gizler, karışıklığı azaltır, dinamik aralığı sıkıştırır ve değişik zamanlarda alınmış radyografları üst üste getirerek küçük farkları belirginleştirir (Woo ve ark., 2003; Hekmatian ve ark., 2008).

Geleneksel yöntemler ile karşılaştırıldığında DFR'nin, küçük kemik değişikliklerinin saptanmasında önemli gelişmeler sağladığı gösterilmiştir (Brägger ve ark., 1988; Hausmann, 1990).

Aynı objenin iki görüntüsü eşleştirilip karşılık gelen piksel yoğunlukları çıkarıldığında uniform bir fark görüntüsü elde edilir. İlk ve takip incelemeleri arasında radyografik atenüasyonda bir değişiklik varsa, bu değişiklik kazancı temsil ettiğinde daha parlak bir alan, kaybı temsil ettiğinde ise daha koyu bir alan olarak gösterilir (Ludlow ve Mol, 2009).

DFR, dental ve maksillofasiyal lezyonların saptanmasında önemli gelişmeler sağlamıştır. Kemik yapıların yoğunluklarındaki değişimler yüksek sensitivite ile gösterilebilmektedir. Konvansiyonel radyografisi ile mineralizasyonda ancak % 30-50 oranında bir değişiklik olduğunda tecrübeli bir radyolog tarafından tespit edilebilmektedir. Buna ilaveten medüller kemikle sınırlı olan lezyonlar medüller kemiğin kortikal kemikten daha az mineral içermesi nedeniyle belirlenmemektedir. Ancak DFR ile birim hacimde %1-5 arasında meydana gelen alveolar kemik değişiklikleri ve krestal kemik yüksekliğinde meydana gelen 0.78 mm'lik farklılıklar tespit edilebilmektedir (Ortman ve ark., 1985).

2.1. Dijital Fark Radyografinin Tarihi

Radyografik görüntüler için fotoğrafik çıkarma tekniği, seri çekilen radyografiler arasındaki farklılıkları tespit etmek için ilk kez Hollandalı radyolog Ziedses des Plantes tarafından 1935 yılında tanıtılmıştır. Ancak hızlı seri anjiyografi geliştirilene kadar yaygın olarak kullanılmamıştır. Bu yöntemde, önce bölgenin bir radyografisi alınır. IV kontrast madde enjeksiyonu yapılır ve sonra diğer radyografi alınır. İki radyografiyi üst üste getirerek, kan damarlarının görüntüsü elde edilir. Bu yöntem, medikal tanıda yaygın olarak kullanılmıştır (Woo, 2000).

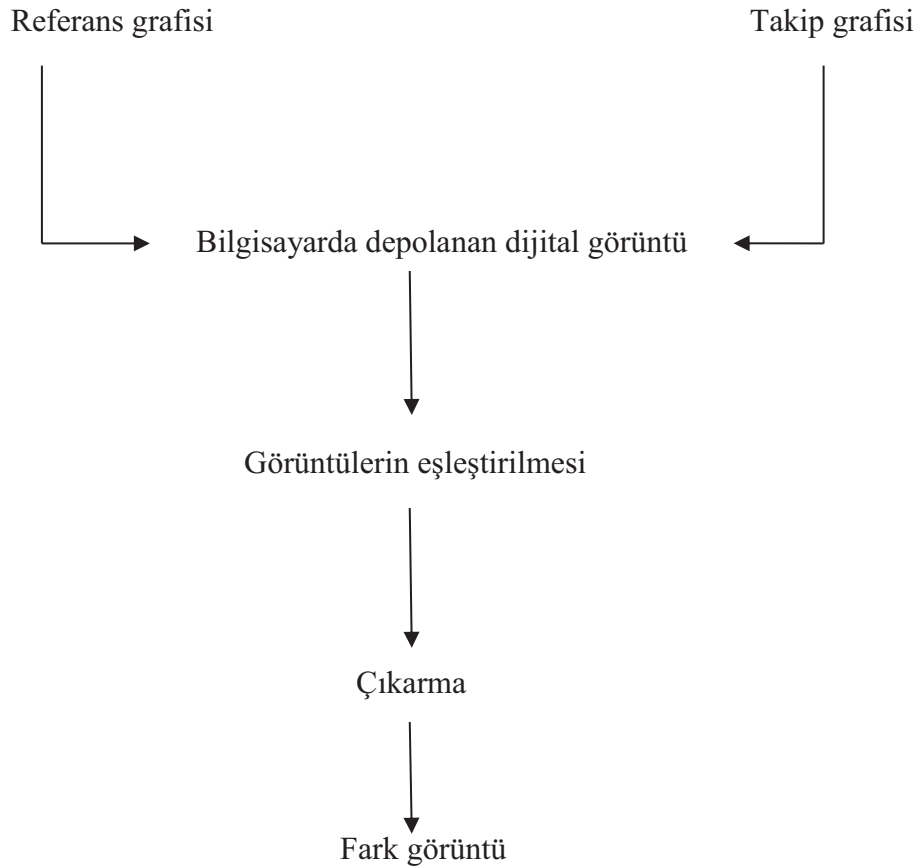
Bilgisayar teknolojilerindeki ilerlemeler, DFR'yi radyografiler arasındaki farklılıkları değerlendirmek için pratik bir yaklaşım haline getirmiştir. İkinci nesil fark radyografisi olarak adlandırılan bu sistemlerde bilgisayar aracılığı ile çıkarma işlemi yapılır. Dijital fark tekniği Ruttimann ve ark. (1981) tarafından diş hekimliği radyolojisine tanıtılmış olup daha sonra Webber ve ark. (1982) ile Gröndahl ve ark. (1983a) tarafından alveolar kemik değişikliklerinin değerlendirilmesi için kullanılmıştır.

Gröndahl ve ark. (1983a)'nın kullandığı yöntemde standart radyograflar alındıktan sonra, referans radyograf dijitize edilerek bilgisayar tarafından net bir pozitif görüntüye dönüştürülür ve televizyon ekranında görüntülenir. Daha sonra aynı ekrana bir TV-kamera bağlanır ve negatif şeklindeki takip görüntüsü pozitif referans görüntü üzerine süperpoze edilir. Takip radyografin rotasyon ve translasyonunu sağlayan bir cihaz vasıtasıyla ikinci görüntü birinciyle eşleştirilir ve daha sonra dijitize edilir (Gröndahl ve ark., 1983a; Lehmann ve ark., 2000). Ortman ve ark. bu manuel ayar işlemine ikinci bir aşama eklemiştir (Ortman ve ark., 1985). Bu aşamada her iki görüntü video-modunda sırayla gösterilir. Bragger ve ark. (1991), daha ileri giderek dijitalizasyon sırasında görüntüleri kaydetmek için üç aşama kullanımını önermiştir. Kaba kayıt her radyografin % 50'sinin monitör alanının % 50'sinde görüntülediği bir 'dama tahtası' modunda yapılır. Önceki çalışmalarda ise, TV-kamera-tabanlı dijitalizasyon sırasında manuel süperpozisyon için otomatik olarak sınırlanan kenarlar kullanılmıştır (Bräger ve ark., 1988).

Birinci nesile benzer şekilde tüm 2. nesil fark sistemleri de hastanın ışın kaynağına ve reseptöre göre konumunu esas alan mekanik stabilizasyona dayanmaktadır. Filmlerin eşleştirilmesi, her iki radyografteki farklı piksel gridlerinin birbirlerine karşılık geldiğinden emin olmak için dijitalizasyon işlemi sırasında manuel olarak gerçekleştirilir (Lehmann ve ark., 2000). Eğer kantitatif değerlendirme yapılacaksa çıkarma işleminden önce dijital görüntülerin kontrast farklılıkları düzeltilir (Ruttimann ve ark., 1981; Ruttimann ve ark., 1986). 1980'lerin başında yapılan bazı çalışmalar, dijital fark radyografinin küçük değişikliklerin tespitinde

mükemmel duyarlılığa sahip olduğunu ortaya koymuştur. Aynı zamanda bu çalışmalar deneysel koşulların sabit tutulabileceğini de göstermiştir (Gröndahl, 1987; Brägger, 1988; Lehmann ve ark., 2000).

1980'lerin sonunda tanıtılan 3. nesil fark sistemleri ise solid state reseptörler veya fosfor plakaları kullanan dijital radyografi esasına dayanmaktadır (Brägger, 1988; Gröndahl, 1992; Wenzel ve Gröndahl, 1995; Versteeg ve ark., 1997). Projeksiyon geometrisi hala mekanik olarak kontrol edilmekte olup translasyon ve rotasyon gibi dönüşümler için konvansiyonel radyografların dijitalizasyonu veya dijital radyografların elde edilmesinden sonra bir eşleştirme işlemi gerekir. Bu nedenle tüm 3. nesil sistemler görüntülerin elde edilmesinden sonra bilgisayar yazılımı ile geometri ve kontrast eşleştirmesini yaparak görüntüleri birbirlerine uyumlar (Lehmann ve ark., 2000; Göğüş, 2005). Üçüncü nesil sistemlerin yapısı şematik olarak Şekil 1'de gösterilmiştir.



Şekil 1. Üçüncü nesil DFR sistemlerin yapısı

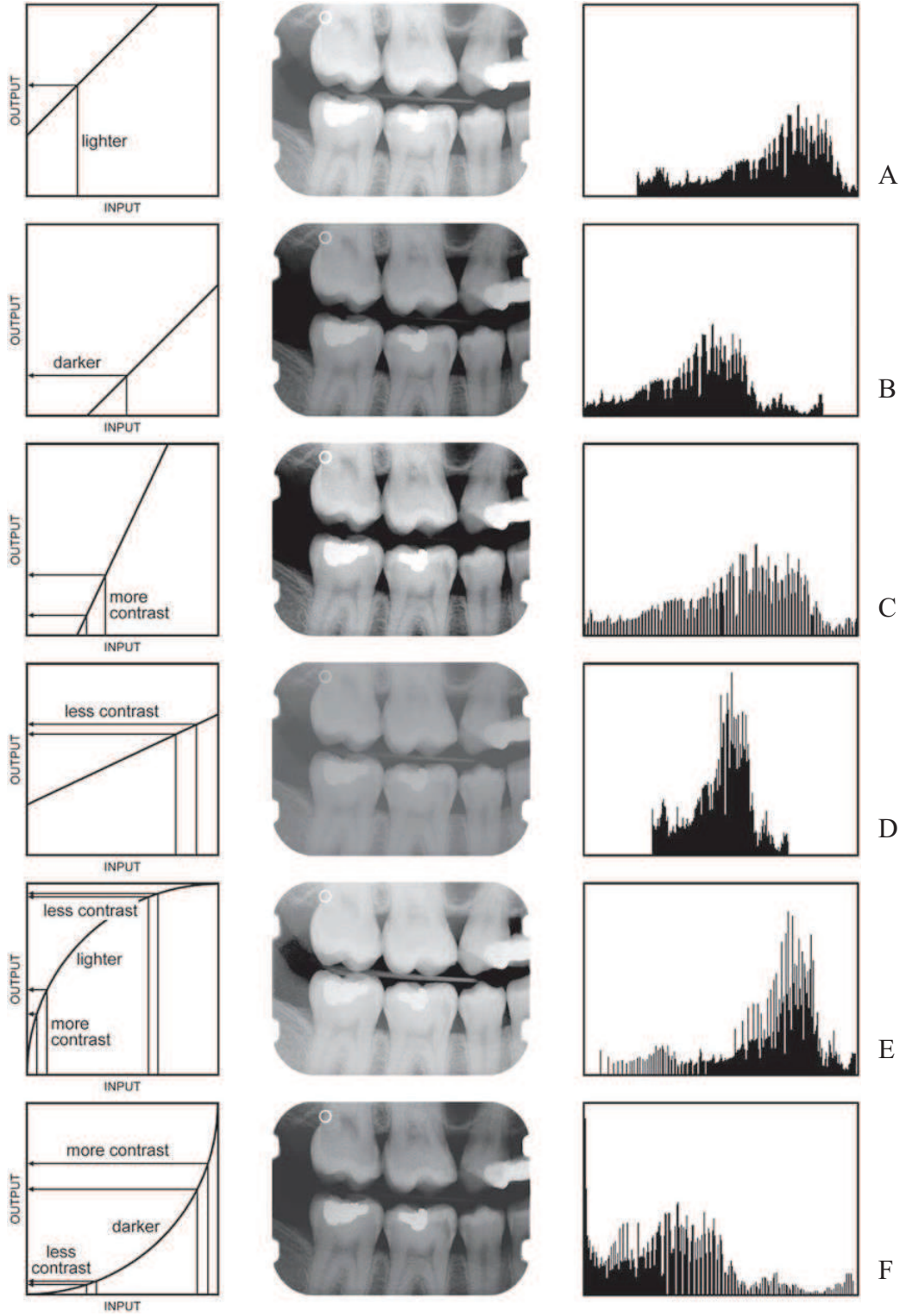
2.2. Dijital fark radyografide sınırlamalar ve çözümleri

Başarılı bir DFR için standart projeksiyon geometrisinin yanında seri radyografların aynı kontrast ve dansiteye sahip olmaları gerekir. Uzun dönem çalışmalar bu tekniğin radyograflar arasında oluşan fiziksel gürültüye (noise) çok hassas olduğunu göstermiştir (Wenzel ve Sewerin, 1991; Christgau ve ark., 1998a; Hekmatian ve ark., 2008). Küçük değişiklikler dahi sonuç görüntüde büyük hatalara yol açabilir. Genellikle, bu tür artefaktları esas değişikliklerden ayırt etmek zordur. Bu nedenle fark görüntülerin yanlış yorumlanmasından kaçınmak için projeksiyon geometrisi (PG), kontrast ve dansite standardize edilmelidir (Woo ve ark., 2003; Hekmatian ve ark., 2008).

Projeksiyon geometrisi için mekanik standardizasyon sağlanması görüntü işlemeyle olan bağımlılığı azaltacak ve görüntü işleme güvenilirliğini artıracaktır. Referans ve takip görüntüleri arasındaki görüntü kontrast ve intensitesindeki farklılıklar değişiklikleri saptamayı güçleştirir ve kantitatif ölçümleri güvenilmez yapar (Ludlow ve Mol, 2009). Radyografların kontrast ve dansitesi; banyo süresi, banyo sıcaklığı ve banyonun bayatlamasından etkilenir. Bu nedenle, filmler masaüstü tarayıcı veya dijital kamera ile indirekt olarak dijitize edildikten sonra, dijitize radyograflar arasındaki farklılıkları düzeltmek amacıyla alüminyum basamak kullanılabilir. Referans ve takip görüntülerin intensitelerini eşleştirmek için çeşitli yöntemler kullanılmıştır. Bu yöntemlerin tümü internal ve eksternal kalibrasyona dayanmaktadır (Hekmatian ve ark., 2008; Ludlow ve Mol, 2009). Bu kalibrasyon, kontrast, parlaklık ve gama (γ) değerlerini değiştirerek yapılır. Dijital görüntüleme yazılımları, parlaklık ve kontrast araçları gibi histogram aracı da içerirler. Bazı araçlar gama değerinin değiştirilebilmesine de olanak verir. Parlaklık, kontrast ve gamma değerlerinin düzeltilmesi görüntünün orijinal intensite değerlerini yeni değerlerle değiştirir (Şekil 2) (Hekmatian ve ark., 2008; Ludlow ve Mol, 2009). Merkezi ışının film tutucu ve filme göre yanlış açılması ve x-ışını sabitken film açısının değişmesi projeksiyon artefaktlarına neden olabilir. Bu nedenle merkezi ışın, film ve film tutucu arasındaki doğru açılama büyük önem taşımaktadır (Zappa ve ark., 1991; Woo ve ark., 2003; Hekmatian ve ark., 2008). Gröndahl ve ark. (1984), üç dereceden az olan açılama farklılıklarının yorumlanabilir fark görüntüleri üretebildiğini göstermiştir. Ruttiman ve ark. (1981), ise açılama hatalarının iki derece ile sınırlanması gerektiğini bildirmiştir. Tekrarlanabilir pozisyonlandırma ihtiyacının karşılanması için pek çok yöntem geliştirilmiştir. Bu yöntemlerden birinde filmin tekrarlanabilirliğini ayarlamak için soğuk akrilikten yapılmış oklüzal stentler veya impresyon materyalleri kullanılmaktadır (Hausmann ve ark., 1996; Woo ve ark., 2003). Stent yöntemi sınırlı sayıda hasta için uygundur ve zaman içinde meydana

gelen diş hareketleri stenti uyumsuz hale getirebilir. Bu nedenle stentler hasta takip süresi iki yıldan az olan vakalar için kullanılabilir (Nummikoski ve ark., 2000). Stent kullanımındaki diğer zorluklar ise, dişsiz alanlarda kullanımın sınırlı olması, her kontrol seansında hasta ısırma kuvvetindeki farklılık, yüksek maliyet, stentlerin kontaminasyonu, enfeksiyon kontrol problemleri ve ayrıca bireye özgü stent yapımının çok zaman alıcı olmasıdır (Hekmatian ve ark., 2008).

Jeffcoat ve ark. (1987), hastanın baş pozisyonu ve x-ışın kaynağı-obje mesafesini sabit tutmak için sefalostat kullanımına dayanan yeni bir yöntem tarif etmiştir. Bu yöntemde hastalar, seanslar arasında 0.33 dereceden az bir farklılıkla tekrarlanabilir şekilde sefalostat içine yerleştirilebilmiştir. Ancak, bu yöntemin pratikte uygulanması zordur. Sefalostatların pahalı olması ve uzun kon kullanımının geniş alanlar gerektirmesi yöntemin zorluklarıdır (Hekmatian ve ark., 2008).



Şekil 2. Görüntü dönüşüm grafikleri (sol), dijital görüntüler (orta) ve görüntü histogramları (sağ) ile gösterilen parlaklık, kontrast ve gama ayarlarının etkileri. A, parlaklıkta artma. B, parlaklıkta azalma. C, kontrastta artma. D, kontrastta azalma. E, γ 'da artma. F, γ 'da azalma (Ludlow ve Mol, 2009'dan alınmıştır)

2.3. Dijital Fark Radyografide Gelişmeler ve DFR'nin Geleceği

2000' li yıllarda bir kontrol cihazı, yüksek çözünürlüklü tarayıcı ve bilgisayar yazılımından oluşan yeni bir sistem tanıtılmıştır. Bu kontrol cihazının kullanımı ile projeksiyon geometrisi seanslar arasında yatay veya dikey yönde on dereceden fazla değişmemektedir. Uzun kon (40 cm) kullanılan bu sistemde, önceki sistemlerin projeksiyon geometrisi kontrolünde görülen iki önemli sınırlama ortadan kaldırılır (Hekmatian ve ark., 2008). Günümüzde bilgisayarların işlem kapasitesi ve yazılımlardaki gelişmelerle birlikte farklılıkları on dereceden fazla olan seri görüntülerin eşleştirilebilmesi mümkün hale gelmiştir (Nummikoski ve ark., 2000). Görüntü çiftlerini eşleştirmek için kullanılan bilgisayar yazılımları ile iki görüntüde de aynı referans noktaları seçilir, karşılaştırılır ve sonra görüntü çiftleri eşleşene kadar görüntülere horizontal, vertikal ve rotasyonel hareketler yaptırılır (Woo ve ark., 2003). Bütün bu çabalara rağmen, projeksiyon geometrisinin kontrolü ve buna bağlı olan farklılıkları düzeltmek için basit, kesin ve doğru bir çözüm yoktur. Bu yüzden bu teknik diş hekimliği pratiğinde hala yaygın olarak kullanılamamaktadır. Bu sorunları çözmek için çalışmalar devam etmektedir (Hekmatian ve ark., 2008).

2.3.1. Diş Hekimliğinde DFR Kullanımı

DFR, küçük kemik lezyonlarının, alveol kemik seviyesinin, periodontal defektlerin, başlangıç çürüklerinin, apikal kök rezorpsiyonlarının, implant uygulamalarının, TME hastalıklarının, kemikteki kütle değişikliklerinin ve adli diş hekimliği ile ilgili bir çok durumun saptanmasında yararlı bir yöntem olarak kabul edilmektedir (Dündar ve ark., 2006; Lee ve ark., 2004).

DFR'nin Karyoloji ve Endodontide Kullanımı

DFR, diş çürüklerinin tanısında ve izlenmesinde zaman içerisinde meydana gelen yoğunluk değişimlerinin longitudinal olarak değerlendirilmesi amacıyla uygulanmıştır. DFR, ikinci görüntünün piksel değerlerinden birinci görüntünün piksel değerleri çıkarılarak elde edilir. Çürükte ilerleme ya da gerileme olduğunda sonuç sıfırdan farklı olup değişiklik olmadığında ise sonuç sıfırı gösterir. Çürükte gerileme olduğunda sonuç pozitif bir değer; çürüğün ilerlemesi halinde ise sonuç negatif bir değer olur. Negatif değerler ekranda gösterilemediğinden, dengelemek için genellikle çıkarma işleminin sonucunda çıkan değere 127 eklenir (Hekmatian ve ark., 2008; Dündar ve ark., 2006).

Çürük lezyonlarının simüle edildiği çekilmiş dişleri 42 gün boyunca demineralizasyon özelliği olan bir solüsyon içinde bekleten Eberhard ve ark. (2000), her hafta

alınan konvansiyonel filmler ve fark radyografi görüntülerini demineralizasyon aşamalarını değerlendirmede kullanmışlardır. Araştırmacılar, fark radyografi tekniğinin dansite değişikliklerinin belirlenmesinde konvansiyonel filmlere göre daha üstün olduğunu bildirmişlerdir.

Ferreira ve ark. (2006), çeşitli görüntüleme sistemleri ile (konvansiyonel, dijital ve dijitize radyograflar ile fark görüntüler) minedeki demineralizasyonu incelemişler ve DFR'nin bu demineralizasyonları saptamadaki başarısını vurgulamışlardır.

DFR ile kanal tedavili dişler, kök lezyonları ve diğer dental patolojiler de incelenmiştir (Lehmann ve ark., 2000). DFR, 0.5 mm'ye kadar olan kök rezorpsiyonlarını tespit etme hassasiyetine sahip olup, düşük ekspoz süresi ile alınan grafilere yumuşak doku değişikliklerini dahi gösterebilmektedir (Heo ve ark., 2001).

Ono ve ark. (2011), DFR'de eksternal kök rezorpsiyonlarını değerlendirmiştir. DFR'nin eksternal kök rezorpsiyonlarının gösterilmesinde başarılı sonuçlar verdiğini söylemişlerdir. Stephonopoulos ve ark. (2011) ise DFR'nin deneysel olarak oluşturulan internal kök rezorpsiyonlarını gösterebildiğini belirtmişlerdir.

Microgeorgis ve ark. (2004) ile Yoshioka ve ark. (1999), kronik apikal peridontitisli dişler üzerinde gerçekleştirdikleri çalışmalarında dişlere kanal tedavisi uyguladıktan sonra, lezyonların remisyonunu konvansiyonel filmler ve DFR görüntülerini kullanarak değerlendirmişlerdir. Her iki araştırmacı da DFR ile kısa zaman aralıklarıyla elde edilmiş görüntülerde bile lezyonlardaki iyileşmenin gözlenebildiğini söylemiştir. Araştırmacılar, apikal lezyonlu dişlerden farklı zamanlarda alınan konvansiyonel filmleri incelerken, anatomik dokulara ait faydasız bilgilerin gözlem verimini düşürdüğünü, DFR'nin ise değişmeyen dokulara ait bilgileri elimine ederek değişiklik olan alanları belirginleştirdiğini bildirmişlerdir.

DFR'nin Periodontolojide Kullanımı

DFR'nin en yaygın kullanıldığı alanlardan biriside kemik seviyesindeki değişikliklerin hastalığın seyrinin belirlenmesinde önemli yer tuttuğu periodontolojidir. Kemik kaybının erken teşhis edilmesi, periodontal hastalığın prognozunu olumlu yönde etkilemektedir. Ancak konvansiyonel filmlerle kemikteki küçük dansite değişikliklerinin belirlenmesi, anatomik yapılarıdaki düzensizlikler ve filmlerdeki kontrast/dansite farklılıkları nedeniyle çok güçtür. DFR ise kemik mineral içeriğindeki %1 gibi çok küçük değişiklikleri ve kemik yoğunluğu ile kemik kalınlığı gibi üç boyutlu değişiklikleri yüksek sensitivite ile saptayabilmektedir (Christgau ve ark., 1998a; Hekmatian ve ark., 2008; Dündar ve ark.,

2006). Ellwood ve ark. (1998) ile Rawlinson ve ark. (1999), DFR'nin proksimal kemikteki yoğunluk değişikliklerini gösterebildiğini, Takeshita ve ark. (2013), DFR'nin proksimal defektlerin görüntülenmesinde kullanılabileceğini ortaya koymuşlardır.

Konvansiyonel radyografilerde 1,5 mm'lik defektler tespit edilebilirken, DFR ile 0,5 mm'lik defektler bile görülebilmektedir (Christgau ve ark., 1998a). Alveoler kemiğin kalitatif ve kantitatif değerlendirmesini mümkün hale getiren DFR periodontolojide yaygın kullanım alanı bulmuştur.

DFR'nin İmplantolojide Kullanımı

Dental implantoloji diş kayıplarını telafi etmek için yaygın olarak kullanılmaktadır. İmplant planlaması veya implant sonrası iyileşmenin kontrolü sırasında kemik miktar ve kalitesinin takibi genellikle seri radyograflarla yapılmaktadır (Lehmann ve ark., 2000). DFR, implant tedavisi, değerlendirilmesi ve idamesinin her aşamasında kemiği değerlendirmek için kullanılabilir (Hekmatian ve ark., 2008).

DFR'nin Temporomandibular Eklem Değerlendirmesinde Kullanımı

DFR'nin diğer bir uygulama alanı özellikle panoramik filmlerle yapılan TME görüntülemesidir (Masood ve ark., 2002; Hekmatian ve ark., 2008). Üçüncü nesil DFR, Temporomandibular eklemdaki düzenli ve düzensiz hareketlerin fonksiyonel değerlendirmesi için de uygulanmaktadır (Lehmann ve ark., 2000). Panoramik TME görüntüleme programları sağ ve sol mandibular kondillerin tek bir film üzerinde açık ve kapalı konumda görüntülenmesine izin verir. Ancak kondil başı ve eklem içi boşluk çevredeki yapıların süperpozisyonu ve eklemin oblik projeksiyonu nedeniyle net bir şekilde görüntülenemez. Bu yüzden, DFR yapıların süperpozisyonunu ortadan kaldırarak, kondilin görüntülenmesine olanak tanır (Masood ve ark., 2002; Hekmatian ve ark., 2008)

DFR'nin Kemik Dansitometride Kullanımı

DFR tabanlı kemik dansitometri, toplam kütle değerliklerinin tayini için yararlı bir yol olabilir. Ancak, kütle değerliklerini trabeküler yapıda geniş bir remodeling olmadan yorumlamak zordur. Bugüne kadar DFR'ye dayalı çalışmalarda, kemik kütleindeki değerlikleri yorumlamak için uygun olmayan in vitro test modelleri kullanılmıştır. Kemiklere dairesel boşluklar yapma ya da kuru kafa veya kadavra çenelere kortikal kemik

çipleri yerleştirme; periodontal hastalıklar, apikal granülom veya osteoporozda görülen değişiklikleri yeterince temsil edemeyebilir (Lehmann ve ark., 2000).

X-ışını absorpsiyonu ve saçılma simülasyonunun tekrarlanabilir olması için kemikler epoksi rezin yumuşak doku maddeleri ile kaplanabilir. Trabeküler kemik kütlesinin kimyasal veya mekanik yollarla azaltılarak kemik remodelinginin simülasyonunda kullanılabilmesi için kemik kalın seri bölümler halinde kesilebilir. Bu istenilen trabeküler kısma doğrudan ulaşmayı sağlar. Kesilen bölümler daha sonra ekspoz için bütün kemiğin içine tekrar monte edilir (Lehmann ve ark., 2000).

DFR'nin Adli Diş Hekimliğinde Kullanımı

Otopsi sonucu bireylerin kimliklerinin tespit edilmesi adli diş hekimliğinin önemli bir parçasıdır. Bireyden ölüm sonrası elde edilen görüntülerin hayattayken alınanlarla eşleştirilmesi ve aynı bireye ait olup olmadıklarının tespiti için 3. nesil DFR yöntemine ihtiyaç vardır. Böyle durumlarda kayıt için geometrik standardizasyon yapılamadığından adli tıp uygulamalarında 1. veya 2. nesil sistemler kullanılamamıştır (Lehmann ve ark., 2000).

2.4. Dijital Fark Radyografi Prensipleri

DFR tekniği görüntülerdeki aynı anatomik yapıların birbiriyle eşleşmesini sağlamak için iki radyografin süperpozisyonuna dayanmaktadır. Daha sonra bir görüntü içerisindeki benzer bilgi diğerinden çıkarılır. Radyografik incelemeler arasında değişmeyen tüm anatomik yapıların çıkarılması değerlendiricinin tanısal bilgiyi görmesini kolaylaştırır.

2.4.1. Analog Görüntü-Dijital Görüntü

Konvansiyonel röntgen filmi bir analog görüntüdür. Analog görüntü, piksellerle bölünmediği için devamlı bir kontrast ve uzaysal çözünürlüğe sahiptir. Dijital görüntü ise piksellerden oluşur ve her bir piksel sadece bir gri değeri gösterebilir. Gri değerleri arasındaki geçiş kesiklidir. Bu nedenle dijital görüntü devamlı bir kontrast ve uzaysal çözünürlüğe sahip değildir. Dijitizasyon, optik donanımlı bir analog-dijital dönüştürücü (ADC) kullanarak görüntü verisini iki basamaklı matrikse dönüştürmek için kullanılan bir yöntemdir (Woo, 2000; Chung-Chu, 2003). Dijital sinyaller 0 ve 1 rakamlarının oluşturduğu ikili sayı sistemiyle ifade edilir. İkili sayı sisteminde 0 ve 1 lerin her biri bir "bit" olarak isimlendirilir ve bu bitlerin yana yana gelmesiyle anlamlı kelimeler oluşur. ADC örnekleme ve ölçme olmak üzere iki basamaktan oluşur. Örnekleme, voltaj değerlerinin küçük bir aralığının tek bir

değer olarak gruplanmasıdır. Sık örnekleme orijinal sinyali daha iyi taklit eder ve elde edilen görüntünün orijinal görüntüye daha yakın olmasını sağlar. Bir kez örneklendiğinde sinyal ölçülür. Bu da her sinyalin kendine ait ayrı bir değeri olduğunu gösterir. Bu değerler bilgisayarda depolanır ve görüntüyü temsil ederler. Klinisyenin görüntüyü görmesi için, bilgisayar pikselleri, uygun yerlerde organize eder ve ölçme basamağında belirlenen numaralara karşılık gelen gri tonlar olarak gösterir. Gri seviyesi piksele ulaşan x-ışını yoğunluğuna göre elektronik olarak belirlenir. 256 (0-255) gri değerinin olduğu skalada '0' maksimum radyasyonu temsil eder ve radyografide o bölge radyolüsent olarak gösterilir. '255' radyasyonun ulaşmadığı alan anlamına gelir ve görüntüde ilgili bölge radyopak olarak görülür. Diğerleri ise grinin gölgeleri ile gösterilir (Ludlow ve Mol, 2009; Akkaya, 2010).

2.4.2. Radyografların Dijitizasyonu

Dijital manipülasyonun temeli, röntgen filmi üzerine kaydedilen görüntünün dijital şekle dönüştürülmesidir. Bu nedenle, dijitizasyon işlemi DFR yönteminin önemli bir parçasıdır. İlk pratik dijitizasyon işleminde bir video kamera ile analog-dijital dönüştürücü kullanılmıştır (Webber ve ark., 1982; Gröndahl ve ark., 1983a). Gröndahl ve ark. (1983a), dijital fark tekniğini tanıtırken, 6-bit analog-dijital dönüştürücü kullanmışlardır. 6-bit (264), dijital görüntünün 0-63 gri ton aralığına sahip olduğu anlamına gelir. Daha sonra, tüm video tabanlı DFR sistemleri 8-bit analog-dijital dönüştürücü kullanmaya başlamıştır. Maliyetleri ve performansları araştırmalar için yeterli hale geldiğinde DFR dijitizasyonunda kullanılmaya başlamıştır (Woo, 2000). Yoon (2000), 8-bit gri skala görüntüleri elde etmek için bir SprintScan 35 mm film tarayıcı (Polaroid, Cambridge, MA, ABD. 300 dpi) kullanımını önermiştir. İki film dijitizasyon sisteminden (video kamera ve 35 mm slayt tarayıcı) elde edilen görüntülerin kalitesini değerlendiren farklı testler, slayt tarayıcı sistemlerin kontrast, gürültü, çözünürlük, keskinlik ve geometrik distorsiyon açısından video kamera sistemlerinden daha iyi olduğunu ortaya koymuştur (Hildebolt ve ark., 1990).

2.4.3. Görüntülerin Üst Üste Getirilmesi

Video kameralı veya slayt tarayıcılı DFR sistemi ile elde edilen görüntülerin süperpozisyonu için kullanılan iki yöntem vardır. Birinci yöntemde, takip grafisi mikromanipulatörde manuel olarak hareket ettirilerek referans görüntü ile uzaysal olarak eşleştirilir. İkinci yöntemde ise görüntüler video kamera veya slayt tarayıcı ile elde edildikten sonra görüntü eşleştirmesi için bilgisayar programı kullanılır. Görüntülerin eşleştirmesinde kullanılan algoritmalar genellikle projeksiyon geometrisi, radyograf çiftlerin bükülmesi,

kenar tanıma, görüntü normalizasyonu ve buna benzer farklılıkların düzeltmelerini içerir. Bu da görüntünün süperpozisyonunu kolaylaştırır (Chung-Chu, 2003).

Wenzel (1989), görüntü çiftlerinde referans noktaları (RN) belirlemeye dayalı bir eşleştirme yöntemi sunmuştur. Her bir görüntüde 15 ila 16 referans noktası bulunmaktadır. Mümkün olan en iyi süperpozisyonu elde etmek için ölçeklendirme, translasyon, rotasyon ve perspektif distorsiyon gibi algoritmalar kullanılır. Bu projeksiyon hatalarını düzeltme yöntemi görüntü çiftlerini eşleştirmenin daha doğru şekilde yapılabilmesini sağlamıştır. İki görüntüde de referans noktası kullanmaya dayalı bu eşleştirme yöntemi ile görüntüleri manuel olarak üst üste eşleştiren klasik yöntem karşılaştırılmıştır. Projeksiyon distorsiyonlarının düzeltilmesinde RN yönteminin, manuel yöntemden daha üstün olduğu gösterilmiştir. RN yönteminde fark görüntüler daha az gürültü içermekte ve DFR sisteminin sensitivitesi artmaktadır. Bu nedenle, klinik kullanımda RN yönteminin manuel yöntemden daha yararlı olabileceği belirtilmiştir.

Dunn ve Van Der Stelt (1992) ile Dunn ve ark. (1993), farklı projeksiyon açılarıyla alınmış görüntü çiftleri arasındaki eşleştirmeyi sağlamak için 4 referans noktası kullanımına dayalı matematiksel bir yöntem önermiştir. Bu çalışmadan yola çıkarak, kullanıcıların dijital görüntülerden kolayca referans noktaları seçebildiği Emago (Emago Dental image archiving software, Oral Diagnostic Systems, Oral Radiology/ ACTA, Amsterdam, Hollanda) isminde yeni bir bilgisayar programı geliştirilmiştir. Lee ve ark. (2004), referans noktalarının uygun şekilde seçilmesi halinde doğru bir fark grafisi elde edilebileceğini belirtmişlerdir.

Webber ve ark. (1984), seri görüntülerde bükülme ve projeksiyon geometrisinden doğan hataları ve radyografiler alındıktan sonra bu distorsiyonların düzeltilebilme imkanını incelemiştir. Araştırmacılar, ışın kaynağının obje ve filme göre pozisyon farklılığından kaynaklanan görüntüler arasındaki değişiklikler düzeltilemezken, objeye göre film pozisyonundaki farklılıklardan kaynaklanan değişikliklerin düzeltilebileceğini öne sürmüşlerdir. Önerdikleri iki yöntemden birisi filmlerin bükülmesinden kaynaklanan distorsiyonları telafi etmek için iki boyutlu bir biçimsel bozulma dönüşümü kullanır. Bu algoritma röntgen filmine adapte edilmiştir. Bir oklüzal grafi paketi tel bir gride bağlanır. Böylece grid de radyograf üzerinde görünür ve distorsiyonların telafisinde referans çerçeve olarak kullanılır. Normal olarak, her bir grid çizgisinin genişliği 0.5 mm' den daha az ve gridler arasındaki mesafe ise 5 mm'dir. Filmlerden biri ışınlama sırasında büküldüğünde, radyografa biçim bozulması dönüşümü uygulanarak projeksiyon distorsiyonunun düzeltilebileceği gösterilmiştir.

Mevcut manuel görüntü eşleştirme yönteminde kullanılanlardan daha tekrarlanabilir ve objektif bir yöntemle sahip olmak için Yoon (2000) ile Ettinger ve ark. (1994), dış kenarlarını saptama, sement-mine hattı tanıma ve seri radyograflarda görüntüleri otomatik olarak eşleştirme gibi özellikler içeren algoritmalar geliştirmişlerdir. Yapılan araştırmalar, bu yaklaşımların uygulanabilirliğini göstermesine rağmen, yöntemin tekrarlanabilirlik ve doğruluk düzeylerini belirlemek için daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır.

2.4.4. Kontrast Düzeltme

X-ışını çıkışı ve film işleme sırasında radyografların optik dansitelerindeki değişiklikler, DFR'nin tanı değerini etkileyebilir. Film dansitesindeki tekrarlanabilirlik x-ışını tüpündeki kilovoltaj, ışınlama süresinin elektronik kontrolü ve kimyasalların kalite kontrolü ile kontrol edilebilir olsa da, pratikte dansite farklılıkları ortaya çıkabilir. Ruttimann ve ark. (1986), çıkarma işlemi yapılacak radyograflarda retrospektif film-kontrast farklılıklarını düzeltmek için daha az teorik varsayımlara dayanan ve parametrik olmayan bir yöntem önermiştir. Bu yöntemin, kontrast uyumsuzluğunun azaltılmasında parametrik yöntemden önemli ölçüde daha iyi performans gösterdiği görülmüştür. DFR için diğer bir kontrast düzeltme yöntemi Ohki ve ark. (1988), tarafından önerilmiştir. Bir görüntünün gri düzeyi, görüntü çiftleri arasındaki gri düzeyi oranından elde edilen bir algoritma kullanılarak diğer görüntüye dönüştürülür. Bu yöntemde gri düzeylerinin uzaysal dağılımı, karşılık gelen piksellerin gri düzeylerinin karşılaştırılması ile belirlenir. Doğrusal en küçük kareler yaklaşımı ya da kümülatif dansite fonksiyonu (KDF) ve KDF tabanlı algoritmalar esasına dayanan yedi yöntem karşılaştırıldığında, Ruttimann'ın KDF yönteminin, fark görüntülerdeki gri düzeylerinin standart sapması ile ölçülen kontrast uyumsuzluğunu azaltmada parametrik yöntemden önemli ölçüde daha iyi performans gösterdiği bulunmuştur. Radyograflarda referans yapıların kullanılması, görüntü çiftleri arasındaki gri düzeyi uyumsuzluklarını düzeltmek için kullanılan normalizasyon yöntemlerinin başarısını artırmamıştır (Fourmouis ve ark., 1994a).

2.4.5. Gri Değeri Ekleme

Çıkarma işleminden önce, takip görüntünün her bir pikseline 32 gri değeri ilave edilir. Bu, değişiklik olmayan alandaki arka planın 32 gri değerine sahip olacağı yani gri seviye aralığının ortasında olacağı anlamına gelmektedir (Woo, 2000).

2.4.6. Çıkarma

Referans görüntünün gri değerleri, takip görüntüdeki eş piksellerden çıkarılır. Görüntüler arasındaki farklılıklar arka plan gri değerine göre daha koyu ya da daha açık alanlar şeklinde görülür. Artmış dansite ile ilişkili değişiklikler arka plandan daha koyu, azalmış dansite ile ilişkili değişiklikler ise daha açık görünür (Woo, 2000).

2.5. Standardize Projeksiyon Geometrisi

2.5.1. Projeksiyon Geometrisindeki Farklılıklara Bağlı Hatalar

DFR'de, geometrik tekrarlanabilirlik kritik önem taşır. Ardışık radyograflar arasındaki projeksiyon açıları farklılık gösterdiğinde, arka plandaki değişmeyen anatomik yapılar tam olarak iptal edilemez. Bu da fark görüntüde yapısal gürültüye (açık ve koyu artefakt alanları) neden olur. Bu gürültü, gerçek değişimler tarafından oluşturulan açık ve koyu alanların ayırt edilmesine engel olur (Woo, 2000).

Gröndahl ve ark. (1984), bir dizi kuru insan mandibulasında küçük yuvarlak frezlerle yapay defektler oluşturmuştur. Gözlemciler aynı açıyla çekilen grafilerden elde edilen defektli ve defektsiz fark görüntüleri değerlendirdiğinde %4 yalancı pozitif ve %91 gerçek pozitif sonuç ortaya çıkmıştır. Aynı modelde vertikal açılamadaki 3^0 fark ise tanısal doğruluğu azaltmıştır. Ancak DFR, 3^0 açısız farkta bile defektlerin saptanabilirliği açısından konvansiyonel radyograflara oranla daha iyi sonuç göstermiştir. Hausmann ve ark. (1986), dental frezle oluşturulan alveolar kemik defektlerinin düzgün ve iyi sınırlı olduğunu, periodontal hastalık sonucu ortaya çıkan kemik defektlerinin ise düzensiz sınırlı olduğunu bildirmiştir. Projeksiyon geometrisindeki farklılıklar sonucu ortaya çıkan gri düzeyi yapısının, periodontal hastalık ile ilişkili alveolar kemik değişikliklerine benzeyen ancak dental frez ile oluşturulan defektlere benzemeyen bir yapı gösterdiğini gözlemlemişlerdir.

Geometrik distorsiyonun fark görüntülerde saptanan ince kemik çiplerine (kalınlık ≤ 0.85 mm) etkisini araştıran bir çalışmada, bilinen $0-9^0$ vertikal ve horizontal geometrik distorsiyona sahip 20 görüntü çiftine çıkarma işlemi uygulanmıştır. 0.12 mm kalınlığındaki kemik çipi 0^0 açısız distorsiyonda net bir şekilde görüntülenebilmiştir. Ancak 1^0 kadar küçük açısız sapmaların görüntü kalitesi üzerine olumsuz etkileri gözlenmiş ve fark görüntülerde saptanabilen minimum kemik kalınlığı 0.28 mm olarak bulunmuştur. 3^0 'lik distorsiyonda 0,35 mm %50 doğrulukla, 0,42 mm ise %100 doğrulukla teşhis edilebilmiştir. 8^0 açısız distorsiyonda ise, en kalın kemik çipi bile görülebilmiştir (Rudolph ve ark., 1987). Janssen ve ark. (1989), çalışmalarında Gröndahl ve ark. (1984) gibi kuru insan mandibulaları üzerinde yuvarlak bir frez ile oluşturulan defektleri incelemişlerdir. Çıkarma işlemi, aralarındaki

vertikal açı farkı 0° 'den 2.8° 'ye kadar değişen radyografi çiftlerine uygulanmıştır. Altı gözlemci için yalancı pozitif sonuçlar 0° farklılıkta ortalama % 2.4'ten, 2.1° farklılıkta % 34,5'e yükselmiştir. Ayrıca açı farkı arttıkça fark radyografide lezyonun saptanabilmesi için gereken en küçük lezyon boyutu da artmıştır.

Allen ve Hausmann (1990), gerçek lezyonlu alanları klinik fark görüntülerinden ayırarak lezyon simülasyonu yapmak için bir bilgisayar programı kullanmıştır. Gözlemcilerin simüle edilen fark görüntüleri ile gerçek lezyonlu fark görüntüleri birbirinden ayırt edemedikleri görülmüştür. Hausmann ve ark. (1991), daha sonra bu modeli kullanarak kemik değişikliklerini saptama açısından lezyon boyutu ve açısal farklılık derecesi arasındaki ilişkiyi incelemiştir. Gözlemcilerin, radyograflar arasında açı farkı yokken, tüm lezyon boyutlarında gözlenen krestal kemik değişimindeki fark görüntüleri %97- %99 oranında doğru yorumladıkları görülmüştür. 2° 'lik açısal farklılıkta, krestal lezyonlar %68- %87 doğrulukla yorumlanabilmiştir.

Mol ve Dunn (2003), geri dönüşümsüz projeksiyon hatalarında kemik değişikliklerinin tespitini değerlendirmiştir. Dişli mandibulaya 20 adet kemik çipi (1-10 mg) yerleştirilerek görüntü alındıktan sonra, 6° 'lik projeksiyon hatası varlığında çipli olmayan takip görüntüleri elde edilmiştir. Gözlemcilerin tesbiti yüksek oranda doğru bulunmuştur. Araştırmacılar 6° 'ye kadar olan projeksiyon hatalarının osseöz değişikliklerin saptanması için kullanılabileceğini bildirmişlerdir.

Yapılan çalışmalarda, görüntü çiftleri arasındaki açısal sapmalar arttıkça fark görüntülerinin kalitesinin azaldığı görülmüştür. Bu nedenle DFR'de projeksiyon geometrisi açısından standardizasyona önem verilmelidir.

2.5.2. Projeksiyon geometrisinde hataları azaltmak için kullanılan yöntemler

Stent-temelli Yöntem

Seri grafilerde projeksiyon geometrisini standardize etmek için iki yol tarif edilmiştir. Birincisinde X-ışın kaynağı, obje ve film mesafesi kişiye özel yapılan bir stent ile sabitlenmektedir. Bu yöntemde stent dişlerin üzerine oturtulur ve film ile X ışın kaynağına rijit olarak sabitlenir (Rosling ve ark., 1975). Standart radyograflar elde etmek için oldukça basit başka bir cihaz Duckworth ve ark. (1983) tarafından geliştirilmiş ve cihazın seri radyograflar arasındaki ortalama pozisyonlandırma hatası 3° olarak bulunmuştur. Bu yöntem vertikal bitewing projeksiyonları için uygulanmış ve kişiye özel stentler kullanılmıştır. Çalışmada, 53 çift radyografda alveol kret yüksekliğinin yaklaşık 0,1 mm fark ile tekrarlanabildiği gösterilmiştir. Ancak bu çalışma, stentlerin incelemeler arasında dişlere

uyumu ve oturuşundaki değişime bağlı pozisyonlandırma hatalarını kapsamamaktadır. Özellikle ileri periodontitisli hastalarda uyumsuz stentler nedeniyle tekrarlanabilirlik hataları olabilmektedir (Woo, 2000).

Janssen ve ark. (1989), periodontal hastalıkta fark görüntülerindeki projeksiyon hatalarını yaklaşık olarak hesaplamışlardır. Projeksiyon hataları olan radyograflardan elde edilen fark görüntüleri subjektif olarak karşılaştıran araştırmacılar, unilateral veya bilateral film tutucu desteği ve pozlamalar arasındaki zaman farkına bağlı projeksiyon hatalarını göstermişlerdir. Çift taraflı ısırma blokları ile kısa zaman aralığında alınan grafler tek taraflı ısırma bloğuyla çekilen graflerle karşılaştırıldığında daha fazla uyum göstermiştir. Radyografler arasındaki süre 7 günden 365 güne çıktığında açılama hatası daha büyük olmuştur. Kısa ya da uzun zaman aralığı ile çekilen radyografler arasındaki projeksiyon geometrisi farkı, dişler üzerindeki akrilik stent uyumunun zamanla bozulması ile açıklanabilir. Bu nedenle akrilik stentlerin uyumu tekrarlanabilirlik için en kritik husustur (Woo, 2000). Gröndahl ve ark. (1984), 3° açılama farkı ile çekilen radyografi çiftlerinde bile yorumlanabilir fark görüntüler oluşturduğunu göstermiştir. Bu sonuç, ideal olmayan görüntüleme koşullarında bile periodontal defektlerin DFR ile saptanabileceğini ortaya koymuştur.

Zappa ve ark. (1991), intraoral radyograflerde projeksiyon hatalarının ölçümü ve kontrolü için stent temelli başka bir yöntem geliştirmiştir. Bu yöntem, film tutucu, x-ışını manipülatörü ve yönlendirici cihazdan oluşmaktadır. Bu yeni sistemde oluşan invivo hataların literatürdeki tüm invivo ve invitro hatalardan belirgin şekilde daha az olduğu ve oldukça standardize görüntüler oluşturabildiği gösterilmiştir. Aynı zamanda yeni teknikte görülen küçük projeksiyon hatalarının, zamanla istatistiksel olarak anlamlı şekilde değişmediğini bildirmişlerdir. Açısal pozisyon tekrarlanmasındaki zorluk özellikle film tutucunun hasta oklüzyonuna uyumundaki bozulma sebebiyle ortaya çıkmaktadır. Hausmann ve ark. (1995), açısal tekrarlanabilirliği sağlamak amacıyla Rosling ve ark. (1975)'nin geliştirdiği yöntemi esas alınarak yeni bir elektronik güdümlü, kuvvet-duyarlı sensor bazlı sistem geliştirmişlerdir. Bu sistem, çubuk-stent temelli yöntemin bazı eksikliklerinin üstesinden gelmek için önerilmiştir (Rosling ve ark., 1975). Sistem; stent, hizalama kolu ve kuvvet duyarlı sensör içeren hizalama halkasından oluşmaktadır. Çalışmada 1 hafta ve 6 aylık aralıklarla görüntüler alınmıştır. Başlangıç seansı ve 1 haftalık aralıkla alınan görüntüler arasındaki açı değişiminin az olması, hastanın ilk seferdeki gibi yeniden pozisyonlandırılmasını sağlayabilmiştir. Başlangıçtaki görüntülerle 6 aylık aralıklarla alınan

görüntüler arasındaki açı değişiminin az olması hastanın tekrar aynı şekilde pozisyonlandırılmasının mümkün olduğunu göstermiştir. Bu yeni sistemin çubuk-stent temelli sistemde görülene benzer açı farklılıkları vardır. Çalışmada 6 aylık bir sürenin %75' inde 2° den az bir açısal farkın korunabildiği gösterilmiştir. Bu sistemle elde edilen görüntülerin %68'i minimum %98 spesifite ve %75 sensitivite ile yorumlanabilmiştir. Yine 6 aylık bir süre boyunca doğru şekilde yeniden pozisyonlandırma yapabilmek için çeşitli ölçü malzemeleri ile Rinn XCP (Rinn XCP Sensor Holders, Dentsply Rinn, Elgin, Amerika) ve VIP-2 (VIP Film Holder, Dentsply Rinn, Elgin, Amerika) ısıрма blokları test edilmiştir. 6 aylık süre boyunca toplam 9 ölçüm yapılan çalışmada Regisil (Regisil PB, Dentsply Caulk, Milford, Amerika) marka ölçü materyali ile Rinn XCP ısıрма bloğu en başarılı malzemeler olmuştur (Rudolph ve White, 1988).

Sefalostat Yöntemi

Açısal farklılığı azaltmak için kullanılan ikinci yöntemde ışın kaynağı-film mesafesini arttırmanın yanında sefalostattan yararlanır. Jeffcoat ve ark. (1987), projeksiyon geometrisini stabilize etmek için sefalostat kullanımının etkilerini inceledikleri çalışmalarında ortalama açısal farkın 0,33°-1,5° arasında değiştiğini bildirmişlerdir. Bu değerler, sefalostat tekniğinin, projeksiyon geometrisinin standardizasyonunda kullanılabileceğini göstermiştir. Ayrıca deneysel olarak oluşturulan periodontal lezyonların tespitinde stent temelli yöntemden daha yüksek tanısal doğruluk göstermiştir. Bununla birlikte, sefalostat tekniği sadece sagittal yöndeki projeksiyon geometrisi için uygulanabilmektedir. Bu tekniğin mandibula hareketinin film düzlemiyle paralel olmadığı oblik ya da anterior/posterior projeksiyonlar için kullanılması uygun değildir. Bunu çözmek için ısıрма blokları ile başın rotasyonunun önlenmesi gerekir (Woo, 2000). Anterior görüntülerde standart projeksiyon geometrisi ile hastanın yeniden pozisyonlandırmasını sağlamak için Reddy ve ark. (1991), gerçek zamanlı video tabanlı bir yöntem geliştirmiştir. Bu yöntemde ilk pozlama sırasında yüzün bir video görüntüsü elde edilip optik diskte saklanır. Bir sonraki pozlamadan önce yüzün kayıtlı orjinal görüntüsü yeniden açılır ve hastanın yüzü ile bu görüntü tamamen çakışana dek eşleştirme işlemi devam eder. Birbirleriyle tamamen eşleştiğinde monitörde gri bir görünüm olur. Yöntemin 0,31° açısal farklılıkla kullanılabileceği gösterilmiştir. Bu, DFR için gerekli eşik değer olan 3°'nin oldukça altındadır. Bu yöntemle lezyonlar % 93 sensitivite ile tespit edilebilmiştir. Bir başka çalışmada, lazer ve sefalostat kullanımına dayalı periapikal film pozisyonlandırma tekniği, film tutucu ve elastik ölçü materyali kullanımına dayalı yöntem ile

karşılaştırılmış ve iki teknik arasında tekrar pozisyonlandırma doğruluğu bakımından fark görülmemiştir (Ludlow ve Peleaux, 1994).

2.6. Fark Görüntülerdeki Kemik Değişikliklerinin Kalitatif Değerlendirilmesi

Dijital fark görüntülerde gri tonlamada küçük farklılıkların gösterilmesi zordur. Gözlemciler, dijital fark görüntüleri kalitatif olarak değerlendirirken, görüntülerin görsel kalitesini ileri görüntü işleme yöntemleriyle artırabilirler. Bu işlem piksel değerlerinin manipülasyonu ile görüntünün okunabilirliğini artırır. Psödorenk, fark görüntüdeki gri tonlarının her birine farklı bir renk atama yöntemidir. Kontrast iyileştirmede ise seçilmiş tek bir gri değer aralığı tüm gri değer aralığına yayılır. Böylece ilgili alandaki tanısal bilgiye sahip görüntünün kontrastı belirginleşir. İyileştirme yöntemleri ile küçük kontrast farklılıklarının daha iyi gösterilmesi sağlanabilir (Woo, 2000).

Bir çalışmada, psödorenk ile iyileştirilmiş fark görüntülerin iyileştirilmeyen görüntülere oranla gözlemciler tarafından daha doğru olarak yorumlanıp yorumlanmadığı in vitro ve in vivo olarak incelenmiştir. Deneysel olarak oluşturulan periodontal lezyonların psödorenk ile iyileştirilmiş fark görüntülerinde daha kolay saptandığı bildirilmiştir. Psödorenk ile iyileştirilmiş fark görüntülerin 1 mm'den küçük lezyonların tespitinde daha yüksek tanısal doğruluk gösterdiği bulunmuştur. Çalışmanın in vivo bölümünde, standart dikey bitewing grafilerin fark görüntüleri, interproksimal kemik kaybının varlığı açısından yorumlanmıştır. İyileştirilmemiş ve iyileştirilmiş fark görüntüler için ortalama değerler sırasıyla %64 ve %97 olmuştur. Tanı renk ile iyileştirilmiş fark görüntülerinde 2.3 kat daha fazla bulunmuştur. Kontrast ayarlarının, DFR görüntülerine katkı sağlamadığı ancak görüntülerin yorumlanması ve küçük periodontal lezyonların saptanmasında yararlı olabileceği gösterilmiştir (Reddy ve ark., 1991b).

Stassinakis ve ark. (1995), yaptıkları in vitro çalışmada kontrasttaki düzenlemelerle küçük kemik lezyonlarının saptanabilirliğinin arttığı gösterilmiştir. Başka bir in vitro çalışmada, kontrast artırıldığında medüller kemik defektlerinin daha doğru şekilde saptandığı bulunmuştur (Parsell ve ark., 1998).

Ferreira ve ark. (2006), çeşitli görüntüleme sistemlerinin minedeki demineralizasyonu saptamasını incelemiş ve logaritmik kontrast düzenleme DFR'de tanısal doğruluğun belirgin şekilde arttığını bildirmişlerdir.

Brägger ve ark. (1989), fark görüntülerdeki kontrast ve psödorenklendirmenin alveolar kemik değişikliklerini saptamadaki etkisini araştırmışlardır. Gözlemciler fark görüntüleri; standart, kontrast artırma ve psödorenklendirilmiş olarak incelemiş ve

psödorenkendirilmiş görüntülerin gözlemci içi ve gözlemci arası uyumu artırdığını belirtmişlerdir.

Brägger ve ark. (1994), kemik değişikliklerinin tanısında kontrast düzenleme ve psödorenkendirmenin etkisini değerlendirmişlerdir. Psödorenk uygulandığında alveol kemiğindeki değişikliklerin yorumlanmasında gözlemci içi ve gözlemci arası uyumun anlamlı olarak daha yüksek olduğu görülmüştür. Sonuç olarak, psödorenkendirilmiş fark görüntülerin tanı koymada daha objektif olmayı sağlayabileceği belirtilmiştir.

Versteeg ve van der Stelt. (1995), doğrusal olmayan kontrast düzenlemenin fark görüntülerin, diş minesini veya kemik lezyonlarını göstermede başarısız olduğunu, lezyonların saptanabilirliği açısından radyografların yanlış eşleştirilmesinden kaynaklanan yapısal gürültü gibi diğer faktörlerin daha önemli olduğunu belirtmişlerdir.

Masood ve ark. (2002), bir kuru kafa çalışmasında, panoramik TME radyografisi, panoramik dijital fark radyografisi ve renk ile iyileştirilmiş panoramik dijital fark radyografisi kullanarak osteofitlerin saptanabilirliğini değerlendirmiştir. Masood ve ark.'nın çalışmasında renklendirilen DFR ile standart DFR arasında lezyonların tespiti açısından anlamlı bir fark olmadığı bulunmuştur. Renklendirilen DFR'nin TME'deki osseöz değişikliklerin tanısında katkı sağlamadığı bildirilmiştir.

2.7. Dijital Fark Görüntülerindeki Kemik Değişikliklerinin Kantitatif Olarak Değerlendirilmesi

Araştırmacılar lezyonun kütlesi veya hacmindeki değişikliklerin DFR ile kantitatif olarak değerlendirilmesi için birtakım yöntemler önermiştir. Bu yöntemler genel olarak kemik değişikliklerinin mutlak ve bağıl ölçümlerdir. Mutlak yöntemler hacim veya kütledeki kemik değişikliklerini belirlemek için referans obje (örn. alüminyum basamak) kullanımını gerektirir. Bağıl yöntemler, referans alüminyum basamak gerektirmeyip, fark görüntünün gri değerinde gözlenen değişiklikleri kullanırlar. Diş hekimliğinde yaygın olarak bağıl yöntemler kullanılır (Woo, 2000; Chung-Chu, 2003).

2.7.1. Kemik Değişikliklerinin Mutlak Ölçümleri

DFR'de lokalize kemik lezyonlarını değerlendirmek için Ruttimann ve Webber (1987), mandibular alveol kemikte dental frezle kemik defektleri oluşturmuştur. Her bölgeden uzaklaştırılan kemik miktarlarını hassas terazide tartarak mg cinsinden belirlenmiştir. Fark görüntüdeki lezyon kalınlığının kalibrasyonu için kortikal kemikten yapılan ve boyutları bilinen bir basamak kullanmıştır. Radyograflar bir video kamera ve analog-dijital dönüştürücü

ile dijital görüntüleme çevrilmiştir. Bilinen basamak doğrusu ile gri değerlerin eşdeğer kemik kalınlığına dönüştürülmesi sağlanmıştır. Daha önce Ruttiman ve ark. (1985) tarafından kullanılan otomatik lezyon sınırı tespiti algoritması ile kortikal kemikteki yapay lezyonların hacmi değerlendirilebilmiştir. Hesaplanan hacimlerin, doğrudan tespit edilenlere oranla yaklaşık % 10 oranında farklı olduğu bulunmuştur.

Alveolar kemikteki hacimsel değişikliklerin belirlenmesi için alüminyum basamak kullanılır. Bu yöntemlerden birisinde referans ve kontrol grafide referans obje olarak alüminyum basamak kullanılır. Değişiklik olan bölgeye ait dansite değeri alüminyuma eşdeğer dansite değeri olarak ifade edilir. Araştırmacılar, kuru insan mandibulasına yerleştirilen alüminyum silindirlerin bilinen hatalar içerisinde belirlenen hacimlerinin gerçek hacimlere yakın olduğunu göstermişlerdir (Vos ve ark., 1986). Bu nedenle yöntem, alveol kemik değişikliklerini değerlendirmede güvenilir kantitatif araç olarak kullanılabilir.

Diğer yöntemde ise tek bir alüminyum basamak kullanılır. Bu referans basamak sadece ilk pozlama sırasında mevcut olup sonraki görüntülerde yoktur. Bu sayede takip görüntüsünde referans basamağın negatif bir görüntüsü oluşur. Bu görüntü, lezyonlu alanlarda gözlenen gri düzeyi değişimlerine karşılık gelen basamak kalınlığını belirlemede kullanılır. Değişikliğin olduğu alanda ilk ve ikinci radyograf arasında oluşan dansite farklılıkları dijital fark görüntüde gösterilir. Daha sonra bu değişiklik, basamak görüntüsünün dansitesi cinsinden değerlendirilerek karşılık gelen alüminyum eşdeğerinin kalınlığı hesaplanır. Lezyon kütlesi; ilgili alan, kalınlık, alüminyum yoğunluğu ve kemik-yoğunluk değişim faktörünün çarpımıyla hesaplanır (Jeffcoat ve Reddy, 1993b).

İki yöntemin karşılaştırıldığı bir çalışmada, iki basamak kullanılan yöntemin bir basamak kullanılan yöntemle oranla alüminyum eşdeğer hacim ve gerçek kemik ağırlığı arasında daha yüksek korelasyona sahip olduğu bildirilmiştir. Bu nedenle alveol kemiğindeki değişikliklerin kantitatif olarak değerlendirilmesi için iki basamak kullanılan yöntem önerilmiştir (Allen ve Hausmann, 1996).

2.7.2. Kemik Değişikliklerinin Bağlı Ölçümleri

Brägger ve ark. (1987; 1988), dijital fark görüntülerde alveol kemik yoğunluğu değişikliklerinin ölçümü için bilgisayar destekli densitometrik görüntü analizi (Computer Assisted Densitometric Image Analysis, CADIA) sistemi tanıtmışlardır. Bilgisayar penceresindeki, referans ve kontrol görüntülerin tüm 2x2 piksel alanlarının ortalama gri değeri hesaplanıp birbirinden çıkarılmıştır. Negatif değer yoğunlukta meydana gelen azalmayı, pozitif değer ise yoğunlukta meydana gelen artışı göstermiştir. Elde edilen sonuçta

ise CADIA-değeri adı verilmiştir. Metodun zaman içerisinde alveol kemiği dansitesinde meydana gelen değişimlerin saptanmasında kullanılabileceği belirtilmiştir.

Bir in vivo çalışmada, CADIA yöntemi periodontal cerrahiye bağlı kemik remodelingindeki aktiviteyi, cerrahiden sonraki 4-6 haftalık bir süre içerisinde %82 sensitivite, %88 spesifite ve %87 tanısal doğrulukla tespit edebilmiştir. Araştırmacılar CADIA'nın kemik değişikliklerini objektif ve kantitatif olarak ölçebilen bir yöntem olduğu sonucuna varmışlardır. Ayrıca bu yöntemin dijital fark görüntüleri ve konvansiyonel radyografların gözlemciler tarafından yorumlanması gibi diğer radyolojik yorumlama teknikleri ile karşılaştırıldığında en duyarlı yöntem olduğunu belirtmişlerdir (Brägger ve ark., 1988).

Christgau ve ark. (1998a; 1998b), bir test bölgesindeki gerçek kemik değişikliklerini arka plan gürültüsünden ayırmak için, kemik değişikliği olmayan bir kontrol bölgesi için bir başka kantitatif yöntem tanıtmıştır. Test ve kontrol bölgelerinin ortalama gri düzeyleri arasındaki fark, düzeltilmiş ortalama gri ton düzeyini göstermektedir. Bu düzey, daha sonra radyografik yoğunluk değişimlerinin kantitatif olarak değerlendirilmesi için bir parametre olarak kullanılmıştır. Gerçek kemik kalınlığı ya da alveoler kemikteki kalsiyum kütlesi ile düzeltilmiş ortalama gri düzeyleri arasında yüksek bir korelasyon bulunmuştur.

Fourmoussis ve ark. (1994b), CADIA'nın özelliklerini değerlendirmiş ve CADIA'nın diş/implant interproksimal aralığındaki mineralize dokuda meydana gelen küçük değişikliklerin belirlenmesinde çok hassas bir yöntem olabileceği kanısına varmıştır.

Yukarıda anlatılan bağıl yöntemler kemik değişikliklerinin mutlak miktarını belirleyemese de, bu kantitatif yöntemler hastada zaman içinde meydana gelen kemik değişikliklerinin takibi için kullanılabilir. Mutlak ölçümler ile karşılaştırıldığında bu tür DFR sistemlerinin işlemleri daha basittir. Çünkü herhangi bir referans yapıya ihtiyaç yoktur (Woo, 2000).

2.8. Dijital Fark Radyografinin Doğruluğu

Bir dizi in vitro ve in vivo çalışma, DFR'nin kemik kütlesi, kemik kalınlığı ve mineral içeriği açısından çok küçük kemik değişikliklerini dahi doğru bir şekilde saptayabileceğini göstermiştir.

Jeffcoat ve ark. (1992), üç farklı kuru insan kuru kafasında dental implantların yanına 1-35 mg'lık kemik çiplerini rastgele yerleştirmiştir. Gerçek kemik kütlesi ve DFR ile hesaplanan kemik kütlesi arasında doğrusal bir korelasyon ($r^2 = 0,91 - 0,94$) bulunmuştur. Jeffcoat ve Reddy (1993a), yaptıkları in vivo çalışmada implant çevresindeki osseöz değişiklikleri DFR ile incelemiştir. Maymunlara küçük kemik çipleri yerleştirerek referans

görüntüler alınmış, daha sonra çipler uzaklaştırılarak takip görüntüler elde edilmiştir. Hesaplanan çip kütlesi ile gerçek çip kütlesi arasında mükemmel korelasyon ($r^2 > 0.9$) bulunmuştur. DFR'nin, implant başarısında yararlı bir teknik olarak kullanılabileceği belirtilmiştir.

Fourmoussis ve ark. (1994b), domuz mandibulasında dental implanta komşu mezial ve bukkal kemik defektleri oluşturup içine 1-15 mg'lık kemik çipleri yerleştirmiştir. Fark işlemi sonrasında sonuçlar CADIA ile değerlendirilmiştir. Mezial defekte yerleştirilen kemik çipleri (1-5 mg) ile CADIA değerleri arasında doğrusal korelasyon ($r^2 = 0.99$) bulunmuştur. Bukkal defektlerde ise 14 mg'dan az olan kemik çipleri tespit edilememiştir. Ayrıca düşük pozlama yapılırsa CADIA ile implantın etrafındaki yumuşak doku değişikliklerinin de saptanabileceği bildirilmiştir.

19 hasta üzerinde yapılan bir in vivo çalışmada, kemik değişikliklerini simüle etmek için üç farklı ağırlıkta (1 mg, 7 mg ve 10 mg) mineye eşdeğer çipler mukobukkal katlantıya yerleştirilmiştir. Gerçek çip ağırlığı ve DFR ile hesaplanan çip ağırlığı arasında doğrusal bir korelasyon ($r^2 = 0.68$) bulunmuştur. 7 mg ile 10 mg olan çiplerin yoğunluk değişimleri yüksek doğrulukla saptanırken, 1 mg'lık çiplerin % 42'si doğru tespit edilememiştir (Hausmann ve ark., 1996).

Çok merkezli bir çalışmada DFR'nin alveol kemik değişikliklerini saptamadaki başarısı değerlendirilmiştir. Üç merkezdeki 17 hastaya kemik çiplerini simüle etmek üzere hidroksi apatit (yaklaşık 1,7-10 mg) yerleştirilmiştir. 1 mg'lık değişikliklerin saptanmasında sensitivite ve spesifite sırasıyla %87,8 ve %100, 7 mg ve 10 mg'lık çiplerin saptanmasındaki sensitivite ve spesifite ise %100 olmuştur. Çiplerin gerçek kütleleri ve hesaplanan kütleleri arasında güçlü bir doğrusal korelasyon ($r^2 = 0.94$) gözlenmiş olup, merkezler arasında korelasyon açısından anlamlı bir fark gözlenmemiştir. Bu araştırma, DFR'nin alveoler kemik değişikliklerinin değerlendirmesinde kullanılabileceğini göstermiştir (Jeffcoat ve ark., 1996).

Eksperimental bir çalışmada, 4 domuz mandibulasındaki bukkal ve interproksimal defektlere kortikal ve medüller kemik çipleri yerleştirilmiştir. Kemik çiplerinin gerçek kalınlığı ve fark görüntülerde ölçülen radyografik yoğunluk değişiklikleri arasında doğrusal bir korelasyon saptanmıştır (Christgau ve ark., 1998a). Araştırmacılar, DFR'nin alveol kemiğindeki kalsiyum kütle değişikliklerinin saptanması ve kantitatif değerlendirmesi için yüksek doğruluk oranına sahip olduğunu bildirmiştir. DFR'nin kortikal ve medüller kemikteki küçük yoğunluk değişikliklerini yüksek doğrulukla saptayabildiği bildirilmiştir (Christgau ve ark., 1998b).

Kravitz ve ark. (1992), yaptıkları in vitro çalışmada dişlerde eksternal kök rezorpsiyonları oluşturarak DFR'nin bu rezorpsiyonları saptama ve miktarını belirleme kapasitesini değerlendirmiştir. Hidroklorik asit ile demineralizasyonu takiben görüntüler alınmıştır. DFR'nin deneysel olarak oluşturulan lezyonları saptayabildiği ve kantitatif değerlendirme yapılabildiği belirtilmiştir. Heo ve ark. (2001), apikal kök rezorpsiyonlarının tespiti ve miktarının belirlenmesinde DFR'nin tanısal doğruluğunu değerlendirmiştir. Hesaplanan rezorpsiyon miktarı ile gerçek rezorpsiyon miktarı arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Eksternal kök rezorpsiyonlarını değerlendiren bir başka çalışmada dijital radyografi (DR) ve DFR'nin etkinliğini karşılaştırılmıştır. 49 dişin apikal ve lingual bölgelerinde lezyonlar oluşturarak radyografi alınan bu çalışmada iki teknik arasında kök rezorpsiyonlarının tespiti açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır. Ancak lingual yüzdeki 1 mm'den küçük lezyonların tespitinde DFR daha başarılı olmuştur. 0,5 mm'den küçük lezyonlar ise hem DR hem de DFR ile gösterilememiştir (Ono ve ark., 2011).

Eberhard ve ark. (2000), DFR ile demineralizasyonun ilerleyişini değerlendirmiş ve çürük lezyonlarındaki ilerlemenin DFR ile saptanabileceğini belirtmiştir.

Tsiklakis ve ark. (2005), DFR ile radiküler kist eksizyonu sonucu kemikteki iyileşmeyi incelemiş ve DFR'nin iyileşme sürecinin izlenmesinde kullanılabileceğini bildirmiştir.

Stephonopoulos ve ark. (2011), internal rezorpsiyonlarda DR ve DFR'nin etkinliğini karşılaştırmıştır. Araştırmacılar, 18 tek köklü dişte değişik boyutlarda internal rezorpsiyon oluşturmuş ve bu rezorpsiyonların saptanmasında DFR'nin DR'den daha üstün olduğunu bildirmişlerdir.

Takeshita ve ark. (2013), dişlerin proksimal defektlerinin tanısında üç farklı görüntüleme yöntemini (DR, DFR ve DR+ filtrasyon uygulama) karşılaştırmıştır. Çalışmada çekilmiş 20 sağlıklı premolar dişin proksimal yüzeylerinde 0,25 mm, 0,5 mm, ve 1 mm'lik defektler oluşturulmuştur. DFR, tüm proksimal defektler için en yüksek sensitivite ve spesifiteyi göstermiştir. Filtreli görüntüler ve DDR görüntüler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken, DFR ile diğer yöntemler arasında anlamlı derecede farklılık görülmüştür. En düşük değerler perio filtreli ve negatif filtreli görüntülerde elde edilmiştir.

2.9. Konvansiyonel Radyografi ile Dijital Fark Radyografinin Karşılaştırılması

Gröndahl ve ark. (1983a), DFR'nin kuru insan mandibulasında deneysel olarak oluşturulan lezyonların teşhisinde konvansiyonel tekniklerden daha başarılı olduğunu göstermiştir. Fark görüntüleri yorumlarken tüm gözlemciler tarafından daha yüksek tanı

yüzdesi elde edilmiştir. Aynı araştırmacılar DFR'nin, gürültüsü azalmış görüntülerde, gürültüsü azalmamış görüntülere oranla daha büyük başarı gösterdiğini ortaya koymuştur (Gröndahl ve ark., 1983b). Gröndahl ve ark. (1987), periodontal hastalıkta DFR ve konvansiyonel radyografilerdeki gözlemci içi ve gözlemci arası uyumunu değerlendirmiştir. Dört gözlemci, periodontal hastalığa sahip bireylerden alınan radyografileri kemik kazancı ya da kaybı açısından değerlendirmiştir. DFR görüntülerinin değerlendirilmesinde konvansiyonel radyografiye göre daha yüksek gözlemci içi ve gözlemci arası uyum olduğu görülmüştür.

Rethman ve ark. (1985) tarafından yapılan bir hayvan çalışmasında, DFR'nin tanısal doğruluğu önemli oranda geliştirmekle kalmayıp, tanı için gerekli zamanı azalttığı bulunmuştur. Bu çalışmada DFR ile konvansiyonel radyografi arasındaki tanısal doğruluk ve teşhis süreleri karşılaştırılmıştır. İnterproksimal ve bukkal kemik boyunca oluşturulan osseöz lezyonları değerlendiren gözlemciler, lezyonları DFR' de daha yüksek tanısal doğrulukla ve daha hızlı şekilde tespit edebilmiştir. Ayrıca DFR'nin tanı konulamayan olguların oranını %30 azalttığı görülmüştür.

Hausmann ve ark. (1985), periodontal tedavi sırasında DFR ve alveol kreti kemik yüksekliği ölçümü (problema ataçman seviyesinin değerlendirilmesi) kullanarak alveolar krestal kemik yüksekliğini değerlendirmiştir. DFR'nin alveol kretindeki kemik değişikliklerini tespit etmede daha duyarlı olduğu bulunmuştur.

Katsarsky ve ark. (1994), yaptıkları çalışmada insan kuru mandibulasında deneysel lezyonlar oluşturmuştur. Konvansiyonel grafilerle değişik boyutlardaki 178 kemik lezyonunun 108'i (%60,6) tespit edilebilirken, DFR ile 162 (%91) lezyon tespit edilmiştir. Araştırmacılar DFR ile konvansiyonel teknik arasında tanısal doğruluk açısından anlamlı fark bulmuştur.

Deneysel olarak oluşturulan kemik lezyonlarının saptanabilirliği açısından DFR ve konvansiyonel radyografileri karşılaştıran başka bir çalışmada, 6 kuru insan mandibulasının bukkalinde kemik defektleri oluşturulup uzaklaştırılan kemik miktarı ¹²⁵I absorpsiyometri ile ölçülmüştür. ¹²⁵I absorpsiyometri ile ölçülen değerler ile DFR ve konvansiyonel radyografideki değerler karşılaştırılmıştır. Kompakt kemikteki 1 mm'den biraz daha az genişlikte ve ortalama derinliği 0.49 mm olan lezyonlar DFR kullanıldığında yüksek doğruluk oranıyla tespit edilmiştir (Gröndahl ve ark., 1988). Konvansiyonel teknikle aynı doğruluk oranına ulaşmak için ortalama lezyon derinliğinin üç kat daha fazla olması gerekmektedir (Woo, 2000).

Hintze ve ark. (1992), DFR'nin kök rezorpsiyonlarının saptanabilirliğini artırıp artırmadığını incelemiştir. Bazı küçük rezorpsiyonlar DFR ile tespit edilebilmesine rağmen,

konvansiyonel radyografilerle karşılaştırıldığında tanısal doğruluk oranının artmadığı belirtilmiştir.

Kravitz ve ark. (1992) ise deneysel olarak oluşturulan eksternal kök rezorpsiyonlarının tespitinde DFR'nin konvansiyonel radyografilerden anlamlı derecede daha üstün olduğunu göstermiştir.

Heo ve ark. (2001), kök rezorpsiyonlarının tespitinde DFR ile konvansiyonel radyografileri karşılaştırmış ve konvansiyonel radyografilerin tanısal doğruluk oranını daha düşük bulmuştur.

Nummikoski ve ark. (1992), artifisiyel rekürrent çürük tanısı için DFR ve konvansiyonel grafilerin tanısal doğruluk oranlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında, DFR'nin rekürrent çürük lezyonlarını konvansiyonel grafilerden daha iyi saptadığını belirtmişlerdir.

Martignon ve ark. (2006), çürüğün ilerlemesinde konvansiyonel radyografi ile DFR'yi karşılaştırmış ve DFR'nin daha sensitif bir yöntem olduğunu bildirmiştir.

Miguens Jr ve ark. (2008), panoramik grafilerde DFR tekniğini kullanarak periapikal lezyonların saptanabilirliğini incelemiştir. Araştırmacılar, konvansiyonel ve dijital panoramik grafilerle elde edilen fark görüntüleri arasında simüle periapikal lezyonların saptanması açısından anlamlı bir fark olmadığını belirtmiştir.

Ekberg ve ark. (1998), kondil pozisyonlarının değerlendirilmesi için DFR yerine konvansiyonel grafi kullanımını önermişlerdir. Masood ve ark. (2002), DFR'nin, TME'deki osteofitik lezyonların teşhisinde konvansiyonel radyografiden daha başarılı olduğunu belirtmişlerdir.

2.10. Dijital Görüntüleme ile Gerçekleştirilen Dijital Fark Radyografi

2.10.1. Dijital Görüntüleme Sistemleri

DFR'de fark görüntü elde edilmeden önce görüntülerin dijitalize edilmesi gerekir. Konvansiyonel radyografların dijital görüntüye çevrimi indirekt görüntü elde etme yöntemi ile olmaktadır. Intraoral ve ekstraoral olarak kullanılabilen dijital reseptörlerin gelişmesiyle birlikte, doğrudan dijital görüntüler elde edilmeye başlanmıştır.

DFR'de direkt dijital görüntüleme sistemleri kullanmanın çeşitli avantajları vardır. Kimyasal işlemlerdeki zararlı atıklar ve kurşun/kalay yaprak, dijital sistemlerle ortadan kalkmıştır. Direkt dijital reseptörler x-ışınına daha duyarlı olduğundan ekspoz için gerekli doz azalır. Bu nedenle klinik çalışmalarda daha sık aralıklarla veri toplama ve ölçüm yapma mümkün olmaktadır. Ayrıca dijital kayıtlar, görüntülerin tamamen dijital olarak saklandığı ve her zaman ulaşılabilirdiği, dijital görüntü arşivleme ve iletişim sistemi (picture archiving and

communication system, PACS) uygulamasına izin verirler. Görüntüler herhangi bir kayıp ya da değişiklik olmaksızın diğer sağlık hizmeti çalışanlarına elektronik olarak transfer edilebilir.

Bununla birlikte dijital sistemlerin analog sistemlerle karşılaştırıldıklarında bazı dezavantajları vardır. Dijital görüntüleme sistemlerinin kurulumu ve hasarlanan reseptörlerin yenisi ile değiştirilmeleri oldukça masraflıdır (Ludlow ve Mol, 2009). Dijital reseptörler çok kullanımlık olarak tasarlandığından, kullanımda filmlere göre daha fazla özen isterler. Sert, hacimli ve kablolu reseptörlerin hasta ağzına yerleştirilmeleri zordur. İnfeksiyon kontrolü sağlanması güçtür. Ayrıca dijital sistemlerin uzaysal çözünürlüğü filmde daha düşüktür. İntraoral film 20 lp/mm'inden fazla çözünürlük sağlayabilirken, PSP sistemler 7 lp/mm çözünürlük sağlayabilir. Ancak gözlemciler magnifikasyondan yararlanmaksızın yaklaşık 6 lp/mm ayırt edebilir. Bu nedenle dijital sistemlerin çözünürlüğü, tanısal değerlendirme için yeterli kabul edilmektedir. Hem ekstraoral hem de intraoral dijital görüntüleme sistemlerinin performansı bir çok çalışmada konvansiyonel radyograflar kadar iyi bulunmuştur (Syriopoulos ve ark., 2000; Molander ve ark., 2004). Arayüz çürüklerinin tespitinde direkt dijital radyografi (DDR) ve PSP konvansiyonel filmlere eşdeğer bulunmuştur (Syriopoulos ve ark., 2000). Charge coupled device (CCD) reseptör kullanarak alınan panoramik radyograflarda görüntü kalitesinin konvansiyonel panoramik radyograflara eşdeğer olduğu, PSP kullanarak alınan radyografların ise buna yakın görüntü kalitesinde olduğu belirtilmiştir (Molander ve ark., 2004).

Direkt dijital radyografi sistemleri direkt okuma işlemiyle x-ışınlarını doğrudan elektrik şarjlarına dönüştürür. Diş hekimliğinde ilk DDR sistemi, 1984 yılında Dr. Mouyens tarafından Radiovisiography (RVG) adıyla tanıtılmıştır. Bugün üreticiler, çeşitli reseptör ve okuma teknolojilerine dayalı dijital görüntüleme sistemleri piyasaya sunmaktadır. Çalışma ilkeleri aynı olan bu sistemlerin farklılıklarını rezolüsyon değerleri, sensör tipleri, matriks boyutları ve piksel değerleri belirlemektedir (Parks ve Williamson, 2002; Berkhout, 2003).

2.10.2. Dijital Görüntü Reseptörleri

Dijital görüntüleme kullanılan iki temel teknoloji mevcuttur: 1) Solid State Teknolojisi (CCD) 2) Fotostimüle Fosfor Teknolojisi (PSP). Birincisinde görüntü ışınlama sonrası ekranda hemen oluşur. Diğerinde ise ara bir faz vardır ve latent görüntü lazer ışını ile tarandıktan sonra ekranda oluşur. Dijital radyografide filmin yerini 'sensör' ya da 'reseptör' almıştır.

Solid State Reseptörler

Solid-State reseptörler, solid yarı iletken materyal içerisinde x-ışınlarının oluşturduğu şarjı toplar. Bu sensörlerin temel klinik özelliği ekspozdan sonra görüntüye hızla erişilebilmesidir. İntraoral reseptörlerin matris, okuma ve yükseltici elektronik kısımları onları çevreden koruyan plastik bir kılıf içerisindeydir. Dijital radyografide üç tip solid state reseptör kullanılır (Ludlow ve Mol, 2009).

a) Charge Coupled Device (CCD)

CCD, 1987 yılında tanıtılan ve intraoral görüntülemeye uyum sağlayan ilk dijital görüntü reseptörüdür (Ludlow ve Mol, 2009; Syriopoulos ve ark., 2000). Bu reseptör, görüntü kaydetmede ince bir silikon plaka kullanır. X-ışını fotonları silikona ulaştığında silikon atomları arasındaki kovalent bağlar kopar ve ‘elektron-pozitif iyon çiftleri’ oluşur. Elektron-pozitif iyon çiftlerinin sayısı alanın aldığı radyasyon miktarıyla orantılıdır. Elektronlar daha sonra reseptördeki en pozitif potansiyele doğru çekilirler. Her şarj paketi bir piksele karşılık gelir ve matristeki tekli piksellerden oluşan şarj paterni latent imajı temsil eder. İmaj her bir satırdaki piksel şarjlarının bir pikselden diğerine ‘‘bucket brigade ‘‘ şeklinde transferiyle okunur. Şarj satırın sonuna yaklaştığında veri yükselticiye transfer edilir ve analog-dijital dönüştürücüye voltaj olarak nakledilir. Her bir pikselden voltajlar örneklenir ve gri seviyesini temsil eden sayısal bir değer atanır. CCD’ler ayrıca panoramik ve sefalometrik görüntüleme için birkaç piksel genişliğinde ve bir çok piksel uzunluğunda da üretilmektedir. CCD teknolojisinin en büyük dezavantajı intraoral reseptörlerin filmde daha kalın olmasıdır. Reseptör hastalar tarafından iyi tolere edilemediğinden reseptörün yerleştirilmesi filme göre daha zor ve zaman alıcı olabilir. Reseptöre bağlı kablo kolayca zarar görebilir ve reseptör yerleştirmeyi zorlaştırabilir (Ludlow ve Mol, 2009; Akkaya, 2010).

b) Complementary Metal Oxyde Semiconductors (CMOS)

CMOS, 1988 yılında İskoçya’da aktif piksel teknolojisiyle üretilen sensörlerdir. CMOS sensörler de silikon bazlı yarı iletken olmasına rağmen piksellerde şarjların okunması yönünden CCD sensörlerden farklılık gösterir. Her piksel yanındaki piksellerden izoledir ve direkt olarak bir transistora bağlıdır. CMOS sensörlerde pikseller ayrı ayrı okunduğundan CCD’lerde görülebilen parlama problemi oluşmaz (Kitagawa ve ark., 2003). CCD sensörlerdeki gibi absorbe edilen x-ışını enerji miktarıyla orantılı olarak piksel içinde elektrik şarjı oluşturulur. Bu şarj transistora küçük bir voltaj olarak transfer edilir. Her bir

transistördeki voltaj ayrı olarak adreslenir, sayısallaştırıcı tarafından okunur, saklanır ve dijital gri değeri olarak gösterilir (Ludlow ve Mol, 2009).

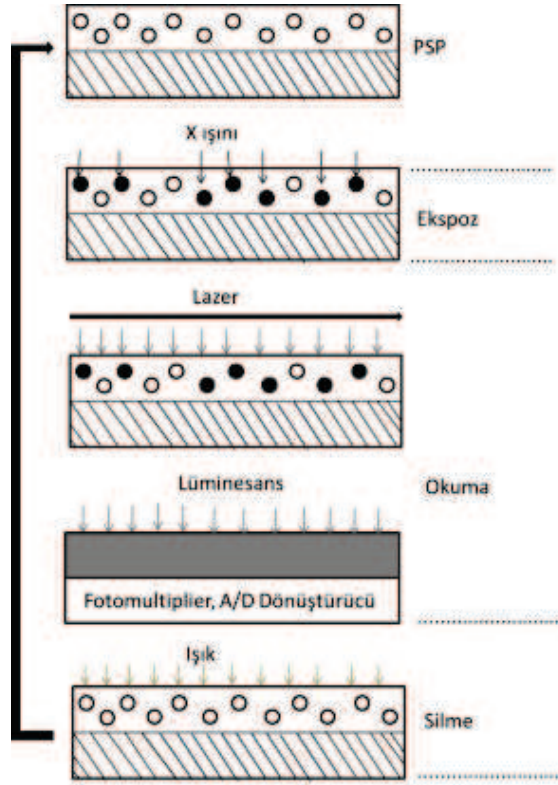
Yapılan çalışmalarda CMOS sensörlerin CCD'lerin yerine geçebileceği bildirilmiştir. Bazı çalışmalarda periapikal lezyonların, aproksimal çürüklerin, gingival yumuşak dokuların ve periodontal ligament aralığının değerlendirilmesi açısından CMOS ve CCD sensörler arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır (Kitagawa ve ark., 2003).

c) Düz Panel Dedektörler (Flat Panel Dedectors)

Düz panel sensörler medikal görüntülemenin yanı sıra çeşitli ekstraoral görüntüleme cihazlarında da kullanılmaktadır. Düz panel sensörler de aktif elektronik elemanlar olarak ince film transistör (thin-film transistor, TFT) dizileri kullanılır. Bu dedektörler 100 µm'den daha küçük piksel boyutlarıyla nispeten daha geniş matris alanı sağlayabilirler. Bu, vücudun daha geniş alanlarının direkt olarak dijital formatta görüntülenmesini sağlar. Düz panel dedektörleri maliyetli olduğundan konik ışın BT gibi özel görüntüleme yöntemlerinde kullanılmaktadır (Ludlow ve Mol, 2009).

İşıkla Uyarılan Fosfor Plaka Sistemleri (Photostimulable Phosphor, PSP)

İndirekt dijital görüntüleme görüntü reseptörü olarak PSP kullanılır. Fosfor plakalarda önce görüntü analog olarak oluşur. Lazer tarayıcıyla taranan latent imaj daha sonra dijital görüntüye dönüştürülür. PSP plakaları x-ışımından enerji absorbe eder, depolar ve daha sonra daha uzun dalga boylu diğer bir ışıkla uyarıldığında bu enerjiyi ışık olarak (fosforesans) serbest bırakır (Syriopoulos ve ark., 2000; Akkaya, 2010). Stimulan ışıkla fosforesans ışığın dalga boyları farklı olduğundan, ikisi birbirinden ayrılabilir ve fosforesans, materyalin absorbe ettiği x-ışını enerjisi miktarı olarak ölçülebilir (Şekil 3).



Şekil 3. PSP sistemlerde görüntü oluşumu (Körner ve ark., 2007'den uyarlanmıştır)

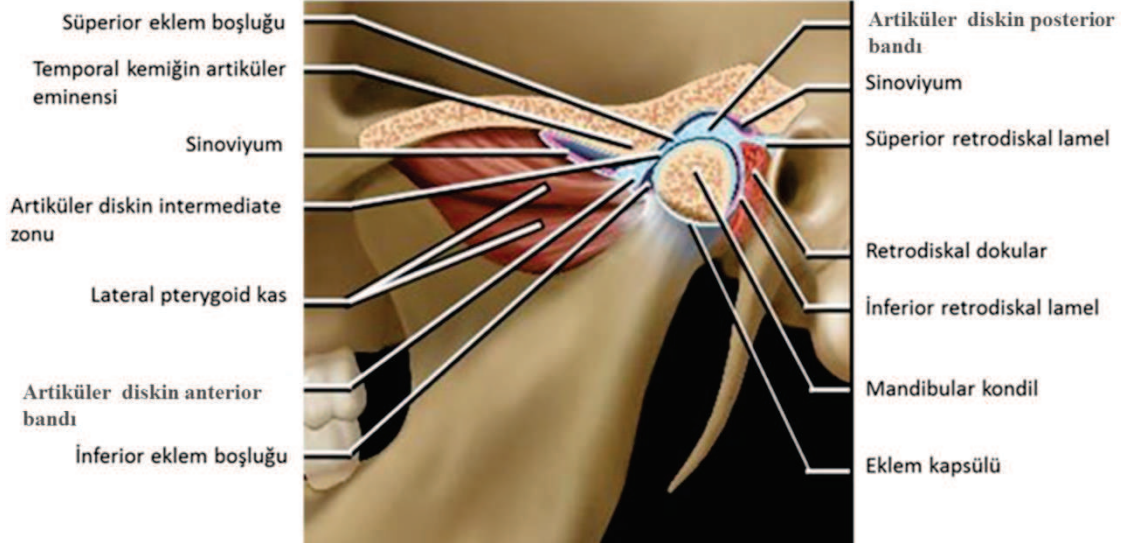
Radyografik görüntüleme için kullanılan PSP reseptörler polyester baz üzerinde ince bir tabaka halinde bulunan europium katkılı baryum florohalidinden ibarettir. Fosfor plakayı oluşturan kristaller, baryumun halid grubu elementlerinden iyot, brom ve klorla bileşikler yapar (BaFI, BaFCl, BaFBr). Aktivatör madde olarak eklenen Europium (Eu) elementi ise fosfor kristalinde elektron alışverişini sağlamakta ve görüntü oluşumunda önemli bir rol oynamaktadır. Bu bileşikler yarı-iletken özelliğinde kristal bir ortam içerisindedirler. Yarı-iletkenlerde elektronların yoğun olarak bulunduğu valens bandı, elektronların çok az bulunduğu kondüksiyon bandı ve ikisinin arasında F-merkezi adı verilen, elektronların yakalanarak tutulduğu bir ara alan vardır. F-merkezinde tutulan elektronlar kondüksiyon bandındakilerden düşük, valens bandındakilerden ise yüksek enerjiye sahiptir. X-ışınları, yarı-iletken özelliğindeki fosfor ekrana çarptığında, absorbe edilen enerjiyle Europium'dan valens elektronları salınır ve Eu +2 değerlikten +3 değerlikli bir atom haline dönüşür (www.mustafasecil.com/admin/b_bilgi_dosya/dosya/02032011012311_dijital_radyoloji.pdf). Ortaya çıkan elektronlar yüksek enerjili konuma geçerler ve kondüksiyon bandına hareket ederler. Bu elektronlar florohalid örgüsündeki halojen boşluklar (F merkezleri) civarına göç ederek orada yarı kararlı durumda tutulurlar. Tutulan elektronların sayısı x ışını ekspozuyla orantılı olup latent imajı temsil eder (Ludlow ve Mol, 2009).

Latent görüntünün görünür hale getirilmesi, F-merkezinde tutulmuş olan elektronların eski konumlarına gönderilmesi ve bu sırada ortaya çıkan görünür ışık fotonlarının saptanıp veriye dönüştürülmesi prensibine dayanır. Bunun için latent görüntüyü içeren plaka, bir tarayıcı içerisine yerleştirilir (www.mustafasecil.com/admin/b_bilgi_dosya/dosya/02032011012311_dijital_radyoloji.pdf). 600 nm civarında kırmızı ışıkla (helyum-neon lazer) uyarıldığında baryum florohalid F-merkezinde tutulan elektronları kondüksiyon bandına doğru serbest bırakır. Enerji alan elektronlar kondüksiyon bandına çıkıp yeniden serbestçe dolaşabilir duruma gelir ve daha düşük enerjili valens bandına dönme ihtimali ortaya çıkar. Valens bandına dönen bu elektronlar Eu^{+3} 'ü Eu^{+2} haline geri döndürür ve aradaki enerji farkı yeşil dalga boyunda (300-500 nm) görünür ışık fotonu olarak salınır. Fiberoptikler ışığı PSP plaklarından fotomultiplier tüpe (ışın çoğaltıcı tüp) iletir. Fotomultiplier tüpteki kırmızı filtre uyarıcı kırmızı lazer ışığın uzaklaştırılmasını ve yeşil ışığın voltaja dönüştürülmesini sağlar. Voltaj sinyali analog-dijital dönüştürücü tarafından ölçülür, depolanır ve dijital görüntü olarak gösterilir (Ludlow ve Mol, 2009; www.mustafasecil.com/admin/b_bilgi_dosya/dosya/02032011012311_dijital_radyoloji.pdf).

Fosfor plakalar intraoral, panoramik ve sefalometrik film boyutlarında üretilirler (Ludlow ve Mol, 2009). PSP plakalarla görüntü oluşturabilmek için gerekli x-ışını dozu filme göre 1/3 oranında azaltılabilir (Wenzel ve Møystad, 2010). Fosfor plakaların konvansiyonel filme benzer boyut, şekil ve esneklikte olması, CCD sensörlere göre ince ve kablosuz olması ve dinamik aralığının geniş olması kolaylık sağlar. Ancak görüntü tarama için ilave bir süre gerektirmesi ve reseptörün kısa sürede hasar görebilmesi dezavantajlarıdır (Akkaya, 2010).

2.11. Temporomandibular Eklem (TME)

Temporomandibular eklem (TME) vücuttaki en karmaşık eklemlerden biridir. TME, temporal kemiğin mandibular fossası ile mandibular kondilden oluşur. Eklem boşluğunda ise bu iki kemiği ayıran artiküler disk vardır (Şekil 4). Morfolojik olarak kişiden kişiye ve aynı kişide sağ ve sol arasında birbirlerine göre değişkenlik gösterebilir. Menteşe hareketi yapması nedeniyle ginglimoid eklem, kayma hareketleri yapması nedeniyle de artroidal eklem olarak tanımlanmaktadır. Bu nedenle teknik olarak TME ginglimoartroidal eklem olarak sınıflandırılır (Okeson, 2007).



Şekil 4. TME anatomisi (Hansberger' den, 2010)

Temporomandibular Eklemi Oluşturan Artiküler Yüzeyler

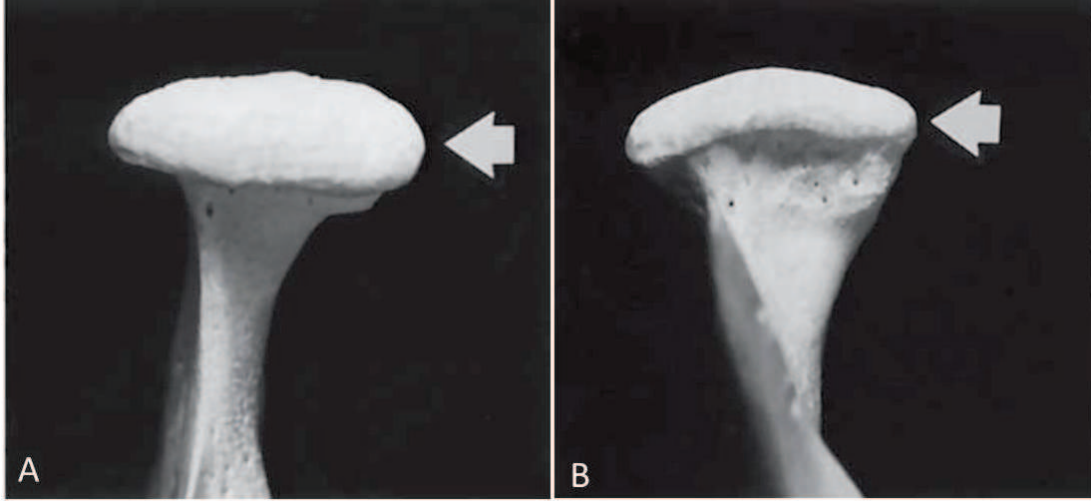
Mandibular Kondil

Kondil, ramus mandibulaya ince bir boyun kısmıyla bağlı olan elipsoid şekilli kemik yapıdır. Yetişkinlerde kondil başı anteroposterior yönde 8-10 mm uzunluğunda ve mediolateral yönde 15-20 mm kalınlığındadır. Sağ sol kondil arasında sıklıkla asimetriye rastlanılmaktadır. Mandibular kondilin üst ve ön yüzeyleri kondilin eklem yüzeyini oluşturmaktadır (Petrikowski, 2009; Yalçın ve Aktaş, 2010)

Yukarıdan bakıldığında kondil başı düz, yuvarlak veya belirgin konveks olabilir (Şekil 5A). Kondil başı gençlerde, yetişkinlere oranla daha yuvarlak görülür. Kondil şeklindeki bu varyasyonlar radyolojik yorumlamada zorluklara neden olabilir. Bu yüzden kondilin normal görünümünün iyi bilinmesi gerekir. Kondilin uzun aksı kondil boynunda hafifçe döner ve medial kutup posteriorda sagittal düzlemlle 15-33 derecelik bir açı yapar. Bu nedenle sağ ve sol kondil aksları foramen magnumun ön kısmında birbirleriyle kesişir (Petrikowski, 2009; Yalçın ve Aktaş, 2010).

Önden bakıldığında eklem yüzeyi hafif konveks bir görünümde olup bu yüzeyde kondili medial ve lateral iki kutba ayıran bir tepe mevcuttur (Şekil 5B). Bu kutuplar eklem diskinin tutunabilmesi için pürüzlü bir yapıya sahiptirler. Lateral kutupta, eklem diskinin başka temporomandibular ligaman (TML)'nin tutunabilmesi içinde pürüzlülük bulunur. Çoğu kondil anterior yüzeyde mediolateral yönde uzanan belirgin bir çıkıntıya sahiptir. Bu çıkıntı

artiküler yüzeyi anteroinferior yönde sınırlar. Pterigoid foveanın üst sınırını oluşturan bu çıkıntı lateral pterigoid kasın superior parçasının liflerinin yapıştığı yer olup, dejeneratif eklem hastalıklarında gözlenen osteofitlerle karıştırılmamalıdır (Petrikowski, 2009; Yalçın ve Aktaş, 2010).



Şekil 5. Mandibular Kondil. Medial kutup (ok). A, Superior yüzey. B, Anterior yüzey. (Petrikowski' den, 2009)

Kondil başının şekli, üzerini örten bağ dokusu tabakasının kalınlığına bağlı olup anatomik formu kişiye ve yaşa göre farklılık gösterebilir. Morfolojik değişiklikler, basit gelişimsel değişikliklerin yanı sıra gelişimsel varyasyonlar, maloklüzyon, travma ve diğer gelişimsel anomalilere uyum sağlamak için kondilin remodelinginden kaynaklanabilir (Alomar ve ark., 2007; Yalçın ve Aktaş, 2010).

Yale ve ark. (1963), yaptıkları çalışmada kondil tiplerini dörde ayırmıştır. Bunlar görülme sıklığına göre konveks (%58), düz (%25), açılı (%12) ve yuvarlak (%3) olarak sınıflandırılmıştır. Bu sınıflandırma Öberg ve ark. (1971), tarafından desteklenmekle birlikte içbükey tipteki kondillerin daha sık görüldüğü belirtilmiştir.

Kraniyel Bileşen

Temporal kemiğin artiküler yüzeyi, temporal kemiğin skuamoz parçasının inferior yüzü üzerinde yer almaktadır.

Artiküler Eminens

Artiküler eminens, zigomatik arkın posterior kökünü, artiküler fossanın da anterior duvarını oluşturur. Artiküler eminensin lateralinde artiküler tüberkül denilen küçük bir kemik çıkıntısı bulunur. Artiküler eminensin aksine artiküler tüberkülün eklem yüzeyi bulunmaz. Artiküler tüberküle eklem lateral kollateral ligamentlerinin tutunur. Artiküler eminens bir eyere benzeyip yandan bakıldığında oldukça konveks, önden ve arkadan bakıldığında ise hafif konkav görünümündedir. Artiküler eminensin preglenoid düzlem denilen ön eğimi temporal kemiğin skuamoz parçasının infratemporal yüzeyinden oluşmaktadır. Kondil ve disk ağız çok açıldığında eminensin tepesinin önüne doğru hareket ederek preglenoid düzlem üzerine gelirler. Öndeki hafif eğim, mandibular kondil ve diskin geldiği bu ön konumdan geri kaymasını kolaylaştırır. Doğumda artiküler eminens yüzeyi düz ve yassı olup, dikliği gelişim döneminde artar. Dişler kaybedildikçe veya fonksiyonda artışla eminens yüzeyi düzleşebilir (Alomar ve ark., 2007; Yalçın ve Aktaş, 2010).

Glenoid Fossa

Mandibular fossa da denilen glenoid fossa, temporal kemik üzerinde bulunan, mandibular kondilin oturduğu konkavitedir. Glenoid fossanın, artiküler dokuyla örtülü esas fonksiyona katılan kısmına artiküler fossa adı verilir. Artiküler fossanın mediolateral ve anteroposterior yönde konkav bir yapısı vardır. Artiküler fossa, önde artiküler eminensin arka eğimiyle, medial ve yukarıda temporal kemik duvarıyla, arkada da postglenoid alan ile sınırlıdır. Bu alan, dış kulak yolunu TME bölgesinden ayırır. Bu iki yapı arasında timpanoskuamozal yarık bulunur. Timpanoskuamozal yarık, medialde, medioanterior da petroskuamozal yarığa ve medioposterior da petrotimpanik yarığa ayrılır. Petrotimpanik yarıktan ufak kan damarları ve dilin ön 2/3'üne tat alma duyusunu veren chorda tympanic sinir geçer. Bu üç yarık, artiküler fossayı ön ve arka olmak üzere iki bölüme ayırır. Esas fonksiyona giren eklem yüzeyi olan ön bölge daha geniştir. Daha dar olan arka bölge, bağ dokusu, yağ, damar ve sinirden oluşan gevşek retrodiskal dokuyu destekler. Artiküler fossanın posterior kısmı hafif bir yükselme gösterip buraya 'posterior artiküler lip' denir. Bir çok

biyeyde bu posterior artiküler lip, lateral ucunda daha kalın ve daha yukarıda olup buraya eklem kapsülü tutunmaktadır (Yalçın ve Aktaş, 2010).

Artiküler Disk

Artiküler disk TME'in en önemli anatomik yapısı olup mandibular kondil, artiküler fossa ve artiküler eminens arasında yer alan bikonkav, sıkı, oval, fibrokartilajinöz bir plaktır. Öne doğru eklem kapsülüyle ve kısmen dış pterigoid kasla, arkaya doğru da retrodiskal dokuyla kaynaşır. Disk medial ve lateralde ise kapsüle bağlı olmayıp bu sayede ağız hareketleri sırasında kondille beraber hareket edebilmektedir (Alomar ve ark., 2007; Yalçın ve Aktaş, 2010).

Artiküler disk eklem boşluğunu birbiriyle ilişkisi olmayan iki ayrı bölgeye ayırır. Diskotemporal denilen üst boşluk ve diskomandibular denilen alt boşluk sinovyal sıvı ile doludur. Önden bakıldığında diskin alt konkav yüzeyi kondil başının eklem yüzeyine, hafif konveks olan üst yüzü ise artiküler fossanın konkav yüzeyine uyum sağlar. Yandan bakıldığında disk önde kalın olan anterior band (AB), ortada ince olan orta alan (intermediate zone) (IZ) ve arkada da en kalın olan posterior band (PB) olmak üzere üç kısma ayrılır. Önden arkaya doğru AB, IZ, PB kalınlık oranları sırasıyla 2 mm, 1 mm ve 3 mm şeklindedir. IZ'nin en lateral kısmı diskin en ince olduğu yerdir. PB arkaya doğru uzanarak, damar ve sinirden zengin bilaminar alan içine girer. AB'nin bazı lifleri anteromedialde dış pterigoid kasın üst kısmıyla, bazıları lateralde masseter ve temporal kasların lifleriyle bağlantılıdır.

Artiküler diskin ana görevi, mandibular kondil ve temporal kemiğin skuamoz kısmının eklem yüzeyleri arasındaki stres yoğunluğunu azaltmaktır (Yalçın ve Aktaş, 2010).

Fibröz Kapsül

Fibröz kapsül eklemi tamamen çevreleyen ince bir doku kılıfı olup kranial artiküler yüzey çevresinden mandibulanın boynuna uzanmaktadır. Kapsüler ataçman, anterolateralde artiküler tüberkül, lateralde mandibular fossanın lateral kenarı, posterolateralde postglenoid çıkıntı, posteriorde posterior artiküler sırt, medialde temporal kemiğin medial marjininin sfenoid kemiğin büyük kanadıyla yaptığı sütün ve son olarak anteriorde preglenoid düzleme yapışır. Kapsül mandibula boynunda ise lateralde lateral kondil kutbuna bağlarken medialde medial kutbun aşağısına yapışır (Alomar ve ark., 2007).

Temporomandibular Eklem Hastalıklarının Sınıflaması

Günümüze kadar TMD ile ilgili birçok sınıflandırma yapılmıştır. Peck ve ark. (2014)'nın düzenlediği, genişletilmiş TMD sınıflaması şu şekildedir:

I. TEMPOROMANDİBULAR EKLEM HASTALIKLARI

1. Eklem ağrısı

A. Artralji

B. Artrit

2. Eklem düzensizlikleri

A. Disk düzensizlikleri

1. Redüksiyonlu disk deplasmanı

2. Kilitlenmeli redüksiyonlu disk deplasmanı

3. Ağız kısıtlılığı olan redüksiyonsuz disk deplasmanı

4. Ağız kısıtlılığı olmayan redüksiyonsuz disk deplasmanı

B. Diğer disk düzensizliklerinden farklı olan hipomobilité düzensizliği

1. Adezyonlar/Yapışıklıklar

2. Ankiloz

a. Fibröz

b. Osseöz

C. Hiper-mobilite düzensizlikleri

1. Dislokasyonlar

a. Sublüksasyon

b. Lüksasyon

3. Eklem hastalıkları

A. Dejeneratif eklem hastalıkları

1. Osteoartroz

2. Osteoartrit

B. Sistemik artritler

C. Kondilizis/İdiyopatik kondiler rezorpsiyon

D. Osteokondritis dissekans

E. Osteonekrozis

F. Neoplazm

G. Sinoviyal kondromatozis

4. Fraktürler

5. Konjenital/Gelişimsel düzensizlikler

- A. Aplazi
- B. Hipoplazi
- C. Hiperplazi

2.11.1. TME Artriti

Osteoartrit, TME'in eklem hastalıkları grubunda ve dejeneratif eklem hastalıkları alt grubunda yer alır. Temporomandibular eklemde en yaygın artriti tipi olup primer (nedeni bilinmeyen) ve sekonder (lokal ve sistemik faktörlerle oluşan) olarak ikiye ayrılır (Odabaş ve Arslan, 2008). Primer dejeneratif osteoartrit genellikle yaşlılarda görülür. Sıklıkla asemptomatik olup nadiren şikayet nedeni olur. Sekonder dejeneratif osteoartrit ise 20-40 yaşlarında ortaya çıkabilir ve ağrılıdır.

Artritle ilişkili klinik semptom ve bulgular; ağrı, şişlik, hassasiyet, ağız açmada kısıtlılık, ısı artışı ve eritem (deride), sıklıkla klik veya popping, daha ileri evrelerde ise krepitasyondur (Rantala, 2010). Radyolojik bulgular ise; eklem aralığında daralma, skleroz, düzleşme, erozyon, subkortikal kist, osteofit ve kalsifiye serbest cisimlerdir (Ahmad ve ark., 2009).

2.11.2. Dejeneratif Osteoartrit (DOA)

Dejeneratif osteoartrit, eklemde kemik ve kıkırdak dokunun yapımı (osteofit) ve yıkımı (erozyon) ile karakterize kronik, non-inflamatuvar bir hastalıktır. Osteofit, yüzeyden kaynaklanan kemik dokusunun eksofitik açılmal oluşumu ile sklerotik sınırlı marjinal hipertrofidir. Erozyon ise artiküler korteks devamlılığındaki kayıp olarak tanımlanır. Genellikle bu yapım ve yıkım olaylarının değişik kombinasyonları aynı anda oluşsa da birisi daha ağır basar. Akut fazda yıkım daha fazla görülürken, kronik fazda yapım daha baskındır. Etiyolojisi tam olarak bilinmemekle beraber, akut travma, travmatik olaylar, hipermobilité ve parafonksiyonel alışkanlıkların neden olabileceği belirtilmektedir. DOA herhangi bir yaşta görülebilse de insidansı yaşla birlikte artmaktadır. DOA asemptomatik ya da semptomatik olabilir. Klinik semptom ve bulguları; palpasyon ve hareket sırasında ağrı, eklem sesleri (klik, krepitasyon), hareket kısıtlılığı ve kas ağrısıdır. Radyografide eklem aralığı daralmış ya da ortadan kalkmış olabilir. Kondil ve/veya temporal kemikte artiküler yüzeylerin erozyonu ve kortikal kemik kaybı hastalığın karakteristik bulgularıdır. Bunun yanında eklem diskine ait değişiklikler bulunabilir (Petrikowski, 2009).

Hastalığın ileri aşamalarında artiküler yüzeylerin periferlerinde kemik proliferasyonu olur ve artiküler yüzeyin genişlemesini sağlar. Bu yeni kemik oluşumuna osteofit adı verilir. Osteofitler genellikle kondilin anterior superiorunda ve temporal bileşenin lateralinde ya da her ikisinde birden görülebilir. Osteofitler ayrıca kondilin lateral, medial ve posterior superiorunda da bulunabilir. Şiddetli vakalarda glenoid fossada dahi oluşabilir ve artiküler eminense kadar uzanarak kondil başının neredeyse tamamını kaplayabilir. Osteofitler ayrıca kırılarak eklem boşluğunda da bulunabilirler. ‘Eklem faresi’ olarak adlandırılan bu yapıların eklem aralığında görülen diğer radyopasitelerden ayırt edilmeleri gerekir. Artiküler eminensin posteriorundaki erozyon sonucu glenoid fossa oldukça genişlemiş görülebilir. Kondil başındaki erozyon ve destrüksiyonlardan dolayı kondil belirgin derecede küçülerek şekil değişikliği meydana gelebilir. Bunun sonucunda kondil başı anterior ve superiora doğru hareket ederek anterior açık kapanışa (open-bite) yol açabilir. Kondilin anterior ve posterior yüzeylerindeki erozyonlar kondile ‘açılmış kurşun kalem’ görünümü verir. Osteoartritte ayrıca subkondral kist, osteofit formasyonu, artiküler yüzeylerin düzleşmesi ve subkondral sklerozlar da görülebilir (Petrikowski, 2009).

2.11.3. Osteoartritte Eroziv Değişiklikler

Temporomandibular eklem (TME) osteoartriti subkondral kemik dokusu değişiklikleri, kemik yapımı (osteofit) ve kemik rezorpsiyonunun (eroziv değişiklikler ve kistik dejenerasyona bağlı) birlikte görüldüğü karma bir görünüme sahiptir. Femur başı gibi diğer eklemlerle ilgili yapılan çalışmalarda subkondral dokulardaki değişikliklerin osteoartritin başlangıç noktasını teşkil edebileceğini öne sürmüştür (Radin ve ark., 1991; Flygare ve ark., 1995). Bu bölgelerin subkondral kemik dokusundaki ilk değişikliklerin görülmesi bakımından büyük önemi vardır. Flygare ve ark. (1992), TME'de radyolojik olarak tespit ettikleri erozyonların mikroskopik incelemesi sırasında, normal görünen bir diskin altında da eroziv değişikliklere rastlamışlardır. Bu bulgular, erken dejeneratif değişikliklerin subkondral kemikte başladığına işaret etmektedir.

Temporal kemikteki eroziv değişiklikler kondilde lokalize olan eroziv değişikliklerden neredeyse iki kat daha fazla bulunmuştur. Bu, eğer kondilde eroziv değişiklik varsa temporal kemikte de eroziv değişiklik bulunabileceği anlamına gelmektedir. Kondildeki eroziv değişiklikler eklemün tüm yüzeyinde eşit oranda görülürken temporal kemikte tüberkülün lateral kısmında daha fazla bulunmuştur (Flygare ve ark., 1995). Eroziv değişikliklerin bu topografik dağılımı subartiküler sert doku lezyonlarını inceleyen Bean ve

ark. (1977)'nin bildirdiği sonuçlar ile uyumludur. Ancak lokal osteoartritin TME'nin lateral yüzeyinde daha çok görüldüğünü bildiren Öberg ve ark. (1971) ile Hansson ve Öberg (1977)'in makroskopik çalışmalarının bulguları ile çelişmektedir. Mikroskopik inceleme sonucuna göre artiküler kartilaj kaybıyla birlikte görülen yaygın tip ve artiküler kartilajın korunduğu lokal tip olmak üzere 2 tip eroziv değişiklik görülmüştür. Yaygın eroziv değişikliklerin bulunduğu alanda kemik ekspozunun olmadığı ve sert dokunun her zaman hücreden zengin bir fibrovasküler doku ile kaplı olduğu görülmüştür. Bu, Meachim (1980) tarafından bildirilen insan kalça eklemine yapılan çalışmanın bulguları ile uyumlu değildir. Osteoartritin üç unsuru vardır: disk bozulması ve kemik ekspozuyla birlikte görülen destrüktif eleman, remodeling ile birlikte görülen progresif eleman ve üçüncü olarak da kemiksel olmayan yeni bir doku yüzey tabakası ile ekspoz olan kemik yüzeyini yeniden kaplayacak olan onarıcı eleman. Şiddetli osteoartritik değişikliklerde TME'de kemik ekspozunun gözlenmemesi diğer sinoviyal eklemler ile karşılaştırıldığında TME'nin bu eklemlerden farklı biyolojik reaksiyon gösterdiğine işaret edebilir (Flygare ve ark., 1995).

Lokal eroziv değişikliklerin dejeneratif eklem hastalığını mı, yoksa sadece adaptasyon olaylarını mı temsil ettiği halen tartışmalıdır (Öberg ve ark., 1971). Artiküler kemik yüzeyinin yeniden şekillendirilmesi hem TME hem de diğer eklemlerde görülmektedir (Moffett ve ark., 1964; Bullough ve ark., 1973; Radin ve ark., 1980). Remodelingin, diskin şekil değişikliğine uyum sağlayacak hızı aştığında osteoartritik dejenerasyonda temel süreç olduğu ileri sürülmektedir. Sorun kemik yüzey şekli değişirken artiküler diskin bozulmadan kalıp kalmadığıdır (Flygare ve ark., 1995).

2.11.4. Osteoartritte Osteofit Oluşumu

Osteoartrit, subkondral kemikte hipertrofik reaksiyon ve eklem marjinlerinde yeni kemik oluşumu (osteofitler) ile birlikte görülen artiküler kartilajın fokal lezyonu olarak tanımlanır. Eklemdeki yıkım, artiküler kartilaj kaybı ve kemik erozyonuyla, yapım ise artiküler yüzey ve subkondral bölgede yeni kemik proliferasyonu ile karakterizedir (Van Denberg, 1999).

Osteofit oluşumunun periost tabakalarının aktivasyonu ile başladığı düşünülmektedir. Önce kondrofitler oluşur daha sonra oluşan bu kondrofitler kalsifiye olarak osteofitlere dönüşür.

Bu süreç, eklem instabilitesi ile başa çıkmak için mekanik uyarılara bağlı adaptif bir reaksiyon olabilir. Kıkırdak veya hasarlı eklemlerdeki bağ yapılarının devam eden onarım reaksiyonları ile ilişkili olarak da görülebilir (Van Denberg, 1999).

Anabolik büyüme faktörleri-Transforming growth factor (TGF)-BETA'nın aşırı düzeyde bulunmasını akla getiren tüm yapılar bu süreçte olası bir etkindir. Hem artmış mekanik yüklenme hem de aşırı doku hasarı aktif TGF-BETA'nın yüksek seviyelere çıkmasına neden olabilir. Son zamanlarda ise rekombinant TGF-BETA'nın osteoartritte görülen osteofit patolojisini taklit edebildiği gösterilmiştir. Murin diz eklemine tekrarlanan TGF-BETA enjeksiyonu sonrası karakteristik osteofit oluşumu gözlenmiştir. Bu bulgular TGF-BETA gen transferi sonrası murin diz ekleminde devam eden TGF-BETA ekspresyonu ile desteklenmiştir (Van Denberg, 1999).

Bilinen büyüme faktörleri arasında, TGF-BETA bu kapsamda benzersiz görünmektedir. İnsülin benzeri büyüme faktörü (Insulin like growth factor, IGF) -1 veya fibroblast büyüme faktörü (Fibroblast growth factor, FGF) gibi diğer büyüme faktörlerinin tekrarlanan enjeksiyonları sonrası osteofitlerin indüklenmediği görülmüştür.

TGF-Beta'nın periostal büyüme üzerine etkisi interlökin (IL) -1 tarafından engellenmemektedir. Baskılayıcı IL-1 ve uyarıcı TGF-BETA'nın dengeleyici etkilerinin artiküler kıkırdaktaki kondrosit metabolizmasında açıkça görülebilmesi, periosteal hücre aktivitelerinin farklı şekilde düzenlendiğini göstermektedir (Van Denberg, 1999).

Murin osteoartrit modellerinde, kıkırdak lezyonları, eklemdaki yer ve konumları açısından osteofit oluşum derecesi ile ilişkilendirilmiş ancak nedensel bir ilişki ortaya konulamamıştır. Osteofitlerin ameliyatla çıkarılması veya hedefe yönelik tedavi ile azaltılmasının osteoartritteki kıkırdak patolojisini iyileştirip iyileştirmediği hala belirsizdir (Van Denberg, 1999).

Birçok durumda, temporomandibular eklem radyografik muayenesi TME'nin çeşitli patolojik durumların ayırıcı ve kesin tanıları için belirleyici bir faktördür. Temporomandibular eklemdaki osteoartrit ile ilişkili osseöz değişiklikler hastalığın ilerleme sürecini izlemede yararlıdır. TME'de dejeneratif eklem hastalığının farklı safhalarının iki ayırıcı radyografik bulgusu 'artiküler yüzey erozyonu ve osteofitler'dir (Hussain ve ark., 2008). TME'deki osteofit ve erozyonları görüntülemek için birçok görüntüleme tekniği önerilmiştir ancak hangi görüntüleme yönteminin altın standart olduğuna dair bir görüş birliğine varılamamıştır. Daha önce Amerikan Oral ve Maksillofasial Radyoloji Akademisi (AAOMR), TME yapılarının incelenmesinde kullanılan görüntüleme tekniklerinin avantaj ve dezavantajlarını değerlendirmiş ancak erozyon ve osteofitlerin görüntülenmesine özel olarak değinmemiştir. Erozyon ve osteofitleri gösteren en iyi görüntüleme yönteminin belirlenmesi bu nedenle çok önemlidir (Hussain ve ark., 2008).

Mevcut literatür bilgilerine göre TME'deki osteofit ve erozyonları dijital fark yöntemiyle değerlendiren sınırlı sayıda çalışma vardır (Masood ve ark., 2002; Panjnoush ve ark., 2008). Mevcut literatür bilgilerine göre bu konuda Türkiye'de yapılan bir çalışma ise bulunmamaktadır. Bu nedenle çalışmamızın literatüre katkı sağlayacağını düşünüyoruz.

Bu çalışmayla TME'in dejeneratif hastalıklarında görülen osteofit ve erozyonları saptamada DFR'nin etkinliğini belirlemeyi amaçladık.

3. MATERYAL VE METOT

Çalışmamız için Ondokuz Mayıs Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'na başvurulmuş ve in vitro deneysel çalışma olması nedeniyle etik onaya gerek olmadığına dair yazı alınmıştır (EK 1).

Bu çalışmada kullanılan alt çenesi ile birlikte sağlam durumdaki 5 adet kuru kafa OMÜ Tıp Fakültesi Anatomi Anabilim Dalı'ndan temin edildi. Mandibula, anatomik pozisyona uygun olarak, silikon esaslı ölçü maddesi ile kafa kaidesine sabitlendi. Kortikal kemikten 3x3 mm tabanı olan sırasıyla 0,5 mm, 1 mm, 1,5 mm ve 2 mm yükseklikte piramit şeklinde kemik çipleri hazırlandı (Şekil 6). Alt çenesi sabit hale getirilen kuru kafa, özel olarak yaptırılan bir düzenerle yüksekliği ayarlanabilen bir tripod üzerine monte edildi. Kortikal kemikten hazırlanan kemik çipleri kullanılarak yapay osteofitler oluşturuldu. Bu osteofitler kondilin anterior yüzeyine medial, santral ve lateral konumda yerleştirildi. Erozyonlar için airetor ve yuvarlak bir frez yardımıyla kondilin lateral, santral ve medial kutuplarında çapı 1mm ve 1,5mm olacak şekilde iki farklı boyutta defektler oluşturuldu (Şekil 7).



Şekil 6. Osteofit simülasyonu için hazırlanan kemik çipleri



Şekil 7. Sağ mandibuler kondil medialinde oluşturulan yapay erozyon

3.1. Radyografik Teknikler

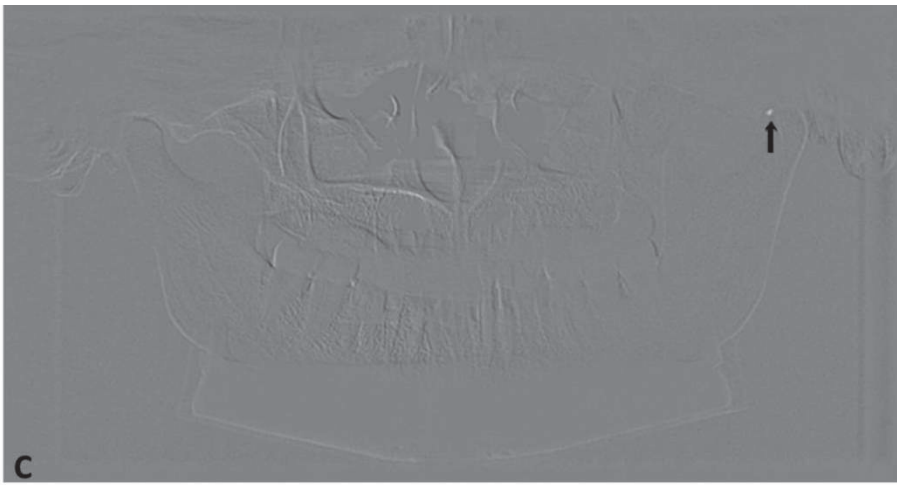
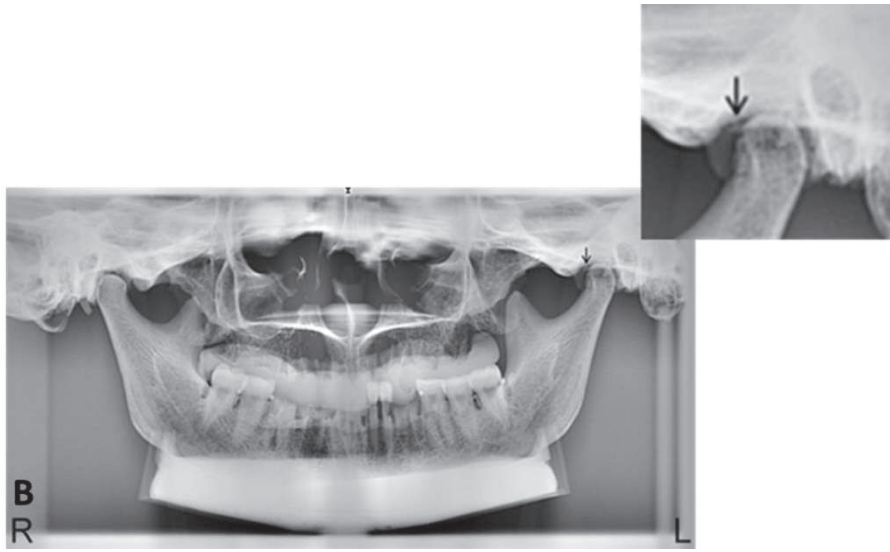
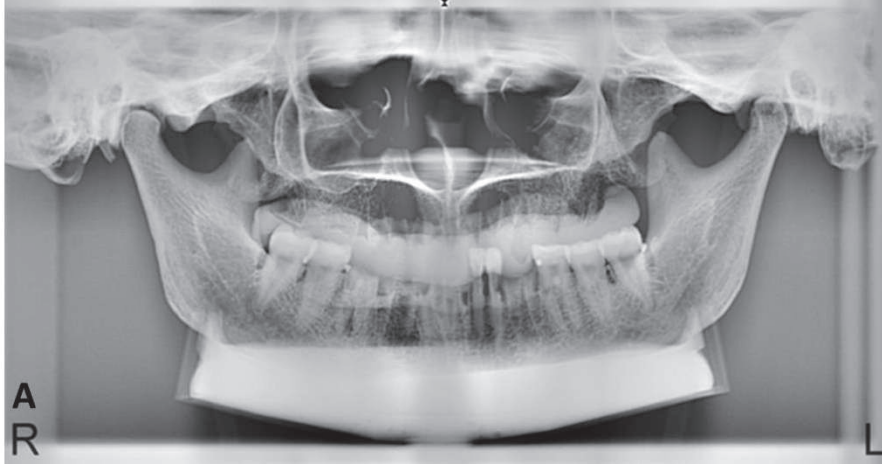
Deney düzeneğine sabitlenen kuru kafalar, hasta pozisyonlandırma kurallarına uyularak panoramik röntgen cihazı içine yerleştirildi (Şekil 8). Görüntüler dijital panoramik röntgen cihazı (Morita Veraviewepocs; J. Morita Mfg. Corp., Kyoto, Japonya) ile alındı. Pozlama 60 kVp, 2 mA ve 7.4 saniye ile yapıldı. Osteofit için kemik çipleri yerleştirilmeden referans görüntü alındı. Kuru kafanın pozisyonu değiştirilmeden farklı büyüklükteki kemik çipleri (0,5mm, 1mm, 1,5mm, 2mm) yerleştirilerek sırasıyla görüntüler elde edildi. Görüntüler farklı boyuttaki her kemik çipi için ayrı ayrı tekrarlandı. Yani, osteofitler için her kuru kafadan 24 adet kemik çipi olan ve 24 adet kemik çipi olmayan görüntü alındı. Böylece her bir kuru kafadan 48 görüntü olmak üzere değerlendirme için toplam 240 adet görüntü elde edildi. Görüntüler BMP dosya formatında DICOM monitöre sahip bir bilgisayarda saklandı.



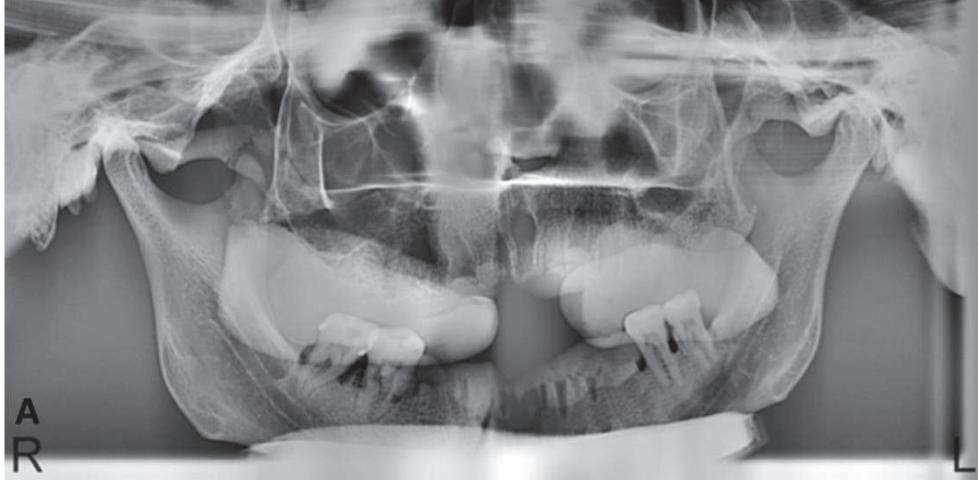
Şekil 8. Mandibulanın sabitlenmesi ve deney düzeneğine yerleştirilmesi

Erozyonlar için ise her kuru kafadan, erozyon oluşturulmadan 12 adet ve kondilin lateral, santral ve medial kutuplarında çapı 1mm ve 1,5mm olacak şekilde defektler oluşturulduktan sonra 12 adet grafi alındı. Böylece her bir kuru kafadan 24 görüntü olmak üzere değerlendirme için toplam 48 adet görüntü alındı. Görüntüler BMP dosya formatında DICOM monitöre sahip bir bilgisayarda saklandı. Görüntülerin kontrastı panoramik röntgen cihazının histogram özelliğinden yararlanılarak standardize edildi.

Dijital fark görüntüler orijinal panoramik radyografların çıkarılmasıyla elde edildi (Şekil 9 A,B,C ve Şekil 10 A,B,C). DFR ile ilgili görüntü elde etme, depolama, eşleştirme ve γ düzeltilmiş dijital çıkarma dahil olmak üzere tüm görüntü işleme yöntemleri EMAGO Dental Image Archiving Software (Emago Dental image archiving software, Oral Diagnostic Systems, Oral Radiology/ ACTA, Amsterdam, Hollanda) programıyla yapıldı. Osteofitleri gösteren alanlar arka plana göre daha açık, erozyonları gösteren alanlar ise arka plana göre daha koyu olarak görüldü. DFR görüntüler daha sonra isimlendirilerek dosyalara kaydedildi.



Şekil 9. Osteofitler için çekilen panoramik grafiler ve DFR görüntüsü. **A)** Referans grafi, **B)** Kondilin lateraline osteofit yerleştirdikten sonra (ok) alınan takip grafi, **C)** DFR’de osteofite ait fark görüntüsü (ok)



Şekil 10. Erozyonlar için çekilen panoramik grafiler ve DFR görüntüsü. **A)** Referans grafi, **B)** Kondilin medialinde erozyon oluşturulduktan sonra (ok) alınan takip grafi, **C)** DFR'de erozyona ait fark görüntüsü (ok)

3.2. Değerlendirme Seansları

Görüntüler, panoramik radyografi konusunda deneyimi olan 2'si oral radyolog, 2'si radyolog, 1'i oral cerrah olmak üzere 5 gözlemci tarafından değerlendirildi. Her değerlendirmeden önce gözlemcilere çalışmayla ilgili bilgiler verilip her iki yöntemin örnekleri gösterildi. Her gözlemci osteofit ve erozyonları farklı seanslarda değerlendirdi ve oluşturulan kemik patolojilerinin varlığı veya yokluğuna göre güvenilirlik düzeyini puanladı. Değerlendirmeler en az 1 hafta aralıklarla tekrarlandı. Gözlemci içi güvenilirliği değerlendirmek için üçüncü değerlendirme seansında her gözlemci rastgele seçilen görüntüleri tekrar inceledi. Değerlendirmeler için zaman sınırlaması olmadı. Gözlemciler görüntüleri 5 puanlı derecelendirme ölçeğinde değerlendirdi. Bu ölçekte 1- Kesinlikle yok, 2- Muhtemelen yok, 3- Olabilir (bilmiyorum), 4- Muhtemelen var, 5- Kesinlikle var şeklindeydi. Klinik koşulları simüle etmesi açısından gözlemciler panoramik grafipleri bir bütün olarak inceledi.

Radyografler rastgele sıralanmış ve hafif aydınlatma koşulları altında 20.1-inch DICOM monitörde (Dome GX2MP, NDS Surgical Imaging, LLC North American Corporate, San Jose, USA) değerlendirildi. Kullanılan monitör 1600 x 1200 piksel çözünürlüğüne ve 10 bit gri skala ile 24 bit renkli ton kapasitesine sahipti. Gözlemcilere görüntülerin değerlendirilmesi sırasında Windows 7 Home Basic programının sağladığı büyüteç seçeneğini kullanma opsiyonu tanındı. Görüntü kalitesini standardize etmek için, gözlemcilerin kontrast veya parlaklığı manipüle etmesi ya da ayarlamasına izin verilmedi.

3.3. Veri analizi

Görüntüleme yöntemlerinin tanısal doğruluğunu değerlendirmek için Receiver Operating Characteristic Curve (ROC) analizi kullanıldı. ROC eğrisi altında kalan alanlar (AUC) teknik, lezyon boyutu ve lezyon lokalizasyonu ile ilgili olup bu alanlar arasındaki istatistiksel farklılıklar, NCSS 2004 (Hintze, 2004) programı kullanılarak belirlendi. Gözlemci içi ve gözlemciler arası uyum Kappa testi ile değerlendirildi ve daha önce rapor edilen kriterlere (0.81-1.00 = mükemmel uyum, 0.61-0.80 = iyi derecede uyum, 0.41-0.60 = orta derecede uyum, 0.21-0.40 = düşük orta düzeyde uyum ve 0.00-0.20 = düşük veya önemsiz uyum) göre yorumlandı.

4. BULGULAR

4.1. Panoramik grafi ve DFR'de osteofitlerin saptanması

Osteofitlerin değerlendirilmesinde, Kappa testi 0,89 ($p < 0,001$) olup, gözlemci içi uyumun mükemmel olduğu görüldü (Tablo 1).

Tablo 1. Osteofitlerin değerlendirilmesinde gözlemci içi uyum

Gözlemci	Kappa Değeri
1	0.88
2	0.92
3	0.93
4	0.89
5	0.86
Ort.	0.89

Gözlemci 1= DFR, Gözlemci 2= DFR, Gözlemci 3= Panoramik, Gözlemci 4= panoramik ve Gözlemci 5= DFR tekniğini 1 hafta arayla tekrar değerlendirmiştir.

Gözlemci arası uyumda ise Kappa testi panoramik radyografi için 0,96; DFR için 0,95 olup, gözlemci arası uyum mükemmel olarak değerlendirildi ($p < 0,001$) (Tablo 2 ve 3).

Tablo 2. Osteofitlerin panoramik radyografide değerlendirilmesi ve gözlemci arası uyum

Panoramik Radyografi	1. gözlemci	2. gözlemci	3. gözlemci	4. gözlemci	5. gözlemci
1. gözlemci		0,96	0,95	0,95	0,98
2. gözlemci			0,95	0,98	0,95
3. gözlemci				0,96	0,96
4. gözlemci					0,96
5. gözlemci					
Ort: 0.96					

Tablo 3. Osteofitlerin DFR ile değerlendirilmesi ve gözlemci arası uyum

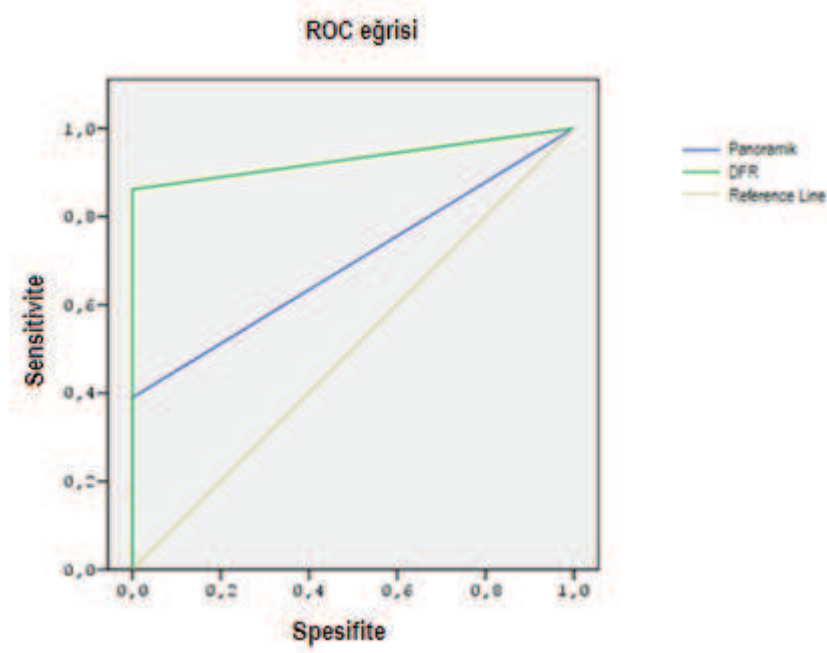
DFR	1. gözlemci	2. gözlemci	3. gözlemci	4. gözlemci	5. gözlemci
1. gözlemci		0,92	0,93	0,96	1,00
2. gözlemci			0,98	0,95	0,92
3. gözlemci				0,93	0,93
4. gözlemci					0,96
5. gözlemci					
Ort: 0.95					

Panoramik radyografinin genel tanı doğruluğu için AUC (Areas Under Curve) değeri 0,69 iken DFR için bu değer 0,93 bulundu. Panoramik radyografinin tanı doğruluğunun DFR'den belirgin olarak az olduğu görüldü ($P < 0,001$). DFR ile osteofitlerin tanı doğruluğunun panoramik grafiye göre daha da arttığı görüldü. Tablo 4, tüm gözlemciler için panoramik grafi ve DFR'de tüm lokalizasyon ve osteofit boyutları açısından AUC değerlerini göstermektedir. Şekil 11 panoramik grafi ve DFR yöntemleri için ROC (Receiver Operating Characteristic) değerlerini göstermektedir.

Tablo 4. Osteofitlerin tespitinde ROC eğrisi altında kalan alan

Yöntem	AUC	SH	AUC ye ait %95 lik Güven Sınırları		p
			Alt	Üst	
Panoramik	,695	,020	,656	,734	<0.001
DFR	,931	,009	,913	,948	<0.001

AUC: Areas under curve, SH: Standart hata



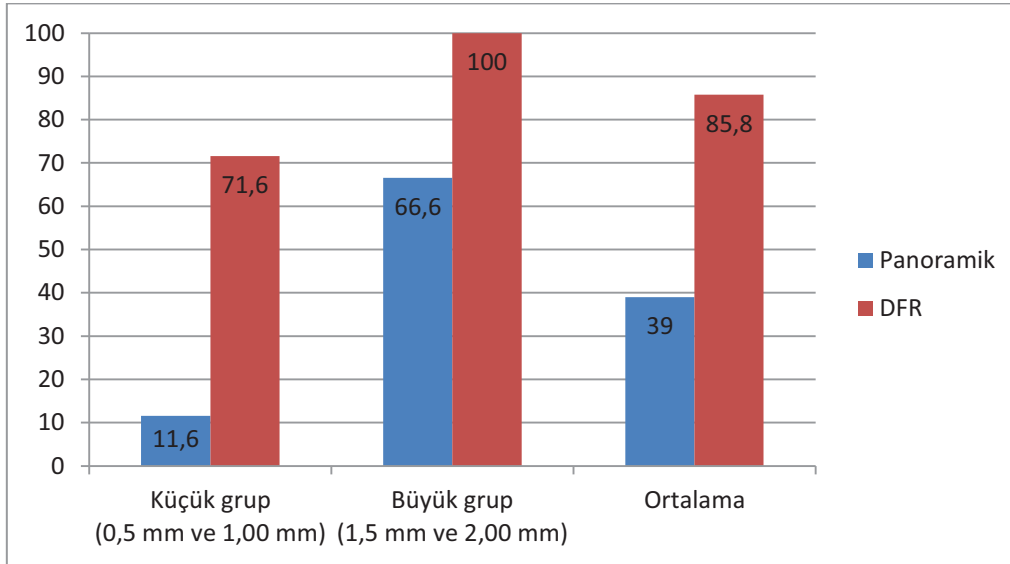
Şekil 11. Panoramik grafi ve DFR'nin osteofitler için tanı değerleri. DFR'nin tanıdaki üstünlüğü açıkça görülmektedir.

Uygulanan teknik ve osteofitlerin boyutu arasındaki ilişkiyi incelemek için Ki-Kare testinden yararlanıldı. 0,5 mm-1 mm boyutlarındaki kemik çipleri küçük boyutlu grup, 1,5 mm-2 mm boyutlarındaki kemik çipleri büyük boyutlu grup olarak sınıflandırıldı. Panoramik radyografi ve DFR için boyut ile osteofitlerin saptanması arasında önemli fark olduğu görüldü ($p < 0,001$), (Tablo 5 ve Şekil 12). Panoramik radyografide küçük boyutlu grubun %11,6' sını saptanabilirken, büyük boyutlu grupta bu oran %66,6 oldu. DFR'de ise küçük boyutlu grubun %71,6'sını saptanabilirken, büyük boyutlu grubun %100'ünün saptanabildiği görüldü. Ki-Kare testi ile oranlar karşılaştırıldığında, panoramik radyografide küçük ve büyük boyutlu grubun kendi içlerinde saptanabilirlikleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmazken, bu gruplar birbirleriyle karşılaştırıldıklarında aralarında anlamlı bir fark bulundu ($p < 0,001$). Büyük boyutlu grup daha yüksek doğrulukla tespit edildi. DFR tekniğinde ise saptanabilirlikleri açısından küçük boyutlu grup arasında anlamlı fark bulunurken büyük boyutlu grup arasında fark bulunmadı. Bu iki grup karşılaştırıldığında ise arada anlamlı fark görüldü ($p < 0,001$). Çip boyutu 1,5mm olunca osteofitlerin saptanma oranı arttı. Ancak 1,5 mm'den sonra saptanabilirlik açısından fark olmadı. Sonuç olarak büyük boyutlu osteofitler her iki teknikte de daha kolay tespit edildi.

Tablo 5. Küçük ve büyük osteofit gruplarının Panoramik grafi ve DFR'ye göre karşılaştırılması

	Küçük grup (0,5 mm ve 1,00 mm) % (n)	Büyük grup (1,5 mm ve 2,00 mm) % (n)	Toplam % (n)	χ^2	p
Panoramik	% 11,6 (7/60)	% 66,6 (40/60)	% 39 (47/120)	194,68	<0,001
DFR	% 71,6 (43/60)	% 100 (60/60)	% 85,8 (103/120)	152,95	<0,001

n: saptanan osteofit/toplam osteofit



Şekil 12. Osteofit boyutuna göre Panoramik grafi ve DFR yöntemlerinin osteofit saptama yüzdelerini gösteren grafik

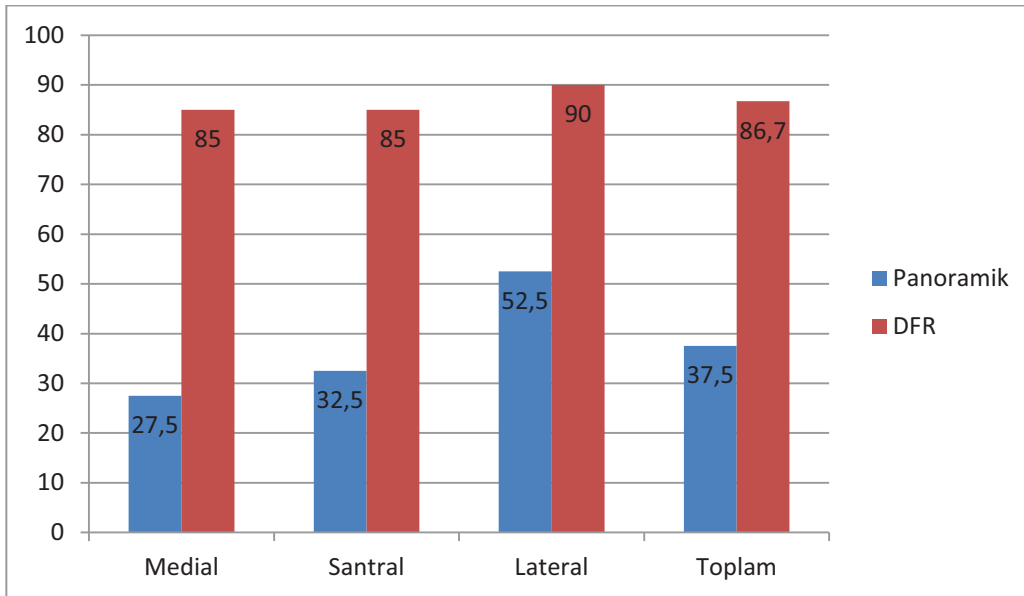
Çalışmamızda, osteofitlerin lokalizasyonu ile tespit edilme oranları arasındaki ilişki incelendi. Panoramik grafide osteofitlerin lokalizasyonlarına göre tespit edilme oranları medial %27,5, santral %32,5 ve lateral %52,5 olup, aralarında istatistiki olarak anlamlı fark olduğu görüldü ($p<0,001$).

DFR'de ise medial ve santral lokalizasyondaki osteofitler için bu oran %85, lateral lokalizasyonda olanlar için %90 olarak bulundu. Buna göre, DFR'de osteofitlerin saptanması ile lokalizasyon arasında istatistiki olarak anlamlı fark bulunmadı ($p=0,75$). Panoramik radyografi ile osteofitlerin toplam %37,5'i saptanırken, DFR ile %86,7'si saptandı (Tablo 6 ve Şekil 13). Ki-Kare testi ile oranlar karşılaştırıldı. Panoramik radyografide lateral

lokalizasyondaki osteofitlerin medial ve santral lokalizasyondakilere oranla anlamlı derecede daha yüksek ($p < 0,001$) tanı doğruluğu ile saptandığı görüldü. Ancak panoramik radyografi tekniğinde en iyi görülebilen lokalizasyonda dahi osteofitlerin yaklaşık %52,5'i saptanabildi. Bu oran DFR tekniğinde % 90 olarak bulundu.

Tablo 6. Osteofitlerin lokalizasyonu ve görülme oranlarının karşılaştırılması

Yöntem	Medial % (n)	Santral % (n)	Lateral % (n)	Toplam % (n)	χ^2	p
Panoramik	% 27,5 (11/40)	% 32,5 (13/40)	% 52,5 (21/40)	% 37,5 (45/120)	5,973	0,05
DFR	% 85 (34/40)	% 85 (34/40)	% 90 (36/40)	% 86,7 (104/120)	0,577	0,749



Şekil 13. Osteofitlerin lokalizasyon ve görülme oranlarını gösteren grafik

4.2. Panoramik grafi ve DFR'de erozyonların saptanması

Erozyonların değerlendirilmesinde, Kappa testi 0,85 ($p < 0,001$) olup mükemmel gözlemci içi uyum görüldü (Tablo 7).

Tablo 7. Eroziv değişikliklerin tespitinde gözlemci içi uyum

Gözlemci	Kappa Değeri
1	0.89
2	0.85
3	0.83
4	0.85
5	0.83
Ort.	0.85

Gözlemci 1= DFR, Gözlemci 2= Panoramik, Gözlemci 3= DFR, Gözlemci 4= panoramik ve Gözlemci 5= DFR tekniğini 1 hafta arayla tekrar değerlendirmiştir

Gözlemci arası uyumda ise Kappa test değeri panoramik radyografi için 0,95; DFR için 0,93 olup gözlemci arası uyumun mükemmel olduğu görüldü ($p < 0,001$) (Tablo 8 ve 9).

Tablo 8. Erozyonların panoramik radyografi ile tesbitinde gözlemci arası uyum

Panoramik Radyografi	1. gözlemci	2. gözlemci	3. gözlemci	4. gözlemci	5. gözlemci
1. gözlemci		0,92	0,93	0,92	1,00
2. gözlemci			1,00	1,00	0,92
3. gözlemci				1,00	0,92
4. gözlemci					0,93
5. gözlemci					
Ort: 0.95					

Tablo 9. Erozyonların DFR ile tesbitinde gözlemci arası uyum

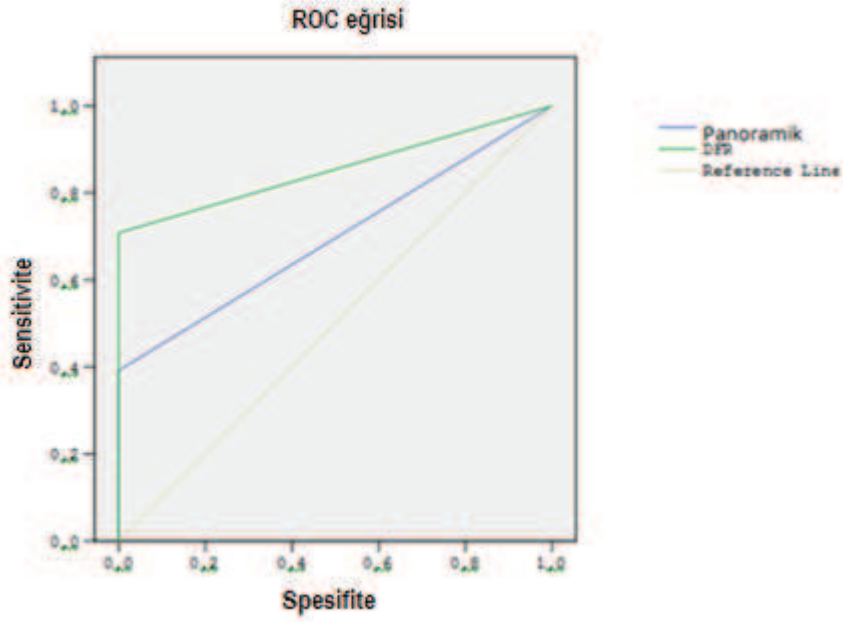
DFR	1. gözlemci	2. gözlemci	3. gözlemci	4. gözlemci	5. gözlemci
1. gözlemci		0,94	1,00	0,89	0,88
2. gözlemci			0,94	0,94	0,94
3. gözlemci				0,89	0,88
4. gözlemci					1,00
5. gözlemci					
Ort: 0.95					

Tablo 10 tüm erozyonların panoramik grafi ve DFR’de tüm lokalizasyon ve lezyon boyutları açısından AUC değerlerini göstermektedir. Şekil 14 iki yöntem için ROC grafiğini göstermektedir. Erozyonlar için panoramik radyografide AUC değeri 0,69 iken DFR için bu değer 0,85 bulundu. Bu sonuca göre, erozyonların saptanmasında panoramik grafi ile DFR arasında anlamlı fark olduğu görüldü ($p < 0,001$).

Tablo 10. Erozyonların saptanmasında Panoramik grafi ve DFR’nin AUC değeri yönünden karşılaştırılması

Yöntem	AUC	SH	AUC ye ait %95 lik Güven Sınırları		p
			Alt	Üst	
Panoramik	,696	,038	,621	,770	<0.001
DFR	,854	,028	,800	,908	<0.001

AUC: Areas under curve, SH: Standart hata



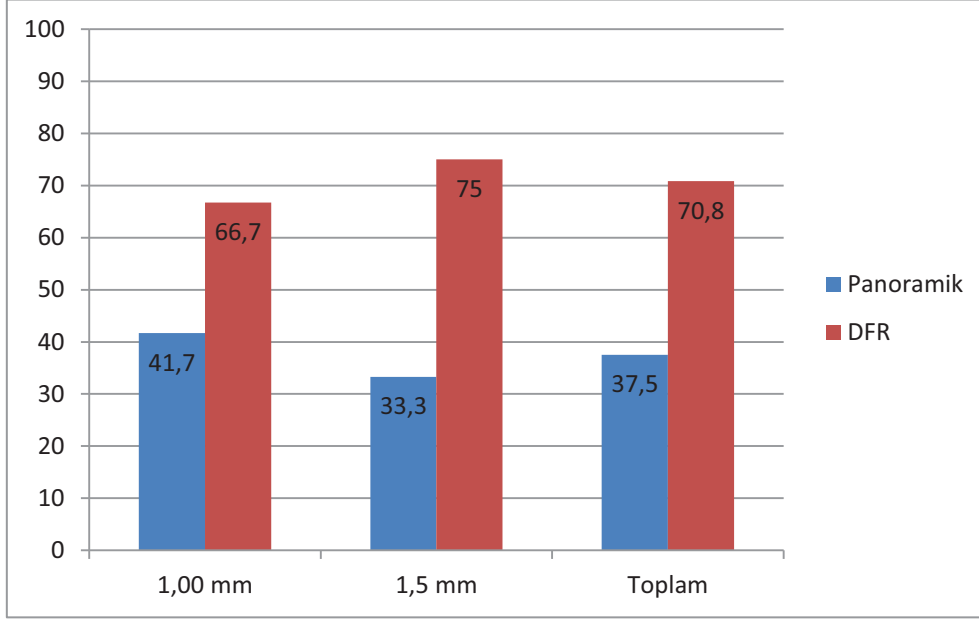
Şekil 14. Erozyonların saptanmasında panoramik grafi ve DFR'nin karşılaştırılması

Yapılan simülasyonda erozyonlar 1mm ve 1,5mm boyutlarında hazırlandı. Erozyonların boyutlarına göre saptanma oranı panoramik grafide %37,5, DFR'de %70,8 olarak bulundu. Farklı boyutlardaki erozyonların saptanmasında panoramik grafi ve DFR arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p= 0,57$ ve $p= 0,31$), (Tablo 11 ve Şekil 15).

Tablo 11. Erozyonların farklı boyutlarının panoramik grafi ve DFR'ye göre karşılaştırılması

	Lezyon Boyutu		Toplam (%)	χ^2	p
	1,00 mm % (n)	1,5 mm % (n)			
Panoramik	% 41,7 (5/12)	% 33,3 (4/12)	% 37,5 (9/24)	0,315	0,57
DFR	% 66,7 (8/12)	% 75,0 (9/12)	% 70,8 (17/24)	1,008	0,31

n: saptanan erozyon/toplam erozyon



Şekil 15. Erozyon boyutuna göre Panoramik radyografi ve DFR yöntemlerinin erozyon saptama yüzdelerini gösteren grafik

Erozyonların görülme yüzdeleri açısından lokalizasyonlar arasında fark olup olmadığını anlamak için Ki-Kare testi yapıldı. Panoramik grafide erozyonların lokalizasyonları ile saptanmaları arasında anlamlı bir fark görülmedi ($p= 0,18$) (Tablo 12 ve Şekil 19). DFR’de ise lokalizasyonlar ile saptanmaları arasında anlamlı bir fark bulundu ($p< 0,001$). Panoramik radyografi ile medial lokalizasyondaki erozyonların %25’i, santral lokalizasyondaki erozyonların %37,5’i ve lateral lokalizasyondaki erozyonların %50’si tespit edilirken, DFR ile medial lokalizasyondaki erozyonların %50’si, santral lokalizasyondaki erozyonların %62,5’i ve lateral lokalizasyondaki erozyonların ise %87,5’i tespit edildi. Ki-Kare testi ile oranlar karşılaştırıldığında medial lokalizasyondan lateral lokalizasyona doğru gidildikçe erozyonların tanı doğruluğunun anlamlı derecede arttığı görüldü ($p= 0,002$). Ancak panoramik radyografi tekniğinde en iyi görülebilen lokalizasyonda dahi erozyonların %50’si saptanabildi. Bu oran DFR tekniğinde %87,5 olarak bulundu.

Çalışmamızda, erozyonların lokalizasyonu ile tespit edilme oranları arasındaki ilişki incelendi. Panoramik grafide erozyonların lokalizasyonlarına göre tespit edilme oranları medial %25, santral %37,5 ve lateral %50 olup, aralarında istatistiki olarak anlamlı fark görülmedi ($p=0,18$).

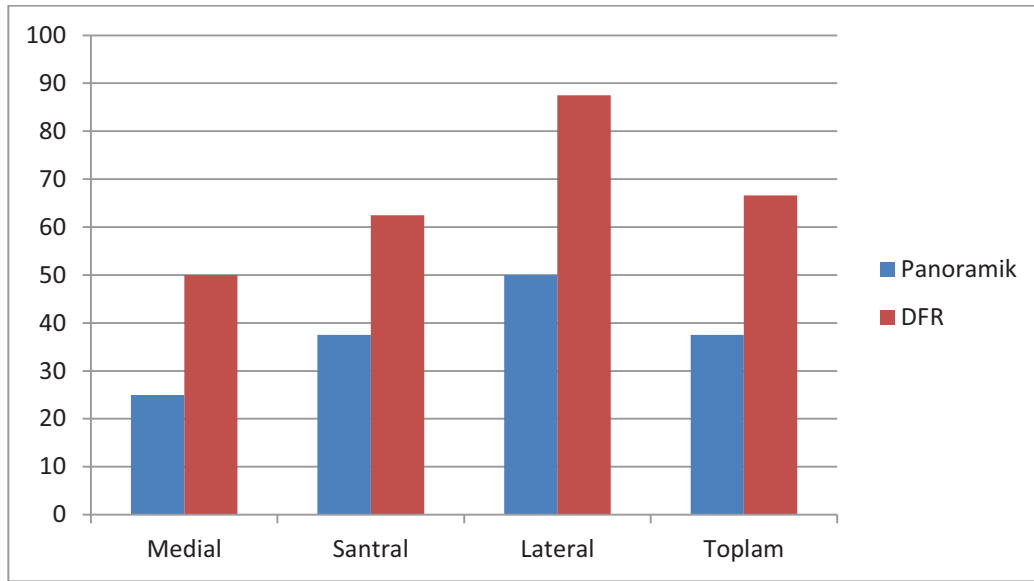
DFR’de ise erozyonların lokalizasyonlarına göre tespit edilme oranları medial %50, santral %62,5 ve lateral %87,5 olup, aralarında istatistiki olarak anlamlı fark olduğu görüldü ($p<0,001$). Lokalizasyonlarına göre panoramik radyografi ile erozyonların toplam %37,5’i saptanırken, DFR ile %66,6’sı saptandı (Tablo 12 ve Şekil 16). Ki-Kare testi ile oranlar

karşılaştırıldığında medial lokalizasyondan lateral lokalizasyona doğru gidildikçe erozyonların saptanma doğruluğunun anlamlı derecede arttığı görüldü (p= 0,002). Ancak panoramik radyografi tekniğinde en iyi görülebilen lokalizasyonda dahi erozyonların %50'si saptanabildi. Bu oran DFR tekniğinde %87,5 bulundu.

Tablo 12. Erozyonların lokalizasyonu ve görülme oranlarının karşılaştırılması

Yöntem	Medial	Santral	Lateral	Toplam (%)	χ^2	p
Panoramik	% 25 (2/8)	% 37,5 (3/8)	% 50 (4/8)	% 37,5 (9/24)	3,428	0,18
DFR	% 50 (4/8)	% 62,5 (5/8)	% 87,5 (7/8)	% 66,6 (16/24)	17,506	<0,001

n: saptanan erozyon/toplam erozyon



Şekil 16. Erozyonların lokalizasyon ve görülme oranlarını gösteren grafik

Sonuçlar

1- Osteofit ve erozyonların saptanmasında DFR, panoramik radyografiden üstün bulundu.

2- Lezyon boyutunun osteofitlerin saptanmasında etkili olduğu görüldü. Büyük boyutlu osteofitler DFR ile kolaylıkla saptanabilirken, küçük boyutlularda bu oran daha düşüktü.

3- Lezyon boyutunun erozyonların saptanmasında etkisi olmadığı görüldü. Bir başka deyişle lezyon boyutu ile tanı doğruluğu oranında panoramik grafi ile DFR arasında fark görülmedi.

4- panoramik grafide osteofitlerin en iyi görüldüğü yer lateral lokalizasyon iken, DFR'de lokalizasyonun önemli olmadığı görüldü.

5- Panoramik grafide erozyonun lokalizasyonu önemli değilken, DFR'de erozyonların en iyi görüldüğü yer lateral lokalizasyon oldu.

5. TARTIŞMA

Artiküler yüzeylerdeki erozyon ve osteofitler dejeneratif eklem hastalıklarının en karakteristik bulgularıdır. Temporomandibular eklemdaki osteofit ve erozyonların tespiti, osteoartrit ile ilişkili osseöz değişikliklerin evrenmesi ve hastalığın ilerleme sürecini izlemede yararlıdır. Panoramik ve panoramik TME radyografiler ile bu radyografların çıkarılmasıyla elde edilen DFR klinikte bu amaç için kullanılmaktadır. TME'deki dejeneratif değişiklikleri incelemek için kullanılan diğer yöntemler ise direkt grafi, bilgisayarlı tomografi, konik ışınli bilgisayarlı tomografi, manyetik rezonans görüntüleme ve ultrasonografidir.

Çalışmamızda osteofitlerin tespitinde DFR'nin tanı doğruluğu panoramik grafiden daha üstün bulundu. Bunu, panoramik grafide kondil başı ve interartiküler aralığın, eklem oblik projeksiyonundan dolayı net bir şekilde gösterilememesi ile açıklayabiliriz. Panoramik radyografi ile büyük boyutlu osteofitlerin (1,5 mm ve 2 mm) ortalama % 66,6'sı, küçük boyutlu osteofitlerin (0,5 mm ve 1 mm) ise %11,6'sı tespit edildi. DFR ile süperpoze olan yapılar elimine edilerek değişiklik olan alanlar daha net bir şekilde gözlemlendi. DFR ile büyük boyutlu osteofitlerin tamamı ve küçük boyutlu osteofitlerin %71,6'sı tesbit edildi. 1 mm'den büyük osteofitler DFR ile kolaylıkla tespit edilebildi. Küçük boyutlu osteofitlerin düşük oranda tespit edilme nedeni panoramik radyograflarda detayın iyi olmaması ile açıklanabilir.

Masood ve ark. (2002), bir kuru kafa çalışmasında, panoramik TME radyografi, DFR ve psödorenkendirilmiş DFR kullanarak osteofitleri değerlendirmiştir. Panoramik radyografi ile karşılaştırıldığında, her iki tip dijital fark radyografinin daha üstün olduğu (ROC değerleri sırasıyla 0,54, 0,79 ve 0,79) görülmüştür. Üç görüntüleme yöntemi için de kondil üzerindeki küçük boyutlu osteofitlerin (0,5 mm ve 1 mm) saptanma oranının düşük olduğu (ROC değerleri sırasıyla 0,55, 0,74, 0,72) ve büyük boyutlu osteofitlerin (1,5 mm ve 2 mm) daha yüksek oranda (ROC değerleri sırasıyla 0,55, 0,86, 0,86) saptandığı bildirilmiştir. DFR, simüle osteofitlerin tesbitinde tanı doğruluğunu artırmıştır. Ancak DFR ve psödorenkendirilmiş DFR arasında osteofitlerin tesbiti açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır. Renk ile iyileştirilmiş DFR'nin TME'deki osseöz değişikliklerin saptanmasında tanısalları artırmadığı bildirilmiştir.

Panjnough ve ark. (2008), bir kurukafa çalışmasında panoramik grafi ve DFR kullanarak kondildeki osteofitlerin incelemiştir. Tanı doğruluğu DFR'de panoramik grafiden anlamlı derecede yüksek (sırasıyla % 82,6 ve % 41,9, $p < 0,0001$) bulunmuştur. Çalışmamızın sonuçları Masood ve ark. (2002) ve Panjnough ve ark. (2008)'nin çalışmaları ile uyumludur.

Çalışmamızda panoramik grafide, lateral lokalizasyonda bulunan osteofitler, santral ve medial lokalizasyonda bulunan osteofitlere oranla daha yüksek tanı doğruluğuyla tespit

edildi ($p=0,05$). Bu bulgunun nedeni medial ve santral lokalizasyonlara oranla lateral lokalizasyonda anatomik yapıların süperpozisyonunun minimal düzeyde olması olabilir. DFR tekniğinde ise lokalizasyonlar arasında anlamlı bir fark görülmedi ($p=0,749$). Bu, süperpoze yapıların hemen hemen tamamının elimine edilmesine bağlı olarak arka plan gürültüsünün ortadan kaldırılmasının bir sonucu olabilir.

Masood ve ark. (2002), yaptıkları çalışmada kondilin lateral yüzündeki osteofitlerin her iki teknikle de daha yüksek tanı doğruluğuyla saptanacağını öngörmüş ancak farklı bir sonuç bulmuştur. Üç görüntüleme yöntemi için de kondil üzerindeki lateral yerleşimli osteofitlerin saptanma oranının düşük olduğu bildirilmiştir. Bunun bir nedeninin glenoid fossanın süperpozisyonu ve lateral lokalizasyondaki kemik çiplerinin, çıkarma işlemi sırasında temporal komponentin tam olarak silinememesine bağlı arka plan gürültüsünden kolayca ayırt edilememesi olabileceğini belirtmişlerdir.

Ancak Ludlow ve ark. (1995), lezyon lokalizasyonunun panoramik görüntülemenin tanı doğruluğunda herhangi bir rol oynamadığını belirtmiştir.

Çalışmamızda Masood ve ark. (2002)'nin sonucundan farklı olarak, DFR tekniği ile osteofitlerin teşhisinde lokalizasyonlar arasında fark görülmemesinin nedenleri projeksiyon geometrisi ve standardizasyonun daha iyi yapılması ve farklı bir dijital fark programı kullanılması olabilir.

Rohlin ve ark. (1986)'nın TME'deki dejeneratif değişiklikleri sagittal reformat BT görüntüleri ile değerlendirdikleri çalışmada, osteofitlerin BT'de yüksek tanı doğruluğu ile tespit edilebileceğini bildirmiştir.

Bir in vitro çalışmada, Ludlow ve ark. (1995), kondildeki osteofitleri saptamada reformat sagittal ve frontal tomografi görüntülerini panoramik grafiden daha başarılı bulmuştur.

Cholitgul ve ark. (1990), bir kadavra çalışmasında sagittal reformat görüntüler ile TME'nin dejeneratif lezyonlarını (kist, erozyon, osteofit ve skleroz) değerlendirmiştir. Osteofitlerin boyutları arttıkça saptanabilirlikleride artmış ve en çok tespit edilen lezyon olmuştur.

Westesson ve ark. (1987), bir kadavra çalışmasında, osseöz değişikliklerin (konkavlık, erozyon, düzleşme ve osteofitler) tespitinde sagittal MR ile sagittal BT'nin tanı doğruluğunu karşılaştırmıştır. Araştırmacılar osseöz değişiklikleri göstermede BT'nin, MR'dan daha üstün olduğu sonucuna varmışlardır.

Honda ve ark. (2006), kondildeki osseöz değişikliklerin saptanmasında konik ışınli bilgisayarlı tomografi (KIBT) ile spiral BT'yi karşılaştırmış ve osteofitleri tesbitinde KIBT ve spiral BT arasında anlamlı bir fark bulmamıştır.

Tsiklakis ve ark. (2004), rekonstrüksiyon yapılmış KIBT kesitleri kullanarak yaptıkları çalışmada TME'nin osseöz değişikliklerinin (osteofit, düzleşme, erozyon) değerlendirilmesinde KIBT'nin güvenilir şekilde kullanılabileceğini bildirmişlerdir.

Alexious ve ark. (2009) ile Dos Anjos Pontual ve ark. (2012), osteofitlerin KIBT ile değerlendirilebileceğini belirtmiştir.

Güler ve ark. (2003) ile Campos ve ark. (2008), osteofitlerin MRG'de görülebileceğini belirtmişlerdir.

Çalışmamızda erozyonların saptanmasında DFR'nin tanı doğruluğu panoramik grafiden daha yüksek bulundu. Bunu DFR ile süperpoze olan yapıların elimine edilmesi sonucu farklı alanların arka plan gürültüsünden daha net bir şekilde ayırt edilmesi ile açıklayabiliriz. Ancak farklı boyuttaki (1mm ve 1,5mm) erozyonların saptanmasında panoramik grafi ile DFR tekniklerinin kendi içlerinde anlamlı bir fark bulunmadı (sırasıyla $p=0,57$ ve $0,31$). Erozyonlar kemikte dansite değişikliğine neden olurlar. Bu değişikliklerin konvansiyonel grafilere görülebilir hale gelmesi için kemik mineral içeriğinin yaklaşık %30-50'sinin kaybedilmesi gerekir. Çalışmamızda oluşturulan erozyonlar 1mm ve 1,5mm olup bu defektlerin meydana getirdiği dansite değişikliği insan gözünün ayırt edebileceğinden daha düşüktür. Bu nedenle panoramik grafi tekniğinde 1 mm ve 1,5mm boyutlu erozyonların saptanmasında anlamlı bir fark bulunmamış olabilir.

Çalışmamızda erozyonların saptanmasında panoramik grafi tekniğinde lokalizasyonlar arasında anlamlı bir fark bulunmazken ($p=0,18$), DFR tekniğinde lateral lokalizasyondaki lezyonlar medial ve santral lokalizasyonda oluşturulanlara oranla daha yüksek tanı doğruluğu ile tespit edildi ($p<0,01$). Panoramik grafide lokalizasyonlar arasında fark bulunmamasının nedeni kondil başı ve interartiküler aralığın çevre yapıların süperpozisyonu ve eklem oblik projeksiyonundan dolayı net bir şekilde gösterilememesi ile açıklanabilir. DFR'de medial ve santral lokalizasyondaki erozyonların lateral lokalizasyondakilere oranla daha düşük oranda tespit edilmelerinin nedeni ise temporal komponentin bu bölgelerde yetersiz çıkarılmasına bağlı olarak arka plan gürültüsünden ayırt edilmemeleri olabilir.

Panjnoush ve ark. (2008) yaptıkları çalışmada kondildeki erozyonların saptanmasında panoramik grafi tekniği ile DFR'yi karşılaştırmıştır. Kondilin lateral kutbu ve anterior yüzünün santral kısmında 1mm ve 2 mm'lik defektler oluşturulmuştur. Kondildeki simüle

erozyonların tespitinde DFR, panoramik grafilerden daha üstün bulunmuştur. Çalışmamızdaki sonuçlar Panjnoush ve ark. (2008)'nin çalışması ile uyumludur.

Cholitgul ve ark. (1990)'da bir kadavra çalışmasında sagittal reformat BT görüntüleri ile TME'deki dejeneratif lezyonları incelemiştir. Saptanan erozyonların üçte ikisinde gerçek pozitif bulgular görülmüştür. Sensitivite ve spesifite sırasıyla % 67-90 ve % 73-93 arasında bulunmuştur.

Flygare ve ark. (1995), bir kadavra çalışmasında eroziv değişiklikleri tespit etmede sagittal reformat BT görüntülerinin tanı değerini incelemiştir. Araştırmacılar, sagittal reformat BT'nin erozyonların varlığı ve genişliğini tam olarak göstermediğini bildirmişlerdir.

Westesson ve ark. (1987), osseöz değişikliklerin saptanmasında MRG ile BT'yi karşılaştırmıştır. Araştırmacılar erozyonları göstermede BT'nin, MRG'den daha üstün olduğu sonucuna varmışlardır.

Rohlin ve ark. (1986), TME'deki dejeneratif değişiklikleri test etmek amacıyla sagittal reformat BT görüntüleri değerlendirmişlerdir. Erozyonların hem kondil hem de temporal kemikte eşit oranda bulunduğunu, osteofitlerin sadece kondilde görüldüğünü belirtmişlerdir. Araştırmacılar erozyonların BT ile saptanabileceğini bildirmişlerdir.

Honda ve ark. (2006), kondilin osseöz değişikliklerinin saptanmasında KIBT ve spiral BT'nin tanısal doğruluğunu değerlendirdikleri çalışmada erozyonların saptanmasında KIBT ve spiral BT arasında anlamlı bir fark bulamadıklarını belirtmişlerdir.

Honey ve ark. (2007), yaptıkları in vitro çalışmada kondildeki simüle erozyonların saptanmasında KIBT, panoramik radyografi ve lineer BT'yi karşılaştırmıştır. Kondildeki kortikal erozyonların saptanmasında KIBT'nin tanı doğruluğu lineer BT ve panoramik grafiden daha yüksek bulunmuştur.

Alexious ve ark. (2009), kondildeki osteoartritik değişiklikleri KIBT kullanarak inceledikleri çalışmalarında en yaygın radyolojik bulguların erozyon, düzleşme ve osteofit olduğunu ve bunların KIBT kullanılarak yüksek tanı doğruluğu ile saptanabileceğini belirtmişlerdir.

Librizzi ve ark. (2011), yaptıkları deneysel çalışmada KIBT ile TME'deki erozyonların saptanabileceğini bildirmiştir.

Güler ve ark. (2003), MRG ile disk deplasmanı olan hastalarda yaptıkları çalışmada osseöz değişiklikleri de değerlendirmişlerdir. MRG ile erozyonların saptanabileceği sonucuna varmışlardır.

Campos ve ark. (2008), yaptıkları in vivo çalışmada, TME'deki dejeneratif değişikliklerin (erozyon, osteofit, intraartiküler serbest cisim, avasküler nekroz, subkondral kistler), MRG ile incelenebileceğini bildirmişlerdir.

Emshoff ve ark. (2003) ise US'nin kondildeki erozyonları göstermede başarılı bir yöntem olmadığını savunmuşlardır.

Rudisch ve ark. (2006), US'nin TME'deki kondiler erozyonları saptamadaki tanı doğruluğunu değerlendirmişlerdir. Araştırmacılar, US ile kondildeki erozyonların değerlendirilebileceğini bildirmişlerdir.

Düz grafiler osseöz yapılarıdaki değişikliklerin derecesini düşük gösterebilir. Eroziv değişikliklerin radyograflarda saptanabilmesinden önce kemik mineral içeriğinin en az %30-50 oranında azalmış olması gerekir. Hasta öyküsü, klinik bulgular ve belirtiler hastalık aktivitesinin belirlenmesinde yardımcı olur. Bazı çalışmalarda tek bir görüntüleme tekniği yerine farklı radyografik tekniklerin bir arada kullanımının TME'deki de artritik lezyonların saptanmasında daha başarılı olduğu gösterilmiştir. Bu nedenle, vakaya bağlı olarak, eklemi görüntülemek için birden fazla yöntem kullanmak uygun olabilir (Hussain ve ark., 2008).

5.1. Sınırlılıklar

Araştırmamızda standart panoramik görüntüler kullanıldı. Masood ve ark. (2002), panoramik TME programı kullandıkları çalışmalarında sadece ağız kapalı konumda alınan görüntüleri kullanmaları nedeniyle bazı lezyonların gizlenebileceğini belirtmişlerdir. Bazı lezyonlar süperpozisyonu minimale indiren kondilin glenoid fossa dışında olduğu ağız açık pozisyonda daha kolay teşhis edilebilirler. Ayrıca bu çalışmada osteofitler normalde klinikte gözlenenenden daha iyi sınırlı ve keskin kenarlı kemik çipleriyle, osteolitik lezyonlar ise daha iyi sınırlı defektlerle simüle edildi. Patolojik lezyonlar gerçekte daha düzensiz ve silik sınırlı olduğu için çalışmamızdaki görüntüleme yöntemlerinin tanı doğruluğu in vivo değerlendirmeye göre daha yüksek çıkmış olabilir.

Yumuşak doku absorpsiyonu ve x ışını saçılmasını simüle etmek için yumuşak doku eşdeğeri kullanılmamıştır. Bu nedenle osteofit ve erozyonlar klinikteki duruma oranla daha net olarak görülmüş olabilir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Osteofit ve erozyonların tespitinde dijital fark görüntülerin tanı doğruluğu panoramik radyografiden daha yüksek bulunmuştur. Diğer yöntemlere alternatif olabilecek bu yöntemle eklemdaki osteofit ve erozyonlar BT gibi ileri görüntüleme yöntemlerine göre daha az radyasyon ve daha düşük maliyetle teşhis edilebilir.

Standart görüntüler elde edildiği takdirde DFR, TME'deki dejeneratif değişikliklerin, özellikle ileri dönem bulguları olan osteofitlerin tespitinde ve hasta takibinde kullanılabilir.

DFR'nin başarısı için panoramik görüntülerin standart şekilde elde edilmesi gerekir. Bunun için görüntü alınırken cihazın hasta pozisyonlandırma ayarlarına azami ölçüde uyulması gerekir.

Panoramik grafilerde projeksiyon geometrisini standart hale getirmek amacıyla hasta pozisyonlandırma yöntemleri ile ilgili deneysel çalışmalar yapılabilir.

KAYNAKLAR

- Ahmad M, Hollender L, Anderson Q, Kartha K, Ohrbach R, Truelove EL, John MT, Schiffman EL. Research diagnostic criteria for temporomandibular disorders (RDC/TMD): development of image analysis criteria and examiner reliability for image analysis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009; 107(6): 844-860.
- Akkaya N. Dijital Görüntüleme Teknikleri. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci-Special Topics.* 2010;1(2):14-25
- Alexiou K, Stamatakis H, Tsiklakis K. Evaluation of the severity of temporomandibular joint osteoarthritic changes related to age using cone beam computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol.* 2009; 38(3): 141-147.
- Allen K, Hausmann E. Computerized generation of lesion models for evaluating subtraction radiography. *Dentomaxillofac Radiol.* 1990; 19(4): 161-164.
- Allen KM, Hausmann E. Analytical Methodology in Quantitative Digital Subtraction Radiography: Analyses of the Aluminum Reference Wedge. *J Periodontol.* 1996; 67(12): 1317-1321.
- Alomar X, Medrano J, Cabratosa J, Clavero JA, Lorente M, Serra I, Monill JM, Salvador A. Anatomy of the temporomandibular joint. *Semin Ultrasound CT MR.* 2007; 28(3): 170-83.
- Bean L, Omnell K, Oberg T. Comparison between radiologic observations and macroscopic tissue changes in temporomandibular joints. *Dentomaxillofac radiol.* 1977; 6(2): 90.
- Berkhout E. Digital intra-oral radiography in dentistry. Diagnostic efficacy and dose considerations. *Oral Radiol.* 2003; 19(1): 1-13.
- Braegger U, Litch J, Pasquali L, Kornman KS. Computer assisted densitometric image analysis for the quantitation of radiographic alveolar bone changes. *J Periodontal Res.* 1987; 22(3): 227-229.
- Brägger U. Digital imaging in periodontal radiography. A review. *J Clin Periodontol.* 1988; 15(9): 551-557.
- Brägger U, Bürgin W, Lang NP, Buser D. Digital subtraction radiography for the assessment of changes in peri-implant bone density. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991; 6(2): 160-166.
- Brägger U, Bürgin W, Marconi M, Hüsler RU, Lang NP. Influence of contrast enhancement and pseudocolor transformation on the diagnosis with digital subtraction images (DSI). *J Periodontal Res.* 1994; 29(2): 95-102.
- Brägger U, Pasquali L. Color conversion of alveolar bone density changes in digital subtraction images. *J Clin Periodontol.* 1989; 16(4): 209-214.

- Brägger U, Pasquali L, Rylander H, Carnes D, Kornman KS. Computer-assisted densitometric image analysis in periodontal radiography. *J Clin Periodontol.* 1988; 15(1): 27-37.
- Brooks SL, Brand JW, Gibbs SJ, Hollender L, Lurie AG, Omnell K-Å, Westesson P-L, White SC. Imaging of the temporomandibular joint: a position paper of the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1997; 83(5): 609-618.
- Bullough P, Goodfellow J, O'Conner J. The relationship between degenerative changes and load-bearing in the human hip. *J Bone Joint Surg Br.* 1973; 55(4): 746-758.
- Byers PD, Contepomi CA, Farkas TA.. A post mortem study of the hip joint. Including the prevalence of the features of the right side. *Ann Rheum Dis.* 1970; 29(1): 15-31.
- Campos MI, Campos PS, Cangussu MC, Guimarães RC, Line SR. Analysis of magnetic resonance imaging characteristics and pain in temporomandibular joints with and without degenerative changes of the condyle. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2008; 37(6): 529-534.
- Cholitgul W, Petersson A, Rohlin M, Tanimoto K, Akerman S. Diagnostic outcome and observer performance in sagittal tomography of the temporomandibular joint. *Dentomaxillofac Radiol.* 1990; 19(1): 1-6.
- Christgau M, Hiller K-A, Schmalz G, Kolbeck C, Wenzel A. Quantitative digital subtraction radiography for the determination of small changes in bone thickness: an in vitro study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1998a; 85(4): 462-472.
- Christgau M, Hiller KA, 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.* 1998b; 33(3): 138-149.
- Chung-Chu. Use of generalized fuzzy operator in digital subtraction radiography. University of Hong Kong, Hong Kong, Doktora tezi, 2003; 1-137.
- Dahlström L, Lindvall A. Assessment of temporomandibular joint disease by panoramic radiography: reliability and validity in relation to tomography. *Dentomaxillofac Radiol.* 1996; 25(4): 197-201.
- Delano EO, Ludlow JB, Ørstavik D, Tyndall D, Trope M. Comparison between PAI and quantitative digital radiographic assessment of apical healing after endodontic treatment. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2001; 92(1): 108-115.
- dos Anjos Pontual ML, Freire JS, Barbosa JM, Frazão MA, dos Anjos Pontual A. Evaluation of bone changes in the temporomandibular joint using cone beam CT. *Dentomaxillofac Radiol.* 2012; 41(1): 24-29.
- Duckworth JE, Judy PF, Goodson JM, Socransky SS. A Method for the Geometric and Densitometric Standardization of Intraoral Radiographs. *J Periodontol.* 1983; 54(7): 435-440.

- Dunn SM, van der Stelt PF. Recognizing invariant geometric structure in dental radiographs. *Dentomaxillofac Radiol.* 1992; 21(3): 142-147.
- Dunn S, Van der Stelt P, Ponce A, Fenesy K, Shah S. A comparison of two registration techniques for digital subtraction radiography. *Dentomaxillofac Radiol.* 1993; 22(2): 77-80.
- Dündar N, İlhan Kal B, İlgenli T. Dişhekimliğinde Fark Radyografisi Kullanımı Dişhekimliği Dergisi, Sayı: 67, Sayfa: 30-33, Ocak-Şubat 2006
- Eberhard J, Hartman B, Lenhard M, Mayer T, Kocher T, Eickholz P. Digital subtraction radiography for monitoring dental demineralization. An in vitro study. *Caries Res.* 2000; 34(3): 219-224.
- Ekberg E, Petersson A, Nilner M. An evaluation of digital subtraction radiography for assessment of changes in position of the mandibular condyle. *Dentomaxillofac Radiol.* 1998; 27(4): 230-235.
- Ellwood R, Davies R, Worthington H. Evaluation of a dental subtraction radiography system. *J Periodontal Res.* 1997; 32(2): 241-248.
- Ellwood R, Horner K, Alexander S, Davies R. A digital subtraction radiography investigation of upper first molar proximal bone density changes in adolescents. *J Periodontal Res.* 1998; 33(3): 172-177.
- Emshoff R, Brandlmaier I, Bodner G, Rudisch A. Condylar erosion and disc displacement: detection with high-resolution ultrasonography. *J Oral Maxillofac Surg.* 2003; 61(8): 877-881.
- Epstein JB, Caldwell J, Black G. The utility of panoramic imaging of the temporomandibular joint in patients with temporomandibular disorders. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2001; 92(2): 236-239.
- Ettinger GJ, Gordon GG, Goodson JM, Socransky SS, Williams R. Development of automated registration algorithms for subtraction radiography. *J Clin Periodontol.* 1994; 21(8): 540-543.
- Farman AG, Ludlow JB, Davies KL, Tyndall DA. Temporomandibular joint imaging: a comparative study of diagnostic accuracy for the detection of bone change with biplanar multidirectional tomography and panoramic images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1995; 80(6): 735-743.
- Ferreira RI, Haiter-Neto F, Tabchoury CPM, Paiva GANd, Bóscolo FN. Assessment of enamel demineralization using conventional, digital, and digitized radiography. *Braz Oral Res.* 2006; 20(2): 114-119.
- Flygare L, Rohlin M, Åkerman S. Macroscopic and microscopic findings of areas with radiologic erosions in human temporomandibular joints. *Acta Odontol Scand.* 1992; 50(2): 91-100.

- Flygare L, Rohlin M, Åkerman S. Microscopy and tomography of erosive changes in the temporomandibular joint An autopsy study. *Acta Odontol Scand.* 1995; 53(5): 297-303.
- Fourmoussis I, Brägger U, Bürgin W, Tonetti M, Lang N. Digital image processing. I. Evaluation of gray level correction methods in vitro. *Clin Oral Implants Res.* 1994a; 5(1): 37-47.
- Fourmoussis I, Brägger U, Bürgin W, Tonetti M, Lang N. Digital image processing. II. In vitro quantitative evaluation of soft and hard peri-implant tissue changes. *Clin Oral Implants Res.* 1994b; 5(2): 105-114.
- Göğüş S. Dişhekimliğinde Bilgisayarlı Dijital Fark Radyografisinde Kullanılmak Üzere Yeni Bir Dental Yazılım Programı Hazırlanması ve In Vitro-In Vivo Araştırmalarla Etkinliğinin Değerlendirilmesi. Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İzmir, Doktora Tezi, 2005, 19-20.
- Gröndahl K, Kullendorff B, Strid KG, Gröndahl HG, Henrikson CO. Detectability of artificial marginal bone lesions as a function of lesion depth. *J Clin Periodontol.* 1988; 15: 156-162.
- Gröndahl HG, Gröndahl K, Webber RL. A digital subtraction technique for dental radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1983a; 55(1): 96-102.
- Gröndahl H. Digital radiology in dental diagnosis: a critical view. *Dentomaxillofac Radiol.* 1992; 21(4): 198-202.
- Gröndahl K. Computer-assisted subtraction radiography in periodontal diagnosis. *Swed Dent J Suppl.* 1987; 50: 1.
- Gröndahl K, Gröndahl H-G, Webber RL. Digital subtraction radiography for diagnosis of periodontal bone lesions with simulated high-speed systems. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1983b; 55(3): 313-318.
- Gröndahl K, Gröndahl HG, Wennström J, Heiji L. Examiner agreement in estimating changes in periodontal bone from conventional and subtraction radiographs. *J Clin Periodontol.* 1987; 14(2): 74-79.
- Gröndahl K, Kullendorff B, Strid KG, Gröndahl HG, Henrikson C. Detectability of artificial marginal bone lesions as a function of lesion depth. *J Clin Periodontol.* 1988; 15(3): 156-162.
- Gröndahl K, Gröndahl HG, Webber RL. Influence of variations in projection geometry on the detectability of periodontal bone lesions. *J Clin Periodontol.* 1984; 11(6): 411-420.
- Güler N, Yatmaz P, Ataoglu H, Emlik D, Uçkan S. Temporomandibular internal derangement: correlation of MRI findings with clinical symptoms of pain and joint sounds in patients with bruxing behaviour. *Dentomaxillofac Radiol.* 2003; 32(5): 304-310.

- Hansson T, Oberg T. Arthrosis and deviation in form in the temporomandibular joint A macroscopic study on a human autopsy material. *Acta Odontol Scand.* 1977; 35(1-3): 167-174.
- Hausmann E. A Contemporary Perspective on Techniques for the Clinical Assessment of Alveolar Bone. *J Periodontol.* 1990; 61(3): 149-156.
- Hausmann E, Allen K, Loza J, Buchanan W, Cavanaugh Jr PF. Validation of quantitative digital subtraction radiography using the electronically guided alignment device/impression technique. *J Periodontol.* 1996; 67(9): 895-899.
- Hausmann E, Allen K, Piedmonte M. Influence of variations in projection geometry and lesion size on detection of computer-simulated crestal alveolar bone lesions by subtraction radiography. *J Periodontal Res.* 1991; 26(1): 48-51.
- Hausmann E, Christersson L, Dunford R, Wikesjö U, Phyto J, Genco R. Usefulness of Subtraction Radiography in the Evaluation of Periodontal Therapy. *J Periodontol.* 1985; 56(11s): 4-7.
- Hausmann E, Dunford R, Wikesjö U, Christersson L, McHenry K. Progression of untreated periodontitis as assessed by subtraction radiography. *J Periodontal Res.* 1986; 21(6): 716-721.
- Hausmann E, Kutlubay M, Odrobina D, Allen K, Loza J, Ortman L, Wobschal D. Studies on the angular reproducibility of positioning patients adjacent to an x-ray tube 2. A new electronically guided, force-sensitive sensor-based alignment system. *J Periodontal Res.* 1995; 30(4): 294-297.
- Hekmatian E, Sharif S, Khodaian N. Literature review digital subtraction radiography in dentistry. *Dent Res J.* 2008; 2(2).
- Heo M-S, Lee S-S, Lee K-H, Choi H-M, Choi S-C, Park T-W. Quantitative analysis of apical root resorption by means of digital subtraction radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2001; 91(3): 369-373.
- Hildebolt CF, Vannier MW, Pilgram TK, Shroot MK. Quantitative evaluation of digital dental radiograph imaging systems. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1990; 70(5): 661-668.
- Hintze H, Wenzel A, Andreasen FM, Sewerin I. Digital subtraction radiography for assessment of simulated root resorption cavities. Performance of conventional and reverse contrast modes. *Endod Dent Traumatol.* 1992; 8(4): 149-154.
- Hintze J. NCSS and PASS software. Kaysville, UT: Number Cruncher Statistical Systems. 2004.
- Hintze H, Wiese M, Wenzel A. Cone beam CT and conventional tomography for the detection of morphological temporomandibular joint changes. *Dentomaxillofac Radiol.* 2007; 36(4): 192-197.

- Honda K, Larheim T, Maruhashi K, Matsumoto K, Iwai K. Osseous abnormalities of the mandibular condyle: diagnostic reliability of cone beam computed tomography compared with helical computed tomography based on an autopsy material. *Dentomaxillofac Radiol.* 2006; 35(3): 152-157.
- Honey OB, Scarfe WC, Hilgers MJ, Klueber K, Silveira AM, Haskell BS, Farman AG. Accuracy of cone-beam computed tomography imaging of the temporomandibular joint: comparisons with panoramic radiology and linear tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007; 132(4): 429-438.
- http://www.mustafasecil.com/admin/b_bilgi_dosya/dosya/02032011012311_dijital_radyoloji.pdf, 2014.
- Hussain A, Packota G, Major P, Flores-Mir C. Role of different imaging modalities in assessment of temporomandibular joint erosions and osteophytes: a systematic review. *Dentomaxillofac Radiol.* 2008; 37(2): 63-71.
- Janssen PTM, van Palenstein Helderman WH, van Aken J. The effect of in-vivo-occurring errors in the reproducibility of radiographs on the use of the subtraction technique. *J Clin Periodontol.* 1989; 16(1): 53-58.
- Jeffcoat M, Reddy M. Digital subtraction radiography for longitudinal assessment of peri-implant bone change: method and validation. *Adv Dent Res.* 1993a; 7(2): 196-201.
- Jeffcoat M, Reddy M, Magnusson I, Johnson B, Meredith M, Cavanaugh P, Gerlach R. Efficacy of quantitative digital subtraction radiography using radiographs exposed in a multicenter trial. *J Periodontal Res.* 1996; 31(3): 157-160.
- Jeffcoat M, Reddy M, Van Den Berg H, Bertens E. Quantitative digital subtraction radiography for the assessment of peri-implant bone change. *Clin Oral Implants Res.* 1992; 3(1): 22-27.
- Jeffcoat M, Reddy M, Webber R, Williams R, Ruttimann U. Extraoral control of geometry for digital subtraction radiography. *J Periodontal Res.* 1987; 22(5): 396-402.
- Jeffcoat MK, Reddy MS. Digital subtraction radiography for longitudinal assessment of peri-implant bone change: method and validation. *Adv Dent Res.* 1993b; 7(2): 196-201.
- Katsarsky JW, Levine MS, Allen KM, Hausmann E. Detection of experimentally induced lesions in subtraction images of cancellous alveolar bone. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1994; 77(6): 674-677.
- Kitagawa H, Scheetz J, Farman A. Comparison of complementary metal oxide semiconductor and charge-coupled device intraoral X-ray detectors using subjective image quality. *Dentomaxillofac Radiol.* 2003; 32(6): 408-411.
- Körner M, Weber CH, Wirth S, Pfeifer KJ, Reiser MF, Treitl M. Advances in Digital Radiography: Physical Principles and System Overview 1. *Radiographics.* 2007; 27(3): 675-686.

- Kravitz LH, Tyndall DA, Bagnell CP, Dove SB. Assessment of external root resorption using digital subtraction radiography. *J Endod.* 1992; 18(6): 275-284.
- Lee SS, Huh YJ, Kim KY, Heo MS, Choi SC, Koak JY, Heo SJ, Han CH, Yi WJ. Development and evaluation of digital subtraction radiography computer program. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2004; 98(4): 471-475.
- Lehmann T, Gröndahl H-G, Benn D. Computer-based registration for digital subtraction in dental radiology. *Dentomaxillofac Radiol.* 2000; 29(6): 323-346.
- Lehmann T, Sovakar A, Schmiti W, Repges R. A comparison of similarity measures for digital subtraction radiography. *Comput Biol Med.* 1997; 27(2): 151-167.
- Librizzi ZT, Tadinada AS, Valiyaparambil JV, Lurie AG, Mallya SM. Cone-beam computed tomography to detect erosions of the temporomandibular joint: effect of field of view and voxel size on diagnostic efficacy and effective dose. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011; 140(1): e25-30.
- Ludlow JB, Mol A. Digital Imaging. In: Pharoah MJ, White SC, editors. *Oral Radiology Principles and Interpretation.* 6th Ed., St. Louis, Mosby Elsevier. 2009; 78-99.
- Ludlow J, Gilbert D, Tyndall D, Bailey L. Analysis of condylar position change on digitally subtracted Orthophos P-4 and Sectograph zonogram images. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg.* 1995; 10(3): 201.
- Ludlow JB, Peleaux CP. Comparison of stent versus laser-and cephalostat-aligned periapical film-positioning techniques for use in digital subtraction radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1994; 77(2): 208-215.
- Martignon S, Ekstrand KR, Ellwood R. Efficacy of sealing proximal early active lesions: an 18-month clinical study evaluated by conventional and subtraction radiography. *Caries Res.* 2006; 40(5): 382-388.
- Masood F, Katz JO, Hardman PK, Glaros AG, Spencer P. Comparison of panoramic radiography and panoramic digital subtraction radiography in the detection of simulated osteophytic lesions of the mandibular condyle. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2002; 93(5): 626-631.
- Meachim G. Ways of cartilage breakdown in human and experimental osteoarthritis. The aetiopathogenesis of osteoarthritis. Turnbridge Wells: Pitman Medical Publishing Co Ltd. 1980: 16-36.
- Miguens Jr SAQ, Veeck EB, Fontanella VRC, da Costa NP. A comparison between panoramic digital and digitized images to detect simulated periapical lesions using radiographic subtraction. *J Endod.* 2008; 34(12): 1500-1503.
- Mikrogeorgis G, Lyroudia K, Molyvdas I, Nikolaidis N, Pitas I. Digital radiograph registration and subtraction: a useful tool for the evaluation of the progress of chronic apical periodontitis. *J Endod.* 2004; 30(7): 513-517.

- Moffett BC, Johnson LC, McCabe JB, Askew HC. Articular remodeling in the adult human temporomandibular joint. *Am J Anat.* 1964; 115(1): 119-141.
- Mol A, Dunn SM. The performance of projective standardization for digital subtraction radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2003; 96(3): 373-382.
- Molander B, Gröndahl H-G, Ekestubbe A. Quality of film-based and digital panoramic radiography. *Dentomaxillofac Radiol.* 2004; 33(1): 32-36.
- Nummikoski P, Martinez T, Matteson S, McDavid W, Dove S. Digital subtraction radiography in artificial recurrent caries detection. *Dentomaxillofac Radiol.* 1992; 21(2): 59-64.
- Nummikoski PV, Steffensen B, Hamilton K, Brent Dove S. Clinical validation of a new subtraction radiography technique for periodontal bone loss detection. *J Periodontol.* 2000; 71(4): 598-605.
- Oberg T, Carlsson GE, Fajers CM. The temporomandibular joint: a morphologic study on a human autopsy material. *Acta Odontol Scand.* 1971; 29(3): 349-384.
- Odabaş B, Arslan SG. Temporomandibular eklem anatomisi ve rahatsızlıkları. *Dicle Tıp Dergisi.* 2008; 35: 77-85.
- Ohki M, Okano T, Yamada N. A contrast-correction method for digital subtraction radiography. *J Periodontal Res.* 1988; 23(4): 277-280.
- Okeson JP. Management of temporomandibular disorders and occlusion. 6th Ed., Mosby, 2007; 1-631.
- Ono E, Medici Filho E, Faig Leite H, Tanaka JLO, De Moraes MEL, De Melo Castilho JC. Evaluation of simulated external root resorptions with digital radiography and digital subtraction radiography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011; 139(3): 324-333.
- Ortman L, Dunford R, McHenry K, Hausmann E. Subtraction radiography and computer assisted densitometric analyses of standardized radiographs. *J Periodontal Res.* 1985; 20(6): 644-651.
- Panjnoush M, Ghoncheh Z, Sarrafzadeh A. Comparison of conventional panoramic radiography and panoramic digital subtraction radiography in detection of simulated lesions of mandibular condyle. *J Dent Med.* 2008; 21(3): 1-7.
- Parks ET, Williamson GF. Digital radiography: an overview. *J Contemp Dent Pract.* 2002; 3(4): 23-39.
- Parsell DE, Gatewood RS, Watts JD, Streckfus CF. Sensitivity of various radiographic methods for detection of oral cancellous bone lesions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1998; 86(4): 498-502.
- Peck CC, Goulet JP, Lobbezoo F, Schiffman EL, Alstergren P, Anderson GC, de Leeuw R, Jensen R, Michelotti A, Ohrbach R, Petersson A, List T. Expanding the taxonomy of

- the diagnostic criteria for temporomandibular disorders. *J Oral Rehabil.* 2014; 41(1): 2-23.
- Petersson A. What you can and cannot see in TMJ imaging—an overview related to the RDC/TMD diagnostic system. *J Oral Rehabil.* 2010; 37(10): 771-778.
- Petrikowski CG. Diagnostic Imaging of the Temporomandibular Joint. In: Pharoah MJ, White SC, editors. *Oral Radiology Principles and Interpretation.* 6th Ed., St. Louis, Mosby Elsevier. 2009; 473-506.
- Radin EL1, Burr DB, Caterson B, Fyhrie D, Brown TD, Boyd RD (1991). Mechanical determinants of osteoarthritis. *Semin Arthritis Rheum.* 1991; 21(3 Suppl 2):12-21.
- Radin EL, Paul IL, Rose RM. Osteoarthritis as a final common pathway. The aetiopathogenesis of osteoarthritis. In: Nuki G, editor. *The aetiopathogenesis of osteoarthritis.* London, Tunbridge Wells: Pittman Medical Publishing. 1980; 84–89.
- Rantala M. Temporomandibular disorders and related psychosocial factors in non-patients. University of Helsinki, Institute of Dentistry, Helsinki, Doktora tezi, 2010; 1-65.
- Rawlinson A, Ellwood RP, Davies RM. An in-vitro evaluation of a dental subtraction radiography system using bone chips on dried human mandibles. *J Clin Periodontol.* 1999; 26(3): 138-142.
- Reddy M, Webber R, van den Berg R, Weems R, van der Ven F, Jeffcoat M (1991a). A video feedback repositioning method for standardized dental radiographs. Institute of Electrical and Electronic Engineers/ Engineering in Medicine and Biology Society 1991; 12:352-353.
- Reddy MS, Bruch JM, Jeffcoat MK, Williams RC. Contrast enhancement as an aid to interpretation in digital subtraction radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1991b; 71(6): 763-769.
- Rethman M, Ruttiman U, O'neal R, Webber R, Davis A, Greenstein G, Woodyard S. Diagnosis of Bone Lesions by Subtraction Radiography. *J Periodontol.* 1985; 56(6): 324-329.
- Rohlin M, Åkerman S, Kopp S. Tomography as an aid to detect macroscopic changes of the temporomandibular joint An autopsy study of the aged. *Acta Odontol Scand.* 1986; 44(3): 131-140.
- Rosling B, Hollender L, Nyman S, Olsson G. A radiographic method for assessing changes in alveolar bone height following periodontal therapy. *J Clin Periodontol.* 1975; 2(4): 211-217.
- Rudisch A, Emshoff R, Maurer H, Kovacs P, Bodner G. Pathologic-sonographic correlation in temporomandibular joint pathology. *Eur Radiol.* 2006; 16(8): 1750-1756.
- Rudolph DJ, White SC. Film-holding instruments for intraoral subtraction radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1988; 65(6): 767-772.

- Rudolph DJ, White SC, Mankovich NJ. Influence of geometric distortion and exposure parameters on sensitivity of digital subtraction radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1987; 64(5): 631-637.
- Ruttimann UE, Okano T, Grondahl H-G, Grondahl K, Webber RL. Exposure geometry and film contrast differences as bases for incomplete cancellation of irrelevant structures in dental subtraction radiography. *Conference on Digital Radiography, International Society for Optics and Photonics, Palo Alto, USA, Abstracts,* 1981; 372.
- Ruttimann UE, Webber RL. Volumetry of localized bone lesions by subtraction radiography. *J Periodontal Res.* 1987; 22(3): 215-216.
- Ruttimann UE, Webber RL, Groenhuis RA, Troullos E, Rethman MT. Automated estimation of lesion size. *Medical Imaging Conferences, International Society for Optics and Photonics, California, USA, Abstracts,* 1985: 325.
- Ruttimann UE, Webber RL, Schmidt E. A robust digital method for film contrast correction in subtraction radiography. *J Periodontal Res.* 1986; 21(5): 486-495.
- Stassinakis A, Brägger U, Stojanovic M, Bürgin W, Lussi A, Lang N. Accuracy in detecting bone lesions in vitro with conventional and subtracted direct digital imaging. *Dentomaxillofac Radiol.* 1995; 24(4): 232-237.
- Stephanopoulos G, Mikrogeorgis G, Lyroudia K. Assessment of simulated internal resorption cavities using digital and digital subtraction radiography: a comparative study. *Endod Dent Traumatol.* 2011; 27(5): 344-349.
- Syriopoulos K, Sanderink G, Velders X, Van Der Stelt P. Radiographic detection of approximal caries: a comparison of dental films and digital imaging systems. *Dentomaxillofac Radiol.* 2000; 29(5): 312-318.
- Takeshita W, Iwaki L, Da Silva M, Filho L, Queiroz A, Geron L. Comparison of the diagnostic accuracy of direct digital radiography system, filtered images, and subtraction radiography. *Contemp Clin Dent.* 2013; 4(3): 338-342.
- Tsiklakis K, Damaskos S, Kalyvas D, Nicopoulou-Karayianni K, Van der Stelt PF. The use of digital subtraction radiography to evaluate bone healing after surgical removal of radicular cysts. *Oral Radiol.* 2005; 21(2): 56-61.
- Tsiklakis K, Syriopoulos K, Stamatakis H. Radiographic examination of the temporomandibular joint using cone beam computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol.* 2004; 33(3): 196-201.
- van denBerg WB. Osteophyte formation in osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage.* 1999; 7(3): 333-333.
- Versteeg CH, Sanderink GCH, van der Stelt PF. Efficacy of digital intra-oral radiography in clinical dentistry. *J Dent.* 1997; 25(3-4): 215-224.

- Versteeg KH, van der Stelt PF. Effect of logarithmic contrast enhancement on subtraction images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1995; 80(4): 479-486.
- Vos MH, Janssen PTM, Van Aken J, Heethaar RM. Quantitative measurement of periodontal bone changes by digital subtraction. *J Periodontal Res.* 1986; 21(6): 583-591.
- Webber R, Ruttimann U, Groenhuis R. Computer correction of projective distortions in dental radiographs. *J Dent Res.* 1984; 63(8): 1032-1036.
- Webber RL, Ruttimann UE, Grondahl HG. X-ray image subtraction as a basis for assessment of periodontal changes. *J Periodontal Res.* 1982; 17(5): 509-511.
- Wenzel A. Effect of manual compared with reference point superimposition on image quality in digital subtraction radiography. *Dentomaxillofac Radiol.* 1989; 18(4): 145-150.
- Wenzel A, Gröndahl H. Direct digital radiography in the dental office. *Int Dent J.* 1995; 45(1): 27.
- Wenzel A, Møystad A. Work flow with digital intraoral radiography: a systematic review. *Acta Odontol Scand.* 2010; 68(2): 106-114.
- Wenzel A, Sewerin I. Sources of noise in digital subtraction radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1991; 71(4): 503-508.
- Westesson P-L, Katzberg RW, Tallents RH, Sanchez-Woodworth R, Svensson S. CT and MR of the temporomandibular joint: comparison with autopsy specimens. *AJR Am J Roentgenol.* 1987; 148(6): 1165-1171.
- White SC, Yoon DC, Tetradis S. Digital radiography in dentistry: what it should do for you. *J Calif Dent Assoc.* 1999; 27(12): 942-952.
- Woo B, Zee KY, Chan F, Corbet E. In vitro calibration and validation of a digital subtraction radiography system using scanned images. *J Clin Periodontol.* 2003; 30(2): 114-118.
- Woo Mei Sum B. Validation and Calibration of a Digital Subtraction Radiography System for Quantitative Assessment of Alveolar Bone Changes. University of Hong Kong, Hong Kong, Master tezi, 2000; 1-93.
- Yi WJ, Heo MS, Lee SS, Choi SC, Huh KH. ROI-based image registration for digital subtraction radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2006; 101(4): 523-529.
- Yalçın, S, Aktaş, İ. Diş Hekimliğinde Temporomandibular Eklem Hastalıklarına Yaklaşım. 1. Baskı, İstanbul, Vestiyer Yayın Grubu. 2010; 10-12.
- Yale SH, Ceballos M, Kresnoff CS, Hauptfuehrer JD. Some observations on the classification of mandibular condyle types. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1963; 16:572-77.
- Yoon D. A new method for the automated alignment of dental radiographs for digital subtraction radiography. *Dentomaxillofac radiol.* 2000; 29(1): 11-19.

- Yoshioka T, Kobayashi C, Suda H, Sasaki T. An observation of the healing process of periapical lesions by digital subtraction radiography. *J Endod.* 2002; 28(8): 589-591.
- Yoshiura K, Kawazu T, Chikui T, Tatsumi M, Tokumori K, Tanaka T, Kanda S. Assessment of image quality in dental radiography, part 2: optimum exposure conditions for detection of small mass changes in 6 intraoral radiography systems. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1999; 87(1):123-129
- Young SJ, Chaibi MS, Graves DT, Majzoub Z, Boustany F, Cochran D, Nummikoski P. Quantitative analysis of periodontal defects in a skull model by subtraction radiography using a digital imaging device. *J Periodontol.* 1996; 67(8): 763-769.
- Zappa U, Simona C, Graf H, Van Aken J. In vivo determination of radiographic projection errors produced by a novel filmholder and an x-ray beam manipulator. *J Periodontol.* 1991; 62(11): 674-683.

EK 1.



T.C
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

Sayı: B.30.2.ODM.0.20.08/ 43

01.06.2012

Konu: 6

Syn: Prf. Dr. Peruze ÇELENK

Ekte özeti verilen 'Deneysel olarak oluşturulan osteofit ve erozyonların dijital subtraction yöntemiyle incelenmesi 'başlıklı çalışmanızın etik kurul onayına ihtiyacı yoktur.

Gereğinin yapılmasını arz ederim.

Prof. Dr. Abdülkerim BEDİR
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu
Başkanı

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Hüsniye DEMİRTÜRK KOCASARAÇ

Doğum Yeri : Terme/ Samsun

Doğum Tarihi : 20.08.1984

Medeni Hali : Evli

Bildiği Yabancı Diller : İngilizce

Eğitim Durumu : Lisans (2003-2008)
Ondokuz Mayıs Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi

Çalıştığı Kurum : Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Diş Hekimliği
Fakültesi, Ağız Diş ve Çene Radyolojisi AD.

E-posta : husniye.demirturk@omu.edu.tr