

165534

T.C.
EGE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**DİŞHEKİMLİĞİNDE BİLGİSAYARLI DİJİTAL FARK
(DIGITAL SUBTRACTION) RADYOGRAFİSİNDE KULLANILMAK
ÜZERE YENİ BİR DENTAL YAZILIM PROGRAMI HAZIRLANMASI
VE
IN VITRO - IN VIVO ARAŞTIRMALARLA ETKİNLİĞİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Oral Diagnoz ve Radyoloji Anabilim Dalı Programı

Doktora Tezi

Dışhekimisi
Selin GÖĞÜŞ

Danışman Öğretim Üyesi
Prof. Dr. Zuhâl TUĞSEL

İZMİR

2005

ÖNSÖZ

Doktora çalışmam sırasında değerli fikirlerini, desteğini, yol göstericiliğini sunan doktora danışmanım Prof. Dr. Sayın Zuhâl Tuğsel'e, doktora konumun belirlenmesinde, projemin şekillendirilmesinde ve çalışmalarım sırasında değerli desteğini ve yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen Doç. Dr. Sayın Pelin Güneri'ye şükranlarımı sunarım.

Çalışmamızı gerçekleştirmemizi sağlayan Ege Üniversitesi Uluslararası Bilgisayar Enstitüsü Bilgi Teknolojileri Anabilim Dalı Başkanı Prof. Dr. Sayın Aydın Öztürk'e ve (Arş. Gör.) Dr. Sayın Cengiz Güngör'e; değerli katkıları için tez izleme komitesi üyesi Prof. Dr. Sayın Şule Sönmez'e; Anabilim dalımız öğretim üye ve yardımcılarına; fakültemiz röntgen servisi teknisyenlerine; ayrıca verilerin istatistiksel olarak değerlendirilmesinde büyük emeği geçen Dr. Sayın Hayal Boyacıoğlu'na; doktora çalışmamda bana maddi olanaklar sağlayan E. Ü. Rektörlüğü Araştırma Fonu'na ve manevi desteğini esirgemeyen aileme içtenlikle teşekkür ederim.

İzmir, 2005

Dt. Selin Göğüş

İÇİNDEKİLER

GİRİŞ VE AMAÇ	1
1. GENEL BİLGİLER	
1.1. Konvansiyonel radyografide tanısal güçlükler	3
1.2. Dijital görüntüleme	4
1.2.1. Dijital görüntü özellikleri	5
1.3. Dijital fark radyografisi	6
1.3.1. Dijital fark radyografisinin gelişimi	9
1.3.2. Dijital fark radyografisinde karşılaşılan sorunlar	10
1.3.2.1. Yapısal görüntü kirliliği	11
1.3.3. <i>A Priori</i> yöntemler	13
1.3.4. <i>A Posteriori</i> yöntemler	14
1.3.5. Dijital fark radyografi sistemlerinin kullanım alanları	15
1.3.6. Projeksiyon geometrisinin bilgisayar yazılımları ile düzeltilmesi	18
2. GEREÇ VE YÖNTEM	23
2.1. Yazılım paketinin geliştirilmesi	23
2.1.1. Görüntülerin eşleştirilmesi	23

2.2. Matematiksel algoritma	25
2.2.1. Teknik bilgiler	26
2.2.2. Görüntü rekonstrüksiyonu algoritmasının geliştirilmesi	27
2.2.2.1. Referans noktalarının belirlenmesi	27
2.2.2.2. Geometrik transformasyonlar	30
2.3. Projeksiyon geometrisi farklılıkları	31
2.3.1. Translasyon ve rotasyonlar	31
2.3.1.1. <i>In vitro</i> bölüm; birinci kısım	31
2.3.1.2. <i>In vitro</i> bölüm; ikinci kısım	39
2.4. Kontrast düzeltme algoritmasının geliştirilmesi	42
2.5. Programın kullanılması	48
2.5.1. Fark görüntü üzerinde sayısal değerlendirme	50
2.6. Programın geliştirilmesinden sonra gözlemci testleri	52
2.6.1. Vertikal ve horizontal açılardaki farklılıkların Emago® programıyla karşılaştırılarak değerlendirilmesi	52
2.6.1.1. Filmlerin ve fark görüntülerinin elde edilmesi	52
2.6.1.2. Fark görüntülerinin gözlemciler tarafından değerlendirilmesi	56
2.6.2. <i>In vivo</i> görüntüler için direkt ve indirekt dijital radyograflerin değerlendirilmesi	56
2.7. <i>In vivo</i> görüntülerin elde edilmesi	59
2.8. Programın diğer görüntü işleme programları ile karşılaştırılması	73

3. BULGULAR	79
3.1. Açılendirma farklılıklarının değerlendirilmesi	79
3.2. Direkt ve indirekt dijital radyografi yöntemlerinin değerlendirilmesi	83
3.3. Geliştirilen programın üç farklı görüntü işleme programı ile karşılaştırılması	85
4. TARTIŞMA VE SONUÇ	89
5. ÖZET	109
6. ABSTRACT	111
7. KAYNAKLAR	113
8. SÖZLÜK	128
9. ÖZGEÇMİŞ	138

ŞEKİL LİSTESİ

- Şekil 1:** Dijital bir görüntüyü oluşturan ve piksel adı verilen resim elementleri.....6
- Şekil 2:** Piksel boyutunun görüntü çözünürlüğüne etkisi.....6
- Şekil 3:** x ve y eksenindeki düzeltilemez projeksiyon hataları.....20
- Şekil 4:** Görüntülere uygulanan projektif standardizasyon.....20



RESİM LİSTESİ

Resim 1: <i>In vitro</i> bölüm için hazırlanan modifiye film tutucu	32
Resim 2: <i>In vitro</i> bölümde kullanılan köpük düzenek ve tek diş grubu.....	33
Resim 3: Premolar dişin translasyon ve rotasyon hareketleri.....	34
Resim 4: Premolar dişten elde edilen filmler ve fark görüntüleri.....	35
Resim 5: <i>In vitro</i> bölümde kullanılan ve dört diş yerleştirilen mum blok.....	36
Resim 6: Dörtlü diş grubundan elde edilen filmler ve fark görüntüleri.....	37
Resim 7: Kanin ve premolar dişlerde hazırlanan kaviteler.....	38
Resim 8: Düzenek üzerinde filmin y eksenini üzerindeki rotasyon hareketleri.....	39
Resim 9: Mum blok üzerinde elde edilen filmler ve fark görüntüleri.....	39
Resim 10: Mandibula ve filmin x ve y eksenleri üzerindeki translasyon hareketi.....	40
Resim 11: Geliştirilen algoritmanın <i>in vivo</i> görüntülerde kontrol edilmesi.....	41
Resim 12: Mandibula ve filmin x ve y eksenleri üzerindeki hareketi.....	42
Resim 13: Kontrast farklılıklarını düzeltmek amacıyla film elde edilmesi.....	45
Resim 14: Dörtlü diş grubundan elde edilen fark görüntüleri.....	46
Resim 15: Mandibuladan röntgen filmlerinin elde edilmesi.....	47
Resim 16: Kontrast farklılıkları düzeltilen filmler ve fark görüntüleri.....	48
Resim 17: Fark görüntü üzerinde sayısal değerlendirme.....	51
Resim 18: Vertikal açı değişikliklerinin giderilmesi amacıyla alınan filmler.....	52
Resim 19: Yeni yazılım kullanılarak elde edilen fark görüntüleri.....	54
Resim 20: Emago® kullanılarak elde edilen fark görüntüleri.....	54
Resim 21: Horizontal açı değişikliklerinin giderilmesi.....	55
Resim 22: Direkt dijital yöntemde kullanılan Digora® cihazı.....	57

Resim 23: Konvansiyonel filmlerin dijitize edildiği Epson görüntü tarayıcısı.....	57
Resim 24: İki yöntemle elde edilen filmler ve fark görüntüleri.....	58
Resim 25: Restoratif tedaviye ait fark görüntüleri ve sayısal analizler.....	60
Resim 26: Endodontik tedaviye ait fark görüntüleri ve sayısal analizler.....	62
Resim 27: Periodontal tedaviye ait fark görüntüleri ve sayısal analizler.....	65
Resim 28: Ortodontik tedaviye ait fark görüntüleri.....	68
Resim 29: Cerrahi işlemlere ait fark görüntüleri ve sayısal analizler.....	70
Resim 30: Programın diğer görüntü işleme programları ile karşılaştırılması (1).....	74
Resim 31: Programın diğer görüntü işleme programları ile karşılaştırılması (2).....	75
Resim 32: Programın diğer görüntü işleme programları ile karşılaştırılması (3).....	76
Resim 33: Programın diğer görüntü işleme programları ile karşılaştırılması (4).....	77

TABLO LİSTESİ

Tablo 1: Fark görüntülerinin gözlemciler tarafından değerlendirilmesi.....	80
Tablo 2: Yeni yazılım ve Emago® programının aldıkları toplam puanlar.....	81
Tablo 3: Film çiftlerinin fark görüntülerine ait PSNR değerleri.....	84
Tablo 4: Gözlemci içi tutarlılığın test edildiği değerlendirmeler.....	87
Tablo 5: Farklı bilgisayar programlarına ait performans skorları.....	87



GRAFİK LİSTESİ

- Grafik 1:** Yeni yazılım ve Emago® ile elde edilen fark görüntülerinin skorları.....81
- Grafik 2:** Film çiftlerinin fark görüntülerine ait PSNR değerleri.....85
- Grafik 3:** Yeni yazılımın performansının üç farklı program ile karşılaştırılması.....88



GİRİŞ VE AMAÇ

Dijital çıkarma veya fark tekniği, bir bölgeden elde edilen ardışık görüntülerin karşılaştırılması için kullanılan bir tekniktir. 1930'lu yıllarda tanımlanan ve günümüze kadar geliştirilen bu tekniği esas alan yöntemlerden birisi de dijital fark radyografisi (DFR)'dir. Sistemin çalışma prensibi, her iki röntgen filminde de değişmeden kalan yapılara ait olan bilgiyi ortadan kaldırarak "yapısal görüntü kirliliğini" azaltmak ve iki röntgen filmi arasındaki farkı belirginleştirmektir. Filmlerde değişmeyen tüm yapılar, sonuçta elde edilen fark görüntü üzerinde nötr gri bir zemin olarak sergilenmektedir. Bu yöntem dişhekimliğinde diş çürüklerinin tanısı, çürük lezyonlarının ve apikal patolojilerin prognozu, alveol kemik kaybı ve kazancı, periodontal hastalıklarda uygulanan yeni tedavilerin etkinliğinin ve implant uygulamalarının başarısının değerlendirilmesi gibi alanlarda kullanılabilir.

Dijital fark radyografisinin başarılı biçimde uygulanması için gereken temel prensip, aynı anatomik bölgenin, aynı projeksiyon geometrisi ve aynı kontrastta olan ardışık 2 röntgen filminin elde edilmesidir. Ancak klinik uygulamalarda, film pozisyonlandırma, X ışınının projeksiyon geometrisi, film banyo işlemleri ve dijitalizasyon işlemleri gibi dış etkenlere bağlı olarak iki görüntü arasında tam bir uyum sağlanamamakta ve oluşan yapısal kirlilik nedeniyle fark görüntüleri hatalı yorumlanabilmektedir.

Görüntü çiftlerinin eşleştirilmesi sırasında projeksiyon geometrisi ve kontrast farklılıklarını düzeltmek amacıyla birçok yöntem kullanılmıştır. Bunlardan ilki, oklüzal stentler, sefalostatlar ve film tutucuların kullanıldığı *a priori* yöntemler,

diğeri ise, geometrik transformasyonların uygulandığı *a posteriori* yöntemlerdir. *A posteriori* yöntemlerde, görüntüler arasındaki kontrast farklılıkları özel algoritmalarla düzeltilmekte, daha sonra görüntülerdeki referans noktaları seçilerek görüntü çiftleri arasında eşleştirme yapılmakta ve bilgisayar yazılımları kullanılarak “görüntü rekonstrüksiyonu” gerçekleştirilmektedir.

Çalışmamızın amacı, DFR’de kullanılmak üzere tarafımızdan geliştirilen, kontrast düzeltmesi, projeksiyon geometrisinin eşleştirilmesi ve görüntü rekonstrüksiyonunu hem manuel hem de otomatik olarak yapabilen yeni bir yazılımın etkinliğinin *in vitro* ve *in vivo* araştırmalarla değerlendirilmesidir.



1. GENEL BİLGİLER

1.1. Konvansiyonel Radyografide Tanısal Güçlükler

Dişhekimliğinde radyografi; sert doku değişikliklerinin değerlendirilmesinde kullanılan, kolay uygulanabilen ve invaziv işlemler olmaksızın çürük, periapikal lezyonlar ve periodontal hastalıkların tanısına ve izlenmesine imkan veren bir yöntemdir. Ancak, göze çarpmayan radyografik değişikliklerin değerlendirilmesinde konvansiyonel radyografinin etkinliği sınırlı düzeydedir ve gözlemciye bağımlıdır. Konvansiyonel radyografi çiftlerinin görsel olarak karşılaştırılması sırasında gözlenen temel sorunlardan başlıcaları, radyografik yorum sırasında gözlemciler arasında uyumsuzlukların meydana gelebilmesi ve ayrıca, aynı gözlemcinin farklı zamanlardaki yorumları arasında da belirgin farklılıkların olabilmesidir. Diğer bir problem, özellikle mineralize dokulardaki değişikliklerin çok yavaş ilerlemesi ve bu yüzden arka arkaya alınmış röntgen filmlerinde kantitatif, diğer bir deyişle niceliksel değerlendirme yapılmasının çok zor olmasıdır. Bunların dışında, konvansiyonel radyografilerde tanısal özellikler taşıyan alanlar dışındaki tüm anatomik yapıların radyografik değişikliğin olduğu bölgeye süperpoze olmasından ve film çekimi ya da banyo işlemleri sırasında oluşan farklılıklardan kaynaklanan kirlilik “yapısal görüntü kirliliği” olarak tanımlanmaktadır. Bu yapısal kirlilik ve görsel karışıklık görsel karşılaştırmanın hassasiyetini önemli ölçüde azaltmaktadır (3, 12, 14, 17, 19, 23, 25, 28, 34, 39, 42, 51, 52, 53, 67, 68, 69, 70) .

İnsandaki görme sistemi göz ve retinanın kendisinden, ya da bilginin beyinde işlenmesi sürecinden kaynaklanan kısıtlamalara sahiptir. Birinci duruma örnek olarak

kontrast ve uzaysal çözünürlük düzeyinin minimum olması nedeniyle gözün renk ya da gölge yoğunluklarını algılamadaki yetersizliği gösterilebilir. Görsel bilginin beyinde işlem görmesi ise çok komplikedir ve diğer kaynaklardan gelen bilgilerden de etkilenmektedir. Belirgin bir çeşit kirlilik algılandığında cisimlerin görsel skalada tanımlanması zorlaşmaktadır. Bu nedenle kirliliğin ortadan kaldırılması, görme sisteminin sınırlı olmasından kaynaklanan yetersizlikleri gidermektedir (100).

Dental röntgen filmlerinin dijital ortama aktarılmasıyla görüntü kirliliğinin azaltılması, görüntünün netleştirilmesi ve kontrast düzeltilmesi gibi görüntü düzeltme/modifikasyon işlemleri kolaylaşmakta ve tanısal doğruluk artırılmaktadır (8, 47).

1.2. Dijital Görüntüleme

Dijital görüntüleme teknikleri indirekt ve direkt dijital radyografi olmak üzere ikiye ayrılmaktadır:

a. İndirekt dijital radyografi tekniği, konvansiyonel yolla elde edilen röntgen filmlerinin özel kameralar veya tarayıcı (scanner) gibi cihazlar aracılığı ile dijitize edilmesinden sonra çeşitli bilgisayar yazılımları yardımıyla görüntünün tanısal kapasitesinin artırılması temeline dayanmaktadır.

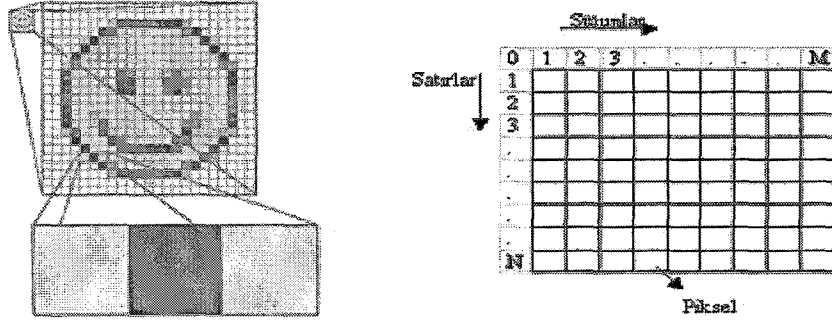
b. Direkt dijital radyografi yönteminde ise görüntü bir sensör veya tarayıcı aracılığı ile elde edildikten sonra analog sinyallere çevrilerek dijital ortama aktarılmakta ve bir monitör aracılığı ile görüntülenmektedir (3, 100).

Tanısal doğruluğu arttırmaya ve radyasyon dozunu azaltmaya yönelik arayışların ürünü olan direkt dijital radyografi yönteminde, direkt sensör sistemleri (charge coupling device, CCD) ile direkt görüntü plakaları adı verilen fosfor plaka sistemi (photostimulable phosphor luminescence, PSPL) olmak üzere iki farklı tipte görüntü reseptörü kullanılmaktadır. Direkt görüntü plakaları ile oluşan direkt dijital

görüntüleme sisteminde ışıkla uyarılan, periapikal film boyutuna yakın büyüklükte fosfor luminesens plakalar kullanılmaktadır. Tekrar tekrar kullanılabilen plakalar, X-ışını tarafından uyarılınca oluşan foton enerjisini bünyesinde saklamakta ve ultraviyole ışını ile tarandığında, sakladığı foton enerjisini ışık olarak yansıtmaktadır. Yansıyan ışık, tarayıcı ile ölçüldükten sonra şiddetine göre grilik değeri verilmekte ve monitör üzerinde görüntülenerek dijital ortamda saklanabilmektedir (3, 22).

1.2.1. Dijital Görüntü Özellikleri

Radyolojik olarak çözünürlük (rezolüsyon) terimi, yöntemin birbirine yakın olan objeleri ayırtedebilme yeteneğini tanımlar. Dijital radyolojide, dijital görüntünün çözünürlüğünü belirleyen özellikler; piksel sayısı (uzaysal çözünürlük) ve grilik derecesidir (kontrast çözünürlüğü) (3). Bilindiği gibi, dijital bir görüntü piksel adı verilen resim elementlerinden oluşur; piksel boyutu küçüldükçe çözünürlük artar ve görüntü üzerinde daha fazla detay izlenebilir (Şekil 1). Her piksel, karşılık geldiği grilik tonuna göre sayısal bir değer alır ve böylece her sayısal değer görüntü üzerinde o alana ait siyahlık ve beyazlık derecesini tanımlar. En koyu gri (siyah) 0'a, en açık gri (beyaz) ise 255'e eşdeğerdir; böylece kullanılan grilik derecesi (dynamic range) 256 tondan meydana gelir. Bilgisayarda her piksel, bir bit olarak kodlanmaktadır ve 256 rengi yansıtmak için 8 bit kontrast çözünürlüğü gereklidir ($2^8 = 256$). Diğer bir deyişle, dijital sistemde bulunan gri tonlarının sayısı, görüntünün kontrast çözünürlüğünü belirler. Piksel başına 12, 16 ve 32 bit kullanıldığı durumlarda dinamik aralık daha geniş olmakla birlikte, bu boyuttaki görüntülerin saklanması için daha yüksek hafıza kapasitesi olan bilgisayarlara gerek vardır. Bu nedenle, dişhekimliğinde kullanılan birçok ticari dijital sistemin kontrast çözünürlüğü 8 bit'tir (3, 100).



Şekil 1: Dijital bir görüntüyü oluşturan ve piksel adı verilen resim elementleri.

Direkt dijital radyografi sistemlerinin avantajları arasında doz azaltılması, görüntünün kısa süre içinde ekranda izlenebilmesi ve değişik görüntü işleme özellikleri bulunmaktadır. Bununla birlikte bu sistemlerin en önemli dezavantajı görüntülerin çözünürlüğünün düşük olmasıdır (Şekil 2). Kullendorff ve ark.nın yaptıkları bir çalışmanın sonuçlarında da direkt dijital radyografi sistemlerinin çözünürlüğünün konvansiyonel dental filmlerinkinden daha düşük olduğu gösterilmiştir (50).



Şekil 2: Piksel boyutu küçüldükçe, dijital sistemde bulunan gri tonlarının sayısı ve dolayısıyla görüntünün kontrast çözünürlüğü ve detay artar.

1.3. Dijital Fark Radyografisi

Kalitatif ve kantitatif bilginin ortaya çıkarılmasında daha fazla hassasiyet, objektiflik ve tekrarlanabilirlik sağlamak amacıyla dijital görüntüleme işlemleri, geliştirilmiştir. Dental röntgen filmleri üzerinde dijital görüntü düzeltilmesine bir

örnek de küçük lezyonların belirlenmesinde kullanılan dijital fark radyografisidir (66). Fark radyografisi, konvansiyonel röntgen filmlerinde gözlemlendiğinden söz ettiğimiz yapısal kirliliği ortadan kaldırarak, görüntüler üzerinde oluşan değişikliklerin belirlenme hassasiyetini önemli derecede arttırmaktadır. Bilgisayarlı dijital fark radyografisinin (DFR) mevcut diğer tekniklerden farklı olarak tüm anatomik yapıları ortadan kaldıran değerli bir tanısal araç olduğu gösterilmiştir (3, 14, 17, 23, 25, 34, 51, 52, 53, 67, 68, 69, 70).

DFR, bir zaman dilimi süresince radyografik yapıda oluşmuş değişikliklerin belirlenebilirliğini arttırmak amacıyla, görüntü kirliliğinin ortadan kaldırıldığı bir yöntemdir ve kalitatif/ kantitatif kemik değişikliklerini belirlemedeki etkinliği birçok *in vitro* ve *in vivo* çalışma ile ortaya konmuştur (12, 19, 25, 28, 52, 59, 67, 68, 110, 112). Bu yöntem, aynı bölgeden farklı zamanlarda alınan iki röntgen filmi üzerinde her iki filmde de aynı olan bilgiyi ortadan kaldırarak ve böylece “yapısal görüntü kirliliğini” azaltarak iki film arasındaki farkı ortaya koymaktadır. Sonuçta, röntgen filmlerinde değişmeden kalan dişler, anatomik oluşumlar gibi temel yapıların ortadan kaldırılması, gözün yalnızca iki görüntü arasındaki gerçek farklılıklara odaklanmasını sağlayarak, tanısal bilgi içeren değişikliklerin görülmesini kolaylaştırmaktadır (22, 58, 67, 80, 112, 115). Ortaya çıkan fark görüntüde, kontrol süresince değişmeyen tüm yapılar gri bir zemin olarak sergilenmektedir. Böylece, kemik kaybı olan bölgeler grinin koyu tonlarında izlenirken, kemik kazancı olan bölgeler gri zeminde açık renk olarak görülmektedir (43, 44, 45, 58, 79, 87). Kalitatif değerlendirmelerin yanı sıra, röntgen film çiftlerinin optik densitelerinin alüminyum (Al) veya bakır (Cu) stepwedge gibi bir standarta göre kalibre edilmesi koşuluyla, film çiftlerini kullanarak zamana ve hastalık aktivitesine bağlı oluşan değişikliklerin kantitatif olarak değerlendirilmesi de mümkün olmaktadır (22, 58, 59, 67). Bu

amaçla, film çekimi esnasında kullanılan film tutucunun ısırma bloğuna gömülen bir Al stepwedge referans olarak kullanılarak kemik densite miktarı mm^3 Al cinsinden belirlenmektedir. Referans materyali olarak Al'un seçilme nedenleri homojen bir materyal olması, geniş bir dalga boyu aralığına sahip olması ve absorpsiyon karakteristikleri ve X ışınlarını yansıtma özelliklerinin kemik ve dentine benzemesinden dolayıdır (38).

Brägger ve ark. (7) dijital fark görüntülerinde alveol kemiği densite değişikliklerinin miktarının belirlenmesi amacıyla video esaslı ve bilgisayar destekli bir densitometrik görüntü analiz sistemi (computer-assisted densitometric image analysis, CADIA) tanımlamışlardır. Araştırmacılar, bu kantitatif sistemin alveol kemiğindeki değişikliklerin izlenmesinde objektif bir yöntem olduğunu öne sürmüşler ve konvansiyonel radyografik görüntülerin yorumlanması ile karşılaştırıldığında, bu sistemin daha hassas olduğu sonucuna varmışlardır (7, 114). DFR, CADIA gibi, özellikle mineralize dokulardaki erken değişikliklerin saptanması ve izlenmesini amaçlayan bir yöntemdir ve klinik çalışmalarda etkin bir görüntüleme tekniği olarak sunulmaktadır (7, 21, 115). Gözle değerlendirme sırasında zor fark edilen kemik değişikliklerinin erken tespitinde intraoral röntgen filmlerinin tanısal değeri sınırlıdır (114). Sağlam kortikal tabakaların bulunması, trabeküler kemik kaybının konvansiyonel radyografi ile belirlenmesini engeller. Oysa, maksiller anterior alveol kemiği bölgesi gibi yüksek trabekül konsantrasyonuna sahip ve ince kortikal tabakası olan alanlar dekalsifikasyon belirtilerinin radyografik olarak erken izlendiği yerlerdir (14, 94). Özellikle trabeküler kemikte gözle görülemeyen düzeydeki kemik değişikliklerinin belirlenmesinde konvansiyonel radyografinin hassasiyetinin düşük olması, ayrıca gözlemci içi ve gözlemciler arası değişkenliğin yüksek olması bu yöntemin tanısal değerini sınırlamaktadır. Konvansiyonel

yöntemde, kemik dokusunda oluşan bir değişikliğin deneyimli bir radyolog tarafından belirlenmesi için birim hacimde % 30-60 oranında bir mineralizasyon değişikliğinin meydana gelmesi gerekmektedir (14). Ortman ve ark. (72) ise iyi kontrol edilen bir DFR yönteminin kullanılmasıyla % 5'lik kemik mineral kaybının izlenebildiğini göstermişlerdir (17, 23, 31, 32, 51, 69, 72). Mineralize dokulardaki değişikliklerin erken tespiti amacıyla kullanılan bilgisayar destekli analizlerin en yaygın uygulananlarından birisi de DFR'dir (6, 8, 14, 21, 46, 51, 71, 78, 115).

1.3.1. Dijital Fark Radyografisinin Gelişimi

1930'lu yıllarda Zeides des Plantes'in (119) ortaya koyduğu çıkarma yöntemlerinin kullanımıyla ardışık röntgen filmlerindeki küçük değişikliklerin belirlenmesi mümkün olmuştur. Birinci nesil fark radyografisi olarak adlandırılan bu sistemde, manuel olarak üst üste getirilen röntgen filmlerinin çıkarma işlemini gerçekleştirmek amacıyla fotoğrafçılık teknikleri kullanılmıştır (17, 29, 32, 119).

İkinci nesil teknikler ise dijital çıkarma işlemini bilgisayar yardımıyla yapmaktadır. Gröndahl ve ark. (29) tarafından 1980'lerin başında bildirilen ve dental radyolojide uygulanan bu yöntemde standart filmler kullanılır ve referans röntgen filmi dijitize edildikten sonra, bilgisayar yardımıyla net bir pozitif görüntüye dönüştürülerek bir televizyon ekranında görüntülenir. Daha sonra aynı ekrana bir kamera bağlanır ve ikinci filmin görüntüsü (izleme görüntüsü) negatif forma çevrildikten sonra, birinci pozitif referans görüntü üzerine yerleştirilir. Rotasyon ve translasyon sağlayan bir cihaz yardımıyla ikinci görüntüye rotasyon ve translasyon uygulanarak ilk film görüntüsü üzerine eşleştirilir ve dijitize edilir. Tüm 2. nesil sistemleri, 1. nesil fark sistemlerine benzer şekilde, hastanın ışın kaynağına ve reseptöre göre olan pozisyonunu temel alan "görüntüleme geometrisinin mekanik stabilizasyonu" esasına dayanırlar. Her iki röntgen filmindeki farklı piksel gridlerinin

birbirlerine karşılık geldiğinden emin olmak için, filmlerin eşleştirilmesi işlemi dijitalizasyon sırasında manuel olarak yapılır. Eğer kantitatif bir yorum yapılacaksa, dijital görüntüler çıkarma işleminden önce kontrast farklılıkları bakımından düzeltilirler (28, 29, 55).

1980'lerin sonlarında ortaya konan 3. nesil çıkarma sistemleri, CCD reseptörler ya da fosfor plaka reseptörlerin kullanıldığı dijital radyografiler üzerine yapılandırılmıştır. Bu sistemlerde görüntüleme geometrisi basit mekanik yöntemlerle kontrol edilmekte ve radyografilerin dijitalizasyonundan ya da dijital olarak elde edilmelerinden sonra translasyon ve rotasyon gibi transformasyonların yapılması için bir eşleştirme işlemine gerek duyulmaktadır (55). Çıkarma işlemi için geliştirilen 3. nesil sistemler, bilgisayar algoritmalarının uygulanmasıyla geometri ve kontrast eşleştirmesini gerçekleştirirler (56). Diğer bir deyişle, tüm 3. nesil sistemler, görüntünün elde edilmesinden sonra bilgisayar yazılımı yardımıyla filmlerin eşleştirilmesini sağlarlar (55).

1.3.2. Dijital Fark Radyografisinde Karşılaşılan Sorunlar

Alveol kret değişikliklerinin değerlendirilmesinde ve düşük düzeydeki kemik densite değişikliklerinin belirlenmesinde bilgisayar destekli fark radyografisinin, konvansiyonel röntgen filmlerinin direkt olarak karşılaştırılmasına kıyasla daha güvenilir bir yöntem olduğu bildirilmektedir (51, 114). Bu tekniğin önemli bir dezavantajı, röntgen film çiftlerinin kontrast ve projeksiyon geometrisinin tekrarlanabilir olması gerekliliğidir. Bu özellik, fark görüntülerde artefakt oluşumunun ve dolayısıyla, hatalı değerlendirmelerin engellenmesi bakımından çok önemlidir (1, 58).

1.3.2.1. Yapısal Görüntü Kirliliği

Aynı anatomik bölgenin, aynı projeksiyon geometrisi ve aynı kontrastta olan 2 röntgen filmi üst üste getirilip dijital olarak çıkarıldığında muntazam bir densite oluşur ve gri düz bir zemin olarak gözlenir. Ancak, aynı anatomik bölgeye ait başlangıç ve izleme radyografileri arasında projeksiyon geometrisi ve film kontrastlarındaki farklılıklardan kaynaklanan herhangi bir yapay farklılık olduğunda, fark görüntüde artan ya da azalan gri alanlar ortaya çıkacaktır. Bu alanlar fark görüntüde kirliliğe neden olarak, alveol kemiği değişikliklerinin hatalı yorumlanmasına yol açacaktır (4, 15, 32, 58, 63, 64, 72).

Teorik olarak, değişmeden kalan yapıların ardışık radyografik görüntülerinin farklarının muntazam grilikte olmaları beklenmektedir. Pratikte ise çıkarma işlemlerinde oluşan yapısal kirlilik, fark görüntülerdeki değişikliklerin yanlış yorumlanmasına neden olabilmektedir. Bir fark görüntüde yapısal kirliliğin görülmesi, iki görüntü arasındaki uyum eksikliği olduğunda bir ya da birkaç sebebin kombinasyonu nedeniyle ortaya çıkar:

- Film banyo işlemlerinin her zaman aynı olmaması ve bunun film kontrastında farklılıklar ortaya çıkarması (87).
- Film pozisyonlarındaki farklılıklar ya da X ışınının ilgilenilen anatomik yapılara olan projeksiyon geometrisi farklılıkları (87).
- Fark görüntünün oluşturulmasında radyografik görüntülerin hatalı eşleştirilmesi (15, 63, 87).
- Farklı geometriye sahip görüntülerin farklı “en iyi görünen” eşleştirmeleri (87).

- X ışın kaynağından çıkan fotonların çıkışında meydana gelen dalgalanmalar (4).
- Film banyo işleminde ya da emülsiyon kalitesindeki çeşitlilikler (4).

DFR'nin etkinliği ve tekniğin başarılı biçimde uygulanması için gerekli olan radyografik görüntüleme parametrelerinin standardizasyonu, yukarıda söz edilen sebeplerin ortadan kaldırılmasına bağlıdır. Işın sertleşmesi, yansıyan radyasyon, ve yumuşak doku süperpozisyonlarında değişikliklere ve diğer kalibrasyon problemlerine ek olarak:

- Film kontrastında farklılıklara neden olan banyo işlemlerindeki değişiklikler,
- Film pozisyonundaki değişiklikler,
- X ışınının projeksiyon geometrisi ile cisim arasındaki uyumsuzluk,
- Fark görüntünün meydana getirilmesi sırasında radyografik görüntülerin hatalı eşleştirilmesi,
- Uyumsuz geometriye sahip görüntü eşleştirmeleri de bazı doğruluk problemlerine neden olabilir (1, 15, 24, 67, 87, 109).

Geniş spektrumlu röntgen ışınları bir cisimden geçtiklerinde düşük enerjili fotonlar yüksek enerjili olanlardan daha fazla absorbe edilir ya da yansır. Bu da kalan fotonların ortalama enerjisinin tutulum miktarıyla orantılı olarak artmasıyla sonuçlanır ve bu etkiye "ışın sertleşmesi" denir. Bu etki yumuşak ve sert dokulardan geçen X ışınlarının yoğunluğundaki değişikliklerle bağlantılı olarak, radyografik verilerde problem oluşturabilmektedir. Nitekim, ışın sertleşmesinin neden olduğu spektral enerji değişiklikleri dijital fark radyografilerinde gözlenen lezyon boyutlarının ölçümlerinde hatalara yol açabilmektedir (106).

Fark görüntüde yapısal kirliliğe neden olan faktörlerden birisi de radyografik görüntülerin kontrast farklılıklarıdır (63). Film kontrastının tekrarlanabilirliğini

sağlamak amacıyla ışınlama süresinin ve röntgen tübü voltajının elektronik olarak kontrol edilmesi ve kaliteli banyo solüsyonları ile dikkatli olarak banyo işlemlerinin yapılması gereklidir. Tüm bu kontrollere rağmen rutin işlemlerde kontrast farklılıkları ortaya çıkabilmektedir (85).

Ruttiman ve ark. (85) röntgen film çiftlerinin kontrast farklılıklarını düzeltmek için algoritmalar geliştirmişlerdir ve ışınlama süresinde % 25 oranındaki bir değişikliğin oluşturduğu kontrast farkının bu algoritmalarla düzeltilebildiğini göstermişlerdir (4, 34, 52, 63, 71, 85, 86).

1.3.3. *A Priori* Yöntemler

DFR'nin temelinde yatan prensip oldukça basit olmasına rağmen, röntgen filmleri arasında mükemmel geometrik standardizasyon gerektiğinden tekniğin klinik olarak uygulanması çok zordur (13, 14, 21, 22, 23, 32, 51, 53, 56, 60, 67, 68, 102, 108, 110, 112). Bu dezavantajı gidermek amacıyla kullanılan *a priori* yöntemler mekanik stabilizasyonu sağlayan oklüzal stentlerin, sefalostatların ve film tutucuların kullanılmasına dayanmaktadır. Ardışık film elde edilmesi sırasında ısırma pozisyonu ve ışın kaynağı-film mesafesini sabit tutarak görüntüleme geometrisini korumak amacıyla kişiye özel hazırlanan oklüzal stentler kullanılmaktadır. Oklüzal stentler ilgilenilen bölgedeki dişlerin oklüzal yüzeylerinden alınan ölçüye göre akrilikten ya da ölçü materyallerinden yapılır ve film ile X ışın kaynağına rijid bir cihazla birleştirilirler. Ancak, oklüzal stentlerin dikkatli bir uygulama gerektirmeleri, sınırlı sayıda hastaya uygulanabilmeleri ve zamanla oluşan diş hareketlerine bağlı olarak stent uyumunun ve oturmasının bozulması nedeniyle izleme süreçlerinin 2 yılı geçmemesi gibi sınırlamaları vardır. Bu problemleri ortadan kaldırmak ve projeksiyon geometrisini standardize etmek amacıyla sefalostatların kullanımına da başvurulmaktadır (4, 20, 26, 32, 42, 53, 87). Jeffcoat ve ark. sefalometrik kafa

pozisyonlandırma cihazını kullanan bir projeksiyon standardizasyon yöntemini ortaya koymuşlardır (42). Ancak bu ve buna benzer özel pozisyonlandırma ekipmanı gerektiren mekanik stabilizasyon yöntemlerinin çoğu ışınlama sırasında yalnızca hasta hareketini önlemeye yöneliktir; kullanımları hasta ve hekim açısından zahmetli ve pahalıdır ve ayrıca rutin dental klinik uygulamalarda kullanılmaları zordur (26, 31, 34, 39, 52, 54, 60, 64, 70).

1.3.4. A Posteriori Yöntemler

Son zamanlarda, görüntü çiftlerinin eşleştirilmesi sırasında karşılaşılan bu tür problemlerin ortadan kaldırılması amacıyla bilgisayar yazılımlarının kullanıldığı *a posteriori* yöntemlere başvurulmaktadır (22). 1980'lerden itibaren kullanılmaya başlanan bu yöntemde, kullanıcı röntgen filmleri üzerindeki referans noktalarını seçerek görüntü çiftleri arasında eşleştirme yapmakta ve bilgisayar yazılımlarının geometrik rekonstrüksiyon algoritmaları kullanılarak "görüntü rekonstrüksiyonu" gerçekleştirilmektedir (9, 17, 34, 52).

Dunn ve ark. (19) farklı projeksiyon açılarında elde edilen görüntü çiftlerini eşleştirmek amacıyla dijital radyografik görüntülere uygulanabilen ve 4 referans noktası kullanan bir matematiksel teknik göstermişlerdir. Bu yöntem, hasta başının ekstraoral olarak fiksasyonuna ya da herhangi bir özel ekipmana ihtiyaç duymamaktadır. Teknik, bir görüntüde kullanıcı tarafından seçilen diş kenarları, mine-sement birleşim noktaları gibi değişmeyen anatomik yapılardan oluşan referans noktalarını diğer radyografik görüntüdeki aynı anatomik alanda karşılık gelen koordinatlarına eşleştirmek için üç boyutlu geometri prensiplerini kullanmaktadır. Araştırmalarının sonucunda en fazla 16°'ye kadar olan açılarda hatalarında uygun çıkarmalar yapılabildiğini göstermişlerdir. Bu yöntemin dezavantajları referans noktalarının bir düzlem üzerinde seçilmelerinin ve her eşleştirmede aynı

anatomik noktaların kullanılmasının gerekmesidir. Pelka ve ark. da (76) radyografik standardizasyon işlemlerini ortadan kaldırmak üzere, görüntü bükülmesini esas alan bir görüntü eşleştirme algoritması ortaya koymuşlardır. Bu algoritma hekim tarafından veri girilmesini gerektirmeden, görüntü eşleştirmesini otomatik olarak gerçekleştirir. Pelka algoritmasının da -fark görüntü doğruluğunda önemli bir kayıp olmaksızın- 10°'lik açısal varyasyonları tolere edebildiği gösterilmiştir (19, 34, 76, 102). Wenzel, referans noktası kullanımını temel alan yöntemin görüntüleri manuel olarak üst üste getiren klasik yöntemden daha üstün olduğunu ortaya koymuştur (112). Ayrıca referans noktası belirlemede optimal işaretleme noktası görevi görmeleri nedeniyle, amalgam dolgulu dişlerin yer aldığı röntgen filmlerinden elde edilen fark görüntülerinin en iyi fark görüntüsü olduklarını göstermiştir (112). Lehmann ve ark., daha iyi görüntü eşleştirmesi sağlamak amacıyla bilgisayarlı yöntemlerle kombine edilmiş bir perspektif projeksiyon esaslı model tasarlamışlar ve test etmişlerdir (54). Yine, Dunn ve ark. (20) ile Ostuni ve ark. (73) standardize olmayan görüntüler ile kullanmak için benzer dijital görüntü işlemci algoritmaları geliştirmişler ve bunların laboratuvar şartları altında yeterli performans gösterdiklerini bulmuşlardır (20, 73).

1.3.5. Dijital Fark Radyografi Sistemlerinin Kullanım Alanları

Bilgisayar teknolojisindeki gelişmelerin ilerlemesiyle, radyografik görüntüler dijitize edilmekte ve bilgisayarlı görüntü işleme yöntemleriyle etkin bir şekilde değerlendirilmektedir. Bu nedenle dişhekimliğinde DFR'nin kullanım alanları da giderek genişlemektedir (114).

Bahsedilen dijital fark radyografi sistemlerinin çoğu radyografik görüntülerin dijitize edilmesinde video kamera kullanmaktadır. Masaüstü görüntü tarayıcılarının maliyetlerinin azalması ve performanslarının araştırma uygulamaları için yeterli

kalitede olması, görüntü tarayıcılarının DFR'de dijitalizasyon işlemi için kullanımlarına olanak sağlamıştır. Shroot ve ark. (91, 92) intraoral radyograflerin dijitalize edilmesinde farklı modeldeki görüntü tarayıcılarının ve video kameranın kullanılabilirliğini test etmişler ve tarayıcı sistemlerin görüntü kalitesi bakımından video sistemlerinden üstün olduğunu göstermişlerdir. Böylece görüntü tarayıcılarının DFR'de dijitalizasyon yöntemi olarak kullanım potansiyeli artmıştır (91, 92, 114).

Bilgisayar destekli 3. nesil dijital çıkarma sistemlerinin klinik uygulama alanları aşağıda belirtilmiştir (55):

- Diş çürüklerinin tanısında ve çürük lezyonlarının prognozunun değerlendirilmesinde uygulanmaktadır (6, 52, 53, 55, 102, 112, 115).
- Kronik apikal periodontitisin radyografik olarak tanımlanması, tanı ve endodontik tedavinin sonuçlarının izlenmesi açısından önem taşımaktadır. Her iki durumda da patolojik değişikliklerin, kemik yapısındaki normal varyasyonlardan ayırt edilmesinde ve ayrıca özellikle diş apeksi üzerindeki kemik yoğunluğundaki azalmanın tanınabilmesinde güçlük yaşanmaktadır. Shah ve ark. (89) DFR'nin konvansiyonel filmler üzerinde henüz izlenemeyen diş köklerindeki küçük rezorptif defektleri belirleyebildiğini göstermişlerdir. Bu özellik, küçük periapikal değişikliklerin konvansiyonel radyografler üzerinde belirgin hale gelmeden önce DFR ile tespit edilebileceğini ve kök kanal tedavisinden sonra bir periapikal lezyonun iyileşmesi ya da genişlemesi gibi değişikliklerin değerlendirilebileceğini (52, 80, 89, 117), bu bakımdan, DFR'nin endodonti alanında kullanılabileceğini desteklemektedir. Bu da özellikle geri dönüşümsüz pulpitisin tanısında ve transplantasyon ve reimplantasyon işlemlerinin takibinde kullanışlı olabilmektedir (102).

- Periodontal harabiyet, ataşman seviyelerinin sondlanarak ölçülmesi ve radyografilerde alveol kemik kaybının değerlendirilmesi ile tanılanmaktadır (114). Bunun dışında, cerrahi işlemler sırasında kemik morfolojisinin doğrudan ölçülmesi ve değerlendirilmesini içeren invaziv teknikler de uygulanmaktadır (17). Konvansiyonel röntgen filmleri kullanıldığında, periodontal harabiyetin miktarının gerçekte olduğundan daha düşük olarak belirlenmesinin nedeni, konvansiyonel görüntülerde küçük değişikliklerin izlenebilmesi için mineralizasyonda % 30-60 oranında farkın gerekmesidir (17, 24, 114). DFR ise yüksek sensitiviteye sahip olması nedeniyle periodontal hastalıklardaki alveoler kemik kaybının tanısında, izlenmesinde ve tedavi etkinliğinin belirlenmesinde etkin yöntemlerden biri olarak kabul edilmektedir (2, 13, 22, 52, 53, 55, 63, 67, 72, 78, 90, 115). Son zamanlarda fark radyografilerinin içerdiği gri skala bilgileri kemik kaybı veya kemik kazancı miktarının değerlendirilmesi için de kullanılmaktadır (6, 21, 44, 58, 85, 102, 115).
- İmplant tedavi planlamasında veya implant sonrası iyileşme sürecinde kemik kantite ve kalitesinin incelenmesi için kullanılacak en kesin yöntem, histolojik incelemedir. Branemark'ın (5) bildirdiği üzere, implantın başarısında kullanılan altın standart, histolojik olarak implant yüzeyi ile kemik arasında sağlıklı kemik temasının saptanmasıdır. Ancak, bu yöntemin kullanımı genellikle hayvan çalışmaları veya başarısız implantların incelenmesi ile sınırlıdır (5, 44, 118). Oysa, ardışık röntgen filmleri üzerinde implantlardan, kemik değişikliklerinden veya her ikisinin kombinasyonundan elde edilen veriler kullanıldığında, bu analizlerin radyografik olarak yapılması da mümkündür (55, 61). DFR, implantolojide operasyon öncesi ve

sonrasındaki röntgen filmlerine uygulandığında, kemik kalite ve kantitesindeki değişiklikleri gösterebilen, modern bir yöntem olarak kabul edilmektedir (21, 22, 52, 53, 115).

- Fark radyografisi, anatomik kirliliğin elimine edilmesi ve görüntü iyileştirme ve geliştirme işlemleriyle internal rezorbsiyonun daha iyi görülmesini sağlayabilmektedir. Kravitz ve ark.nın (48) çalışmasında, *in vitro* eksternal rezorbsiyonun belirlenmesinde DFR'nin üstünlüğü gösterilmiştir; ancak *in vitro* koşullarda internal rezorbsiyon lezyonlarının belirlenmesinde radyografik ya da dijital görüntülemenin kullanımı henüz değerlendirilmemiştir (37, 48, 52, 118).
- 3. nesil çıkarma sistemleri, TME'deki düzenli ve düzensiz hareketlerin değerlendirmesi amacıyla kullanılmaktadır (55).
- Forensik dişhekimliği olarak da tanımlanan adli diş hekimliğinin temel işlevlerinden biri, ölü bireylerin kimlik tespitidir. Ölüm sonrası bireyden elde edilen görüntülerin hayattayken alınan görüntülerle eşleştirilmesinde ve bunların aynı bireye ait olup olmadığının belirlenmesinde 3. nesil DFR'ye ihtiyaç duyulmaktadır (55).

1.3.6. Projeksiyon Geometrisinin Bilgisayar Yazılımları ile Düzeltilmesi

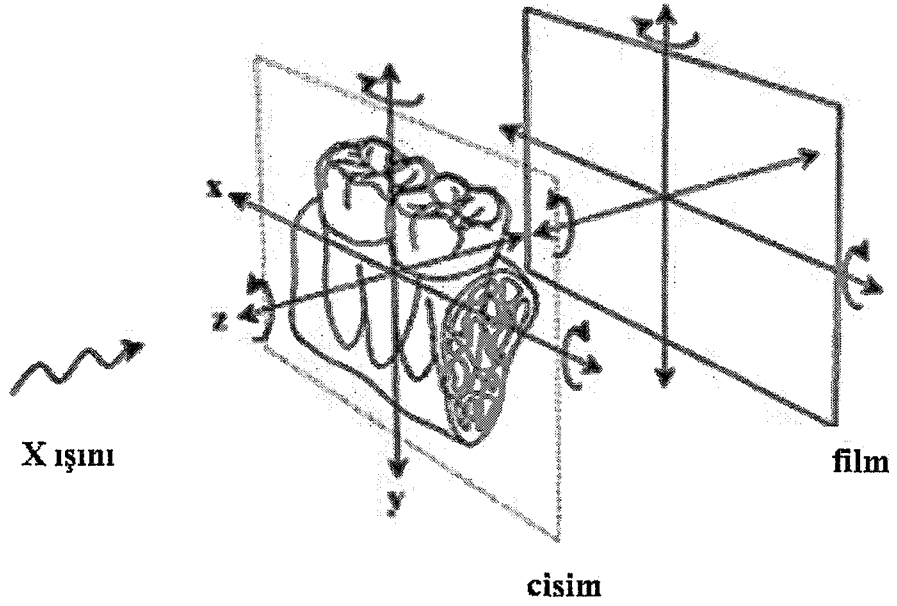
Kişisel bilgisayarların işlem yapabilme kapasitelerindeki gelişme ile birlikte, yazılım esaslı görüntü hizalama ve densite eşleştirme programlarının geliştirilmesi, DFR'yi klinik uygulamalarda kullanılabilir bir tekniğe dönüştürmektedir. Densite ve kontrast eşleştirme problemleri bilgisayar algoritmaları tarafından başarıyla çözülebilirken, projeksiyondan kaynaklanan farklılıkların düzeltilmesi çok daha güç olmaktadır (70, 109). Oysa, fark radyografisinin başarısında projeksiyon geometrisinin standardizasyonu ve dolayısıyla, görüntülerin doğru olarak

eşleştirilmesi önem taşımaktadır. Radyografik projeksiyon geometrisi X ışın kaynağı (K), obje (O) ve filmin/ sensörün (F) birbirlerine göre yerleşimi ve konumu ile tanımlanır. Başlangıç ve izleme filmleri arasında, bu komponentlerin her biri $T_K(x,y,z)$, $T_O(x,y,z)$, $T_F(x,y,z)$ olmak üzere 3 yönde translasyon ve $R_K(x,y,z)$, $R_O(x,y,z)$ ve $R_F(x,y,z)$ olmak üzere 3 yönde rotasyon yapabilir.

Projeksiyon hataları, düzeltilebilir ve düzeltilemez olmak üzere 2 çeşittir. Düzeltilebilir hatalarda temel geometri, transformasyonla dönüştürülerek eski haline getirilebilirken, düzeltilemez hatalarda ise temel geometrinin eski haline dönüştürülmesi mümkün olmamaktadır. X ışın kaynağının uzaysal boşlukta sabit bir pozisyon ve konumda olduğu düşünüldüğünde; düzeltilebilir projeksiyon hataları:

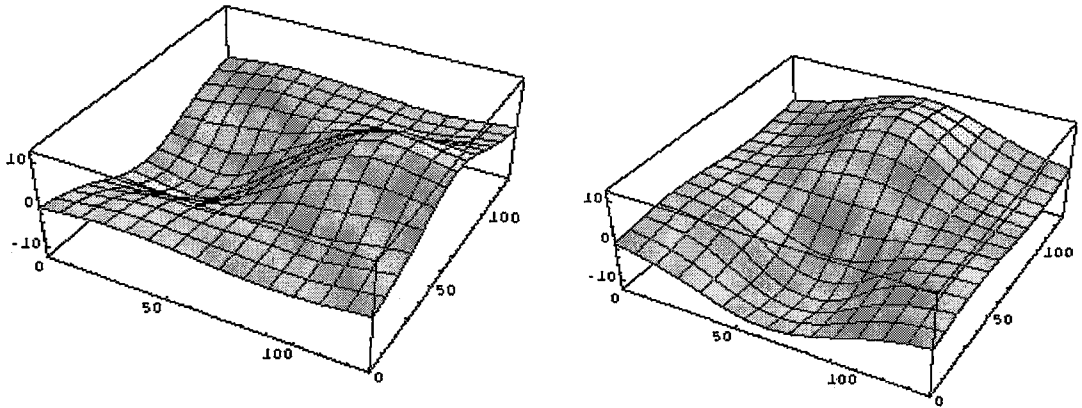
- film/sensörün obje/hastaya göre translasyon ya da rotasyona uğraması durumunda $\rightarrow T_F(x,y,z)$, $R_F(x,y,z)$;
- obje/hastanın ışın kaynağına göre translasyona uğradığı durumda $\rightarrow T_O(x,y,z)$
- obje/hastanın ışın kaynağına göre z eksenini etrafında rotasyona uğraması durumunda $\rightarrow R_O(z)$ meydana gelmektedir.

Bu tip hatalar, mekanik cihazlar ve görüntü işlem algoritmaları ile çözülebilmektedir; ancak objenin/hastanın ışın kaynağına göre x ya da y eksenini etrafında rotasyonu, diğer bir deyişle, horizontal ya da vertikal tüp açılma hataları $\rightarrow (R_O(x,y))$ düzeltilemez projeksiyon hatalarını oluşturmaktadır (Şekil 3). Düzeltilemez projeksiyon hataları ise DFR'nin klinik uygulanması sırasında karşılaşılan en büyük komplikasyonu oluşturmaktadır (68). Son yıllarda kullanılan dijital görüntü işleme tekniklerinden kimileri düzeltilebilir hataların ortadan kaldırılmasına odaklanırken, diğerleri ise düzeltilemez hataları tolere edebilen standardizasyon algoritmalarını geliştirmeye çalışmışlardır (68).



Şekil 3: Başlangıç ve izleme görüntüleri arasındaki projeksiyon geometrisine ait vektörler. Objenin/hastanın, X ışın kaynağına göre x ya da y eksenini etrafındaki rotasyonu düzeltilemez projeksiyon hatalarıyla sonuçlanmaktadır.

Görüntünün yeniden oluşturulması (rekonstrüksiyon) işlemi, birbiriyle eşleşen referans noktaları arasındaki değişmeyen ilişkilere dayanmaktadır (Şekil 4). Projektif standardizasyon, ardışık iki görüntü arasındaki düzeltilebilir projeksiyon hatalarına neden olan tüm vektörler için çözüm olabilmekle birlikte, düzeltilemez projeksiyon hatalarında yetersiz kalmaktadır (68).



Şekil 4: Bir filmdeki geometrinin bir başka filmin geometrisine göre projektif görüntü formasyon modeli temelinde yeniden oluşturulmasıyla gerçekleştirilen işlem, projektif standardizasyondur. Bu işlem klinik radyografik prosedürlerde esneklik sağlamak ve mekanik standardizasyon işlemlerine bağlı olarak gelişen dezavantajların ortadan kaldırılması amacıyla uygulanmaktadır.

Kompleks hasta hareketlerini düzeltebilmek ve görüntüleri doğru olarak eşleştirebilmek için geliştirilen tekniklerden biri Pickens ve ark. (77) tarafından tanımlanmıştır . Bu teknikte, ilk görüntüde 6 noktanın manuel olarak seçilmesinden sonra, ikinci görüntüde bunlarla eşleşen 6 noktanın belirlenmesi ile görüntü rekonstrüksiyonu tamamlanmaktadır. Bununla birlikte, manuel yöntemlerde kullanıcıdan kaynaklanan hata olasılığının yüksek olduğu görüldüğünden, kullanıcıya bağlı bu tür problemlerin ortadan kaldırılmasını ve dental röntgen filmlerinin otomatik olarak eşleştirilmelerini sağlayan algoritmalar geliştirilmiştir (54, 64, 77). Örneğin 1998'de Thévenaz ve ark. (97) referans noktası seçimi gerektirmeyen, piksel düzeyinde çalışan, tamamen otomatik bir eşleştirme algoritması tanımlamışlardır. Bununla birlikte, manuel yöntemlerde olduğu gibi, otomatik eşleştirme yapan yöntemlerde de klinik uygulamalar sırasında elde edilen iki görüntü birbirine ne kadar benzerse, eşleştirme işlemi o denli başarılı olmaktadır (74, 97).

İki filmin geometrik ve kontrast özellikleri yönünden eşleştirilebilmesini sağlayan, ancak uygulanması zor olan *a priori* (mekanik) sistemler yerine, dişhekiminin bu işlemi muayenehanesinde bulunan konvansiyonel ekipmanlarla elde edilen rutin dental röntgen filmlerini ve basit bir bilgisayar programını kullanarak *a posteriori* tekniklerle gerçekleştirmesi günümüzde mümkün olabilmektedir. Bununla birlikte, kullanılan bilgisayar programının dişhekiminin klinik uygulamalar sırasında karşılaştığı sorunlara uyum sağlayan, pratik, ucuz ve geliştirilmeye uygun bir program olması gerekmektedir. Dental markette ulaşılabilen bu tür programlar ise kimi zaman klinisyenlerin bu tür taleplerini karşılamakta yetersiz kalabilmektedir.

Sunulan araştırmada, ülkemizde ilk kez tasarlanan bir projeyle, dişhekimlerinin DFR'yi kullanabilmelerini sağlayan, manuel ve otomatik projeksiyon geometrisi eşleştirmesi, kontrast düzeltmesi ve görüntü rekonstrüksiyonu yapabilen, klinik uygulamalar sırasında karşılaşılan gereksinimlere göre gncelleştirilebilen bir bilgisayar programının geliştirilmesi ve etkinliğinin *in vitro/in vivo* olarak değerlendirilmesi amaçlanmıştır.



2. GEREÇ VE YÖNTEM

2.1.Yazılım Paketinin Geliştirilmesi

2.1.1. Görüntülerin Eşleştirilmesi

In vitro ve *in vivo* ortamlarda farklı zamanlarda alınan radyografi çiftlerinin uygun bir biçimde üst üste getirilebilmesi, dijital görüntüler üzerinde geometrik ve densitometrik rekonstrüksiyon işlemlerini gerektirmektedir. Ancak, farklı zamanlarda alınan röntgen film çiftlerinin eşleştirilmesinde röntgen tübü ile hasta arasındaki ilişkinin farklılığından ve röntgen filmi ile hasta arasındaki ilişkinin farklılığından kaynaklanan temel hatalar bulunmaktadır. Birinci hata (hasta- X ışın kaynağı) 3 boyutlu bir objenin farklı bir boyutsal görünümüne neden olurken, ikinci hata (hasta-röntgen filmi) ise aynı 3 boyutlu verinin farklı boyutsal projeksiyonlarına neden olmaktadır. Bu durumda, iki görüntüde bulunan bilgi arasındaki ilişki matematiksel olarak tanımlanabilmekte ve iki görüntüden biri, diğeriyle aynı projeksiyon geometrisine dönüştürülebilmektedir.

Görüntü eşleştirmesinde genel olarak izlenen iki temel yaklaşım bulunmaktadır (54). Birinci yaklaşım, görüntüler arasında benzerlik bulunması esasına dayanır (20, 99). Bu kategorideki yöntemlerde, görüntüler arasındaki farklılıkların yalnızca translasyon, rotasyon ve küçültme-büyütme dönüşümlerinden oluştuğu varsayılmaktadır. Bu üç dönüşüm uygun bir sırada uygulandığında, görüntüler arasındaki farklılığın giderilebileceği düşünülmektedir; bununla birlikte pratik uygulamalarda durum oldukça karmaşıktır ve çoğu zaman yeterli düzeltmeler, ancak daha detaylı dönüşümler sonunda gerçekleştirilebilir. İkinci yaklaşım ise görüntüler

üzerinde ele alınan bölgedeki aynı yeri temsil eden noktaların manuel olarak tespit edilmesine dayanır (83). Bu yaklaşımın en önemli dezavantajı işlemlerin bizzat kullanıcılar tarafından görüntülere bakılarak yapılmasından kaynaklanır. Bu durum hem zaman kaybına yol açmakta hem de kişiye bağımlı subjektif değerlendirmeler yanlış sonuçlara neden olabilmektedir.

Görüntü eşleştirmesinde kullanılan yöntemin hem esnek olması; diğer bir deyişle, üç temel transformasyonun yanında diğer transformasyonları da barındırması, hem de otomatik bir sisteme dayanması pratikteki uygulamalar bakımından çok önemlidir. Bu nedenle, araştırmamızda kullanılmak üzere Ege Üniversitesi Uluslararası Bilgisayar Enstitüsü'nde (UBE) bu çalışma için özel olarak tasarlanan ve ardışık röntgen filmleri üzerinde geometrik projeksiyon ve kontrast farklılıklarını düzeltebilen yazılım paketinin yukarıda bildirilen özellikleri de taşımaya dikkat edildi.

Bu çalışma kapsamında geliştirilen algoritmalar ve oluşturulan yazılım paketi üç ana bölümden meydana gelmektedir:

a. Görüntüler üzerindeki referans noktalarının belirlenmesi:

İdeal şartlarda görüntü eşleştirilmesinde en iyi referans noktaları her iki görüntüde de net bir şekilde izlenebilen ve yüksek kontrast gösteren anatomik landmark'lardır. Dolayısıyla, mine-sement sınırı ve radyografik kök apeksi gibi landmark'ların koordinatları referans noktaları olarak kullanılabilir (9). Röntgen filmi üzerinde muntazam olarak dağılan, kontrast farklılıkları belirgin olan diş ve dişe ait yapılar ile amalgam restorasyonların kenarları gibi kolay ayırt edilebilen yapılar, referans noktaları olarak kullanılmaktadır.

b. En uygun geometrik transformasyonların seçimi:

Referans görüntü ve üzerinde işlem yapılacak görüntü (test görüntü) üzerinde landmark'lar işaretlendikten sonra ikinci görüntü referans görüntüsü üzerine translasyon, rotasyon ve küçültme/büyütme gibi işlemlerle karşılaştırılmaya çalışılır. Görüntüler arasındaki farklılıklar bu üç yöntemin uygun bir kombinasyonda kullanılmasıyla ortaya çıkarılabilir.

c. Kontrast düzeltme:

Geometrik standardizasyonun yanı sıra, banyo koşulları, ışın sertleşmesi, voltaj değişiklikleri ve yansıyan radyasyon gibi parametrelerin her hasta ve her ışınlamada sabit olmaması sebebiyle elde edilen röntgen filmlerinin densite ve kontrastının optimum değerlere getirilmesi gerekmektedir.

2.2. Matematiksel Algoritma

Geometrik rekonstrüksiyon, her iki görüntüdeki aynı yapıların olabilecek en iyi şekilde üst üste getirilmesini sağlamak amacıyla translasyon, rotasyon, küçültme/büyütme ve perspektif distorsiyon algoritmalarını kullanmaktadır. Fiziksel kirlilik olmadığında, iki röntgen filmi arasında hiçbir değişiklik olmayan bir alanın kusursuz bir fark görüntüsü, tüm anatomik yapıların tamamen elimine edilmesi nedeniyle, 256 grilik skalasında 128 ortalama grilik değerinde sonuçlanan, homojen gri bir zemin olarak gösterilir. Radyografik densite kazancının olduğu bölgelerdeki pikseller 128'den büyük grilik değerleri aldığından, bu alanlar fark görüntüde daha açık (beyaza yakın) görünmektedir. Buna karşılık, radyografik densite kaybı olan bölgelerdeki pikseller 128'den küçük grilik değerleri aldığından, bu alanlar daha koyu (siyaha yakın) olarak sergilenir (12, 13, 14). İstenildiğinde radyografik densite değişikliği olan alanları daha görülebilir hale getirmek amacıyla renklendirme

kullanılabilmekte ve densite artışı olan alanlar yeşil tonlarında, kaybı olan alanlar ise kırmızı tonlarında gösterilmektedir (44).

2.2.1. Teknik Bilgiler

İntraoral radyografi 3 boyutlu diş ve alveol kemik yapısının 2 boyutlu görüntüsüdür. Dişteki anatomik yapıların çoğu zamanla görülebilen değişikliğe uğramadığından, bu anatomik landmark'ların koordinatları referans noktaları olarak kullanılabilir. Standardize olmayan koşullarda elde edilen ikinci bir röntgen filminde bu referans noktaları ilk röntgen filmindekine göre farklı koordinatlarda yer alabilmektedir. Bu çalışmada, görüntüler üzerindeki referans noktalarının otomatik olarak belirlenmesi amacıyla geliştirdiğimiz yeni bir yöntem kullanılmıştır. Bu yöntem, görüntülerin bloklar şeklinde parçalara bölünmesi ve bunların piksel değerlerine göre varyanslarını esas alarak eşleştirilmesini öngörmektedir. Referans noktalarının belirlenmesinden sonraki aşama, en uygun transformasyon metodunun seçilmesidir; bu aşama ise hata payını en aza indirmek açısından önem taşımaktadır. Çalışmamızda esas olarak bilinear transformasyonlar olarak tanımlanan regresyon modeline dayalı transformasyonlar kullanılmış, diğer transformasyonlar için de bilinen diğer transformasyonlardan (affine, biquadratic ve projektif transformasyonlar) meydana gelen bir algoritma kütüphanesi oluşturulmuştur. Böylece, öngörülen transformasyon yönteminin başarılı olamadığı durumlarda, istenilen kalitedeki sonuç elde edilinceye kadar çeşitli transformasyonların denenmesi ve en uygun transformasyon modelinin kullanılması mümkün olmaktadır.

Çıkarma işleminden önce, ışınlama ve banyo işlemlerinden kaynaklanan varyasyonları gidermek amacıyla kontrast düzeltilmesine ihtiyaç duyulduğundan, DFR çalışmalarında kullanılmak üzere bazı parametrik ve non-parametrik kontrast düzeltme metotları geliştirilmiştir. Parametrik metotlar genellikle polinom esaslı

regresyon modelleri üzerine kurulmuştur (2, 7, 17); ancak kimi yazılımlarda logaritmik modeller de kullanılmıştır (105). Bununla birlikte, parametrik metotlardaki en önemli problem; iki görüntünün kontrast düzeltme işleminden önce doğru olarak hizalanması gerekliliğidir (58).

Non-parametrik yöntemler ise test görüntüsüne ait frekans histogramını referans görüntüsünününe eşleştiren transformasyonların yapılmasına dayanmaktadır (2, 85). Piksel değerlerinin histogramlarını temel alan kontrast düzeltme algoritmaları günümüzde yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu çalışmada, daha önce geliştirdiğimiz ve Ruttimann algoritmasının modifikasyonu olan bir algoritma tercih edilmiştir (75).

2.2.2. Görüntü Rekonstrüksiyonu Algoritmasının Geliştirilmesi

2.2.2.1. Referans Noktalarının Belirlenmesi

Görüntüler üzerinde referans noktalarının gözle doğru olarak belirlenebilmesi her iki görüntüde de aynı bölgeyi temsil eden noktaların dikkatle bulunmasını gerektirir ve bu işlemin başarısı kullanıcının bu konudaki deneyimine ve görüntünün kalitesine bağlıdır. Yapılan araştırmalarda aynı görüntü çiftleri için farklı kullanıcıların farklı noktaları seçtikleri ve bunların da bir kısmının hatalı olduğu görülmüştür (54). Bu çalışmada, sözkonusu noktaların otomatik olarak bulunması amacıyla geliştirilen yöntem aşağıda özetlenmektedir:

Karşılaştırılması istenen referans ve test görüntülerinin ekrandaki piksel cinsinden boyutları $m \times n$ ve $m' \times n'$ olsun. Burada m , m' ve n , n' sırasıyla referans ve test görüntülerindeki sıra ve sütun sayılarını göstermektedir. Referans görüntüsü $k \times k$ boyutlarındaki karelere bölünmüş olarak düşünüldüğünde, m ve n 'in, k 'ya tam bölünebildiği varsayılmıştır (m ve n 'in, k 'ya tam bölünemediği durumlarda artan bölgeleri için özel düzenlemeler yapmak gerekmektedir). Bu şekilde tanımlanan

karelere blok yada *template* denir. Bazı çalışmalarda kare dışında dikdörtgen ve üçgenlerden oluşan bloklar da kullanılmıştır. Görüntü üzerinde oluşturulan toplam $(m/k) \times (n/k)$ tane bloğun herbiri kendi içinde bir değerlendirmeye alınır ve bunlarda referans noktası olabilecek tipik bir alt bölgenin olup olmadığı araştırılır. Her tarafı aynı piksel değerlerine (intensitesine) sahip bir blok homojen bir görünümde olacağı için böyle bir blokta ayırt edici bir alt bölge, dolayısıyla bir referans noktası bulunması söz konusu olamaz. Buna karşılık, piksel değerlerinin çok değişken olduğu bölgede aranan noktanın bulunması olasılığı daha yüksektir. Bu nedenle ilk aşamada, piksel değerlerinin gösterdiği farklılıklara (varyasyonlara) göre blokların tasnif edilmesi gerekir. Blokların gösterdikleri varyasyonlara göre sıralanabilmesi için belirli bir kritere, daha doğru bir ifadeyle bir metrik'e ihtiyaç vardır. Bu amaçla birçok ölçü ileri sürülebilir. Bu çalışmada aşağıda tanımlanan örnek varyansı blok heterojenliğinin bir ölçüsü olarak seçilmiştir.

$$S^2 = \frac{1}{k^2} \sum_{i=1}^k \sum_{j=1}^k (p_{ij} - \bar{p})^2$$

$$\bar{p} = \frac{1}{k^2} \sum_{i=1}^k \sum_{j=1}^k p_{ij}$$

Burada p_{ij} , ele alınan bloktaki i 'ci sıra ve j 'ci sütunda yer alan piksele ilişkin değeri göstermektedir. Buna göre blok içindeki piksellerin hepsi aynı değere sahipse, yani c bir sabiti göstermek üzere $p_{ij} = c$ ise $S^2=0$ dir. Heterojenlik arttıkça doğal olarak varyans değeri de büyüyecektir. Böylece, bloklar varyansı en büyük olandan başlayarak sıralanıp belirli bir eşik değerine göre en yüksek varyansa sahip olanlar içlerinde en uygun referans noktaları bulunduran aday bloklar olarak belirlenir. Her bloğun merkezi, referans noktası olarak tanımlanır.

Referans noktalarının karşılığı olan noktaların da test görüntüsü üzerinde

bulunması gerekir. Bunun için test görüntüsü üzerinde de sol üst köşeden başlayarak $k \times k$ boyutlarındaki kareler tanımlanır. Bu kareler satırlar ve sütunlar itibarıyla belirli adımlarla atlayarak oluşturulur. Örneğin sol üst köşede 25×25 boyutlarında bir blok tanımlandıktan sonra sağa doğru 5 piksel kayarak ikinci kare tanımlanır, sıranın sonuna geldiğinde benzer şekilde 5 sıra aşağıya doğru kayarak ikinci blok sırasının ilk bloğu tanımlanır. Bu işlemlere görüntünün sağ alt köşesine ulaşmaya kadar devam edilir. Referans görüntüsünde verilen bir bloğun test görüntüsündeki eşini, daha doğrusu kendisine en çok benzeyeni bulmak amacıyla, söz konusu bloğun test görüntüsündeki tüm bloklarla ayrı ayrı karşılaştırılarak bunlar arasından en çok benzer olanın bulunması gerekir. Bu tür işlemler için ileri sürülmüş birçok benzerlik ölçüsü vardır (53); çalışmamızda ise benzerliğin en uygun ölçüsü olarak korelasyon katsayısı seçilmiştir. Referans ve test görüntülerdeki $k \times k$ boyutlarındaki kare bloklar için korelasyon katsayısı aşağıdaki gibi yazılabilir:

$$r = \frac{\sum_{i=1}^k \sum_{j=1}^k (p_{ij}^{(r)} - \bar{p}^{(r)}) (p_{ij}^{(t)} - \bar{p}^{(t)})}{\sqrt{\sum_{i=1}^k \sum_{j=1}^k \{p_{ij}^{(r)} - [\bar{p}^{(r)}]\}^2 \sum_{i=1}^k \sum_{j=1}^k \{p_{ij}^{(t)} - [\bar{p}^{(t)}]\}^2}}$$

Burada $p_{ij}^{(r)}$ ve $p_{ij}^{(t)}$ sırasıyla referans ve test görüntü bloklarındaki piksel değerlerini ($i, j=1, 2, \dots, k$), $\bar{p}^{(r)}$ ve $\bar{p}^{(t)}$ ise ilgili blok ortalamalarını göstermektedir. Test görüntüsünde bloklar oluşturulurken kaydırılan sıra (sütun) sayısı 1 ile gösterilirse, referans görüntüde verilen bir blok için yapılacak karşılaştırma sayısı $m \times n / l^2$ dir. Bundan da anlaşılacağı gibi, eşleştirme işlemleri çok fazla miktarda hesaplamaları gerektirdiğinden, çalışmamızda minimum sayıda karşılaştırma yapılmasını amaçlayan optimizasyonlar yapılmıştır. Test görüntü üzerindeki benzer blok bu şekilde bulunduktan sonra, blok merkezi test

görüntüsündeki referans noktasına karşılık gelen nokta olarak belirlenir. Böylece, işlemler daha önce referans görüntü üzerinde seçilen her bir aday blok için tekrarlanır.

2.2.2.2. Geometrik Transformasyonlar

Referans noktaları belirlendikten sonra test görüntüdeki her bir noktayı referans görüntüdeki noktalarla karşılaştırabilmek amacıyla bir dizi geometrik transformasyonların yapılması gerekmektedir. Ancak görüntülerin özelliklerine bağlı olarak uygulanacak transformasyon türünün ve sırasının belirlenmesi görüntü eşleştirme işlemlerinde karşılaşılan en zor problemlerden biridir. Test görüntüsünde i 'nci sütun ve j 'ci sıranın kesiştiği noktanın koordinatları (x, y) olarak düşünüldüğünde, bu noktayı referans görüntüsü üzerinde istenilen noktaya düşüren transformasyon

$$\begin{aligned}x' &= T_x(x, y) \\ y' &= T_y(x, y)\end{aligned}$$

şeklinde tanımlanır. x ve y tam sayı olmalarına karşılık x' ve y' tam sayı değildir ve bunlar tama dönüştürülürken uygun algoritmaların kullanılması gerekmektedir. Bu çalışmada, daha önce bu amaçla geliştirdiğimiz bir algoritma kullanılmaktadır.

Çalışmamızda aşağıda belirtilen üç grup transformasyon üzerinde durulmaktadır:

- **Affine transformlar:** Bu transformlar kaydırma, rotasyon, küçültme/büyütme ve ayırma (shearing) transformasyonlarını kapsar ve genel olarak şöyle ifade edilebilir:

$$\begin{aligned}x' &= a_0 + a_1x + a_2y \\ y' &= b_0 + b_1y + b_2y\end{aligned}$$

- **Bilinear transformlar:** Daha genel olan bu transformasyonlar aynı zamanda

affine transformasyonları da kapsar.

$$\begin{aligned}x' &= a_0 + a_1x + a_2y + a_3xy \\y' &= b_0 + b_1y + b_2y + b_3xy\end{aligned}$$

- **Biquadratic transformlar:** Yukarıdaki her iki transformasyonu da kapsayan bir transformasyondur. Aşağıda tanımlanan bu transformasyonda ikinci dereceden terimlerin bulunması nedeniyle, x yada y yönünde oluşabilecek hatalar sonucu çok olumsuz etkilemekte, bu da dönüştürülmüş test görüntüsünde bozulmalara yol açmaktadır.

$$\begin{aligned}x' &= a_0 + a_1x + a_2y + a_3xy + a_4x^2 + a_5y^2 \\y' &= b_0 + b_1y + b_2y + b_3xy + b_4x^2 + b_5y^2\end{aligned}$$

Bu çalışmada esas olarak bilinear transformların kullanılması hedeflenmiştir. Bunların yeterli olmaması durumunda ise, diğer transformasyonlardan en uygun olanı algoritma kütüphanesinden seçilmektedir.

2.3. Projeksiyon Geometrisi Farklılıkları

2.3.1. Translasyon ve Rotasyonlar

2.3.1.1. *In Vitro* Bölüm; Birinci Kısım

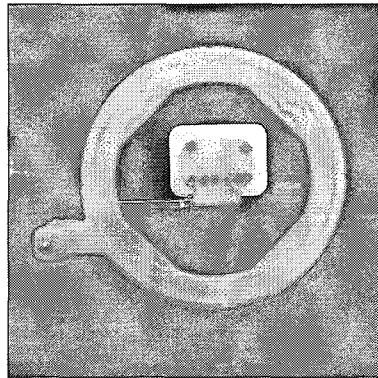
Çalışmamızın *in vitro* bölümünün birinci kısmında kullanılmak üzere 15-55 yaş aralığındaki hastalardan periodontal ve ortodontik nedenlerle çekilen kanin, premolar ve molar dişler elde edildi. Çekilmiş dişler 1/9 oranında sodyum hipoklorit içeren suda 24 saat bekletilip yıkandıktan sonra, distile su dolu bir kavanozda muhafaza edildi. Daha sonra, pembe mum (Dentsply Detrey Q c Modelling Wax, Weybridge, İngiltere) ısıtılıp yumuşatılarak, 1,5 x 0,5 x 0,5 cm ve 4,5 x 1,5 x 1,5 cm ebatlarında dikdörtgen şeklinde iki mum blok hazırlandı. Bu mum bloklar üzerinde modelaj spatülü ile oluşturulan soketlere seçilen dişler yerleştirildi ve boşluklar mumla doldurularak dişler sabitlendi. Birinci mum blok üzerine bir premolar diş yerleştirilerek tek diş grubu elde edildi. İkinci blok üzerine ise bir kanin ve üç

premolar diş aproksimal temasları sağlanacak şekilde yerleştirildi ve dördü diş grubu elde edildi.

Röntgen filmlerinin elde edilmesi sırasında X ışınının projeksiyon stabilizasyonunu sağlamak amacıyla 32 x 22,5 x 13 cm boyutlarında köpük bir düzenek kullanıldı. Köpük düzenek, röntgen tübünün konunun yerleştiği 7,5 cm çapında bir kurvatür ve köpük düzeneğin en yüksek noktasından 3 cm aşağıda bulunan düz bir zeminden oluşmaktaydı. Mum bloğun yerleştiği alan ise köpük düzeneğin düz zemininden 2 cm yüksekte, blok boyutuna uygun kesilip düzeneğin tabanına sabitlenen 9,5 cm uzunluğunda ve 3,5 cm genişliğinde, yine köpük bir platform olarak hazırlandı ve böylece mum bloğun her seferinde aynı alana yerleştirilmesi sağlandı.

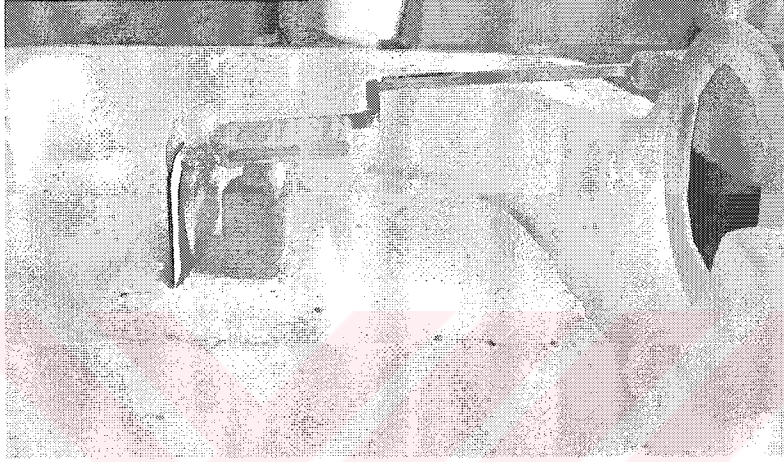
- *Tek diş grubunda translasyon ve rotasyon*

Filmler üzerinde rehber noktaları oluşturmak amacıyla, film çekimi sırasında kullanılan film tutucunun (Dentsply, Rinn.mpl XCP, posterior holder, Weybridge, İngiltere) röntgen filmine destek olan dikdörtgen plağının en dış köşelerine ve alt kenar sınırına, yuvarlak elmas frezle (North Bel Int.l S.r.l , FG Standart , REF 801/018) çapları 2,5 mm – 3,5 mm arasında olan yuvalar açıldı ve bu yuvalara 2 mm çapında çelik küreler yerleştirilerek yine ısıtılmış pembe mumla sabitlendi (Resim 1).



Resim 1: *In vitro* bölüm için hazırlanan modifiye film tutucu ve üzerindeki rehber noktaları oluşturan çelik küreler.

Film tutucu halkasının düzeneğe standart şekilde yerleşmesini sağlamak üzere, köpükteki kurvatürün iç yüzeyinin iki tarafına da bistüriyle 1cm uzunluğunda karşılıklı iki yuva açıldı. Aynı şekilde, tutucunun filme destek olan plak kısmının ve dolayısıyla filmin standart olarak yerleştirilmesini sağlamak amacıyla köpük düzenekte filmin alt kenarının temas ettiği yüzeye bistüri kullanarak 4,5 cm uzunluğunda bir yuva açıldı (Resim 2).

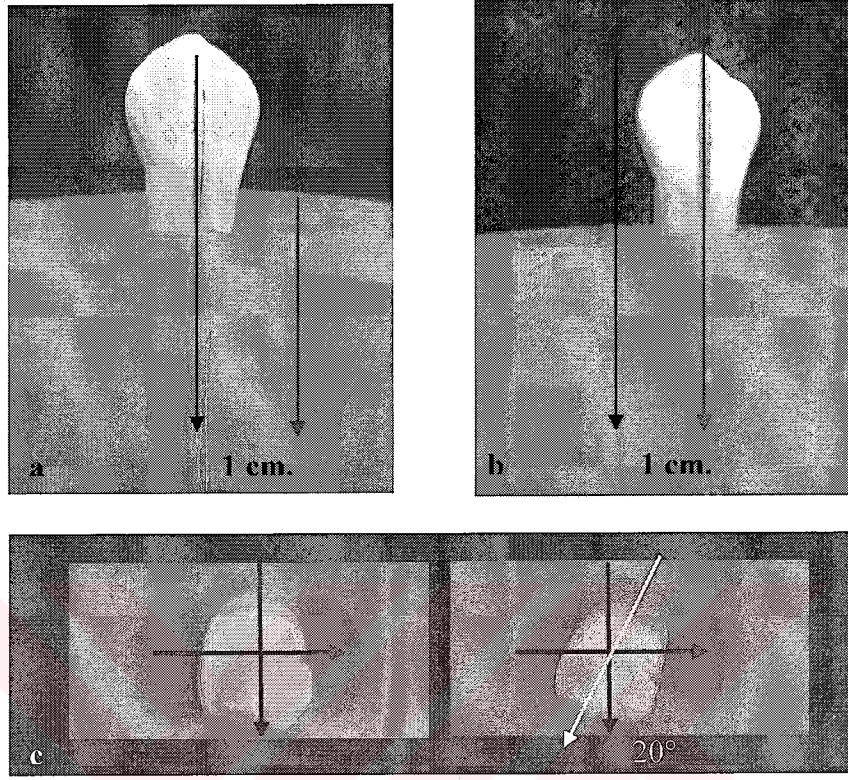


Resim 2: *In vitro* bölümde kullanılan köpük düzenek ve tek diş yerleştirilen mum blok.

İlk grup görüntülerde mum bloğa yerleştirilen bir adet premolar diş kullanıldı. Dişin başlangıçtaki pozisyonunu yeniden elde etmeyi sağlayacak bir rehber oluşturmak amacıyla, kron kısmının bukkal ve mezyal yüzeylerinin orta 1/3'lüsüne separe ile yivler açıldı. Rehber yivlerin mum blokla temas noktaları blok üzerinde bistüri yardımıyla işaretlendi. Mum bloğun dişi sabit tutan sağ ve sol bölümünden bir miktar mum dişin hareket etmesini sağlayacak şekilde kesilerek çıkartıldı.

Diş, film ve düzenek pozisyonlarında herhangi bir değişiklik yapılmadan, standart ışınlama parametreleri kullanılarak başlangıç filmi elde edildi. Her diş hareketinden önce dişin orijinal pozisyonunun korunmasına dikkat edilerek üç adet film alındı. Premolar diş önce 1 cm sağa ve sonra 1 cm sola kaydırılarak, diğer bir deyişle, dişe x eksenini boyunca translasyon hareketi uygulanarak 2 film elde edildi.

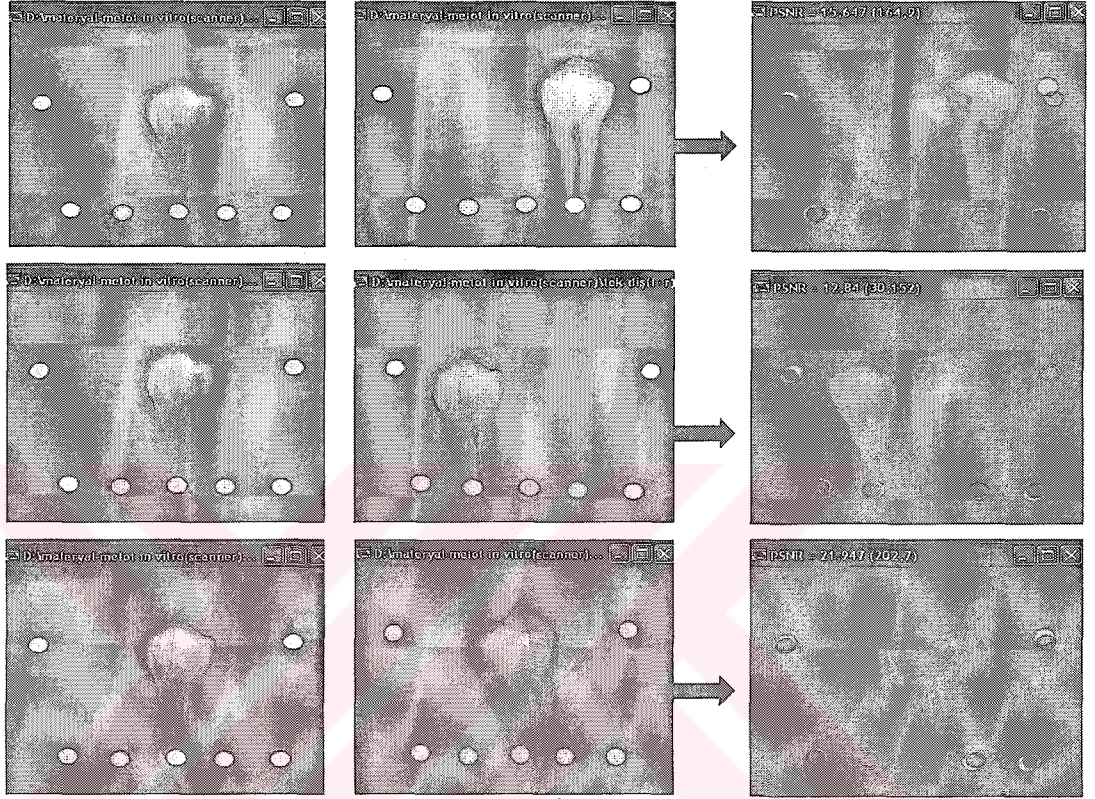
Ardından, diş sağa doğru yaklaşık 20° döndürülerek ve böylece dişe x ekseninde rotasyon hareketi uygulanarak 3. film alındı (Resim 3).



Resim 3: Premolar dişin translasyon ve rotasyon hareketleri. a. Başlangıç konumu, b. 1 cm sağa kaydırılması (x ekseninde translasyon hareketi), c. Rotasyon öncesinde başlangıç konumu, d. 20° sağa döndürülmesi (x ekseninde rotasyon hareketi).

Radyografik ışınlama işlemlerinde Trophy Radiologie, 77437 (Croissy-Beabourg, Fransa) röntgen cihazı ve E Hızında (Ceadent Size 2, 31 x 41mm, Strängnäs, İsveç) periapikal filmler kullanıldı. Ekspozisyonlar 8 mA, 65 kVp ve 0,32 sn de, kon-obje uzaklığı 10 cm, film-obje uzaklığı 0,5 cm ve fokal spot obje uzaklığı 30 cm olacak şekilde 20 cm lik uzun kon ile yapıldı. Banyo işlemlerinde otomatik film banyosu (Dürr Dental XR 24Pro, Beitigheim, Almanya), (Hacettepe Defiks, Super Developer, Super Fixer) kullanıldı. Elde edilen tüm filmler, transparan ünitesi olan bir görüntü tarayıcısı kullanılarak (Epson EXP 1680Pro, Seiko Epson Corp., Nagano, Japonya) 2400 dpi uzaysal çözünürlük ve 8 bit grilik derecesi yoğunluğunda dijitize edildi. Görüntüler Adobe Photoshop 8.0 CE programında açılarak 256 grilik

derecesinde 660x520 piksel boyutlarına dönüştürüldü ve Tagged Image File Format (Tiff) dosyası olarak bir bilgisayara kaydedildi (2.6 GHz Pentium IV CPU, 12 megabyte RAM, 40 gigabyte hard disk, Vestel 107T 17" monitör) (Resim 4).



Resim 4: Premolar dişten elde edilen filmler ve fark görüntüleri.

- *Dörtlü diş grubunda translasyon*

İkinci grup görüntülerde mum bloğa yerleştirilen bir kanin ve üç premolar diş kullanıldı. Tek diş kullanılarak elde edilen görüntülerde, rehber noktaları oluşturan çelik kürelerin diş görüntüsü üzerine süperpoze olabildiği görüldü. Söz konusu süperpozisyonları ortadan kaldırmak amacıyla, çelik kürelerin sayısı azaltıldı, boyutları 2 mm'den 1 mm'e indirildi ve yalnızca 4 tanesi, film tutucunun 4 köşesine yerleştirildi. Dörtlü diş grubuna ait röntgen filmleri yeniden modifiye edilen bu film

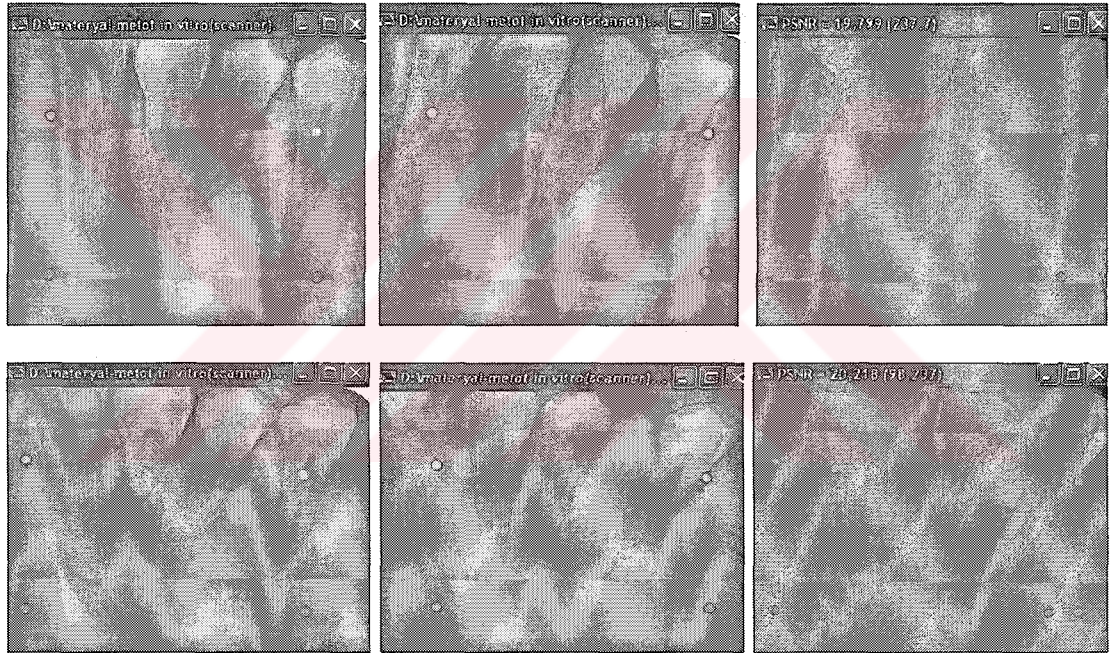
tutucu ile standart koşullarda ve yukarıda belirtilen ışılama parametreleri kullanılarak elde edildi (Resim 5).



Resim 5: *In vitro* bölümde kullanılan ve dört diş yerleştirilen mum blok.

Başlangıç görüntüsü oluşturmak üzere, dişlerde ve pozisyonlarında herhangi bir değişiklik yapılmadan belirtilen şartlarda bir film elde edildi. Tek diş grubunda olduğu gibi, kanin ve premolar dişler hareket ettirilmeden önce başlangıç pozisyonlarını yeniden elde etmeyi sağlayacak bir rehber oluşturmak amacıyla, kron kısımlarının bukkal yüzeylerinin orta 1/3'lüsüne separe ile yivler açıldı ve yivlerin mum blokla temas noktaları blok üzerinde bistüri yardımıyla işaretlendi. Öncelikle bloğun en sağındaki (premolar) ve en solundaki (kanin) dişler sağa ve sola doğru gelişigüzel eğimlendirildi; başka bir deyişle bu dişlere x ekseni boyunca translasyon hareketi uygulandı. Bu işlemdede, bistüri ve modelaj spatülü kullanılarak mum bloğun en dıştaki dişlere komşu yüzeyine diş köklerinin boyu kadar derinlikte ve yaklaşık 1 cm genişlikte boşluklar oluşturuldu. Böylece, kanin dişin sol, premolar dişin de sağ tarafında dişlerin devrilebileceği alanlar elde edildi. Önce premolar dişin tüberkül tepesi oluşturulan boşluğun en sağ ve üst noktasına, kök ucu da boşluğun en sol ve alt noktasına doğru eğimlenecek şekilde gelişigüzel olarak yatırıldı. Bu pozisyonda,

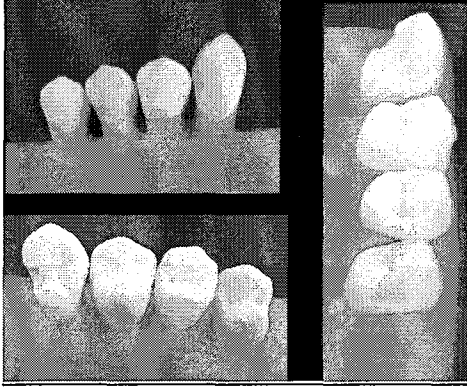
daha önce belirtilen ışınlama parametreleri kullanılarak izleme filmleri alındı. Daha sonra, aynı dişin tüberkül tepesi boşluğun en sol ve üst, kök ucu da boşluğun en sağ ve alt noktasına doğru eğimlendirilerek ikinci pozisyon elde edildi ve film çekme işlemi yinelendi. Kanin diş için de aynı işlem ters tarafta uygulandı ve böylece her dört pozisyon için, belirtilen aynı ışınlama parametrelerinde izleme filmleri elde edildi. Altıncı film ise dişlerin kron kısımlarının bukkal yüzeylerinin orta 1/3'lüsüne separe ile açılmış yivlerden yararlanılarak dişler eski konumlarına getirildikten ve sabitlendikten sonra alındı (Resim 6).



Resim 6: Dörtlü diş grubunda kanin ve premolar dişlerin translasyon hareketleri öncesi ve sonrasında elde edilen filmler ile fark görüntüleri.

Sert dokulardaki madde kaybının meydana getireceği değişikliğin radyografik olarak izlenmesi amacıyla, kanin dişin mezyal aproksimaline, premolar dişin de distal aproksimaline yuvarlak elmas frezle (North Bel Int.l S.r.l, FG Standart, REF 801/010) kaviteler oluşturuldu. Bu işlemden sonra dişlerin röntgen filmleri daha

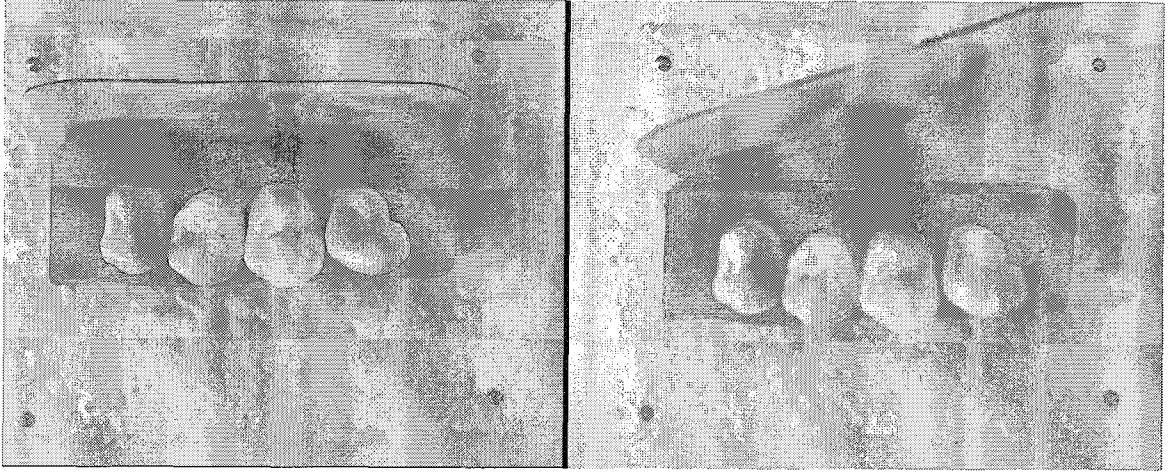
önce anlatılan şekilde elde edilerek banyo işlemlerinden geçirildi ve dijitize edildi (Resim 7).



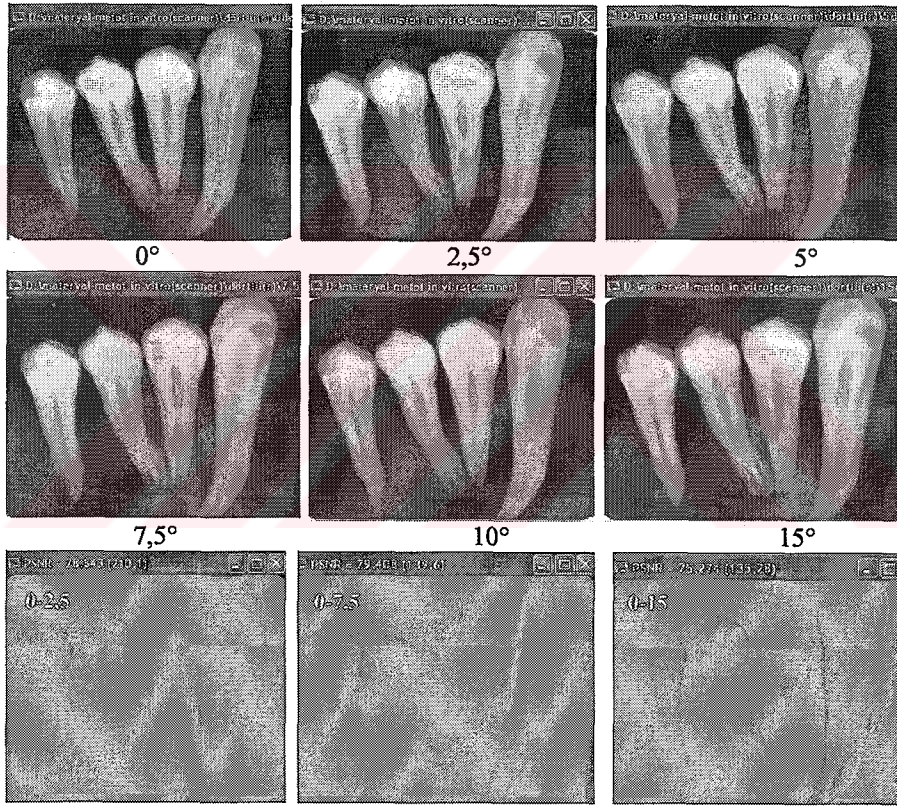
Resim 7: Kanin ve premolar dişlerde hazırlanan kaviteler.

- *Dörtlü diş grubunda film rotasyonu*

Üçüncü grup görüntüler için de aynı düzenek ve dörtlü diş bloğu kullanılarak aynı ekspozisyon şartlarında 6 periapikal radyografi elde edildi. Başlangıç görüntüde film obje arasındaki açı 0° iken, izleme görüntülerinde film ile obje arasındaki açı sagittal düzleme göre film kanin dişten dışa doğru uzaklaşarak şekilde; $2,5^\circ$, 5° , $7,5^\circ$, 10° ve 15° olarak artırıldı. Bu çekimler arasında yalnızca filmin diş bloğuna göre açısı değiştirildi. Diğer bir ifadeyle; filme y ekseninde rotasyon hareketi uygulandı (Resim 8). Elde edilen filmler daha önce anlatılan şekilde banyo işlemlerinden geçirildi ve dijitize edildi (Resim 9).



Resim 8: Düzenek üzerinde dörtlü diş grubu sabit kalarak film mum bloğa göre açısının değiştirilmesi (Filmin y eksenindeki rotasyon hareketleri).



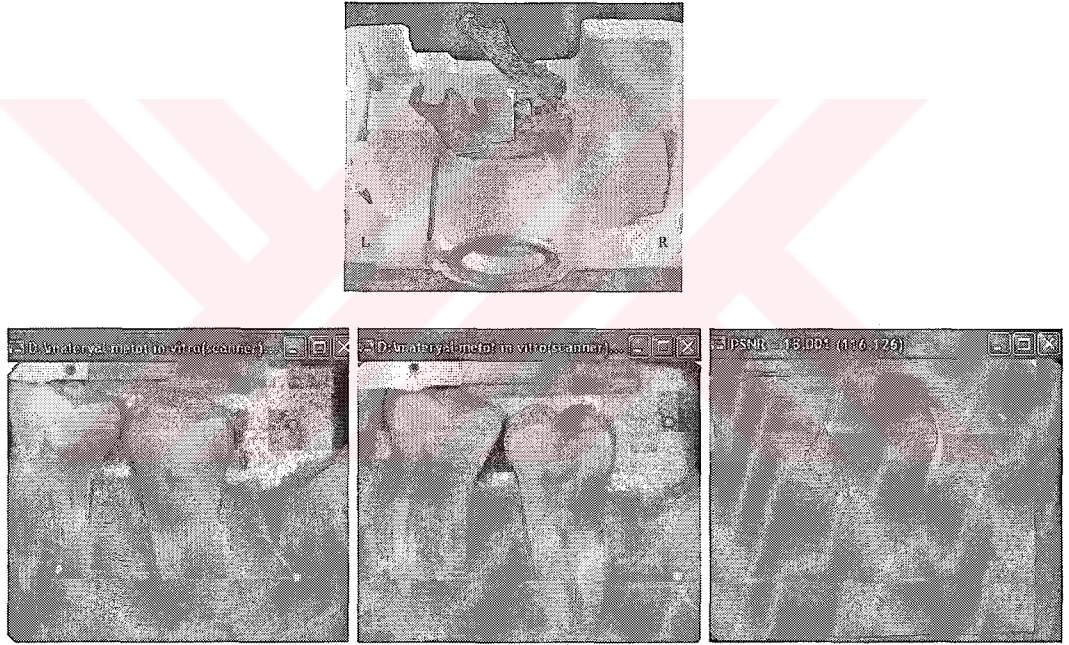
Resim 9: Mum blok ve film arasındaki açı değiştirilerek elde edilen filmler ve fark görüntüleri.

2.3.1.2. *In Vitro* Bölüm; İkinci Kısım

- *Mandibula ve film translasyonu (1)*

In vitro aşamanın ikinci kısmında erişkin bir erkek kadavrasından elde edilen mandibulanın sağ ve sol posterior bölgesinde bulunan molar dişler kullanıldı. Bu grup görüntülerde mandibulanın sağ ve sol molar bölgelerinden yukarıda anlatılan

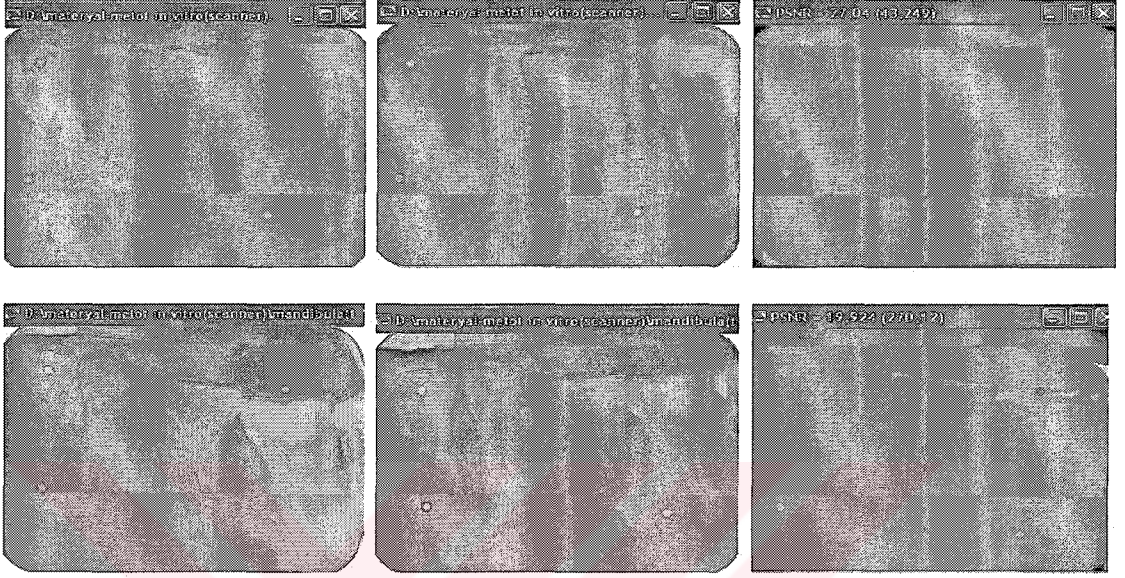
düzenek ve film tutucu kullanılarak 2'şer çift film çekildi ve toplam 4 adet film elde edildi. Başlangıç ve izleme görüntüleri arasında film tutucunun hareket eden bir hasta ağzına yerleşimini simule etmek amacıyla mandibula ve film tutucu yerinden çıkarılıp tekrar yerleştirildi; başka bir ifadeyle, mandibula ve filme x ve y eksenleri üzerinde translasyon hareketi uygulandı. Radyografik ışınlama işlemlerinde aynı ışınlama parametreleri kullanıldı, ancak, kemik dokusunun oluşturacağı radyografik densite farkı göz önüne alınarak ışınlama süresi 0,40 sn olarak arttırıldı. Elde edilen filmler daha önce anlatılan şekilde banyo işlemlerinden geçirildi ve dijitize edildi (Resim 10).



Resim 10: Mandibuladan düzenek üzerinde film tutucu kullanılarak elde edilen filmler ve fark görüntüsü (Mandibula ve filmin x ve y eksenleri üzerindeki translasyon hareketi).

Çalışmanın bu aşamasında geliştirilen algoritmanın *in vivo* ortamda etkinliğini kontrol etmek amacıyla, modifiye film tutucu kullanılarak, 45-55 yaş aralığında 3 erkek hastadan 3 çift film çekildi ve toplam 6 adet film elde edildi. Başlangıç ve izleme görüntüleri arasında herhangi bir tedavi uygulanmadı, ancak uzun dönem radyografik izleme şartlarını simule etmek üzere birinci ışınlamadan sonra hasta

fotöyden kaldırılıp, yeniden oturtuldu; röntgen tübü ve film tutucu lokalizasyonları yeniden ayarlandı. Işınlama, banyo ve dijitalizasyon işlemleri standart koşullarda ve daha önce anlatılan şekilde gerçekleştirildi (Resim 11).



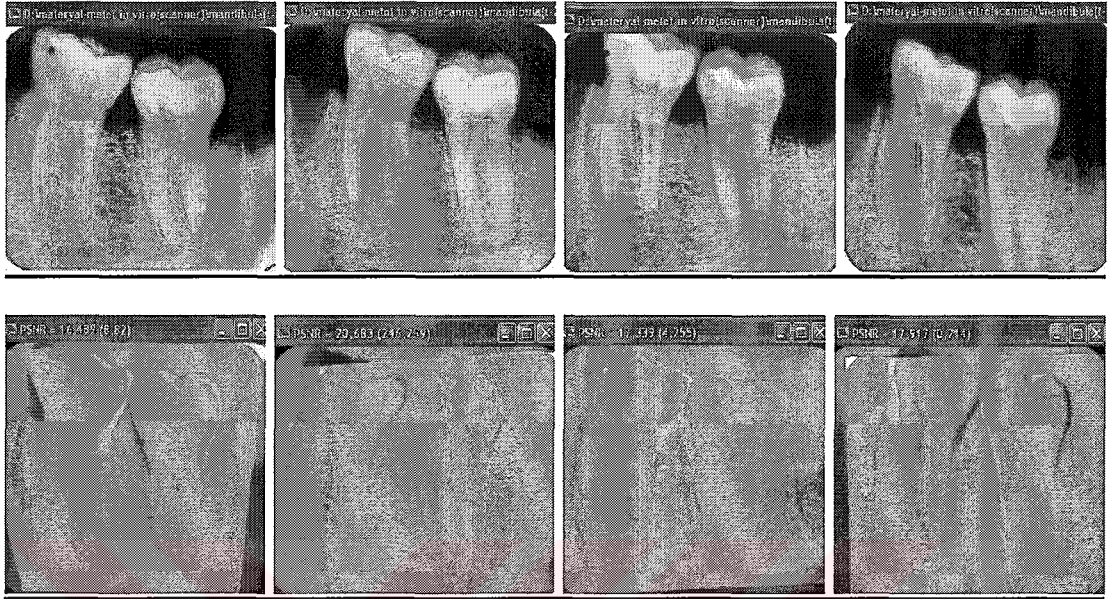
Resim 11: Geliştirilen algoritmanın *in vivo* görüntülerde kontrol edilmesi amacıyla alınan filmler ve fark görüntüleri.

- *Mandibula ve film translasyonu (2)*

Bir önceki aşamada başarılı sonuçlar elde edilmesi sebebiyle, görüntüde referans noktası olarak kullanılan çelik kürelerin yerleştirildiği film tutucu bu aşamadan sonra kullanılmadı ve görüntülerin elde edilmesi sırasında işlemlerin klinik koşulları simüle etmesini sağlamak amacıyla, standart bir film tutucu (Dentsply, Rinn.mpl XCP, posterior holder, Weybridge, İngiltere) kullanılmaya başlandı.

Bu grup görüntülerde de yukarıda anlatılan düzenek kullanılarak mandibulanın sol molar bölgesinden 4 adet film elde edildi. Röntgen filmlerinin elde edilme işlemleri farklı zamanlarda yapıldığından, mandibula ve filmin düzenek üzerindeki yerleşimlerinin her seferinde birbirinden farklı olması amaçlandı. Başka bir ifadeyle, mandibula ve filme x ve y eksenleri üzerinde translasyon hareketi uygulandı.

İşinlama, banyo ve dijitalizasyon işlemleri standart koşullarda ve daha önce anlatılan şekilde gerçekleştirildi (Resim 12).



Resim 12: Mandibula ve röntgen filminin yerleşimleri değiştirilerek ve modifiye film tutucu kullanılmaksızın elde edilen filmler ve fark görüntüleri (Mandibula ve filmin x ve y eksenleri üzerindeki hareketi).

2.4. Kontrast Düzeltme Algoritmasının Geliştirilmesi

Kontrast düzeltme işleminde yaygın olarak kullanılan Ruttimann algoritmasına göre öncelikle görüntüdeki tüm piksel değerleri dikkate alınarak bir kümülatif (yığılmalı) frekans histogramı elde edilir (85) ve referans ve test görüntüler için elde edilen kümülatif frekans histogramlarından sırasıyla $(\tilde{p}_i, i=0, 1, 2, \dots, g-1)$ ve $(\hat{p}_j, j=0, 1, 2, \dots, g-1)$ ampirik olasılıkları hesaplanır. Burada g , gri ton seviyesini göstermektedir; örneğin 8 bitlik bir sistemde $g=256$ dır. Ruttimann algoritmasına göre test görüntüsündeki piksel değerleri üzerindeki dönüşüm

$$\max_i \{\hat{p}_{j-1} < \tilde{p}_i \leq \hat{p}_j\}, \quad p_0 = 0$$

bağıntısına göre yapılır. Bu bağıntı, i ve j arasındaki ilişkiyi tanımlar. Görüldüğü gibi, Ruttimann algoritması, kontrast düzeltmede basit ve güvenilir bir yonteme dayanmaktadır. Bu algoritmayla ilgili en önemli sorun, elde edilecek çözümlerin tam sayı olmasından kaynaklanmaktadır ve sonuçların basitçe tam sayıya yuvarlanması, önemli bilgi kaybına yol açmaktadır. i 'nci gri ton seviyesine ilişkin kümülatif nisbi frekans \tilde{p}_i , referans görüntüye ilişkin ampirik kümülatif olasılık dağılım fonksiyonu F olsun.

$$i' = F^{-1}(\tilde{p}_i)$$

şeklindeki dönüşüm, test görüntüsünün genel kontrast seviyesini referans görüntüsününkine yaklaştıracaktır, ancak buradan da anlaşılacağı gibi, i' bir tamsayı değildir, fakat Ruttimann algoritması bunun tamsayı olduğunu varsaymaktadır. Bu çalışmada, yukarıda bahsedilen sorunu gidermek için düzleştirme (smoothing) teknikleri kullanılmıştır (75). Bu yöntem, Ruttimann'ın algoritmasının geliştirilmesi ve kontrast eşleştirmesindeki hataların azaltılması amacıyla, test görüntünün ampirik kümülatif olasılık dağılım fonksiyonunun düzleştirilmesi esasına dayanmaktadır. Bu yöntemde, referans ve test görüntülerinde sırasıyla \hat{p}_i ve \tilde{p}_j , i 'ci ($i=0, 1, 2, \dots, g-1$) gri tondaki ampirik kümülatif olasılıkları gösterdiği düşünüldüğünde ve referans görüntüdeki gri ton seviyelerinin sürekli dağılım gösterdikleri varsayıldığında, test görüntüdeki i 'nci gri tona ilişkin transformasyon

$$i' = \lfloor F^{-1}(\tilde{p}_i) + 0.5 \rfloor$$

şeklinde tanımlanır. Burada önemli olan $F(\cdot)$ fonksiyonunun sürekli bir fonksiyon olarak tanımlanabilmesidir. Bu amaçla Cardinal Splines kullanılmıştır (33).

Cardinal Spline'lardaki noktalar

$$p_i = (i, \hat{p}_i), \quad (i=0, 1, \dots, g-1)$$

şeklinde tanımlanmış, düzleştirme işleminde aşağıdaki kübik polinomlar kullanılmıştır:

$$\begin{aligned} i(u) &= a_i u^3 + b_i u^2 + c_i u + d_i \\ \hat{p}(u) &= a_{\hat{p}} u^3 + b_{\hat{p}} u^2 + c_{\hat{p}} u + d_{\hat{p}} \quad 0 \leq u \leq 1 \end{aligned}$$

Bu polinomların dik koordinat sisteminde tanımladıkları bir nokta $P(u) = \{i(u), \hat{p}(u)\}$

ile gösterilirse, ard arda gelen dört nokta için

$$P(0) = p_k$$

$$P(1) = p_{k+1}$$

$$P'(0) = \frac{1}{2}(1-t)p_{k+1} - p_{k-1}$$

$$P'(1) = \frac{1}{2}(1-t)p_{k+2} - p_k, \quad (k=0, 1, \dots, g-1)$$

sınır bağıntılarına göre ilgili Cardinal Spline kübik polinomu

$$P(u) = C_0(u)p_{k-1} + C_1(u)p_k + C_2(u)p_{k+1} + C_3(u)p_{k+2}$$

şeklinde tanımlanır. Burada $s=(1-t)/2$ ve

$$C_0(u) = -su^3 + 2su^2 - su$$

$$C_1(u) = (2-s)u^3 + (s-3)u^2 + 1$$

$$C_2(u) = (s-2)u^3 + (3-2s)u^2 + su$$

$$C_3(u) = su^3 - 2su^2$$

dir.

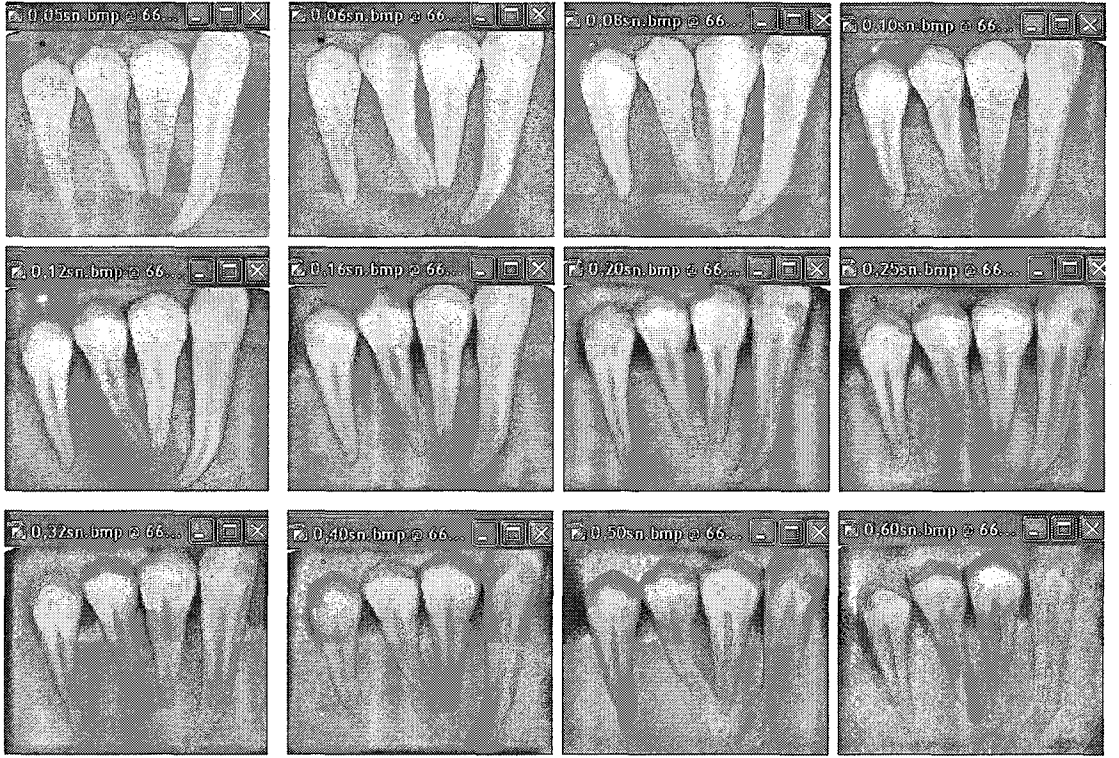
- *Dörtlü diş grubunda kontrast farklılıkları*

Bu grup görüntüler için de geometrik rekonstrüksiyon işlemlerinde yararlanılan aynı düzenek ve dörtlü diş bloğu kullanıldı. Röntgen filmlerinin alınması sırasında röntgen tübü, obje ve film arasında değişmeyen ilişkileri sağlamak amacıyla film tutucu kullanmak yerine, filmler bahsedilen düzenek üzerinde daha önce hazırlanmış olan film yuvasına yerleştirilerek ışınlandı (Resim 13).



Resim 13: Kontrast farklılıklarını düzeltmek amacıyla dörtlü diş grubundan röntgen filmlerinin elde edilmesi.

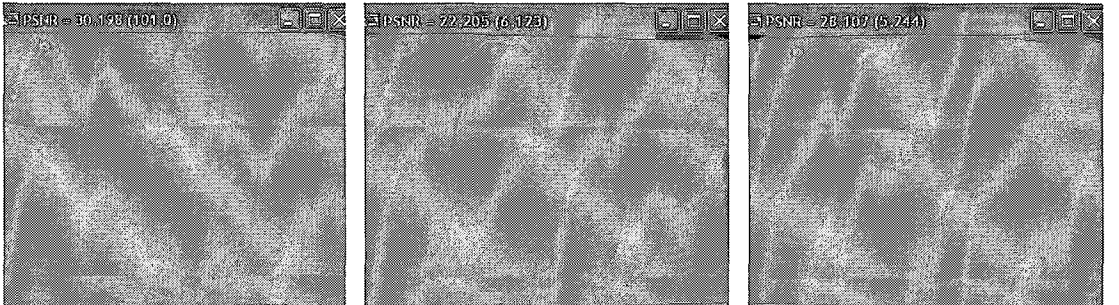
Radyografik ışınlama işlemlerinde ışınlama süreleri dışında tüm parametreler aynı kaldı. Bu koşullarda, ışınlama parametrelerinden her seferinde yalnızca ışınlama süresi değiştirilerek, 0,05 sn, 0,06 sn, 0,08 sn, 0,10 sn, 0,12 sn, 0,16 sn, 0,20 sn, 0,25 sn, 0,32 sn, 0,40 sn, 0,50 sn ve 0,60 sn de 12 adet film çekildi. Film banyo ve dijitalizasyon işlemleri standart koşullarda ve daha önce anlatılan şekilde gerçekleştirildi (Resim 14).



0.05-0.06

0.06-0.20

0.12-0.40



0.08-0.32

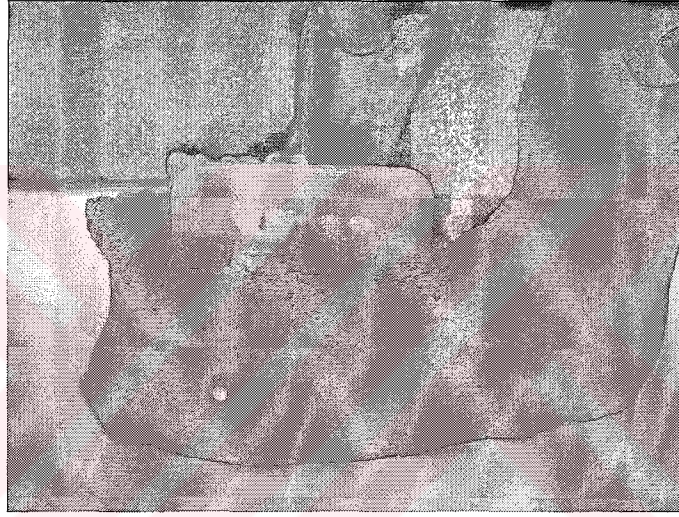
0.10-0.50

0.05-0.60

Resim 14: Kontrast farklılıklarını düzeltmek amacıyla dörtlü diş grubundan elde edilen röntgen filmleri ve fark görüntüleri.

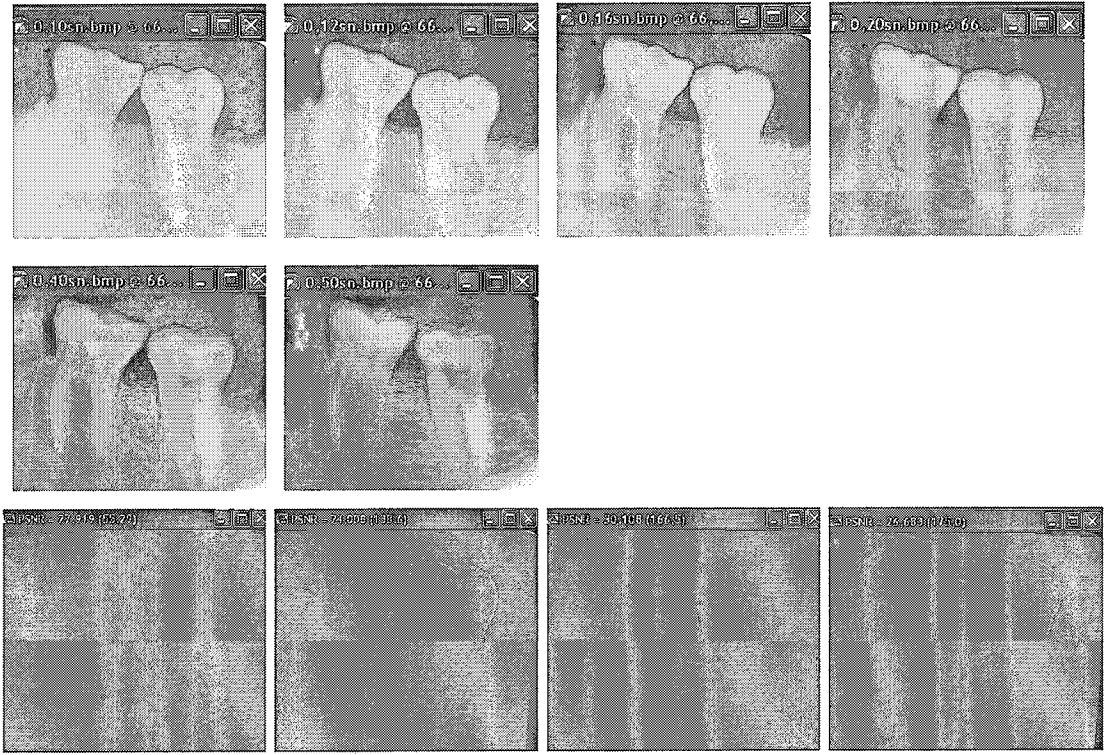
- *Mandibulada kontrast farklılıkları*

Aynı şekilde röntgen cihazı, mandibula ve film arasında tekrarlanabilir bir ilişki sağlayabilmek amacıyla, kadavradan elde edilen mandibula silikon ölçü materyali (Coltene Whaledent, Speedex putty, Speedex Universal Activator) kullanılarak mandibula boyutlarında hazırlanan platform üzerine ölçü maddesi donmadan yerleştirildi. Mandibulanın posterior bölümünün lingual kısmına komşu olan silikon materyalinde, röntgen filmini yerleştirmek üzere, bistüri ile 4,5 cm uzunluğunda dikdörtgen şeklinde bir yuva oluşturuldu (Resim 15).



Resim 15: Kontrast farklılıklarını düzeltmek amacıyla mandibuladan röntgen filmlerinin elde edilmesi.

Mandibulanın sol birinci ve ikinci molar bölgesinden yukarıda anlatılan koşullarda ve diğer tüm parametreler sabit tutulmak kaydıyla, 0,10 sn, 0,12 sn, 0,16 sn, 0,20 sn, 0,40 sn ve 0,50 sn ışınlama süresinde 6 adet film çekildi. Mandibula ile kon arasına yerleştirilen 1 cm kalınlığında fiberglas ile yumuşak doku simulasyonu sağlandı. Film banyo ve dijitalizasyon işlemleri standart koşullarda ve daha önce anlatılan şekilde gerçekleştirildi (Resim 16)



0.10-0.16

0.12-0.40

0.20-0.16

0.10-0.50

Resim 16: Kontrast farklılıklarını düzeltmek amacıyla mandibuladan elde edilen röntgen filmleri ve fark görüntüleri.

2.5. Programın Kullanılması

Program açıldıktan sonra farkın belirlenmek istendiği referans ve test görüntüleri seçilerek aynı pencere içinde yan yana açılmaktadır. Programı kullanan kişi manuel yöntemle işlem yapmak istediğinde uygulanacak ilk aşama, görüntü çiftlerinde aynı referans noktalarının seçilmesidir. Kullanıcı, fareyi kullanarak referans (birinci) görüntüde en az dört referans noktasını belirlemekte, daha sonra test (ikinci) görüntüde bu referans noktalara karşılık gelen alanları belirlemektedir. Birinci görüntüde yer alan her pikselin koordinatını ikinci görüntüde bulabilmek için algoritmada bulunan denklemler çözüldükten sonra, dijital çıkarma için kullanmak üzere program tarafından ikinci görüntünün standardize edilmiş projeksiyonu oluşturulur ve iki görüntünün farkı elde edilir.

Program otomatik moda çalıştırıldığında, manuel yöntemde olduğu gibi, öncelikle görüntüler yan yana açılır. İşlemi başlatmak üzere, otomatik fark tuşuna

basıldığında, eşleştirme prosedüründe referans noktaları otomatik olarak belirlenir, referans noktalarının koordinatları karşılaştırılır ve görüntü çiftleri uygun şekilde eşleşene kadar işleme devam edilir. Bu işlem sırasında ekranda birinci ve ikinci görüntüler üzerinde sergilenen sayısal değerler, referans noktalarının arandığı blokların numaralarını göstermektedir. En uygun eşleştirme sağlandığında çıkarma işlemi otomatik olarak yapılmakta ve fark görüntü ekranda izlenmektedir.

Birinci ve ikinci görüntü birbirine benzetilirken, iki görüntü arasındaki tüm farklılıkları hesaplamak üzere standart bir ölçüm sistemine ihtiyaç duyulmaktadır. Bu amaçla, çalışmamızda orijinal görüntülere benzetilen rekonstrüksiyon görüntülerinin kalitesini değerlendirmek için sık kullanılan ve bilinen bir ölçüm olan “En yüksek sinyal değerinin kirlilik değerine oranı” olan Peak Signal to Noise Ratio (PSNR) değeri kullanılmıştır. Eğer röntgen filmi alınan bölgede gerçekte bir değişim olmamışsa, iki görüntünün piksel değerleri arasındaki farklılığın ihmal edilebilir düzeyde olması gerekir. Çalışmamızda, $n \times m$ boyutlarındaki bir görüntü için PSNR kriteri aşağıdaki şekilde formülize edilmiştir..

$$PSNR = 20 \log_{10} \frac{2^d - 1}{\left[\frac{1}{nm} \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^m (p_{ij}^{(r)} - p_{ij}^{(t)})^2 \right]^{\frac{1}{2}}}$$

Burada d renk derinliğini, $p_{ij}^{(r)}$ ve $p_{ij}^{(t)}$ sırasıyla birinci ve ikinci görüntülerdeki piksel değerlerini, n ise görüntüdeki piksellerin toplam sayısını göstermektedir (93). Bu ölçümün boyutsal olmadığı ve ikinci görüntü birinci görüntüye ne kadar çok benzerse, hesaplanan sonuç değerinin de o kadar büyük olacağı görülmektedir. Her bir pikseli d bit'e sahip bir gri skala görüntüsü için genel PSNR değeri, 20-40 arasındadır.

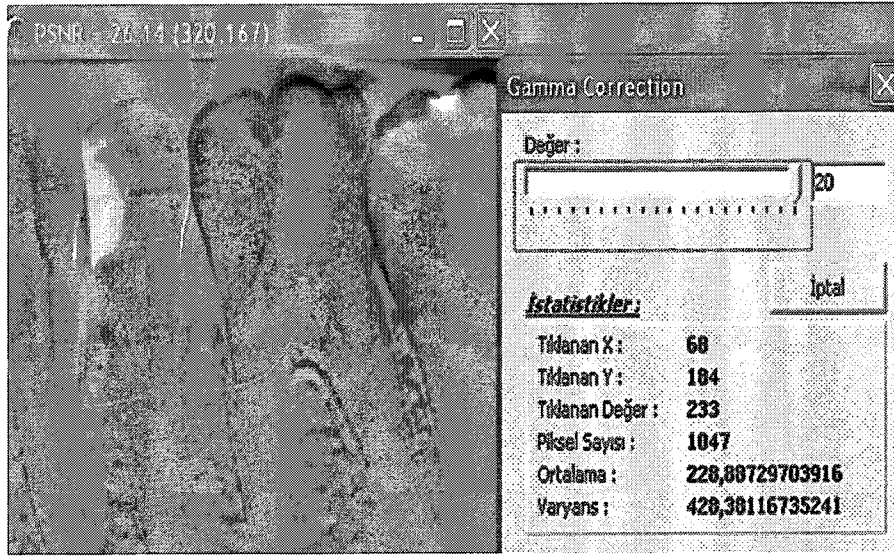
Görüntüler arasındaki fark negatif piksel değerlerini de içereceğinden, bunun için

$$d_{ij} = (p_{ij}^{(r)} - p_{ij}^{(t)}) / 2 + 128$$

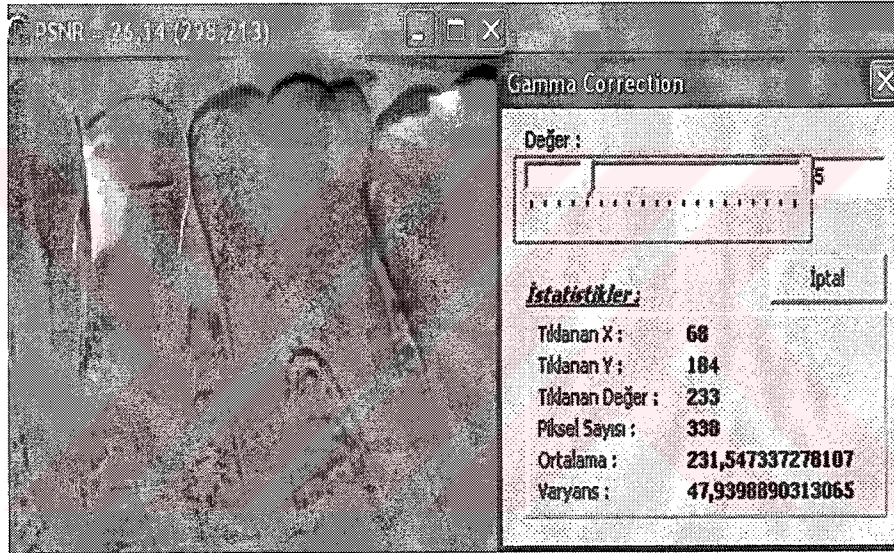
şeklinde bir transformasyon öngörülmüştür. Böylece, mutlak benzerlik durumunda fark görüntü homojen biçimde gri olacaktır.

2.5.1. Fark Görüntü Üzerinde Sayısal Değerlendirme

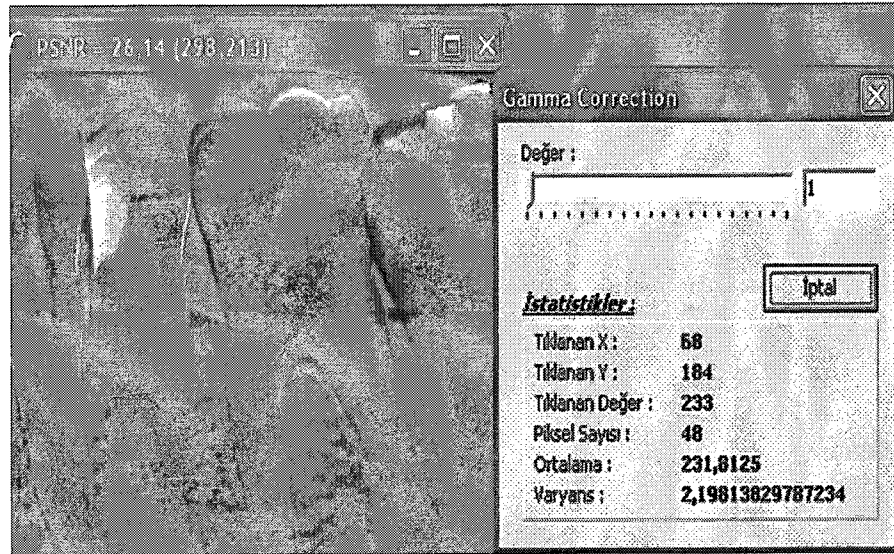
Fark görüntüsü elde edildikten sonra, radyografik densitesi belirlenmek istenen alan kullanıcı tarafından seçilmektedir. Bu işlemden sonra ekranda açılan sayısal analiz penceresinde kullanıcının seçtiği noktanın program tarafından saptanan x ve y eksenlerindeki koordinatları ile ortalama grilik derecesi verilmektedir. Yanı sıra, kullanıcının belirlemiş olduğu aralık içerisinde yer alan piksel sayısı, bu piksellerin ortalama grilik derecesi ve varyansı sergilenmektedir. Örneğin, skala üzerinde 20 seçildiğinde, kullanıcı tarafından belirlenen noktanın koordinatlarının % 20 altındaki ve üstündeki koordinatlarda bulunan alan içerisinde yer alan ve benzer grilik derecesine sahip olan alanlar, sarı renk ile belirlenmektedir. Skala üzerindeki sayı kullanıcının isteği doğrultusunda küçültüldükçe, seçilen noktanın benzer grilik derecesine sahip olan diğer noktaların arandığı alan da küçülmektedir (Resim 17 a, b, c).



Resim 17a: Skalada 20 değeri seçilerek geniş alanda gerçekleştirilen analizler.



Resim 17b: Skalada 5 değeri seçilerek dar alanda gerçekleştirilen analizler.



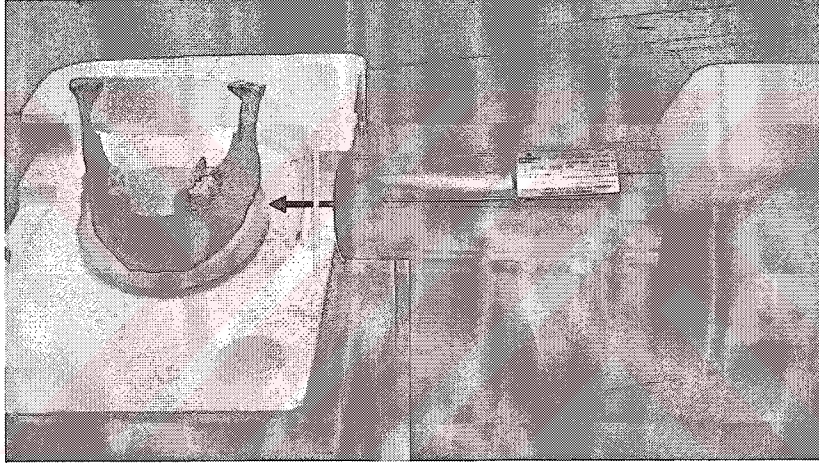
Resim 17c: Skalada 1 değeri seçilerek çok dar alanda gerçekleştirilen analizler.

2.6. Programın Geliştirilmesinden Sonra Gözlemci Testleri

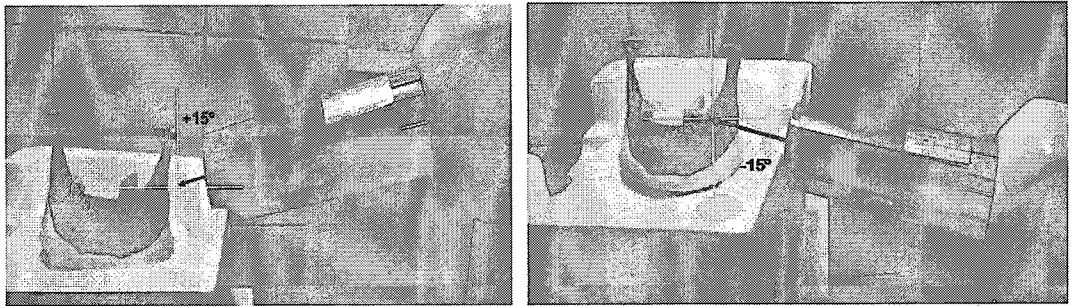
2.6.1. Vertikal ve Horizontal Açılardırma Farklılıklarının Emago® Programıyla Karşılaştırılarak Değerlendirilmesi

2.6.1.1. Filmlerin ve Fark Görüntülerinin Elde Edilmesi

Çalışmanın bu aşamasında silikon düzenek ve anatomik mandibula üzerinde 65 kVp, 8 mA, 0,4 sn. ışınlama parametreleri uygulanarak ve 0° vertikal tüp açısı verilerek, fokal spot obje uzaklığı 30 cm olacak şekilde ışınlama yapıldı ve başlangıç filmi elde edildi. Daha sonra vertikal açı sırasıyla +10°, +15°, -10° ve -15° olarak değiştirildi ve her açıda aynı dişin yeniden filmleri elde edildi (Resim 18 a, b).



Resim 18a: 0° vertikal tüp açısı ile mandibuladan başlangıç filminin elde edilmesi.



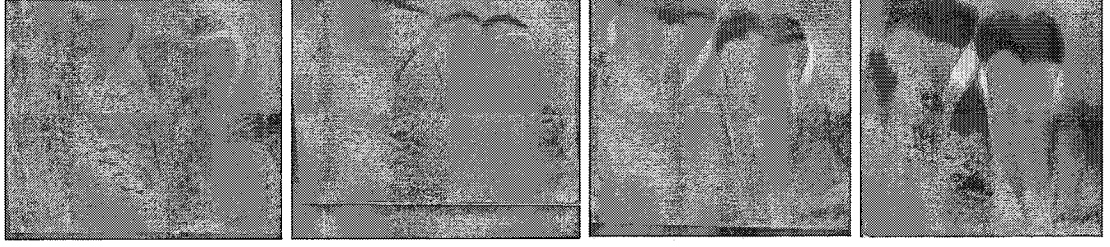
Resim 18b: Vertikal açı değişikliklerinin giderilmesi amacıyla mandibuladan farklı açılarda röntgen filmleri elde edilmesi.

Horizontal açı da mezyal taraftan 10° ve distal taraftan 10° değiştirilerek, vertikal açı değişikliklerine benzer şekilde filmler elde edildi.

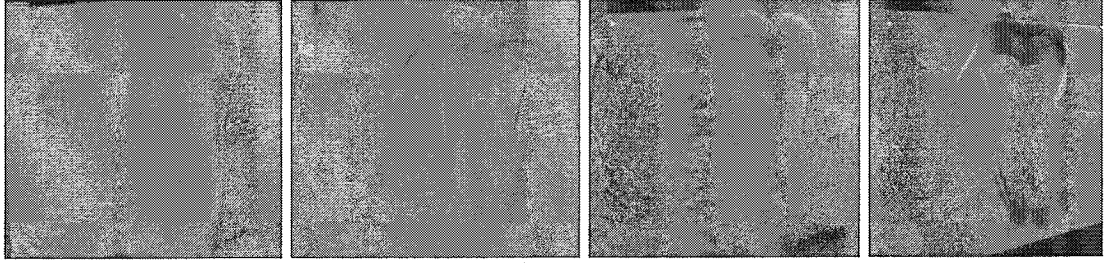
Tüm filmler, otomatik film banyo makinasında banyo edildikten sonra, transparan ünitesi olan bir görüntü tarayıcısı kullanılarak (Epson EXP 1680Pro, Seiko Epson Corp., Nagano, Japonya) 600 dpi uzaysal çözünürlük ve 8 bit grilik derecesi yoğunluğunda dijitize edildi. Görüntüler Adobe Photoshop 8.0 CE programında açılarak 256 grilik derecesinde 330x260 piksel boyutlarına dönüştürüldü ve Tiff dosyası olarak bir bilgisayara kaydedildi (2.6 GHz Pentium IV CPU, 128 megabyte RAM, 40 gigabyte hard disk, Vestel 107T 17" monitör).

Orijinal görüntü ile farklı vertikal ve horizontal açılındırmaya sahip diğer görüntülerin farkları yeni geliştirilen bu yazılım manuel ve otomatik modda çalıştırılarak ve daha önce bildirilen aşamalar uygulanarak elde edildi.

Yeni yazılımın vertikal açı değişikliklerini gidermedeki etkinliği, DFR için üretilen bir ticari bilgisayar programı olan ve bu alanda yaygın olarak kullanılan Emago® (Oral Diagnostic Systems,c/o Dept. Oral Radiology/ACTA, Amsterdam, Hollanda) ile kıyaslanarak belirlendi. Her iki programda da çıkarma işleminden önce herhangi bir görüntü düzeltme işlemi uygulanmadı ve programlar hem otomatik, hem manuel modda çalıştırılarak toplam 16 fark görüntüsü elde edildi (Resim 19, 20).

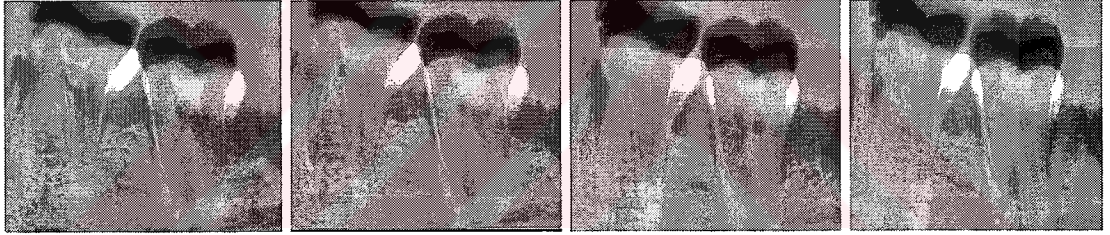


19a

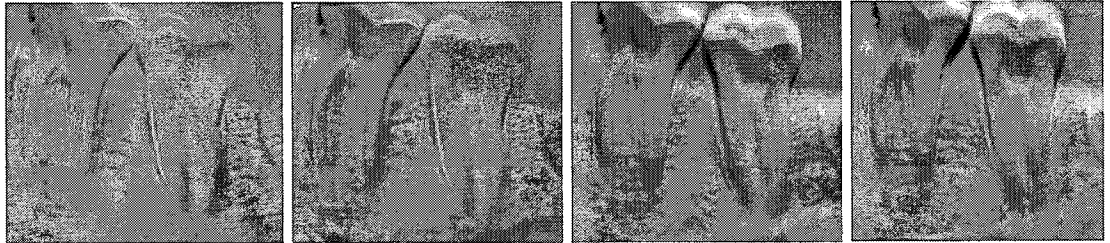


19b

Resim 19: Vertikal açı değışikliklerinin giderilmesi amacıyla mandibuladan elde edilen + (a) ve – (b) açılı röntgen filmlerinin yeni yazılım kullanılarak elde edilen fark görüntüleri.



20a



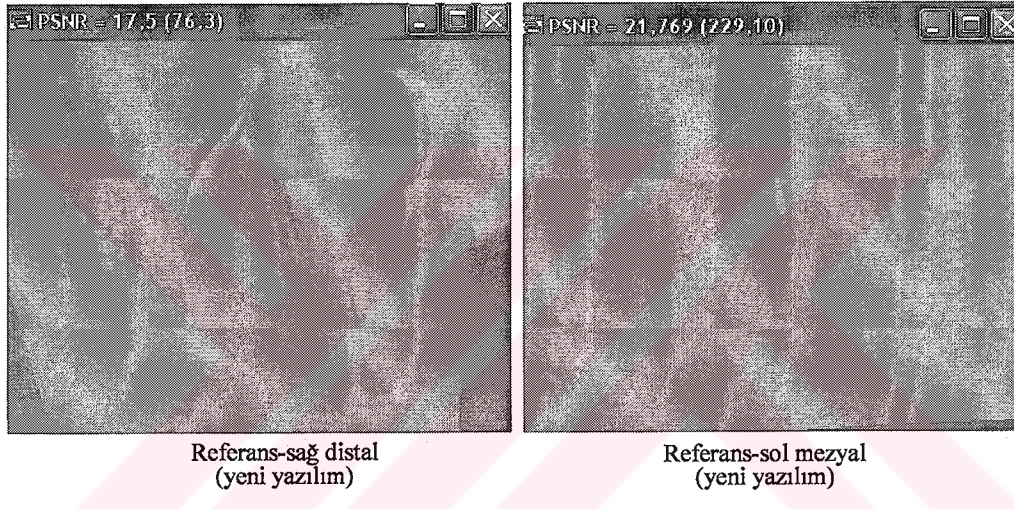
20b

Resim 20: Vertikal açı değışikliklerinin giderilmesi amacıyla mandibuladan elde edilen + (a) ve – (b) açılı röntgen filmlerinin Emago® kullanılarak elde edilen fark görüntüleri.

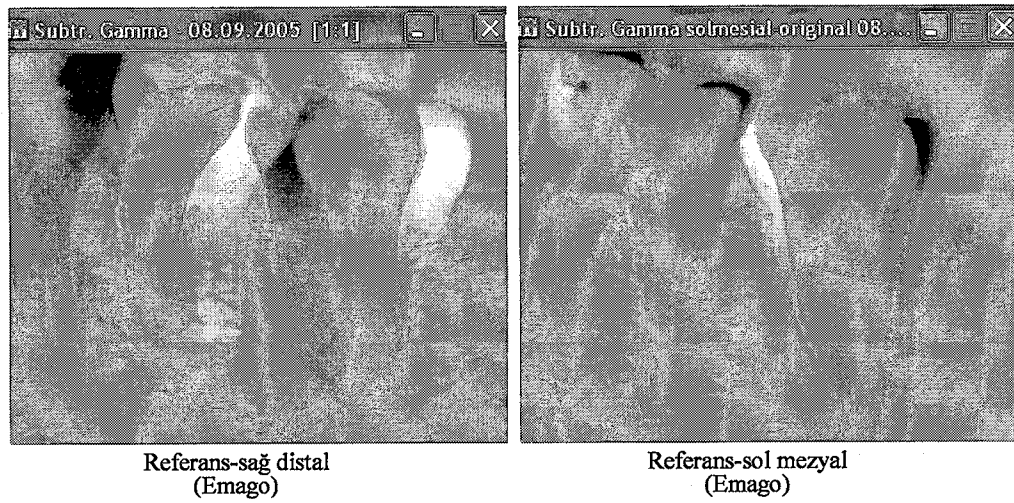
Benzer işlemler horizontal açı değişikliği uygulanan filmler için de yapıldı ve fark görüntüleri elde edildi (Resim 21 a, b, c).



Resim 21a: Horizontal açı değişikliklerinin giderilmesinde kullanılan referans görüntüler.



Resim 21b: Yeni yazılım kullanılarak elde edilen fark görüntüleri.



Resim 21c: Emago® kullanılarak elde edilen fark görüntüleri.

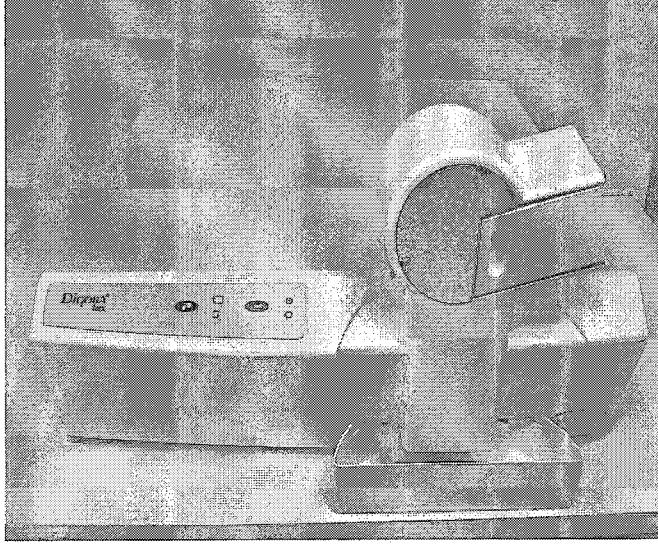
2.6.1.2. Fark Görüntülerinin Gözlemciler Tarafından Değerlendirilmesi

Tüm radyografi çiftlerine ait fark görüntüleri rastgele biçimde sıralanarak slayt sunumu haline getirildi (Microsoft® PowerPoint® 2000, Microsoft Corp., İstanbul, Türkiye). Fark görüntüleri, çalışmanın içeriği hakkında bilgi verilen 10 uzman (5 radyolog, 2 periodontolog, 2 endodontist ve 1 cerrah) tarafından standart şartlar altında ve bir kör çalışma biçiminde değerlendirilerek, programların etkinlikleri 3 puanlık bir skala üzerinden skorlandı. Verilerin istatistiksel olarak analizinde gözlemciler arasındaki uyumu belirlemek amacıyla Cohen'in kappa değeri (κ), gruplar arasındaki farkın değerlendirilmesi amacıyla ise t testi kullanıldı ve tüm testlerde α 0,05 olarak kabul edildi.

2.6.2. *In Vivo* Görüntüler İçin Direkt ve İndirekt Dijital Radyograflerin Değerlendirilmesi

Çalışmamızın *in vivo* bölümüne geçmeden önce direkt ve indirekt dijital radyografi tekniklerinden hangisinin kullanılacağı belirlenmesi amacıyla yöntemlerin *in vitro* ortamda karşılaştırılması amaçlandı. Bu değerlendirme için daha önce anlatılan silikon düzenek ve anatomik mandibula kullanılarak, standart ışınlama parametrelerinde ve 0,40 sn ışınlama süresinde, kon açısı 0° olacak şekilde 8 farklı fosfor plaka (35x45 mm, Soredex Orion Corporation, Finlandiya) ile 4 çift direkt dijital radyografik görüntü elde edildi. Aynı işlemler, 8 farklı periapikal film kullanılarak tekrarlandı ve 4 çift konvansiyonel radyografik film elde edildi. Direkt dijital yöntemde kullanılan plakalar ışınlama sonrasında koruyucu zarflarından çıkarılarak Digora® (Soredex Orion Corporation, Finlandiya) marka DDR cihazında tarandı ve oluşan radyografik görüntüler bilgisayar ortamına aktarıldı. Radyografik

görüntüler üretici firmanın bilgisayar programı kullanılarak, bilgisayarda (Intel Inside Pentium II MMX) Tiff formatında kaydedildi (Resim 22).



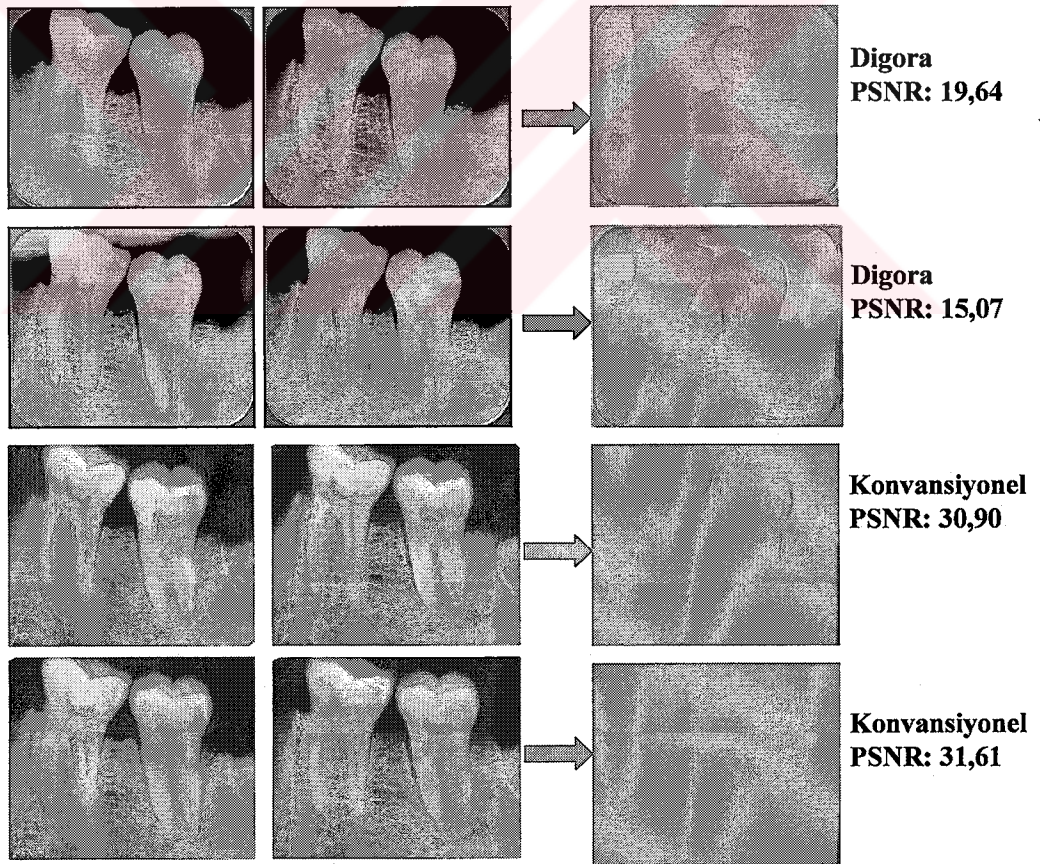
Resim 22: Direkt dijital yöntemde kullanılan Digora® marka DDR cihazı.

Konvansiyonel radyografiler ise otomatik banyo işlemlerinden sonra, daha önce anlatılan görüntü tarayıcısı kullanılarak, 600 dpi uzaysal çözünürlük ve 8 bit grilik derecesi yoğunluğunda dijitize edildi. Görüntüler Adobe Photoshop 8.0 CE programında açılarak 256 grilik derecesinde 330x260 piksel boyutlarına dönüştürüldü ve Tiff dosyası olarak bilgisayara kaydedildi (Resim 23).



Resim 23: Konvansiyonel filmlerin dijitize edildiği Epson görüntü tarayıcısı.

Direkt ve indirekt dijital yöntemle elde edilen filmlerden rastgele seçilen 14 çift (28) görüntü geliştirdiğimiz programa aktarılarak otomatik modda fark görüntüleri elde edildi. Bu işlem sırasında, her bir fark görüntüsünün program tarafından otomatik olarak hesaplanan ve görüntünün kalitesini ifade eden PSNR değerleri ayrı ayrı kaydedildi. Direkt dijital yöntemle elde edilen filmlerin fark görüntülerine ait PSNR değerleri, konvansiyonel filmlerin kullanıldığı indirekt dijital yöntemdeki fark görüntülerinin PSNR değerleriyle karşılaştırıldı. İstatistiksel analizler sonucunda, indirekt yöntemle elde edilen filmlerin fark görüntülerinin PSNR değerlerinin daha yüksek olduğu belirlendi. Bu nedenle, çalışmanın *in vivo* bölümünde DDR yerine indirekt dijital yöntemin kullanılmasına karar verildi (Resim24).



Resim 24: Digora® ve konvansiyonel radyografik yöntemlerle elde edilen filmler ve fark görüntülerine ait PSNR değerleri.

2.7. *In Vivo* Görüntülerin elde edilmesi

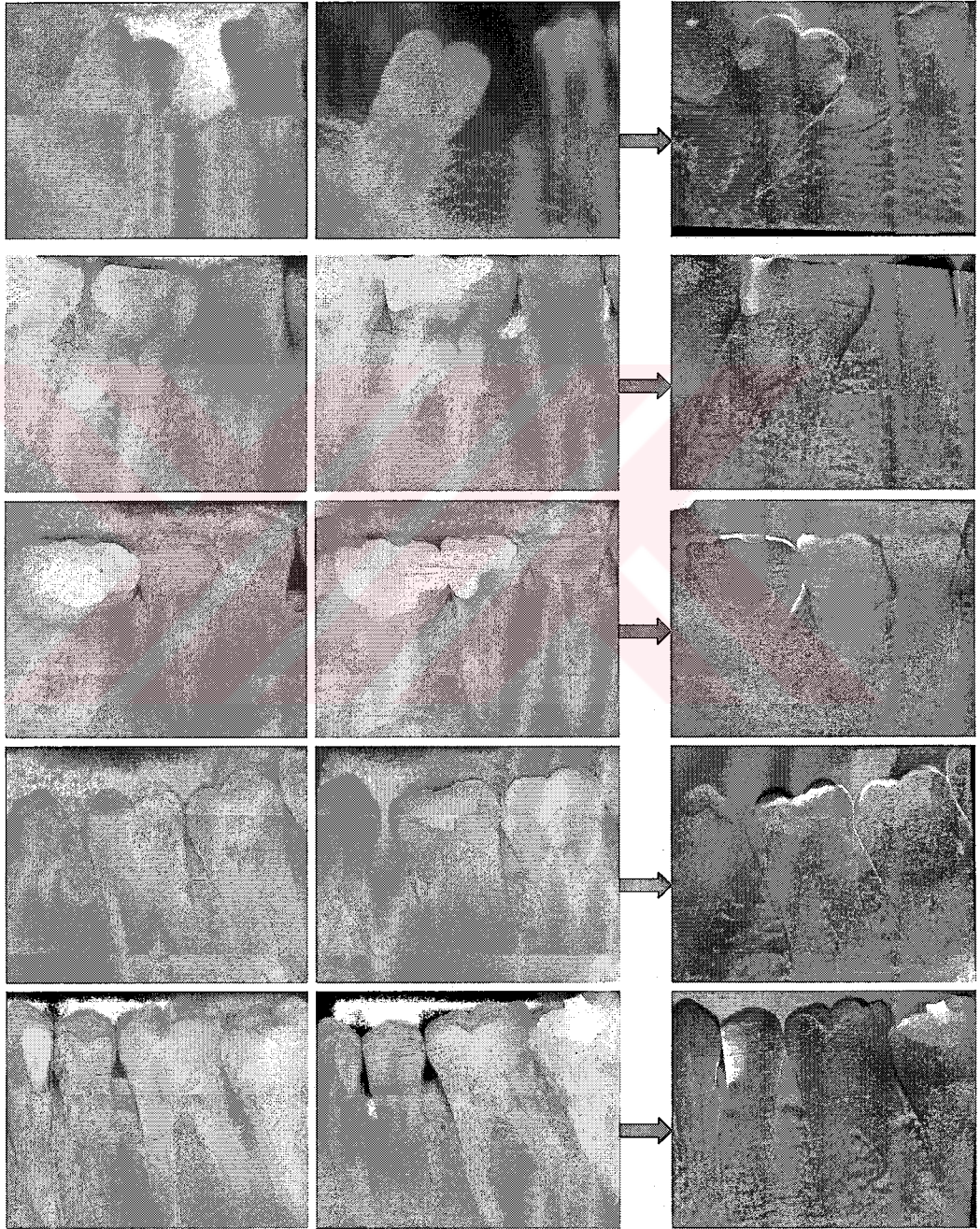
Geliştirdiğimiz programın *in vivo* koşullarda etkinliğini değerlendirmek üzere Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Oral Diagnoz ve Radyoloji kliniğine çeşitli dental yakınmalarla başvuran, çalışmaya katılmayı kabul eden ve 5 farklı hasta grubunu oluşturan bireylerden dental tedavi öncesi ve tedavi sonrasında olmak üzere toplam 160 radyografik görüntü elde edildi.

1) *Restoratif tedavi uygulanan hasta grubu*

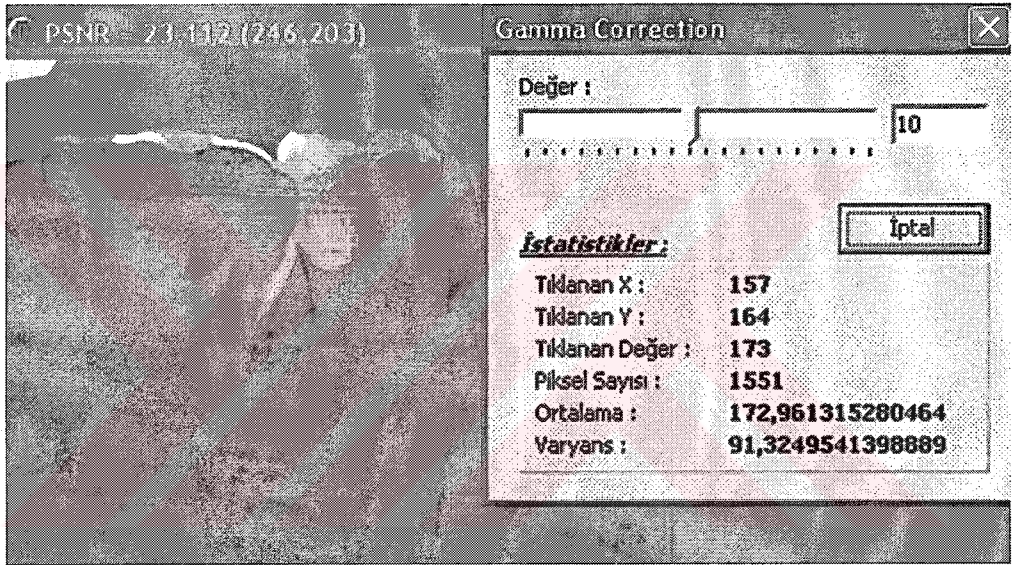
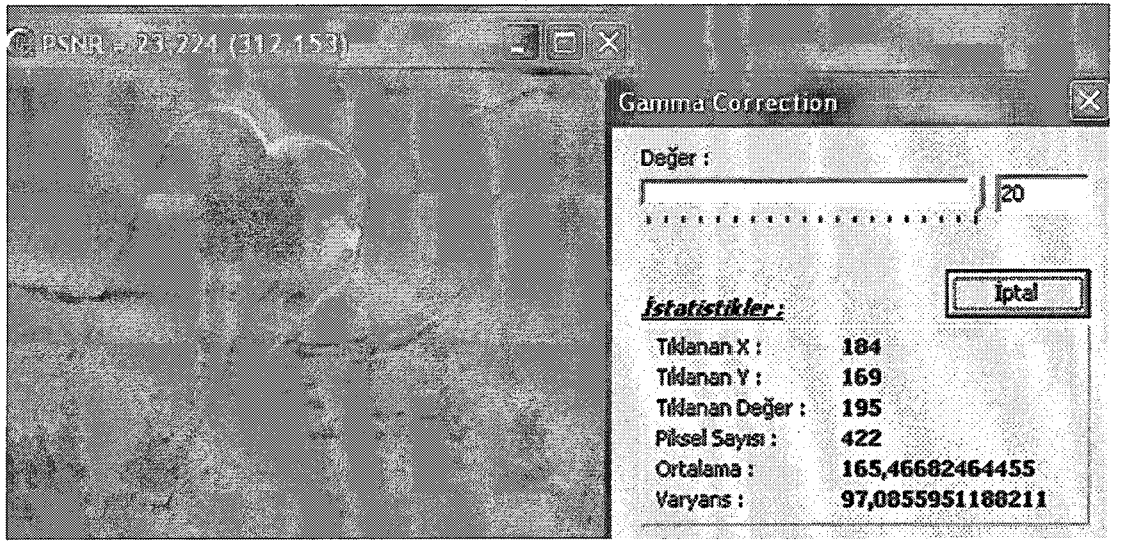
Yaşları 12-54 arasında değişen ve restoratif tedavi endikasyonu konan 20 hasta bu grubu oluşturdu. Arayüz çürüğü bulunan 10 posterior ve 3 anterior diş grubu, oklüzal çürük bulunan 5 posterior diş grubu ve hijyenik olmayan restorasyonu olan 1 anterior ve 6 posterior diş grubundan oluşan hastalara Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı Konservatif Diş Tedavisi Bilim Dalı'nda yapılan restorasyonlar öncesi ve sonrasında filmler elde edildi. Böylece, bu grupta 20 başlangıç ve 20 izleme görüntüsü olmak üzere toplam 40 film kullanıldı.

Röntgen filmleri yalnızca standart film tutucu (Dentsply, Rinn.mpl XCP, posterior holder, anterior holder, Weybridge, İngiltere) kullanılarak paralel teknik ile elde edildi. Radyografik ışınlama işlemlerinde Trophy Radiologie, 77437 (Croissy-Beabourg, Fransa) röntgen cihazı ve E hızında (Ceadent Size 2, 31 x 41mm, Strängnäs, İsveç) periapikal filmler kullanıldı. Işınlamalar 8 mA, 65 kVp ve 0,40 sn de, 20 cm lik uzun kon ile yapıldı. Banyo işlemlerinde otomatik film banyosu (Dürr Dental XR 24Pro, Beitigheim, Almanya), (Hacettepe Defiks, Super Developer, Super Fixer) kullanıldı. Elde edilen periapikal filmler daha önce anlatılan görüntü tarayıcısı kullanılarak 600 dpi çözünürlükte dijitize edildikten sonra, Adobe Photoshop 8.0 CE programında açılarak 256 grilik derecesinde 330x260 piksel boyutlarına dönüştürüldü ve Bitmap (Bmp) dosyası olarak bilgisayara kaydedildi.

Yeni geliştirilen yazılım kullanılarak, daha önce *in vitro* ve *in vivo* bölümlerde olduğu gibi birinci ve ikinci dijital görüntülerin geometrik rekonstrüksiyonu ve kontrast düzeltmeleri otomatik olarak gerçekleştirildi. Görüntülerin birbiri üzerine eşleştirilmesinden sonra, fark görüntüleri elde edildi ve farklılık gösteren alanların sayısal analizleri yapıldı (Resim 25 a, b).



Resim 25a: Restoratif tedavi öncesi ve sonrasında alınan röntgen filmleri ile fark görüntüleri.

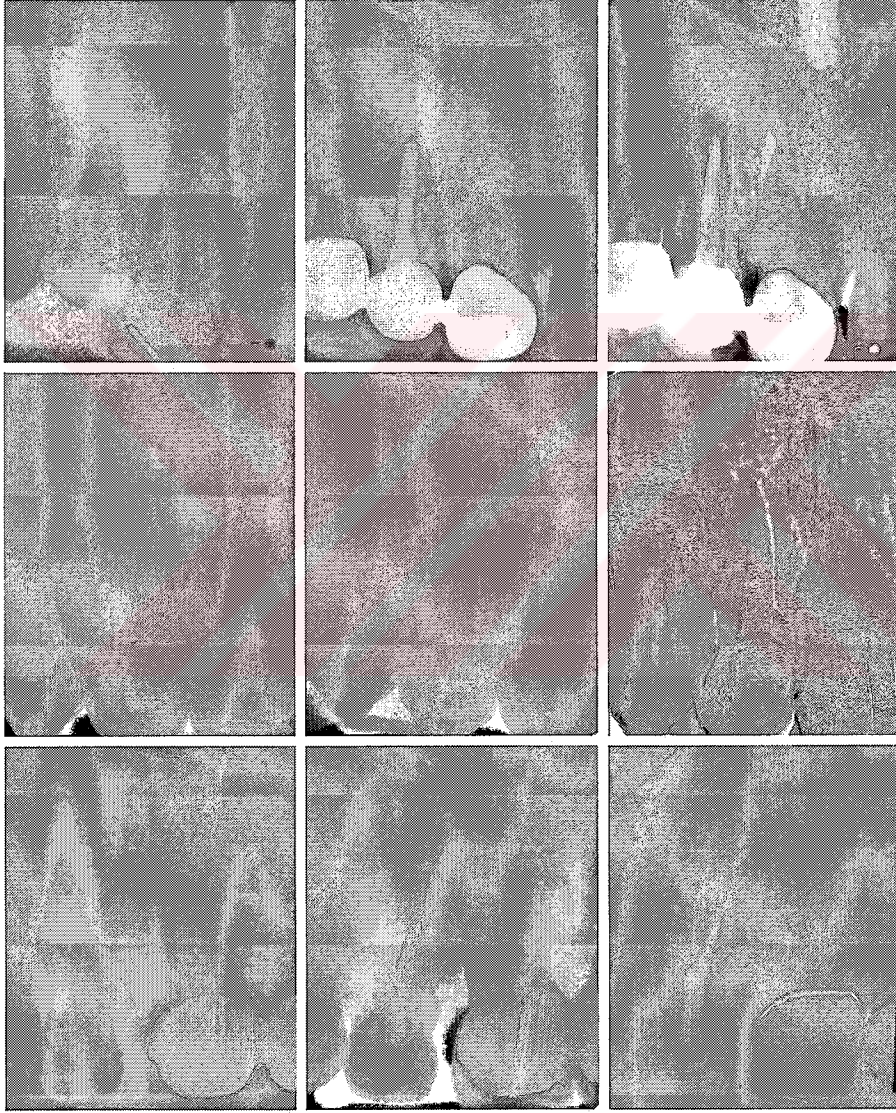


Resim 25b: Fark görüntüsü üzerinde yapılan sayısal analizler ve sonuçları.

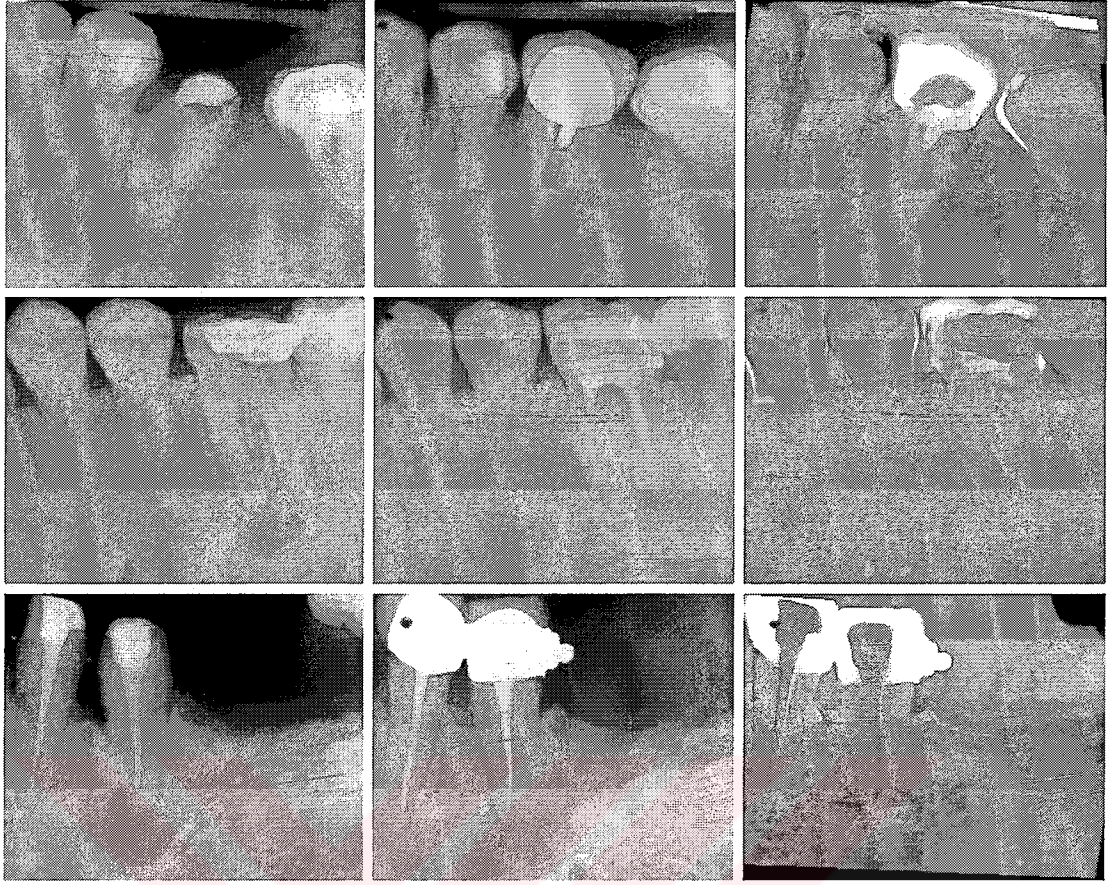
2) Endodontik tedavi uygulanan hasta grubu

Bu grup, yaşları 17-57 arasında değişen ve endodontik tedavi endikasyonu konan 15 hastanın kronik apikal periodontitisli 7 anterior ve 8 posterior dişinden oluştu. Hastalara aynı fakültenin Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı Endodonti Bilim Dalı'nda endodontik tedavi uygulanmadan önce yukarıda söz edilen işlemler uygulanarak periapikal röntgen filmleri elde edildi. Kontrol filmleri ise tedavinin tamamlanmasını izleyen ilk 6 -13 aylık süre içinde alındı ve böylece 15 başlangıç ve

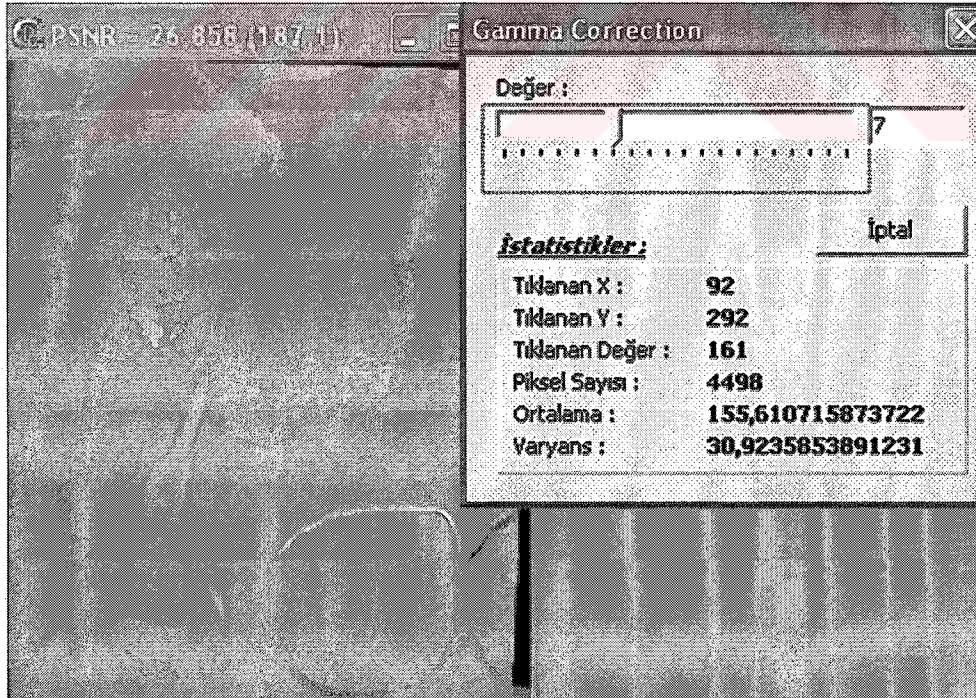
15 izleme görüntüsü olmak üzere toplam 30 film kullanıldı. Yeni geliştirilen yazılım kullanılarak, daha önce *in vitro* ve *in vivo* bölümlerde olduğu gibi birinci ve ikinci dijital görüntülerin geometrik rekonstrüksiyonu ve kontrast düzeltmeleri otomatik olarak gerçekleştirildi. Görüntülerin birbiri üzerine eşleştirilmesinden sonra, fark görüntüleri elde edildi ve farklılık gösteren alanların sayısal analizleri yapıldı (Resim 26 a, b).



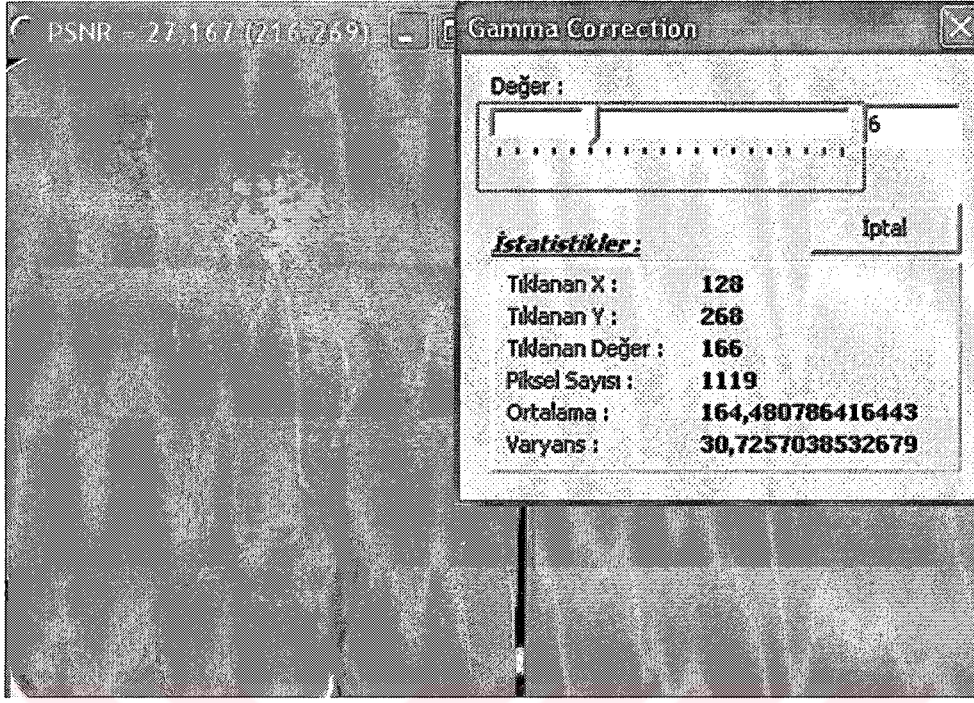
Resim 26a: Endodontik tedavi öncesi ve sonrasında alınan röntgen filmleri ile fark görüntüleri.



Resim 26a: Endodontik tedavi öncesi ve sonrasında alınan röntgen filmleri ile fark görüntüleri.



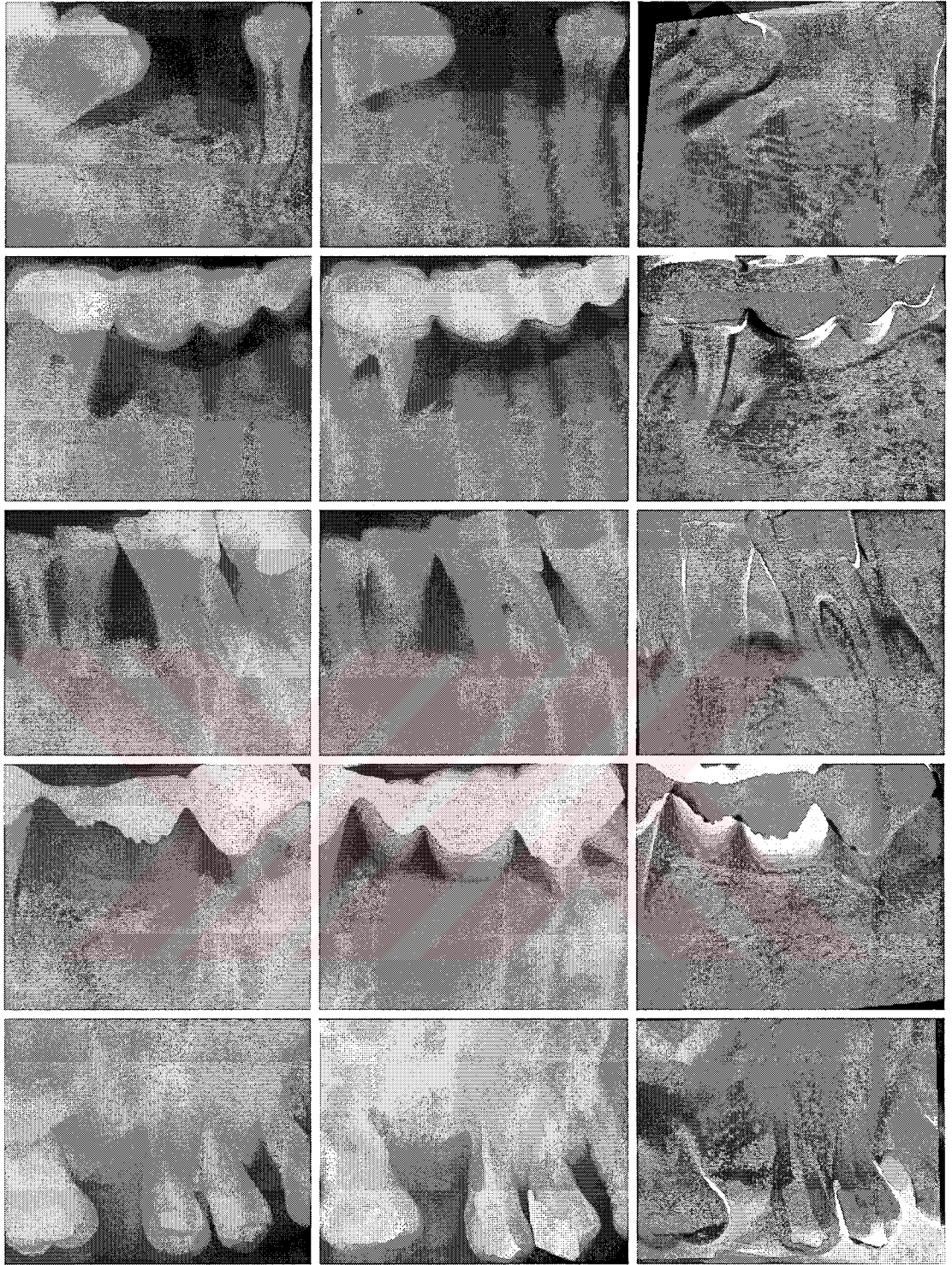
Resim 26b: Fark görüntüsü üzerinde yapılan sayısal analizler ve sonuçları.



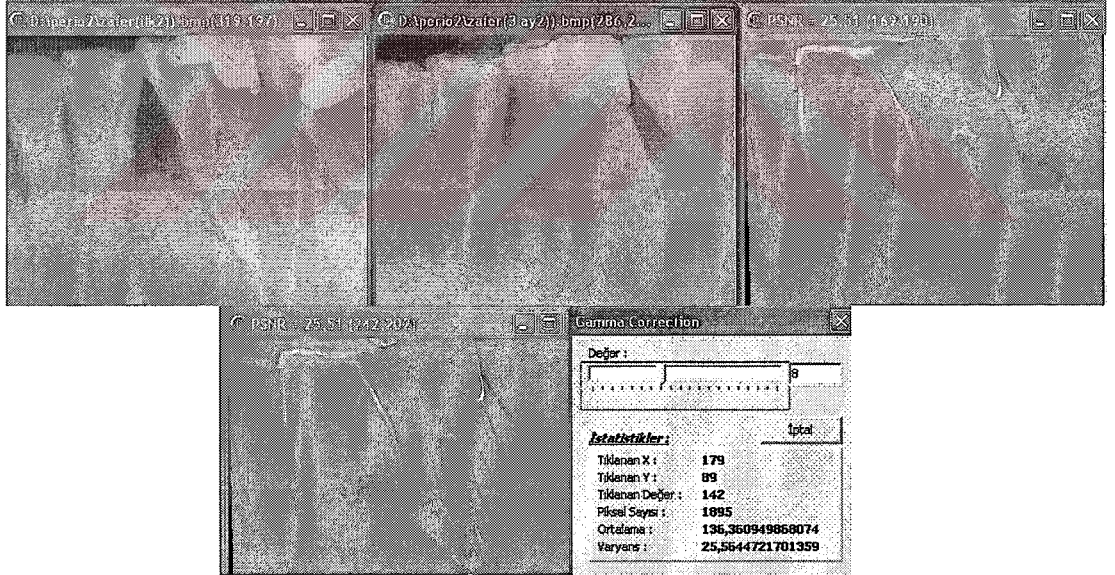
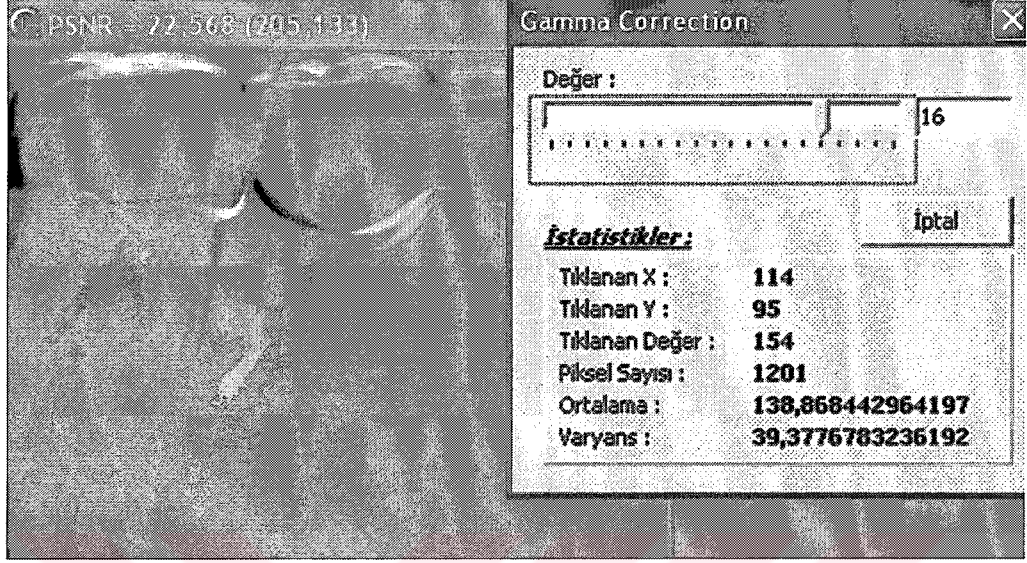
Resim 26b: Fark görüntüsü üzerinde yapılan sayısal analizler ve sonuçları.

3) Periodontal tedavi uygulanan hasta grubu

Yaşları 32-54 arasında değişen ve periodontal tedavi endikasyonu konan 15 hastadan tedavi öncesi ve sonrası periapikal röntgen filmleri elde edildi. Kemik içi defekti olan 15 posterior diş grubundan oluşan hastalara aynı fakültenin Periodontoloji Anabilimdalı'nda kalsiyum sülfat (CaSO_4) membran uygulama amacıyla yapılan periodontal cerrahi öncesinde ve sonrasında filmler alındı. Kontrol filmleri operasyon sonrasındaki ilk 3 ve 6 aylık süre içinde elde edildi. Böylece, bu grupta 15 başlangıç ve 15 izleme görüntüsü olmak üzere toplam 30 film kullanıldı. Yeni geliştirilen yazılım kullanılarak, daha önce *in vitro* ve *in vivo* bölümlerde olduğu gibi birinci ve ikinci dijital görüntülerin geometrik rekonstrüksiyonu ve kontrast düzeltmeleri otomatik olarak gerçekleştirildi. Görüntülerin birbiri üzerine eşleştirilmesinden sonra, fark görüntüler elde edildi ve farklılık gösteren alanların sayısal analizleri yapıldı (Resim 27 a, b).



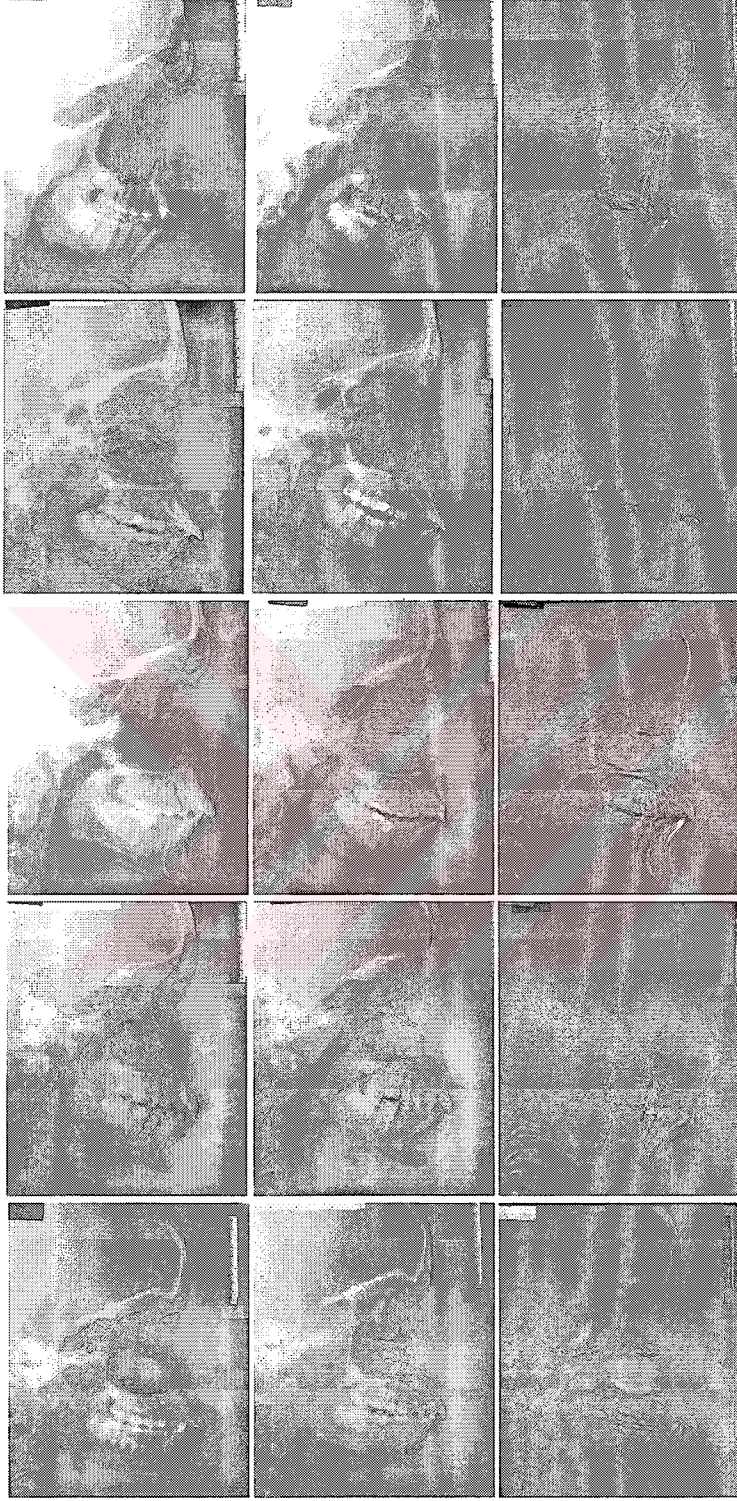
Resim 27a: Periodontal tedavi öncesi ve sonrasında alınan röntgen filmleri ile fark görüntüleri.



Resim 27b: Fark görüntüsü üzerinde yapılan sayısal analizler ve sonuçları.

4) Ortodontik tedavi uygulanan hasta grubu

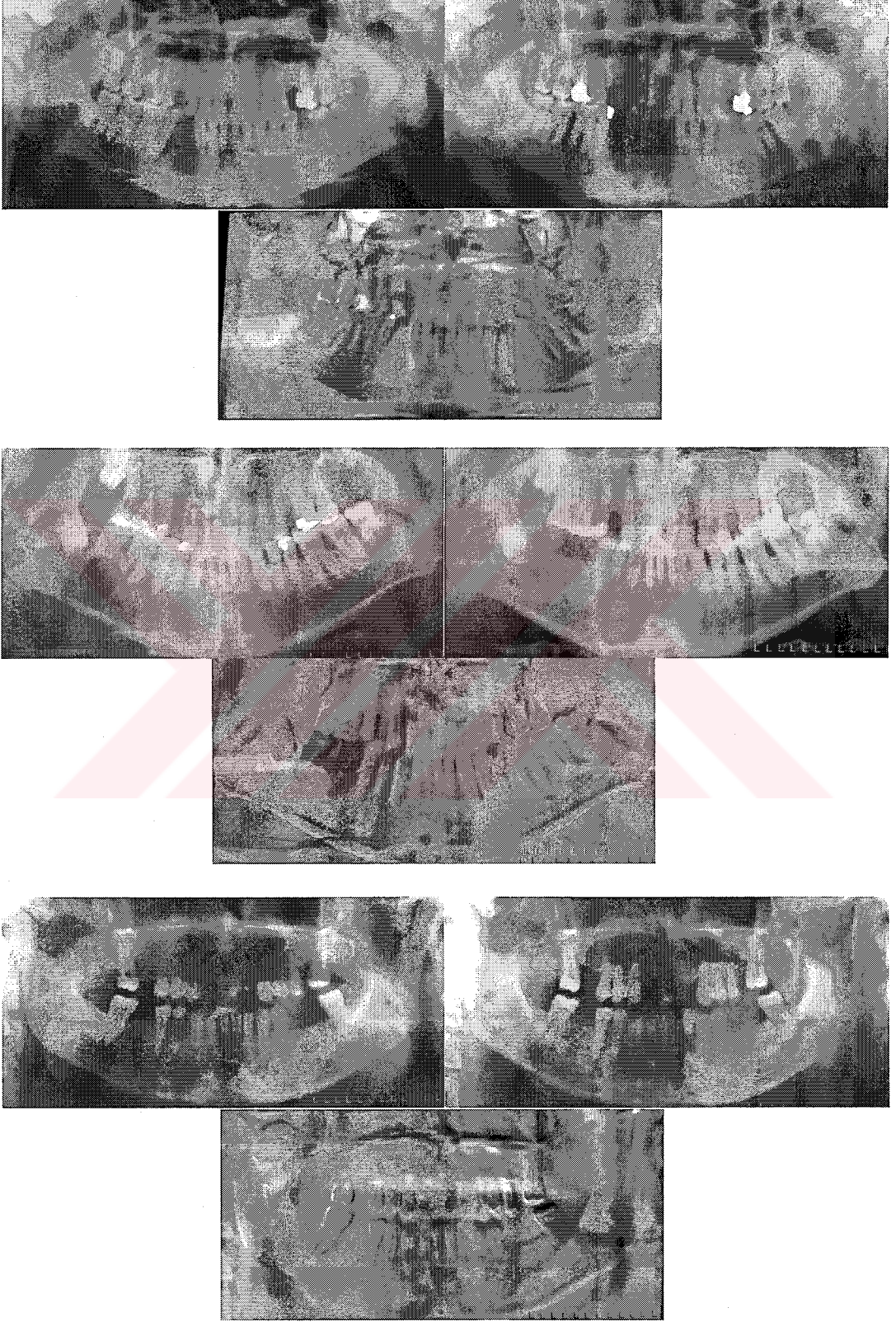
Sınıf II, Divizyon 1 maloklüzyonu olan ve ortodontik tedavi endikasyonu konan 11-15 yaşları arasındaki 20 hastanın tedavi öncesi ve sonrasında sefalometrik filmleri Orthopantomograph® OC100 marka ortopantomografi cihazı (Instrumentarium Imaging, 76632, Finlandiya), 70 kVp, 12 mA akımda çalıştırılarak ve 18x24 cm boyutlarında Lanex Medium Screen (Kodak) marka film kasedi ve Mediphot X-O/RP (Medical X-Ray film, Colenta, Avusturya) marka filmler kullanılarak elde edildi. Işınlama süresi 0,40 saniye, cihazın total filtrasyonu ise 2,5 mm Al kalınlığına eşdeğerdi. Banyo işlemleri 28°C sıcaklıktaki taze solüsyonlar (Hacettepe Defiks, Ankara) ile Velopex Extra-X (Medivance Instruments, X/41348, İngiltere) marka otomatik film banyosu kullanılarak 5 dakika 15 saniyede tamamlandı. Hastaların kontrol filmleri ise, aynı fakültenin Ortodonti Anabilimdalı'nda sabit fonksiyonel apareyle ortodontik tedavi uygulanmasından sonraki 6-9 aylık süre içinde, yukarıda söz edilen yöntemler kullanılarak elde edildi. Tedavi öncesinde ve sonrasında alınan toplam 40 sefalometrik film aynı görüntü tarayıcısı ile 300 dpi çözünürlükte dijitize edildi. Görüntüler Adobe Photoshop 8.0 CE programında açılarak 256 grilik derecesinde 2540x3250 piksel boyutlarına dönüştürüldü ve Bmp dosyası olarak bilgisayara kaydedildi. Yeni geliştirilen yazılım kullanılarak fark görüntüleri elde edildi (Resim 28).



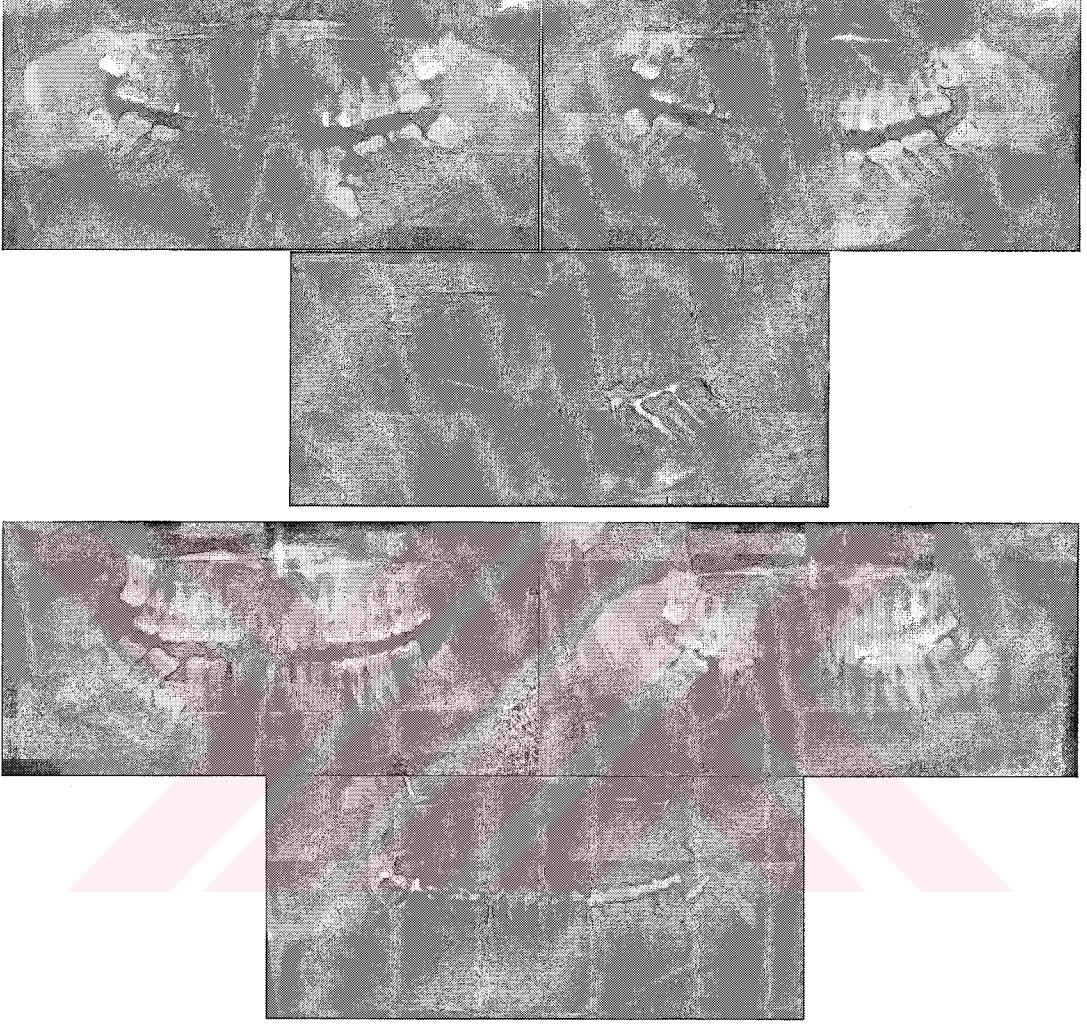
Resim 28: Ortodontik tedavi öncesi ve sonrasında alınan röntgen filmleri ile fark görüntüleri.

5) Cerrahi işlem uygulanan hasta grubu

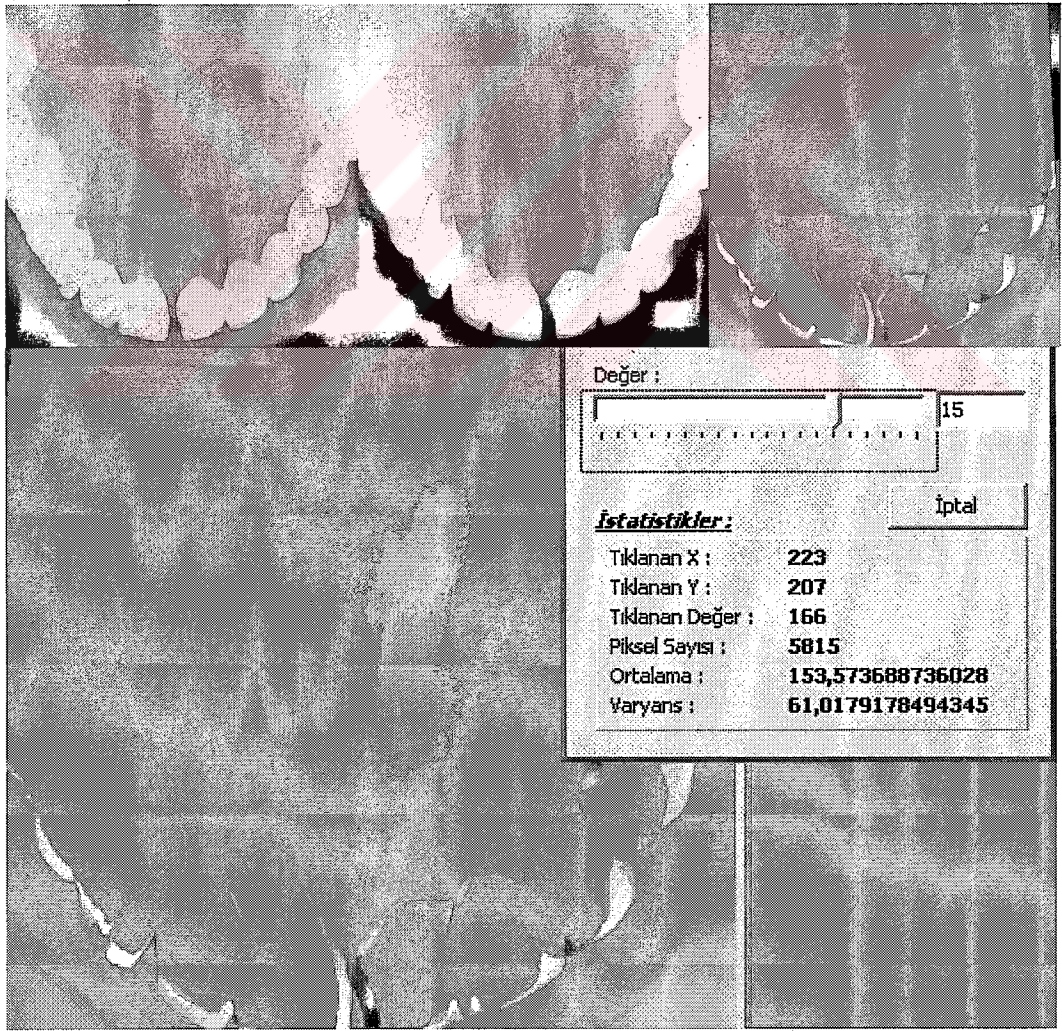
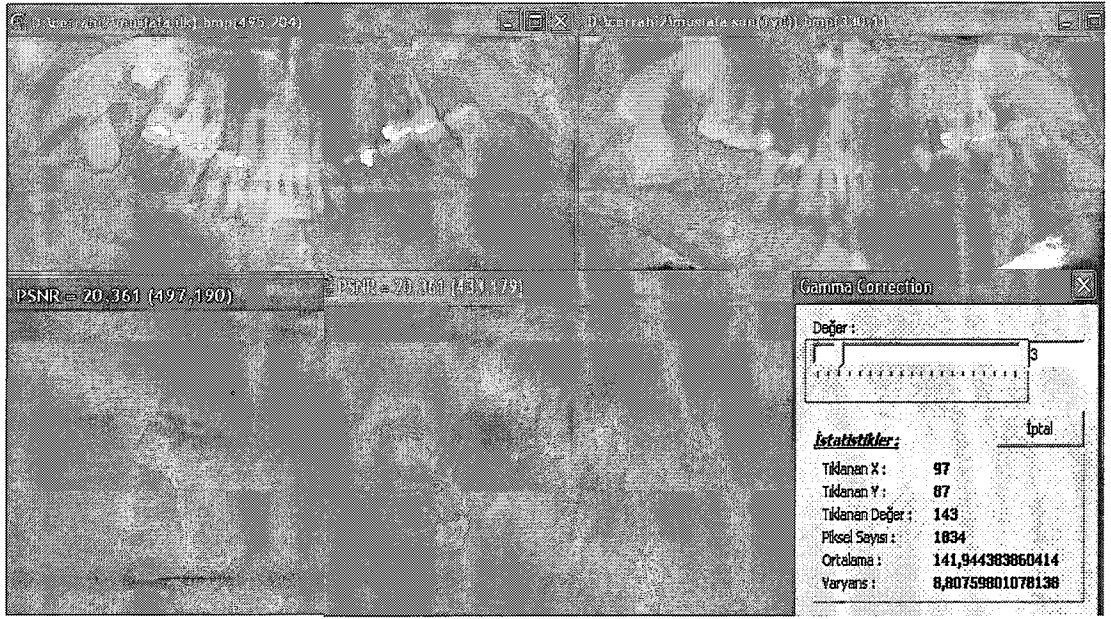
Yaşları 17-56 arasında değişen 10 hastanın 3 tanesi rezidüel kist, 2 tanesi radiküler kist, 2 tanesi gömük diş ve 3 tanesi ise gömük diş ile ilişkili olan dentijeröz kist tanısı ile Ağız Diş ve Çene Hastalıkları Cerrahisi Anabilimdalı'na sevk edildi. Cerrahi operasyon öncesinde panoramik filmleri Orthopantomograph® OP100 marka ortopantomografi cihazı (Instrumentarium Imaging, 76632, Finlandiya) 70 kVp, 16 mA akımda çalıştırılarak ve 15x30 cm boyutlarında Lanex Medium Screen (Kodak) marka film kasedi ve Ceadent DG (SE-64523, Strängnäs, İsveç) marka filmler kullanılarak elde edildi. Işınlama süresi 17,6 saniye, cihazın total filtrasyonu ise 2,5 mm Al kalınlığına eşdeğeri. Banyo işlemleri 28°C sıcaklıktaki taze solüsyonlar (Hacettepe Defiks, Ankara) ile Velopex Extra-X (Medivance Instruments, X/41348, İngiltere) marka otomatik film banyosu kullanılarak 5 dakika 15 saniyede tamamlandı. Bu gruptaki bir radiküler kist hastasından panoramik röntgen filmine ek olarak okluzal film de elde edildi. Ağız Diş ve Çene Hastalıkları Cerrahisi Anabilimdalı'nda kistektomi/kistostomi uygulanan hastaların kontrol filmleri operasyon sonrasındaki 6-12-24 aylık süre içinde elde edildi. Böylece cerrahi işlem öncesi ve kontrol dönemi sonrasında 10 başlangıç ve 10 izleme görüntüsü olmak üzere toplam 20 film kullanıldı. Elde edilen panoramik ve okluzal filmler görüntü tarayıcısı ile 300 dpi çözünürlükte dijitize edildi. Görüntüler Adobe Photoshop 8.0 CE programında açılarak 256 grilik derecesinde 2650x1250 piksel boyutlarına dönüştürüldü ve Bmp dosyası olarak bilgisayara kaydedildi. Yeni geliştirilen yazılım kullanılarak, önceki bölümlerde olduğu gibi görüntülerin geometrik rekonstrüksiyonu ve kontrast düzeltmeleri otomatik olarak gerçekleştirildi. Görüntülerin birbiri üzerine eşleştirilmesinden sonra, fark görüntüler elde edildi ve farklılık gösteren alanların sayısal analizleri yapıldı (Resim 29 a, b).



Resim 29a : Cerrahi işlem öncesi ve sonrasında alınan röntgen filmleri ile fark görüntüleri.



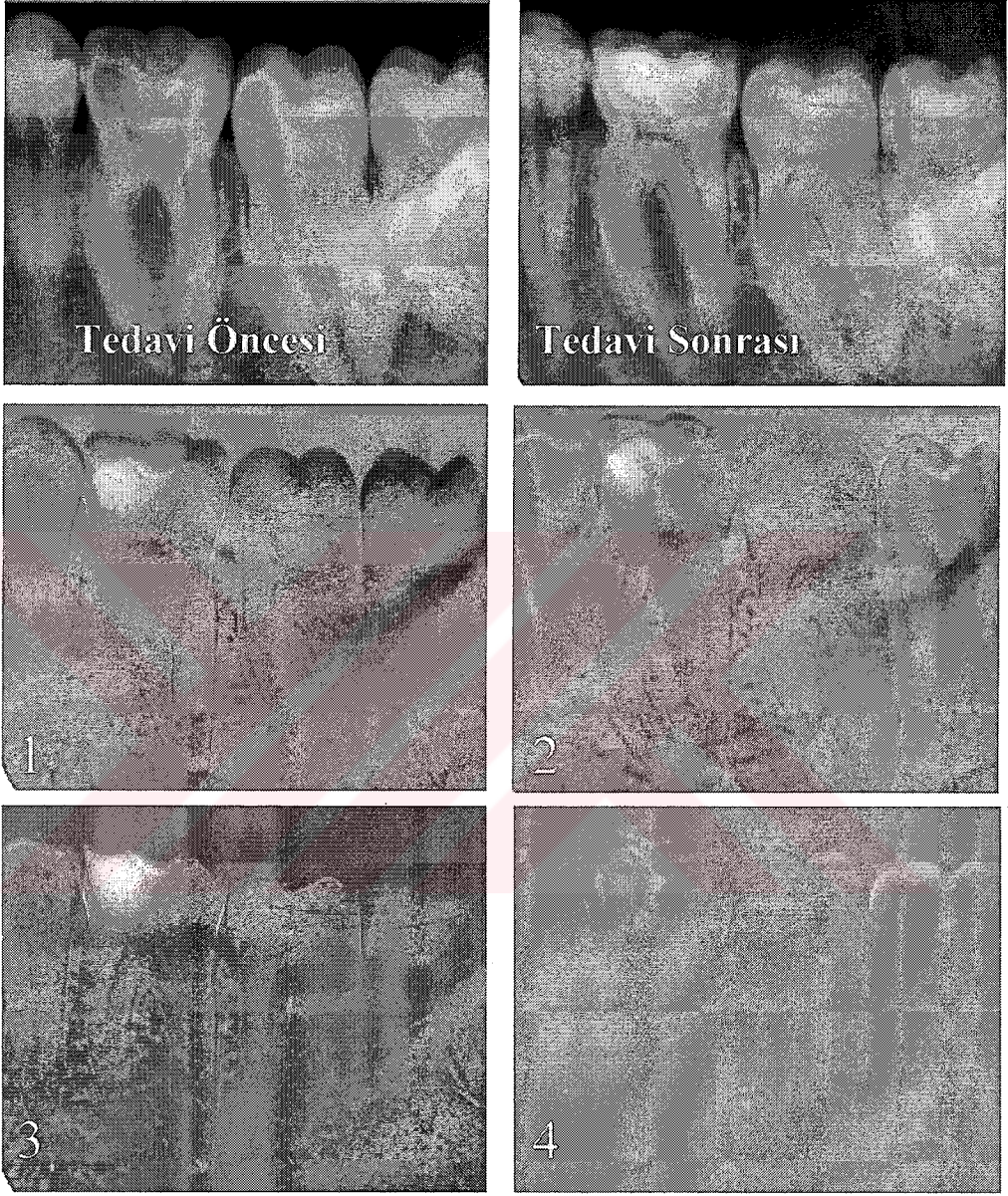
Resim 29a : Cerrahi işlem öncesi ve sonrasında alınan röntgen filmleri ile fark görüntüleri.



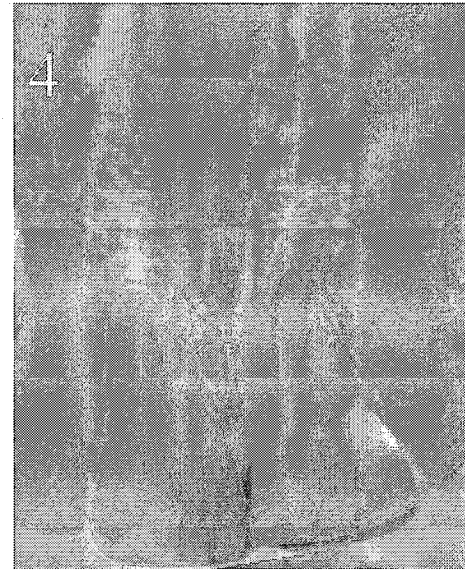
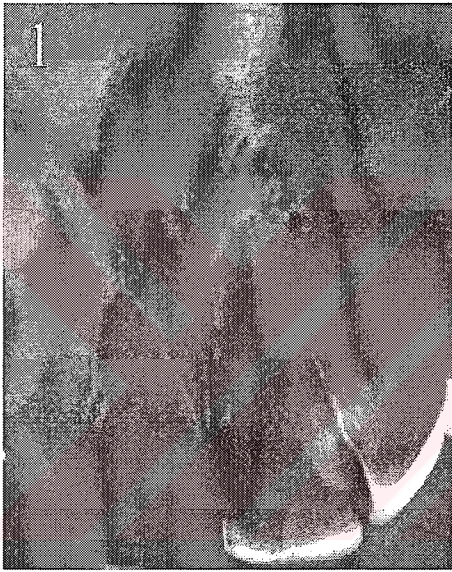
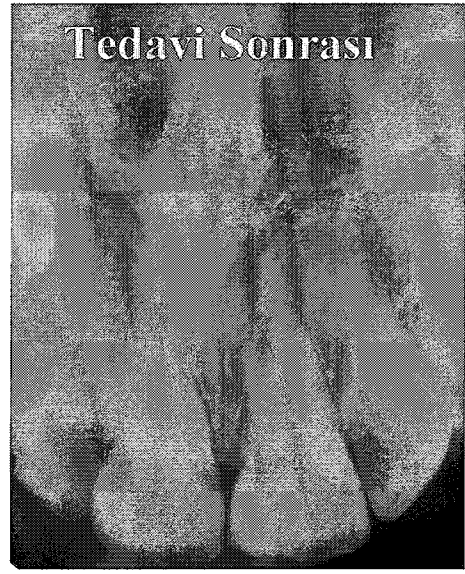
Resim 29b: Fark görüntüsü üzerinde yapılan sayısal analizler ve sonuçları.

2.8. Programın diğerk görüntü işleme programları ile karşılaştırılması

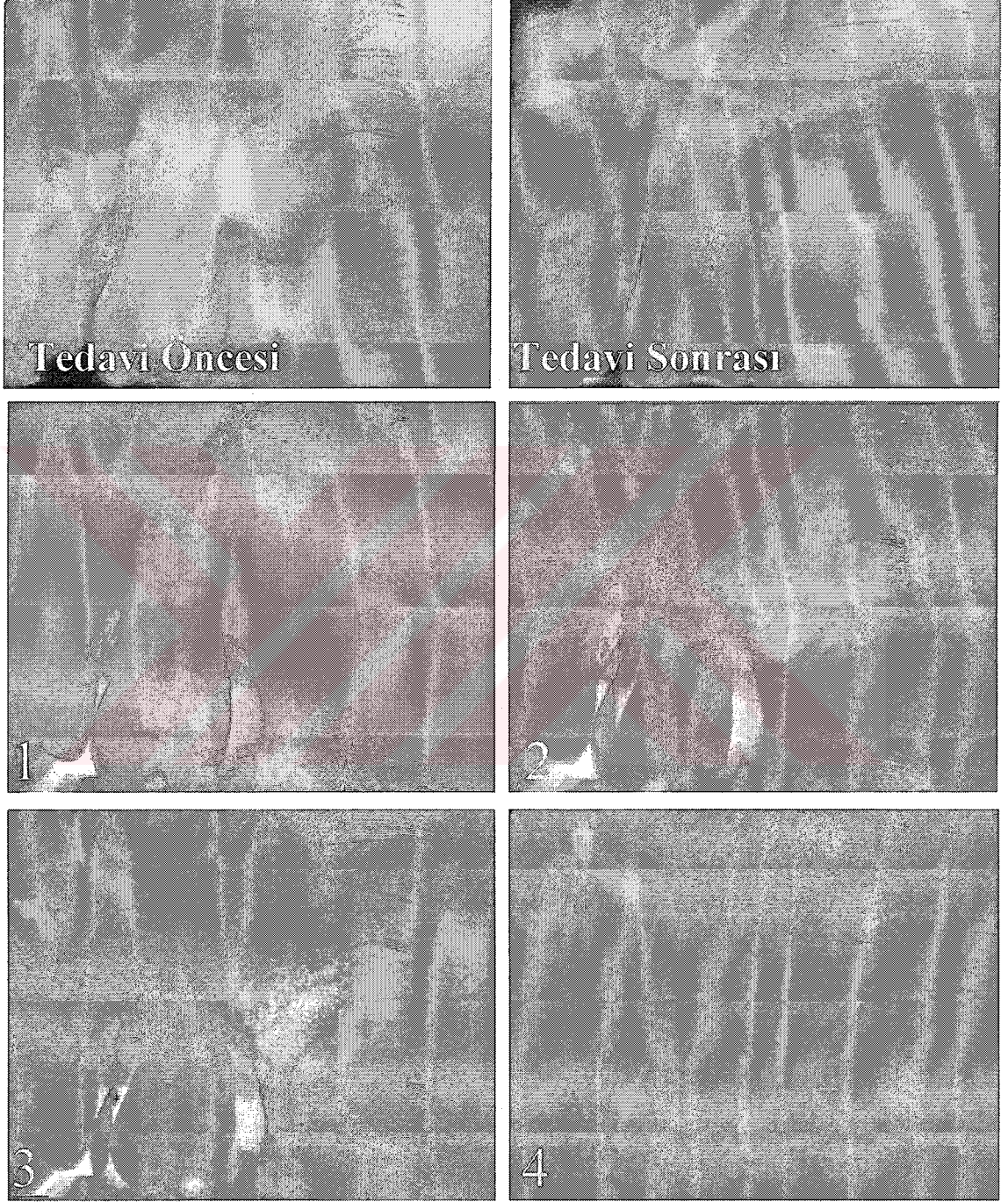
Geliştirilen programının performansını günümüzde yaygın olarak kullanılan 3 görüntü işleme programı ile karşılaştırmak amacıyla 4 restoratif tedavi, 5 endodontik tedavi ve 1 cerrahi işlem uygulanmış 10 farklı hastanın tedavi öncesi ve tedavi sonrası periapikal filmleri yukarıda anlatılan şekilde elde edilerek dijital formatta kaydedildi. Elde edilen görüntü çiftleri, yeni geliştirilen program, Emago[®], (Oral Diagnostic Systems,c/o Dept. Oral Radiology/ACTA, Amsterdam, Hollanda), Photoshop 8.0 (Adobe Inc. San Jose, CA, ABD) ve Paintshop[™] Pro[®] 9 (Jasc Software, Inc., MN, ABD) olmak üzere 4 farklı bilgisayar programlarında aynı kullanıcı tarafından açıldı. Daha sonra, bu programların “çıkarma” fonksiyonları kullanılarak toplam 40 fark görüntüsü elde edildi. Her hastanın tedavi öncesi ve tedavi sonrası görüntüleri ile 4 farklı programda elde edilen fark görüntüleri 10 slayt olarak kaydedildi (Microsoft[®] PowerPoint[®] 2000, Microsoft Corp., İstanbul, Türkiye). Programların performanslarının değerlendirilmesi için kör çalışma biçiminde planlanan bu araştırmanın içeriği hakkında bilgi verilen 7 oral radyolog ve 3 endodontistten oluşan toplam 10 gözlemciye bu slayt gösterisi standart koşullarda ayrı ayrı sunulurken, programların fark görüntülerini oluşturmadaki etkinliklerini skorlamaları istendi. Bu işlem öncesinde, tedavi öncesi ve tedavi sonrası görüntülerdeki radyografik değişikliklerin izlenebilirliği ve fark görüntülerin görsel olarak kabul edilebilirlikleri (ör: başarılı bir DFR işlemi yapıldığını gösteren fark görüntüsünün homojen gri rengi) “değerlendirme kriterleri” olarak belirlendi (100) ve gözlemcilerin bu kriterleri göz önüne alarak değerlendirme yapmaları istendi (Resim 30-33).



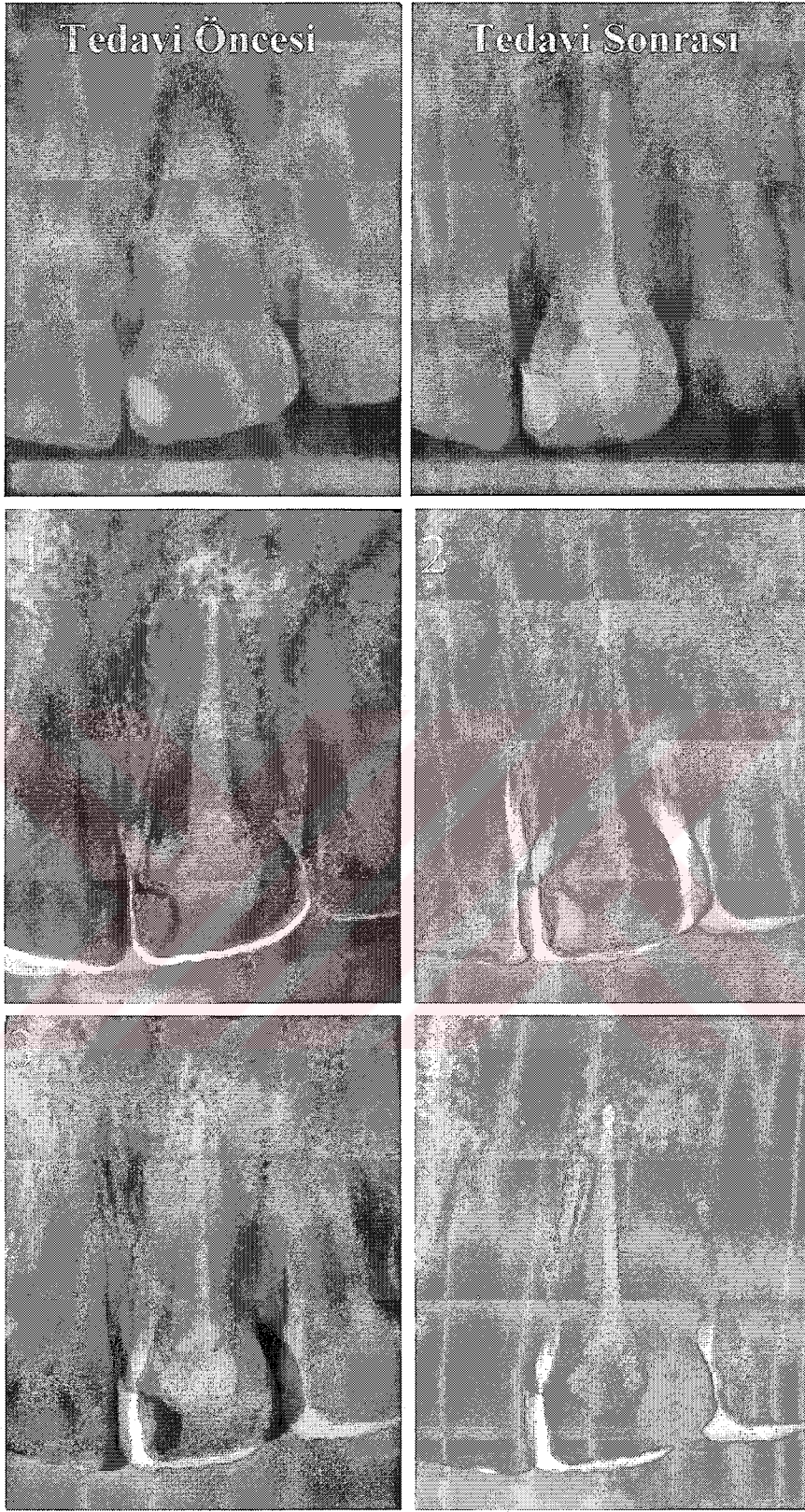
Resim 30: Tedavi öncesi ve sonrasında elde edilen röntgen filmleri ve 4 farklı bilgisayar programı kullanarak elde edilen fark görüntüleri (1: Emago, 2: Yeni yazılım, 3: Photoshop 8.0, 4: Paintshop Pro).



Resim 31: Tedavi öncesi ve sonrasında elde edilen röntgen filmleri ve 4 farklı bilgisayar programı kullanarak elde edilen fark görüntüleri (1: Photoshop 8.0, 2: Emago, 3: Paintshop Pro, 4: Yeni yazılım).



Resim 32: Cerrahi operasyon öncesi ve sonrasında elde edilen röntgen filmleri ve 4 farklı bilgisayar programı kullanarak elde edilen fark görüntüleri (1: Photoshop 8.0, 2: Emago, 3: Yeni yazılım, 4: Paintshop Pro).



Resim 33: Endodontik tedavi öncesi ve sonrasında elde edilen röntgen filmleri ve 4 farklı bilgisayar programı kullanarak elde edilen fark görüntüleri (1: Yeni yazılım, 2: Paintshop Pro, 3: Emago, 4: Photoshop 8.0).

Her slayttaki her bir programın performansının skorlanması amacıyla Visual Analog Skalası (VAS) kullanıldı. Gözlemci içi (intraobserver) tutarlılığı test etmek üzere, rastgele seçilen 3 gözlemciden aynı görüntüleri 1 hafta arayla tekrar değerlendirmeleri istendi ve elde edilen sonuçlar Cohen'in kappa değeri kullanılarak analiz edildi. Verilerin istatistiksel olarak analizinde, performans skorlarının değerlendirilmesi amacıyla varyans analizi (ANOVA), test gruplarının birbirleriyle karşılaştırılması amacıyla ise Tukey's HSD testi kullanıldı. Tüm analizlerde SPSS istatistiksel analiz programı (v10.0, Chicago, IL, ABD) kullanıldı ve tüm testlerde α 0,05 olarak kabul edildi.



3. BULGULAR

3.1. Açılendirma Farklılıklarının Değerlendirilmesi

Çalışmamız kapsamında geliştirilen yeni yazılım paketinin klinik uygulamalarda karşılaşılabilecek vertikal açılendirma farklılıklarını giderebilme etkinliği değerlendirildi. Bu amaçla, yukarıda anlatılan silikon düzenek ve mandibulanın kullanıldığı standart ışınlama parametrelerinde 0° vertikal tüp açısı verilerek elde edilen röntgen filmi “referans görüntü” olarak kullanıldı. Vertikal açının sırasıyla +10°, +15°, -10° ve -15° olarak değiştirildiği filmler ise “test görüntüleri” olarak kullanıldı. Yeni geliştirilen yazılım ve Emago® programları otomatik ve manuel modlarda çalıştırılarak her bir test görüntü referans görüntüden çıkarıldı ve böylece toplam 16 adet fark görüntüsü elde edildi. Çalışmanın içeriği hakkında bilgi verilen 10 uzmanın (5 radyolog, 2 periodontolog, 2 endodontist ve 1 cerrah) elde edilen sonuç fark görüntülerini standart şartlar altında değerlendirmeleri, bu işlem sırasında fark görüntülerin görsel olarak kabul edilebilirliklerini (ör: başarılı bir DFR işlemi yapıldığını gösteren fark görüntüsünün homojen gri rengi) göz önüne alarak değerlendirme yapmaları istendi ve programların etkinlikleri 3 puanlık bir skala üzerinden skorlandı (Tablo 1).

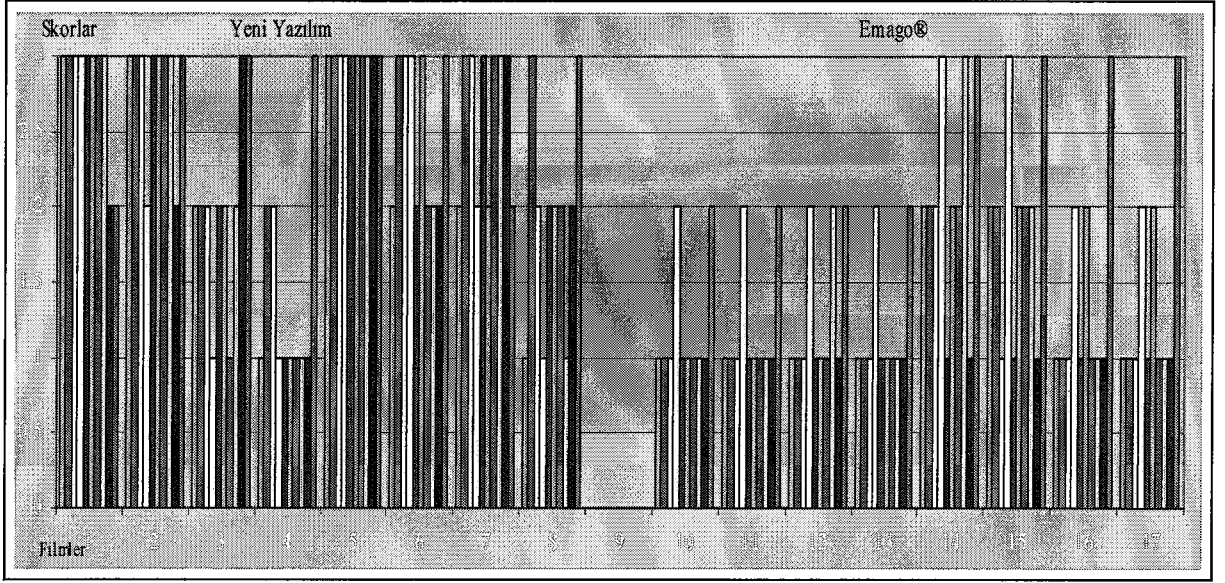
Gözlemciler	YENİ YAZILIM								EMAGO®							
1	3	3	2	1	3	2	2	1	1	1	1	1	2	2	1	1
2	3	3	2	2	3	3	3	3	1	1	1	1	2	2	1	1
3	3	3	2	2	3	3	3	2	1	1	1	1	2	1	1	1
4	3	2	1	1	3	3	2	1	2	2	2	2	3	3	2	2
5	3	3	2	1	3	2	3	2	1	1	1	1	1	1	1	1
6	3	3	2	1	3	3	2	2	1	1	1	1	2	2	2	2
7	3	3	1	1	3	2	3	2	1	1	1	1	2	2	1	1
8	3	3	2	1	3	2	3	1	1	1	2	1	3	2	1	1
9	2	2	3	1	3	2	3	2	1	1	1	1	1	1	1	1
10	2	3	3	3	3	3	2	3	2	2	2	2	3	3	3	3
Toplam	28	28	20	14	30	25	26	19	12	12	13	12	21	19	14	14

Tablo 1: Fark görüntülerinin gözlemciler tarafından 3 puanlık skala ile değerlendirilmesi sonucunda yeni yazılım ve Emago®'nun aldıkları puan tablosu (1: Kötü, 2: İyi, 3: Çok iyi).

Verilerin istatistiksel olarak analizinde gözlemciler arasındaki uyumu belirlemek amacıyla Cohen'in kappa değeri (κ), gruplar arasındaki farkın değerlendirilmesi amacıyla ise t testi kullanıldı ve tüm testlerde α 0,05 olarak kabul edildi.

Yapılan istatistiksel değerlendirmeler sonucunda kappa değeri 0,530 olarak belirlendi ve bu sonuç gözlemciler arasındaki uyumun "iyi" düzeyde olduğunu gösterdi (16).

Genel olarak değerlendirildiğinde yeni yazılıma verilen puanların 2-3 arasında değiştiği, Emago® programının ise 1-2 arasında değişen puanlar aldığı görüldü (Grafik 1).



Grafik 1: Yeni yazılım ve Emago® ile elde edilen fark görüntülerinin 10 gözlemci tarafından 3 puanlık skala kullanılarak değerlendirilmesi sonucunda gözlenen skorlar.

Aşağıda sunulan tabloda da görüldüğü gibi; gözlemcilerin farklı vertikal açılırdırmalarda alınan test görüntülerinin referans görüntüden çıkarılması ile elde edilen fark görüntülerini değerlendirerek yaptıkları skrolama sonucunda yeni yazılımın toplam 190 puan aldığı, Emago® programının ise toplam 117 puan aldığı saptandı ve aradaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu görüldü

($t=3,96$, $p=0,001$).

<i>Programlar</i>	Otomatik				Manuel				Toplam
	+10°	+15°	-10°	-15°	+10°	+15°	-10°	-15°	
Yeni Yazılım	28	20	30	26	28	14	25	19	190
Emago®	12	13	21	14	12	12	19	14	117

Tablo 2: Yeni yazılım ve Emago® kullanılarak farklı vertikal açılırdırmaya sahip test görüntülerinin referans görüntüden çıkarılarak elde edildiği fark görüntülerinin skrolama sonrasında aldıkları toplam puanlar.

Yeni yazılım, -10° vertikal açılındırmaya sahip test görüntüsü ile referans görüntüsü arasındaki farkın otomatik olarak elde edildiği durumda toplam 30 puanla tüm değerlendirmeler arasında en yüksek puanı aldı. Bunu yine yeni yazılımın otomatik ve manuel modu ayrı ayrı kullanılarak $+10^{\circ}$ vertikal açılındırmaya sahip test görüntüsünün referans görüntüden çıkarılmasıyla elde edilen ve 28'er puan olarak değerlendirmeler arasında ikinci sırada bulunan fark görüntüleri izledi.

Emago[®] programının aldığı en yüksek puan ise, -10° vertikal açılındırmaya sahip test görüntüsü ile referans görüntüsü arasındaki farkın, programın otomatik modda çalıştırılarak elde edildiği durumda verilen toplam 21 puandı. Bunu 19 puanla -10° vertikal açılındırmaya sahip test görüntüsünün referans görüntüden manuel modda çıkarılması ile elde edilen fark görüntüsü ve 14 puanla -15° vertikal açılındırmaya sahip test görüntüsünün referans görüntüden otomatik mod kullanılarak çıkarılması ile elde edilen fark görüntüsü izledi (Tablo 2)

Yeni yazılım hem - hem de + vertikal açılındırmaya sahip görüntülerin işlenmesinde başarılı bulunurken, Emago[®] programı sadece - vertikal açılarda etkinlik gösterdi. Yeni yazılımın en yüksek puanları aldığı durumlar arasında otomatik olarak yapılan çıkarma işlemleri çoğunlukta, Emago[®] programının en yüksek puan aldığı durumların otomatik ve manuel işlemler arasında paylaşılmış olduğu izlendi.

Horizontal açı değişikliklerinin program tarafından düzeltilebilirliğini kontrol etmek amacıyla vertikal açı değişikliklerine benzer şekilde, ancak referans görüntüsünden sonra horizontal açı mezyal taraftan 10° ve distal taraftan 10° değiştirilerek test filmleri elde edildi. Fark görüntüleri, yukarıda anlatılan kriterler göz önünde tutularak gözlemciler tarafından değerlendirildi; ancak deney yapılandırılmasına ait özellikler nedeniyle film sayısının azlığı istatistiksel analiz

yapılmasını engelledi. Bununla birlikte, yeni yazılım kullanıldığında elde edilen fark görüntülerinin daha homojen gri zemine sahip oldukları ve film eşleştirme işlemi sırasında algoritmanın yetersizliğinden kaynaklanan gölgelerin bulunmadığı gözlemciler tarafından bildirildi.

3.2. *In Vivo* Görüntülerde Kullanılacak Radyografik Yöntemi Belirlemek Üzere Direkt ve İndirekt Dijital Radyografi Yöntemlerinin Değerlendirilmesi

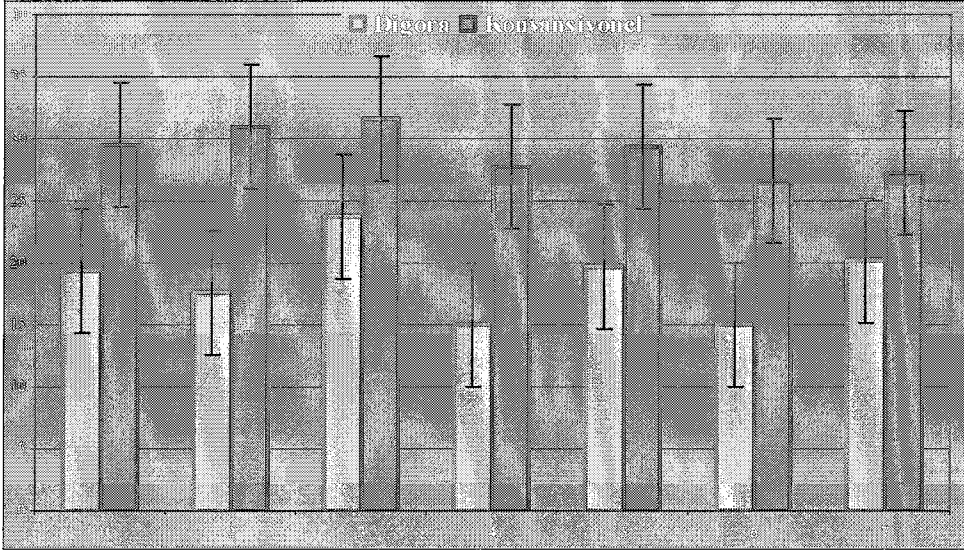
Çalışmamızın *in vivo* bölümüne geçmeden önce, bu bölümde kullanılacak röntgen filmlerinin elde edilmesinde direkt ve indirekt dijital radyografi tekniklerinden hangisinin kullanılacağı belirlenmesi amacıyla, iki yöntemin başarısı *in vitro* ortamda karşılaştırıldı ve sonuçlar gözlemciler tarafından değerlendirildi. Bu değerlendirme için daha önce anlatılan silikon düzenek ve mandibula üzerinde, standart parametrelerde ışınlanan 8 farklı fosfor plaka (35x45 mm, Soredex Orion Corporation, Finlandiya) ve 8 farklı periapikal film kullanılarak elde edilen iki grup görüntüden yararlanıldı. Direkt ve indirekt dijital radyografi teknikleri kullanılarak oluşturulan bu iki gruptaki filmlerden rastgele seçilen 7'şer çift görüntü geliştirdiğimiz yeni programa aktararak, otomatik moda fark görüntüler elde edildi. Fark görüntülerin elde edilmesi sırasında program tarafından otomatik olarak hesaplanan ve görüntünün kalitesini ifade eden PSNR değerleri kaydedildi. Bu değerlere göre; konvansiyonel yöntemle elde edilen ve görüntü tarayıcısı aracılığı ile dijitize edilen film çiftlerinden elde edilen fark görüntülerine ait PSNR değerlerinin, direkt dijital yöntemle (Digora) elde edilen görüntülerin fark görüntülerine ait PSNR değerlerinden anlamlı derecede daha yüksek olduğu saptandı (Tablo 3)

PSNR	
Digora	Konvansiyonel
19,43	29,51
17,64	30,9
23,77	31,61
15,07	27,71
19,64	29,42
15,07	26,61
20,09	27,18

Tablo 3: Direkt ve indirekt dijital yöntemlerle elde edilen film çiftlerinin fark görüntülerine ait PSNR değerleri.

PSNR değerleri Mann Whitney U testi kullanılarak istatistiksel olarak analiz edildi ve α değeri 0,05 olarak alındı.

Konvansiyonel yöntemle elde edilen ve görüntü tarayıcısı aracılığı ile dijitize edilen üçüncü film çiftinden elde edilen fark görüntüsüne ait en yüksek PSNR değeri 31,61 iken, aynı koşullarda fakat direkt dijital yöntemle (Digora) elde edilen üçüncü çift görüntülerin fark görüntüsüne ait en yüksek PSNR değerinin 23,77 olduğu görüldü. Başarılı bir fark görüntüsü için genel PSNR değerinin 20-40 arasında olması gerektiği düşünüldüğünde; indirekt dijital yöntem kullanılarak elde edilen röntgen film çiftlerinin fark görüntülerine ait tüm PSNR değerlerinin bu standartın oldukça üzerinde olduğu görüldü. Direkt dijital yöntem (Digora) kullanılarak elde edilen görüntülerin PSNR değerlerinin ise, yalnızca üçüncü ve yedinci görüntü çiftlerine ait fark görüntülerinde bu sınırı aşabildiği görüldü (Grafik 2). Bu gruptaki diğer PSNR değerlerinin Digora sensörlerinin sürekli kullanımına bağlı olarak meydana gelen yıpranma sebebiyle düşük olabileceği sonucuna varıldı. Dolayısıyla, *in vivo* koşullarda daha kaliteli fark görüntüleri elde edebilmek amacıyla indirekt dijital yöntemin kullanılmasına karar verildi.



Grafik 2: Konvansiyonel filmlerin kullanıldığı indirekt dijital yöntem ve fosfor plaka sisteminin kullanıldığı direkt dijital sistemle elde edilen filmlerin fark görüntülerine ait PSNR değerleri.

3.3. Geliştirilen Programın Üç Farklı Görüntü İşleme Programı ile Karşılaştırılması

Geliştirilen programının performansının üç farklı görüntü işleme programı ile karşılaştırılarak değerlendirilmesi amacıyla 10 farklı hastanın tedavi öncesi ve tedavi sonrasında daha önce anlatılan standart şartlarda elde edilen görüntü çiftleri kullanıldı. Aynı kullanıcı tarafından yeni geliştirilen program, Emago[®], (Oral Diagnostic Systems,c/o Dept. Oral Radiology/ACTA, Amsterdam, Hollanda), Photoshop 8.0 (Adobe Inc. San Jose, CA, ABD), Paintshop[™] Pro[®] 9 (Jasc Software, Inc., MN, ABD) olmak üzere 4 farklı bilgisayar programının “çıkarma” fonksiyonları kullanılarak fark görüntüler elde edildi. Her hasta için tedavi öncesi ve tedavi sonrası görüntüler ile 4 farklı bilgisayar programında elde edilen 4'er fark görüntüsünün kaydedildiği slayt gösterisi, çalışmanın içeriği hakkında bilgi verilen 10 gözlemcinin her birine standart koşullarda ve ayrı ayrı sunulularak fark görüntülerin başarı

derecelerinin skorlanması istendi. Bu işlem sırasında tedavi öncesi ve tedavi sonrası görüntülerdeki radyografik değişikliklerin izlenebilirliği ve fark görüntülerin görsel olarak kabul edilebilirlikleri (ör: başarılı bir DFR işlemi yapıldığını gösteren fark görüntüsünün homojen gri rengi) “değerlendirme kriterleri” olarak belirlendi (52) ve bu kriterler göz önüne alınarak değerlendirme yapıldı. Gözlemciler, her slayttaki her bir programın performansını skorlamak için Visual Analog Skalayı (VAS) kullandılar. Gözlemci içi tutarlılığı, diğer bir deyişle, gözlemcinin her seferinde aynı görüntüye aynı skoru verip vermediğini test etmek üzere, rastgele seçilen 3 gözlemci aynı görüntüleri 1 hafta arayla tekrar değerlendirdi ve sonuçların analizi kappaya değeri kullanılarak yapıldı. Verilerin istatistiksel olarak analizinde performans skorlarının değerlendirilmesi amacıyla varyans analizi (ANOVA), test grupları arasında karşılaştırma yapmak amacıyla ise Tukey’s HSD testi kullanıldı. Tüm analizler için SPSS istatistiksel analiz programı (v10.0, Chicago, IL, ABD) kullanıldı ve tüm testlerde α 0,05 olarak kabul edildi.

3 gözlemcinin birinci ve ikinci değerlendirmeleri Tablo 4’te gösterilmiştir. İstatistiksel analiz sonucunda bu üç gözlemcilerin tümü için kappaya değeri 0,554 olarak belirlendi ve bu sonuç, gözlemci içi uyumun “iyi” düzeyde olduğunu gösterdi. Sıralamalarda Emago® ve yeni yazılım ile Paintshop™ Pro® 9 ve Photoshop 8.0 programlarının bazen çok yakın değerlerle başa baş gittiği görüldü. Bu bulgu, gözlemcilerin programların performanslarını değerlendirmede, Emago® ve yeni yazılımdan oluşan bir grup ile Paintshop™ Pro® 9 ve Photoshop 8.0 programlarından oluşan diğer bir grup olmak üzere iki alt gruba ayrıldıklarını gösterdi.

Gözl.	Slayt 1	Slayt 2	Slayt 3	Slayt 4	Slayt 5	Slayt 6	Slayt 7	Slayt 8	Slayt 9	Slayt 10
1	2 1 4 3	4 1 3 2	3 2 1 4	2 4 3 1	3 1 2 4	3 2 4 1	4 3 1 2	1 2 3 4	3 1 2 4	2 4 3 1
1*	2 1 4 3	4 1 3 2	2 3 1 4	4 2 3 1	3 1 2 4	2 3 4 1	4 3 1 2	2 1 3 4	1 3 2 4	4 2 3 1
3	2 1 3 4	1 4 2 3	3 2 4 1	4 2 1 3	1 3 4 2	3 2 4 1	4 3 1 2	2 1 4 3	1 3 2 4	4 2 1 3
3*	2 1 3 4	4 1 3 2	2 3 1 4	4 2 3 1	3 1 2 4	3 2 4 1	4 1 3 2	2 1 3 4	1 3 2 4	4 2 3 1
10	2 1 4 3	4 1 3 2	2 3 1 4	4 2 3 1	1 3 2 4	3 2 4 1	4 3 1 2	2 1 3 4	3 1 2 4	2 4 3 1
10*	1 2 4 3	1 4 3 2	2 3 1 4	4 2 3 1	1 3 2 4	3 2 4 1	4 3 1 2	2 1 3 4	1 3 2 4	2 4 3 1

Tablo 4: Gözlemci içi tutarlılık test edildiği, 3 gözlemcinin birinci ve ikinci değerlendirmeleri.

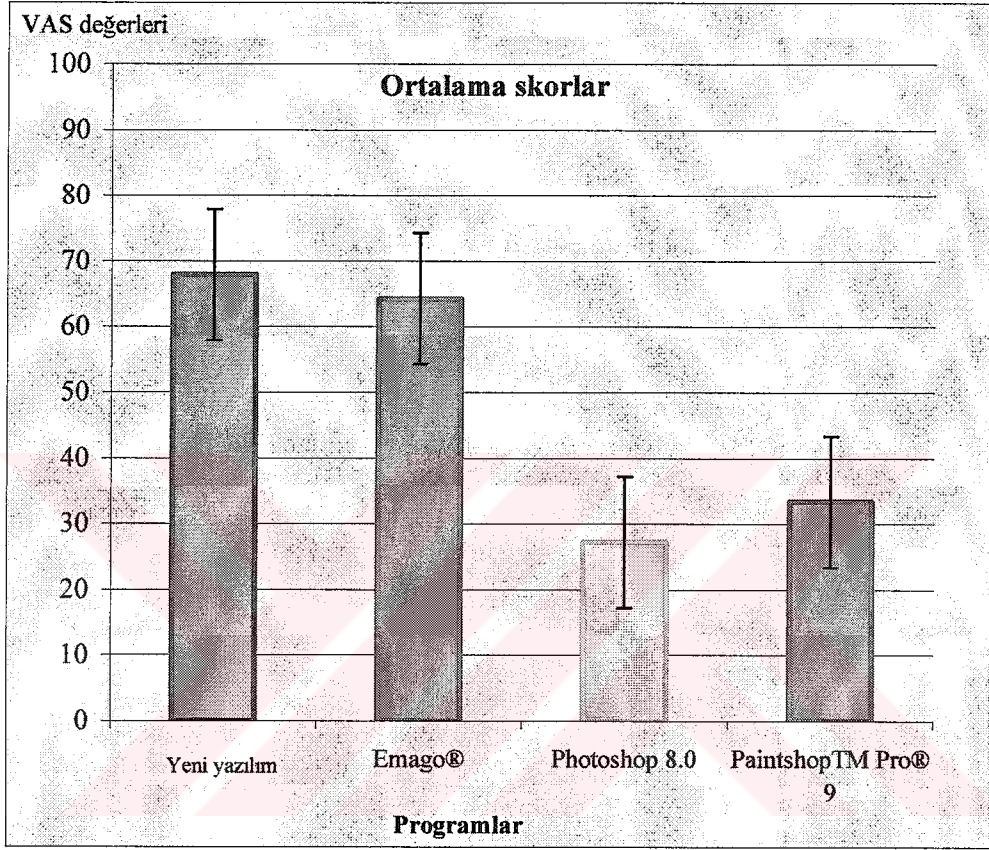
Tüm gözlemcilerin ayrıntılı değerlendirmeleri, yeni geliştirilen yazılımın en yüksek performans skorlarını aldığını (67,89) ortaya çıkardı. Bunu 64,26 puanla Emago®; 33,41 puanla Paintshop™ Pro® 9 ve 27,24 puanla Photoshop 8.0 programları izledi (Tablo 5).

Programlar	Ortalama değerler	S.D.	N
Yeni yazılım	67,892	6,7545	10
Emago®	64,262	6,9892	10
Photoshop 8.0	27,247	7,7885	10
Paintshop™ Pro® 9	33,417	9,0881	10

Tablo 5: Her bir bilgisayar programına ait performans skorlarının ortalama değerleri ile standart sapmaları.

Tukey's HSD test sonuçları, yeni yazılım ile Emago® programının performans skorları ve (p=0,720); Photoshop 8.0 ile Paintshop™ Pro® 9 programlarının performans skorları (p=0,295) arasında fark olmadığını gösterdi. Bununla beraber, yeni yazılım ve Photoshop 8.0 programının performans skorları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar olduğu gözlemlendi (p=0,000). Yeni yazılım ve Paintshop™ Pro® 9 programının skorlarının değerlendirilmesinden sonra da aynı sonuç elde edildi.

(0,000). Bu değerlendirmenin aynı zamanda Emago® programı için de geçerli olduğu görüldü. Emago® ve Photoshop 8.0 programlarının performans skorları ile (0,000), Emago® ve Paintshop™ Pro® programlarının performans skorları (0,000) arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu görüldü (Grafik 3).



Grafik 3: Geliştirilen yeni yazılımın performansının üç farklı görüntü işleme programı ile karşılaştırılarak yapılan değerlendirme sonuçlarında alınan ortalama skorlar.

4. TARTIŞMA VE SONUÇ

Dişhekimleri, uzun ya da kısa aralıklarla alınan röntgen filmlerini karşılaştırarak orodental sert dokularda, çevrelerinde ve çenelerde meydana gelen değişiklikleri belirleyebilmektedir. Benzer bir amaca hizmet eden çıkarma yöntemi, ilgilenilen bir alandaki farklılığı sergilemeyi amaçlamaktadır.

İlk kez 1934'te Ziedses des Plantes (119) tarafından fotoğraf esaslı çıkarma tekniği olarak tanımlanan bu yöntem, farklı zamanlarda alınan röntgen film çiftlerinin görsel olarak karşılaştırılması esasına dayanmaktadır ve genellikle anjiyografik incelemelerde kullanılmıştır (17, 29, 32, 119). Ancak anatomik detayların incelenen alan üzerine süperpoze olarak yapısal kirlilik ve dolayısıyla görsel karışıklık yaratması ve filmlerin geometrik/kontrast standardizasyonundaki güçlükler nedeniyle bu yöntemin klinik kullanımı yetersiz kalmaktadır. Bilindiği gibi, çıkarma yönteminde referans görüntüdeki her bir nokta ikinci görüntüde aynı noktaya karşılık gelen noktalarla eşleştirilmekte ve ikinci görüntüdeki noktaların densite değerinin referans görüntüdeki noktaların değerlerinden çıkarılmasıyla fark görüntü oluşturulmaktadır. İki orijinal röntgen filmi arasındaki farklılıklar ya da eşleştirme hataları ne kadar fazlaysa, çıkarma işleminde oluşan kirlilik de o denli fazla olmaktadır. Rutin uygulamalarda, eşleştirilecek yapıların mükemmel bir kaydı elde etmek mümkün olmadığından, fark görüntüde her zaman bir ölçüde görsel kirlilik bulunmaktadır (29).

Çıkarma işlemi sırasında yapısal kirliliğin ortadan kaldırılması için iki önemli faktöre dikkat edilmesi gereklidir: 1) konvansiyonel radyografik yöntemlerle elde

edilen filmlerin projeksiyon geometrisinin standardizasyonunun sağlanması (geometrik standardizasyon); 2) röntgen tübü ayarları ve banyo işlemlerinin standart tutulması (kontrast standardizasyonu).

Yapılan çalışmalar fark radyografisinin başarısını önemli ölçüde etkileyen faktörlerden birisinin projeksiyon geometrisinin standardizasyon derecesi olduğunu göstermektedir. Projeksiyon geometrisinde görüntülerin hatalı eşleştirilmesine yol açabilen iki hata kaynağı bulunmaktadır: Obje/hastanın X ışın kaynağına göre hatalı konumlanması ve obje/hasta ve filmin hatalı konumlanmasıdır. Bu projeksiyon hatalarını en aza indirmek amacıyla farklı radyografik inceleme zamanlarında X ışın kaynağı, ilgilenilen bölge ve röntgen filminin birbirlerine göre yerleşimlerinin her seferinde aynı şekilde sağlanması gerekmektedir. Bununla beraber, başarılı bir fark radyografisi için bu yalnızca ilk aşamadır; görüntüleme geometrisinin tekrarlanabilirliğinden emin olunamayan çıkarma esaslı görüntü işlemlerinde, ikinci bir aşama olan “uzaysal eşleştirme”ye ihtiyaç duyulmaktadır (118).

Fark radyografisi tekniği, dijital fark radyografisi olarak dental radyolojiye uyarlanmış ve 1980’li yılların başında Ruttimann ve ark. (84), 1982’de Webber ve ark. (104), 1983’te ise Gröndahl ve ark. (29) tarafından alveol kemiği değişikliklerinin değerlendirilmesinde kullanılmıştır (29, 84, 104, 114). Bu yöntem, ağız boşluğundaki sert dokuları ilgilendiren değişikliklerin erken dönemde belirlenmesi ve izlenmesinde, klinik deneylerdeki terapötik işlemlerin ya da ajanların değerlendirilmesi ve monitörize edilmesinde kullanılabilen bilgisayar destekli bir radyografik analiz aracı olarak tanımlanabilir (52, 118). DFR’nin dental radyolojide uygulanmasıyla, alveol kemiğinde güç farkedilen değişikliklerin belirlenmesindeki tanısal doğruluk oranı da artmıştır (7). DFR’nin konvansiyonel radyografide tespit edilemeyen mineral değişikliklerini ortaya çıkarabilmesi (11, 51), daha kısa gözlem

zamanında ve çok düşük orandaki kemik değişikliklerini gösterebilmesi, bu yöntemin *in vivo* çalışmalarındaki değerliliğini arttırmaktadır (11). Büyük oranda geometrik distorsiyona uğrayan filmlerle karşılaştırıldığında, çok az miktarda geometrik distorsiyona uğramış ya da hiç distorsiyona uğramamış röntgen film çiftleri üzerinde sert dokulardaki değişiklikler daha doğru olarak sergilenebilir. Hatta, aynı geometriye sahip röntgen film çiftleri üzerinde DFR uygulandığında, sert dokulardaki çok daha küçük değişiklikler bile belirlenebilmektedir (82). Bununla birlikte, klinik uygulamalarda fark radyografisi için alınan film çiftleri arasında, hasta ve X ışın kaynağı arasındaki ilişkide farklılıkların olması ve dolayısıyla, projeksiyon geometrisinde de farklılıkların meydana gelmesi, hastadaki 3 boyutlu yapıların farklı iki boyutlu görüntüsü ile sonuçlanmaktadır. İki boyutlu görüntülerde fark oluşmasını önlemek ve X ışın kaynağı ile hasta arasında geometrik olarak tekrar edilebilir bir ilişki sağlamak amacıyla, Ellwood ve ark. (22) ilave ekipmanların kullanılması gerektiğini bildirmişlerdir (22, 42, 78).

Klinik şartlar altında elde edilen röntgen filmlerinin birbirleri ile eşleştirilmeleri, görüntü alınması sırasında repozisyonlandırma stentleri ve sefalostat kullanımıyla (*a priori* yöntemler) ya da görüntü alındıktan sonra uygulanan matematiksel algoritmalarla (*a posteriori* yöntemler) sağlanabilmektedir. Bilgisayar programı yardımıyla üç boyutlu bir yapıya ait farklı iki boyutlu projeksiyonların aynı projeksiyon geometrisine dönüştürülebilmesi mümkün olmakla birlikte, görüntü analizinde gerek duyulan transformasyon miktarını azaltmak için, film çekimleri sırasında röntgen filmi ve hastanın pozisyonlarının standart olması istenmektedir (22, 42, 78).

Geometrik standardizasyonu sağlamak üzere kullanılan *a priori* ekipmanların en yaygın kullanılanı, hastaya özgü hazırlanan oklüzal stent ya da ölçü

materyallerinden yapılan ısırma kayıtları ile elde edilen apareylerdir; ancak, bu gibi apareylerin üretimi ve klinikte rutin kullanımı hekimler açısından zor ve zaman alıcı olmaktadır (26, 82). Ayrıca, oklüzal stent ve silikon ısırma kayıtları ile elde edilen ardışık görüntülerde bile, geometrik standardizasyon parametrelerinin tekrarlanabilirliği tam olarak sağlanamamaktadır (78). Tekrarlanan dezenfeksiyon, materyalin ısırma bloğundan ayrılması, zamanla materyalin distorsiyonu ve yıpranması sebebiyle ölçü materyalinde bozulmanın meydana gelmesi film repozisyonlandırma işlemlerinde hataya sebep olmaktadır. Stent uyumunda bozulma ise dişlerin hareketi sebebiyle oklüzyon değişiklikleri, yeni restorasyon yapılması ve mevcut restorasyonların yenilenmesi gibi nedenlerle meydana gelmektedir (60). Yoshioka ve ark.nın yaptıkları bir çalışmada (117) bireysel hazırlanan ısırma blokları 545 güne kadar herhangi bir problem olmadan kullanılmıştır. Ancak, bu süre sonunda, diş sürmesi ya da bireysel ısırma bloğunun deformasyonu yüzünden standart görüntü elde edilmesinin mümkün olmadığı bildirilmiştir (117).

Bir diğer mekanik standardizasyon apareyi olan film tutucular gibi pozisyonlandırma araçları ise standart üretilen ve zamanla değişime uğramayan cihazlardır (60). Bununla birlikte, film tutucu kullanıldığında bile elde edilen röntgen film çiftlerinde % 71,1 oranında kullanıcıdan kaynaklı açılma hatalarının meydana gelebileceği bildirilmiştir (82). Bu hatalar;

- Isırma bloğunun dişlere uygun şekilde yerleştirilmemesi
- Konun, film tutucunun plastik halka bölümüne hatalı yerleştirilmesi
- Isırma bloğunun çubuğunun yanlış pozisyonu
- Filmin ısırma bloğuna hatalı yerleştirilmesi sebebiyle olabilmektedir (82).

Yukarıda söz edilen *a priori* yöntemlerin dışında, dijitize edilmiş röntgen görüntüleri üzerinde bilgisayar programları kullanılarak gerçekleştirilen *a posteriori*

yöntemler, günümüzde giderek daha da yaygınlaşmaktadır. DFR için tasarlanan ve kişisel bilgisayarlarda kullanılabilen bu özel görüntü analiz sistemlerinin algoritmaları açılardırma farklılıklarını düzeltebilmektedir. Bu yöntemlerde gerçekleştirilen “projeksiyon standardizasyonu” ise ışınlama öncesindeki mekanik stabilizasyona bağılı olmayan bir yaklaşımdır. Dunn ve ark.nın çalışmasında projeksiyon standardizasyonu uygulanarak eşleştirilen görüntü çiftlerindeki görüntü benzerliğinin, stent kullanılarak alınan görüntü çiftlerindeki daha iyi olduğu gösterilmiştir (20). Çalışmamız için geliştirilen yazılımda da, literatürde yer alan diğere görüntü analiz programlarında olduğu gibi projeksiyon standardizasyonu uygulandığından mekanik cihaz kullanılması zorunlu olmamaktadır. Bununla birlikte, algoritmada az sayıda transformasyon kullanılmasını sağlamak amacıyla, film çekimleri sırasında tüm parametrelerin standart tutulması önerildiğinden (22, 42, 78), çalışmamızın tüm aşamalarındaki periapikal filmlerin elde edilmesinde paralel teknik ve film tutucular kullanılmıştır. Film tutucu kullanılarak elde edilen röntgen filmlerinde film tutucunun daha önceki pozisyonuna her zaman birebir uyacak şekilde yerleştirilememesi sebebiyle, film tutucu ve röntgen cihazı arasında lokalizasyon farklılıkları oluşabileceği, ancak bu ölçüdeki bir projeksiyon farkının yalnızca 1-5° aralığında olabileceği bildirilmiştir (118). Çalışmamızda kullanılan panoramik ve sefalometrik filmler ise herhangi bir fiksasyon cihazı uygulanmadan elde edilmiştir.

Radyografik çalışmalarda sert dokulardaki küçük değişikliklerin röntgen üzerindeki yoğunluk farklılıklarını belirleyebilmek amacıyla kontrastın düzeltilmesine gerek duyulmaktadır (35). Röntgen filmleri arasındaki kontrast farklılıklarını ortadan kaldırmak amacıyla rutin olarak uygulanan bir işlem olan “gamma correction” röntgen filminin bir bölgesinde yumuşak dokunun olması fakat

diğerinde olmaması gibi durumlarda grilik derecelerinin uygun olarak eşleştirilmesinde yetersiz kalmaktadır (2). Film ışınlama, banyo ve dijitalizasyon işlemlerinden kaynaklanan farklılıklar, alveoler kemiğin radyodensitesindeki değışikliklerin radyografik yöntemlerle ölçüldüğü kantitatif çalışmalarda sıkça karşılaşılan problemlerdir. Bunların giderilmesi amacıyla alüminyum stepwedge kullanımı, histogram eşleştirme ve regresyon metodu gibi yöntemlere başvurulmaktadır.

Radyografik densite standardizasyonunda kalibrasyon gereci olarak kullanılan alüminyum stepwedge, film tutucuya yerleştirilerek röntgen filmi üzerinde görüntülenebilir ve film üzerindeki belirli bir noktanın densitesi, alüminyum stepwedge kullanılarak standart biçimde tanımlanabilir. Ancak, bu yöntemin stepwedge'in dişler ya da anatomik yapılar gibi çevre yapılar üzerine süperpoze olması, stepwedge'in optik densite derecelerinin görüntülerin optik densite derecelerini tam anlamıyla gösterememesi ve yumuşak dokular ve basamak yüksekliğinin neden olduğu stepwedge boyu üzerindeki optik densite varyasyonu gibi eksiklikleri de bulunmaktadır (36).

Matematiksel olarak kontrast düzeltmesi sağlayan regresyon yöntemleri ise bir görüntünün gri skala değerlerini diğerininkine eşleştirmek amacıyla kullanılmaktadır (36).

Parametrik ve non-parametrik histogram eşleştirmeli kontrast düzeltme yöntemleri ise film ekspozisyonu, banyo ve dijitalizasyon işlemlerindeki varyasyonları düzeltmek amacıyla kullanılmaktadır (36). Parametrik kontrast düzeltme yöntemi ilk kez Ruttimann ve ark. tarafından *in vitro* (1981), Rosling ve ark. tarafından ise *in vivo* olarak (1983) uygulanmıştır (81, 84). Bu yöntem özellikle ortalama grilik değerleri etrafında düzgün dağılım gösteren "düz" histogramlarda daha iyi

çalışmakta ve bu nedenle, bir anlamda kullanımını sınırlı olmaktadır. Ancak özellikle birden fazla ve belirgin tepe değerlerinin bulunduğu histogramlarda matematiksel varsayımlar bozulmakta ve önemli derecede hatalar meydana gelmektedir. Bu tip sorunların giderilmesi amacıyla 1986 yılında Ruttimann ve ark. (85) tarafından geliştirilen non-parametrik histogram eşleştirme yöntemi, günümüzde gri skala farklılıklarını düzeltmede en geniş kullanım alanına sahip olan yöntemdir. Bu yöntemde birbirine yaklaştırılan histogramlardaki düz dağılımların parametrelerinin eşleştirilmesi yerine, histogramların direkt olarak kendileri temel alınmıştır ve bir görüntünün histogramının şekli modifiye edilerek istenilen başka bir şekle getirilebilmektedir (85). Ruttimann metodu olarak adlandırılan bu yöntemin diğer kontrast düzeltme yöntemlerinden çok daha üstün sonuçlar elde ettiği saptanmıştır. Bununla birlikte, 1979'da Castleman (10) tarafından geliştirilen algoritmaya benzeyen Ruttimann algoritmasında kümülatif densite fonksiyonunun (CDF) kümülatif toplamları ile eşleştirilmesi işleminde orijinal CDF'daki gri skala binlerinin birleştirilmesi esastır. Ancak, binlerdeki bu birleşim, bilgi kaybıyla sonuçlanır ve ek olarak 0-frekans binlerin ortaya çıkmasına neden olur (35, 71).

Ruttimann ve ark. tarafından ortaya konan CDF metodu görüntünün bütünündeki ya da her iki görüntüde hemen hemen aynı olan bir referans alanı içindeki grilik dereceleri değerlerinin dağılımı üzerine kuruludur. Fourmoussis ve ark. (27) grilik derecelerinin düzeltilmesi amacıyla kullanılan yöntemleri değerlendirdikleri çalışmalarında, CDF metodunun lineer yaklaştırma kullanan normalizasyon metotlarından belirgin şekilde daha iyi sonuçlar verdiğini bulmuşlardır. Bu metotlardan biri olan LSQA (Least square quadratic approximation) kontrast düzeltme metodu, iki görüntüde aynı uzaysal koordinatlara sahip piksellerin grilik derecelerini gösteren noktalar boyunca geçen bir regresyon

eğrisinin fonksiyonunun hesaplanması ile yapılmaktadır (27). ODTF (Optic density thickness functions) kontrast düzeltme metodu ise Vos ve ark. tarafından geliştirilen, eşit kalınlıktaki dokuya karşılık gelen grilik derecelerini eşleştirerek uygulanan bir kontrast düzeltme metodudur (103). ODTF metodunda standardizasyonu sağlamak amacıyla bir referans alüminyum step-wedge kullanılır ve X ışınları, film özellikleri, banyo işlemleri ve dijitalizasyon ayarlarındaki tüm değişiklikler alüminyum eşdeğer kalınlık (AET) fonksiyonları olarak ifade edilir (58, 103).

Çalışmamızda ise lineer normalizasyon yöntemleri yerine, daha üstün sonuçlar veren CDF yöntemlerinden birisi olan Ruttimann algoritmasının bir modifikasyonu geliştirilmiş ve kontrast eşleştirmesindeki hataları azaltmak amacıyla, test görüntünün ampirik kümülatif olasılık dağılım fonksiyonunun düzleştirilmesi esasına dayanan yeni bir teknik kullanılmıştır.

Farklı röntgen filmlerinin aynı ya da oldukça benzer projeksiyonlara sahip olmaları, diğer bir deyişle, projeksiyon geometrisinin doğru olarak tekrarlanması fark radyografisi ile elde edilen görüntüde, değişmeden kalan tüm yapıların ortadan kaldırılmasıyla sonuçlanmaktadır. Ancak, X ışın kaynağı, hasta ve film arasında tekrarlanabilen bir ilişki kurulsa bile, klinik uygulamalarda projeksiyon distorsiyonları kaçınılmaz olabilmektedir. Bu nedenle, kullanılacak bir dijital çıkarma programının tekrarlanabilen radyografik eşleştirme tekniğinin yanı sıra, geometrik ve kontrast farklarını matematiksel olarak düzeltebilen özelliklere sahip olması da gerekmektedir. Günümüzde kullanılmakta olan çıkarma programları da özellikle film bükülmesinin neden olduğu geometrik farklılıkları ve görüntüdeki kontrast farklılıklarını kompanse edebilmektedir (29, 112).

Lehmann ve ark. (55) başarılı bir fark görüntüsü elde edilmesinde uygulanabilecek tekniklerin incelendiği çalışmalarında, oluşabilecek tüm projeksiyon

hatalarının ağız dışı mekanik cihazlar kullanılarak azaltılabildiğini bildirmişlerdir (22, 23, 55). Son yıllarda ise, ardışık olarak elde edilen görüntülerin çıkarma işleminden önceki geometrik rekonstrüksiyonu ve kontrast düzeltilmesi, görüntü işleme teknikleri kullanılarak gerçekleştirilmektedir (118). Bu özel görüntü analiz sistemlerinin algoritmaları, açılardırma farklılıklarını düzelten ve görüntüleme işlemlerinde katı standardizasyon kurallarını esneten özellikler taşırlar. Örneğin; Dove ve ark. (18) DFR için tasarladıkları bir algoritmanın ardışık görüntüler arasında 10°'ye kadar olan projeksiyon farklılıklarını düzeltebildiğini ve düşük derecede görüntü kirliliğine sahip yüksek kalitede fark görüntüler oluşturabildiğini bulmuşlardır (18, 70).

Jeffcoat ve ark.nın standart olmayan bir röntgen filminin açılardırması düzgün olan referans görüntüye uyumlanmasını sağlamak üzere geliştirdikleri algoritma, referans noktaları olarak doğal anatomik landmark'ları kullanmakta ve özel bir sabitleme ya da pozisyonlandırma cihazına gerek duymaksızın, transformasyon tekniğini kullanmaktadır (41). Transformasyon tekniğinde referans filmi ile daha sonra alınan tüm röntgen filmleri karşılaştırılırken, sözkonusu görüntü referans görüntüye uyumlanmak için matematiksel olarak distorsiyona uğratılır. Bu nedenle, referans filmdeki her hata, bir sonraki her transformasyona aynen aktarılacaktır ve dolayısıyla, referans film elde edilirken tüm parametrelerin optimum koşullarda sağlanmasına dikkat edilmelidir. Araştırmacıların elde ettikleri sonuçlar, bu koşullar sağlandığında, tekniğin açılardırma hatalarına bağılı olarak ortaya çıkan varyasyonları azalttığını göstermektedir (41).

DFR'de görüntü çiftleri üzerinde referans noktalarının seçimi genellikle zor olduğundan, görüntülerin kaydedilmesi ve manuel olarak eşleştirilmesi için daha fazla zamana ihtiyaç duyulmaktadır (9, 23, 108). Wenzel'in açısal farklılıkları

gidererek geometrik distorsiyonları düzeltmeyi amaçlayan bilgisayar programı, her iki görüntüde referans noktalarının manuel olarak seçimini gerektirmektedir (108). Wenzel ve ark.nın yaptıkları bir başka çalışmada , horizontal açılardırma farkı fazla olan görüntü çiftlerinde kaliteli bir fark görüntüsü oluşturmak için 15 nokta kullanımının gerekli olduğu gösterilmiştir (109).

Ostuni ve ark.nın çalışması (19) ile Dunn ve ark.nın çalışmalarında (73) radyografik görüntülerin eşleştirilmesi için kullandıkları analitik metotların her ikisinde de, iki radyografik görüntüyle ilgili projektif transformasyon gerçekleştirmek için 4 referans noktası seçimi gerekmektedir. Bu noktaların benzerliğinden yararlanılarak, görüntülerin uyumlanması gerçekleştirilmektedir. Aynı ayrı geliştirilen bu iki metodu kullanan görüntü eşleştirmeleri karşılaştırıldığında, fark görüntülerin benzer olduğu bulunmuştur (19, 73).

Lehmann ve ark.nın çalışmasında (54), anatomik landmark esaslı bir eşleştirme tekniği tanımlanmış ve manuel olarak seçilen referans noktaları çevresindeki lokal bölgelerde bir korelasyon analizi uygulanarak referans noktası hassasiyeti düzeltilmiş ve perspektif projeksiyon parametrelerini oluşturmak için özel bir metot kullanarak fazla referans noktası verisinin (ör: 4 noktadan daha fazla) kullanımına olanak tanımışlardır. 6 taneden fazla referans noktasının kullanıcı hatasını azalttığı ve manuel eşleştirme kalitesini arttırdığı bildirilmiştir (54, 116). Bununla birlikte, manuel yöntemlerin başarısı ağırlıklı olarak kullanıcıya bağlıdır ve kullanıcılar arası değişkenliği kompanse etmek için de referans noktası sayısının artırılması gereklidir. Genelde manuel metotlarda 8 ve daha fazla sayıda referans noktasının kullanımı önerilmektedir (54, 116, 118). Çalışmamızda geliştirilen yeni yazılımda ise, referans noktalarının kullanıcı tarafından manuel olarak eşleştirilmesi esasına dayanan bu yöntemler arasından Lehmann ve ark.nın çalışmalarında

uyguladıkları yönteme benzer bir teknik kullanılmıştır. Buna göre, manuel olarak seçilen referans noktaları etrafındaki alanda referans noktası hassasiyeti düzeltilerek ve özel perspektif projeksiyon parametreleri oluşturularak, 4'ten fazla referans noktası verisinin kullanımı sağlanmıştır. En az 4 nokta olmak üzere, referans noktalarının arttırılması, görüntülerin eşleştirilmesindeki hassasiyeti de arttırmaktadır.

Yarı otomatik eşleştirme yöntemini ilk kez geliştiren Byrd ve ark.nın metodunda (9), sadece birinci görüntüdeki referans noktalarının seçiminde kullanıcıya ihtiyaç duyulmaktadır. Seçilen her referans noktası için program bir hata sistemi ve geniş çaplı bir arama prosedürü kullanarak, ikinci görüntüde karşılık gelen referans noktalarını aramaktadır. Görüntülerin eşleştirilmesinde kullanılan transformasyon ise daha sonra bu referans noktalarından geliştirilmekte ve aynı noktaların ikinci görüntüde kullanıcı tarafından bulunmaya çalışılması işlemine elimine etmektedir (9, 116). Byrd ve ark.nın tanımladıkları bu görüntü rekonstrüksiyonu algoritması *in vivo* ve *in vitro* alışmalarla değerlendirilmiş ve etkinliği ortaya konmuştur. *In vitro* deneylerden elde edilen sonuçlar, görüntülerin hizalanmasında ve düzeltilmesinde 4 referans noktasını kullanan algoritmanın başarılı olduğunu ve referans noktası sayısının artmasıyla birlikte eşleştirmenin daha iyi olduğunu bildiren çalışmaların sonuçlarıyla benzerlik göstermektedir (9, 108).

Referans noktalarının manuel yöntemle doğru olarak seçilmesi kullanıcı deneyimine bağlı bir işlemdir. Görüntü çiftlerinde her bir görüntü üzerinde birbirine karşılık gelen aynı anatomik noktaların hassas bir Şekilde belirlenmesi genellikle zordur. Özellikle tüberkül tepeleri ve kök uçları gibi yuvarlak doğal yapılar için bu durum problem oluşturmakta, daha keskin hatları olan yapılarda ise işlem daha kolay olmaktadır. İyi sonuçlar alınması, tüm referans noktalarında krsrn doğru

anatomik bölgeler üzerinde ve hassas bir şekilde pozisyonlandırılmasına bağlıdır; ancak bu işlem yeterli süreye ve kullanıcının becerisine gereksinim göstermektedir. Görüntü eşleştirme işleminde kullanıcının etkisini ortadan kaldıran Sabaramandu ve ark. (87) ise kullanıcının belirlediği referans noktaları yerine görüntü translasyon ve rotasyonlarının 2600'den fazla kombinasyonunu kapsayan bir eşleştirme hata sistemi hesaplayarak, en düşük hatalı kombinasyonu seçmektedir. Ancak yöntemin etkinliği ± 20 piksel üzerindeki translasyonlar ve ± 5 derece üzerindeki rotasyonlarla sınırlıdır (87, 116).

Ettinger ve ark. (23) fark radyografisinin tamamen objektif ve otomatik bir analiz prosedürü olmasını amaçladıkları çalışmalarında, görüntü eşleştirme işleminde anatomik olarak sabit yapıların kullanıldığı bir yaklaşım tanımlamışlardır. Bu amaçla, öncelikle röntgen film çiftlerinde mine-sement sınırının yerini saptayan bir kenar belirleme (edge-detection) algoritması geliştirmişler ve daha sonra, bu algoritmanın bulduğu noktaları, görüntüleri bükme için kullanmışlardır (23).

Thévenaz ve ark. (96, 97) ise kullanıcı tarafından referans noktası seçimi gerektirmeyen, bunun yerine referans noktası olarak görüntüdeki orijinal grilik derecelerini kullanan ve bunları kübik polinomlara uygulayan tam otomatik eşleştirme algoritması tanımlamışlardır. Temelde 3 boyutlu durumlar için geliştirilen bu yöntem, herhangi bir modifikasyon yapılmadan 2 boyutlu durumlara da uygulanabilmektedir (96, 97).

Yoon'un çalışmasındaki otomatik metot ise anatomik yapıların tüm kenar konturlarını eşleştirerek, kullanıcı hassasiyeti ve becerisinin yetersizliğinden doğan problemleri çözümlenmektedir (116). Bu çalışmada geliştirilen otomatik teknik, bir santimetreden daha fazla yer değişikliğine uğramış karşılıklı anatomilerin görüntüleri için bile en iyi eşleştirmeyi belirleyen, etkin bir arama gerçekleştirilmektedir (116).

Yoon'un çalışmasında olduğu gibi, otomatik metotlarda genellikle X ışını demetinin düzlemsel paralel bir özellikte olduğunu varsayan affine transformasyonlar kullanılmaktadır (116). Affine transformasyonların tanımladığı röntgen görüntüleme modeli, X ışın kaynağı ve hasta arasında sonsuz bir uzaklığın olduğunu ve bu nedenle X ışın demetlerinin paralel olduğunu varsayar; ancak, intraoral radyografide her zaman mükemmel bir paralelliğin sağlanamadığı bilinmektedir. Projektif transformasyonlar ise ideal bir noktasal kaynağa eşit olan oldukça küçük fokal spot boyutuna sahip röntgen görüntüleme modelini tanımlar ve dental görüntülerin geometrik eşleştirmesi projektif geometriyi esas alır (118). Zacharaki ve ark.nın çalışmasında, yüksek çözünürlükteki radyografik görüntülerin başlangıç eşleştirmesinde affine transformasyon kullanılmış ve ilerleyen aşamalarda ise projektif transformasyon uygulanarak eşleştirme işlemi hassaslaştırılmıştır (118).

Çalışmamızda ise görüntüler üzerindeki referans noktalarının otomatik olarak belirlenmesi temel alınmıştır. Bu yöntem, görüntülerin bloklar şeklinde parçalara bölünmesi ve bunların piksel değerlerine göre varyanslarını esas alarak eşleştirilmesini öngörmektedir. Referans noktalarının bu şekilde otomatik veya gerektiğinde manuel olarak belirlenmesinden sonra, en uygun transformasyon metodunun seçilmesi hata payını en aza indirmek için önem taşımaktadır. Çalışmamızda esas olarak bilinear transformasyonlar olarak bilinen regresyon modeline dayanan transformasyonlar kullanılmış, diğer transformasyonlar için de bir kütüphane oluşturulmuştur. Böylece, öngörülen transformasyon yönteminin başarılı olamadığı durumlarda istenilen kalitedeki sonuç elde edilinceye kadar çeşitli transformasyonlar denenerek en uygun olanı seçilmektedir.

DFR'nin kemik defektlerinin belirlenmesinde konvansiyonel radyografiden daha etkin olduğu hem fantom, hem klinik uygulamalarda gösterilmiştir. Genel olarak, radyografik bir lezyonun görülebilmemesinden önce kemiğin mineral içeriğinin % 30-60 arasında bir oranda kayba uğraması gerektiği kabul edilmektedir. Fark radyografisi ise % 5 gibi düşük orandaki kemik mineral kaybını belirlemede % 90 oranında başarı göstermektedir (80). Southard ve ark.nın çalışmalarında ise 70 kVp'de ışınlanan D hızındaki röntgen filmleri üzerinde DFR tekniği kullanılarak, kemikteki dekalsifikasyon % 5,3 oranındayken tam konabileceği belirlenmiştir (94). Reddy ve ark.nın araştırmasında, fark görüntülerin grafiksel olarak düzeltilmesinin lezyonların belirlenmesini kolaylaştırdığı ve yalnızca izole defektin renklendirildiği düzeltme tekniğinin tüm sonuçlar arasında en iyilerini verdiği gözlenmiştir (79). Brägger ve ark.nın çalışmalarında, ilgilenilen interproksimal alanların renklendirildiği "düzeltilmiş" çıkarma metodunun en doğru değerlendirme yüzdelere sahip olduğu gözlenmiştir (8). Fark radyografisi ile yalnızca görüntüler arasındaki fark izlenebilmekte iken, renk kodlaması olan görüntülerde bu fark renklendirilerek farklı görüntünün daha kolay algılanması sağlanmaktadır. Renklendirme işlemi görüntüye yeni bir bilgi ilave etmemekle birlikte, görüntü üzerinde var olan bilgiyi daha görülebilir bir formata dönüştürmektedir (79). Bu teknik, DFR kullanılarak özellikle alveol kemik değişikliklerinin izlendiği durumlarda ilave bir avantaj sağlamaktadır (90).

Bir filmdeki geometrinin bir başka filmin geometrisine göre bir projektif görüntü formasyon modeli temelinde rekonstrükte edilmesi işlemine "projektif standardizasyon" adı verilir. Bu işlem, klinikte röntgen filmlerinin çekilmesi sırasında daha fazla esneklik sağlamak ve mekanik standardizasyon işlemlerine bağlı olarak meydana gelen dezavantajların bir kısmını elimine etmek üzere

kullanılmaktadır. Rekonstrüksiyon metodu, birbiriyle eşleşen dört veya daha fazla referans noktası arasındaki değişmeyen ilişkiler üzerine kuruludur (68). DFR'nin klinik uygulamalarında karşılaşılan en büyük zorluklarından birisi, düzeltilemez projeksiyon hatalarının etkilerinin kontrol edilememesidir. Başlangıç ve izleme görüntüleri arasında, X ışınının objeye göre horizontal ya da vertikal açılardırması değiştiğinde, düzeltilemez projeksiyon hataları ön plana çıkmaktadır. Mol ve ark.nın yaptıkları ve görüntü eşleştirmesi için projektif standardizasyon kullanılan *in vitro* çalışmada, 6°'ye kadar olan düzeltilemez projeksiyon hataları varlığında gerçek mineral değişikliği ile osseoz değişiklik tahminlerinin tutarlı olduğu belirlenmiştir (68). İki radyografik görüntünün elde edilmesi sırasında açısal farklılık arttıkça, bu görüntülerin fark görüntüsünün hatalı değerlendirilme olasılığı da aynı oranda artmaktadır (1). Allen ve ark.nın çalışmasında, 0°'lik açısal farklılıkta % 93 olan değerlendirme doğruluğu 6°'lik açısal farklılıkta % 60'a düşmüştür (1). Çalışmamızda tarafımızdan geliştirilen yazılımın 10° ve 15°'lik açılarda farklarını düzeltmedeki etkinliği Emago® ile karşılaştırılarak değerlendirildiğinde, Heo ve ark.nın çalışmalarının aksine (34), Emago®'nun sadece - vertikal açılarda etkin olduğu saptanmış, +10° ve +15°'lik vertikal açılarda hatalarını düzeltemediği görülmüştür . Yeni yazılımın ise hem - hem de + vertikal açı görüntülerin işlenmesinde başarılı olduğu ve -10°, -15° ve +10°'lik açılarda farklarını düzelttiği gözlenmiştir. Bununla birlikte, +15°'lik vertikal açılarda farkını her iki program da etkili biçimde düzeltememişlerdir. Yeni yazılımın vertikal açı farklılıklarını düzeltmedeki bu etkinliği, horizontal açı farklılıklarında da gösterilmiştir. Araştırmamızda kullanılan görüntüler standart koşullarda ve *in vitro* olarak elde edildiğinden, iki programın etkinlikleri arasındaki farkın yazılımların algoritmalarındaki farklılıktan kaynaklandığı düşünülmektedir.

Periapikal lezyonların radyografik tanısında gözlemci performansını değerlendiren çalışmalar, gözlemcilerin lezyon boyutunu belirleme konusunda önemli farklılıklar gösterdiklerini ortaya koymuştur. Boyutu giderek artan periapikal lezyonların ardışık olarak elde edilen röntgen filmleri üzerinde değerlendirme yapan gözlemcilerin, lezyonları erken dönemde fark edemedikleri saptanmıştır (29). DFR'nin bu alandaki etkinliğini araştıran Stassinakis ve ark., konvansiyonel radyografilerle 0.065 mm³ hacmindeki küçük lezyonların ancak % 9-12 oranında duyarlılıkla belirlenebildiğini, dijital fark radyografisi kullanıldığında ise % 25-35 oranında duyarlılıkla saptandıklarını göstermişlerdir (95).

Çürük tanısının yanı sıra, çürük lezyonlarının tedavisinde kullanılan remineralizasyon ajanlarının/yöntemlerinin etkilerinin sayısal olarak değerlendirilebilmesinde de DFR etkin bir teknik olarak görülmektedir. Wenzel ve ark.nın çalışmalarında alınan sonuçlar da dentini içeren oklüzal çürüklerin fark görüntüde bir yoğunluk artışı olarak ortaya çıktığını ve fark radyografisinin güvenilir bir erken tanı aracı olduğunu göstermektedir (111).

Holmes ve ark., internal kök rezorbsiyonunun değerlendirilmesinde fark radyografisinin kullanılabilirliğini incelemişler ve simule edilen internal rezorbsiyonların, özellikle de koroner lezyonların belirlenmesinde DFR'nin konvansiyonel radyografiden üstün olduğu sonucuna varmışlardır (37).

McHenry ve ark.nın elde ettikleri veriler insanlarda periodontal hastalıkların neden olduğu alveol kemik değişikliklerinin izlenmesinde DFR'nin etkin bir yöntem olduğunu göstermiştir (63). Nummikoski ve ark.nın çalışması da bu görüşü destekleyerek, DFR'nin periodontal kemik kaybını belirlemede konvansiyonel metoda oranla oldukça üstün olduğunu ve rutin klinik uygulamalarda, ilerleyen periodontal lezyonların belirlenmesinde önemli bir araç olabileceğini göstermektedir

(70). Christgau ve ark.nın çalışmasında kantitatif dijital fark radyografisinin YDR (yönlendirilmiş doku rejenerasyonu) ile tedavi edilen furkasyon defektleri ve kemik içi defektlerindeki kemik yoğunluğu değişiklikleri hakkında bilgi edinmek amacıyla kullanılabilir, değerli, invaziv olmayan ve objektif bir yöntem olduğu kanıtlanmıştır (12).

Klinik çalışmalarda alveol kemik kaybı, ardışık röntgen filmlerindeki kret yüksekliğinin ölçümü ile değerlendirilmektedir ve bu yükseklikler arasındaki fark, periodontal hastalığın neden olduğu kemik desteği kaybını göstermektedir (49). Wenzel ve ark. (110) çalışmalarında 12 aylık periodontal tedavi süreci sonunda yapılan klinik ölçümlerde dişlerde % 70 ataşman kazancı belirlerken, konvansiyonel radyografik filmlerle % 44 ve DFR ile % 66 oranında kemik kazancı olduğunu saptamışlardır. Bu sonuçlar, klinik değerlendirme ile DFR değerlendirmeleri arasında oldukça yakın benzerlik olduğunu ortaya koymuştur. Yanı sıra, aynı araştırmacılar fark görüntülerin yalnızca alveol kemiği yüksekliği değişikliklerini değil, aynı zamanda interproksimal vertikal kemik defektlerinde kemik kazancını da gösterdiğini belirtmişlerdir. Periodontal cerrahi tedavi uygulamalarından sonraki kemik değişikliklerinin değerlendirilmesinde de Wenzel ve ark.nın çalışmalarında elde edilen sonuçların benzeri bulgular gözlenmiş ve DFR değerlendirmelerinin konvansiyonel radyografi değerlendirmelerinden daha başarılı olduğu ortaya konmuştur (110). Çalışmamızın *in vivo* bölümünde, kemik içi defekti tedavisi yapılan hastalardaki iyileşmenin belirlenmesinde yeni yazılımın etkinliği incelenmiştir. Sonuçlar, hastalara uygulanan periodontal cerrahi (Kalsiyum sülfat (CaSO_4) membran) öncesinde ve sonrasında elde edilen röntgen filmlerindeki değişikliklerin yapılan klinik değerlendirmelerle uyumlu olduğunu göstermiştir.

İmplant cerrahisindeki tedavi sonrası değerlendirmelerde de DFR'nin etkinliği araştırılmıştır. Jeffcoat ve ark. (43) 3 aylık periyotta alınan filmlerin fark görüntüsünde aşağı doğru ve implant yivlerine doğru kemik kaybı olduğunu ve fark radyografisinin kantitatif analizinin 202 mg'lık kemik kaybı gösterdiğini belirlemişlerdir. 9 aylık izleme süresi sonunda ise klinik olarak mobilite kazanan implantın başarısız olduğu gözlenmiştir. Dolayısıyla, fark radyografisinin başarısız bir implantın belirlenmesinde ve implantı çevreleyen kemiğin kantitesinin değerlendirilmesinde kullanışlı olabileceği gösterilmiştir. Jeffcoat ve ark.nın bir diğer çalışmasında da (44) ıplak gözle röntgen filmi üzerinde implantın entegrasyon kaybının izlenemediği, ancak 2 algoritma kullanılan DFR tekniğinin bu kaybın görülmesini sağladığı gösterilmiştir. Değişikliklerin radyografik incelemede ya da rutin klinik değerlendirmelerde belirgin hale gelmeden önce saptanması, başarısız implantlara erken müdahale sağlanması açısından önem taşımaktadır (43, 44).

Mandibular kondilin simule edilen osteofitik lezyonlarının belirlenmesinde panoramik radyografi ile panoramik diğital fark radyografisinin karşılaştırıldığı *in vitro* alışmalarında Masood ve ark., (62) DFR'nin tanısal doğruluğunun hem küçük hem de büyük lezyonların belirlenmesinde panoramik TME tekniğinden (Planmeca) daha iyi olduğunu göstermişlerdir. Bu sonuç, eklemin diğer tüm bölgelerindeki lezyonların tanılanmasında da geçerlidir (62).

Bütün bu avantajlarına rağmen, klinik koşullarda kemik kütlesindeki bir değişikliğin belirlenmesinde fark görüntünün duyarlılığı bazı nedenlerle azalabilir. Bunlardan biri, yumuşak dokuların varlığında oluşan yansıyan radyasyonun film densite farklılıklarını gizlemesidir (72). X işını cihazları en iyi görüntü kontrastını elde etmek için genellikle 70 kVp-90 kVp arasında çalıştırılmaktadır; ancak voltaj artışı, aynı zamanda yansıyan radyasyonu da arttırarak görüntüde kantitatif ölçüm

hatalarına neden olmaktadır (40). Jensen ve ark.nın çalışmalarında, yanak simülasyonunun dijitize edilmiş konvansiyonel radyograflardaki densite değerlerini önemli derecede etkilediği gösterilmiştir (46). Konvansiyonel radyograflarda sert ve yumuşak dokuların süperpozisyonu tanı kalitesini azaltmaktadır; ancak bu dokuların densite üzerindeki etkisi DFR'deki çıkarma işlemi ile kısmen elimine edilebilmektedir (8, 13, 46). Diğer bir neden ise, projeksiyon geometrisi farklılıklarının neden olduğu artalan görüntü kirliliğidir (68). DFR yöntemleri kullanılarak söz konusu kirlilik dağılımı azaltılabilmekte ve görüntünün tanısal açıdan ilgilenilen bölümü ortaya çıkarılmaktadır.

Başarılı bir DFR görüntüsü, ışınlama parametreleri ve banyo işlemlerinin sıkı biçimde kontrol edilmesini gerektirmektedir (117). Fidler ve ark. radyografik densite kaybı ve kazancının DFR ile değerlendirilmesindeki doğruluğun (kontrast düzeltme yöntemlerine rağmen) banyo solüsyonlarının kullanım süresinden etkilendiğini ortaya koymuşlardır (24). Bunun yanı sıra, ışın sertleşmesi, yansıyan radyasyon ve analog/dijital dönüştürme işlemi gibi kontrolü zor olan faktörlerin de elde edilen verilerin değerlendirilmesinde etkisi olabilmektedir (59).

Fark radyografisi görüntü analizinde belirgin avantajlar sağlamakta ve ardışık röntgen filmlerinin basit olarak kıyaslanmasıyla görülemeyen değişikliklerin belirlenmesine olanak tanımaktadır. Yine de, bu teknik yöntemin uygulanabilirliği açısından değerlendirildiğinde, gerekli olan standardizasyon ve eşleştirme işlemlerinin zorluğu nedeniyle rutin dental tanı işlemlerinde yaygın olarak kullanılamamaktadır. Ancak, bu gibi standardizasyon yöntemlerini bilgisayarlar aracılığıyla basitleştiren yeni tekniklerin geliştirilmesi ve klinik çalışmalarda onaylanması ile dişhekimleri rutin klinik uygulamalarında DFR'nin gücünü ve potansiyelini kullanabilecekler; dolayısıyla, mineralize dokuları kapsayan çürük

lezyonlarının, periapikal lezyonların ve periodontal hastalıkların erken dönemde tanınmasında ve uygulanan tedavinin etkilerinin daha hassas olarak değerlendirmelerinde etkin olabileceklerdir (17, 41, 102, 116).

Günümüzde dental markette mevcut olan ve klinik uygulamalarda kullanılan DFR yazılımları açılma hatalarını ve kontrast farklılıklarını ortadan kaldırma konularında henüz tam olarak mükemmel değildir (30, 52). Bu nedenle, DFR’de kullanılacak yeni algoritmaların geliştirilmesine devam edilmektedir. Bilindiği gibi, fark görüntüleri üzerinde renkli değerlendirme olanağı sağlayan bazı ticari programlar bulunmaktadır; ancak fark alanı üzerinde densite analizi yapabilen bu tür bir bilgisayar programı mevcut değildir. Çalışmamız kapsamında hazırlanan bu yeni yazılım, açılma ve kontrast hatalarını gidermedeki üstün etkinliğinin yanı sıra, farklı bölgeyi sarı renkle belirginleştiren ve farklı bölgedeki radyografik densiteyi ortalama grilik değeri olarak veren bir üründür. Söz konusu özellik, kemik kaybı/kazancı olan alanların, yine aynı görüntü üzerindeki diğer alanlarla sayısal olarak karşılaştırılmasına ve gözlenen değişikliğin derecesinin belirlenmesine olanak tanımaktadır.

5. ÖZET

Belirli zaman aralıklarıyla aynı bölgeden alınan radyografik görüntülerin karşılaştırılmasında tanıyı etkileyen temel problem, bir hastalığın ilerlemesi ya da gerilemesi ile ilgili olan görüntü özelliklerinin görüntü üzerinde belirlenmesidir. Farklı zamanlarda alınan röntgen film çiftlerinin görsel olarak karşılaştırılması sırasında radyografik değişiklik olan alan üzerine anatomik detayların süperpoze olması sonucu oluşan yapısal kirliliğinin karışıklığa sebep olduğu bilinen bir durumdur (14, 23, 25, 34, 51, 53, 67, 68, 69, 70, 118). Dijital fark radyografisi (DFR) ise bu sorunu ortadan kaldırmayı amaçlayan ve aynı anatomik bölgenin ardışık röntgen filmlerinin değerlendirilmesinde kullanılan bir yöntemdir. Dişhekimliğinde periodontal hastalıklara bağlı alveol kemiği değişikliklerinin belirlenmesi, apikal patolojilerin değerlendirilmesi, arayüz çürüklerinin tanısı ve implantları çevreleyen kemik değişikliklerin izlenmesi amacıyla DFR kullanılmaktadır (14, 18, 43, 48, 52, 78, 104, 115).

Başarılı bir DFR görüntüsü elde edilirken, görüntüleme geometrisi ile radyografik densite ve kontrastın standart olması gerekmektedir. Densite ve kontrast standardizasyonu için Ruttimann ve ark.nın geliştirdiği dijital kontrast düzeltme metodunun kullanımı oldukça yaygındır (85). Geometrik standardizasyon için ise bireysel olarak hazırlanan, ölçü maddesi ve akrilik kullanılarak yapılan oklüzal stent ve sefalostat cihazları kullanılmıştır (13, 14, 19, 21, 22, 23, 32, 42, 51, 52, 53, 56, 67, 68, 85, 102, 108, 110, 112). Bunların dışında, Dunn ve ark. da farklı projeksiyon

açılarında alınan görüntü çiftleri arasında geometrik eşleştirme sağlayabilmek amacıyla 4 referans noktasının kullanıldığı bir matematiksel teknik ortaya koymuşlardır (19).

Bu çalışmalar ışığında DFR'de kullanılmak üzere görüntülerin geometrik olarak eşleştirilmesinin yanı sıra radyografik densite ve kontrast standardizasyonunu sağlayan, görüntü bükülmesi ve histogram düzleştirilmesi fonksiyonlarına sahip yeni bir bilgisayar programı geliştirilmiştir.

Yeni yazılımın etkinliği ve uygulanabilirliğinin *in vitro* ön çalışmalar ile gösterilmesini takiben, yazılımın performansının değerlendirildiği *in vivo* araştırmalar gerçekleştirilmiştir. Farklı hasta gruplarından tedavi öncesi ve tedavi sonrasında görüntü çiftleri elde edildikten sonra, yeni geliştirilen yazılım ve üç farklı görüntü işleme programı kullanılarak bu görüntü çiftlerinin fark görüntüleri oluşturulmuştur. Elde edilen fark görüntüleri gözlemciler tarafından kör bir çalışma kapsamı içinde değerlendirilerek, programların performansları kantitatif olarak belirlenmiştir.

In vitro ve *in vivo* çalışmalarımızın sonuçları, yeni geliştirilen bilgisayar programının klinik uygulamalarda elde edilen röntgen film çiftlerinin fark görüntülerini etkin bir şekilde oluşturabildiğini göstermiştir.

6. ABSTRACT

The diagnostic problem of comparing radiographic images over time lies primarily in the identification of the image features that are solely related with the progression or regression of a particular disease. It is common knowledge that visual comparison of paired radiographs corresponding to different time instances creates confusion, mainly due to the presence of structured noise resulting from anatomical details projected over the area of radiographic change (14, 23, 25, 34, 51, 53, 67, 68, 69, 70, 118). Digital subtraction radiography (DSR) is a useful method for assessing the small differences on serially taken radiographs of the same anatomical region. DSR has been used for evaluation of periodontal changes and periapical lesions, diagnosis of proximal caries and evaluation of bony change surrounding the dental implants (14, 18, 43, 48, 52, 78, 104, 115).

The standardization of the radiographic density, contrast and geometry are essential for the acquisition of an accurate DSR image. The methods for the standardization of density and contrast generally apply robust digital method that was introduced by Ruttimann et al (85). For geometric standardization of the radiographs the occlusal stent that is prepared individually by using impression material and acrylic, and the cephalostat have been adopted (13, 14, 19, 21, 22, 23, 32, 42, 51, 52, 53, 56, 67, 68, 85, 102, 108, 110, 112). Additionally, Dunn at al. stated a mathematical technique that used 4 reference points for establishing the geometric alignment between a pair of images taken at different projection angles (19).

On the basis of these studies, a new computer program was developed for DSR which had the functions of histogram smoothing and image warping for the standardization of the radiographic density, contrast and the geometric alignment of the images.

The applicability and efficacy of the new software was established previously in *in vitro* studies; then, the performance of the new software was evaluated in clinical conditions by means of *in vivo* studies. Preoperative and postoperative radiographic images of different treatment groups of patients were obtained and the subtraction analyses were performed by using the new software and three different image processing programs. Observers evaluated the performances of the programs by reviewing the subtraction images in a blind-folded fashion.

The results of our *in vitro* and *in vivo* studies revealed that DFR images of the radiographic image pairs which were obtained in clinical applications were produced effectively by using the newly developed program.

7. KAYNAKLAR

1. Allen M. K., Emrich L., Hausmann E. (1992). Relationship of texture measurements to the prediction of correct evaluations in subtraction radiography, *J Periodontal Res*, 27: 197-206
2. Allen K.M., Hausmann E. (1996). Analytical Methodology in Quantitative Digital Subtraction Radiography: Analyses of the Aluminum Reference Wedge, *J Periodontol*, 67: 1317-1321
3. Akdeniz B.G. (2000). Modern görüntüleme yöntemleri (II), *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 27: 271-276
4. Benn D.K. (1990). Limitations of the digital image subtraction technique in assessing alveolar bone crest changes due to misalignment errors during image capture, *Dentomaxillofac Radiol*, 19: 97-104
5. Branemark P-I. (1983). Osseointegration and its experimental background, *J Prosthet Dent* 50: 399
6. Brettle D.S., Ellwood R., Davies R. (1998). Determination of the optimal conditions for dental subtraction radiography using a storage phosphor system, *Dentomaxillofac Radiol*, 28: 1-5
7. Brägger U., Pasquali L., Rylander H., Carnes D., Kornman K. S. (1988). Computer-assisted densitometric image analysis in periodontal radiography. A methodological study, *J Clin Periodontol*, 15: 27-37

8. Brägger U., Bürgin W., Marconi M., Häsler R. U., Lang N. P. (1994). Influence of contrast enhancement and pseudocolor transformation on the diagnosis with digital subtraction images (DSI), *J Periodontal Res*, 29: 95-102
9. Byrd V., Mayfield-Donahoo T., Reddy M.S., Jeffcoat M.K. (1998). Semiautomated image registration for digital subtraction radiography, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 85: 473-478
10. Castleman K. (1979). *Digital Image Processing*. New Jersey: Prentice Hall. 90-93
11. Chai-U-Dom O., Ludlow J.B., Tyndall D.A., Webber R.L. (2001). Detection of simulated periodontal bone gain by digital subtraction radiography with tuned-aperture computed tomography. The effect of angular disparity, *Dentomaxillofac Radiol*, 30: 92-97
12. Christgau M., Wenzel A., Hiller K.-A., Schmalz G. (1996). Quantitative digital subtraction radiography for assessment of bone density changes following periodontal guided tissue regeneration, *Dentomaxillofac Radiol*, 25: 25-33
13. Christgau M., Hiller K.-A., Schmalz G., Kolbeck C., Wenzel A. (1998). Quantitative digital subtraction radiography for the determination of small changes in bone thickness, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 85: 462-72
14. Christgau M., Hiller K.-A., Schmalz G., Kolbeck C., Wenzel A. (1998). Accuracy of quantitative digital subtraction radiography for determining changes in calcium mass in mandibular bone: an *in vitro* study, *J Periodontal Res*, 33: 138-149
15. Davis M., Allen M. K., Hausmann E. (1994). Effects of small angle discrepancies on interpretations of subtraction images, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 78: 397-400

16. Dawson B., Trapp R.G. *Basic&Clinical Biostatistics*, McGraw -Hill, USA, 2001, p 399.
17. Dornier C., Dorsaz-Brossa L., Thévenaz P., Casagni F., Brochut P., Mombelli A., Vallée J.P. (2004). Geometric alignment and chromatic calibration of serial radiographic images, *Dentomaxillofac Radiol*, 33: 220-225
18. Dove S.B., McDavid W.D., Hamilton K.E. (2000). Analysis of sensitivity and specificity of a new digital subtraction system: an in vitro study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 89: 771-776
19. Dunn S.M., van der Stelt P.F. (1992). Recognizing invariant geometric structure in dental radiographs, *Dentomaxillofac Radiol*, 21: 142-147
20. Dunn S.M., van der Stelt P.F., Ponce A., et al.(1993). A comparison of two registration techniques for digital subtraction radiography, *Dentomaxillofac Radiol*, 22: 77-80
21. Editorial. (1999). Digital quantitative radiography: tools and toys. *Dentomaxillofac Radiol*, 28: 328-329
22. Ellwood R.P., Davies R.M., Worthington H.V. (1997). Evaluation of a dental subtraction radiography system, *J Periodontal Res*, 32: 241-248
23. Ettinger G.J., Gordon G.G., Goodson J.M., Socransky S.S., Williams R. (1994). Development of automated registration algorithms for subtraction radiography, *J Periodontol*, 21: 540-543
24. Fidler A., Likar B., Pernus F., Skaleric U. (2000). Influence of developer exhaustion on accuracy of quantitative digital subtraction radiography, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 90: 233-239

25. Fidler A., Likar B., Pernus F., Skaleric U. (2002). Comparative evaluation of JPEG and JPEG2000 compression in quantitative digital subtraction radiography, *Dentomaxillofac Radiol*, 31: 379-384
26. Fisher E., van der Stelt P.F., Ostuni J., Dunn S.M. (1995). The effect of independent film and object rotation on projective geometric standardization of dental radiographs, *Dentomaxillofac Radiol*, 24: 5-12
27. Fourmouis I., Brägger U., Bürgin W., Tonetti M., Lang N.P. (1994). Digital image processing: I. Evaluation of grey level correction methods in vitro. *Clin Oral Impl Res*, 5: 37-47
28. Gröndahl H-G., Gröndahl K. (1983). Subtraction radiography for the diagnosis of periodontal bone lesions, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 55: 208-213
29. Gröndahl H-G., Gröndahl K., Webber R.L. (1983). A digital subtraction technique for dental radiography, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 55: 96-102
30. Haiter-Neto F., Wenzel A. (2005). Noise in subtraction images made from pairs of bitewing radiographs: a comparison between two subtraction programs, *Dentomaxillofac Radiol*, 34: 357-361
31. Hausmann E., Allen K.M., Loza J., Buchanan W., Cavanaugh P. F. (1996). Validation of quantitative digital subtraction radiography using the electronically guided alignment device/impression technique, *J Periodontol*, 67: 895-899
32. Hausmann E. (1999). Digital Subtraction Radiography: Then (1983) and Now (1998), *J Dent Res*, 78: 7-10
33. Hearn D., Baker P. (2004). *Computer Graphics with OpenGL*. Pearson Educational International Inc. 420-458

34. Heo M., Lee S., Lee K., et al. (2001). Quantitative analysis of apical root resorption by means of digital subtraction radiography, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 91: 369-373
35. Hildebolt C.F., Walkup R.K., Conover G.L., et al. (1996). Histogram-matching and histogram-flattening contrast correction methods: a comparison, *Dentomaxillofac Radiol*, 25: 42-47
36. Hildebolt C.F., Brunsten B., Yokoyama-Crothers N., et al. (1998). Comparison of reliability of manual and computer-intensive methods for radiodensity measures of alveolar bone loss, *Dentomaxillofac Radiol*, 27: 245-250
37. Holmes J.P., Gulabivala K., van der Stelt P.F. (2001). Detection of simulated internal tooth resorption using conventional radiography and subtraction imaging, *Dentomaxillofac Radiol*, 30: 249-254
38. Janssen P.T.M., van Aken J. (1989). Problems around the in vitro and in vivo application of quantitative digital subtraction radiography, *J Clin Periodontol*, 16: 323-330
39. Janssen P.T.M., van Palenstein Helderma W.H., van Aken J. (1989). The effect of in-vivo-occurring errors in the reproducibility of radiographs on the use of the subtraction technique, *J Clin Periodontol*, 16: 53-58
40. Jean A., Epelboin Y., Rimsky A., Soyer A., Ouhayoun J.P. (1996). Digital image ratio : A new radiographic method for quantifying changes in alveolar bone. Part: theory and methodology, *J Periodontal Res*, 31: 161-167
41. Jeffcoat M.K., Jeffcoat R.L., Williams R.C. (1984). A new method for the comparison of bone loss measurements on non-standardized radiographs, *J Periodontal Res*, 19: 434-440

42. Jeffcoat M.K., Reddy M.S., Webber R.L., et al. (1987). Extraoral control of geometry for digital subtraction radiography, *J Periodontal Res*, 22: 396-402
43. Jeffcoat M.K., Reddy M.S., van den Berg H.R., Bertens E. (1992). Quantitative digital subtraction radiography for the assessment of peri-implant bone change, *Clin Oral Implants Res*, 3: 22-27
44. Jeffcoat M.J., Reddy M.S. (1993). Digital subtraction radiography for longitudinal assessment of peri-implant bone change: Method and validation, *Adv Dent Res*, 7: 196-201
45. Jeffcoat M. J., Reddy M.S., Magnusson I., et al. (1996). Efficacy of quantitative digital subtraction radiography using radiographs exposed in a multicenter trial, *J Periodontal Res*, 31: 157-160
46. Jensen J., Kragsskov J., Wenzel A., Pedersen S. (1998). In vitro analysis of the accuracy of subtraction radiography and computed tomography scanning for determination of bone graft volume, *J Oral Maxillofac Surg*, 56: 743-748
47. Kerosuo E., Ørstavik D. (1997). Application of computerised image analysis to monitoring endodontic therapy: reproducibility and comparison with visual assessment, *Dentomaxillofac Radiol*, 26: 79-84
48. Kravitz LH, Tyndall DA, Bagnell CP, Dove SB. (1992). Assessment of external root resorption using digital subtraction radiography, *J Endod*, 18: 275-284
49. Kuhl E.D., Nummikoski P.V. (2000). Radiographic absorptiometry method in measurement of localized alveolar bone density changes, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 89: 375-381

50. Kullendorff B., Nilsson M., Rohlin M. (1996). Diagnostic accuracy of direct digital dental radiography for the detection of periapical bone lesions. Overall comparison between conventional and direct digital radiography, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 82: 344-350
51. Kullendorff B., Nilsson M. (1996). Diagnostic accuracy of direct digital dental radiography for the detection of periapical bone lesions. II. Effects on diagnostic accuracy after application of image processing, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 82: 585-589
52. Lee S.S., Huh Y.J., Kim K.Y., et al. (2004). Development and evaluation of digital subtraction radiography computer program, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 98: 471-475
53. Lehmann T., Sovakar A., Schmitt W., Repges R. (1997). A comparison of similarity measures for digital subtraction radiography, *Computer Biol Med*, 27: 151-167
54. Lehmann T.M., Gröndahl K., Gröndahl H-G., Schmitt W., Spitzer K. (1998). Observer-independent registration of perspective projection prior to subtraction of *in vivo* radiographs, *Dentomaxillofac Radiol*, 27: 140-150
55. Lehmann T.M., Gröndahl H-G., Benn D.K. (2000). Computer-based registration for digital subtraction in dental radiology, *Dentomaxillofac Radiol*, 29: 323-346
56. Lehmann T.M., Hemler P. F., Webber R. L. (2002). Virtual radiographs computed from TACT® volume data as a gold standard for image registration prior to subtraction, *Dentomaxillofac Radiol*, 31: 187-192
57. Lehmann T.M., Troeltsch E., Spitzer K. (2002) Image processing and enhancement provided by commercial software programs, *Dentomaxillofac Radiol*, 31: 264-272

58. Likar B., Pernus F. (1997). Evaluation of three contrast correction methods for digital subtraction in dental radiography: An in vitro study, *Med Phys*, 24: 299-307
59. Loftin R., Webber R., Horton R., Tyndall D., Moriarty J. (1998). Effect of projective aspect variations on estimates of changes in bone mass using digital subtraction radiography, *J Periodontal Res*, 33: 352-358
60. Ludlow J.B., Peleaux C.P., Hill C. (1994). Comparison of stent versus laser- and cephalostat-aligned periapical film-positioning techniques for use in digital subtraction radiography, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 77: 208-215
61. Ludlow J. B., Gates W., Nason R. (1995). Radiographic evaluation of implant-obscured bone. Comparison of digitally subtracted tomographic and periapical techniques, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 80: 351-357
62. Masood F., Katz J.O., Hardman P.K., Glaros A.G., Spencer P. (2002). 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*, 93: 626-631
63. McHenry K., Hausmann E., Wikesjö U., Dunford R., Lyon-Bottenfield E., Christersson L. (1987). Methodological aspects and quantitative adjuncts to computerized subtraction radiography, *J Periodontal Res*, 22: 125-132
64. Meijering E. H.W., Niessen W.J., Viergever M.A. (1999). Retrospective Motion Correction in Digital Subtraction Angiography: A Review, *IEEE Trans Med Imaging*, 18: 2-21
65. Mol A., Dunn S. M., van der Stelt P. F. (1992). Diagnosing periapical bone lesions on radiographs by means of texture analysis, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 73: 746-750

66. Mol A., van der Stelt P. F. (1993). Locating the periapical region in dental radiographs using digital image analysis, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 75: 373-382
67. Mol A., Dunn S.M. (2003). Effect of bone chip orientation on quantitative estimates of changes in bone mass using digital subtraction radiography, *J Periodontal Res*, 38: 296-302
68. Mol A., Dunn S.M. (2003). The performance of projective standardization for digital subtraction radiography, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 96: 373-382
69. Nummikoski P.V., Martinez T.S., Matteson S.R., McDavid W.D., Dove S.B. (1992). Digital subtraction radiography in artificial recurrent caries detection, *Dentomaxillofac Radiol*, 21: 59-64
70. Nummikoski P.V., Steffensen B., Hamilton K., Dove S.B. (2000). Clinical Validation of Subtraction Radiography, *J Periodontol*, 71: 598-605
71. Ohki M., Okano T., Yamada N. (1988). A contrast-correction method for digital subtraction radiography, *J Periodontal Res*, 23: 277-280
72. Ortman L. F., Dunford R., McHenry K., Hausmann E. (1985). Subtraction radiography and computer assisted densitometric analyses of standardized radiographs: A comparison study with ¹²⁵I absorptiometry, *J Periodontal Res*, 20: 644-651
73. Ostuni J., Fisher E., van der Stelt P., Dunn S. (1993). Registration of dental radiographs using projective geometry, *Dentomaxillofac Radiol*, 22: 199-203
74. Ostuni J., Dunn S. (1997). Measuring registration potential in planar transmission images, *Comput Med Imaging Graph*, 21: 103-110.

75. Öztürk A., Güngör C., Güneri P., Tuğsel Z., Göğüş S. (2004). A histogram Smoothing Method for Digital Subtraction Radiography, *Advances in information systems. LNCS 3261*, Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 392-399
76. Pelka A., Kunzelman K.H., Paulus D., Winzen A. (1999). Automatic digitalsubtractionradiography using simulated annealing, *J Dent Res*, 73: 269
77. Pickens D.R., Price R.R., Erickson J.J., James A.E. (1987). Digital image motion correction by spatial warp methods, *Med Phys*, 14: 56-61
78. Rawlinson A., Ellwood R.P., Davies R.M. (1999). An in-vitro evaluation of a dental subtraction radiography system using bone chips on dried human mandibles, *J Clin Periodontol*, 26: 138-142
79. Reddy M.S., Bruch J. M., Jeffcoat M. J., Williams R. C. (1991). Contrast enhancement as an aid to interpretation in digital subtraction radiography, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 71: 763-769
80. Reddy M.S., Jeffcoat M. J. (1993). Digital subtraction radiography, *Dent Clin North Am*, 37: 553-565
81. Rosling B.G., Slots J., Webber R.L., Christersson L.A., Genco R.J. (1983). Microbiological and clinical effects of topical subgingival antimicrobial treatment on human periodontal disease, *J Clin Periodontol*, 10: 487-514
82. Rudolph D. J., White S. C. (1988). Film-holding instruments for intraoral subtraction radiography, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 65 : 767-772
83. Ruprecht D., Müller H. (1992). Image warping with scattered data interpolation methods. *Technical report 443*, FBInformatik LS VII. University of Dortmund

84. Ruttiman U.E., Okano T., Gröndahl H-G., Gröndahl K., Webber R.L. (1981). Exposure geometry and film contrast differences as bases for incomplete cancellation of irrelevant structures in dental subtraction radiography, *Proceedings of the International Society for Optical Engineering*, 314: 372-377
85. Ruttimann U.E., Webber R.L., Schmidt E. (1986). A robust digital method for film contrast correction in subtraction radiography, *J Periodontal Res*, 21: 486-495
86. Ruttimann U.E. , Webber R.L. (1987). Volumetry of localized bone lesions by subtraction radiography, *J Periodontal Res*, 22: 215-216
87. Samarabandu J., Allen K. M., Hausmann E., Acharya R. (1994). Algorithm for the automated alignment of radiographs for image subtraction, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 77: 75-9
88. Samarabandu J., Allen K., Hausmann E., Acharya R. (1994). Letter to the Editor.Registration techniques for digital subtraction radiography, *Dentomaxillofac Radiol*, 23: 117-119
89. Shah S., Dunn S., Messana M. (1993). Using digital subtraction to measure root resorption, *J Dent Res*, 72: 352
90. Shi X.Q., Eklund I., Tronje G., Welander U., Stamatakis H.C., Engström PE., Engström GN. (1999). Comparison of observer reliability in assessing alveolar bone changes from color-coded with subtraction radiographs, *Dentomaxillofac Radiol*, 28: 31-36
91. Shrout M.K., Potter B.J., Yurgalavage H.M., Hildebolt C.F., Vannier M.W. (1993). 35mm film scanner as an intraoral dental radiograph digitizer, I: a quantitative evaluation, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 76: 502-509

92. Shrout M.K., Potter B.J., Yurgalavage H.M., Hildebolt C.F., Vannier M.W. (1993). 35mm film scanner as an intraoral dental radiograph digitizer, II: effects of brightness and contrast adjustments, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 76: 510-518
93. Solomon D.(2000). *Data compression. The complete reference*. Springer-Verlag Inc. 240-242
94. Southard K.A., Southard T.E. (1994). Detection of simulated osteoporosis in human anterior maxillary alveolar bone with digital subtraction, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 78: 655-661
95. Stassinakis A., Brägger U., Stojanovic M., Bürgin W., Lussi A., Lang N. P. (1995). Accuracy in detecting bone lesions in vitro with conventional and subtracted direct digital imaging, *Dentomaxillofac Radiol*, 24: 232-237
96. Thévenaz P., Ruttimann U.E., Unser M. (1995). Iterative multi-scale registration without landmarks, *Proceedings of the 1995 IEEE International Conference on Image Processing (ICIP'95)*, Washington DC, USA, October 23-26, vol. III, pp. 228-231
97. Thévenaz P., Ruttimann U.E., Unser M. (1998). A Pyramid Approach to Subpixel Registration Based on Intensity, *IEEE Trans Image Processing*, 7: 27-41
98. van den Elsen P.A., Pol E.J.D., Viergever M.A. (1993). Medical image matching: a review with classification. *IEEE Eng Med Biol*, 12: 26-39
99. van der Stelt P.F., Ruttimann U.E., Webber R.L. (1989). Determination of projections for subtraction radiography based on image similarity measurements, *Dentomaxillofac Radiol*, 18: 113-117
100. van der Stelt P. F. (1992). Inference systems for automated image analysis, *Dentomaxillofac Radiol*, 21: 180-183

101. van der Stelt P.F. (1993) Computer-assisted interpretation in radiographic diagnosis. *Dent Clin North Am*, 37: 683-696
102. Vandre R.H., Webber R.L. (1995). Future trends in dental radiology, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 80: 471-478
103. Vos H., Janssen P.T.M., Van Arken J., Heethaar R.M. (1986). Quantitative measurements of periodontal bone changes by digital subtraction, *J Periodontal Res*, 21: 583-591
104. Webber R.L., Ruttiman U.E., Gröndahl H-G. (1982). X-ray image subtraction as a basis for assessment of periodontal changes, *J Periodontal Res*, 17: 509-511
105. Webber R.L., Ruttimann U.E., Groenhuis R.A. (1984). Computer correction of projective distortions in dental radiographs, *J Dent Res*, 63 :1032-1036
106. Webber R.L., Tzukert A., Ruttimann U.E. (1989). The effects of beam hardening on digital subtraction radiography, *J Periodontal Res*, 24: 53-58
107. Webber R.L., Ruttimann U.E., Heaven T.J. (1990). Calibration errors in digital subtraction radiography, *J Periodontal Res*, 25: 268-275
108. Wenzel A. (1989). Effect of manual compared with reference point superimposition on image quality in digital subtraction radiography, *Dentomaxillofac Radiol*, 18:145-150
109. Wenzel A. (1991). Sewerin I. Sources of noise in digital subtraction radiography, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* , 71: 503-508
110. Wenzel A., Warrer K., Karring T. (1992). Digital subtraction radiography in assessing bone changes in periodontal defects following guided tissue regeneration, *J Clin Periodontol*, 19: 208-213

111. Wenzel A., Halse A. (1992). Digital subtraction radiography after stannous fluoride treatment for occlusal caries diagnosis, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 74: 824-828
112. Wenzel A. (1993). Computer-aided image manipulation of intraoral radiographs to enhance diagnosis in dental practice: a review, *Int Dent J*, 43: 99-108
113. Wolf B., Von Bethlenfalvy E., Hassfeld S., Staehle H.J., Eickholz P. (2001). Reliability of assessing interproximal bone loss by digital radiography: intrabony defects, *J Clin Periodontol*, 28: 869-878
114. Woo B.M.S., Zee K.Y., Chan F. H.Y., Corbet E.F. (2003). In vitro calibration and validation of a digital subtraction radiography system using scanned images, *J Clin Periodontol*, 30: 114-118
115. Yi WJ., Heo MS., Lee SS., Choi SC., Lee SB., Huh KH. (2005) Automatic noise robust registration of radiographs for subtraction using strategic local correlation: an application to radiographs of dental implants, *Comput Biol Med*, 35: 247-258
116. Yoon D.C. (2000). A new method for the automated alignment of dental radiographs for digital subtraction radiography, *Dentomaxillofac Radiol*, 29: 11-19
117. Yoshioka T., Kobayashi C., Suda H., Sasaki T. (2002). An observation of the healing process of periapical lesions by digital subtraction radiography, *J Endod*, 28: 589-591
118. Zacharaki E.I. , Matsopoulos G.K. , Asvestas P.A. , Nikita K.S. , Gröndahl K. , Gröndahl H-G. (2004). A digital subtraction radiography scheme based on automatic multiresolution registration. *Dentomaxillofac Radiol*, 33 : 379-390

119. Zeides des Plantes B.G. (1934). Ein methode om bepaalde onderdeelen van het Röntgenologisch te onderzoeken voorwerp afzonderlijk in beeld te brengen, *Ned Tijdschr voor Geneeskd*, 78: 762-769



8. SÖZLÜK

1.Nesil çıkarma: Standardize röntgen filmlerinin fotoğrafik farkını elde etmek üzere geliştirilmiş bir sistemdir.

2.Nesil çıkarma: Standardize röntgen filmlerinin dijital farkını elde etmek üzere geliştirilmiş bir sistemdir; geometrik hizalama dijitalizasyon öncesinde manüel olarak yapılır.

3.Nesil çıkarma: Röntgen filmlerinin dijital farkını elde etmek üzere geliştirilmiş bir sistemdir; dijitalizasyondan sonra geometrik eşleştirme ve kontrast düzeltme, işlemleri bilgisayar yardımıyla yapılır.

Affine transform: (Düzlemsel dönüşüm) Birinci görüntüdeki düz bir çizginin ikinci görüntüdeki düz bir çizgi üzerine, herhangi iki çizginin paralelliği korunarak eşleştirilmesi (map edilmesi) affine transformasyon olarak adlandırılır. İki boyutta, altı parametre ile tanımlanan; rotasyon (döndürme), translasyon (kaydırma), scaling (büyütme/ küçültme) ve shearing (ayırma)'e olanak sağlayan bir geometrik transformasyondur. Referans görüntünün piksel koordinat sistemini (x, y) ikinci görüntünün koordinat sistemi (x', y') üzerine birtakım matematiksel denklemler aracılığıyla eşleştirir. Affine transform, röntgen ışınların paralel olmasına neden olan ışın tüpü ile hasta arasında belirli bir uzaklık olan röntgen görüntüleme tekniğini mükemmel tanımlar.

Algoritma: Bir problemi çözmek için net olarak tanımlanan mantıksal basamaklar serisidir; özellikle de bir analiz ya da belirli bir görüntü işlemi uygulamak için

kullanılan, matematiksel olarak spesifik bir tekniktir. (adını İranlı matematikçi Al-Khawarizmi'den almıştır.)

A posteriori registration: Görüntüleme işleminde özel bir ekipman ya da özel bir cihaz olmaksızın görüntü eşleştirmesi yapabilen bir metoddur. Eşleştirme görüntü elde edildikten sonra yapılır.

A priori registration: Görüntüleme işleminde özel cihazlar ya da ekipmanın bulunduğu, alınan görüntünün çıkarma işlemi için kullanılacağını varsayan bir metoddur. Dolayısıyla, eşleştirme işlemi görüntü elde edilmeden önce sağlanmaktadır.

Baseline acquisition: Uzun dönemli bir çalışmada, referans (başlangıç) röntgen filminin elde edildiği zaman dilimidir.

Bilinear transform: İki boyutta, 8 parametre ile tanımlanan bir geometrik transformasyondur. Affine transformasyonların tamamının bilinear transformasyonlar içinde olmalarına karşın, projektif transformasyonlar bilinear transformasyonlar içinde değildir. Bilinear transformlarda, birinci görüntüde yer alan herhangi bir düz çizgiyi ikinci görüntüdeki düz bir çizgi üzerine eşleştirirken genel paralellik korunmamaktadır.

Binary image: Yalnızca siyah ve beyaz parlaklıklardan oluşan bir görüntüdür.

Binary: İkili düzen, örneğin 11001001.

Binary code: İkili kod.

Binary file: (*.BIN) Makina koduna dönüştürülmüş dosya. Bir kaynak dosyanın, yazılım dili derleyicisi (PMA, COBOL, FTN, PRG gibi) tarafından makina koduna dönüştürülmüş biçimi. Bu tip dosyalar, yükleyicinin giriş formatına uygun olarak düzenlenirler. Makina koduna dönüştürülmüş dosyalar olarak da isimlendirilirler.

Binary system: 2 tabanına göre sayı sistemi veya ikili sayı sistemi. Binary sistemde sayılar yalnızca 0 ve 1 rakamlarından oluşur.

Biquadratic transform: İki boyutta, 18 parametre ile tanımlanan bir geometrik transformasyondur. Bilinear transformasyonların tamamının biquadratic transformasyonlar içinde olmalarına karşın, projektif transformasyonlar biquadratic transformasyonlar içinde değildir.

Bit: Bir bilgisayarda her pikselin kodlandığı bilgi birimidir. Bilgisayarda iletilebilen bilginin en küçük miktarıdır. 0 veya 1 rakamlarından oluşan tek bir sayısal birimdir.

Binary + digIT kelimelerinden türetilmiş bir bilgisayar terimidir. Dijital dönüşüm sırasında, bir görüntünün içerdiği bilgi matrisi denilen satırlar ve sütunlarda bulunan bit'lere (bits) ayrılır.

Brightness: (Parlaklık) Bir dijital görüntüde bir piksele ayrılan ışık miktarıdır. Yoğunluk ışığın miktarından bahseder, ya da gerçek anlamda yansıtılan ya da iletilen X ışınlarıdır.

Computer-based registration (Bilgisayar esaslı görüntü eşleştirme): Eşleştirme işlemlerinin görüntü elde edildikten ve dijitize edildikten sonra bilgisayar tarafından yapıldığı bir *a posteriori* eşleştirme metodudur.

Contrast (Kontrast): Bir dijital görüntü içindeki parlaklık farklılıklarıdır; örn: piksellerin grilik derecelerinin standart sapması. Global kontrast bütün görüntüden bahsederken, lokal kontrast sadece piksellerin küçük komşuluklarını tanımlar.

Contrast calibration (Kontrast kalibrasyonu): Görüntü elde edilmesi sırasında oluşan kontrast distorsiyonlarının bilgisayar işlemleri aracılığıyla kompensasyonudur (örn.; gamma correction) ve kontrast düzeltme ile karıştırılmamalıdır.

Contrast distortion (Kontrast distorsiyonu): Görüntüleme işleminin neden olduğu, yoğunlukların doğrusal olmayan modifikasyonudur. Ör: Gamma correction katod-ışın tübünün karakteristiklerinin izlendiği doğrusal olmayan parlaklıkların kompensasyonu için, ya da röntgen filmlerinin fotometrik distorsiyonlarının kalibrasyonu için gereklidir.

Contrast registration (Kontrast Düzeltme): X ışın tübünün ayarlarındaki farklılıklar, kuantum kirliliği ve film banyosu, dijitalizasyon prosedürleri ya da direkt dijital yöntemlerde sensörden kaynaklı problemler grilik derecelerinde farklılıklara neden olmaktadır. Bu nedenle, fark radyograflerinin değerlendirmelerinden önce dijital görüntülerin grilik derecelerinin normalizasyonunu gereklidir. Direkt teknikler bir görüntünün grilik skalası dağılımını direkt olarak diğer görüntü üzerine eşleştirirken, indirekt yaklaşımlar ise her iki görüntüyü belirli bir referansa göre (ör: alüminyum referanslar) değiştirir. İndirekt tekniklerin avantajı; kemik hacmindeki değişiklikler gibi kantitatif ölçümlerin net olarak belirlenmesine olanak sağlayan kesin ve tam normalizasyon işlemi olmalarıdır; ancak her iki değişimde de (direkt/indirekt) hatalar olabileceği göz önünde tutulmalıdır. Hildebolt ve arkadaşları kullanılan eşleştirme tekniğinden bağımsız olarak, direkt tekniklerin genelde daha üstün olduğunu bildirmişlerdir.

Control points (Kontrol noktaları): Geometrik eşleştirme işlemi kontrol etmek için iki görüntü üzerine yerleştirilen çok sayıda noktalardır. Başlangıç ve izleme radyograflerindeki bu noktalar transformun önceki ve sonraki lokasyonlarını göstermektedir.

Correlation (Korelasyon): Bir boyutlu fonksiyonlar ya da iki boyutlu görüntülerin benzerliklerini değerlendirmede kullanılan bir tür matematiksel kıyaslama fonksiyonu.

Digital image (Dijital görüntü): Her biri farklı parlaklık değerlerine sahip farklı piksellerden oluşan bir görüntüdür.

Digital image analysis (Dijital görüntü analizi): Dijital görüntülerde yüksek matematiksel düzeylerde işlem yapma tekniğidir.

Digital image processing (Dijital görüntü işlemleri): Farklı dijital parlaklık miktarları formunda olan görüntülerin işleminden geçirilmesi tekniğidir.

Digitization (Dijitizasyon): Bir analog sinyalden dijital görüntü üretilmesi işlemidir.

Feature (Özellik): Genellikle görüntünün tamamından, fakat daha çok görüntünün ya da piksellerin bölümlerinden elde edilen iyi tanımlanmış bir içeriktir. Posteriori eşleştirme teknikleri gerçek ve net özellikler üzerine kurulmuştur. Özellikler, intrinsik ya da ekstrinsik kaynaklıdır; intrinsik özellikler hasta ile ilişkili olan ve röntgen görüntüsünün lokal karakteristiklerini gösteren, dişler ve implantlar, mine sement birleşim noktası (CEJ), ya da sadece kemik yapısı gibi içeriklerdir. Ekstrinsik özellikler ise görüntü elde edilmeden önce eklenen metal gridler ya da tel çerçeveler gibi suni objeler tarafından ortaya çıkarılırlar. Bununla birlikte, dental radyolojide fark radyografisi daha çok intrinsik özellikleri temel alır.

Follow-up acquisition: Uzun dönemli bir çalışmada bir sonraki röntgen filminin (kontrol filmi) elde edildiği zaman dilimi.

Free-hand subtraction (Serbest çıkarma): Bireysel ayarlama cihazları yardımları olmadan yapılan 3. nesil çıkarmadır; ancak, bireysel olmayan cihazlar geometri kontrolü için kullanılabilir.

Gamma correction: Parlaklığın doğrusal olmayan şekilde düzeltilmesidir. Gamma parametresi güç fonksiyonunun serbestlik derecesini belirler.

Geometric calibration (Geometrik kalibrasyon): Görüntü elde edilmesinde oluşan geometrik distorsiyonların bilgisayar esaslı kompensasyonudur; geometrik registration ile karıştırılmamalıdır.

Geometric distortion (Geometrik distorsiyon): Görüntüleme işleminin neden olduğu geometrik uzaklıkların doğrusal olmayan modifikasyonudur.

Geometric registration: Bir görüntünün tanımlanma aralığını (dizilimini) gösteren bir registration tekniğidir. Boyut, özellik, transform ve etkileşim kriterleri ile karakterizedir.

Geometric transform (Geometrik dönüşüm): Bir görüntünün uzaysal özelliklerinde dönüşüm yapılması işlemidir.

Grayscale (Grilik skalası): Dijital bir görüntüde parlaklığı temsil eden grilik derecelerinin sayısıdır.

Grayscale image (Griskala görüntü): Grilik derecesi parlaklıklarından oluşan bir görüntüdür.

Gray value (Grilik değeri): Belirli bir grilik derecesi parlaklığının sayısal olarak gösterilmesidir.

Histogram: Bir görüntüde her bir grilik derecesindeki piksel sayılarının grafiksel olarak gösterilmesidir. Başka bir deyişle, bir histogram her bir grilik değerinin bulunmasının *a priori* olasılıklarını (istatistiksel olarak) göz önüne koyar.

Image combination (Görüntü kombinasyonu): Çıkarma işlemi gibi, iki ya da daha fazla görüntüyü piksel piksel bir araya getiren herhangi bir operasyondur. Kombinasyonun lokal uyum kontrolü için bir mask (kapatıcı/gizleyici) görüntü kullanılabilir.

Imaging geometry (Görüntüleme geometrisi): Görüntüleme kaynağının, görüntülenecek obje ve ya da görüntüleme düzlemi ile olan geometrik ilişkisidir.

Imaging plane (Görüntüleme düzlemi): Gözlemcinin izleme noktası ile izlenen obje arasındaki doğruya dik olan düzlemdir. Bir X ışını projeksiyonunda ise görüntüleme düzlemi merkezi ışına diktir.

Input image (Alınan görüntü/girdi): Bir dijital görüntüleme işlemi ya da analiz sisteminde işleme giren bir görüntüdür.

Intensity (Yoğunluk): Fiziksel bir ortamdan gerçek anlamda yansıtılan ya da iletilen ışık miktarıdır. Buna göre, *parlaklık* bir dijital görüntüde bir piksele düşen ışık miktarını anlatmaktadır.

Invariant feature (Sabit/ değişmez özellik): Belirli bir objenin rotasyon ya da scaling gibi işlemlerden sonra farklı görüldüğünde bile özellik ölçümünün değişmeden sabit kalabilmesidir.

Landmark: Nokta eşleştirme işlemlerinde sıklıkla kontrol noktalarını tanımlamak üzere kullanılan karakteristik bir anatomik alandır. Bir görüntü landmark'ı, aynı zamanda eşleştirme ya da referans noktası olarak adlandırılır ve bir gri skala görüntüsünde güçlü lokal kontrastlarla aydınlatılmış bir dominant piksel olarak tanımlanır. Landmarkların iki boyutlu resimlerdeki bu tanımı, genellikle üç boyutlu ortamda tanımlanan "anatomik landmarklar"dan farklıdır. Röntgen görüntüleme işleminde doğal olarak anatomik landmarklar görüntü landmarkları arasında bulunur; ancak her anatomik landmark bir görüntü landmark'ı olarak izlenemez ve görüntü landmarklarının çoğunun eşleştiği bir anatomik landmark yoktur. Örneğin bir görüntüdeki bir dişin kenarı, bir düzlemin kenar görünümüne denk gelmektedir.

Lokal korelasyon: Geometrik eşleştirme işleminin hassasiyeti lokal korelasyonla düzeltilebilir. Bu düzeltme işleminin ana fikri; referans radyografide verilen bir landmark çevresine küçük bir şablon kesmek ve bunu izleme görüntüsündeki

karşılık gelen landmark çevresinde küçük bir pencerede şablon eşleştirmesi için kullanılmaktadır.

Leaving one out: Geometrik eşleştirme işleminin kalitesini arttırmak için uygulanan bir tekniktir ve örneklerin sayısı oldukça küçük olduğunda önemli etkiye sahiptir.

Least-squares: Ortalama kare hatasını minimize eden bir hata dağılımı tekniğidir.

Mapping (Eşleştirme): Girdi olarak alınan piksel lokasyonu ya da parlaklığını, çıktı olarak verilen piksel lokasyonu ya da parlaklığına dönüştüren bir fonksiyondur.

Masking image (Mask görüntü): Her piksel pozisyonunu, “bu piksel istenilen operasyonla ilgilidir ya da değildir” yönünde kodlamak için kullanılan, genellikle girdi görüntüye eşit boyuttaki binary görüntüdür.

Manuel ve otomatik eşleştirme yöntemi: Van der Elsen ve ark. algoritmaları, görüntü özelliklerinin seçimi ve transformun belirlenmesi için (ya da ikisi de olmaksızın) kullanıcı etkileşiminin ihtiyacına göre manuel, yarı-otomatik ve otomatik algoritmalar olarak ayırmışlardır. Eğer her iki görüntüde de kullanıcı etkileşimine ihtiyaç varsa, bu yöntemler manuel yöntemler olarak tanımlanmaktadır.

Örneğin, iki görüntüde birbirine karşılık gelen noktaların kullanıcı tarafından işaretlenmesini temel alan bir metod, manuel olarak adlandırılır. Eğer kullanıcı landmarkları yalnızca bir görüntüde bulurken diğer görüntüde karşılık gelen noktalar otomatik olarak lokalize ediliyorsa, bu yöntem yarı-otomatik bir yöntemdir.

Otomatik yöntemler ise referans ya da ikinci görüntünün her ikisinde de kullanıcı etkileşimine ihtiyaç duymazlar.

Optical resolution (Optik çözünürlük): Bir görüntüleme sisteminin bir görüntü ekranındaki uzaysal detayları kapsamlı çözebilme yeteneğidir. Sensör ya da filmin *uzaysal yoğunluğu* ve *uzaysal rezolüsyonu* ile karıştırılmamalıdır.

Output image (Verilen görüntü/ çıktı): Dijital görüntüleme işlemi ya da analizi sonucu ortaya çıkan görüntüdür.

Pixel (Piksel): 2 boyutlu dijital görüntülerin en küçük farklı uzaysal komponentini tanımlamak için resim ve element kelimelerinden üretilen yapay sözcük. Hacim veri grupları için piksellere aynı zamanda vokseller de denir.

Point mapping (Nokta eşleştirmesi): Kontrol noktalarını esas alan, uzaysal piksel lokasyonlarının hatasız ve doğru eşleştirmesi ile yapılan bir geometrik dönüşümdür.

Projective transform (Projektif dönüşüm): Sekiz parametre ile tanımlanan 2 boyutlu bir geometrik dönüşümdür; ancak projektif (perspektif) ve bilinear transformasyonlarda birinci görüntüde yer alan herhangi bir düz çizgi ikinci görüntüdeki düz bir çizgi üzerine eşleştirilirken genel paralellik korunmamaktadır. Projektif transform, ideal bir noktasal ışın kaynağına eşit olan oldukça küçük fokal spot boyutlu röntgen görüntülemeyi mükemmel tanımlar. Projektif transformlar intraoral radyografiler gibi röntgen görüntüleme yöntemlerinde oluşurlar. İntraoral radyografide-, fokal spot, X ışınlarının yaklaşık olarak noktasal bir kaynaktan yayılmasını sağlayacak şekilde genellikle 1 mm^2 'den küçüktür. X ışın tüpü ve hastaya sabit pozisyonlar verilebilse de, bir sensör/ film üç boyutlu uzaysal düzlemde tüm yönlerde rotasyon ve translasyona uğrayabilir. Sensör/ film yerleşimi değişmeden elde edilen bir görüntüdeki her piksel (x,y), sonradan elde edilen görüntüde (x', y') pozisyonuna dönüşmektedir. Bu düzeltilebilir geometrik dönüşüm, perspektif projeksiyon olarak adlandırılır.

PSNR (Peak Signal to Noise Ratio): Orijinal görüntülere benzetilen rekonstrüksiyon görüntülerinin kalitesini değerlendirmek için sık kullanılan bir

ölçüm olan ve “en yüksek sinyal değerinin kirlilik değerine oranı” olarak tanımlanan sayısal değer.

Reference image (Referans görüntü): Uzun dönemli çalışmalarda standart olarak kullanılan başlangıçta elde edilen görüntü (ilk film).

Registration (Eşleştirme): Bir görüntünün diğerinin geometrisi üzerine interpolasyon ile projeksiyonunu içeren, iki görüntünün içerikleri arasındaki bağlantının belirlenmesi işlemidir.

Rekonstrüksiyon: Özel bilgisayar programları kullanılarak mevcut düzlemdeki görüntünün istenilen başka bir düzlemde yeniden yapılandırılması işlemidir.

Kaynaklar:

22. Ellwood R.P., Davies R.M., Worthington H.V. (1997). Evaluation of a dental subtraction radiography system, *J Periodontal Res*, 32: 241-248

36. Hildebolt C.F., Brunsten B., Yokoyama-Crothers N., et al. (1998). Comparison of reliability of manual and computer-intensive methods for radiodensity measures of alveolar bone loss, *Dentomaxillofac Radiol*, 27: 245-250

54. Lehmann T.M., Gröndahl K., Gröndahl H-G., Schmitt W., Spitzer K. (1998). Observer-independent registration of perspective projection prior to subtraction of *in vivo* radiographs, *Dentomaxillofac Radiol*, 27: 140-150

55. Lehmann T.M., Gröndahl H-G., Benn D.K. (2000). Computer-based registration for digital subtraction in dental radiology, *Dentomaxillofac Radiol*, 29: 323-346

98. van den Elsen P.A., Pol E.J.D., Viergever M.A. (1993). Medical image matching: a review with classification. *IEEE Eng Med Biol*, 12: 26-39

- www.tdk.gov.tr/bilterim
- www.turkpoint.com/bilgisayar/sozluk/index.asp
- www.bilisimterimleri.com

9. ÖZGEÇMİŞ

1977 yılında Ankara'da doğdum. İlk öğrenimimi Ankara Güven İlkokulu, Kıbrıs Paşaköy İlkokulu, Malatya Oniki Eylül İlkokulu ve Sarıkamış Fevzi Çakmak İlkokulu'nda, orta ve lise öğrenimimi Söke Hilmi Fırat Anadolu Lisesi'nde tamamladım.

1994 yılında Marmara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi'nde üniversite öğrenimime başladım ve 1999 yılında aynı fakülteden mezun oldum. 2001 yılında Ege Üniversitesi Oral Diagnoz ve Radyoloji Anabilimdalı'nda doktora eğitimime başladım ve halen aynı anabilim dalında araştırma görevlisi olarak çalışmaktayım.