T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

KONVANSİYONEL VE İLERİ GÖRÜNTÜLEME TEKNİKLERİ İLE FARKLI AÇILARDA ALINAN GÖRÜNTÜLERDE DİKEY VE YATAY BOYUTUN SAPTANMASI

SAMİ KARA

DOKTORA TEZİ

ORAL DİAGNOZ ve RADYOLOJİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Prof. Dr. Faruk AKGÜNLÜ

KONYA-2010

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

KONVANSİYONEL VE İLERİ GÖRÜNTÜLEME TEKNİKLERİ İLE FARKLI AÇILARDA ALINAN GÖRÜNTÜLERDE DİKEY VE YATAY BOYUTUN SAPTANMASI

SAMİ KARA

DOKTORA TEZİ

ORAL DİAGNOZ ve RADYOLOJİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN
Prof. Dr. Faruk AKGÜNLÜ

Bu araştırma Selçuk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından 07102006 proje numarası ile desteklenmiştir

KONYA-2010

i.İÇİNDEKİLER

ii.ÖNSÖZ ii

1.GİRİŞ.....1

1.1.Panoramik Radyografinin Tarihsel Gelişimi.....1

1.2. Panoramik Görüntüleme Prensipleri.....5

1.3. Görüntüleme Prensibinin Matematiksel Analizi 9

1.4. Temel Görüntü Özellikleri.....12

1.5. Panoramik Radyografide Hastanın Pozisyon Hatasından Kaynaklanan Görüntü Bozuklukları 17

2. GEREÇ ve YÖNTEM 21

3.BULGULAR.....31

3.1. Konvansiyonel Panoramik Radyografta Dikey ve Yatay Büyütme Katsayısının Açılamalara ve Bölgelere Göre Değerlendirilmesi.....28

3.1.1. X Düzleminde Büyütme Katsayısının Değerlendirilmesi 28

3.1.2 .Y Düzleminde Büyütme Katsayısının Değerlendirilmesi 29

3.1.3. Z Düzleminde Büyütme Katsayısının Değerlendirilmesi.....29

3.2. Dijital Panoramik Radyografta Dikey ve Yatay Büyütme Katsayısının Açılamalara ve Bölgelere Göre Değerlendirilmesi.....30

3.2.1. X Düzleminde Büyütme Katsayısının Değerlendirilmesi 30

3.2.2. Y Düzleminde Büyütme Katsayısının Değerlendirilmesi 30

3.2.3. Z Düzleminde Büyütme Katsayısının Değerlendirilmesi.....31

3.3. Dikey ve Yatay Büyütme Katsayısının Dijital ve Konvansiyonel Panoramik Makinelere Göre Değerlendirilmesi 39

3.4. Dijital ve Konvansiyonel Panoramik Makineler Arasında Distorsiyon Katsayısının Değerlendirilmesi 39

3.5. Dijital Panoramik Makinede Dikey Ve Yatay (Apikal Ve Oklüzal) Büyütme Katsayısı Düzlem Ve Bölgelere Göre Tanımlayıcı İstatistiği 43

3.6. Konvansiyonel Panoramik Makinede Dikey Ve Yatay (Apikal Ve Oklüzal) Büyütme Katsayısı Düzlem Ve Bölgelere Göre Tanımlayıcı İstatistiği.....43

4.TARTIŞMA.....46

5.SONUÇ ve ÖNERİLER.....56

6.ÖZET.....57

7.SUMMARY.....58

8.KAYNAKLAR.....59

9.ÖZGEÇMİŞ.....64

ii.ÖNSÖZ

Yaşamım boyunca maddi ve manevi desteğini esirgemeyen, her zaman yanımda olan anneme,

Benden desteğini ve ilgisini esirgemeyen ve her zaman yanımda olan sevgili eşime minnet ve teşekkürlerimi sunarım.

Oral Diagnoz ve Radyoloji Anabilim Dalın'da en iyi şekilde eğitim almamı sağlayan, doktora çalışmamın planlanmasında ve yazılmasında yol gösteren, eğitimim boyunca bana her konuda yardımcı olup desteğini esirgemeyerek yetişmemde büyük emeği geçen ve beni camiaya kazandıran değerli hocama teşekkürlerimi borç bilir saygılarımı sunarım.

1. GİRİŞ

Her tanı yönteminin değeri, kazandırdığı bilginin miktarı ve önemine bağlıdır (Langland ve ark 1989). Dental radyograflar, tanı ve tedavi planlamasında önemlidir. Panoramik radyograflar, günümüzde diş hekimlerinin sıklıkla başvurdukları radyolojik tekniklerdendir. Dentomaksillofasiyal kompleks hakkında kapsamlı bir bakış için panoramik görüntüleme, diş hekimlerinin temel nitelikli teşhiş aracıdır (Schulze ve ark 2000) .

Panoramik radyografi, geniş toplumların dental sağlığının taranmasında ve tedavi planlamasında önemli bilgi sağlayan hızlı ve kolay bir metoddur (Langland ve ark 1989). Çoğu diş hekimi tanı için periapikal ve ısırtma radyograflara güvenir. Panoramik radyografdaki ilerlemeler ve ulaşılabilirlik arttıkça klinisyenler bu tekniği daha çok kullanacaktır (Schiff ve ark 1986). Her iki diş arkını, onları destekleyen yapıları ve yüz kemiklerini tek bir radyografta görüntüleyerek tanıya yardımcı olur. Düşük doz radyasyon, nispeten bozulmadan anatomik yapıları görüntülemesi ve kolay uygulanabilmesi nedeniyle en çok kullanılan radyolojik metodtur (Landland ve ark 1989). Genellikle, başlangıç incelemelerinde ve yardımcı görüntüleme tekniklerine ihtiyacın olup olmadığını belirlemede kullanılır (White ve Pharoah 2004). Panoramik radyografide baş pozisyonu önemlidir. Pozisyonlandırma hataları teknik hatalardan daha fazla görülür. Hatalı pozisyonlandırma görüntüde bulanıklığa ve distorsiyona sebeb olur (Rohlin ve Akerblom 1992).

1.1 Panoramik Radyografinin Tarihsel Gelişimi

Panoramik radyograflarda ışın kaynağının yerine göre 2 temel metod kullanır. Bunlar;

1.Ağıziçi X-Işını Kaynağı Kullanan Panoramik Radyografi: X ışın tüpü ağız içindedir. 180 derece açı ile x-ışını demeti hastanın yüzüne doğru, çeneleri üzerine yerleştirilmiş esnek filme gönderir. Screen, düşük hızlı kullanılır ya da kullanılmaz. Işın kaynağı, hasta ve film ekspoz süresince sabittir. Alt ve üst çene için ayrı ayrı ekspoz uygulanır. Bu teknik hasta ağzına girebilecek kadar küçük ışın tüpü kullanımına bağlıdır. Tüpün fokal spotu 0.1-0.15 mm genişliğindedir (Langland ve ark 1989). Görüntüdeki büyüme normal boyutun 2 katından daha fazladır. Işın kaynağı dişlere ve filme çok yakın olduğu için distorsiyon az ve görüntü daha keskindir. Temporomandibular eklem görüntülenemez. Hasta aşırı radyasyona maruz kalır. Çocuklarda esnek filmi yüze yerleştirmek zordur (Graber 1967). 1943'de Horst

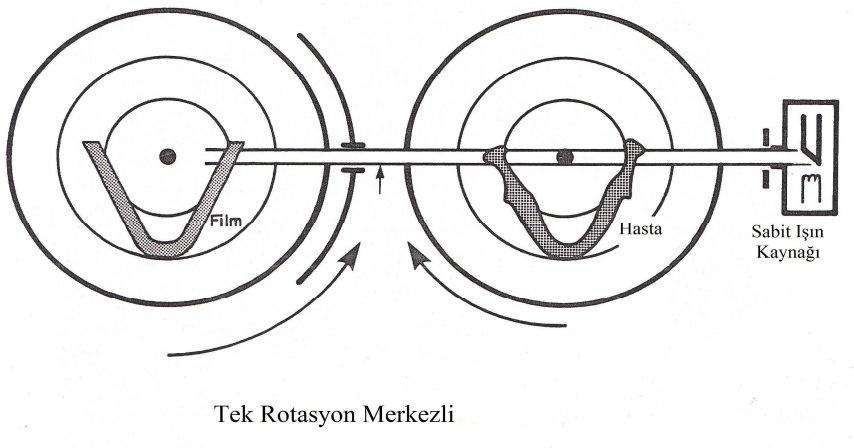
BEGER tarafından icat edilmiş ve patenti alınmıştır. Panoramix, Status-X, Stat Oralix gibi ticari adlarla piyasaya sürülmüştür (Langland ve ark 1989).

2.Ağızdışı X-Işın Kaynağı Kullanan Panoramik Radyografi: Rotasyonel panoramik radyografi, panoramik radyograflar içinde en çok bilinen tekniktir. 1933 yılında Dr. Hisatugu Numata ilk fikri ortaya atmış 1934 yılında da ağız içine dişlerin lingualine kavisli film yerleştirilmiş ve dar uzun X ışını demeti hastanın çenesi etrafında dönerek filmi ekspoz etmiştir. Bundan 12 sonra 1946 yılında Dr.Yrjö Veli Paatero, Dr.Numatanın tekniğine benzer fikri ortağa atmıştır(Langland ve ark 1989). Uzun kavisli screenli filmi dişlerin lingualine yerleştirmiş hasta koltuğu rotasyon yaparken, X ışın kaynağı sabittir ve uzun dar kolimatörden ışın demeti saçılmaktadır. Bu tekniğe Dr.Paatero parabolography olarak adlandırmıştır. Tek rotasyon merkezli (concentric) rotasyonel panoramik cihazını üretmiştir (Şekil 1.1). 1949 yılında filmi ağız dışına yerleştirmiştir. Hasta ve film aynı hızda ters yönde döner, ışın kaynağı sabittir. Sağ ve sol yarım çeneleri iki ayrı merkezde odaklayarak görüntülemiştir. Bu teknikte kavisli çene yüzeyi süperpoze olmadan katlanmadan bir düzlemde görüntülenebilmiştir. Bu tekniğede, panoramik ve tomografi kelimelerini kısaltmış ve pantomografi adını vermiştir. Panoramik kelimesi, bir bölgenin her doğrultuda tam ve açık görüntüsüdür. Tomografi, X-ışını kullanılarak dokunun istenen bölgesinin altındaki ve üstündeki katmanlarla karışmadan görüntülenmesidir (Langland ve ark 1989).

Paatero çalışmalarını sürdürmüş 1954'de önceki iki cihazı birleştirerek orthoradial pantomografi adını verdiği 3 rotasyon merkezli rotasyonel panoramik cihazını oluşturmuştur. Bu cihazla dişleri ve çevre yapıları tek bir filmde en az distorsiyonla, süperpozisyonsuz görüntülemeye çalışmıştır(Langland ve ark 1989).

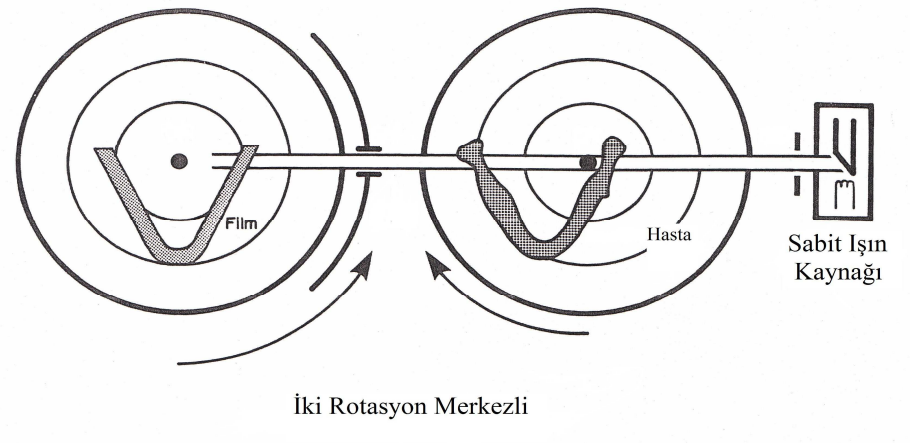
Panoramik radyograf cihazları, rotasyon merkezine göre çeşitleri vardır.

Tek rotasyon merkezli cihazlar (Rotograf): İlk geliştirilen cihazdır. Kavisli yüzeylerin tomografisi prensibine dayanır. Rotasyon merkezi mandibular arkta 3. molarların gerisindedir. Kaset çene şekline uygundur. Işın kaynağı sabittir. Hasta ve film ışın demeti önünde aynı hızla fakat ters yönde hareket ederler. Işın demeti ışın tüpüyle hasta arasında ve hastayla film arasında bulunan 2 yarıktan geçerek filme ulaşır. Çocuklarda ve brakisefalik yetişkinlerde oldukça başarılı olmuştur. Fakat dolikosefalik bireylerde bukkal segment daha düz ve daha az dairesel olduğu için distorsiyonlar ve bulanıklık sık görülmüştür (Graber 1967).



Şekil 1.1. Tek rotasyon merkezli panoramik makinenin şematik görünümü (Langland ve ark 1989).

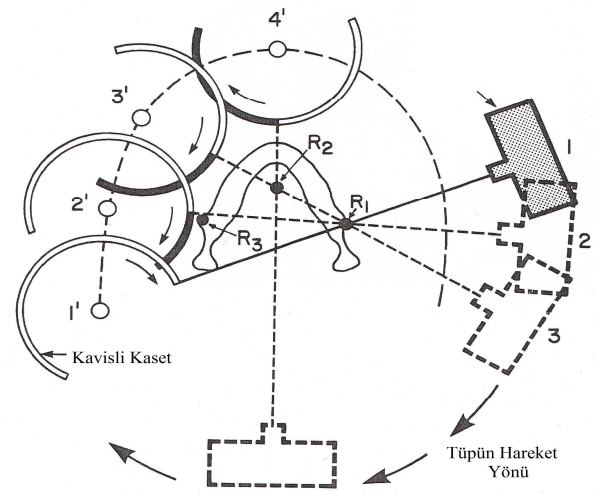
İki rotasyon merkezli cihazlar (Panorex): Tek rotasyon merkezli cihazların dezavantajlarından dolayı her iki yarım çenede birer rotasyon merkezi bulunan cihazlar geliştirildi. Mandibular arkın 3. molarların gerisinde iki rotasyon merkezi vardır. Hasta sabittir. Başlangıçta birinci rotasyon merkezinde sağ tarafta orta hatta kadar kısmın görüntüsü oluşturulur daha sonra hasta koltukla 3-4 inch (7.5-10 cm) kaydırılır. Böylece ikinci rotasyon merkezine geçilir. Işın kaynağı ve tüp hareket ederek. Diğer kısmın görüntüsü elde edilir. Rotasyon merkezi değişirken ışının bir süre kesilir buda orta kısımda boş bir alan oluşturur. Tek rotasyon merkezli cihazlara göre dişlerde daha az süperpozisyon görülür (Şekil 1.2) (Langland ve ark 1989).



Şekil 1.2. İki rotasyon merkezli panoramik makinenin şematik görünümü (Langland ve ark 1989).

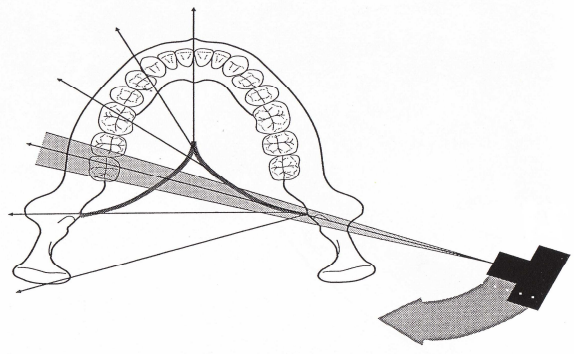
Üç rotasyon merkezli cihazlar (Orthopantomograf): Çenelerin parabolik kurvatürünü daha iyi görüntüleyebilmek için 3 rotasyon merkezli cihazlar geliştirildi. Anterior bölge daha doğru ve ön bölgedeki görüntü boşluğu ortadan kaldırılmış oldu. Sağ ve sol molar bölgesindeki rotasyon merkezine ek olarak ön keserlerin arkasına 3.

bir rotasyon merkezi oluşturuldu. Cihaz ekspoz süresince kendi otomatik olarak rotasyon merkezlerini değiştirmektedir. Sağ ve sol kanin bölgelerinde rotasyon merkezi değişir. Hasta özel bi sefalostat yardımıyla sabirlenir. Kaset ve ışın kaynağı 300° den fazla ters yönde hareket eder. Kavisli kaset kullanılır. İlk olarak bu cihazlara orthoradial çene pantomografisi adı verilmiş daha sonra Dr. Eiko Sairenji orthopantomografi adını teklif etmiştir (Şekil 1.3) (Langland ve ark 1989).



Şekil 1.3. Üç rotasyon merkezli panoramik makinenin şematik görünümü (Langland ve ark 1989).

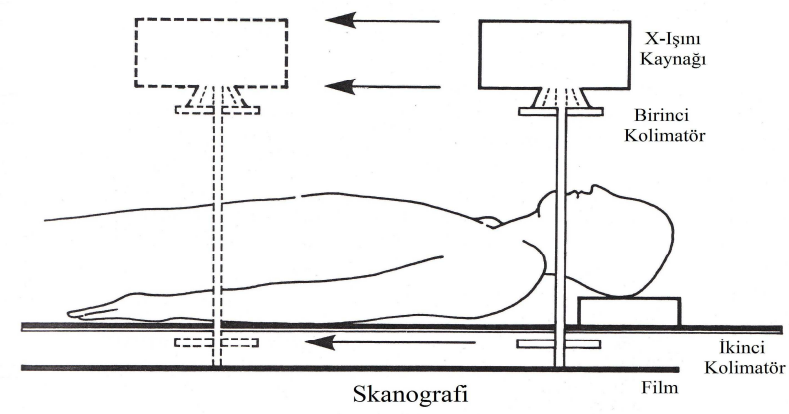
Devamlı Hareket Eden Rotasyon Merkezli: Günümüzde panoramik cihazlar dental arkların boyut ve şekil farklılıklarından doğan magnifikasyonları ve distorsiyonlar en aza indirmek için devamlı hareket eden çok rotasyon merkezlidir. Ekspoz süresince rotasyon merkezi belirli bir yol üzerinde hareket eder. Bu merkez sağ alt çene ramusun medial yüzeyine yakın bölgeden başlar simfizisin posterioruna doğru yay çizer sonra tekrar karşı ramus bölgesine doğru yayla devam eder. Merkezi ışın demeti hareketin her noktasında çeneye mümkün olduğunca dik gelir (Şekil 1.4) (Langland ve ark 1989).



Şekil 1.4. Devamlı kayan rotasyon merkezli panoramik makinenin şematik görünümü (Langland ve ark 1989).

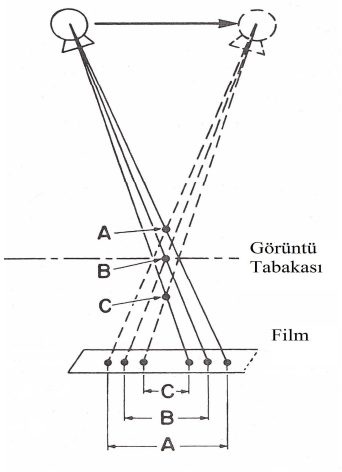
1.2 Panoramik Görüntüleme Prensipleri

Radyografide X-ışın tüpü ile film arasındaki objenin tüm kalınlığı röntgen üzerinde iki boyutlu olarak görülür. Farklı düzeylerdeki yapıların görüntüleri birbirleri üzerine süperpoze olur. Panoramik cihazların çalışması, kavisli yüzey tomografisi ve skanografinin birlikte uygulanmasıyla oluşur. Skanografi veya slit (dar yarık) radyografi, dar ve sınırlı X-ışını ile oluşur. Hareket skanografinin temelidir. Çünkü hareketli ışın kaynağı ve iki kolimatör yardımıyla dar alanı ekspoz ederek radyografiyi oluşturur (Şekil 1.5) (Langland ve ark 1989).



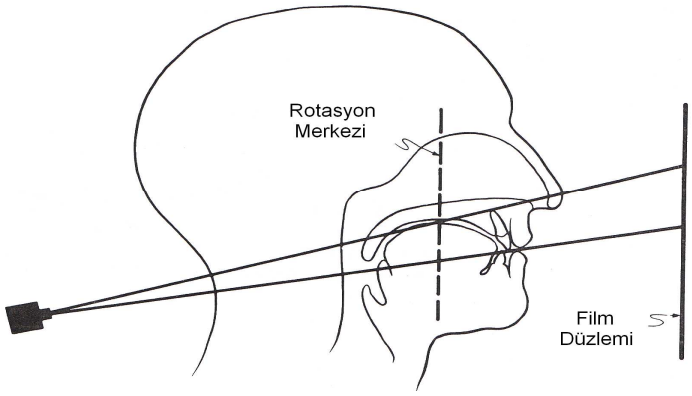
Şekil 1.5. Skanografi prensibinin şematik görünümü (Langland ve ark 1989).

Tomografide ışın kaynağı, obje ve filmden biri sabit kalır, diğer ikisi eşit hızla ve ters yönde hareket ederek belirlenen alanı tarayarak tomografi işlemini gerçekleştirir. Farklı düzeydeki yapıların görüntüleri üst üste düşmeleri önlenerek sadece görüntüsü istenen tabaka incelenir. İncelenecek tabakanın ön ve arkasındaki yapılar bulanıklaşır. Bulanıklaştırma işlemi görüntüyü ortadan kaldırarak değil görüntüleri anormal derecede büyütüp küçülterek yapılır. Film ve ışın kaynağı fulkrum adı verilen sabit bir dayanak noktasına bağlı olarak hareket eder. Röntgen tüpünün hareket genişliği derece ile ölçülür. Buna tomografik açı denir. Geniş ve dar açılı olarak 2'ye ayrılır. Tomografik açı, kesit kalınlığını belirler. İnce kesit incelemek için geniş tüp hareketi gereklidir (Şekil 1.6) (Langland ve ark 1989).



Şekil 1.6. Tomografi prensibinin şematik görünümü (Thomas ve ark 1990).

Panoramik radyografda, 3 boyutlu anatomik yapılar 2 boyutlu film üzerinde izlenir. Yatay ve dikey görüntü oluşumu farklı prensiple oluşur. Görüntünün dikey boyutunun oluşumu, makinenin yatay düzlemdeki hareketinden etkilenmez. Çünki dikey boyut klasik radyografik projeksiyonla oluşur. X-ışını tüpünün fokal spotundan çıkan ışın demeti fokal spot-film, fokal spot- obje mesafelerinin orantısına göre görüntüyü oluşturur ve magnifikasyonu belirler. Işın demeti objeden 4-7 derecelik negatif açıyla geçer (Şekil 1.7).

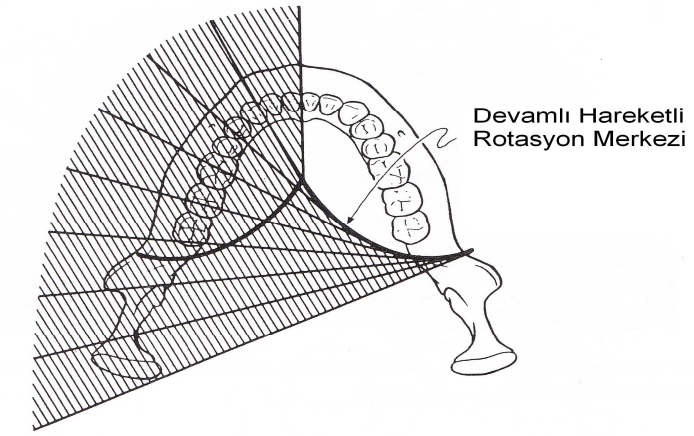


Şekil 1.7. Panoramikte X ışınının çeneye geliş şekli (Langland ve Langlais 1997).

Panoramikte yatay boyutu, rotasyon merkezi-film, rotasyon merkezi-obje mesafesi orantısı ve film dönme hızı belirler. Film hareketi olmazsa, yatay magnifikasyon dikey magnifikasyondan çok daha fazla olur. Film belirli bir hızla ışın kaynağının tersi yönünde dönerek obje görüntüsü yatay ve dikey boyutta daha dengeli büyür. Film ve ışın kaynağının dönme hızı ayarlanarak, yatay büyüme hızı azaltılabilir ve dikey büyümeye eşitlenebilir. Film hızı dikkatli seçilerek yatay büyüme azaltılarak yatay ve dikey büyüme katsayılarının eşit olduğu görüntü tabakası elde edilir (Langland ve ark 1989). Film hızı artırılarak imaj tabakası,

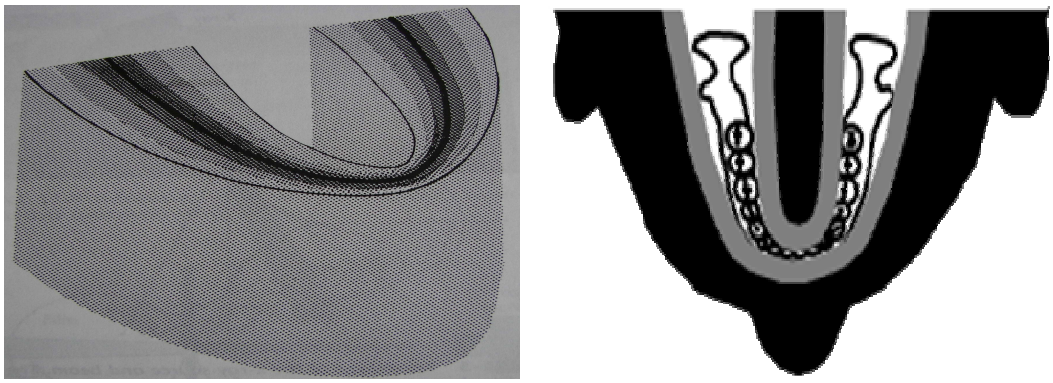
rotasyon merkezinden uzaklaşır ve genişler. Film hızı azaltılarak da imaj tabakası rotasyon merkezine yaklaşır ve daralır. Film dönme hızı ayarlanarak imaj tabakası, çenelerin ortası ve kenarlarını içine alacak şekilde biçimlendirilir (Langland ve Langlais 1997). Yatay magnifikasyonda, film hızlı dönerse obje büyür, yavaş dönerse büyütmez (Lund ve Manson-Hing 1975).

X- ışın kaynağının hareket şekli çeneleri görüntüleyebilecek en uygun şekilde seçilir. En çok tercih edilen devamlı hareket eden rotasyon merkezidir. Rotasyon merkezi, belirli yol boyunca kayar. Merkezi ışın demeti, hareketi boyunca rotasyon merkezinin kavisli yolunun her noktasına daima teğet geçer (Şekil 1.8).



Şekil 1.8. Çeneye mümkün olduğunca dik açılı gelen ışın demeti şematik görünümü (Langland ve Langlais 1997).

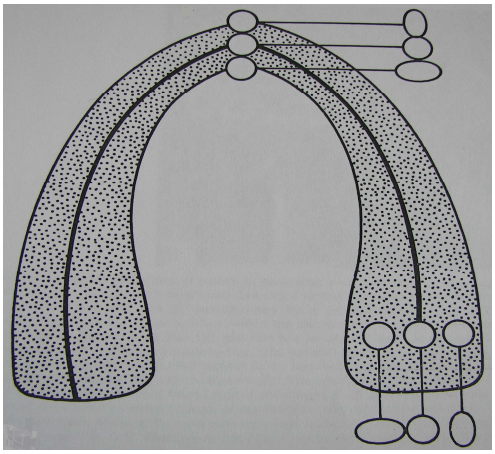
Yeterli obje detayının fark edilebildiği, 3 boyutlu kavisli alana imaj tabakası (fokal trough) denir (Şekil 1.9). Yatay ve dikey boyutun büyüme katsayılarının eşit olduğu distorsiyonsuz düzlem bu bölgenin merkezidir (Langland ve Langlais 1997). Panoramik radyografide elde edilen görüntü kalitesi, hastanın çenesinin imaj tabakası içerisinde bulunmasına bağlıdır.



Şekil 1.9. Panoramikte imaj tabakası (White ve Pharoah 2004).

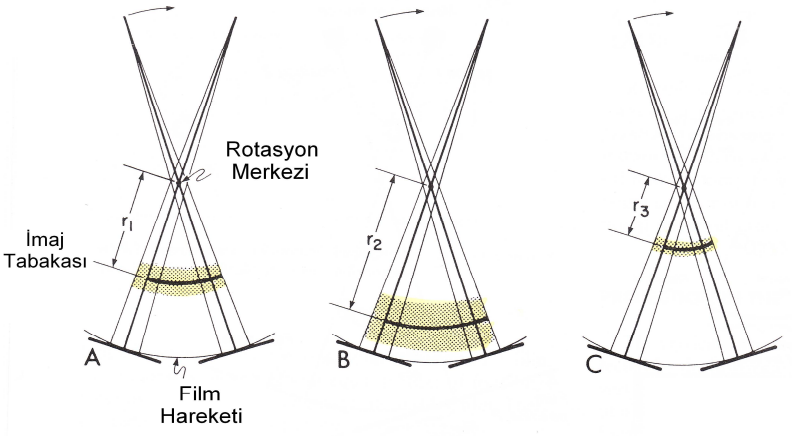
Hastanın pozisyonu tam olarak ayarlandığında ideal görüntü elde edilir (Horarlı ve ark 2006). Panoramik röntgendeki yapılar bu tabaka içinde yer alır. Bu

tabakanın dışında bulanan yapılar fark edilemeyecek kadar bulanıklaşır, büyür veya küçülür. İmaj tabakasının boyutu, panoramik cihazın dönüş şekline, X-ışını tüpü film dönme hızına, ışın demetinin doğrultusuna ve kolimatör genişliğine bağlıdır. İmaj tabakasındaki obje öne yani filme doğru yaklaştırılırsa yatayda boyutta daralır, daha ince gözükür. Obje geriye doğru kaydırılırsa, yatay boyutta daha geniş görülür, kalınlaşır. Dikey boyutta az bir değişme olur. Bu distorsiyon ışın kaynağı ve film yatay yönde hareketiyle ilgilidir. İmaj tabakasının posterioruna yerleştirilen objeyi ışın demeti normal film tüp dönme hızından daha yavaş geçer. Yatay düzlemde görüntü genişler daha kalın görünür. Anteriora doğru yerleştirilen objeyi ise ışın demeti daha hızlı geçer. Görüntü yatayda daralır ve daha ince görünür. Hasta başı sagital planda sola rotasyon yaptığında, çenenin sağ tarafı ışın tüpüne yaklaşacak ve görüntü genişleyecek, sol tarafı filme yaklaşacak ve görüntü daralacaktır (Şekil 1.10) (White ve Pharoah 2004).

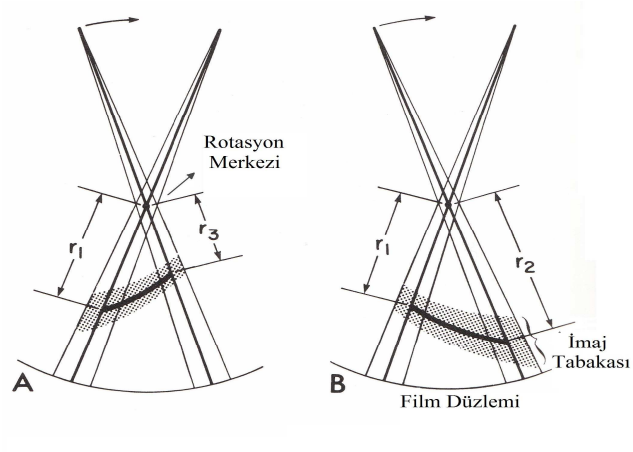


Şekil 1.10. Objenin imaj tabakasındaki yerine göre oluşan görüntü (Langland ve ark 1989).

Rotasyon merkezi ile imaj tabakası merkezi arası mesafe efektif görüntüleme yarıçapı olarak adlandırılır, bu yarıçapın uzunluğu arttıkça daha geniş imaj tabakası elde edilir. Film dönme hızı değiştirilerek hem imaj tabakasının yer hem de imaj tabakasının kalınlığı değiştirilir (Şekil 1.11). Devamlı hareketli rotasyon merkezine sahip cihazlarda anterior bölgede efektif görüntüleme yarıçapı posteriora göre daha kısadır. Buna görede imaj tabakası, anteriorda daha dardır (Şekil 1.12).

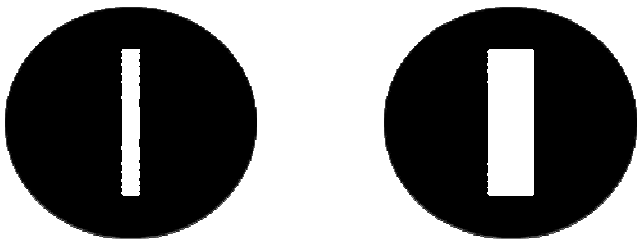


Şekil 1.11. Etkin görüntüleme yarıçapına göre imaj tabakası genişlikleri (Langland ve Langlais 1997).

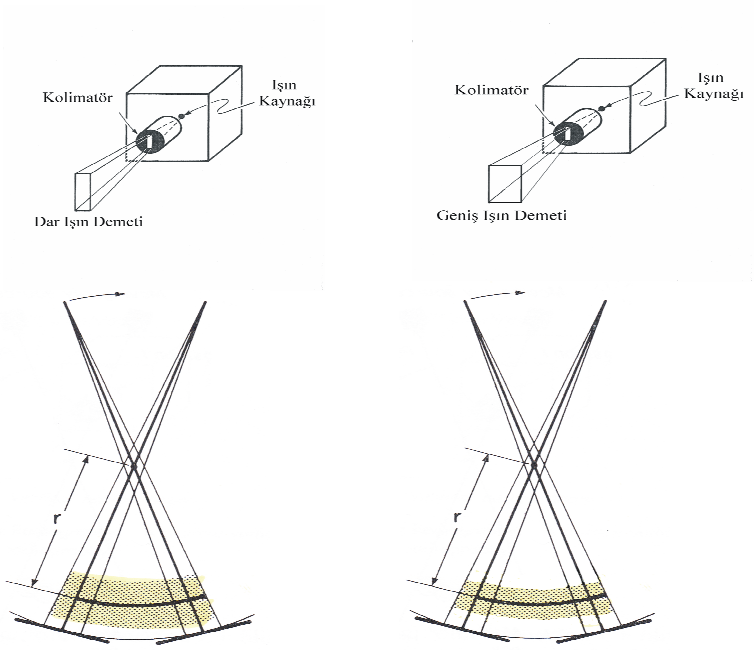


Şekil 1.12. Kavisli düzlemlerde etkin görüntüleme yarıçapı ile imaj tabakası ilişkisi (Langland ve Langlais 1997).

İmaj tabakası, ışın demetinin genişliği ile ters orantılıdır. Dar ışın demeti ile geniş imaj tabakası elde edilir. Işın demeti genişliği iki kat küçültülürse, imaj tabakası 2 kat artar (Şekil 1.13 ve 1.14).



Şekil 1.13. Panoramik kolimasyon genişliği.



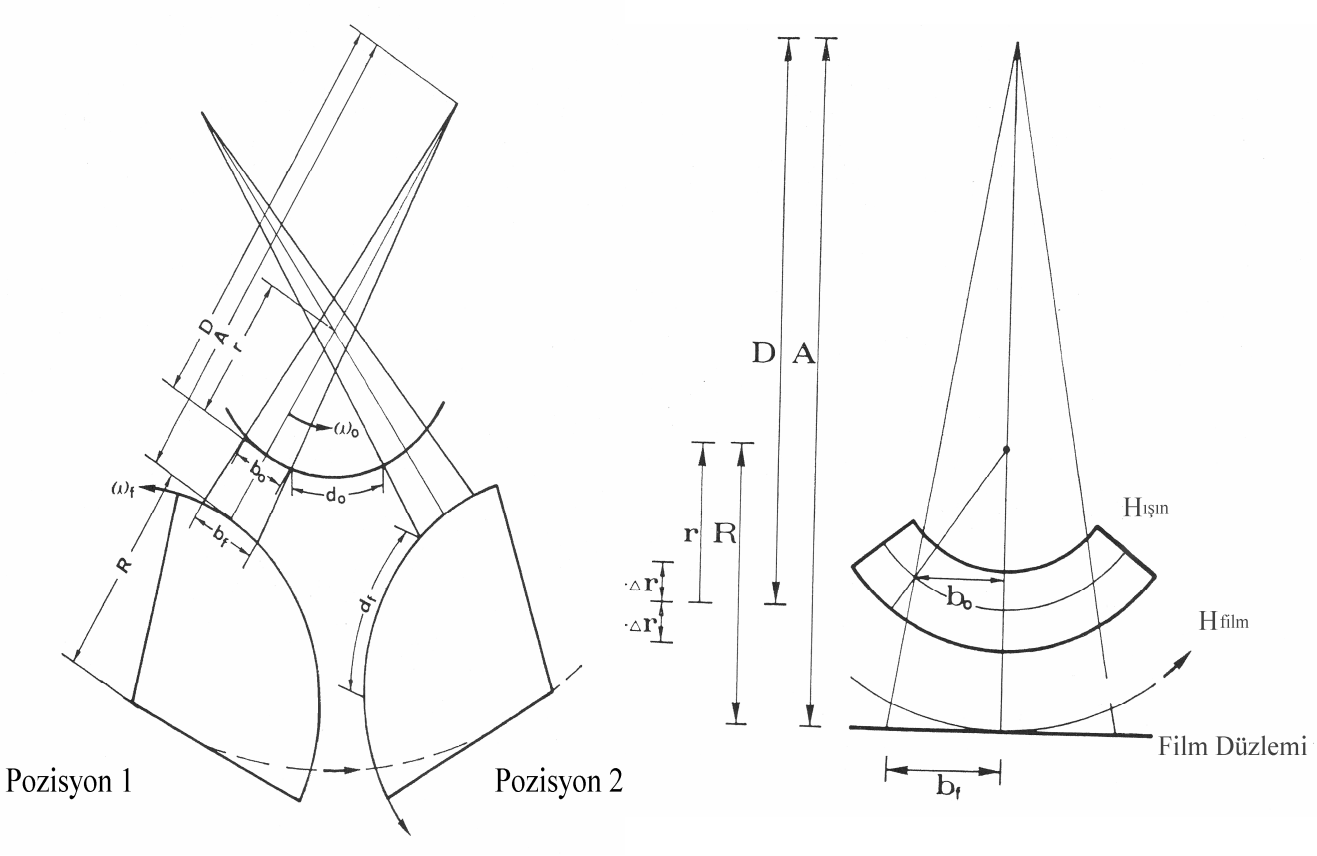
Şekil 1.14. Farklı ışın demeti genişliğinin imaj tabakasına Etkisi (Langland ve Langlais 1997).

1.3 Görüntüleme Prensibinin Matematiksel Analizi

Panoramik radyografların optimum kullanımı için onun çalışma prensibini anlamak gerekir. İmaj tabakasına yerleştirilmiş bir objenin ekspoz süresince görüntü oluşumu matematiksel olarak anlatılacaktır.

Film ve ışın demeti ters yönlü hareket eder. Birinci pozisyondan ikinci pozisyona geçerken, yatay boyutta ışın demeti objeyi geçerken ilk önce kenar ışınlar filme ulaşır. Objenin diğer kenar görüntüsü elde edilene kadar tüm ışın demeti filme ulaşır. Yani ışın demeti genişliği ve obje yatay boyutu toplamı kadar mesafe ekspoz edilmiş olur. Tales bağıntısına bağlı olarak, obje yatay boyutu ve film düzlemindeki ışın demeti genişliği toplamının obje düzlemindeki ışın genişliğine bölümü ile etkin görüntüleme yarı çapının, rotasyon merkezi imaj tabakası arası mesafeye bölümü orantılıdır. r, obje yerine göre imaj tabaksı içinde küçük oynamalar olacağı için Δr ile daha doğru formüle edilir (Formül 1.1, Şekil 1.15) .

Film hareketi, büyüme katsayısını değiştirir. Işın demetinin açısal hızının filmin açısal hızı farkının ışın demeti açısal hıza bölümüyle orantılıdır.



Şekil 1.15. Objenin ekspoz süresince ışın demetinin yer değişimi ve temel mesafeler (Welander 1974).

A= Işın kaynağı film arası mesafe

D= Işın kaynağı obje arası mesafe

r= Rotasyon merkezi imaj tabakası arası mesafe

R= Rotasyon merkezi film arası mesafe, Etkin Görüntüleme Yarıçapı

Δr= Objenin imaj tabakası merkezine göre pozitif veya negatif mesafesi

b_o= Obje düzleminde ışın demetinin genişliği

b_f = Film düzleminde ışın demetinin genişliği

d_o = Obje boyu

d_f = Film düzleminde obje boyu

ω_o = Işın demetinin açısal hızı

ω_d = Filmin açısal hızı

X= Objenin film üzerindeki boyutu

M= Büyüme katsayısı, magnifikasyon

$$\frac{x + b_f}{b_o} = \frac{R}{r} \qquad x = \frac{Rb_o}{r} - b_f \qquad x = \frac{Rb_0}{(r + \Delta r)} - b_f$$

$$M = \frac{R(\omega_0 - \omega_d)}{(r + \Delta r)\omega_0}$$

Formül 1.1. Objenin film üzerindeki boyunun formülü ve büyütme katsayısı (Welander 1974).

Işın demetinin objeyi ekspoz etme süresi ile filmde görüntü oluşma süresi aynı, fakat taranan mesafe farklıdır.

$$d_o + b_o = r\omega_o t \qquad d_f + b_f = R\omega_f t$$

$$t = \frac{d_o + b_o}{r\omega_o} \qquad t = \frac{d_f + b_f}{R\omega_f}$$

Formül 1.2. Film ve obje düzleminde ışın demetinin geçiş sürelerinin eşitlenmesi (Welander 1974).

Film üzerindeki boyutla imaj tabakasındaki obje boyutu süre üzerinden eşitleyip film üzerindeki obje genişliği buluruz (Formül 1.3).

$$\frac{d_f + b_f}{R\omega_f} = \frac{d_o + b_o}{r\omega_o}$$

$$d_f = \frac{R\omega_f}{r\omega_o}\left(d_o + b_o\right) - b_f$$

Formül 1.3. Filmde obje boyunun teorik matematiksel formülü (Welander 1974).

Obje uzunluğu direk olarak ışın genişliği ile orantılıdır. Film ve obje üzerindeki ışın demeti genişliği ışın kaynağı-obje ve ışın kaynağı-film mesafesiyle orantılıdır. Bu etki eden faktörler ışın kaynağı film, obje mesafeleri görüntünün

bulanık kenar kısımlarını (penumbra) belirler. Film üzerindeki toplam uzunluk ise film ışın demeti hızı ile orantılıdır (Formül 1.4) .

$$\frac{b_o}{b_f} = \frac{D}{A}, b_o = \frac{b_f D}{A}$$

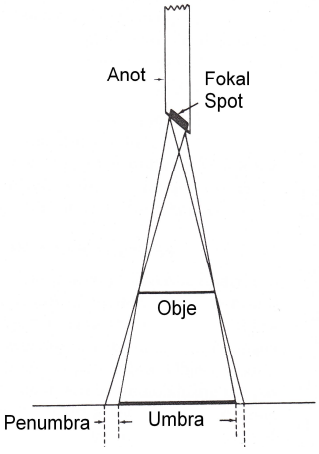
Formül 1.4. Işın demeti genişliğinin, ışın kaynağı obje ve film düzlemine orantısı (Welander 1974).

1.4. Temel Görüntü Özellikleri

İdeal panoramik radyograf, fazla bulanıklık ve distorsiyon olmadan çeneleri ve ilgili yapıları görüntülemelidir. Panoramik radyografda, distorsiyonun ve bulanıklığın beklenen etkilerini bilmek önemlidir.

Görüntü keskinliği (Sharpness): Keskinlik (Sharpness), görüntüleme sisteminin obje kenarını tanımlayabilme yeteneğidir. Kontrast yüksekse görüntü keskinliği kolaylıkla görülür.

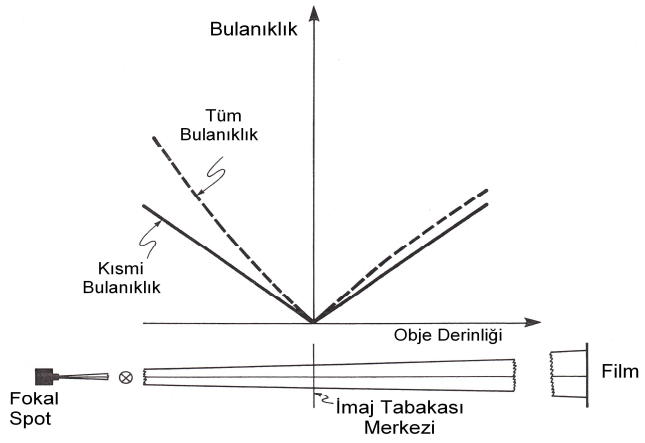
Bulanıklık (Unsharpness): Görüntüleme sisteminin obje kenarlarını keskin olarak görüntüleyememesidir. X-ışınları, fokal spotta tek bir noktadan değilde bir alandan dağılır. Bu sebeble ışın farklı doğrultularda yol alır. Objeden geçen ışın demeti film üzerinde görüntüyü oluştururken, objenin görüntüsü ve kenarında gölge, bulanık geçiş alanı oluşur. Bu gölge alana penumbra, asıl görüntüye umbra denir. Küçük fokal spot, objenin filme mümkün olduğunca yakın olması, fokal spot obje mesafesinin mümkün olduğunca uzak olması penumbrayı küçültür. İmaj tabakasının merkezinde bulanıklık en az seviyededir (Şekil 1.16).



Şekil 1.16. Penumbra oluşumu (Geometrik unsharpness) (Thomas ve ark 1990).

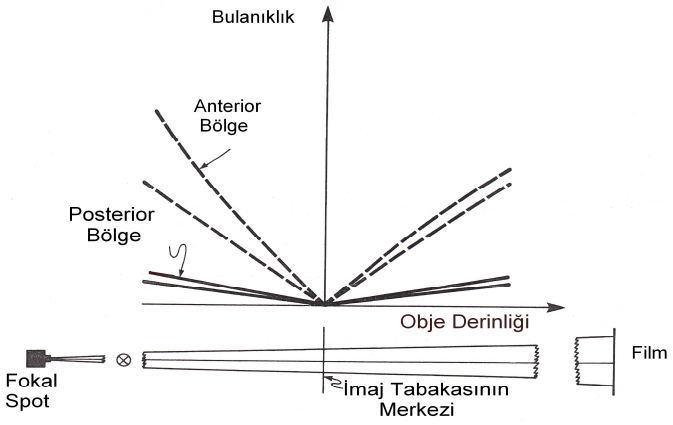
Geometrik, hareket, absorpsiyon, screen ve paralaks bulanıklığı olarak beş tiptir. Geometrik bulanıklıkda, penumbra küçük fokal spot kullanılarak azaltılır. Hareket bulanıklığı, ekspoz sırasında tüpün hareketiyle oluşur ve kısa ekspoz süresi ile kontrol edilir. Absorpsiyon bulanıklığında, görüntü objenin kenarlarına göre şekillenir. Oval ve yuvarlak objelerde absorpsiyon bulanıklığı en yüksektir. Sikrin bulanıklığı, sikrinden saçılan ışıkla film ekspoz olur. Scren film yetersiz teması ve uyumsuz hızları sonucu oluşur. Paralaks bulanıklığı çift emülsiyonlu filmlerde görülür. Film ne kadar kalın olursa filmin her iki kısmındaki emülsiyonda oluşan görüntü kenarları o kadar net olmaz. Paralaks bulanıklığı göz ardı edilebilecek kadar küçük bulanıklığa sebeb olur (Thomas ve ark 1990).

Panoramik radyografide, hareket bulanıklığı tüm (absolute unsharpness) ve kısmi (relative unsharpness) olarak ikiye ayrılır. Her iki tanımlamada, imaj tabakasının değerlendirilmesinde kullanılır. Obje düzleminde görülen kısmi bulanıklık (relative unsharpness), film düzleminde görülen tüm bulanıklığın magnikasyon kat sayısına bölünmesiyle elde edilir. Film düzlemindeki bulanıklık, filme yaklaştıkça azalır. Obje düzlemindeki bulanıklık imaj tabakasının her iki tarafında uzaklığa göre eşit artıp azalır (Şekil 1.17).



Şekil 1.17. Tüm ve kısmi bulanıklığın imaj tabakasına göre değişimi (Langland ve ark 1989).

Etkin görüntüleme yarıçapı kısa olduğunda, daha dar imaj tabakası elde edilir. Dar imaj tabakasında hareket bulanıklığı daha fazladır. İmaj tabakası anterior bölgede posterior bölgeye göre daha dardır. Anterior bölgede hareket bulanıklığı daha fazla görülür (Şekil 1.18).



Şekil 1.18. Tüm ve kısmi bulanıklığın çenelerin farklı bölgelerine göre değişimi (Langland ve ark 1989).

Distorsiyon (Çarpılma, Gerçekten Sapma): Objenin, farklı bölgelerinde eşit olmayan yatay ve dikey magnifikasyondur. Dikey boyut, fokal spot film mesafesine göre yatay boyut etkin görüntüleme yarıçapı film mesafesi, film ve ışının dönme hızıyla ilişkilidir. İmaj tabakasının merkezinde yatay ve dikey büyüme katsayıları eşittir.

Açısal distorsiyon, alan distorsiyonu, form distorsiyonu olmak üzere üç tip distorsiyon vardır.

a) Açısal Distorsiyon: Işın demetinin hareket yoluna bağlı olarak açısal distorsiyon oluşur. X-Işını objenin tüm parçalarından mümkün olduğunca dik geçmesi gerekir. Görüntünün uygun yorumlanabilmesi ve ölçülmesi için bunun yerine getirilmelidir. Görüntüde komşu dişlerin üst üste binmesi azaltılabilir ama ortadan kaldırılamaz. Merkezi ışın demetiyle ortalama çene şekli arasında farklılık vardır. Orta hatta bu açı 90° iken, premolar bölgesinde 110-120°, ramus ve temporomandibular eklem bölgesinde 50-70° dir. Özellikle maksiller premolar bölgesinde daha belirgin görülür (Sämfors ve Welander 1974a).

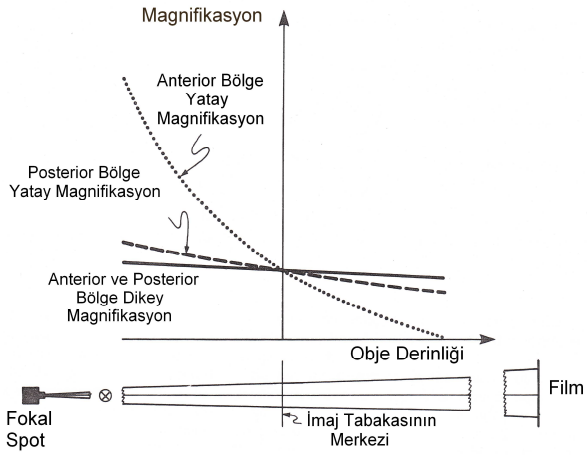
b) Alan Distorsiyonu: İmaj tabakasının şeklinin çene kavsiyle çakışmamasına bağlı olarak oluşur. Normal çene şeklinde geniş varyasyon vardır. İmaj tabakasının şeklindeki değişkenlik diş görünürlüğünü zorlaştırır, ark şekliyle imaj tabakası çakışmasını azaltır, açısal distorsiyonu etkiler (Sämfors ve Welander 1974b).

c) Form (Şekil) Distorsiyonu: İmaj tabakasındaki distorsiyon olarak bilinir. İmaj tabakasının merkezinde hareket bulanıklığı en azdır. Yatay ve dikey boyutta

aynı magnifikasyon değerine sahiptir. Obje, ışın demetine dik ve imaj tabakasının merkezine yerleştirildiğinde görüntü büyümesine rağmen gerçek oranlarda görüntülenmiş olur. Bu alanın dışında yatay ve dikey boyutta farklı büyüme oranlarına sahiptir. Işın rotasyon merkezine doğru görüntü büyür ve yatay magnifikasyon dikeyden daha fazladır. İmaj tabakasının merkezinin dışındaki magnifikasyon değişkenlikler yatay boyutta daha belirgindir. Bu etki anterior bölgede yan bölgelerden daha fazla görülür (Welander 1974, Sjöblom ve Welander 1978).

Büyüme Katsayısı (Magnifikasyon): Büyüme katsayısı, objenin radyograf üzerinde 2 boyutta eşit genişlemesidir. Işın kaynağı-film mesafesi ile obje-film mesafesi oranı obje gerçek boyu ile görüntü boyu orantılıdır. Fokal spot genişliği, obje- film mesafesi kadar etkin değildir. Büyümeyi en aza indirmek için obje filme mümkün olduğunca yaklaştırılmalı, ışın kaynağı-film mesafeside uzatılmalıdır.

Panoramik radyografide büyüme katsayısı, yatay ve dikey düzlemde farklı değişim gösterir. Dikey boyut ışın kaynağı-obje, ışın kaynağı-film orantısına bağlı oralarak genel projeksiyon kurallarına uyar ve doğrusal bir değişim gösterir. Yatay boyut ise etkin görüntüleme yarıçapı (Panoramik makinenin rotasyon merkezi)- obje, etkin görüntüleme yarıçapı-film mesafesiyle orantılıdır. Panoramik makinelerde rotasyon merkezi çeneye göre bir elips eğrisi çizdiği için sabit bir uzaklıkta değil değişkendir (Şekil 1.19). Buna bağlı olarak yatay büyüme katsayısı doğrusal değişim göstermemektedir.

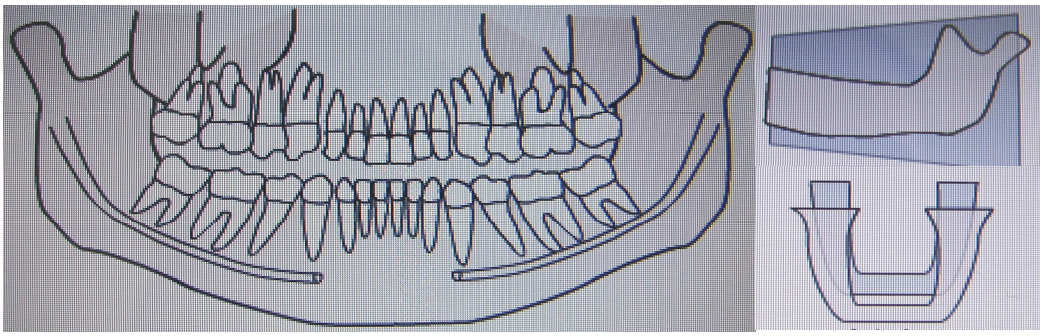


Şekil 1.19. Obje derinliğine bağlı olarak yatay ve dikey büyüme katsayısının değişimi (Langland ve ark 1989).

1.5. Panoramik Radyografide Hastanın Pozisyon Hatasından Kaynaklanan Görüntü Bozuklukları

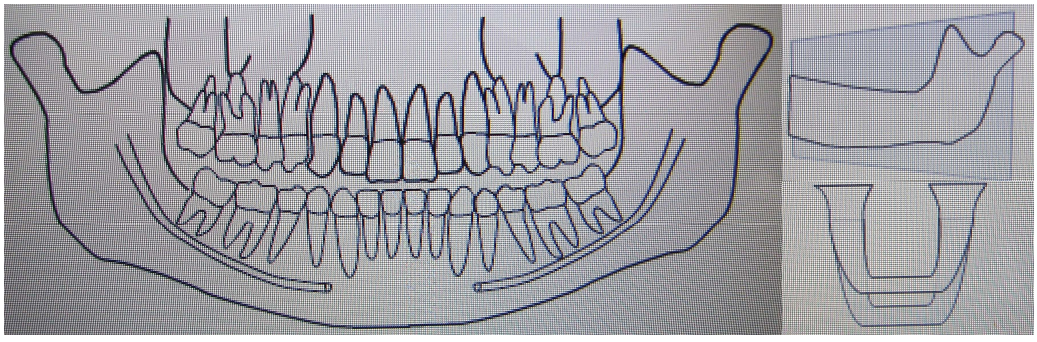
Panoramik radyografide hastanın pozisyonu 3 düzlemde tam ayarlanmazsa radyogramda bazı distorsiyonlar oluşur. En sık yapılan hatalar ve oluşan distorsiyonlar şunlardır.

Hasta ısırma çubuğunun önünde konumlandırılırsa yani imaj tabakasının önünde yer alırsa ışın kaynağından uzaklaşır. Bunun sonucunda anterior dişlerin mesiodistal çapları kısalır ve bulanık görülür. Bazen dişler arasında yalancı boşluklar oluşur. İmaj tabakasının dışına çıkarsa anterior dişlerin kronlarında kırık var gibi görülür. Premolar bölge birbiri üstüne süperpoze olur. Servikal vertebralar ramus üzerine süperpoze olur. Tüm görüntü daralmış şekilde görülür. Nazal kavite ve maksiler sinüsler imaj tabakasına girdiği için daha iyi görüntülenir (Langland ve Langlais 1997) (Şekil 1.20).



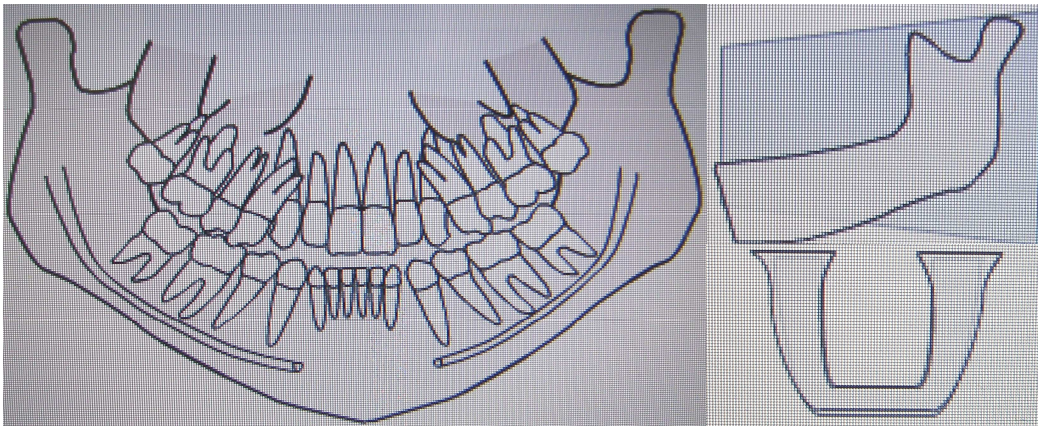
Şekil 1.20. Hastanın imaj tabakasına göre önde konumlanması.

Hasta geride konumlandırıldığında ışın kaynağına daha yaklaşır. Anterior dişler normalden daha geniş ve bulanır görülür. Nasal kartilajın yumuşak dokusu izlenebilir. Alt nazal turbin maksiler sinüslere kadar genişler. Mandibular korteks düz ve devamlı görülebilir. Kondiller film kenarına yaklaşmıştır. Kulak lobu görülmeyebilir. Hastanın görüntüsü büyümüştür. Karşı tarafın ramusu molar bölgeye süperpoze olur (Langland ve Langlais 1997) (Şekil 1.21).



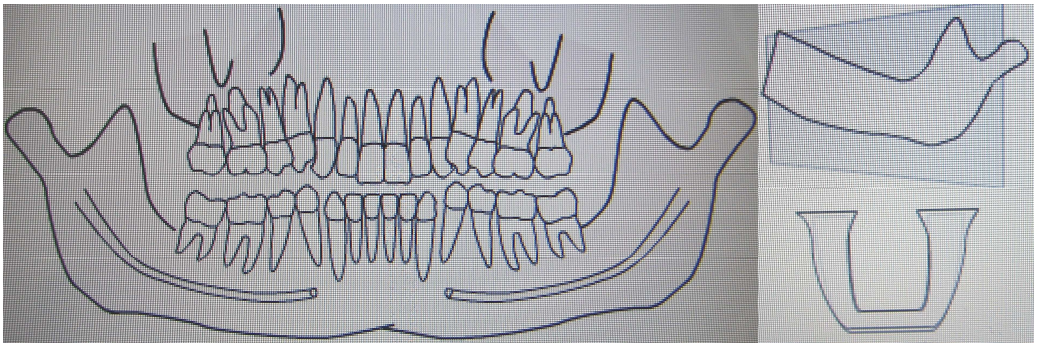
Şekil 1.21. Hastanın imaj tabakasına göre geride konumlanması.

Hastanın başı normalden fazla öne doğru eğildiğinde, Frankfurt düzlemi yere paralel olmadığında maksiler keser dişler imaj tabakası içinde mandibular keserler dışında yer alır. Maksiler anterior dişler ve çevre yapılar normalden daha iyi görüntülenir. İnteroklüzal aralık arttığı için gülümseyen bir yüz oluşur. Mandibula anterior bölge dikey boyutu uzar ve trabeküler yapı zayıf izlenir. Hyoid kemik transvers olarak mandibulaya süperpoze olur. Kondiller filmin üst kenarına yaklaşır (Langland ve Langlais 1997) (Şekil 1.22).



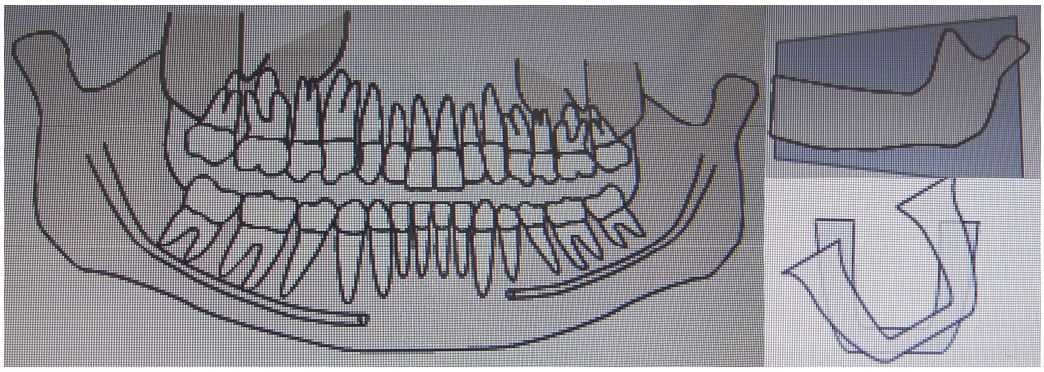
Şekil 1.22. Hastanın imaj tabakasına göre aşağıda konumlanması.

Hasta başını yukarı doğru kaldırırsa, makiler keserler imaj tabakasının dışında kalır ve bulanıklaşır. Sert damağın görüntüsü köklerin üzerine süperpoze olur. Kondil filmin kenarlarına doğru yaklaşır. Mandibular anterior dişler ve çevre kemik normal projeksiyondan daha iyi görüntülenir. Oklüzal düzlem düzleşir veya ters kurvatür gösterir. Palatinal kemiğin gerçek ve ghost imajı genişler, belirginleşir ve maksiller kök uçlarını keser (Langland ve Langlais 1997) (Şekil 1.23).

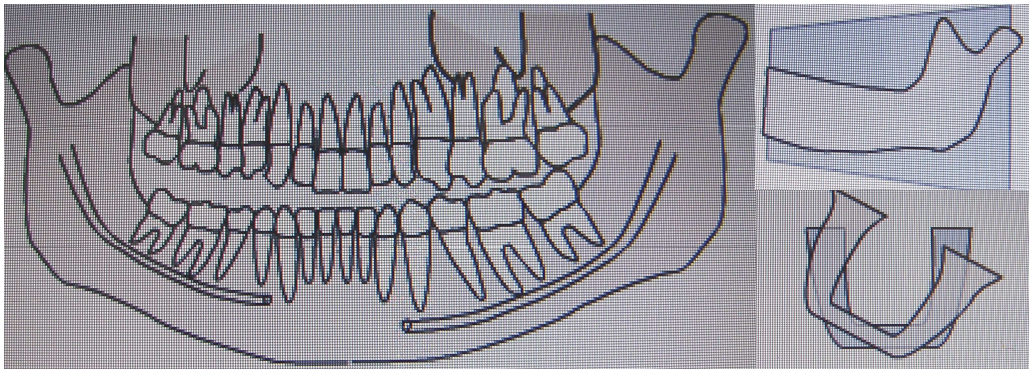


Şekil 1.23. Hastanın imaj tabakasına göre yukarıda konumlanması.

Hastanın başı orta hattan sağa veya sola doğru kayarsa, radyogramda bir taraftaki yapılar, diğer tarafa göre farklı büyüklükte görünür. Hangi tarafa kayarsa o bölge filme yaklaşacağı için o tarafta posterior dişlerde, ramusta daralma, karşı taraf posterior dişlerde, ramusta genişleme ve aproksimaller süperpoze olur. Vertebralar genişleyen taraf ramusa süperpoze olur (Langland ve Langlais 1997) (Şekil 1.24 ve 1.25).



Şekil 1.24. Hastanın imaj tabakasına göre solda konumlanması.



Şekil 1.25. Hastanın imaj tabakasına göre sağda konumlanması.

Dental radyolojide hastaların görüntülerin elde edilmesi sırasındaki hatalı hasta pozisyonlandırılmasıyla, anatomik landmarkların ve patolojilerin saptanması zorlaşabilir. Çünkü incelenecek olan bölgeye istenmeyen bir açıyla ışın demetinin gelmesi sonucu elde edilen radyograflarda gerçek boyutlarından ve görüntülerinden sapmalar olur. Konvansiyonel ve dijital panoramik sistemleri kullanılarak farklı açılamalarda yatay ve dikey boyut ölçümlerinin değişimi incelenerek implantolojide, anatomik landmarkların veya patolojilerin uzaklık tespitinde uygun tekniğin kullanılması amaçlanmıştır. Bu çalışmanın sonucunda;

a) Görüntüleme yöntemleri kendi içinde hangi açılamada ideal pozisyondan sapmaya başlamaktadır.

b) Farklı görüntüleme teknikleri ile elde edilen büyüme katsayılarının anterior, sağ ve sol posterior bölgeye göre değerlendirilmesi;

c) Büyüme katsayılarının anatomik bölgelere göre nasıl değişim davranışı gösterdiğinin değerlendirlmesi;

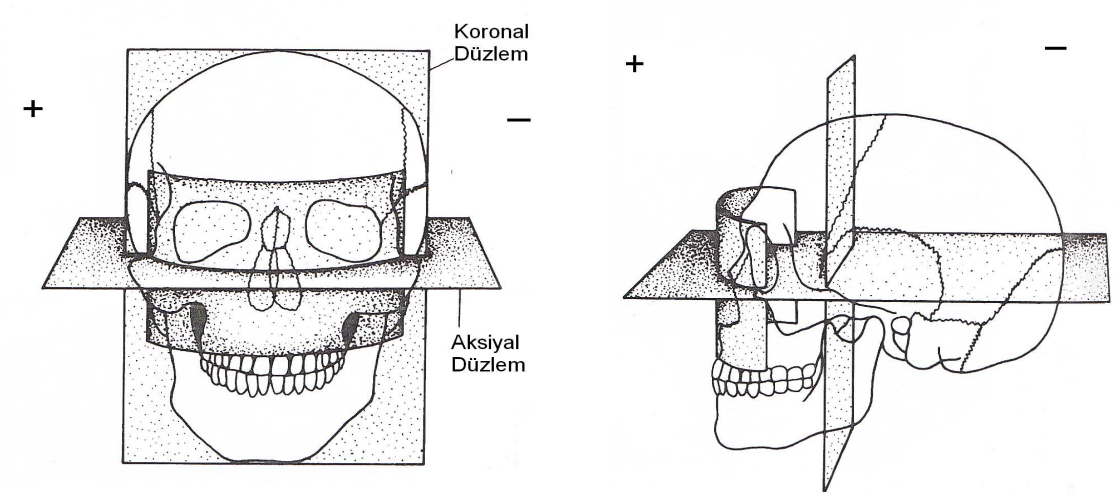
d) Hangi baş pozisyonunda görüntüde ve ölçümlerde aşırı sapma olduğunun tespit edilmesi;

e) X, Y ve Z düzlemlerinde pozitif veya negatif yöndeki baş hareketlerinin dikey ve yatay boyut ölçümlerinin farklı görüntüleme teknikleri ile karşılaştırılması;

f) En az distosiyona uğrayan baş pozisyonu ve görüntüleme tekniğinin tespit edilmesi amaçlanmıştır.

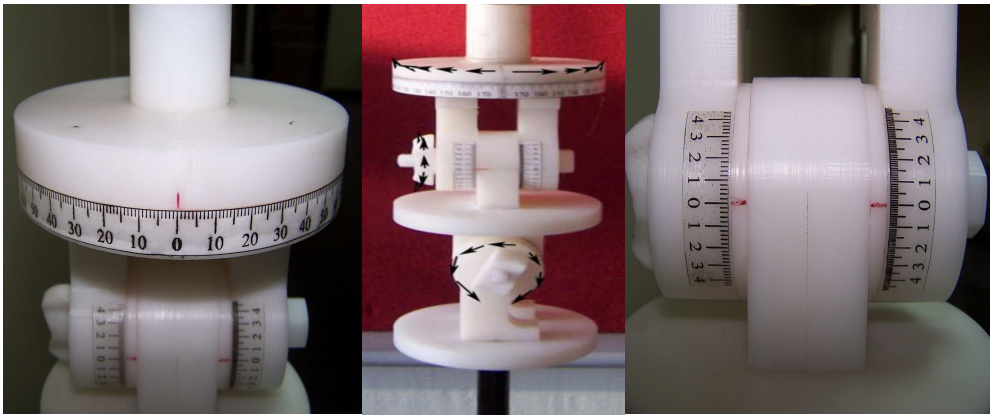
2. GEREÇ ve YÖNTEM

Çalışmada düzgün sıralanmış diş pozisyonuna sahip kuru kranium model olarak kullanıldı. Her diş bölgesine boyutu belli silindir yerleştirmek için fizyodispensırla yuvalar açıldı. Yuvaların birbirine paralel olmasına ve soketin aksı boyunca açılmasına dikkat edildi. Yuvalara yerleştirilen silindirlerin genişliği üst çene molar dişler bölgesinde (16,17,26,27 nolu diş bölgeleri) 3,5mm, üstçene diğer diş bölgelerinde (15,14,13,12,11,21,22,23,24,25 nolu diş bölgeleri) 2,65mm, altçene molar bölgede (47,46,36,37 nolu diş bölgeleri) 4mm, altçene keserlerde (41,42,31,32 nolu diş bölgeleri) 2mm olarak hazırlandı. Tüm silindir boyları 18mm olarak hazırlandı. Röntgende yüksek kontrast sağlamak için silindirler metal alaşımdan hazırlandı. Kuru kranium 3 düzlemde 6 yöne doğru 1°'er kaydırılabilen pozisyonere sabitlendi. Koronal (Y düzlemi) düzlemde öne doğru hareket, aksiyal (X düzlemi) düzlemde sağ tarafa rotasyon, sagital (Z düzlemi) düzlemde sağa doğru hareket pozitif (+); koronal düzlemde geriye, aksiyal düzlemde sol tarafa rotasyon, sagital düzlemde sola doğru hareket negatif (-) açılama olarak kaydedildi (Şekil 2.1). Koronal ve aksiyal düzlemde pozitif ve negatif 1°'er arayla 10°'uncu, sagital düzlemde ise pozitif ve negatif 1°'er arayla 4°'üncü kadar ve ideal pozisyonunda (Tüm düzlemlerde 0°) digital ve Konvansiyonel panoramik radyografları elde edildi (Resim 2.1, Resim 2.2).

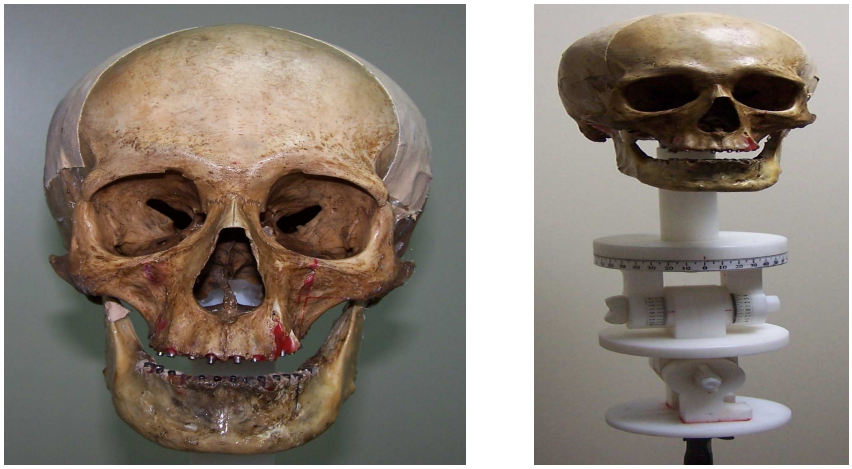


Şekil 2.1. Modele göre düzlemler ve açı değerleri (Langland ve ark 1989).

Model, imaj tabakasına (fokal trought) yerleştirilirken, ısırma bloğunu ısıracak şekilde ve sagital hat ısırma bloğunun ortasında ve yere dik, Frankfurt düzlemi yere paralel olmasına dikkat edildi (Resim 2.3). Model bir seferde yerleştirildi ve tüm röntgenler elde edildi.



Resim 2.1. Pozisyonerin açılama değerleri ve yerleri.



Resim 2.2. Modelin önden görüntüsü ve pozisyonerdeki duruşu.



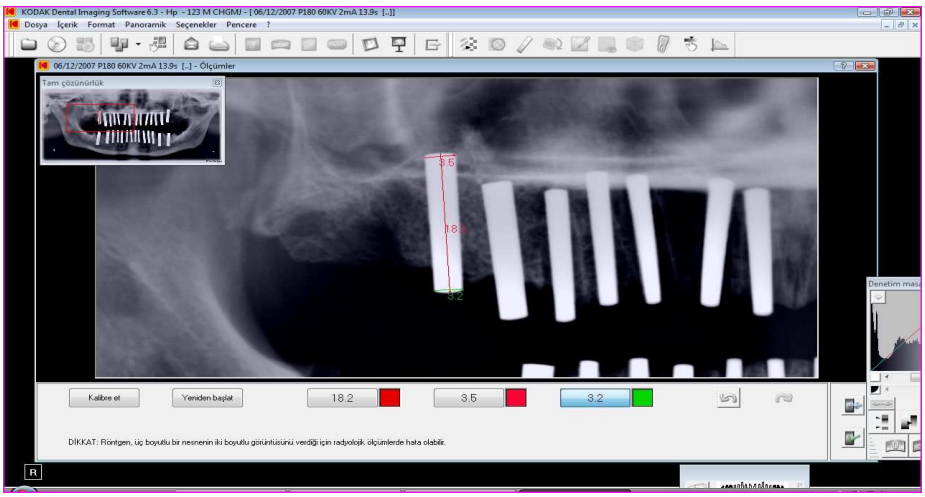
Resim 2.3. Modelin konvansiyonel panoramik cihazda pozisyonu.

Konvansiyonel radyograflar 60 kV, 4 mA,18 sn değerleriyle (Planmeca 2002 CC Proline Helsinki, Finlandiya) ekspoz edildi. Kodak T-Mat E Dental Film 15*30 cm (Eastman Kodak Company, Rochester, NY, USA) film serisi kullanıldı. Filmler üreticilerin talimatlarına uyularak otomatik banyo makinesi (Dürr Dental, Almanya) ile banyo edildi. Digital radyograflar 60kV, 2mA, 13.9sn (Kodak 8000 Dijital Panoramik Sistem, Trophy Radiologies, Carestream Health, Inc, Rochester NY, Amerika) değerleriyle elde edildi.

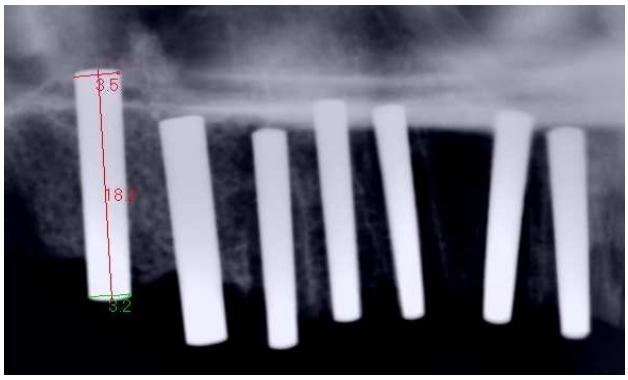
Konvansiyonel radyografların değerlendirilmesi loş ışıklı ortamda negatoskop kullanılarak incelendi. Radyograflardan silindirlerin boyu, apikal ve oklüzal taraftaki genişliği ölçüldü. Silindirlerin birbirine dik en uç kenarlar noktalar kumpas yardımıyla milimetrik olarak kaydedildi (Mutitoyo Absolute Series 500, Japan).

Digital radyogaflar Trophy Windows Software 6.3 Program yardımıyla loş ışıklı ortamda monitör üzerinde uygun kontrast sağlanarak değerlendirildi. Radyograflar programda kodak formatında kaydedildi ve incelendi. Programda temel görüntü araç çubuğudan (principle digital tools) ölçümler (measurement) simgesi seçildi. Görüntü gerçek boyutuna getirilerek (her alıcı sensör pikseli, bir görüntü pikseline denk getirilmiş oldu (2500 x 1244 piksel)) silindirlerin boyu, apikal ve oklüzal taraftaki genişliği fare yardımıyla ölçüldü (Resim2.4 ve Resim 2.5).

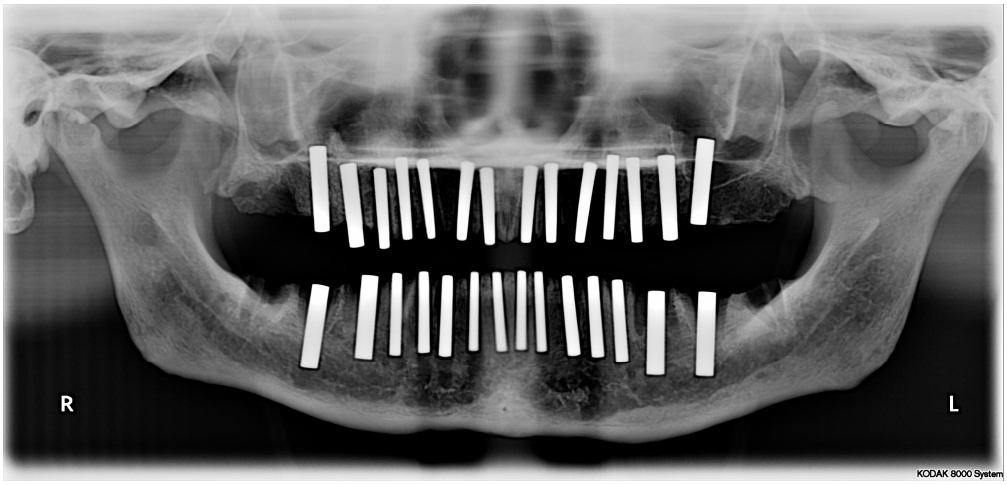
Toplam 49 pozisyonda 28 diş bölgesindeki silindirler ölçüldü. Model sağ, sol ve anterior olarak 3 bölgeye ayrıldı. Her bölgenin ideal pozisyondaki boy, apikal ve oklüzal ölçümleri ayrı ayrı açısal farklılıklara göre Mann-Witney U testiyle değerlendirildi. Panoramik makineler arasında uyuma t testiyle bakıldı.



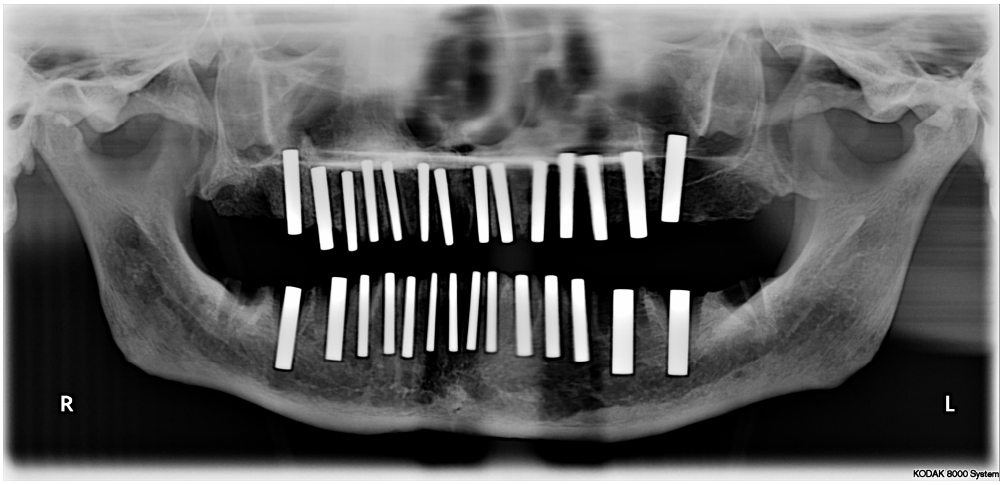
Resim 2.4. Dijital panoramikte ölçüm ekranı.



Resim 2.5. Kodak dental görüntüleme programıyla yapılan ölçüm.



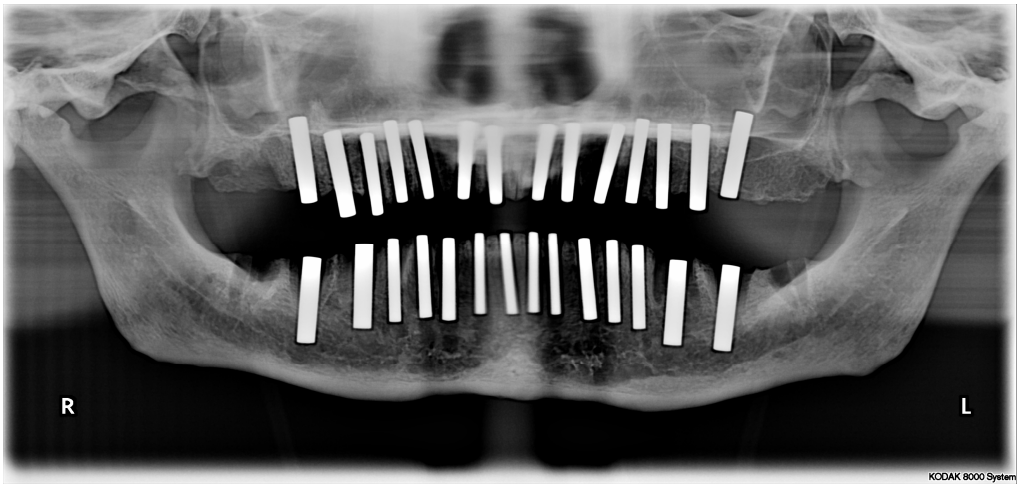
Resim 2.6. İdeal pozisyonda dijital panoramik radyograf.



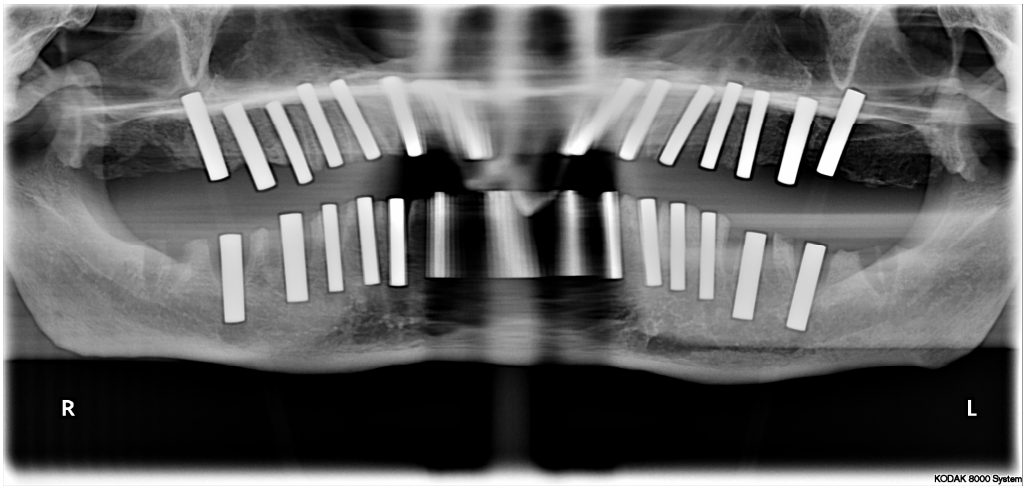
Resim 2.7. 10° Sağa (pozitif) rotasyonda dijital panoramik radyograf.



Resim 2.8. 10° Sola (negatif) x düzleminde rotasyonda dijital panoramik radyograf.



Resim 2.9. 5° Yukarı (pozitif) y düzleminde rotasyon dijital panoramik radyograf.



Resim 2.10. 10° Y düzleminde yukarı (pozitif) rotasyon dijital panoramik radyograf.



Resim 2.11. 5° Y düzleminde aşağı (negatif) rotasyon dijital panoramik radyograf.



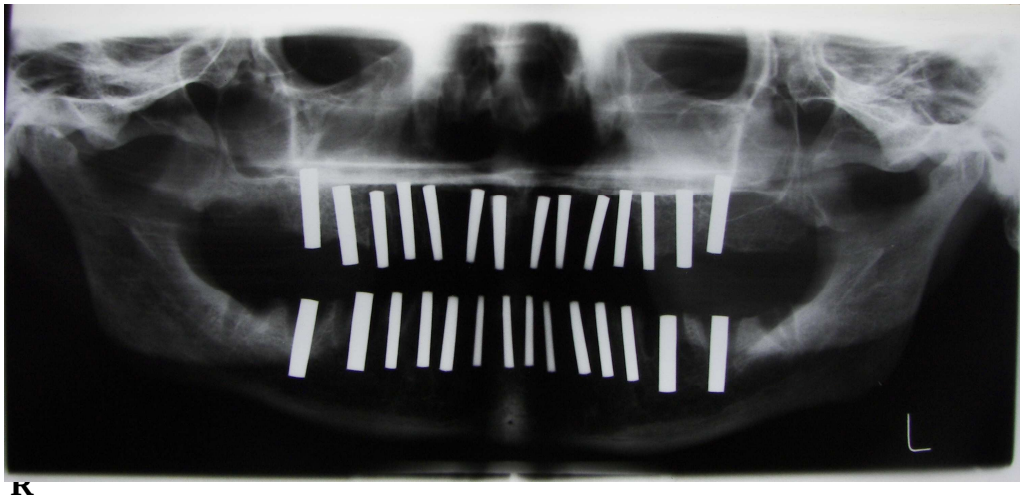
Resim 2.12. 10° Y düzleminde aşağı (negatif) rotasyon dijital panoramik radyograf.



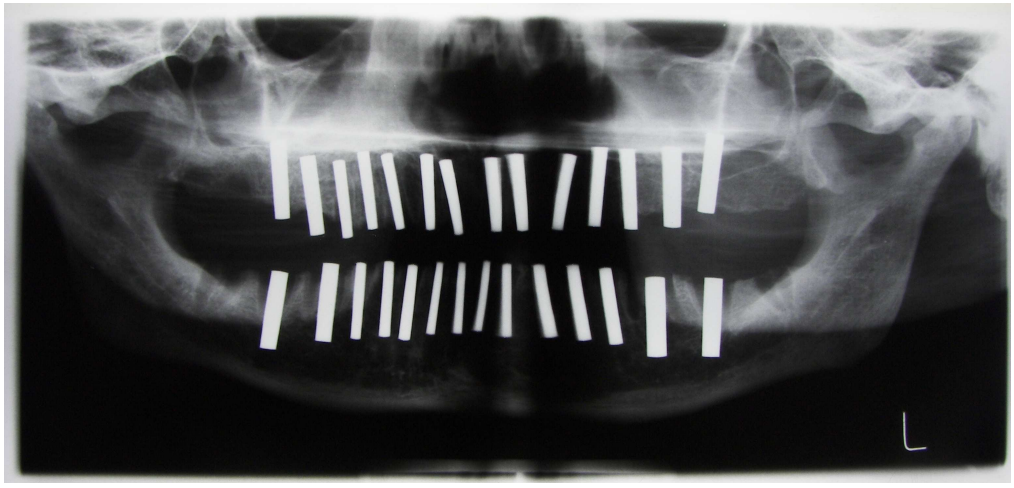
Resim 2.13. 2° Z düzleminde sağ yana (pozitif) rotasyon dijital panoramik radyograf.



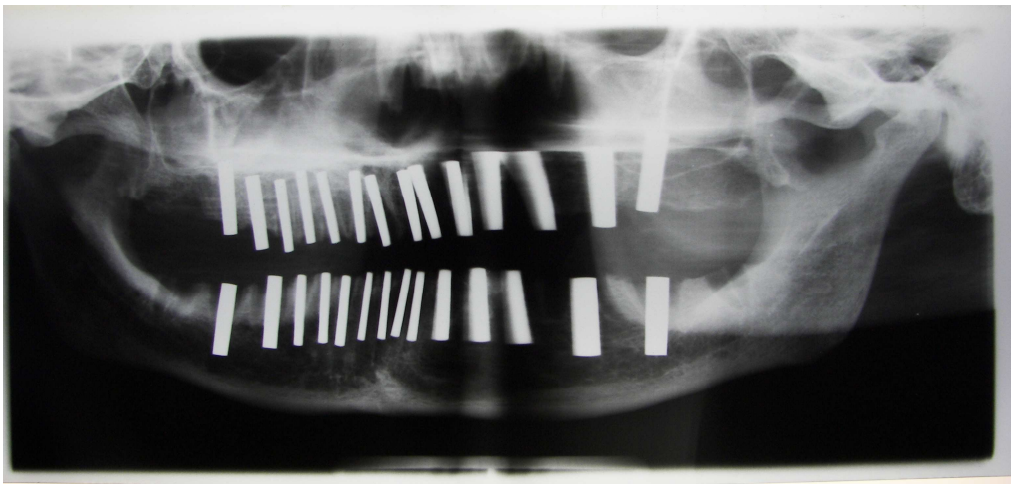
Resim 2.14. 2° Z düzleminde sola yana (negatif) rotasyon dijital panoramik radyograf.



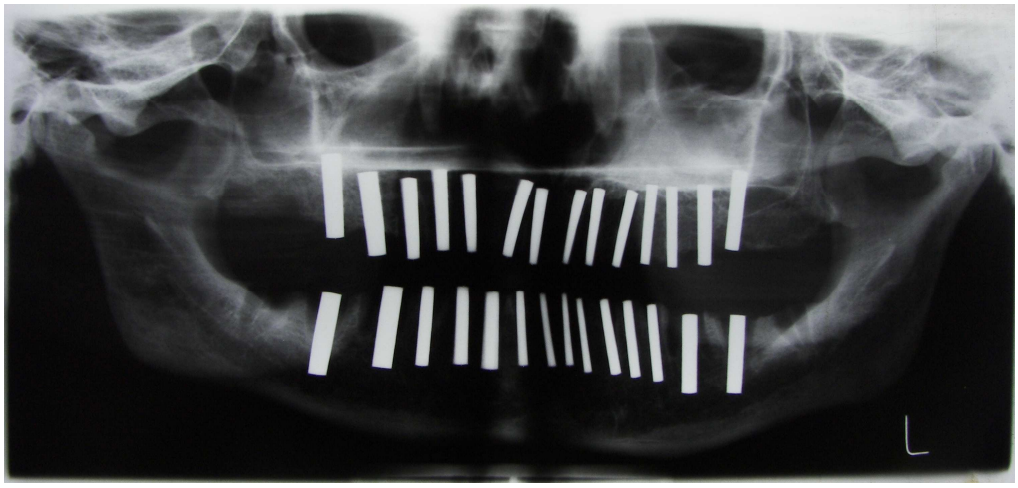
Resim 2.15. İdeal pozisyonda konvansiyonel panoramik radyograf.



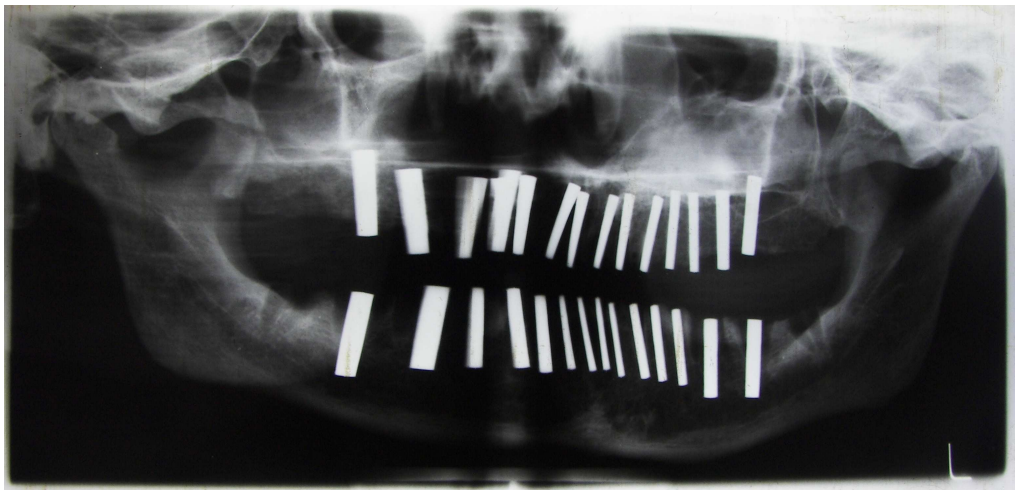
Resim 2.16. 5° Sağa (pozitif) x düzleminde rotasyonda konvansiyonel panoramik radyograf.



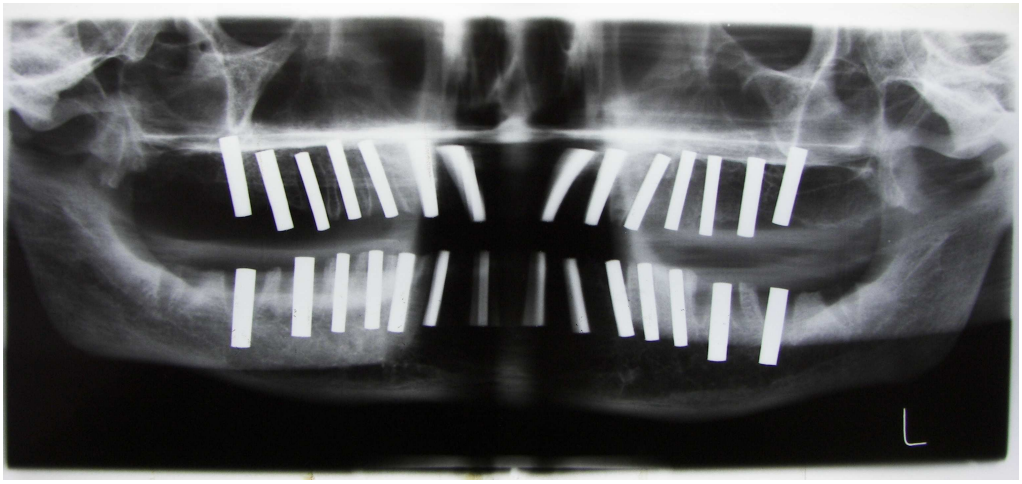
Resim 2.17. 10° Sağa (pozitif) x düzleminde rotasyonda konvansiyonel panoramik radyograf.



Resim 2.18. 5° Sola (negatif) x düzleminde rotasyonda konvansiyonel panoramik radyograf.



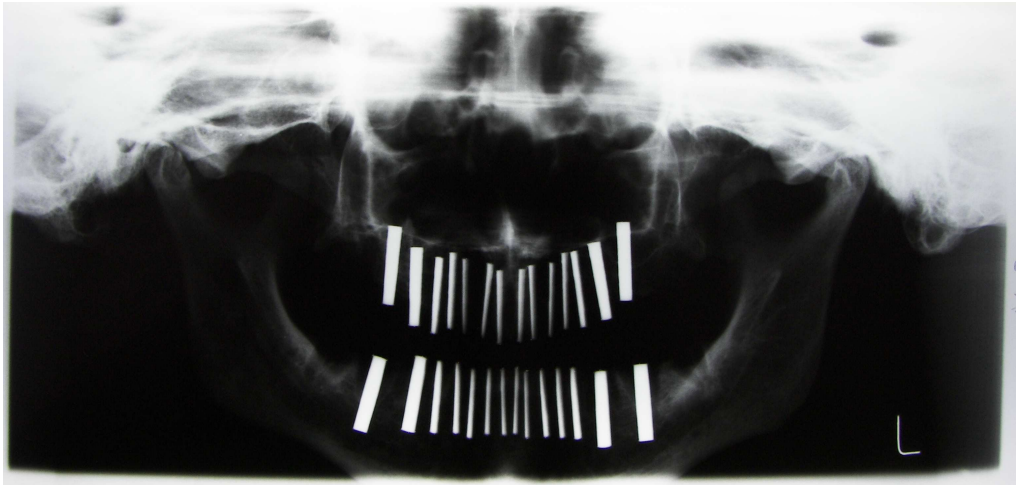
Resim 2.19. 10° Sola (negatif) x düzleminde rotasyonda konvansiyonel panoramik radyograf.



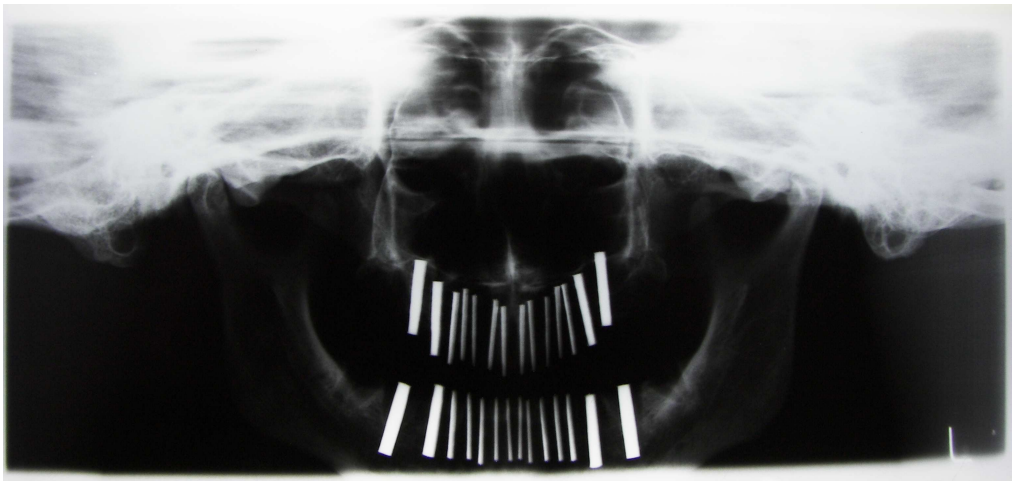
Resim 2.20. 5° Yukarı (pozitif) y düzleminde rotasyon konvansiyonel panoramik radyograf.



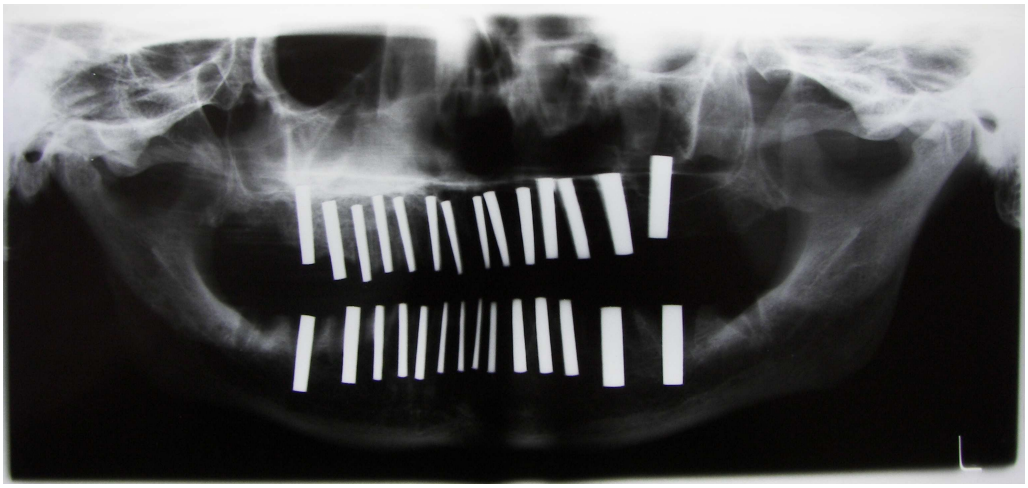
Resim 2.21. 10° Yukarı (pozitif) y düzleminde rotasyon konvansiyonel panoramik radyograf.



Resim 2.22. 5° Y düzleminde aşağı (negatif) rotasyon konvansiyonel panoramik radyograf.



Resim 2.23. 10° Y düzleminde aşağı (negatif) rotasyon konvansiyonel panoramik radyograf.



Resim 2.24. 2° Z düzleminde sağ yana (pozitif) rotasyon konvansiyonel panoramik radyograf.



Resim 2.25. 2° Z düzleminde sola yana (negatif) rotasyon konvansiyonel panoramik radyograf.

3.BULGULAR

Çalışmamızda, 28 diş bölgesine yerleştirilen silindirlerin 49 farklı pozisyonda alınan dijital ve konvansiyonel panoramik radyograflardan elde edilen dikey ve yatay büyütme katsayılarının açılamalara göre değişimi incelendi. 98 dijital ve konvansiyonel panoramik radyografta her diş bölgesine yerleştirilmiş 28 silindirin boy, apikal ve oklüzal bölgeye gelen genişlikleri ölçüldü. Toplam 8232 ölçümün birimi milimetre olarak kaydedildi. Ölçüm değerleri gerçek boyutlarına bölünerek büyütme katsayıları elde edildi. Dijital ve konvansiyonel görüntülerin, sağ-sol posterior ve anterior olarak 3 farklı bölgenin büyütme katsayıları değerlendirildi. Bölgelere ayırarak değerlendirmede sağ ve sol bölgelerden elde edilen ölçümlerin birbirlerini kompanze ederek istatistiksel farklılık oluşturmamasını engellenmiş oldu. Büyütme katsayısının 1 olması, gerçek obje uzunluğuyla radyograftaki ölçümün aynı olduğu gösterir. 1'den büyük olması görüntünün büyüdüğünü, 1'den az olmasıda görüntünün küçülmesidir.

3.1. Konvansiyonel Panoramik Radyografta Dikey ve Yatay Büyütme Katsayısının Açılamalara ve Bölgelere Göre Değerlendirilmesi

3.1.1. X Düzleminde Büyütme Katsayısının Değerlendirilmesi

Dikey boyutta, sağ bölge X düzleminde sola 9°'lik rotasyondan, sol bölge sağa 5°'lik rotasyondan sonra, anterior bölge sağa 3°,4°,5°,9°,10°'de istatistiksel olarak farklı çıkmıştır ($p<0.05$).

Apikal yatay boyutta, sağ bölge sola 9°'lik rorasyondan, sol bölge sağa 3°'lik ve sola 9°'lik rotasyondan sonra, anterior bölge sağa 3°'lik rotasyondan sonra ve sola 1°-6°'lik rotayonda istatistiksel olarak farklı çıkmıştır ($p<0.05$).

Oklüzal yatay boyutta, sağ bölge sağa 3°-5°lik rotasyon ve sola tüm rotasyonlarda, sol bölge sağa 3°'den sonra ve sola 1° ve 3° rotasyonda, anterior bölge sağa 3°'den sonra ve sola 1°-7°'lik rotasyonda istatistiksel olarak farklı çıkmıştır ($p<0.05$)(Çizelge 3.1).

3.1.2. Y Düzleminde Büyütme Katsayısının Değerlendirilmesi

Dikey boyutta, sağ bölge yukarı 3°'den sonra ve aşağı 7° rotasyondan sonra, sol bölge yukarı 2°'den sonra ve aşağı 7° rotayondan sonra, anterior bölge yukarı tüm açılamalarda ve aşağı 7°'den sonra istatistiksel olarak farklı bulunmuştur ($p<0.05$).

Apikal yatay boyutta, sağ bölge yukarı tüm açılamalarda ve aşağı 7°'den sonra, sol bölge yukarı 5°,6° ve 8°'lerde ve aşağı 5° rotasyondan sonra, anterior bölge yukarı tüm açılamalarda ve aşağı 1°,2° ve 5° den sonraki rotayonlarda istatistiksel olarak fark bulunmuştur ($p<0.05$).

Oklüzal yatay boyutta, sağ bölge yukarı 1°'den sonraki tüm rotasyonlarda ve aşağı 5° ve 7°'den sonraki açılamalarda, sol bölge yukarı tüm açılamalarda ve aşağı 5° ve 7°'den sonraki rotasyonlarda, anterior bölge yukarı tüm açılamalarda ve aşağı 1° ve 4°'den sonraki açılamalara istatistiksel olarak farklı bulunmuştur ($p<0.05$) (Çizelge 3.2).

3.1.3. Z Düzleminde Büyütme Katsayısının Değerlendirilmesi

Dikey boyutta, sağ bölge sağa 3° ve 4° eğimde, sol bölge sağa 2°-3° ve sola 3° ve 4° eğimde istatistiksel olarak farklı bulunmuştur ($p<0.05$). Anterior bölge sağa ve sola tüm açılamalarda istatistiksel olarak fark bulunmamıştır ($p>0.05$).

Apikal yatay boyutta, sağ bölge sağa 3°-4°, sola 2°'den sonraki açılamalarda, sol bölge sağa ve sola 2°'den sonraki açılamalarda istatistiksel olarak farklı bulunmuştur ($p<0.05$). Anterior bölge sağa ve sola tüm açılamalarda istatistiksel olarak fark bulunmamıştır ($p>0.05$).

Oklüzal yatay boyutta, sağ bölge sağa 2°'de ve sola 2°-3°'deki açılamalarda, sol bölge sağa 2°'den sonra ve sola 4°'de istatistiksel olarak farklı bulunmuştur ($p<0.05$). Anterior bölge sağa ve sola tüm açılamalarda istatistiksel olarak fark bulunmamıştır ($p>0.05$) (Çizelge 3.3).

3.2. Dijital Panoramik Radyografta Dikey ve Yatay Büyütme Katsayısının Açılamalara ve Bölgelere Göre Değerlendirilmesi

3.2.1. X Düzleminde Büyütme Katsayısının Değerlendirilmesi

Dikey boyutta, sağ bölge ve anterior bölge X düzleminde sağa ve sola tüm rotasyonlarda istatistiksel olarak fark bulunamamıştır. Sol bölge sola 8°'den sonra, istatistiksel olarak farklı çıkmıştır ($p<0.05$).

Apikal yatay boyutta, sağ bölge sola 2°'lik rorasyondan, sol bölge sağa 1° ve 4°'den sonraki açılamalarda ve sola 8°'lik rotasyondan sonra, anterior bölge sola 1°-3°'de ve 8°'deki açılamada istatistiksel olarak farklı çıkmıştır ($p<0.05$).

Oklüzal yatay boyutta, sağ bölge sağa 3°-5°lik rotasyon ve sola tüm rotasyonlarda, sol bölge sağa 3°'den sonra ve sola 1° ve 3° rotasyonda, anterior bölge sağa 3°'den sonra ve sola 1°-7°'lik rotasyonda istatistiksel olarak farklı çıkmıştır ($p<0.05$) (Çizelge 3.4).

3.2.2. Y Düzleminde Büyütme Katsayısının Değerlendirilmesi

Dikey boyutta, sağ bölge yukarı 8°'den sonra ve aşağı tüm açılamalarda, sol bölge yukarı 1°'de ve 9°-10°'de ve aşağı tüm açılamalarda, anterior bölge yukarı 1°-2° ve 7°'den sonra ve aşağı yöndeki tüm açılamalarda istatistiksel olarak farklı bulunmuştur ($p<0.05$).

Apikal yatay boyutta, sağ bölge yukarı 8°'den sonra ve aşağı yönde tüm açılamalarda, sol bölge yukarı 7°'den sonra ve aşağı tüm açılamalarda, anterior bölge yukarı 1°,2° ve 10°'de ve aşağı tüm açılamalarda istatistiksel olarak fark bulunmuştur ($p<0.05$).

Oklüzal yatay boyutta, sağ bölge yukarı 1° ve 7°'den sonraki tüm rotasyonlarda ve aşağı tüm açılamalarda, sol bölge yukarı 1° ve 7°'den sonraki tüm rotasyonlarda ve aşağı tüm açılamalarda, rotasyonlarda, anterior bölge yukarı 1°,2°,5°,6° ve 10°'de ve aşağı tüm açılamalarda istatistiksel olarak farklı bulunmuştur ($p<0.05$) (Çizelge 3.5).

3.2.3. Z Düzleminde Büyütme Katsayısının Değerlendirilmesi

Dikey boyutta, sağ bölge sağa tüm açılamalarda, sol bölge sağa 3°-4° ve sola tüm açılamalarda, anterior bölge sağa ve sola tüm açılamalarda istatistiksel olarak fark bulunmamıştır ($p>0.05$).

Apikal yatay boyutta, sağ bölge sağa tüm açılamalarda, sola 3°'de, sol bölge sola tüm açılamalarda, anterior bölge sağa ve sola tüm açılamalarda istatistiksel olarak farklı bulunmuştur ($p<0.05$). Sağ bölge sağa tüm açılamlarda istatistiksel olarak fark bulunmamıştır ($p>0.05$).

Oklüzal yatay boyutta, sağ bölge sağa tüm açılamalarda, sol bölge sola tüm açılamalarda, anterior bölge sağa ve sola tüm açılamalarda istatistiksel olarak farklı bulunmuştur ($p<0.05$). Sağ bölge sola ve sol bölge sağa tüm açılamalarda istatistiksel olarak fark bulunmamıştır ($p>0.05$) (Çizelge 3.6)

Çizelge 3.1. Analog panoramikte X düzlemindeki açılamalara göre istatistiksel sonuçlar.

	BOY							APİKAL							OKLÜZAL					
	Sağ		Sol		Anterior			Sağ		Sol		Anterior			Sağ		Sol		Anterior	
	Median	P	Median	P	Median	P		Median	P	Median	P	Median	P		Median	P	Median	P	Median	P
İP	1,23		1,24		1,15		İP	1,17		1,25		1,11		İP	1,06		1,06		0,76	
X1	1,23	0,83	1,23	0,79	1,15	0,51	X1	1,11	0,32	1,17	0,25	1,06	0,27	X1	0,97	0,21	1,06	0,87	0,70	0,47
X2	1,23	0,87	1,25	0,34	1,17	0,26	X2	1,06	0,23	1,24	1,00	1,09	0,93	X2	0,97	0,19	1,14	0,14	0,80	0,40
X3	1,24	0,87	1,27	0,07	1,20	0,01*	X3	1,17	0,92	1,45	0,01*	1,55	0,00*	X3	1,17	0,04*	1,30	0,00*	1,09	0,00*
X4	1,24	0,43	1,27	0,06	1,19	0,03*	X4	1,21	0,71	1,44	0,00*	1,39	0,00*	X4	1,13	0,02*	1,30	0,00*	1,04	0,00*
X5	1,24	0,53	1,27	0,02*	1,20	0,02*	X5	1,18	0,79	1,53	0,01*	1,43	0,00*	X5	1,15	0,02*	1,34	0,00*	1,03	0,00*
X6	1,23	0,83	1,27	0,04*	1,18	0,09	X6	1,09	0,40	1,57	0,00*	1,22	0,02*	X6	1,03	0,71	1,39	0,00*	0,87	0,00*
X7	1,23	0,96	1,28	0,02*	1,19	0,06	X7	1,12	0,56	1,55	0,01*	1,23	0,01*	X7	1,05	0,79	1,38	0,00*	0,91	0,00*
X8	1,22	0,56	1,28	0,04*	1,18	0,06	X8	1,10	0,71	1,73	0,00*	1,25	0,00*	X8	1,06	0,64	1,50	0,00*	0,95	0,00*
X9	1,23	0,79	1,29	0,04*	1,19	0,01*	X9	1,08	0,56	1,69	0,00*	1,25	0,02*	X9	1,04	0,83	1,51	0,00*	0,89	0,00*
X10	1,22	0,43	1,30	0,01*	1,19	0,02*	X10	1,09	0,43	1,80	0,00*	1,20	0,03*	X10	1,04	0,71	1,63	0,00*	0,98	0,00*
X-1	1,25	0,23	1,25	0,56	1,18	0,05	X-1	1,29	0,10	1,23	1,00	1,32	0,00*	X-1	1,20	0,01*	1,16	0,02*	0,94	0,00*
X-2	1,25	0,23	1,24	0,87	1,18	0,11	X-2	1,37	0,02*	1,21	0,79	1,33	0,00*	X-2	1,18	0,00*	1,14	0,08	0,95	0,00*
X-3	1,25	0,16	1,24	0,92	1,19	0,06	X-3	1,40	0,01*	1,15	0,46	1,28	0,00*	X-3	1,24	0,00*	1,13	0,03*	0,93	0,01*
X-4	1,25	0,13	1,24	0,87	1,19	0,06	X-4	1,44	0,01*	1,16	0,43	1,21	0,01*	X-4	1,26	0,00*	1,11	0,16	0,91	0,02*
X-5	1,26	0,10	1,23	0,87	1,18	0,06	X-5	1,43	0,00*	1,13	0,23	1,23	0,01*	X-5	1,30	0,00*	1,08	0,29	0,91	0,00*
X-6	1,26	0,08	1,23	0,43	1,18	0,09	X-6	1,56	0,00*	1,10	0,08	1,20	0,01*	X-6	1,35	0,00*	1,05	0,67	0,89	0,03*
X-7	1,26	0,07	1,23	0,37	1,18	0,10	X-7	1,48	0,00*	1,07	0,05	1,17	0,73	X-7	1,38	0,00*	1,02	0,25	0,88	0,04*
X-8	1,26	0,10	1,22	0,23	1,17	0,15	X-8	1,48	0,01*	1,06	0,07	1,08	0,66	X-8	1,41	0,00*	1,01	0,32	0,82	0,19
X-9	1,27	0,03*	1,22	0,15	1,18	0,11	X-9	1,61	0,00*	1,05	0,01*	1,13	0,31	X-9	1,43	0,00*	1,02	0,34	0,82	0,17
X-10	1,28	0,02*	1,22	0,22	1,17	0,07	X-10	1,74	0,10	1,01	0,00*	1,10	0,40	X-10	1,46	0,00*	0,99	0,19	0,85	0,05

** : p <0,05, İP: ideal pozisyon, Median: ortanca*

Çizelge 3.2. Analog panoramikte Y düzlemindeki açılamalara göre istatistiksel sonuçlar.

	BOY							APİKAL							OKLÜZAL					
	Sağ		Sol		Anterior			Sağ		Sol		Anterior			Sağ		Sol		Anterior	
	Median	P	Median	P	Median	P		Median	P	Median	P	Median	P		Median	P	Median	P	Median	P
X0	1,23		1,24		1,15		X0	1,17		1,25		1,11		X0	1,06		1,06		0,76	
Y1	1,26	0,10	1,25	0,53	1,21	0,00*	Y1	4,76	0,04*	4,74	0,00*	6,23	0,00*	Y1	4,76	0,01	4,74	0,00*	6,23	0,00*
Y2	1,26	0,07	1,27	0,03*	1,11	0,00*	Y2	1,35	0,03*	1,34	0,19	1,46	0,00*	Y2	1,25	0,00*	1,30	0,00*	1,25	0,00*
Y3	1,28	0,00*	1,27	0,03*	1,23	0,00*	Y3	1,41	0,00*	1,34	0,37	1,54	0,00*	Y3	1,36	0,00*	1,27	0,00*	1,32	0,00*
Y4	1,28	0,00*	1,27	0,02*	1,25	0,00*	Y4	1,45	0,00*	1,35	0,13	1,55	0,00*	Y4	1,35	0,00*	1,29	0,00*	1,32	0,00*
Y5	1,28	0,00*	1,29	0,01*	1,27	0,00*	Y5	1,43	0,00*	1,42	0,01*	1,53	0,00*	Y5	1,28	0,00*	1,30	0,00*	1,36	0,00*
Y6	1,29	0,00*	1,29	0,00*	1,29	0,00*	Y6	1,44	0,00*	1,45	0,01*	1,62	0,00*	Y6	1,33	0,00*	1,34	0,00*	1,60	0,00*
Y7	1,29	0,00*	1,29	0,00*	1,29	0,00*	Y7	1,43	0,10	1,40	0,05	1,73	0,03*	Y7	1,34	0,00*	1,33	0,00*	1,48	0,00*
Y8	1,29	0,00*	1,31	0,00*	1,30	0,00*	Y8	1,42	0,00*	1,43	0,01*	1,86	0,00*	Y8	1,38	0,00*	1,34	0,00*	1,48	0,00*
Y9	1,28	0,00*	1,28	0,00*	1,30	0,00*	Y9	1,47	0,00*	1,41	0,04*	1,71	0,00*	Y9	1,37	0,00*	1,31	0,00*	1,60	0,00*
Y10	1,34	0,01*	1,30	0,00*	1,39	0,03*	Y10	1,44	0,02*	1,36	0,22	1,90	0,04*	Y10	1,41	0,00*	1,37	0,00*	1,42	0,00*
Y-1	1,24	0,37	1,25	0,56	1,18	0,14	Y-1	1,27	0,21	1,28	0,87	1,30	0,00*	Y-1	1,12	0,07	1,17	0,04*	0,91	0,01*
Y-2	1,23	0,92	1,25	0,92	1,17	0,21	Y-2	1,18	1,00	1,22	0,87	1,20	0,04*	Y-2	1,05	0,64	1,12	0,06	0,81	0,36
Y-3	1,23	0,56	1,24	0,56	1,16	0,47	Y-3	1,14	0,87	1,19	0,83	1,08	0,77	Y-3	1,03	0,64	1,08	0,75*	0,71	0,15
Y-4	1,21	0,23	1,22	0,19	1,15	1,00	Y-4	1,09	0,53	1,12	0,16	0,94	0,10	Y-4	0,95	0,10	1,01	0,40*	0,61	0,00*
Y-5	1,21	0,08	1,22	0,19	1,13	0,27	Y-5	1,05	0,10	1,04	0,03*	0,81	0,05	Y-5	0,88	0,02*	0,92	0,08*	0,53	0,00*
Y-6	1,21	0,10	1,22	0,15	1,14	0,45	Y-6	1,06	0,13	1,07	0,03*	0,82	0,01*	Y-6	0,91	0,08	0,94	0,13*	0,49	0,00*
Y-7	1,18	0,01*	1,20	0,02*	1,12	0,02*	Y-7	0,43	0,01*	0,95	0,00*	0,72	0,00*	Y-7	0,80	0,00*	0,80	0,01*	0,48	0,00*
Y-8	1,17	0,00*	1,18	0,01*	1,10	0,01*	Y-8	0,89	0,00*	0,88	0,00*	0,68	0,00*	Y-8	0,71	0,00*	0,74	0,00*	0,45	0,00*
Y-9	1,17	0,00*	1,17	0,01*	1,10	0,01*	Y-9	0,86	0,00*	0,80	0,00*	0,64	0,00*	Y-9	0,66	0,00*	0,66	0,00*	0,40	0,00*
Y-10	1,15	0,00*	1,16	0,01*	1,09	0,01*	Y-10	0,81	0,00*	0,80	0,00*	0,61	0,00*	Y-10	0,59	0,00*	0,59	0,00*	0,39	0,00*

** : p <0,05, İP: ideal pozisyon, Median: ortanca*

Çizelge 3.3. Analog panoramikte Z düzlemindeki açılamalara göre istatistiksel sonuçlar.

	BOY						APİKAL						OKLÜZAL					
	Sağ		Sol		Anterior			Sağ		Sol		Anterior			Sağ		Sol		Anterior	
	Median	P	Median	P	Median	P		Median	P	Median	P	Median	P		Median	P	Median	P	Median	P
İP	1,23		1,24		1,15		İP	1,17		1,25		1,11		İP	1,06		1,06		0,76	
Z1	1,22	0,56	1,25	0,37	1,17	0,16	Z1	1,16	0,87	1,33	0,10	1,14	0,25	Z1	0,98	0,60	1,17	0,13	0,79	0,98
Z2	1,21	0,07	1,27	0,04*	1,17	0,19	Z2	1,05	0,16	1,46	0,00*	1,03	0,84	Z2	0,93	0,05	1,35	0,00*	0,65	0,34
Z3	1,20	0,04*	1,27	0,04*	1,16	0,29	Z3	0,99	0,01*	1,47	0,00*	1,02	0,75	Z3	0,99	0,16	1,41	0,00*	0,65	0,16
Z4	1,19	0,04*	1,21	0,63	1,16	0,34	Z4	0,95	0,00*	1,61	0,00*	0,96	0,51	Z4	0,91	0,01*	1,54	0,00*	0,62	0,14
Z-1	1,24	0,32	1,23	0,56	1,17	0,31	Z-1	1,23	0,32	1,13	0,43	1,13	0,24	Z-1	1,10	0,19	1,06	0,79	0,75	0,66
Z-2	1,25	0,16	1,22	0,32	1,15	0,51	Z-2	1,39	0,01*	1,06	0,01*	1,03	0,86	Z-2	1,27	0,02*	1,01	0,16	0,62	0,08
Z-3	1,27	0,07	1,21	0,04*	1,15	0,77	Z-3	1,50	0,00*	0,99	0,00*	0,98	0,32	Z-3	1,39	0,00*	0,97	0,07	0,64	0,17
Z-4	1,30	0,06	1,19	0,01*	1,13	0,44	Z-4	1,48	0,02*	0,94	0,00*	0,90	0,15	Z-4	1,63	0,18	0,89	0,00*	0,74	0,41

** : p <0,05, İP: ideal pozisyon, Median: ortanca*

Çizelge 3.4. Dijital panoramikte X düzlemindeki açılamalara göre istatistiksel sonuçlar.

	BOY							APİKAL							OKLÜZAL					
	Sağ		Sol		Anterior			Sağ		Sol		Anterior			Sağ		Sol		Anterior	
	Median	P	Median	P	Median	P		Median	P	Median	P	Median	P		Median	P	Median	P	Median	P
İP	0,98		1,00		0,94		İP	0,89		0,91		0,91		İP	0,80		0,84		0,75	
X1	0,98	0,67	1,00	0,96	0,93	0,82	X1	0,89	0,71	0,98	0,02*	1,01	0,01	X1	0,80	1,00	0,88	0,20	0,77	0,40
X2	0,98	0,67	1,00	0,79	0,94	0,88	X2	0,86	0,83	0,97	0,11	0,97	0,09	X2	0,80	0,92	0,90	0,15	0,77	0,88
X3	0,98	0,46	1,00	0,71	0,94	0,68	X3	0,86	0,37	1,00	0,07	1,00	0,04	X3	0,77	0,45	0,93	0,03*	0,78	0,35
X4	0,97	0,43	1,00	0,92	0,94	1,00	X4	0,86	0,67	1,00	0,00*	0,97	0,17	X4	0,76	0,63	0,94	0,00*	0,78	0,50
X5	0,98	0,37	1,01	0,67	0,93	0,71	X5	0,86	0,67	0,97	0,02*	0,99	0,08	X5	0,76	0,20	0,93	0,01*	0,78	0,58
X6	0,98	0,37	1,00	0,83	0,94	0,98	X6	0,85	0,37	0,98	0,01*	0,97	0,34	X6	0,77	0,18	0,95	0,00*	0,78	0,62
X7	0,97	0,15	1,00	0,87	0,93	0,35	X7	0,86	0,49	1,02	0,00*	0,98	0,14	X7	0,74	0,14	0,97	0,00*	0,75	0,95
X8	0,97	0,17	1,00	0,96	0,93	0,20	X8	0,86	0,34	1,05	0,00*	0,94	0,54	X8	0,70	0,03*	0,94	0,00*	0,74	0,93
X9	0,97	0,15	1,00	0,79	0,93	0,52	X9	0,88	0,87	1,08	0,00*	0,98	0,18	X9	0,75	0,18	0,97	0,00*	0,73	0,88
X10	0,97	0,19	1,01	0,56	0,94	0,95	X10	0,84	0,11	1,07	0,00*	0,91	0,98	X10	0,71	0,08	0,97	0,00*	0,71	0,56
X-1	0,98	0,79	0,99	0,52	0,94	0,68	X-1	0,94	0,22	0,92	0,79	1,00	0,00*	X-1	0,82	0,79	0,83	0,67	0,75	0,83
X-2	0,99	0,75	0,99	0,29	0,94	0,81	X-2	0,98	0,02*	0,90	0,96	1,00	0,02*	X-2	0,85	0,12	0,79	0,27	0,75	0,88
X-3	0,99	0,79	0,99	0,19	0,94	0,79	X-3	1,04	0,01*	0,89	0,96	1,06	0,03*	X-3	0,87	0,13	0,81	0,08	0,80	0,45
X-4	0,99	0,63	0,99	0,19	0,94	0,98	X-4	1,04	0,00*	0,88	0,63	0,97	0,09	X-4	0,95	0,02*	0,82	0,26	0,80	0,48
X-5	0,99	0,71	0,99	0,15	0,94	0,91	X-5	1,07	0,0**0***	0,85	0,53	0,96	0,52	X-5	0,95	0,00*	0,78	0,03	0,72	0,95
X-6	0,99	0,60	0,99	0,06	0,94	0,91	X-6	1,06	0,00*	0,84	0,20	0,91	0,62	X-6	1,00	0,00*	0,81	0,12	0,77	0,64
X-7	0,99	0,49	0,98	0,07	0,94	0,60	X-7	1,03	0,02	0,81	0,06	0,92	0,98	X-7	1,02	0,00*	0,75	0,01*	0,71	0,47
X-8	0,99	0,34	0,98	0,04*	0,94	0,43	X-8	1,05	0,05	0,80	0,01*	0,85	0,04*	X-8	1,00	0,00*	0,67	0,00*	0,60	0,11
X-9	0,99	0,46	0,97	0,03*	0,93	0,20	X-9	1,07	0,01*	0,79	0,01*	0,87	0,14	X-9	1,00	0,00*	0,69	0,00*	0,60	0,08
X-10	1,00	0,11	0,97	0,02*	0,93	0,28	X-10	1,05	0,04*	0,75	0,00*	0,83	0,06	X-10	1,02	0,00*	0,72	0,00*	0,60	0,14

** : p <0,05, İP: ideal pozisyon, Median: ortanca*

Çizelge 3.5. Dijital panoramikte Y düzlemindeki açılamalara göre istatistiksel sonuçlar.

	BOY							APİKAL							OKLÜZAL					
	Sağ		Sol		Anterior			Sağ		Sol		Anterior			Sağ		Sol		Anterior	
	Median	P	Median	P	Median	P		Median	P	Median	P	Median	P		Median	P	Median	P	Median	P
İP	0,98		1,00		0,94		İP	0,89		0,91		0,91		İP	0,80		0,84		0,75	
Y1	0,96	0,12	0,97	0,04*	0,92	0,00*	Y1	0,92	0,34	0,93	0,63	0,79	0,00*	Y1	0,92	0,02*	0,88	0,04	0,84	0,00*
Y2	0,97	0,46	0,98	0,05	0,92	0,03*	Y2	0,85	0,60	0,85	0,05	0,82	0,01*	Y2	0,75	0,31	0,79	0,07	0,58	0,00*
Y3	0,97	0,56	0,86	0,15	0,93	0,18	Y3	0,92	0,67	0,92	0,75	0,95	0,15	Y3	0,86	0,71	0,82	0,52	0,75	0,38
Y4	0,98	0,87	0,99	0,56	0,95	0,58	Y4	0,94	0,25	0,94	0,29	0,95	0,02	Y4	0,83	0,22	0,82	0,79	0,79	0,23
Y5	0,99	0,71	1,00	0,87	0,95	0,60	Y5	0,96	0,15	0,96	0,27	0,96	0,68	Y5	0,85	0,11	0,90	0,04	0,85	0,00*
Y6	0,99	0,32	1,01	0,37	0,95	0,10	Y6	1,00	0,07	0,97	0,04	0,98	0,34	Y6	0,91	0,06	0,88	0,07	0,85	0,01*
Y7	1,00	0,11	1,01	0,14	0,97	0,02*	Y7	0,98	0,13	0,98	0,02*	0,98	0,60	Y7	0,94	0,00*	0,92	0,01*	0,89	0,05
Y8	1,01	0,03*	1,01	0,06	0,98	0,00*	Y8	0,98	0,01*	1,00	0,03*	0,94	0,97	Y8	0,99	0,00*	0,95	0,00*	0,89	0,19
Y9	1,02	0,00*	1,02	0,03*	1,01	0,00*	Y9	1,02	0,00*	1,07	0,01*	0,91	0,97	Y9	1,00	0,00*	0,96	0,00*	0,94	0,16
Y10	1,03	0,00*	1,02	0,02*	1,02	0,00*	Y10	1,04	0,00*	1,02	0,00*	1,02	0,04*	Y10	1,05	0,00*	0,97	0,00*	1,00	0,00*
Y-1	0,95	0,02*	0,96	0,01*	0,90	0,00*	Y-1	0,68	0,01*	0,71	0,00*	0,56	0,00*	Y-1	0,52	0,01*	0,59	0,00*	0,36	0,00*
Y-2	0,93	0,00*	0,95	0,00*	0,88	0,00*	Y-2	0,62	0,00*	0,61	0,00*	0,45	0,00*	Y-2	0,43	0,00*	0,48	0,00*	0,32	0,00*
Y-3	0,93	0,00*	0,94	0,00*	0,87	0,00*	Y-3	0,53	0,00*	0,57	0,00*	0,34	0,00*	Y-3	0,33	0,00*	0,42	0,00*	0,30	0,00*
Y-4	0,92	0,00*	0,92	0,00*	0,86	0,00*	Y-4	0,47	0,00*	0,49	0,00*	0,40	0,00*	Y-4	0,34	0,00*	0,33	0,00*	0,28	0,00*
Y-5	0,91	0,00*	0,92	0,00*	0,85	0,00*	Y-5	0,50	0,00*	0,43	0,00*	0,39	0,00*	Y-5	0,34	0,00*	0,31	0,00*	0,26	0,00*
Y-6	0,91	0,00*	0,91	0,00*	0,84	0,00*	Y-6	0,49	0,00*	0,42	0,00*	0,38	0,00*	Y-6	0,36	0,00*	0,28	0,00*	0,28	0,00*
Y-7	0,91	0,00*	0,90	0,00*	0,84	0,00*	Y-7	0,45	0,00*	0,40	0,00*	0,41	0,00*	Y-7	0,34	0,00*	0,28	0,00*	0,25	0,00*
Y-8	0,89	0,00*	0,89	0,00*	0,83	0,00*	Y-8	0,42	0,00*	0,34	0,00*	0,38	0,00*	Y-8	0,34	0,00*	0,31	0,00*	0,30	0,00*
Y-9	0,89	0,00*	0,88	0,00*	0,83	0,00*	Y-9	0,42	0,00*	0,34	0,00*	0,42	0,00*	Y-9	0,33	0,00*	0,30	0,00*	0,26	0,00*
Y-10	0,89	0,00*	0,88	0,00*	0,83	0,00*	Y-10	0,41	0,00*	0,35	0,00*	0,35	0,00*	Y-10	0,26	0,02*	0,29	0,00*	0,26	0,00*

** : p <0,05, İP: ideal pozisyon, Median: ortanca*

Çizelge 3.6. Dijital panoramikte Z düzlemindeki açılamalara göre istatistiksel sonuçlar.

	BOY							APİKAL							OKLÜZAL					
	Sağ		Sol		Anterior			Sağ		Sol		Anterior			Sağ		Sol		Anterior	
	Median	P	Median	P	Median	P		Median	P	Median	P	Median	P		Median	P	Median	P	Median	P
İP	0,98		1,00		0,94		İP	0,89		0,91		0,91		İP	0,80		0,84		0,75	
Z1	0,94	0,01*	0,98	0,19	0,89	0,00*	Z1	0,65	0,00*	0,88	0,60	0,53	0,00*	Z1	0,56	0,00*	0,83	0,96	0,33	0,00*
Z2	0,94	0,00*	0,98	0,22	0,89	0,00*	Z2	0,65	0,00*	0,98	0,42	0,53	0,00*	Z2	0,56	0,00*	0,92	0,32	0,32	0,00*
Z3	0,93	0,00*	0,47	0,01*	0,89	0,00*	Z3	0,50	0,00*	1,03	0,35	0,40	0,00*	Z3	0,48	0,00*	0,87	0,96	0,34	0,00*
Z4	0,93	0,00*	0,47	0,02*	0,88	0,00*	Z4	0,48	0,00*	0,95	0,55	0,04	0,00*	Z4	0,52	0,00*	0,89	0,96	0,30	0,00*
Z-1	0,96	0,06	0,97	0,01*	0,91	0,00*	Z-1	0,82	0,19	0,79	0,02*	0,68	0,00*	Z-1	0,63	0,06	0,66	0,00*	0,45	0,00*
Z-2	0,98	0,56	0,96	0,00*	0,90	0,00*	Z-2	0,98	0,07	0,66	0,00*	0,45	0,00*	Z-2	0,92	0,09	0,60	0,00*	0,34	0,00*
Z-3	0,98	0,87	0,96	0,00*	0,90	0,00*	Z-3	1,00	0,01*	0,69	0,00*	0,57	0,00*	Z-3	0,93	0,07	0,60	0,00*	0,34	0,00*
Z-4	1,01	0,40	0,95	0,00*	0,89	0,00*	Z-4	1,09	0,05	0,63	0,00*	0,50	0,00*	Z-4	1,14	0,30	0,53	0,00*	0,35	0,00*

** : p <0,05, İP: ideal pozisyon, Median: ortanca*

3.3. Dikey ve Yatay Büyütme Katsayısının Dijital ve Konvansiyonel Panoramik Makinelere Göre Değerlendirilmesi

Dijital ve konvansiyonel panoramik makinelerde açılamalara göre elde edilen tüm ortalama büyütme katsayıları 3 farklı düzlemde makineler arasındaki fark olup olmadığı değerlendirilmiştir. Konvansiyonel ve dijital panoramik makineler arasında her 3 düzlemde ve dikey ve yatay büyütme katsayıları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p<0.05$) (Çizelge 3.7).

Konvansiyonel panoramik radyografta büyütme katsayısı, dijital panoramik makineden hep daha büyüktür. Dijital panoramik radyografta ölçümler yapılırken makinenin kendi programı kullanılmıştır. Program direk ölçüm yapılıyormuş gibi sonuçlar vermektedir. Dijital panoramik makinesinin teknik özelliklerinde yazan 1.27'lik büyütme katsayısını ölçümlere yansıtmamaktadır. Konvansiyonel panoramik makinenin teknik özelliklerinde yazan büyütme katsayısı 1.20'dir.

3.4. Dijital ve Konvansiyonel Panoramik Makineler Arasında Distorsiyon Katsayısının Değerlendirilmesi

Makineler arasındaki distorsiyon katsayısı değerlendirilerek, radyograftaki görüntünün dikey ve yatay büyütme katsayıları birbirine orantılanarak objenin uzayıp incelmesi ya da kısalarak genişlemesi incelenmiştir. Distorsiyon katsayısının 1 olması, dikey ve yatay büyütme katsayısının eşit olduğu objenin gerçek haliyle orantılı görüntüye sahip olduğu anlaşılmalıdır. Distorsiyon katsayısının 1'den büyük olması görüntünün dikey boyutta uzaması yatay boyutta daralması, 1'den küçük olması da görüntünün dikey boyutta kısalması yatay boyutta genişlemesi anlaşılmalıdır.

Konvansiyonel ve dijital panoramik makineler arasında her 3 düzlemde ve distorsiyon katsayıları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p<0.05$) (Çizelge 3.7). Dijital panoramik, 3 düzlemde de konvansiyonel panoramikten daha fazla distorsiyon katsayısına sahiptir. Dijital panoramikte imaj tabakasının daha dar olması farklı açılamalarda obje görüntüleri daha fazla distorsiyona uğramıştır.

Çizelge 3.7 Dijital ve konvansiyonel panoramik makineler arasında büyütme katsayısının değerlendirilmesi.

	Boy			Apikal			Oklüzal			Distorsiyon (Boy/Apikal)			Distorsiyon (Boy/Oklüzal)		
X Düzleminde	Ortalama	Standart Sapma	P	Ortalama	Standart Sapma	P	Ortalama	Standart Sapma	P	Ortalama	Standart Sapma	P	Ortalama	Standart Sapma	P
Dijital Panoramik	0,97	0,03		0,94	0,12		0,80	0,13		1,04	0,21		1,24	0,21	
Konvansiyonel Panoramik	1,21	0,08	0,00*	1,29	0,26	0,00*	1,07	0,23	0,00*	0,97	0,16	0,00*	1,17	0,23	0,00*
Y Düzleminde															
Dijital Panoramik	0,93	0,08		0,70	0,27		0,61	0,29		1,56	0,61		1,97	1,05	
Konvansiyonel Panoramik	1,21	0,07	0,00*	1,18	0,33	0,00*	1,03	0,38	0,00*	1,12	0,35	0,00*	1,43	0,65	0,00*
Z Düzleminde															
Dijital Panoramik	0,93	0,04		0,67	0,22		0,56	0,25		1,54	0,48		2,06	0,94	
Konvansiyonel Panoramik	1,20	0,05	0,00*	1,15	0,22	0,00*	0,94	0,29	0,00*	1,07	0,15	0,00*	1,41	0,42	0,00*

**: P<0,05*

3.5. Dijital Panoramik Makinede Dikey ve Yatay (Apikal Ve Oklüzal) Büyütme Katsayısı Düzlem ve Bölgelere Göre Tanımlayıcı İstatistiği

Çalışmada, X düzlemindeki açılamalarda ortalama dikey büyütme katsayısı posteriorda 0.98'lerde, anteriorda 0.94, Y düzlemindeki açılamalarda posteriorda 0.96, anteriorda 0.90, Z düzlemindeki açılamalarda posteriorda 0.96, anteriorda 0.90'dır.

Apikalde, ortalama yatay büyütme katsayısı, X düzlemindeki açılamalarda posteriorda 0.94, anteriorda 0.96, Y düzlemindeki açılamalarda posteriorda 0.75-0,81, anteriorda 0.69, Z düzlemindeki açılamalarda posteriorda 0.75-0.79, anteriorda 0.54'dür.

Oklüzalde, ortalama yatay büyütme katsayısı, X düzlemindeki açılamalarda posteriorda 0.85, anteriorda 0.74, Y düzlemindeki açılamalarda posteriorda 0.72, anteriorda 0.66, Z düzlemindeki açılamalarda posteriorda 0.67-0.74, anteriorda 0.43'dür (Çizelge3.8).

3.6. Konvansiyonel Panoramik Makinede Dikey ve Yatay (Apikal ve Oklüzal) Büyütme Katsayısı Düzlem ve Bölgelere Göre Tanımlayıcı İstatistiği

Çalışmada, X düzlemindeki açılamalarda ortalama dikey büyütme katsayısı posteriorda 1.25'lerde, anteriorda 1.17, Y düzlemindeki açılamalarda posteriorda 1.24, anteriorda 1.17, Z düzlemindeki açılamalarda posteriorda 1.23, anteriorda 1.16'dır.

Apikalde ortalama yatay büyütme katsayısı, X düzlemindeki açılamalarda posteriorda 1.29-1.31, anteriorda 1.27, Y düzlemindeki açılamalarda posteriorda 1.2, anteriorda 1.13, Z düzlemindeki açılamalarda posteriorda 1.2-1.24, anteriorda 1.06'dır.

Oklüzalde ortalama yatay büyütme katsayısı, X düzlemindeki açılamalarda posteriorda 1.17-1.19, anteriorda 0.93, Y düzlemindeki açılamalarda posteriorda 1.08-1.1, anteriorda 0.96, Z düzlemindeki açılamalarda posteriorda 1.09-1.15, anteriorda 0.7'dır (Çizelge 3.9).

Çizelge 3.8. Dijital panoramikte büyütme katsayısının düzlem ve bölgelere göre tanımlayıcı istatistiği.

		BOY				APİKAL				OKLÜZAL			
		Ortalama	Standart Sapma	En Küçük Değer	En Büyük Değer	Ortalama	Standart Sapma	En Küçük Değer	En Büyük Değer	Ortalama	Standart Sapma	En Küçük Değer	En Büyük Değer
X DÜZLEMİNDE	Sağ Posterior	0,98	0,02	0,94	1,03	0,94	0,11	0,60	1,20	0,85	0,12	0,60	1,17
	Sol Posterior	0,99	0,02	0,93	1,02	0,93	0,11	0,68	1,51	0,85	0,10	0,53	1,05
	Anterior	0,94	0,02	0,90	0,97	0,96	0,12	0,65	1,32	0,74	0,13	0,42	1,06
Y DÜZLEMİNDE	Sağ Posterior	0,96	0,05	0,83	1,06	0,75	0,24	0,31	1,11	0,72	0,26	0,30	1,08
	Sol Posterior	0,96	0,05	0,83	1,04	0,81	0,22	0,34	1,17	0,72	0,24	0,30	1,00
	Anterior	0,90	0,06	0,78	1,04	0,69	0,27	0,30	1,17	0,66	0,24	0,30	1,09
Z DÜZLEMİNDE	Sağ Posterior	0,96	0,03	0,91	1,06	0,75	0,24	0,34	1,43	0,67	0,22	0,34	1,25
	Sol Posterior	0,96	0,02	0,92	1,02	0,79	0,17	0,53	1,20	0,74	0,21	0,42	1,28
	Anterior	0,90	0,02	0,84	0,95	0,54	0,15	0,30	0,87	0,43	0,10	0,30	0,68

Çizelge 3.9. Konvansiyonel panoramikte büyütme katsayısının düzlem ve bölgelere göre tanımlayıcı istatistiği.

		BOY				APİKAL				OKLÜZAL			
		Ortalama	Standart Sapma	En Küçük Değer	En Büyük Değer	Ortalama	Standart Sapma	En Küçük Değer	En Büyük Değer	Ortalama	Standart Sapma	En Küçük Değer	En Büyük Değer
X DÜZLEMİNDE	Sağ Posterior	1,24	0,03	1,16	1,31	1,29	0,23	0,95	2,06	1,17	0,18	0,82	1,78
	Sol Posterior	1,25	0,06	1,17	1,85	1,31	0,27	0,92	2,14	1,19	0,20	0,87	1,79
	Anterior	1,17	0,04	1,07	1,25	1,27	0,25	0,71	2,40	0,93	0,18	0,54	1,69
Y DÜZLEMİNDE	Sağ Posterior	1,23	0,06	1,07	1,36	1,20	0,26	0,60	1,89	1,10	0,29	0,40	1,89
	Sol Posterior	1,24	0,05	1,08	1,32	1,19	0,23	0,60	1,57	1,08	0,29	0,35	1,48
	Anterior	1,17	0,08	1,01	1,41	1,13	0,43	0,37	2,14	0,96	0,46	0,34	2,64
Z DÜZLEMİNDE	Sağ Posterior	1,23	0,04	1,15	1,34	1,20	0,23	0,89	1,82	1,09	0,22	0,75	1,74
	Sol Posterior	1,23	0,04	1,15	1,32	1,24	0,25	0,88	1,81	1,15	0,24	0,74	1,74
	Anterior	1,16	0,03	1,11	1,23	1,06	0,14	0,85	1,48	0,70	0,16	0,36	1,16

4.TARTIŞMA

Dental panoramik radyograflar, hem hekim hemde hasta için maxillomandibular bölgenin görüntülenmesinde kolay, hızlı ve uygun bir metoddur (Mayoral 1982, Langland ve ark 1989). Panoramik radyografın boyutsal doğruluğu görüntünün magnifikasyonu ve distorsiyonuyla belirlenir (Tronje ve ark 1985).

Panoramik radyograflarda, anatomik alana bağlı olarak dikey ve yatay büyütme katsayılarının değişmesi temel bir problemdir (Tronje 1982, Hayakawa ve ark 1993). İmaj tabakasının genişliği ve yapısına bağlı olarak, büyütme katsayısının yatay ve dikey düzlemde farklı olması distorsiyonu oluşturur (Tronje ve ark 1981c, Wyatt ve ark 1995). Distorsiyonun derecesi objenin imaj tabakasını merkezinden ne kadar uzakta olduğana bağlıdır. Distorsiyon oluşumuna sebeb olan en genel faktör kötü hasta pozisyonlandırmadır (Brezden ve Brooks 1987, Rushton ve ark 1999, McKee ve ark 2001).

Panoramik radyograflarda açısal ve boyutsal ölçümlerin doğruluğu çoğunlukla baş pozisyonlandırmasına bağlı olduğu düşünülür (Stratomas ve ark 2002). Rohlin ve Akerblom (1992), panoramik radyografide baş pozisyonlandırmasının önemli olduğuna değinmişler ve yetersiz pozisyonlandırma ile incelenecek yapıların imaj tabakası dışında kalmasıyla sonuçlanacağını rapor etmişlerdir. İncelenecek yapılar imaj tabakasında film ya da ışın kaynağına yakınlığına göre görüntüler daralarak veya genişleyerek distorsiyona uğrar (Mc David ve ark 1995). Panoramik radyografide pozisyonlandırma hataları, teknik hatalardan daha çok yapılmaktadır (Schiff ve ark 1986).

Graber dikey boyut ölçümlerinde üst premolar bölgede %30, alt premolar bölgede %23'den daha az, yatay ölçümlerde ise üst santrallerde %19, premolarlarda %55 büyütme katsayısı tespit etmiştir (Graber 1967).

Philippe ve Hurst (1978) oklüzal düzlemin açılamasıyla panoramik radyografdaki distorsiyonun bağlantısını incelemişler ve oklüzal düzlemin açılamadaki değişiklikle distorsiyonda değişmiştir. Oklüzal düzlem 6° yatayda sabitlendiğinde en az distorsiyon ve magnifikasyonun sabit kaldığını tespit etmişlerdir.

Tronje ve ark (1981a) ise dikey düzlemde altçene için -20° ile 30° arasında açılamalarda ve üst çene için -15° ile 45° arasında büyütme katsayısının %10'u geçmeyeceğini rapor etmiştir.

Stratomas ve ark (2002), 2mm* 20 mm'lik on tane silindiri ark şeklindeki akriliğe yerleştirip, sağ ve sol yanına 10° eğim, aşağı yukarı yönde 8° eğim vererek 4 farklı pozisyonda panoramik radygraflarını almış ve pinlerin boylarını ölçmüştür. Yukarı 8° eğim diğer 3 pozisyondan farklı çıkmıştır. Posterior bölgedeki silindirlerin boyları daha az etkilenmiştir. Çünkü anterior bölgedeki silindirler posterior bölgedeki silindirlere göre imaj tabakasından daha çok uzaklaşmışlardır.

Yeo ve ark. (2002), 1.85mm * 35mm'lik on tane silindiri maksiler ark şeklinde akriliğe yerleştirmiş ve ideal pozisyonda, 5° ve 10° açılamalarla 3 boyuttaki dikey ve yatay büyütme katsayılarını incelemiştir. Dikey büyütme katsayısındaki değişim pozisyonlardaki değişikliğe bağlı olarak genelde çok küçük oranda kalarak değişmiştir. Ortalama büyütme katsayısı 1.28±0.04 olmuştur. Yatay büyütme katsayısı ideal pozisyonda 1.10-1.28 arasında değişim göstermiştir. Pozisyonlandırmalardan en çok etkilenen yer lateral keser ve kanin bölgesidir. Yatay büyütme katsayısı 0.87-1.30 arasında değişmiştir. Yukarı doğru pozisyonlandırılmalarda yatay büyütme artmış posterior bölgede 1.37, lateral keserde 1.25 olarak tespit edilmiştir. Aşağı doğru eğimde ise azalmıştır posterior bölgede 1.20, lateral keserde 0.94 bulunmuştur.

Büyütme katsayısının değeri, test objesinin imaj tabakasındaki yerine göre değişkenlik gösterir. Uygun pozisyonlandırmadan her sapma, sonuçların değişimine sebeb olur. İmaj tabakasının şekli, büyüklüğü ve genişliği panoramik makinelerine göre değişkenlik gösterir (Truhlar ve ark 1993, Welander ve ark 1989, Yeo ve ark 2002).

Test objelerinin mezio-distal eğilmeleri belirgin boyutsal değişimlere sebeb olmaz. Çünki mezio-distal eğilmedeki yer değiştirme rotasyon merkezi mesafesinde dikkate değer değişim olmamaktadırz. Magnifikasyondaki değişim oldukça küçük kalmaktadır. Bukko-palatal yöndeki objedeki eğim önemli değişimlere neden olur. Çünki imaj tabakasındaki objenin yer değiştirmesi bu doğrultuda daha çok etkilenir (Yeo ve ark 2002).

Özellikle anterior bölgede, palatale eğimli objeler kurvatürlü olarak görünür. Kanin bölgesinde dikey düzlemden 20° - 60° palatinale eğimli objeler meziale kurvatürlü görüntülenir (Gavel ve Dermaut 1999). Görünütünün kurvatürlü olması yatay büyütme katsayısının büyük değişiklik göstermesine bağlıdır. Yatay büyütme katsayısı panoramik cihazın etkin görüntüleme yarıçapının uzunluğuna bağlıdır. Anterior bölgede daha kısadır, posterior bölgede daha uzundur. Kısa etkin

görüntüleme yarı çapı daha dar imaj tabakası oluşturur. Bukkopalatal yöndeki eğimli objelerde form distorsiyonu daha fazla gözlenir. Maksiller yan keser ve kanin dişler bukkopalatinal eğimli oldukları için form distorsiyonu gözlenir (Yeo ve ark 2002).

Baş ideal pozisyonundan, sagital doğrultuda 1 cm önde veya geride, 3 cm yana kaydırılarak hareket ettiğinde görüntüde büyük distorsiyonlar ve bulanıklık oluşur (Sanderik ve ark 1991). Baş pozisyonlandırmada anteroposterior doğrultuda hata % 8-54, sağ-sol doğrultuda hata % 4-24 civarında gözlenmiştir (Schiff ve ark 1986, Brezden ve Brooks 1987, Rushton ve ark 1999).

Rutger ve ark (1997), beş farklı dişsiz kuru mandibulaya 5 adet metal silindirin birini orta hatta, 2'sini kanin-premolar bölgesine, geri kalanınıda molar bölgesine yerleştirmiş çene içindeki ve çene üstünde kalan kısımların boylarını ideal pozisyonda ve 5'er derece arayla dikey boyutta 20° kadar aşağı ve yukarı yönde konumlandırmış. Tüm bölgelerde açılandırmanın değişmesiyle mandibulanın üstündeki ölçülen değerler önemli derecede farklı çıkmıştır. Büyütme katsayısı anterior bölgede daha yüksek çıkmıştır. Mandibulanın içindeki büyütme katsayısı ise mandibulanın üstünde ölçülen değerlerden kısmen daha düşük çıkmıştır. Büyütme katsayıları çene şekillerine göre değişmiştir. Mandibuya verilen açılamaya göre silindirlerin boyu uzamış veya artmıştır.

Başın ekstansiyona getirilmesiyle (intermaksiller mesafenin azaltılması veya mandibulanın saat yönünün tersi yönde hareketi), mandibulanın üstüne yerleştirilen objenin büyütme katsayısı artar. Başın fleksiyona getirilmesiyle (intermaksiller mesafenin artması veya mandibulanın saat yönünde hareketi), büyütme katsayısı azalır. Aynı noktada mandibulanın üstüne ve içine yerleştirilen silindirlerin büyütme katsayıları farklıdır. Operasyon öncesi mandibula üstü hazırlanan stentler, mandibulanın gerçek büyütme katsayısını vermez (Rutger ve ark 1997).

Thanyakarn ve ark (1992a), çekilmiş maksiler 1.molar- 2.premolar ve mandibular premolarların gerçek boylarını ve panoramik radyografideki boylarını incelemiş dikey büyütme katsayısı mandibular premolarlarda %13-15 iken maksiler 2.premolar ve 1.molarda %17-28 olarak bildirmiştir. En büyük büyütme katsayısı maksiller 1.moların palatinal kökünde elde edilmiştir. 1.moların palatinal kökün, bukkolingual olarak eğiminin bilinemeyeceği için ölçümlerin güvenilmez diğer köklerin ölçümleri daha güvenilir olduğu rapor edilmiştir. Thanyakarn ve ark (1992b), mandibular ölçümlerin maksiler ölçümlerden daha doğru ve hassastır. Çünki mandibulada anatomik oluşumların tespiti daha kolaydır. Maksiller dişlerin

palatinal kökleri ince olması imaj tabakasının merkezinden uzakta olması ölçümlerin daha kısa olmasına sebeb olur.

Tronje ve ark (1981a, 1981c), metal topların panoramik radyografta eliptik göründüğünü bununda yatay ve dikey büyütme katsayılarının farklı davranışına bağlamıştır. Yatay boyut ölçümlerinin güvenilmez olduğu sonucunu bulmuştur.

Dişsiz maksillaya 14, mandibulaya 12 implant yerleştirilip, panoramik radyografta dikey, koronal ve apikal yatay büyütme katsayıları elde edilmiştir. Dikey büyütme katsayısı maksiler anterior bölgede 1.23-1.29, mandibular anterior bölgede 1.26-1.27'dir. Mandibula, maksilladan daha az değişkenlik göstermiştir. Posterior bölgede ise maksillada büyütme katsayısı 1.26-1.29, mandibulada 1.21-1.29 olarak saptanmıştır. Dikey büyütme katsayısınıdaki düşüklük implantın bukkolingual doğrultudaki aşırı eğimine veya obje derinliğine bağladır (Mc David ve ark 1993, Gomez-Roman ve ark 1999).

Koronalde yatay büyütme katsayısı maksillada keserlerde 1.24-1.27 iken kanin bölgede 1.19, posteriorda 1.17- 1.20 iken 3.molar bölgede 1.28 ve1.35'dir. Mandibular anteriorda 1.31- 1.32, kanin bölgede 1.27-1.30, posteriorda 1.15-1.22'dir (Gomez-Roman ve ark 1999).

Apikalde yatay büyütme katsayısı maksillada keserlerde 1.35-1.38, kanin bölgede 1.31- 1.33, posteriorda 1.25- 1.32 iken 3.molar bölgede 1.36-1.44'dür. Mandibular keserlerde 1.32-1.35, kanin bölgede 1.32, posteriorda 1.12-1.27'dir (Gomez-Roman ve ark 1999).

Bu çalışmada, konvansiyonel panoramik makinede X düzlemindeki açılamalarda dikey büyütme katsayısı posteriorda 1.25'lerde, anteriorda 1.17, Y düzlemindeki açılamalarda posteriorda 1.24, anteriorda 1.17, Z düzlemindeki açılamalarda posteriorda 1.23, anteriorda 1.16'dır. Konvansiyonel panoramik makinenin büyütme katsayısı 1.2'dir. Elde edilen sonuçlar, konvansiyonel panoramik makinanın teknik özellikleriyle uyumludur.

Apikal yatay büyütme katsayısı, X düzlemindeki açılamalarda posteriorda 1.29-1.31, anteriorda 1.27, Y düzlemindeki açılamalarda posteriorda 1.2, anteriorda 1.13, Z düzlemindeki açılamalarda posteriorda 1.2-1.24, anteriorda 1.06'dır.

Oklüzal yatay büyütme katsayısı, X düzlemindeki açılamalarda posteriorda 1.17-1.19, anteriorda 0.93, Y düzlemindeki açılamalarda posteriorda 1.08-1.1, anteriorda 0.96, Z düzlemindeki açılamalarda posteriorda 1.09-1.15, anteriorda 0.7'dır.

Konvansiyonel makinedeki yatay büyütme katsayısı özellikle anterior bölgede makinenin büyütme katsayısı ile uyuşmamaktadır. Anterior bölgede imaj tabakasının dar oluşu açılamalara bağlı olarak objenin imaj tabakasından çıkmasına ve büyütme katsayısında çok farklı sonuçlar elde etmemize sebep olmaktadır.

Çalışmada, dijital panoramikteki X düzlemindeki açılamalarda ortalama dikey büyütme katsayısı posteriorda 0.98'lerde, anteriorda 0.94, Y düzlemindeki açılamalarda posteriorda 0.96, anteriorda 0.90, Z düzlemindeki açılamalarda posteriorda 0.96, anteriorda 0.90'dır.

Apikalde, ortalama yatay büyütme katsayısı, X düzlemindeki açılamalarda posteriorda 0.94, anteriorda 0.96, Y düzlemindeki açılamalarda posteriorda 0.75-0,81, anteriorda 0.69, Z düzlemindeki açılamalarda posteriorda 0.75-0.79, anteriorda 0.54'dür.

Oklüzalde, ortalama yatay büyütme katsayısı, X düzlemindeki açılamalarda posteriorda 0.85, anteriorda 0.74, Y düzlemindeki açılamalarda posteriorda 0.72, anteriorda 0.66, Z düzlemindeki açılamalarda posteriorda 0.67-0.74, anteriorda 0.43'dür.

Dijital panoramik makinenin büyütme katsayısı 1.27'dir. Ölçümler program yardımıyla yapılmış makinenin büyütme katsayısı sonuçlara katsayı olarak yansımamıştır. Programın ortalama ölçümleri 1'den küçüktür. Program olduğundan daha küçük değerler vermektedir. İmplantolojide, önemli anatomik oluşumlara yakın uygulamalarda olduğundan kısa ölçmek bir hatalı uygulamalara, perforasyonlara engel olabilir.

Tüm maksiller ve mandibular bölgelerde apikal yatay büyütme katsayısı tüm bölgelerde koronal büyütme katsayısından daha büyüktür (Gomez-Roman ve ark 1999). Apikal sonlanan uç filme daha uzaktır (Zach ve ark 1969, Sjöblom ve Welander 1978, Tronje ve ark 1981c, Hayakawa ve ark 1993).

Apikal yatay büyütme katsayısı maksillada mandibuladan daha büyüktür. Çünkü maksillaya yerleştirilen implanlarda apikal kenar palatinale doğrudur ve filme daha uzakta kalır (Gomez-Roman ve ark 1999).

Maksilla ve mandibulada aynı bölgeler kıyaslandığında, büyütme oranları denk değildir. Her zaman alveolar büyütme simetrik değildir veya alveolar rezorbsiyon her bölgede eşit olmayabilir (Mc David ve ark 1981).

Anterior bölgedeki doğrusal ölçümlerin radyolojik yorumlarındaki yetersizliğe dikkat çekmiştir ve normalden sapmalar anterior bölgede daha fazladır (Frykholm ve ark 1977, Tronje ve ark 1981a, Luchessi ve ark 1988).

Amir ve ark (1998), kuru mandibula kullanarak panoramik radyografide orta hattı geçmeden dikey, yatay ve oblik ölçümlerin yapılabileceğini ve güvenilir olduğunu bildirmiştir. Orta hattı geçen ölçümlerde çok büyük magnifikasyon değerleri görülmüştür.

Larheim ve Svanaes (1986), mandibular boyut ve mandibular açıları incelemişler. Dikey boyut ölçümleri %18-21 oranında büyütmüştür ve gonial açı ölçümleri güvenilirdir.

Langland ve ark (1989), 5°'ye kadar olan hataların tolere edilebileceğini ve önemli klinik uygulamalar için önemli olmadığını bildirmiştir. Klinik pratiğinde tüm dişleri imaj tabakası içinde konumlandırmak zordur. 5°'ye kadar ve 5 mm'lik yerleşim hataları kabul edilebilir. Bu sınırlar aşıldığında büyütme katsayısında istatistiksel olarak önemli değişimler görülmüştür (Xie ve ark 1996, Yeo ve ark 2002).

Panoramik radyografi çene iskeletinin incelemesinde sık kullanılan bir tekniktir. Özellikle anterior bölgede dar imaj tabakasına sahip olduğundan dolayı baş pozisyonlandırmasından etkilenir (Welander 1974).

Dişsiz hastalarda, tekrarlanabilir pozisyon verilmedikçe ve uygun önlemler alınmadıkça panoramik radyograf iyi bir teknik değildir (Rutger ve ark 1997).

Panoramik radyografların yapısal distorsiyona sahip olması ve tekrarlanabilirliğinin düşük olması tanısal ve diğer amaçlar için kullanımını sınırlamaktadır (Larheim ve Svanaes 1986, Wilding ve ark 1987).

Tronje ve ark (1981b), dişlerin bukkolingual eğimdeki değişikliklerin boyutsal hatalara önemli etkisi olmayacağını bildirmiştir. Bu boyutsal değişim obje uzunluğunun %10'u kadar olabilir demiştir. Çünkü objenin değişik bölgelerinde büyütme ve küçülme olarak birbirini dengeler. Fakat, aşırı bukkolingual eğimli dişler hem panoramik radyografide hemde periapikal radyografide daha az doğruluğa sahiptir (Luchessi ve ark 1988).

Panoramik radyograflar, iyi bir görüntüleme aracıdır fakat özellikle kanin, premolar bölgesinde kök meziodistal açılamasıyla ilgili kesin güvenilir bilgi vermez. Kökler, olduğundan daha ayrık görüntülenir. Birbirine yapışık olan köklerde paralel görünür. Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi, panoramik görüntüleme için doğru bir

alternatiftir (Peck ve ark 2007). Panoramik radyografta kanin ve premolar bölgesinde açısal distorsiyon büyük miktardadır (Philippe ve Hurst 1978, Samawi ve Burke 1984, Mc David ve ark 1995)

Mckee ve ark (2001), farklı baş pozisyonlarının meziodistal diş açılamasına etkisini incelemişlerdir. Maksiller dişler 5°'lik aşağı yukarı rotasyonda, 5°'lik sağa sola rotasyondan daha fazla etkilenmiştir. En çok distorsiyon maksiller kanin ve premolar bölgesinde görülmüştür. Sağa rotasyonda sağ anterior dişlerin meziodistal açılaması artmış, sol anterior dişlerin ise azalmışıtır. Sola rotasyonda ise anterior dişler tam tersi şeklinde cevap vermiştir. Mandibula 5°'lik aşağı ve yukarı rotasyonda, 5°'lik sağa sola rotasyondan daha az etkilenmştir. Yatay rotasyon mandibular anterior dişlerde ve dikey rotasyon maksiller anterior ve posterior dişlerde en büyük distorsiyona sebeb olmuştur. Yatay düzlemde rotasyon hem obje-film ve obje-ışın kaynağı hemde ışın geliş açısını değiştirir. İmaj tabakası anterior bölgede daralır ve mandibular anterior dişler az tolere eder. 5°'lik baş pozisyonun sapması klinik pratiğinde üst sınırıdır.

Dijital panoramik radyografinin temel tekniği, konvansiyonel panoramik makinelerle aynıdır. Çene yapısına benzer eğimli düzlemin radyografik görüntüsü, dar 2 boyutlu alıcı üzerinde oluşturulur. Hasta başı etrafında dar ışın demeti ve alıcı eş zamanlı döner (Mc David ve ark 1995). Schulze ve ark (2000), dijital panoramik makine ölçümleri klinik kullanımda yeterli doğrulukta olduğunu bildirmiştir. Konvansiyonel panoramik radyografide, boyutsal ölçümler direk radyograf üzerinden cetvelle ölçülebilir. Dijital panoramik radyografide ise ölçüm programı yardımıyla ölçülebilir. Çalışmalarda metal objelerin kullanılması radyografda maksimum kontrast sağlar ve gözlemcinin ölçüm yerlerini belirlemesini kolaylaştırır (Schulze ve ark 2000).

Anatomik landmakların dijital ve konvansiyonel panoramik radyograflar görünürlüğü kıyaslanmış aralarında istatistiksel fark bulunamamıştır. Digital görüntülerde çözünürlüğe bağlı olarak daha kötü izlenebilir. Çünki digital görüntüde daha fazla noise (kumlanma) vardır. Fakat dijital görüntü işleme programlarıyla görüntü kalitesi arttırılabilir. Dijital görüntüler hızlı bilgi paylaşımı, kolay saklanması ve çevre kirliliğine sebeb olmaması gibi avantajları vardır (Molander ve ark 2004).

Büyütülmüş görüntülerde dijital ölçüm yapılması tavsiye edilmemiştir. Çünki büyütülmüş görüntülerde obje kenarını tespit etmek güçleşir (Schulze ve ark 2000). Obje şekli de yatay ve dikey boyut tespitini etkiler. Kürelerin ölçümünde güvenilirlik

daha düşüktür. Küre, silindir şeklinde test objelerine göre oblik gelen ışın demetine bağlı hatalı ölçüm yapılmasına daha fazla sebeb olur (Tronje ve ark 1981a, Schulze ve ark 2000).

Panoramik radyograflar implantolojide tanı amaçlı ve tedavi planlamasında sıklıkla kullanılır (Backstrom ve ark 1989, Vazquez ve ark 2008). Panoramik radyograf iki boyutta bilgi verir dental arkın bukkolingual genişliği hakkında bilgi vermez (Reddy ve ark 1994). Cross-section görüntüleme şiddetle tavsiye edilmesine rağmen, panoramik radyograflar standart radyografik muayenede düşük radyasyon dozu ve en iyi radyografik tarama sağladığı için dikkatle değerlendirilir.

Reddy ve ark (1994), bilgisayarlı tomografi ve panoramik radyograf, implant yerleştirilecek bölgede dikey boyut tespitinde güvenilirliği kıyaslanmışlar. Bt ve panoramik radyografın beraber kullanımının yalnız panoramik kullanımdan daha güvenilir olduğunu rapor etmişlerdir. Cerrahi işlem sırasında direkt dijital radyograf kullanımı uygun boydan daha kısa implant yerleştirilmesine sebeb olmuştur. Bilgisayarlı tomografi ve panoramik kullanarak boy tahmini ile gerçek dikey mesafe arasında istatistiksel olarak fark yoktur.

Bilgisayarlı tomografide, panoramikteki gibi görüntüde magnifikasyon ve distorsiyon görünmez (Reddy ve ark 1994, Vannier ve ark 1997). Hasta pozisyonu görüntü doğruluğunda daha az önemlidir. Bilgisayarlı tomografide magnifikasyon % 0-6'dır. İdeal pozisyonda ve % 25'lik büyütmede düzeltme yapılmasına rağmen panoramik radyografda yatay magnifikasyon % 4-16, dikey magnifikasyon % -1-10'dur. Yalnızca panoramik radyograf kullanarak boyut hesabı yapmak hem daha az güvenilir hem de daha gerçek mesafeden daha kısa mesafe tespit edilir (Reddy ve ark 1994).

Posterior mandibuladaki kemik lezyonlarının yatay ve dikey boyut ölçümleri panoramik radyograf ve bilgisayarlı tomografi ile kıyaslanmış, iyi sınırlı kemik lezyonları panoramik radyografla doğru ölçülmüştür (Chuenchompoonut ve ark 2003).

Wyatt ve ark (1995), panoramik ve lateral oblik sefalometride boyutsal ölçümleri kıyaslamışlar. Dikey boyut ölçümleri lateral oblik sefalometride panoramik radyograflara göre daha doğrudur. Yatay boyut ölçümleri ise genelde lateral oblik sefalometride daha doğru yapılabilir. Klinik doğruluğun daha çok gerekli olduğu olgularda lateral oblik sefalometri alternatif olarak kullanılabilir.

İmplanların uzun dönem takibinde, marjinal kemik yüksekliği panoramik ve paralel teknikle alınmış periapikal radyografları kullanılarak değerlendirilmiş; panoramik radyograflar tek başına kullanılabileceği fakat yeterli kalitede değilse periapikal radyografla desteklenebileceği bildirilmiştir (Molander ve ark 1991, Kullman ve ark 2007).

Preoperatif periapikal radyograflar patolojiden veya kök parçasından şüpheli edildiğinde ilgili bölgenin detaylı görüntülenmesinde kullanılır fakat kemik yüksekliğini belirlemez. Posterior mandibulaya yerleştirilecek implantın boyunun belirlenmesinde mandibular kanalın pozisyonun doğru görüntülenmesi kullanılacak tekniğe bağlıdır.

Panoramik radyograflar, hasta doğru pozisyonlandırıldığında dikey boyutu ölçmede yeterli doğruluğa sahiptir. Mandibular kanalın üst kenarıyla alveol kreti arasını gerçek ölçümün altında tahmin etmeye yatkındır. Bu durum mevcut kemiği daha uzun ölçmekten, az zararlıdır. Çünki uzun implant sinir damar paketine, çene ve dudağın duyusuna zarar verebilir. İmplantla kanal arasında en az 2 mm olmalıdır. Klinisyen kullanılan görüntüleme tekniğinin distorsiyonunu, avantaj ve dezavantajlarından anlamalıdır.

Cerrahi öncesi implant planmasında görüntüleme tekniğinin doğruluğunun yanı sıra radyasyon dozuda göz önüne alınmalıdır. Efektif dozlar; Panoramik 9µSv, linear tomografi 9µSv, spiral tomografi 44-117 µSv, ct 314- 3324 µSv. (Lecomber ve ark 2001). Yüksek hızlı görüntü alıcı kullanılmasıyla hasta daha az iyonize radyasyona mağruz kalır. Nadir toprak elementli screen filmler standart kalsiyum tungustenli screen filmlerden daha iyi görüntü verir. Hızlı film kullanılması panoramik makinasının daha dar ışın demeti kullanmasına olanak tanır. Bu da imaj tabakasını genişletir. Anterior bölgede dar imaj tabakasının daha net görüntü elde etmesine yardımcı olur (Chen ve Hollender 1992).

İmplant uygulaması düşünülen dişsiz hastalarda tüm çeneyi görüntülemek için hasta dozu panoramik radyografta 0.3mGy, perapikal filmle ise 2.1- 2.5 mGy'dir (Clark ve ark 1990, White ve Rose 1979).

Panoramik radyograflar, rutin posterior mandibulada implant yerleştirmede preoperatif değerlendirmede güvenilebilir. Hızlı, basit, az maliyetli ve düşük dozajlı cerrahi öncesi tanı aracıdır. Mandibular kanalın üstünde en az 2 mm güvenli alan bırakıldığında, mevcut kemiğin yüksekliğini değerlendirmede panoramik

radyograflar yeterlidir. Cross-sectional teknikler gerekli değildir (Vazquez ve ark 2008).

Bilgisayarlı tomografi gibi ileri görüntüleme teknikleri implant yerleştirmede kullanılır. Çünki bu tekniklerin yüksek doğruluğa sahip olduğu bilinir. İleri tekniklerin yüksek maliyetleri göz önüne alındığında alternatif metodlar kullanılmalıdır. Panoramik radyografların, çenelerin mevcut dikey mesafesinin ölçülmesi ve cerrahi rehber plak kullanılması, implantın uygun konumlandırılmasına yardımcı olur. Panoramik radyograftaki magnifikasyondaki sorun, implant boyunun ve yerleştirilecek uygun yerin tespitinde hatalı yorumlanmasına sebeb olabilir (Pramono 2006).

Tercih edilen tanı aracı ve yapılacak prosedürler mümkün olan en az riske sahip olmalıdır. Geniş, bariz uzun kretler, klinik ve panoramik inceleme ve gerekirse periapikal radyograflar yeterli olabilir. Kompleks olgularda, kemik topografisinin belirlenemediği olgularda bilgisayarlı tomografi düşünülmelidir (Reddy ve ark 1994). Bilgisayarlı tomografinin dezavantajları, yüksek maliyet, cihazın yaygın olmaması, yüksek ışın dozu, rutin dental uygulamalar için kullanımının uygun olmaması (Chuenchompoonut ve ark 2003).

Görüntüde magnifikasyonun tespiti ve kalibrasyonu için güvenilir markırlar kullanılmalıdır. Kontrast, parlaklık ve görüntü geliştirici uygulamalarla istenen bölgenin doğru ve güvenilir ölçümleri elde edilir (Laster ve ark 2005).

5.SONUÇ

Dijital panoramik radyografların incelemesinde görüntüleme programı kullanılması kontrast değişimi, netlik filtreleri kullanılması, görüntü büyütme gibi özelliklerin kullanılması değerlendirmede ve ölçümlerde kolaylıklar sağlamıştır. Dijital panoramik ölçümlerinde program büyütme katsayısını kompanze ederek sonuçlar vermektedir. Dijital panoramikte, konvansiyonel panoramiğe göre gerçek boyutlara daha yakın ölçümler elde edilmektedir. Konvansiyonel panoramikte ölçümler dijital görüntülere göre daha fazla büyütme katsayısına sahiptir. Distorsiyon katsayısı dijital panoramikte daha fazladır. Panoramik görüntüleme en çok yapılan hata hasta konumlandırılmasındadır. Pozisyon değiştikçe incelenecek obje imaj tabakasından uzaklaşmakta ve örtüşmemektedir. Bu hataya bağlı olarak görüntüde var olan magnifikasyon ve distorsiyonları artırmaktadır. Panoramik görüntüde elde edilmesinde en uygun pozisyon ideal şartlarda alınan görüntüdür. Her anatomik bölge farklı dikey ve yatay büyütme katsayısına sahiptir. İdeal pozisyonda birbirine en yakın değerlerdedir.

Panoramik radyograflarda, yatay magnifikasyon dikey magnifikasyondan daha fazla değişkendir ve güvenilmezdir. Magnifiksyon değeri, filmin her yerinde aynı değildir. İncelenecek obje, imaj tabakası dışında yer alırsa görüntü bulanıklaşır, filme yakınsa küçülür, ışın kaynağına yakınsa büyür. Çoğu panoramik makinede imaj tabakası anteriorda, posteriora göre dardır.

Günümüzde başlangıç tetkik radyografı olarak sıkça kullanılmakta olan panoramik radyograflar, hekimin makinenin çalışma prensibini, görüntü oluşumunu, görüntüdeki kısıtlamaları bilmesiyle, radyografın tanısal değeri önemli şekilde artar.

6.ÖZET

T.C.

SELÇUK ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Konvansiyonel ve İleri Görüntüleme Teknikleri İle Farklı Açılarda Alınan Görüntülerde Dikey ve Yatay Boyutun Saptanması

Sami Kara

ORAL DİAGNOZ ve RADYOLOJİ Anabilim Dalı

DOKTORA TEZİ / KONYA-2010

Çalışmamızın amacı, konvansiyonel ve dijital panoramik makineler kullanarak farklı baş pozisyonlarında alınmış görüntülerde dikey ve yatay büyütme katsayısının değişiminin değerlendirilmesidir. Kuru kafa modelinde her diş soketine metal silindir yerleştirilerek ideal pozisyonda ve 3 düzlemde 1° kaydırılarak 49 değişik görüntüde ve 2 farklı panoramik makineden elde edilen boy, apikal ve oklüzal genişlik büyütme katsayıları incelendi. Dijital panoramikte büyütme katsayısı konvansiyonel panoramikten daha küçüktür. Distorsiyon katsayısı, dijital panoramikte daha fazladır. Her anatomik bölge farklı büyütme katsayısına sahiptir. Baş pozisyonlarındaki değişim ölçüm sonuçlarına yansımaktadır ama her 3 düzlemde orantısal bir değişim izlenememektedir.

Anahtar Sözcükler: Konvansiyonel Panoramik, Dijital Panoramik, Boyut Ölçümü, Büyütme Katsayısı, Distorsiyon

7. SUMMARY

Determination with Conventional and Advanced Imaging Techniques in Images Taken in Different Angles of The Verical and Horizontal Dimensions

The aim of this study, to evaluate changes vertical and horizontal magnification usingconventional and digital panoramic imagestaken at different head position. By placing metal cylinders each tooth in the socket of the dry skull model and images obtained the third plane in the ideal position by sliding the 1 and heidht, width of the apical and occlusal magification were analyzed 49 different image from two different panoramic machine. Digital panoramic panoramic magnification factor is smaller than conventional panoramic. Digital panoramic distortion coefficient is the greater. Each anatomic location had a different amount of radiographic magnification. The measurements varies due to different head positions, but at every third plane, the measurements disagree in a proportional changes.

Key Words: Convansional Panoramic, Digital Panoramic, Dimensional Measurement, Magnification, Distortion

8.KAYNAKLAR

1.Amir C, Asja C, Melita V-P, Adnan C, Vjekoslav, Muretic I. Evaluation of the precision of dimensional measurements of the mandible on panoramic radiographs. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 1998; 86: 242-8.

2.Backstrom A, McDavid WD, Tronje G, Sanderink GC. The effect of system parameters on resolution in rotational panoramic radiography. Amathematical analysis. Dentomaxillofacial Radiology. 1989; 18: 169-76.

3.Brezden NA, Brooks SL. Evaluation of panoramic dental radiographs taken in private practice. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1987; 63: 617-21.

4.Clark DE, Danford RA, Barnes RW, Burtch ML. Radiation absorbed from dental implant radiography: A comparison of linear tomography, CT scan and panoramic and intraoral techniques. J Oral Implantology. 1990; 16: 156-63.

5.Chen S-K, Hollender L. Image resolution in the midsagittal plane of the orthopantomograph-10 using lanex regular and t–mat g screen-film combination. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1992; 74: 524-30.

6.Chuenchompoonut V, Ida M, Honda E, Kurabayashi T, Sasaki T. Accuracy of panoramic radiography in assessing the dimensions of radiolucent jaw lesions with distinct or indistinct borders. Dentomaxillofac Radiol. 2003; 32: 80-6.

7.Frykholm A, Malmgren O, Sämfors KA, Welander U. Angular measurements in orthopantomography. Dentomaxillofac Radiol. 1977; 6: 77-81.

8.Gavel V, Dermaut L. The effect of tooth position on the image of unerupted canines on panoramic radiographs. Eur J Orthod. 1999; 21: 551-60.

9.Gomez-Roman G, Lukas D, Beniashvili R, Schulte W. Area-dependent enlargement ratios of panoramic tomography on orthograde patient positioning and ıts significance for implant dentistry. Int J Oral Maxillofac Implants. 1999; 14: 248-57.

10.Graber TM. Panoramic radiography in orthodontic diagnosis. American Journal of Orthodontics. 1967; 53: 799-821.

11.Haring JI, Jansen L. Dental Radiography: Principles and Techniques. 3th Edition. Elsevier. 2006.

12.Hayakawa Y, Wakoh M, Fujimori H, Ohta Y, Kuroyanagi K. Morphometric analysis of image distortion with rotational panoramic radiography. Bull Tokyo Dent Coll. 1993; 34: 51-8.

13.Horarlı A, Yılmaz AB, Akgül HM. Dişhekimliğinde Radyolojide Temel Kavramlar ve Radyodiagnostik. 1.Baskı Atatürk Üniversitesi Yayınları, Erzurum. 2001.

14.Horarlı A, Yılmaz AB, Akgül HM. Dişhekimliği Radyolojisi. 1.Baskı Atatürk Üniversitesi Yayınları, Erzurum, 2006, 283-99.

15.Kullman L, Asfour A, Zetterqvist L, Andersson L. Comparison of radiographic bone height assessments in panoramic and intraoral radiographs of implant patients. Int J Oral Maxillofac Implants. 2007; 22: 96-100.

16.Langland OE, Langlais RP, Mc David WD, Del Balso AM. Panoramic Radiology 2nd Edition. Lea and Febiger,Philadelphia. 1989.

17.Langland OE, Langlais RP. Principles of Dental Imaging. 1st Edition. Williams & Wilkins. 1997, 207-11.

18.Larheim, TA, Svanaes DB. Reproducibility of rotational panoramic radiography: mandibular linear dimensions and angels.Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1986; 90: 45-51.

19.Laster WS, Ludlow JB, Bailey LJ, Garland Hershey H. Accuracy of measurements o mandibular anatomy and prediction of asymmetry in panoramic radiographic images. Dentomaxillofac Radiol. 2005; 34: 343-9.

20.Lecomber AR, Yoneyama Y, Lovelock DJ, Hosoi T, Adams AM. Comparison of patient dose from imaging protocols for dental implant planning using conventional radiography and computed tomography. Dentomaxillofac Radiol. 2001; 30: 255-9.

21.Luchessi MV, Wood RE, Nortje CJ. Suitability of the panoramic radiograph for assessment of mesiodistal angulation of teeth in the buccal segments of the mandible. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 1988; 94: 303-10.

22.Lund TM, Manson-Hing LR. A study of the focal troughs of three panoramic dental x-ray machines. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1975; 39: 647-53.

23.Mayoral G. Treatment results with light wires studied by panoramic radiography. Am J Orthod. 1982; 81: 489-97.

24.Mc David WD, Tronje G, Welander U, Morris CR. Effect of erors in film speed and beam alignment on the image layer in rotational panoramic radiography. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1981; 52: 561-4.

25.Mc David WD, Tronje G, Welander U, Morris CR, Nummikoski P. Imaging characteristics of seven panoramic x-ray units: projection angle. Dentomaxillofac Radiol. 1985;8(Supply): 21-8.

26.Mc David WD, Dove SB, Welander U. Dimensional reproduction in direct digital rotational panoramic radiography. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1993; 75: 523-7.

27.Mc David WD, Welander U, Brent DS, Tronje G. Digital imaging in rotational panoramic radiography. Dentomaxillofacial Radiology. 1995; 2: 68-75.

28.McKee, Glover KE, Williamson PC, Lam EW, Heo G, Major PW. The effect of vertical andhorzontal head positioning in panoramic radiography on mesiodistal tooth angulations. Angle Orthod. 2001; 71: 442-51.

29.Molander B, Ahlqwist M, Gröndahl HG, Hollender L. Agreement Between panoramic and intra-oral radiography in the assesment of marginal bone height. Dentomaxillofac Radiol. 1991; 20: 155-60.

30.Molander B, Gröndahl H-G, Ekestubbe A. Quality of film-based and digital panormaic radiography. Dentomaxillofac Radiol. 2004; 33: 32-6.

31.Peck JL, Sameshima GT, Miller A, Worth P, Hatcher DC. Mesiodistal root angulation using panoramic and cone beam ct. Angle Orthod. 2007; 77: 206 -13.

32.Philippe GP, Hurst RV. The cant of the occlusal plane and distortion in the panoramic radiograph. Angle Orthodonics. 1978; 48: 317-22.

33.Pramono C. Surgical technique for achieving implant parallelism and measurement of the discrepancy in panoramic radiograph. J Oral Maxillofac Surg. 2006; 64: 799-803.

34.Reddy MS, Mayfield-Donahoo T, Vanderven FJJ, Jeffcoat MK. A comparison of the diagnostc advantages of panoramic radiography and computed tomography scanning for placement of root form dental implants. Clinical Oral Implants Research. 1994; 5: 229-38.

35.Rohlin M, Akerblom A. Individual periapical radiography determined by clinical and panoramic examination. Dentomaxillofacial Radiology. 1992; 21; 135-41.

36.Rutger HK, Kees S, Gerry MR, Arjan V. Bone height measurements on panoramic radiographs. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 1997; 84: 430-5.

37.Rushton VE, Horner K, Worthington HV. The quality of panoramic radiographs in a sample of general dental practices. Br Dent J. 1999; 186: 630-3.

38.Samawi SSB, Burke PH. Angular distortion in the orthopantomogram. Br J Study Orthod. 1984; 94: 100-7.

39.Sämfors KA, Welander U. Angle distortion in narrow beam rotation radiography. Acta Radiol Diagn (Stockh). 1974a; 15: 570-6.

40.Sämfors KA, Welander U. Area distortion in narrow beam rotation radiography. Acta Radiol Diagn (Stockh). 1974b; 15: 650-5.

41.Sanderik GC, Visser WN, Kramers EW. The origin of a case of severe image distortion in rotational panoramic radiography. Dentomaxillofacial Radiology. 1991; 20: 169-71.

42.Schiff T, D'Ambrosio J, Glass B, Langlais RP, McDavid WD. Common positioning and technical errors in panoramic radiography. Journal of the American Dental Association. 1986;113:422-6.

43.Schulze R, Krummenauer F, Schalldach F, d'Hoedt B. Precision and accuracy of measurements in digital panoramic radiography. Dentomaxillofacial Radiology. 2000; 29: 52-6.

44.Sjöblom A, Welander U. Position, form and thicness of the imae layer in narrow beam rotation radiography. Acta Radiol Diagn. 1978;19: 697-04.

45.Stratomas S, Gennty J, Petocz P, Darendeliler M. Accuracy of linear and angular measurements on panoramic radiographs taken at various positions in vitro. Europen Journal of Orthodontics. 2002; 24: 43-52.

46.Thanyakarn C, Hansen K, Rohlin M, Akesson L. Measurements of tooth lenght in panoramic radiographs.1:The use of indicators. Dentomaxillofacial Radiology. 1992a; 21: 26-30.

47.Thanyakarn C, Hansen K, Rohlin M. Measurements of tooth lenght in panoramic radiographs. 2:Observer performance. Dentomaxillofacial Radiology. 1992b; 21: 31-5.

48.Thomas S. Curry, James E. Dowdey, Robert C. Murry. Christensen's Physics Of Diagnostic Radiology. 4th Edition. Lippincott Williams & Wilkins. 1990.

49.Tronje G, Eliason S, Julin P, Welander U. Image distortion in rotational radiography. 2.Vertical distances Acta Radiologica Diagnosis. 1981a; 23: 449-55.

50.Tronje G, Welander U, McDavid WD, Morris CR. Imaging distortion in rotational panoramic radiography. 3.Inclined objects. Acta Radiologica Diagnosis. 1981b; 22: 585-9.

51.Tronje G, Welander U, McDavid WD, Morris CR. Imaging distortion in rotational panoramic radiography. 1.General consideration. Acta Radiologica Diagnosis. 1981c; 22: 295-9.

52.Tronje G. Image distortion in rotational panoramic radiography. 5.Object morphology; inner structures. Acta Radiologica Diagnosis. 1982; 23: 59-62.

53.Tronje G, Welander U, McDavid WD, Morris CR. Imaging characteristics of seven panoramic X-ra units. 4.Horizontal and vertical magnification. Dentomaxillofac Radiol. 1985; Supply 8: 29-34.

54.Truhlar RS, Morris HF, Ochi S. Areview of panoramic radiography and its potential use in implant dentistry. Implant Dent. 1993; 2: 122-30.

55.Wakoh M, Kuroyanagi K. Mathematical approach to horizontal and vertical magniication actors in rotational panoramic radiography- with attention to redundant shadows. Bull Tokyo Dent Coll. 1991; 32: 87-94.

56.Welander U. A Mathematical model of narrow beam rotation methods. Acta Radiologica Diagnosis. 1974; 15: 305-17.

57.Welander U, Tronje G, McDavid WD. Layer thickness in rotational panoramic radiography: Some specific aspects. Dentomaxillofac Radiol. 1989; 18: 119-24.

58.Wilding RJC, Levin I, Pepper R. The use of panoramic radiographs to measure alveolar bone areas. J Oral Rehabil. 1987; 14: 557-67.

59.White SC, Rose TC. Absorbed bone marrow dose in certain dental radiographic techniques. J Am Dent Assoc. 1979; 98: 553-7.

60.White SC, Pharoah MJ. Oral Radiology: Principles And Interpretation. 5th Edition. Mosby. 2004.

61.Whites E, Cawson RA. Essential of dental radiograhy and radiology.4th Edition. Elsevier. 2007.

62.Wolbarst AB. Physics of Radiology. 2nd Edition. Medical Physics Publishing. 2000.

63.Wyatt DL, Farman AG, Orbell GM, Silveira AM, Scarfe WC. Accuracy of dimensional and angular measurements from panoramic and lateral oblique radiographs. Dentomaxillofacial Radiology. 1995; 24: 225-31.

64.Xie Q, Soikkonen K, Wolf J, Mattila K, Gong M, Ainamo A. Effect of head positioning in panoramic radiology on vertical measurements: An in vitro study. Dentomaxillofacial Radiology. 1996; 25: 61-66.

65.Vannier MW, Hildebolt CF, Conover G, Knapp RH, Yokohama- Crothers N, Wang G. Three-dimensional dental imaging by spiral CT. A progress report. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 1997;84: 561-70.

66.Vazquez L, Saulacic N, Belser U, Bernard JP. Efficacy of panoramic radiographs in the preoperative planning of posterior mandibular implants: a prospective clinical study of 1527 consecutively treated patients. Clin Oral Implants Res. 2008; 19: 81-5.

67.Yeo DKL, Freer TJ, Brockhurst PJ. Distortion in panoramic radiographs. Australian Orthodontic J. 2002; 18: 92-8.

68.Zach GA, Langland OE, Sippy FH. The use of the orthopantomograph in longitudinal studies. Angle Orthod. 1969; 39: 42-9.

9.ÖZGEÇMİŞ

08.11.1980 tarihinde Konya'da doğdu. İlk öğrenimine Mümtaz Koru İlkokulunda 1987 yılında, orta öğrenimine Meram Orta Okulunda 1992 yılında, lise öğrenimine Konya Lisesinde 1995 yılında başladı. Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesine 1999 yılında başladı ve 2004 yılında mezun oldu. 2004 güz döneminde Oral Diagnoz ve Radyoloji Anabilim Dalında doktora öğrencisi olarak göreve başladı. Evlidir.