

İMLANT KONUMLARININ ANTERİÖR MAKSİLLADA OLUŞTURACAKLARI ETKİLERİN BİYOMEKANİK OLARAK ARAŞTIRILMASI

Evaluation of the Effect of Implant Localization on the Anterior Maxilla

Nilüfer Bölükbaşı¹, Ali Koçak², Tayfun Özdemir¹

Makale Gönderilme Tarihi: 11/09/2012
Makale Kabul Tarihi: 26/09/2012

ÖZ

Amaç: Çalışmanın amacı, anterior maksillada uygulanan dental implantların lokalizasyonlarının implantlar çevresinde oluşan gerinim değerlerine olan etkisinin sonlu eleman analiz yöntemi ile araştırılmasıdır.

Gereç ve Yöntem: Tomografi görüntülerinden yararlanılarak farklı implant lokalizasyonlarını içeren beş model hazırlanmıştır. Oluşturulan modellerdeki implant dağılımları şu şekildedir; birinci modelde iki kanin, ikinci modelde her iki kaninler ve bir orta kesici, üçüncü modelde her iki kanin ve orta kesici, dördüncü modelde iki kanin ve bir yan kesici, beşinci modelde her iki kanin ve yan kesici dişler bölgelerine implantlar yerleştirilmiştir. Dikey yüklemde tüm kuronlara, yatay yüklemde ise kanin bölgesindeki implantlara kuronun üzerinden 100 Newton'luk çiğneme kuvveti uygulanmıştır.

Bulgular: En yüksek gerinim değerleri krestal kemikte ölçülmüştür. Beşinci model dikey yüklemde rezorpsiyon açısından en yüksek, yatay yüklemde en az riske sahip modeldir.

Sonuç: Çalışmamızın sonuçları referans alınarak anterior maksilla için tedavi planlamaları yapılabilir. Rezorpsiyon riski bulunan implantlarda implant-kemik temas alanının artırılması sağlanarak oluşabilecek riskler azaltılabilir.

Anahtar kelimeler: *Dental implant, anterior maksilla, oklüzal yük, şekil değiştirme, sonlu eleman analizi*

ABSTRACT

Purpose: The purpose of this study was to analyze the effects of dental implant locations on strain values in the anterior maxilla by finite element analysis.

Material and Methods: Computed tomography was used to derive the geometry of maxillary five models with different implants locations. The configurations of implants in these models were as follows; two canines in first model, two canines and one central incisor in second model, two canines and two central incisors in third model, two canines and one lateral incisor in fourth model and two canines and two lateral incisors in fifth model.

Results: A load of 100 Newton was applied to each crown in vertical loading and 100 Newton was applied to canine sites in horizontal loading. Highest strain values were calculated on the crestal bone. The fifth model was found the most risky model in vertical loading and least risky model in horizontal loading.

Conclusion: The results of this study may support to the treatment planning for anterior maxilla. At risky sites, bone-implant contact area may be increased to reduce the resorption.

Keywords: *Dental implant, anterior maxilla, occlusal load, strain, finite element analysis*

¹İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Oral İmplantoloji A.D.

²Yıldız Teknik Üniversitesi İnşaat Fakültesi İnşaat Mühendisliği Bölümü Yapı A.D.

Giriş

Maksillada ve özellikle de maksillanın anterior bölgesinde dişlerin kaybından sonra oluşan kemik yapısı dental implantların doğal dişlerdeki benzer pozisyonlarda yerleştirilmesini zorlaştırmaktadır. Premaksilla, diş çekiminden sonra genişliğinin ilk bir yılda %25'ini, ilk üç yılda ise %40 ile %60'ını kaybetmektedir (1,2). Ayrıca vestibüldeki kompakt kemik diş çekimleri sırasında kırılabilir. Oluşan anatomiye bağlı olarak implantlar daha palatinal ve superior pozisyonlarda yerleştirilmektedir (1,2). Bu sebep ile implant üstü protezlerde fasiyel kantilever ve kron boylarında artma olmaktadır. Aynı zamanda mandibulanın protrusiv ve lateral hareketleri, dental implantların vestibülündeki kemikte ve boyun bölgesinde moment yüklerinin artmasına, implant veya abutmanda kırılmalara neden olabilmektedir. Premaksilla bölgesinde ki bir diğer dezavantaj da bu bölgedeki kemik yoğunluğunun diğer bölgelere göre daha düşük olmasıdır (3,4). Misch bu bölgede kemik yoğunluğunun %65 sıklıkta D3 tipte olduğunu bildirmiştir (3,4). Kemik yoğunluğunun düşük olması ise kemik-implant temasını azaltmakta ve implantın başarısı için bir risk faktörü oluşturmaktadır.

Biyomekanik faktörler dental implantların uzun dönemdeki başarısını etkilemektedir (5,6). İmplantlar üzerine iletilen yükler; yükün tipine, implantların boyutlarına, implantların yüzey özelliklerine, protez tipine, implantlar çevresindeki kemiğin yapısal özelliklerine ve implantların yerleşimine göre implant-kemik ara yüzünde strese (gerilme) neden olmaktadır. Kemiğin taşıma kapasitesini aşan gerilme değerleri ise kemik remodelingini etkileyerek rezorpsiyona veya implantın kaybına yol açabilmektedir (7,8,9). Birim alana uygulanan kuvvet şeklinde ifade edilen stres, uygulanan kuvvetle eşit şiddet-

tedir ve zıt yönlüdür (10,11). Strese neden olan kuvvet aynı zamanda şekil değiştirme de (strain, gerinim) meydana getirmektedir (10,11). Şekil değiştirme, kemik üzerine kuvvet uygulandığında ortaya çıkan deformasyon miktarının ya da boyutsal değişimin kemiğin esas boyutuna oranıdır (11). Şekil değiştirme bir kuvvet değil, sadece bir büyüklüktür. Kemikte şekil değiştirme düşük oranda meydana gelmektedir. Bu nedenle kemikte görülen şekil değiştirmenin tanımlanması için 'mikrogerinim' (microstrain) birimi kullanılmaktadır (10). 1000 mikrogerinim kemikte %0,1 deformasyona karşılık gelmektedir (12). Şekil değiştirmenin miktarı kemiğe iletilen stres miktarına ve kemiğin özelliklerine göre değişmektedir (12).

Klinik olarak oklüzal yüklerin yönünü ve miktarını hesaplamak çok güçtür. Hangi oklüzal yükte ne kadar yıkım olacağını gösteren indeksler de mevcut değildir. Bu da oklüzal yükler ile implant başarısı ilişkisini incelemeyi zorlaştırmaktadır.

İlk kez Frost (12,13,14,15) tarafından bildirilen mekanostat teorisi ile kemik hücrelerinin kemiğe uygulanan mekanik strese cevap verdiği öne sürülmüştür. Teori, kemiğe uygulanan yüklere bağlı olarak meydana gelen şekil değiştirmenin belirli bir limitin altında veya üstünde olduğunda rezorpsiyona yol açacağı temel prensibine dayanmaktadır. Kemikteki şekil değiştirme değeri 50–200 mikrogerinim olduğunda kemikte kullanılmama atrofisine bağlı olarak rezorpsiyon görülmektedir. Belirli, sabit yüklerde kemik hacmi de devamlılığını korumaktadır. Şayet yüklem koşullarında implantın uygulanması veya implantın yüklenmesinde olduğu gibi ani bir değişiklik olursa deformasyon miktarı 2000-3000 mikrogerinim olabilir. Fonksiyonel olarak aşırı yüklenen bu alanda kemik dokusu yeni oklüzal yüke dayanıklı hale gelmek için proliferasyona uğrar. Kemiğin

dayanıklılığı woven kemiğin lamellar kemiğe dönüşmesi ile artar. Yükleme değerleri 4000 mikrogerinim'in üzerine çıktığında ise patolojik rezorpsiyona yol açabilir. 25.000 mikrogerinim ve üzerinde ise kemikte kendiliğinden kırıklar oluşabilmektedir. Frost'un teorisinde önemli olan kemiğe uygulanan yük değil kemikte şekil değiştirmeye neden olan yükün miktarıdır. Şekil değiştirme miktarı mevcut kemiğin hacmine göre de değişmektedir (12,15). Genç, erişkinlerde kortikal kemiğe uygulanan 1-2 MPa (yaklaşık 0,1-0,2 kg/mm²) yük 50-100 mikrogerinim'e, 60 MPa yük 3000 mikrogerinim'e, 120 MPa'lik yük ise 25.000 mikrogerinim'e neden olmaktadır. 25.000 mikrogerinim'de kemikte ani kırılmalar oluşabilmektedir (15).

Melsen ve Lang (16), yaptıkları deneysel çalışmada özel ürettikleri dental implantları maymunlara uygulamışlardır. 11 haftalık yükleme süresinin sonunda dental implantlarda kayıp gözlenmezken yüklemenin dental implantların çevresindeki kemik remodelingini etkilediğini saptamışlardır. Şekil değiştirme miktarı 3400-6600 mikrogerinim olduğunda kemik apozisyonu, 6700 mikrogerinim'i aştığında ise kemik rezorpsiyonu görülmüştür.

İmplant ile kemiğin temas alanında kuvvet uygulanmasına bağlı değişimleri ölçmek için 1976 yılından itibaren 'Sonlu Eleman Analizi' (Finite Element Analysis, FEM) oral implantolojide kullanılmaya başlanmıştır (8,17). Sonlu eleman analizi biyomekanik açıdan incelenmek istenen karışık bir geometriye sahip cismin, belirli sayıda elemanlara bölünerek analizlerin gerçekleştirilmesidir (8,9,18,19). Bu sayede klinik olarak incelenmesi mümkün olmayan, oklüzal yüklere bağlı olarak implant çevresindeki sert dokularda meydana gelen değişiklikler incelenebilmektedir.

Çalışmamızın amacı; anterior maksillada

farklı sayılarda ve lokalizasyonlarda dental implant uygulamasının peri-implant kemikte oluşturacağı şekil değiştirme (gerinim) miktarlarının ve bölgelerinin üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi ile araştırılmasıdır.

Gereç ve Yöntem

Maksillanın modellenmesi

Üst çenenin geometrik modelinin oluşturulması için İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Oral İmplantoloji Anabilim Dalı Kliniği'ne başvuran bir hastadan klinik işlemleri sırasında alınan 1 mm kesitli multislice bilgisayarlı tomografi görüntülerinden yararlanılmıştır. Çalışmamızda kullanacağımız çene modelini oluşturmak için tomografi görüntüsünden her ekseninde çok sayıda kesit alınmıştır. Kesitler istediğimiz modele ait sayısal değerler ile örtüşecek şekilde 3D Studio Max (Autodesk, ABD) programı ile tekrar çizilmiştir. Çalışmada kullanılan ark formu ve gerçek ölçümleri Bilgin'in (20) kullandığı milimetrik kâğıtlardaki çizimlerden alınmıştır. Bilgin, çalışmasında Türk ırkında 'U', elips ve hiperbol şeklinde üç farklı ark formu bulunduğunu bildirmiştir. Üç farklı alveol kavsinden en sık rastlanılan olan 'U' şeklinde orta genişlikte ve orta uzunluktaki alveol kavsi şekli çalışmamızda kullanılmak üzere seçilmiştir. Alveol kretinin genişlik ve uzunluk değerleri olarak ise Bilgin'in (20) çalışmasında bildirdiği tanım aralıklarının orta değerleri seçilmiştir. Modellerin hazırlanması sırasında kullanılan alveol kreti boyutları tablo 1'de verilmiştir.

Tablo 1. Çalışmada kullanılan ‘U’ şeklinde orta uzunluk ve orta genişliğe sahip alveol kavsine ait boyutlar.

Grup Adı	Uzunluk	Genişlik	Alveol Kavsi Uzunluğu (Kretin Orta Noktasında)	Dağılım
U Şeklinde Orta Uzunluk Orta Genişlik	50,5 mm	62,5 mm	130,68 mm	%15,25

Modelleme sırasında yüksekliği 25 mm olarak alınmıştır. Çene modelini bilgisayara tanıtmak için Rhinoceros 4.0 (Robert Mc-Neel & Associates, WA, ABD) programı kullanılmıştır. Üç boyutlu modeller bilgisayar tarafından solid (katı) olarak tanınan bir format olan IGES formatına çevrilmiştir. Sonraki aşamada veriler sonlu eleman analizinin yapılacağı Abaqus (Versiyon 6.6-3, Simulia, ABD) programına aktarılmıştır.

Dental İmplantların ve Abutmanların Boyutlarının Belirlenmesi ve Modellenmesi

Anterior maksilladaki rezorpsiyon şekli ve klinik gözlemlerimizden yola çıkarak orta kesici ve kanin dişler için 4,1 mm çapında ve 12 mm uzunluğunda (kod no: 043.053), yan kesici dişleri için ise 3,3 mm çapında ve 12 mm uzunluğunda (kod no: 043.153) Straumann (Istitute Straumann AG, Waldenburg, İsviçre) dental implantları tercih

edilmiştir. İmplantların üzerilerine uygulanacak abutman olarak 5,5 mm boyunda 0° (kod no: 048.605) (Istitute Straumann AG, Waldenburg, İsviçre) açığa sahip simante edilebilir abutmanlar seçilmiştir. Dental implantlar yivsiz olarak silindirik yapıda modellenmiştir. İmplantlar ve abutmanlar orijinal boyutlarına uygun olarak 3D Studio Max (Autodesk, ABD) programında çizilmiştir.

İmplantların Çene Modelleri Üzerine Yerleştirilmesi

İmplantların frontal düzlemde alveol kemiği ile yaptıkları açı; kaninler bölgesinde 10°, yan kesiciler bölgesinde 20° ve orta kesiciler bölgesinde 30° olacak şekilde seçilmiştir. Dental implantların ark üzerinde mezio-distal olarak konumlandırılmasında ve implantlar arası mesafelerin belirlenmesinde doğru orantı formülünden yararlanılmıştır (şekil 1).

$$\text{Oluşturulan çene modellerinde kuronlara ait mezio-distal çap} : \frac{\text{Oluşturulan çene modellerinde alveol kavsi uzunluğu} \times \text{Doğal dentisyonda kuronlara ait ortalama mezio-distal çap}}{\text{Doğal dentisyonda ortalama alveol kavsi uzunluğu}}$$

Şekil 1. Dental implantları alveol kavsi üzerinde konumlandırırken ve implant üstü kronların çaplarını hesaplamak için kullanılan formül.

Doğal dentisyondaki kuronlara ait me-zio-distal çap değerleri Wheeler'ın (21) çalışmasından alınmıştır. Oluşturulan çene modeli üzerinde klinikte en sık tercih edilen uygulamalardan yola çıkarak 5 farklı implant dağılımını gösteren modeller oluşturulmuş-

tur (tablo 2). İmplant yuvaları 3D Studio Max (Autodesk, Inc) programı ile açılmıştır. Rhinoceros (Robert McNeel & Associates, WA, ABD) ile kabuktan katı objeye çevrilip IGES formatında Abaqus (Versiyon 6.6-3, Simulia, ABD) programına aktarılmıştır.

Tablo 2. 'U' şeklindeki çene modeli üzerinde implantların bulunduğu lokalizasyonlar.

Çene Modelleri	İmplantların lokalizasyonu
1. Model	3-----3
2. Model	3----1-----3
3. Model	3----1-1----3
4. Model	3-2-----3
5. Model	3-2-----2-3

(1: Ön kesici diş bölgesi, 2: Yan kesici diş bölgesi, 3: Kanin diş bölgesi).

İmplant Üstü Protezlerin Modellenmesi

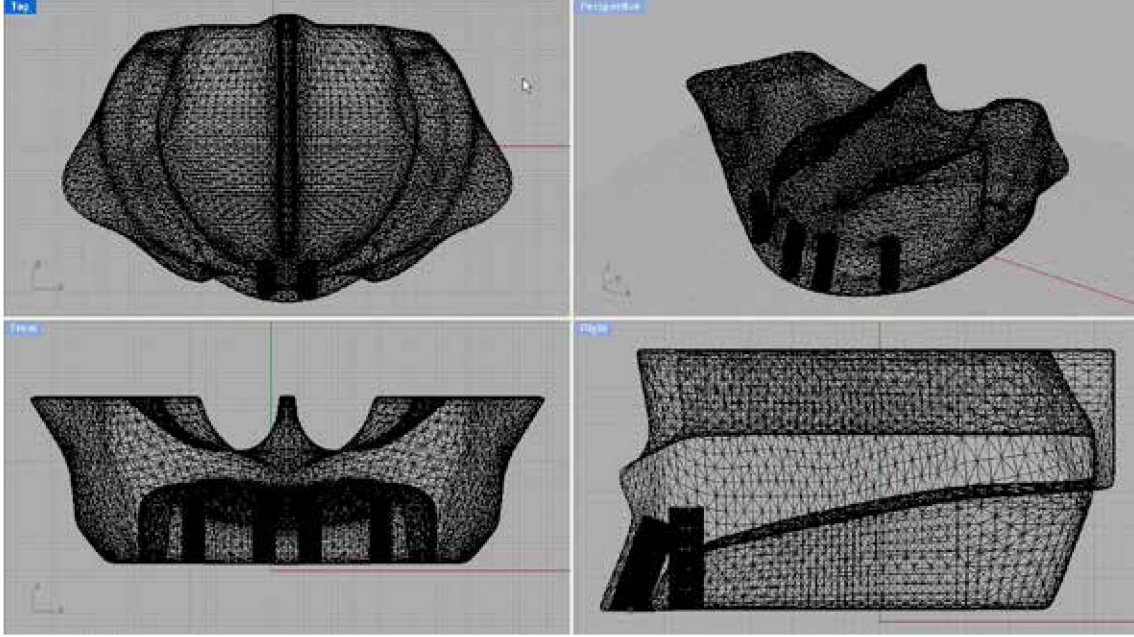
İmplant üstü protezlerin modellenmesi sırasında alt yapı olarak krom-kobalt alaşımı (Wiron 99; Bego, Bremen, Almanya) (22,23,24), üst yapı olarak ise feldspatik porselen (Ceramco II; Dentsply, Burlington, ABD) (4,25,26) kullanılmıştır. Metal kalınlığı 0,8 mm, porselen kalınlığı kuron boyutları dikkate alınarak en az 2 mm olarak hazırlanmıştır (22). Kuron şekilleri Abaqus (Versiyon 6.6-3 Simulia, ABD) programı içerisinde, çene kavsi ile uyumlu diş boyutlarına bağlı kalınarak solid olarak çizilmiştir.

Matematik Modellerin Oluşturulması

Matematiksel model oluşturulması için 10 düğüm noktalı tetrahedral elemanlar (C3D10M) kullanılmıştır. Hazırlanan beş modeldeki eleman ve düğüm sayıları tablo 3'de verilmiştir (şekil 2).

Tablo 3. Hazırlanan modellerdeki eleman ve düğüm sayıları.

Gruplar	Eleman sayısı	Düğüm sayısı
1. Model	1.138.290	213.198
2. Model	1.122.521	256.264
3. Model	1.334.686	279.639
4. Model	1.192.503	252.696
5. Model	1.302.678	273.572



Şekil 2. Her iki kanin dişleri bölgesine implant yuvalarının hazırlanmış olduğu meshlenmiş model.

Malzeme Özelliklerinin Tanımlanması

Kortikal kemik, trabeküler kemik, titanyum parçalar (dental implantlar ve abutmanlar), krom-kobalt esaslı metal alt yapı, feldspatik esaslı porselen üst yapı için tablo 4’de (22,26,27,28,29,30,31,32) gösterilen elastiklik modülü ve Poisson oranı değerleri

kullanılmıştır. 6 mm’lik alveol kavsinin dış yüzüne 1 mm’lik kortikal tabakası ilave edilmiştir. Trabeküler kemiğe D3 kemiğin özelliklerine uygun materyal özellikleri verilmiştir. Maksilla, homojen, izotropik ve lineer elastisiteye sahip bir yapı olarak kabul edilmiştir.

Tablo 4. Çalışmada kullanılan materyallerin elastiklik modülü ve Poisson oranları.

Materyal	Elastik Modülü (GPa)	Poisson Oranı	Kaynaklar
Titanyum implant ve abutman	110	0,35	22,27,28,29
Kortikal kemik	13,7	0,3	22,27,28,30,31,32
Trabeküler Kemik (D3)	1,37	0,3	22,30,31
Krom-kobalt alaşımı	218	0,33	22,30
Feldspatik porselen	82,8	0,35	22,26

Sistemin birleştirilmesi

Dental implantlar ile çene kemiği, dental implantlar ile abutmanlar ve abutmanlar ile implant üstü protezler arasındaki bağlantı,

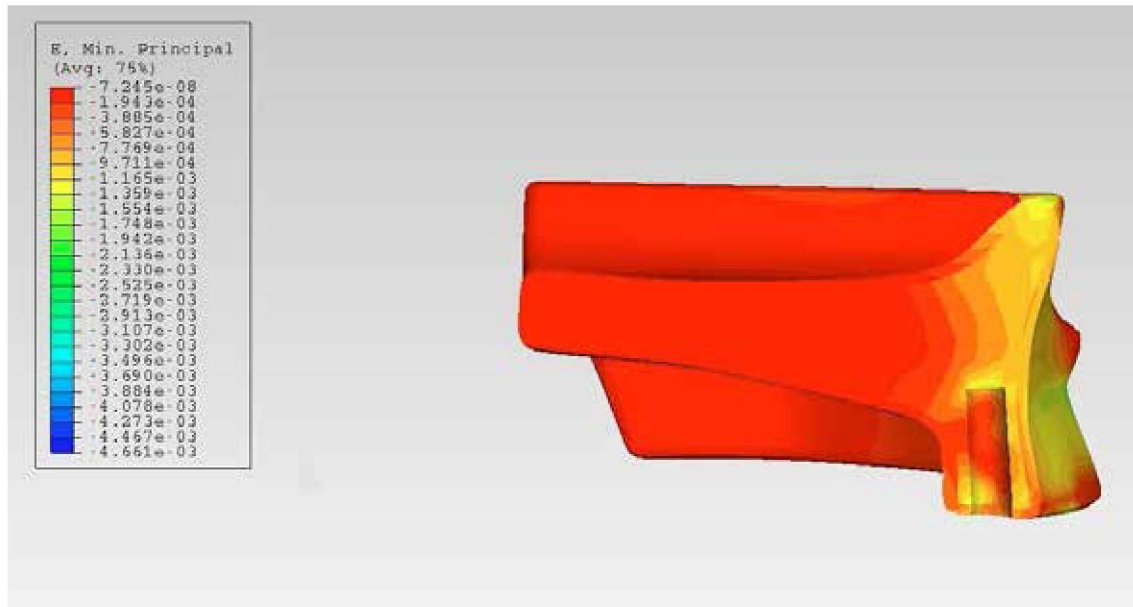
basıncı kesintisiz olarak iletecek şekilde sağlanmıştır. Dental implantların çene kemiğine %100 osseointegre olduğu varsayılmıştır. Si-man boşluğu dikkate alınmamıştır. Maksilla üst ve arka kısımlarından ankastre bir şekilde

mesnetlenmiştir. Her bir modelde çiğneme sırasındaki temasları taklit edecek şekilde iki yükleme bölgesi seçilmiştir. Alansal yükleme tercih edilmiş ve çiğneme yükleri implant üstü protezler üzerine eşit olarak dağıtılmıştır. Dikey yüklemede tüm kuronların singulum bölgelerinden 45° açıyla, yatay yüklemede ise hareketin olduğu yöndeki kanin dişinin palatinal yüzeyinde 2 mm'lik overbite mesafesi bırakılarak 90° açı ile kuvvet uygulanmıştır. Önceki çalışmalardan yola çıkarak çiğneme kuvveti 100 N alınmıştır (33,34).

Bulgular

Sonlu elemanlar analizi çalışmalarında elde edilen değerler varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucunda ortaya çıktığı için bu değerlerin istatistiksel analizi yapılmamaktadır.

Çalışmamızda maksilla üzerinde yatay yönde kesitler alınarak implant çevresindeki kortikal ve trabeküler kemikte meydana gelen şekil değiştirme değerleri hesaplanmıştır. Sonuçların değerlendirilmesi dağılım skalaları ile yapılmıştır (şekil 3).



Şekil 3. Kortikal ve trabeküler kemikte meydana gelen şekil değiştirme dağılımı.

Şekil değiştirme incelemelerinde skaladaki en düşük değeri kırmızı, en yüksek değeri ise mavi renk temsil etmektedir. Farklı modelleri kıyaslamak için ilk olarak maksimum şekil değiştirme değerlerinin lokalizasyonları incelenmiştir. Tüm modellerde maksimum şekil değiştirme değerleri implantların boyun bölgesinde ve vestibül yüzeyde saptanmıştır. Yatay yönde alınan kesitlerde implant-kemik

ara yüzünde gerinim değerlerinin azaldığı, apikal bölgede ise implant-kemik ara yüzüne göre bir miktar artış olduğu görülmüştür. İmplantların vestibül yüzeyinde palatinal yüzeylerine göre daha yüksek değerler ölçülmüştür. Tüm modellerde implantların boyun bölgesinde ölçülen şekil değiştirme değerleri kortikal kemiğe göre trabeküler kemikte daha yüksek bulunmuştur.

Maksimum değerlerin lokalizasyonlarının saptanmasından sonra maksimum değerler ölçülmüştür. Tablo 5 ve tablo 6'da dikey yüklemelerde tüm implantlara ait ve yatay yüklemelerde ise yükleme yapılan yöndeki kanin dişine ait maksimum değerler gösterilmiştir.

Tablo 5. Dikey yüklemelerde ölçülen şekil değiştirme değerleri.

	Sağ kanin		Sağ lateral		Sağ santral		Sol santral		Sol lateral		Sol kanin	
	K	T	K	T	K	T	K	T	K	T	K	T
Model 1	1385	2602									1385	2602
Model 2	1502	2907			1149	3164					1470	2530
Model 3	1340	2970			1031	3276	1031	3276			1340	2970
Model 4	1508	3312	1389	3490							1618	3052
Model 5	1414	3172	1706	4674					1706	4674	1414	3172

K: Kortikal kemik

T: Trabeküler kemik

*Kırmızı yazılı alanlar Frost'un teorisine göre rezorpsiyon açısından yüksek riske sahip alanları göstermektedir.

Tablo 6. Yatay yüklemelerde, yüklemenin yapıldığı yöndeki kanin dişi bölgesindeki implantlardaki şekil değiştirme değerleri.

	Sol kanin bölgesinden yükleme		Sağ kanin bölgesinden yükleme	
	Kortikal	Trabeküler	Kortikal	Trabeküler
M 1	2135	6340	2135	6340
M 2	2235	6276	2194	5661
M 3	2112	6554	2112	6554
M 4	2266	6269	2090	6000
M 5	2111	3840	2111	3840

*Kırmızı yazılı alanlar Frost'un teorisine göre rezorpsiyon açısından yüksek riske sahip alanları göstermektedir.

Dikey yüklemelerde en yüksek skorlar implantların her iki kanin ve yan kesici dişler bölgelerine yerleştirildiği beşinci modelde ölçülmüştür. Beşinci modeli implantların her

iki kanin ve bir yan kesici diş bölgesine yerleştirildiği dördüncü model takip etmektedir.

Yatay yüklemelerde en düşük şekil değiştirme değerleri beşinci modelde bulunmuştur.

Diğer tüm modellerde kanin dişi bölgesindeki implantlarda ölçülen gerinim değerleri birbirine oldukça yakın değerlerdedir.

Çalışmamızın sonuçları Frost'un mekanostat teorisindeki değerler ile karşılaştırıldığında, şekil değiştirme değerlerinin 4000 mikrogerinim üzerinde ölçüldüğü bölgeler (tablo 5 ve tablo 6'da kırmızı alanlar) patolojik aşırı yüklenme bölgesine girerek kemikte mikro çatlak oluşumuna neden olabilecek bölgeler olarak tanımlanabilir. Hiçbir modelde spontan kırıklara yol açan 25.000 mikrogerinim civarında değer saptanmamıştır.

Tartışma

Dental implantlar parsiyel ve total dişsizliğin tedavisinde uzun yıllardır başarı ile kullanılmaktadır. Dental implantlar ile dişsizliğin tedavisinde, uygulama işlemleri ve implantın ömrü açısından en riskli bölgenin anterior maksilla olduğu söylenebilir. Bu bölgedeki implant başarısızlığı sadece implantın çıkarılmasıyla giderilememektedir. Oluşan estetik ve fonksiyonel kayıpların telafisi için uzun tedavi süreçleri ve ileri cerrahi teknikler gerekmektedir. Anterior maksillada uygulanan implantların uzun dönemli başarısı ilk olarak doğru sayıda implantın ideal konumlarda yerleştirilmesine bağlıdır. Ancak anterior maksillanın parsiyel dişsizliğinde veya total dişsiz maksillada bu bölgeye uygulanacak implantların sayısı ve lokalizasyonu için kabul edilmiş bir tedavi bulunmamaktadır. Bu çalışmada anterior maksillada implant sayılarının ve konumlarının implant ömrüne olan etkisi sonlu elemanlar analiz yöntemi ile araştırılmıştır. Çalışmanın bulguları, kemiğe uygulanan yükler ile kemikte oluşan deformasyon arasındaki ilişkiyi açıklayan Frost hipotezi (13,14,15) ile karşılaştırıldığında dikey hareketlerde olan yüklemelerde karşılaştırdığımız 5 modelin 4'ünde kabul

edilebilir sınırlarda şekil değiştirme değerleri saptanmıştır. İmplantların her iki kanin ve her iki lateral dişler bölgelerine yerleştirdiği beşinci modelde ise lateral diş bölgesine uygulanan implantların boyun bölgeleri rezorpsiyon açısından riskli bulunmuştur. Bunun nedeni bu bölgeye implantın kanin bölgesindeki implantlara göre daha dar çapta olması olabilir. Yapılan bir üç boyutlu sonlu eleman analiz çalışmasında mandibula modellenerek molarlar bölgesine 12 mm uzunluğunda 2,9 mm, 3,6 mm, 4,2 mm, 5,0 mm, 5,5 mm, 6,0 mm ve 6,5 mm çapında dental implantlar uygulanmıştır. Ortalama çiğneme kuvvetleri uygulandığında çap arttıkça kemik implant ara yüzünde stresin azaldığı gözlenmiştir. En büyük azalma implant çapının 3,6 mm'den 4,2 mm'ye arttığı durumlarda saptanmıştır (27). Yatay yüklemelerde, oklüzal yükün uygulandığı kanin bölgesindeki implantların vestibül yüzeyleri yüksek oranda rezorpsiyon riski taşımaktadır. Yatay yüklemelerde dikey yüklemesinde aksine beşinci model rezorpsiyon açısından en az riske sahip model olarak bulunmuştur. Bunun nedeni lateral diş bölgesine uygulanan implantın gelen oklüzal yüklerin bir bölümünü karşılaması olabilir. İleride yapılacak çalışmalarda yatay yüklemelerde de dikey yüklemelerde olduğu gibi tüm implantların çevresindeki şekil değiştirme değerlerinin ölçülmesi faydalı olacaktır.

Son dönemde yapılan sonlu eleman analizi çalışmalarında çene kemiklerinin boyutlarına ve şekillerine yakın modeller hazırlanabilmesi için bilgisayarlı tomografi görüntüleri sıklıkla kullanılmaktadır (30,34,35,36). Çalışmamızda da maksillanın anatomisini tam olarak taklit edilebilmek için tam dişsiz maksillaya sahip bireyden elde edilen 1 mm kesitli bilgisayarlı tomografi görüntüsü kullanılmıştır. Tomografi görüntüsü üzerinde yapılacak çalışmalarda, hastanın çene ke-

miğindeki deformasyonlardan ötürü hatalı sonuçlar elde edilmesi riski bulunmaktadır. Ayrıca çalışmanın kişiye özel bir çene modeli yerine araştırmaların sonuçlarına uygun ideal bir çene modeli üzerinde yapılmasının klinik kullanıma daha uygun sonuçlar vereceği düşünülmüştür. Bu nedenle tomografi görüntüsü temel alınarak yeni bir üst çene modeli hazırlanmıştır. Çalışmamızda Türk ırkında en sık rastlanılan alveol kavsi formu olması nedeni ile 'U' şeklindeki kavis tercih edilmiştir. Alveol kavsi uzunluğu 130,68 mm olarak alınmıştır. Çalışmamızda 'U' şeklinde alveol kavsi şekli ve belirli boyutların seçilmesi ile elde ettiğimiz sonuçların gelecekte yapılacak çalışmalarda, diğer alveol kavsi formlarında alınacak veriler ile karşılaştırılma yapılabilmesi şansı elde edilmiştir.

Sonlu elemanlar analizi ile yapılan birçok çalışmada implantların yüzey özelliklerinin sonuçlar üzerinde pek fazla etkisi olmadığı düşünülerek implantlar daha basit geometrik şekiller olarak modellenmiştir (27,30,36,37,38). Çalışmamızda tüm maksillayı modellediğimiz için eleman ve düğüm sayısı oldukça yüksektir. İmplantların yivli olarak modellendiği durumda bilgisayarın analizleri doğru yapamayacağı düşünülerek geçmiş çalışmalara benzer şekilde, implantlar yüzey özellikleri göz ardı edilerek modellenmiştir.

Literatürde doğal dişlerin alveol kavsi üzerindeki açılanmaları incelendiğinde; açılarının ön kesici dişler için 28°, yan kesici dişler için 26°, kanin dişleri için ise 16° olduğu saptanmıştır (39). Diş kayıplarından sonra alveol kretinin vestibül yüzeyinden palatinala doğru olan rezorpsiyonlar sonucu dental implantlar doğal dişlere göre daha açılı yerleştirilmektedir. Çalışmamızda diş kayıplarından sonraki rezorpsiyonlar dikkate alınarak implantların frontal düzleme göre açısı; kaninler bölgesinde 10°, yan kesiciler

bölgesinde 20° ve orta kesiciler bölgesinde 30° olacak şekilde planlanmıştır.

Sonlu eleman analizi çalışmalarının güvenilirliği eleman ve düğüm sayısının fazlalığı ile doğru orantılıdır. Eleman ve düğüm sayıları arttıkça analiz süresi uzamaktadır. Bu sebeple yapılan çalışmaların çoğunda eleman ve düğüm sayıları sınırlı tutulmakta veya eleman ve düğümler özellikle kuvvet uygulanan bölgelere dağıtılarak diğer bölgelerde oldukça az sayıda bırakılmaktadır (22,33,34,40). Maksillanın tamamını modellediğimiz bu çalışmada, modellerimizdeki eleman sayıları 1.122.521 ile 1.302.678 arasında, düğüm sayıları ise 213.198 ile 279.639 arasında değişmektedir. Bu eleman ve düğüm sayıları geçmişte yapılmış birçok çalışmadan daha fazladır.

Yüklemenin dental implant, abutman veya kuronlar üzerinden yapılması sonuçların hassasiyetini etkilemektedir. Çiğneme kuvvetlerinin kuronlar üzerinden verilmesi daha gerçekçi sonuçlar elde edilmesini sağladığı bildirilmiştir (38). Bu nedenle çalışmamızda yükler kuronlar üzerinden uygulanmıştır.

Bir sisteme noktasal (tekil), alansal veya kütle kuvvetleri etki edebilmektedir. Tekil kuvvetler seçilen eleman veya düğüme belirlenen açı ile uygulanan kuvvetlerdir. İmplant üstü protezler üzerine tek bir noktadan yük uygulanması yükün uygulandığı alanda yüksek değerler elde edilmesine neden olur. Kütle kuvvetleri cismin ağırlık merkezinden uygulanan kuvvetlerdir. Çene modeli üzerinde bu tarz yükleme şekli mümkün değildir. Araştırmamızda klinik olarak oklüzal yüklerin iletilmesi dikkate alınarak alansal yükleme tercih edilmiştir.

Sonlu eleman analizi ile yapılan çalışmalardaki en önemli dezavantaj çalışmanın sonuçlarının seçilen model için geçerli olmasıdır. Örneğin dental implantların boyutları kortikal kemik kalınlığı, trabeküler kemik

yoğunluğu, osseointegrasyon miktarı gibi farklılık gösterebilen veriler için ön kabuller yapılmaktadır. Bu nedenle analiz sırasında programa girilen verilerde değişiklik olduğunda sonuçların etkileneceği unutulmamalıdır.

Sonlu eleman analizi çalışmalarında amaç yük uygulandıktan sonra cismin bütünlüğünün ilk olarak hangi noktada bozulacağını araştırılmasıdır. Çene kemiği üzerinde geçmiş dönemde yapılan çalışmaları incelediğimizde genellikle yük uygulanması ile oluşan maksimum gerilme değerlerinin ve dağılımlarının araştırıldığı görülmektedir (27,30,34,37,41). Bu çalışmalarda maksimum gerilme değerlerinin ölçüldüğü alanlar rezorpsiyonun ilk başlayacağı yerler olarak tanımlanmıştır. Günümüzde maksilla için tanımlanmış, rezorpsiyonun başlangıcı olarak kabul edilebilecek bir gerilme değeri bulunmamaktadır. Geçmiş dönemde yapılan çalışmalar değerlendirildiğinde maksimum gerilme değerlerinin kortikal kemik üzerinde saptandığı görülmektedir. Trabeküler kemikte ölçülen gerilme miktarı ise kortikal kemiğe göre oldukça düşük bulunmuştur (27,30,34,37,41). Ancak bu sonuç materyal özelliklerine bağlı olabilir (42). Maksilla veya mandibula da kortikal kemiğin elastikiyet modülünün kansellöz kemiğe göre yüksek olması nedeni ile implantlar sadece kortikal kemik ile destekleniyormuş izlenimi vermektedir. Bu durumda tüm stresi kortikal kemiğin aldığı ve trabeküler kemikte kuvvet uygulanması sonucu oluşan gerilme dağılımının göz ardı edildiği söylenebilir. Buna karşılık şekil değiştirme değerlerine baktığımızda, şekil değiştirmenin özellikle implantın kuronel 1/3'lük bölümünde, hem kortikal hem de trabeküler kemikte yoğunlaştığını görmekteyiz. Klinik olarak gözlemlediğimiz rezorpsiyon şekli ile bu bulgu örtüşmektedir (43,44). Bu nedenle ileri de

yapılacak sonlu eleman analizi çalışmalarında gerilme değerlerinin yanı sıra şekil değiştirme değerlerinin de hesaplanması kliniğe uygulanabilir sonuçlar elde edilebilmesine olanak sağlayacaktır.

Bu çalışmada protetik üst yapıların hazırlanmasında 0° açığa sahip düz abutmanlar kullanılmıştır. Ancak anterior maksilladaki rezorpsiyon sonucu implantların açılı yerleştirilmesine bağlı olarak sıklıkla açılı abutman kullanılması gerekmektedir. Balshi ve arkadaşları (45), 3 yıllık klinik takip çalışmalarında implant üstü sabit protezlerin hazırlanmasında kullanılan 209 açılı abutman ile 212 düz abutmanın başarı oranlarını karşılaştırmışlardır. Protetik başarısızlık oranları açılı abutmanların kullanıldığı grupta %5,3, düz abutmanların kullanıldığı grupta %7,5 olarak bulunmuştur. Clelland ve arkadaşları (41) anterior maksillaya yerleştirilen bir implantta açılı abutman kullanımının stres ve gerinim değerlerine olan etkisini incelemişlerdir. 0°, 15° ve 20° açığa sahip abutmanlar üzerine 178 N'lük çigneme kuvveti abutmanların uzun eksenini doğrultusunda uygulanmıştır. Abutman açısının 0°'den 15°'ye çıkmasının gerilme değerlerini değiştirmediği, açının 15°'den 20°'ye çıktığında ise yaklaşık %10'luk bir artışın olduğu bulunmuştur. Gerinim değerleri incelendiğinde, açıda her artışın gerinim miktarını yaklaşık %20 oranında arttırdığı bulunmuştur. İleri de aynı çalışma modelinde açılı abutmanların kullanılarak analiz yapılması ve bu analiz sonuçlarının çalışmamızın bulguları ile karşılaştırılması faydalı olacaktır.

Sonuç

Anterior maksillada dental implant uygulamaları mevcut kemiğin hacmi ve yapısı nedeniyle oldukça yüksek öneme sahiptir.

Çalışmamızın sonuçlarına göre rezorpsiyon riski bulunan bölgelerde implantların çapının veya boyutunun artırılarak oluşabilecek risk azaltılabilir. İleri de yapılacak çalışmalarda açılı abutman kullanılması ile implantlara iletilen yük ve dolayısıyla şekil değiştirme değerlerinin araştırılması faydalı olacaktır.

KAYNAKLAR

1. Belser UC, Bernard JP, Buser D. Implant-supported restorations in the anterior region: Prosthetic considerations. *Pract Periodontics Aesthet Dent*, 1996; 8(9): 875-83.
2. Pietrokowski J. The bony residual ridge in man. *J Prosthet Dent*, 1975; 34(4): 456-62.
3. Misch CE. Bone character: second vital implant criterion. *Dent Today*, 1988; 7(5): 39-40.
4. Misch CE. Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing and progressive loading. *Int J Oral Implantol*, 1990; 6: 23-31.
5. Sahin S, Çehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses: a review. *J Dent*, 2002; 30(7-8): 271-82.
6. Tonetti MS. Determination of the success and failure of root-form osseointegrated dental implants. *Adv Dent Res*, 1999; 13: 173-80.
7. Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *J Oral Implantol*, 1992; 18(3): 264-74.
8. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 2001; 85(6): 585-98.
9. Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2006; 9(4): 257-70.
10. Craig RG, O'Brien, WJ, Powers JM. *Dental materials*. 6th ed., St. Louis, Missouri: Mosby, 1996, p.10-26.
11. İnan M. Cisimlerin mukavemeti. 6. bs., İstanbul: İTÜ Vakfı. Yayın No: 25, 1988, s.12-342.
12. Stanford CM, Brand RA. Toward an understanding of implant occlusion and strain adaptive bone modeling and remodeling. *J Prosthet Dent*, 1999; 81: 553-61.
13. Frost HM. A determinant of bone architecture. The minimum effective strain. *Clin Orthop Relat Res*, 1983; 175: 286-92.
14. Frost HM. Perspectives: bone's mechanical usage windows. *Bone Miner*, 1992; 19(3): 257-71.
15. Frost HM. A 2003 update of bone physiology and Wolff's law for clinicians. *Angle Orthod*, 2000; 74(1): 3-15.
16. Melsen B, Lang NP. Biological reactions of alveolar bone to orthodontic loading of oral implants. *Clin Oral Implants Res*, 2001; 12(2): 144-52.
17. Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R. Stress analysis of porous rooted dental implants. *J Dent Res*, 1976; 55(5): 772-77.
18. DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. The role of the finite element model in dental implants. *J Oral Implantol*, 2000; 26(2): 77-81.
19. Bathe KJ. *Finite element procedures*. Prentice-Hall: Engelwood Cliff, 1995.
20. Bilgin T. Tam protezlerde kullanılan hazır ölçü kaşıkları için ülkemize uygun standartların araştırılması. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Total Protez Anabilim Dalı, 1989.
21. Wheeler RC. *An atlas of tooth form*. Toronto: Harcourt Canada, 1969, p.26.
22. Sevimay M, Turhan F, Kılıçaslan MA, Eskitaşçıoğlu G. Three-dimensional finite element analysis of the different bone quality on stress distribution in an implant-supported

- crown. *J Prosthet Dent*, 2005; 93(3): 227-34.
23. Williams KR, Watson CJ, Murphy WM, Scott J, Gregory M, Sinobad D. Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants. *Quintessence Int*, 1990; 21(7): 563-70.
24. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection*. 2nd ed., Chicago: Quintessence, 1997, p.259-72.
25. Cibirka RM, Razzoog ME, Lang BR, Stohler CS. Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces. *J Prosthet Dent*, 1992; 67(3): 361-64.
26. Hojjatie B, Anusavice KJ. Three-dimensional finite element analysis of glass-ceramic dental crowns. *J Biomech*, 1990; 23(11): 1157-66.
27. Himmlöva L, Dostolava T, Kacovsky A, Konvickova S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent*, 2004; 91(1): 20-25.
28. İplikçiolu H, Akça K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J Dent*, 2002; 30 (1): 41-46.
29. Sütpideler M, Eckert SE, Zobitz M, An KN. Finite element analysis of effect of prosthesis height, angle of force application, and implant offset on supporting bone. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2004; 19(6): 819-25.
30. Çağlar A, Aydın C, Yılmaz C, Korkmaz T. Effects of mesio distal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2006; 21(1): 36-44.
31. Barbier L, Vander Sloten J, Krzesinski G, Schepers E, Van der Perre G. Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. *J Oral Rehabil*, 1998; 25: 847-58.
32. Teixeira ER, Sao Y, Akagawa Y, Shin-doi NA. A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *J Oral Rehabil*, 1998; 25(4): 299-303.
33. Çankaya Ö. Alt çene total dişsizlik vakalarında implant destekli protez uygulamalarında, implantların farklı lokalizasyonlarda yerleştirilmesinin ve farklı üst yapıların kullanılmasının kemikteki kuvvet dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelenmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Oral İmplantoloji Anabilim Dalı, 2005.
34. Sağat G. Üst çene total dişsizlik vakaları için implant destekli sabit protez uygulamalarında farklı alveol ark formları ve implant pozisyonlarının implantlar çevresindeki stres dağılımına olan etkisinin fem analiz yöntemiyle araştırılması. Doktora Tezi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Oral İmplantoloji Anabilim Dalı, 2002.
35. Sethi A, Kaus T, Sochor P, Axmann-Krcmar D, Chanavaz M. Evaluation of the concept of angulated abutments in implant dentistry: 14-year clinical data. *Implant Dent*, 2002; 11(1): 41-51.
36. Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Gilat A. Use of an axisymmetric finite element method to compare maxillary bone variables for a loaded implant. *J Prosthodont*, 1993; 2(3): 183-89.
37. Clelland NL, Lee KL, Bimbenet OC, Brantley WA. A three-dimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. *J Prosthodont*, 1995; 4(2): 95-100.
38. Hsu ML, Chen FC, Kao HC, Cheng CK. Influence of off-axis loading of an anterior maxillary implant: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac*

Implants, 2007;22 (2): 301-09.

39. Ash MM. Wheeler's dental anatomy, physiology and occlusion. 7th ed., Philadelphia: WB Saunders 1993, p.128-273.

40. Kitagawa T, Tanimoto Y, Nemoto K, Aida M. Influence of cortical bone quality on stress distribution in bone around dental implant. Dent Mater J, 2005; 24(2): 219-24.

41. Clelland NL, Gilat A. The effect of abutment angulation on stress transfer for an implant. J Prosthodont, 1992; 1(1): 24-28.

42. Saab XE, Griggs JA, Powers JM, Engelmeier RL. Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla: a finite element study. J Prosthet Dent, 2007; 97(2): 85-92.

43. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Int J Oral Surg, 1981; 10(6): 387-416.

44. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Brånemark system. Clin Oral Implants Res, 1992; 3(3): 104-11.

45. Balshi TJ, Wolfinger GJ. Immediate loading of Brånemark implants in edentulous mandibles: a preliminary report. Implant Dent, 1997; 6(2): 83-88.

Yazışma Adresi:

Nilüfer Bölükbaşı

İstanbul Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Oral İmplantoloji A.D.

34093, İstanbul.

Telefon: 0212 5323218

e-mail: dr.niluferbolukbasi@hotmail.com