

FARKLI TİPTE ENDOSTEAL İMPLANTLARIN, FARKLI KUVVETLER ALTINDA ÇEVRE KEMİKTE OLUŞTURDUĞU DEĞİŞİKLİKLERİN ÜÇ BOYUTLU MODELLEME VE SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

EVALUATION OF EFFECT OF DIFFERENT TYPE OF ENDOSTEAL IMPLANTS ON SURROUNDING BONE UNDER DIFFERENT FORCES BY THREE DIMENSIONAL MODELLING AND FINITE ELEMENT ANALYSIS

Yrd. Doç. Dr. Firdevs VEZİROĞLU ŞENEL*
Dt. Esra ERSÖZ*

Dt. Sıdika Sinem SOYDAN*
Prof. Dr. Derviş YILMAZ**

Makale Kodu/Article code: 186
Makale Gönderilme tarihi: 08.09.2009
Kabul Tarihi: 27.10.2009

ÖZET

Amaç: İmplant ve kemik yüzeyi arasında okluzal yükler sonucu oluşan kuvvetler implantın uzun dönem başarısını etkileyen önemli faktörlerden biridir. İmplantın şekli ve yapısı bu kuvvetlerin büyüklüğünü ve yönünü etkilemektedir. Bu çalışmada katı modelleme ile oluşturulan mandibula modellerine yerleştirilen silindirik, konik ve blade tip implantların horizontal, vertikal ve oblik kuvvetler altında kemikte oluşturdukları etkilerin değerlendirilmesi planlanmıştır.

Gereç ve Yöntem: Mandibula ve implantların üç boyutlu sonlu elemanlar modelleri oluşturulmuş ve mandibula modellerine yerleştirilen blade, konik ve silindirik tip implantların horizontal, vertikal ve oblik kuvvetler (30N, 105N ve 210N) altında kemikte meydana getirdiği asal gerilim, gerilme ve yer değiştirme değerlendirilmiştir.

Bulgular: Kuvvetlerin implant çevresindeki kemikte oluşturduğu yer değiştirme, asal gerilim ve gerilmeler şekiller ve renk skalaları ile gösterilmiştir. Elde edilen numerik veriler ise tablolarda belirtilmiştir.

Sonuç: Okluzal yükler altında implantların kemikte oluşturdukları değişiklikler değerlendirildiğinde, konik implantların en başarılı seçenek olduğu belirlenmiştir.

Anahtar kelimeler: implant şekli, sonlu elemanlar analizi (SEA)

ABSTRACT

Purpose: The force between bone-implant interface occurred as a result of occlusal loads, is one of the most important factor in long term implant success. These forces are influenced by the implant's design and structure. The aim of this study is to evaluate forces between bone-implant interface under horizontal, vertical and oblique force in cylindrical, conical, and blade type implants which were inserted to the solid modelled mandible.

Material and Methods: Three dimensional finite element model of the mandible was created and blade, conic and cylindrical implants were inserted into the mandible model via simulation and under horizontal, vertical and oblique forces (30N, 105N ve 210N) principal stress, strain and displacement values were evaluated.

Results: Displacement, principal stress and strain on the surrounding bone under different forces was illustrated with figures and color scales. Obtained numerical datas was represented in tables.

Conclusion: While forces between bone-implant interface under occlusal forces were evaluated, conical implants were the most succesful alternative.

Key words: implant design, finite element analysis (FEA)

*Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız Diş Çene Hastalıkları ve Cerrahisi ABD
**Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız Diş Çene Hastalıkları ve Cerrahisi ABD



GİRİŞ

Oral ve maksillofasial cerrahide, implant uygulamalarında büyük ilerlemeler kaydedilmekte, yeni dizaynlar geliştirilmektedir. Günümüzde endosteal implantlar, uygulamanın kolay olması ve başarı kriterlerinin diğer implant tiplerine göre daha yüksek olması nedeniyle tercih edilmektedirler¹. Konik, silindirik ve blade tip implantlar, endosteal implant tipleri arasında son yıllarda en sık kullanılan formlardır. Geçmiş yıllarda yapılan çalışmalarda endosteal implantlarda fibröz doku oluşumuna erken yüklemenin neden olduğu düşünülürken, son yapılan çalışmalarda bunun sebebinin kemik-implant ara yüzeyine gelen aşırı yüklerin olduğu bildirilmiştir². Klinik çalışmalarda bu yüklerin nasıl oluştuğunu ve dağılımını göstermek oldukça güçtür.

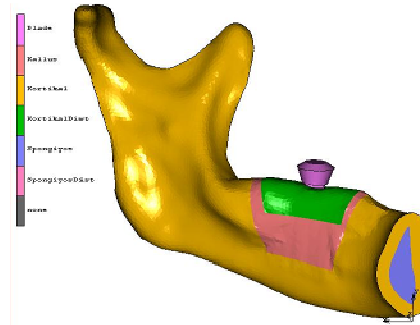
Bu nedenle, gerilim analiz çalışmaları genelde canlı malzemenin cansız bir modeli üzerinde yapılır. Mühendislikte karmaşık analitik sistemlerin çözümünde kullanılan sonlu elemanlar analizi (SEA), diş hekimliğinde de her tür cisme ve karmaşık yapıya uygulanabilmesi, kullanılan malzeme sayısının sınırlandırılmaması, gerilim dağılımlarının ve deplasmanların bir arada ve duyarlı olarak elde edilmesi, deneysel modelin kontrolü ve sınır koşullarının değiştirilebilmesi, malzemenin mekanik ve fiziksel özelliklerinin çok iyi yansıtılabilmesi gibi avantajları nedeni ile çalışmamızda tercih edilmiştir³⁻⁵.

İmplant uygulamalarını takiben dokularda oluşan biyomekanik değişikliklerin SEA ile incelenmesi ile ilgili az sayıda literatür bilgisi mevcuttur⁶⁻⁹. Bu çalışmalarda kemikteki stresler ortalama değerleri gösteren Von Misses gerilimlerine göre yapılmıştır. Sunulan bu çalışmada ise çevre kemikte oluşan kuvvet dağılımları; kemik dokunun kırılabilir bir yapıya sahip olmasından dolayı Von Misses gerilim değerlerinin yanı sıra; oluşan yer değiştirme miktarı, minimum ve maksimum gerilim değerleri, minimum ve maksimum gerilme değerlerine de bakılarak incelenmiştir. Mandibulaya yerleştirilen blade, konik ve silindirik formdaki implantların, farklı yön ve büyüklüklerdeki okluzal kuvvetler altında çevre kemik dokuda meydana getirdiği gerilim ve gerilme değerleri üç boyutlu modelleme ve sonlu elemanlar analizi kullanılarak değerlendirilmiştir. Üç farklı tip implantın ve mandibulanın simülasyonu, üç boyutlu sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak bilgisayar ortamında değerlendirilmiştir.

GEREÇLER VE YÖNTEM

Katı Modelleme

Bu çalışmada sonlu elemanlar analizinde kullanılacak modeli oluşturacak noktaları tanımlamak için kadavra mandibulasından bilgisayarlı tomografi ile 0.5 mm aralıklarla alınan kesitlerden yararlanılmıştır. Elde edilen veriler I-DEAS Artisan 4,0 Cad-Cam Software (World Headquarters 2000 Eastman Drive, Milford, Ohio 45150) kullanılarak mandibulanın yarı kesitinin üç boyutlu yüzey modeli oluşturulmuştur (Resim 1). İmplantların ise alınan fotoğraflar üzerinden elde edilen veriler ile üç boyutlu yüzey modelleri (Resim 2) oluşturulmuş, daha sonra oluşturulan mandibula ve implant yüzey modellerinden MSC- Marc Menthad 2005 (MSC Software corporation 2 Mac Arthur Place, Santa Ana, California 92707) programı kullanılarak sonlu eleman modeli hazırlanmıştır.



Resim 1- Hemimandibuler üç boyutlu yüzey modeli



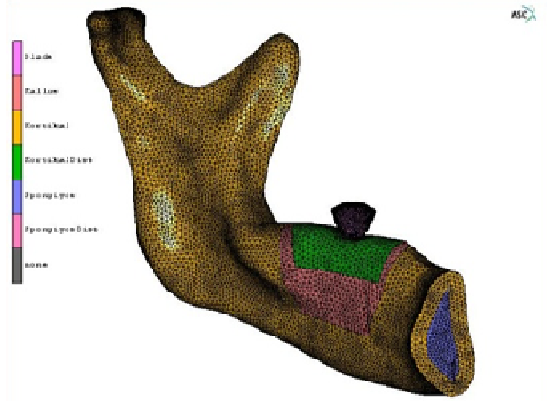
Resim 2a- Blade tip implant yüzey modeli
Resim 2b- Konik tip implant yüzey modeli
Resim 2c- Silindirik tip implant yüzey modeli

Ağ Yapısının Oluşturulması

Katı modelleme için serbest yöntem kullanılmıştır ve ağ modeli (mesh) oluşturulmuştur (Resim 3). Materyallerin mekanik özellikleri literatürlerden alınmıştır^{10,11} (Tablo 1).

Tablo I- Kullanılan materyallerin özellikleri

Materyal tipi	Esneklik katsayısı	Poisson oranı
Kanselloz kemik	1 500	0.3
Kortikal kemik	15 000	0.33
Titanyum	117 000	0.34



Resim 3- Katı modelleme ile oluşturulan ağız modeli

Tüm materyaller homojen, izotropik ve lineer elastik kabul edilmiştir. Sonlu elemanlar modelini oluşturmak için 3 boyutlu quadratik tetrahedral elemanlar kullanılmıştır.

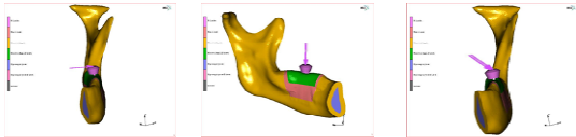
Sınır Koşullarının Tayini (Boundary Conditions)

Horizontal, vertikal, oblik olmak üzere sırasıyla 30N, 105N, 210N'luk statik yükler uygulanmış (Resim 4) ve modelin serbestlik derecesi çiğneme kaslarının yapıştığı bölgeler simüle edilerek belirlenmiştir (Resim 5).

Resim 4a

Resim 4b

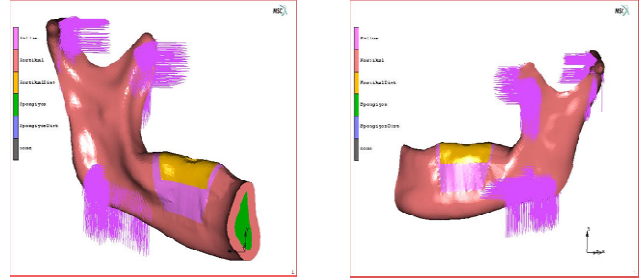
Resim 4c



Resim 4a- Mandibula modeline yerleştirilen implantlara uygulanan horizontal kuvvet
Resim 4b- Mandibula modeline yerleştirilen implantlara uygulanan vertikal kuvvet
Resim 4c- Mandibula modeline yerleştirilen implantlara uygulanan oblik kuvvet

Resim 5a

Resim 5b



Resim 5a- Çiğneme kaslarının medialde yapıştığı bölgelerin simülasyonu

Resim 5b- Çiğneme kaslarının lateralde yapıştığı bölgelerin simülasyonu

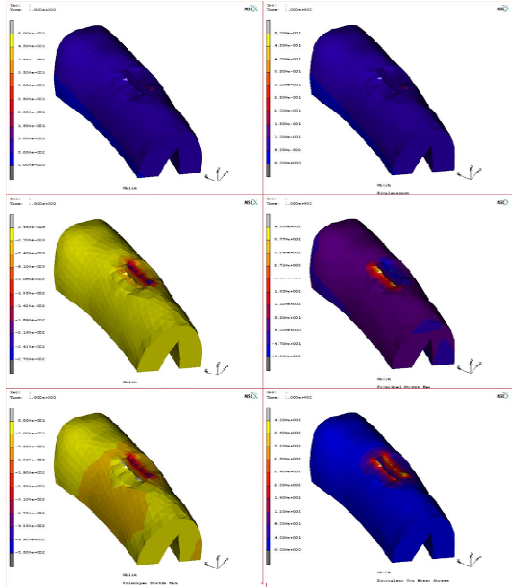
Bu verilerin dağılım ve miktarları, yerleştirilen implantlara uygulanan horizontal (30N), vertikal (105N) ve oblik (210N) yüklerin kortikal ve kanselloz kemikte meydana getirdiği değişiklikler ayrı ayrı değerlendirilmiştir.

BULGULAR

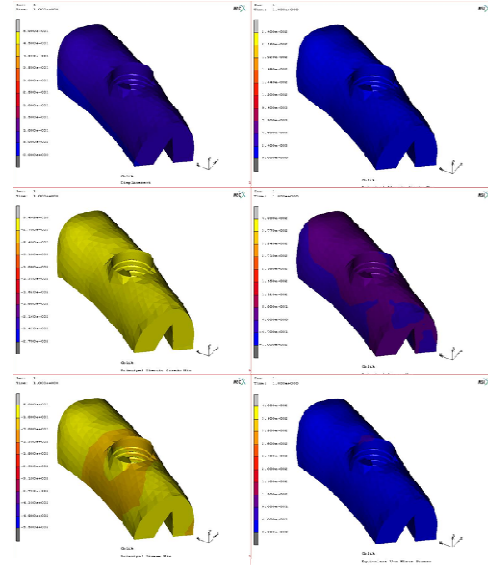
Bu çalışmada, yer değiştirme, asal gerilim ve gerilmeler, şekiller ve renk skalaları ile gösterilmiştir (Resim 6, 7, 8, 9, 10, 11). Sarıdan maviye doğru değişen renkler gerilim yoğunlukları ile doğru orantılı olarak azalmaktadır (Resim 12).

Analizi yapılan modellere ait yer değiştirme miktarı, maksimum ve minimum gerilim ve gerilme değerleri göz önünde bulundurularak değerlendirmeler yapılmış, veriler numerik değerler şeklinde tablolarda belirtilmiştir (Tablo 2, 3).

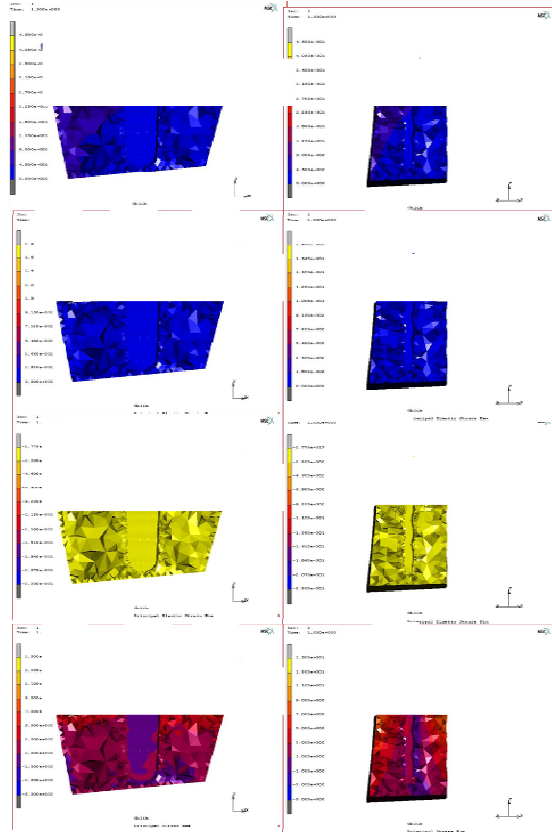
Bu veriler arasında hem vertikal hem de horizontal komponenti olduğu ve görsel olarak en net sonuçları verdiği için oblik kuvvetler ayrıntılı biçimde değerlendirilmiştir.



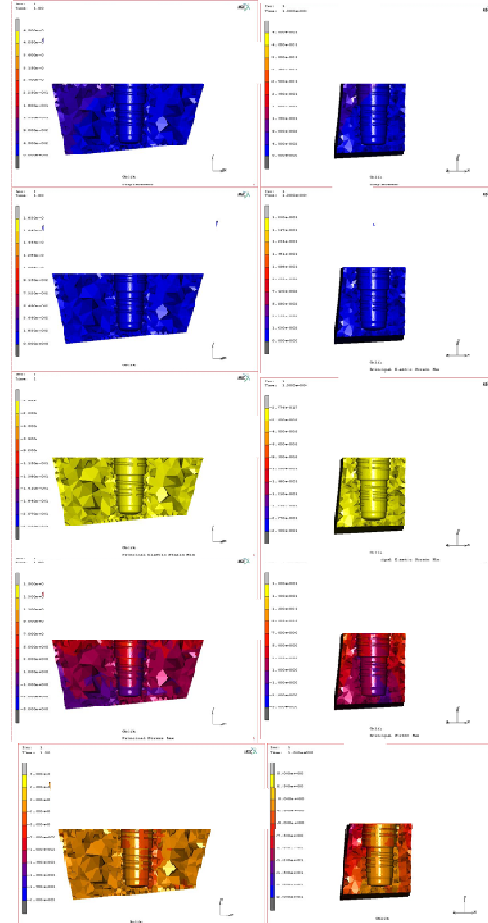
Resim 6- Blade implantların oblik kuvvetler ile kortikal kemikte meydana getirdiği yer değiştirme miktarı, asal gerilim ve gerilmeler.



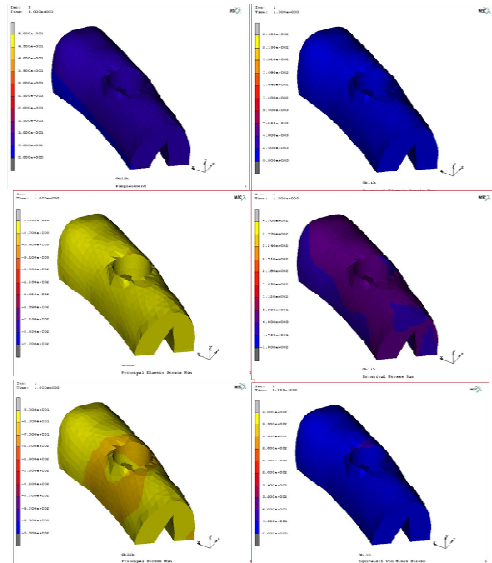
Resim 8- Konik implantların oblik kuvvetler ile kortikal kemikte meydana getirdiği yer değiştirme miktarı, asal gerilim ve gerilmeler



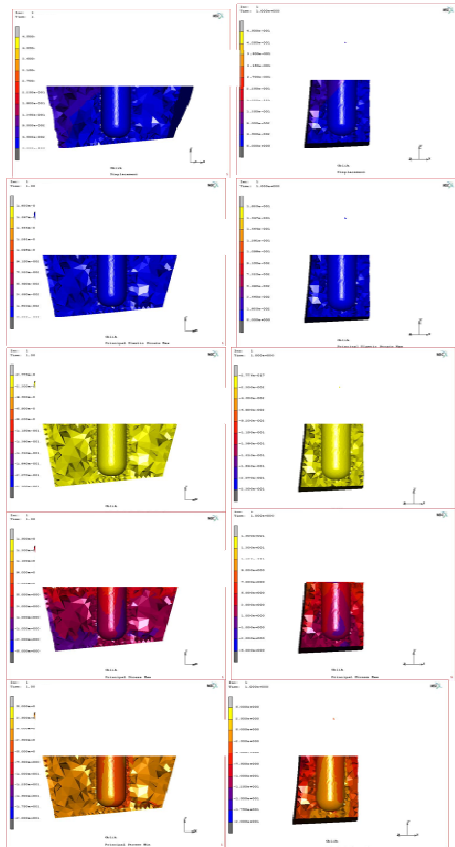
Resim 7- Blade implantların oblik kuvvetler ile spongöz kemikte meydana getirdiği yer değiştirme miktarı, asal gerilim ve gerilmeler



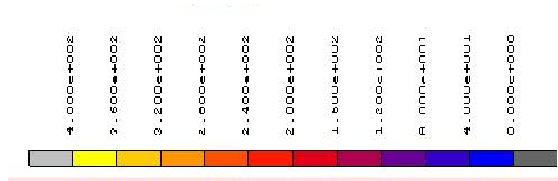
Resim 9- Konik implantların oblik kuvvetler ile spongöz kemikte meydana getirdiği yer değiştirme miktarı, asal gerilim ve gerilmeler



Resim 10- Silindir implantların oblik kuvvetler ile kortikal kemikte meydana getirdiği yer değiştirme miktarı, asal gerilim ve gerilmeler



Resim 11- Silindir implantların oblik kuvvetler ile spongios kemikte meydana getirdiği yer değiştirme miktarı, asal gerilim ve gerilmeler



Resim 12- Asal gerilim ve gerilme yoğunluklarının sarıdan maviye doğru değişen renklerle doğru orantılı olarak azaldığını gösteren skala

Kortikal

Oblik kuvvetler altında silindir (0,073-0,032 mm), konik (0,075-0,032 mm) ve blade (0,091-0,032 mm) implantlarda *maksimum ve minimum yer değiştirme* değerleri birbirine çok yakın ve minimaldir.

Oblik kuvvetler altında *maksimum ve minimum Von Mises* değerleri silindir ve konik implantlarda düşük ve birbirine yakinken [silindir (45,816-1,784 MPa), konik (41,192-1,717 MPa)]; blade implantlarda [blade (385,555-2,703 MPa)] oldukça yüksektir.

Oblik kuvvetler altında *maksimum ve minimum asal gerilim* değerleri silindir ve konik implantlarda düşük ve birbirine yakinken [silindir (37,034- -41,403MPa), konik (30,039- -35,982 MPa)]; blade implantlarda [blade (419,900- -513,67 MPa)] oldukça yüksektir.

Oblik kuvvetler altında *maksimum ve minimum elastik gerilme* değerleri silindir ve konik implantlarda düşük ve birbirine yakinken [silindir (2536,29- -2641,5 µstrain), konik (2089,56- -2236,95 µstrain)]; blade implantlarda [blade (23457,1- -26577,4 µstrain)] oldukça yüksektir.

Spongios

Oblik kuvvetler altında silindir (0,070-0,011 mm), konik (0,070-0,012 mm) ve blade (0,071-0,012 mm) implantlarda *maksimum ve minimum yer değiştirme* değerleri birbirine çok yakın ve minimaldir.

Oblik kuvvetler altında *maksimum ve minimum Von Mises* verileri incelendiğinde en düşük değer konik (7,538-0,666 MPa) implantlarda görülürken bunu sırasıyla silindir (19,823-0,656 MPa), ve blade (23,867-0,955 MPa) implantlar izlemektedir.

Oblik kuvvetler altında silindir (12,451- -12,139 MPa), konik (12,677- -16,735 MPa) ve blade (12,499- -16,910 MPa) implantlarda *maksimum ve minimum asal gerilim* değerleri birbirine çok yakın ve fizyolojik limitlerin üzerindedir.

Tablo II. Farklı implant tiplerinin uygulanması sonucu kortikal kemikteki yer değiştirme miktarı, asal gerilim ve gerilme değerleri.

implant tipi	yükleme türü	yerdeğiştir memax (mm)	yerdeğiştir memin (mm)	von misses gerilimi max (mpa)	von misses gerilimi min(mpa)	asal gerilim max (σ_1) (mpa)	asal gerilim min (σ_3) (mpa)	asal elastik gerilme max (ϵ_1) (μ strain)	asal elastik gerilme min (ϵ_3) (μ strain)
silindir	horizontal	0,012	0,005	10,811	0,458	12,565	-7,495	720,915	-443,712
	vertikal	0,031	0,012	4,916	0,407	4,470	-6,039	298,69	-324,522
	oblik	0,073	0,032	45,816	1,784	37,034	-41,403	2536,29	-2641,5
konik	horizontal	0,012	0,005	9,481	0,485	8,214	-5,047	504,966	-344,23
	vertikal	0,031	0,012	5,854	0,399	5,095	-6,100	312,452	-365,216
	oblik	0,075	0,032	41,192	1,717	30,039	-35,982	2089,56	-2236,95
blade	horizontal	0,015	0,005	75,840	0,717	89,625	-93,439	4946,54	-5131,04
	vertikal	0,031	0,012	12,795	0,390	9,517	-17,166	548,183	944,475
	oblik	0,091	0,032	385,555	2,703	419,900	-513,67	23457,1	-26577,4

Max: maksimum; Min: minimum; MPa: megapaskal, μ strain: mikrostrain

Tablo III. Farklı implant tiplerinin uygulanması sonucu spongöz kemikteki yer değiştirme miktarı, asal gerilim ve gerilme değerleri.

İmplant tipi	Yükleme türü	Displacement Max (mm)	Displacement Min (mm)	Von Misses Stress Max (MPa)	Von Misses Stress Min (MPa)	Principal Stress Max (σ_1) (MPa)	Principal Stress Min (σ_3) (MPa)	Principal Elastic Strain Max (ϵ_1) (μ strain)	Principal Elastic Strain Min (ϵ_3) (μ strain)
Silindir	Horizontal	0,009	0,001	3,538	0,121	2,245	-2,162	180,976	-182,237
	Vertikal	0,032	0,009	5,356	0,201	4,293	-7,065	269,323	-389,386
	Oblik	0,070	0,011	19,823	0,656	12,451	-12,139	1029,74	-1026,11
Konik	Horizontal	0,009	0,001	3,613	0,124	2,346	-2,415	177,499	-192,02
	Vertikal	0,032	0,009	5,051	0,207	4,371	-7,405	270,569	-364,493
	Oblik	0,070	0,012	7,538	0,666	12,677	-16,735	1021,02	-1107,65
Blade	Horizontal	0,009	0,002	4,250	0,119	2,088	-2,930	198,614	-238,144
	Vertikal	0,032	0,009	9,980	0,213	4,461	-10,259	274,757	-594,715
	Oblik	0,071	0,012	23,867	0,955	12,449	-16,910	1097,79	-1329,74

Oblik kuvvetler altında silindir (1029,74- -1026,11 μ strain), konik (1021,02- -1107,65 μ strain) ve blade (1097,79- -1329,74 μ strain) implantlarda maksimum ve minimum elastik gerilme değerleri ise birbirine oldukça yakındır.

TARTIŞMA

Primer stabilitenin sağlanamaması, kemik yüksekliğinin yetersiz ve kemik yoğunluğunun az olmasının, implant uygulamalarının kısa dönemde başarısızlıkla sonuçlanmasına neden olduğu bildirilmiştir¹². Dental implantın uzun dönem başarısının çevre kemik dokunun kalitesinin korunmasına, kemik ve biyomateryal ara yüzeyine gelen aşırı yüklemelerin durumuna ve bakteriyel enfeksiyon varlığına bağlı olarak değişim gösterdiği belirtilmiştir^{2,13,14}.

Standart yüklemeye sonucu oluşan yüksek gerilim değerlerini minimize etmek için uygun geometriye sahip implantların dizaynı önemlidir. Rieger ve arkadaşları^{6,7} implantların kesit ve şekillerinin, kemik gerilim iletimine etkilerini sonlu elemanlar analizi ile değerlendirmişlerdir. Dairesel kesitli, konik implantların uzun dönemde daha başarılı olabileceğini vurgulamışlardır. Aşırı gerilimlerden kaçınmak için konik implantların, silindirik implantlardan daha iyi olduğu vurgulanmasına karşın, ideal implantı biyomekanik olarak oluşturabilmek için çok daha fazla çalışmaya ihtiyaç olduğunu belirtmişlerdir.

Holmgren ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada ise oblik kuvvetler altında basamaklı implant dizaynının düz silindir dizayna göre daha fazla gerilim oluşturduğunu bildirmiştir⁸. Siegele ve Soltesz⁶ ise sonlu elemanlar analizi ile farklı dental implant tiplerinin (silindirik, konik, basamaklı, vida ve vent) kemik üzerinde oluşturdukları gerilim dağılımını

incelemişler, kruvatuirlere sahip (konik) ve geometrik devamlılığı olmayan (basamaklı) implantların daha düzgün ve yumuşak hatlara sahip implantlara (silindir ve vida formu) göre daha fazla gerilim oluşturduğunu bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda da en yüksek değerler daha keskin bir geometriye sahip blade tip implantlarda gözlemlenmiş, özellikle implantın köşelerine denk gelen bölgelerde gerilimlerin yoğunlaştığı saptanmıştır. Blade tip implantlarla karşılaştırıldığında, konik ve silindir implantlarda değerlerin genel bir düşüş gösterdiği, oluşan gerilimlerin daha geniş bir alana yayıldığı, oluşan gerilme değerlerinin düşük olduğu gözlenmiştir. Bu veriler, silindir ve konik implantların kullanımının blade tipe göre daha uygun olacağına göstergesidir. Konik ve silindir tip implantların, blade tip implantlara göre gelen kuvvetleri daha iyi kompanse ettiği açıktır. Konik implantlarda oluşan gerilim değerlerinin blade ve silindir implantlardan daha düşük, ancak kuvvetlerin dağılımının tüm implantlarda benzer olduğu saptanmıştır.

Titanyum implantlarla ilgili yapılan tüm sonlu elemanlar analizi çalışmalarında, gerilim yoğunluğunun implantın boyun kısmında olduğu bildirilmiştir¹⁵. Çalışmamızda da oluşan gerilim ve gerilme yoğunluğunun kortikal kemikte implantların boyun kısmında olduğu gözlenmiştir. Dikey yükler altında tüm implantlarda gerilimler yüksek ve değişken miktarlarda, implantın baş ve boyun kısmında ve tümü sıkışma gerilimleri karakterinde oluşmuştur. Oblik yüklerde de yine değişik miktarda gerilimler boyun bölgesinde gözlenmiştir. Ancak gerilimler implantın bir bölgesinde sıkışma diğeriinde ise çekme gerilimleri olarak gözlenmiştir. Tüm implantlarda yüksek gerilim değerleri görülmesine karşın, en yüksek gerilim değerleri, blade implantlarda oluşmuş, silindir ve konik fırma sahip implantlarda gerilim ve gerilme değerlerinin daha düşük olduğu görülmüştür.

Kansellöz ve kortikal kemikte oluşan kuvvetler karşılaştırıldığında, tüm implantlarda, yapılan yüklemeler sonucu oluşan kuvvetlerin kortikal kemikte daha yüksek olduğu görülmüştür. Bu durum, kortikal kemiğin elastik modülünün yüksek olması nedeniyle gelen kuvvetlerin büyük bir çoğunluğunu taşıdığına göstergesidir. Kansellöz kemik ise elastik modülünün düşük olması nedeniyle gelen kuvvetleri kompanse etmektedir. Bu durum ise implant uygulamalarında kortikal kemik içerisinde belli miktarda spongiyöz kemik içermesinin önemini vurgulamaktadır.

Kompleks geometriye sahip yapıların varlığı nedeniyle iki boyutlu yöntemin yeterli olmayacağı düşünülmüş ve üç boyutlu modeller oluşturulmuştur. Sonuçların doğruluk derecesi modelin doğruluk derecesi ile doğru orantılıdır. Modelin doğruluk derecesi de matematiksel modeldeki nokta ve elemanların sayısı ile orantılıdır. Modellerimizdeki nokta ve eleman sayıları da bunu doğrular niteliktedir.

Materyal ve modellerin özellikleri, yapıda oluşacak gerilim ve gerilme dağılımını etkiler. Sonlu elemanlar analizlerinde yapılar izotropik, transvers izotropik, ortotropik ve anizotropik olarak modellenebilir. Doğada, hiçbir materyal %100 homojen ve izotrop değildir. Ancak organizmaya ait dokuların içyapısı ve izotropi özelliği sayılamayacak kadar çok etkenle sürekli değişebilmektedir. Bu durumda ele aldığımız materyali ortalama değer olarak çalışmamızda olduğu gibi homojen ve izotropik olarak kabul etmek ideal olarak çok geniş bir populasyon için belirlenmiş deney sonuçlarının gerçeğe yakınlığını çok da engellemeyecektir. Analiz sonuçları gerçek değerlere yalnızca bir yaklaşım olarak kabul edilmelidir. Gerek sonlu elemanlar, gerekse diğeri analiz yöntemlerinde bulguların değerlendirilmesi nicel değil nitel olarak yapılmalıdır. Hazırlanan modelin eleman sayısı oldukça yüksektir (yaklaşık 290.000). Bu da gerçeğe daha yakın değerlerin elde edilmesi için gerekli bir kriterdir.

Sonlu elemanlar analizinde, sınır koşulları oluşturulurken materyale uygulanan yükün büyüklüğü, tipi, uygulama zamanı belirlenir. Çalışmamızda mandibula hareketleri, çiğneme kaslarının yapıştığı bölgeler; kondil, koronoid proses ve mandibuler angulus üzerinde nodlar işaretlenerek sınırlandırılmıştır. Yani mandibula hareketleri gerçeğe yakındır. Hareketleri kısıtlayıcı öğeler proksimal segmentte kaldığı için bu bölgelere daha yakın alanlarda yer değiştirme değerleri daha yüksek çıkmıştır. Nagasao ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada ise mandibula aynı bölgelerden hiç yer değiştirme göstermeyecek biçimde sabitlenmiştir. Mandibulanın alt kenarının tam olarak rijit ve hareketsiz olarak düşünülmesi yanlış sonuçların elde edilmesine sebep olmuştur¹¹.

Yapılan çalışmalarda horizontal (Fh), vertikal (Fv) ve oblik (Fo) çiğneme kuvvetleri arasındaki oran Fh:Fv:Fo=1:3,5:7 olarak bildirilmiştir¹⁶. Siegele ve Soltesz farklı implant şekillerinin kemik üzerinde gerilim dağılımlarına etkisini, 100 N'luk dikey kuvvet ile iki boyutlu sonlu elemanlar analizi yöntemi ile

incelemişlerdir. Yatay yük uygulamalarında ise in vivo olarak dikey yükün yaklaşık %25 ine ulaştığı düşünülerek 25 N olarak belirlenmişlerdir ⁶. Yapılan bazı çalışmalarda ise molar bölgede meydana gelen çiğneme kuvvetlerinin 75–300 N arasında değiştiği rapor edilmiştir ¹¹. Meyer ve arkadaşları ise yaptıkları çalışmada 150 N luk aksiyal yük uygulamasını tercih etmişlerdir ¹. Çalışmamızdaki okluzal yük değerleri literatürlerdeki yatay, dikey ve oblik ısırma kuvvetleri arasındaki oran göz önünde bulundurularak 30N, 105N, 210N olarak kabul edilmiştir ve statik bir değerlendirme yapılmıştır.

İmplant çevresinde kemik oluşumu (osseointegrasyon) gerilim ve gerilmenin kemik içinde dağılımıyla yönlendirilir. Kemik gibi kırılğan materyallerin değerlendirilmesinde asal gerilim ve gerilme değerleri (çekme ve sıkışma) önemlidir. Bu gerilim ve gerilme değerlerinden daha fazlası kemik dokuda dejenerasyona, bu değerlerden daha azıda kemikte atrofiye neden olur^{14,15}. İmplantı saran kortikal kemikte meydana gelen optimum çekme ve sıkıştırma gerilmelerinin 100 MPa ve 173 MPa olduğu bildirilmiştir ¹⁷. Frost ve arkadaşları yaptıkları çalışmada ise kemiğin bütünlüğünün korunması için minimum etkili gerilme değerinin 500 microgerilme olduğunu ve uzun dönemde başarısızlıkla sonuçlanan implant uygulamalarına, fizyolojik sınırların üstündeki, yani 4000 microgerilmenin üzerindeki gerilmelerin sebep olduğunu bildirmiştir ¹. Çalışmamızda ise elde edilen verilerde kortikal kemikte en yüksek gerilmelerin blade implantlarda, oblik (23000 mikrogerilme) ve horizontal (5000 mikrogerilme) kuvvetler altında olduğu ve bu kuvvetlerin fizyolojik limitlerin üstünde olduğu gözlemlenmiştir. Silindir ve konik implantlarda ise meydana gelen gerilmelerin fizyolojik limitlerde olduğu saptanmıştır.

Gerilim analizlerinin sonuçlarının değerlendirilmesinde ve tanımlamalarda hangi tip değerlerin kullanılacağına dair kesin bir görüş mevcut değildir. Asal gerilmeler, asal elastik gerilmeler ve Von Misses gerilim değerleri karşılaştırmalarda en sık kullanılan değerlerdir. Asal gerilim ve gerilme değerleri (çekme + ve sıkışma -), kemik gibi kırılğan materyallerin değerlendirilmesinde önemlidir. Von misses gerilim değerleri ise implantlar gibi ezilebilir materyallerin içerisinde meydana gelen gerilmeleri göstermek için idealdir ¹⁸. Şimdiye kadar yapılan çalışmaların çoğunda implant ve çevre kemikte oluşan değişimler genellikle Von

Misses gerilim değerlerine bakılarak incelenmiştir^{1,10,19}. İmplantın hareket miktarının belirlenmesi için yer değiştirme değerlerine, ortalama gerilmelerin belirtilmesi için Von Misses gerilim değerlerine, kemikte rezorbsiyon meydana getirebilecek çekme ve sıkışma gerilmelerin belirlenmesi için asal maksimum ve minimum gerilmelere, oluşacak deformasyonun saptanabilmesi açısından da asal maksimum ve minimum elastik gerilme değerlerine bakılmıştır. Bu verilerin kırılğan bir yapıya sahip olan kemiğin değerlendirilmesinde kullanılması, Von Misses gerilim değerlerine bakılarak yapılan çalışmalara göre daha uygundur.

Yivler, kemik-implant ara yüzeyini artırır ve primer stabilizasyonu sağlamada önemli rol oynar ¹⁷. Yivli konik implantlarla karşılaştırıldığında, silindir yivsiz implantların kuvvetleri implant boyunca daha homojen dağıttığı, yivlerin oluşan gerilim ve gerilme değerlerini arttırdığı gözlemlenmiştir. Rieger ve arkadaşları, yivli ve esneklik katsayısı yüksek implantların kullanımının en uygun olduğunu rapor etmişlerdir ²⁰. Siegele ve Soltesz ⁶ 'ın yaptığı çalışmaya paralel olarak yaptığımız analizde de lateral kuvvetlerin silindirik implantlarda maksimum gerilmelerin implant-kemik ara yüzeyinde, yivli implantlarda ise en yukarıdaki yivde olduğu görülmüştür.

SONUÇ

Mandibuler alveolar krete yerleştirilen konik, silindir ve blade implantların çevre kemikte meydana getirdiği değişiklikler gözlemlenmiş; en düşük gerilmelerin, gerilmelerin ve yer değiştirmelerin konik tip implantlarda olduğu saptanmıştır. İmplant çevresindeki deformasyonlar göz önünde bulundurulduğunda konik tip implantların gerilmeleri daha iyi çevre kemiğe ilettikleri ve dolayısıyla oluşan deformasyonların diğer implantlarla kıyaslandığında daha az olduğu gözlemlenmiştir. Konik implantlarda silindir implantlara göre kuvvet dağılımının daha iyi olduğu ve yivlerin primer stabilizasyonu sağlamada önemli rol oynadığı sonucuna varılmıştır. Yukarıdaki açıklamalar ve çalışma boyunca yapılan tartışmalar göz önünde bulundurulduğunda blade implantların kullanımı önerilmemektedir.



KAYNAKLAR

- 1) Meyer U, Vollmer D, Runte C, Bourauel C, Joos U. Bone loading pattern around implants in average and atrophic edentulous maxilla: a finite element analysis. *J Craniomaxillofac Surg* 2001; 29(2): 100-105.
- 2) Szmukler-Moncler S, Piattelli A, Favero GA, Dubruille JH. Considerations preliminary to the application of early and immediate loading protocols in dental implantology. *Clin Oral Implants Res* 2000; 11(1): 12-25.
- 3) DeHoff PH, Anusavice KJ. Effect of metal design on marginal distortion of metal ceramic crowns. *J Dent Res* 1984; 63(11) :1327-1331.
- 4) Farah JW, Craig RG, Meroueh KA. Finite element analysis of a mandibular model. *J Oral Rehabil* 1988; 15(6): 615-624.
- 5) Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, Choi YC, Baik HK, Ku Y, Kim MH. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil* 2002; 29(6): 565-574.
- 6) Siegele D, Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989; 4(): 333-340.
- 7) Albrektsson T, Zarb GA. Current interpretations of the osseointegrated response: clinical significance. *Int J Prosthodont* 1993; 6(2): 95-105.
- 8) Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implant using finite element analysis: a two dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape and load direction. *J Oral Implants* 1998; 24(2): 80-88
- 9) English C. An overview of implant hardware. *J Am Dent Assoc* 1990; 121(3): 360-368
- 10) Teixeira ER, Sato Y, Akagawa Y, Shindoi N. A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *J Oral Rehabil* 1998; 25(4): 299-303.
- 11) Nagasao T, Kobayashi M, Tsuchiya Y, Kaneko T, Nakajima T. Finite element analysis of the stresses around endosseous implants in various reconstructed mandibular models. *J Craniomaxillofac Surg* 2002; 30(3): 170-177.
- 12) Sennerby L, Thomsen P, Ericson LE. A morphometric and biomechanic comparison of titanium implants inserted in rabbit cortical and cancellous bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992; 7(1): 62-71.
- 13) Karoussis IK, Brägger U, Salvi GE, Bürgin W, Lang NP. Effect of implant design on survival and success rates of titanium oral implants: a 10-year prospective cohort study of the ITI Dental Implant System. *Clin Oral Implants Res* 2004; 15(1): 8-17.
- 14) De Tolla D, Andreana S, Patra A, Buhite R. The role of finite element model in dental implants. *J Oral Implantol* 2000; 26(2): 77-81.
- 15) Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry. *J Prosth Dent* 2001; 85(6): 585-598.
- 16) Koolstra JH, Eijden JV, Weijs WA. A three dimensional mathematical model of the human masticatory system predicting maximum possible bite forces. *J Biomech* 1988; 21(7): 563-576.
- 17) Bozkaya D, Müftü S, Müftü A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite element analysis. *J Prosth Dent* 2004; 92(6): 523-530.
- 18) Kazimi MS, Todreas NE. Introduction to structural mechanics, 8 ed, Todreas; 2003, p127-143.
- 19) Geng JP, Ma QS, Xu W, Tan KB, Liu GR. Finite element analysis of four thread-form configurations in a stepped screw implant. *J Oral Rehabil* 2004; 31(3): 233-239.
- 20) Rieger MR, Adams WK, Kinzel GL, Brose MO. Alternative materials for three endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1989; 61(6): 717-722.

Yazışma Adresi:

Yrd.Doç. Dr. Firdevs VEZİROĞLU ŞENEL
Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Ağız Diş Çene Hastalıkları ve Cerrahisi ABD
11.sok No:26
06490 Bahçelievler Ankara
Tel:0312 2152962
fveziroglu@yahoo.co.uk

