

FARKLI UZUNLUKTAKİ SİLİNDİRİK İMPLANTLARDA OLUŞAN STRES MİKTARININ SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE İNCELENMESİ
EVALUTION OF STRESS AMOUNTS ON DIFFERENT LENGTH CYLINDRIC IMPLANTS VIA FINITE ELEMENT ANALYSIS

MUSTAFA TAHA YAŞAR¹, ERDEM KILIÇ¹, ALPER ALKAN¹

¹ Erciyes Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Kayseri

ÖZ

Bu çalışmanın amacı, eşit yükler altında farklı uzunluk-taki silindirik implantlarda oluşan stres dağılımının sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirilmesidir. Çalışmamızda 3,2 mm çapında 8 mm ve 10 mm uzunluğunda silindirik implantlar karşılaştırılmıştır.

Çalışmamızda sonlu elemanlar stres analizi ile 150 N oblik yük altında implantlarda ve kemikte oluşan stres-gerinim miktarları incelenmiştir.

Sonlu elemanlar analizi sonuçlarına bakıldığında; implantlar üzerinde oluşan Von Mises stresin istenilen aralıkta olduğu ve 4. sertlik titanyumun dayanım sınırları içinde yer aldığı fakat kemikte oluşan asal gerinim miktarının ise Frost'un "Mekanostat" teorisinde belirtilen sınırlardan yüksek olduğu gözlenmiştir.

Sonuç olarak 8 ve 10 mm uzunluğa sahip silindirik implantlarda, aradaki uzunluk farkının ne implantlarda ne de kemikte oluşan stres miktarını önemli ölçüde etkilemediği görülmüştür.

Anahtar kelimeler: Silindirik implantlar, sonlu elemanlar analizi, biyomekanik analiz

GİRİŞ

Dental implant tedavisi güncel gelişmelerle birlikte başarısından emin olunan ve diş eksikliklerinde ilk akla gelen tedavi seçeneği halini almaktadır. İmplantların kullanımı ile estetik ve fonksiyonel açıdan oldukça başarılı sonuçlar elde edilmektedir.

Günümüzde implantlara artan ilgiyle beraber implantların geometrisi, yüzey özellikleri, yiv tasarımı, osteoentegrasyon süresi, çapı-boyu gibi konularda literatürde çok sayıda çalışma bulunmaktadır.

İmplant markalarının alveol kemiği yapısına göre tercih edilebilecek çok sayıda çap ve boy seçeneği bulunmaktadır ve 10 mm altında uzunluğa sahip implantlar "kısa implantlar" olarak kabul edilmektedir (1, 2). Çap ve boy seçimi yapılırken önemli olan kemiğin biyolojik bütünlüğünü bozmayacak ve çevre anatomik oluşumlara zarar vermeyecek bir implantın tercih edilmesidir. İmplant çapının artırılması ile elde edilen biyomekanik kazanımlar konusunda çalışmalarda fikir birliği bu-

ABSTRACT

The aim of this study was to investigate stress amounts on different length cylindrical implants with finite element analysis. In our study 3,2 mm diameter 8 mm and 10 mm length cylindrical implants were compared.

We analyzed stress-strain amounts of implants and bone, under 150 N oblique loads with finite element analysis.

According to finite element analysis results, Von Mises stress on implants were within durability limits of grade 4 titanium. However, strain amounts on bone were out of range according to the Frost's "Mekanostat" theory .

In conclusion, the length is not a main factor to determine the stress levels on the implants and bone in 8 and 10 mm length cylindrical implants.

Keywords : Cylindric implants, Finite element analysis, Biomechanical analysis

lunurken implant boyu ve implant başarı oranı arasında net bir bağlantı kurulamamıştır (1, 3, 4).

Dental implantlar için biyomekanik çok önemli bir unsurdur. Çünkü implantların uzun süre ağızda fonksiyonda kalabilmeleri implantların çigneme kuvvetlerine karşı koyması ve bu kuvvetleri kemiğe dengeli bir şekilde iletmesi gerekmektedir. Günümüzde implantların neredeyse tamamı 4. veya 5. sertlik titanyumdan üretilmektedir. Titanyum ağız içi kuvvetlere rahatlıkla karşı koyabilecek bir mekanik dayanıma sahiptir (550 MPa) (5-7). Bu sebeple implantın dayanımında implantın kendisinden çok kemikte oluşan gerilimi ve gerinimi incelemek gerekmektedir. Dental implantlarda kuvvetin çok büyük bir kısmı doğrudan kemiğe iletilmekte bu da özellikle implantın boynunu saran kortikal kemik bölgesinde gerilimin yoğunlaşmasına sebep olmaktadır(8-10).

Corresponding Author: Dr. Dt. Mustafa TAHA YAŞAR
Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız Diş Ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Kayseri, TÜRKİYE
e-posta: mtahayasar@gmail.com
Tel: 0352 207 66 66 / 29189

Kemiğe iletilen yükler karşısında oluşacak biyolojik cevap Wolff Kanunu ile açıklanmaktadır. Wolff kanununda 3000 mikrograma kadar olan gerinim miktarı tolere edilebilir sınır kabul edilirken bu değerin üzerine çıktığında kemikte rezorbsiyon ve fraktür olabileceği belirtilmektedir. Bu sebeple çiğneme kuvvetleri altında implantların kemiğe en yüksek 3000 mikrograma iletilmesi istenmektedir (11-13).

Kemikte oluşan gerilim ve gerinim miktarını in vivo olarak ölçmek neredeyse imkansızdır. Bu yüzden in vitro olarak bu ölçümün yapılabileceği analiz metotları bulunmaktadır. Bu metotlar başlıca kırılma vernik, gerinim ölçer, fotoelastik ve sonlu elemanlar analizidir. Sonlu elemanlar analizi, bilgisayar ortamında SEA yazılımı ile kolaylıkla karmaşık geometriye sahip cisimlere uygulanabilir, analiz modeli istenilen özelliklerde oluşturulabilir ve kolay formüle edilebilir. Dolayısıyla bu analiz sıklıkla kullanılan bir yöntem haline gelmiştir. Bizim çalışmamızda da amaç kısa (<10mm) ve standart (≥ 10 mm) uzunluğa sahip dental implantların oklüzal yükler altında gerilim ve gerinim değerinin sonlu elemanlar analizi metoduyla test edilmesidir.

GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda aşırı atrofik maksillaya sahip hastalarda, yetersiz kemik miktarı sebebiyle, dar çaplı ve kısa implant uygulandığında oluşacak stres miktarının gözlenmesi amaçlanmıştır. Ayrıca kısa implant olarak kabul edilen 8 mm uzunluğa sahip implantlar ile standart kabul edilen 10 mm uzunluğundaki implantlarda aradaki uzunluk farkının stres oluşumuna etkisinin gözlenmesi de hedeflenmiştir.

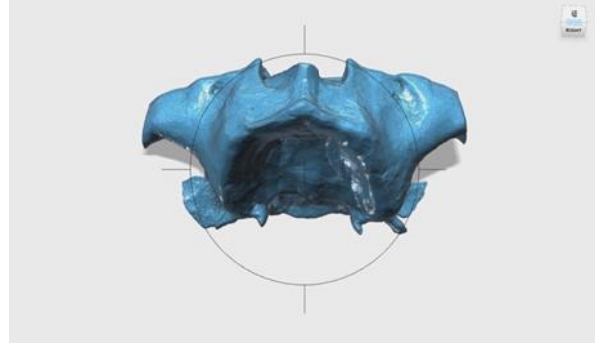
Bu çalışmada 8 ve 10 mm uzunluğa, 3,2 mm çapa sahip silindirik dental implant sistemleri sonlu elemanlar analiz yöntemi test edilmiştir. Bu çalışmadaki modellerin simülasyonunda ABAQUS FEA 6.8 (DassaultSystème S.A, Fransa) sonlu elemanlar yazılımı kullanılmıştır. Analizlerin çözümünde Intel I7-6 çekirdek 12 threads, 3.5 Ghz, 64 GB DDR4-2400 RAM, 4x128 GB SSD Raid 0 HDD özelliklerinde OpenSuSE Linux 4.2 Leap 64 Bit işletim sistemine sahip bir bilgisayar kullanılmıştır.

Çalışmada Kullanılan Model ve Implantların Oluşturulması

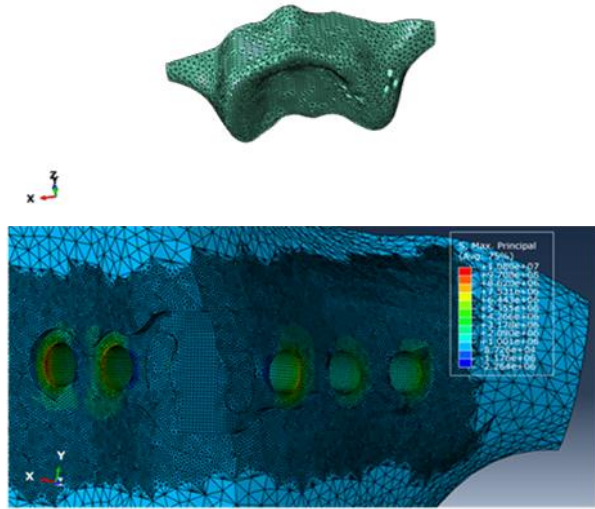
Çalışmada birer adet atrofik maksilla modeli, 8 ve 10 mm uzunluğunda 3,2 mm çapında silindirik implant, 5 mm uzunluğunda çivi başlı tutucu (locator) modellenmiştir. Çalışmada atrofik maksilla modelinin oluşturulmasında 3 boyutlu volumetrik tomografi verilerinden yararlanılmıştır (Şekil 1).

Atrofik maksilla modeli 1019234 elemandan oluşturuldu. Önemli olan implantların yerleştirildiği bölgenin gerilim analizi olduğu için sadece bu bölgede hücre ağı yoğunlaştırıldı (Şekil 2).

Silindirik implantlar, kemik modelinde sol üst çene zigoma bölgesinde açılan yuvalara yerleştirildi. Implant-kemik arası temas mükemmel bağlantı olarak kabul edildi ve bağlantı yüzeyleri buna göre oluşturuldu (Şekil 3). 5 mm yüksekliğindeki çivi başlı tutucular implantların üzerine mükemmel bağlantı tariflenerek sonradan eklendi.



Şekil 1. Dental tomografi üzerinden elde edilen atrofikmaksilla modeli



Şekil 2. Oluşturulan modelin ağ yapısının tanımlanması

Analizin Sınır ve Yükleme Koşulları

Kullanılan tüm malzemeler izotropik, homojen ve lineer elastik kabul edilerek programda model ve çevre koşullarının tanımlanmasına geçildi. Maksilla modeli kafa kaidesine ve zigomatik ark bölgesine sabitlendi, böylece kuvvet altında modelin hareketi engellendi (Şekil 4). Daha sonra uygulanacak kuvvetlerin yönü ve büyüklüğünün girişi yapıldı. Implantların uzun akslarına 30 derece açılı 150 N'luk kuvvet uygulandı. Böylece implantların oblik kuvvetler altında gerilim/gerinim dağılımının izlenmesi amaçlandı.

Kullanılan Malzemelerin Mekanik Özellikleri

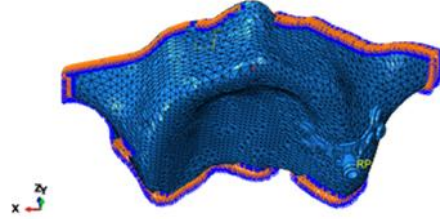
Çalışmada tüm maksillanın D2 yoğunluğunda spongiöz kemikten oluştuğu simüle edecek şekilde Young modülü ayarlandı, ayrıca kortikal tabaka oluşturulmadı. Tüm implant ve implant parçalarının mekanik özellikleri de 4. Sertlik titanyumun mekanik özelliklerine göre programa tanımlandı (Tablo 1). Gerekli verilerin girişi tamamlandıktan sonra analiz başlatıldı.

Modellerin Değerlendirilmesi

Çalışmamızda her bir model için VonMises, Maksimum - Minimum Asal Gerilim ve LE Maksimum Asal Gerinim



Şekil 3. Modellerde implant yuvalarının oluşturulması



Şekil 4. Üst çenenin program üzerinde kafa kaidesine ve zigmatik ark bölgesine sabitlenmesi

Tablo 1. Literatür örnek alınarak çalışmamızda kullanılan elastisite modül ve poisson oranları

Materyal	Elastisite Modülü (MPa)	Poisson Oranı
Titanyum	• 110	0,35
Kortikal kemik	• 13,7	0,3
Trabeküler kemik (D2)	5,5	0,3
Trabeküler Kemik (D3)	1,6	0,3

değerleri elde edildi. İmplantlar üzerinde oluşan gerilimler incelenirken Von Mises Gerilim değerleri, kemik üzerinde oluşan gerilim incelenirken ise Minimum ve Maksimum Asal Gerilim değerleri dikkate alındı. Kemikte oluşan şekil değişikliği de LE Maksimum Asal Gerilim sonuçlarıyla gözlemlendi.

Sonlu elemanlar gerilim analizi sonucunda elde edilen değerler varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucunda ortaya çıktığı için bu değerlerin istatistiksel analizi yapılmadı. Elde edilen veriler grup içi ve gruplar arasında dikkatli bir şekilde incelendi ve bu verilerin biyolojik ve mekanik sonuçları yorumlandı.

BULGULAR

8 mm' lik silindirik implantta 30 derece açılı 150 N kuvvet altında oluşan Von Mises değeri 125,2 MPa' dır. Kemikte oluşan en yüksek Asal Gerilim Çekme değeri 17,52 MPa, en yüksek Asal Gerilim basma değeri de 1,62 MPa' dır. 8 mm'lik silindirik implant türünde oblik yükler altında kemikte oluşan gerilim miktarı 3006 mikros-train' dir (Şekil 5, Tablo 2).

10 mm' lik silindirik implantta 30 derece açılı 150 N kuvvet altında oluşan Von Mises değeri 129,4 MPa' dır. Kemikte oluşan en yüksek Asal Gerilim Çekme değeri 13,15, en yüksek Asal Gerilim basma değeri de 1,25 MPa' dır. 10 mm'lik silindirik implant türünde oblik yük altında kemikte oluşan gerilim miktarı 3508 mikros-

train' dir (Şekil 6, Tablo 2).

TARTIŞMA

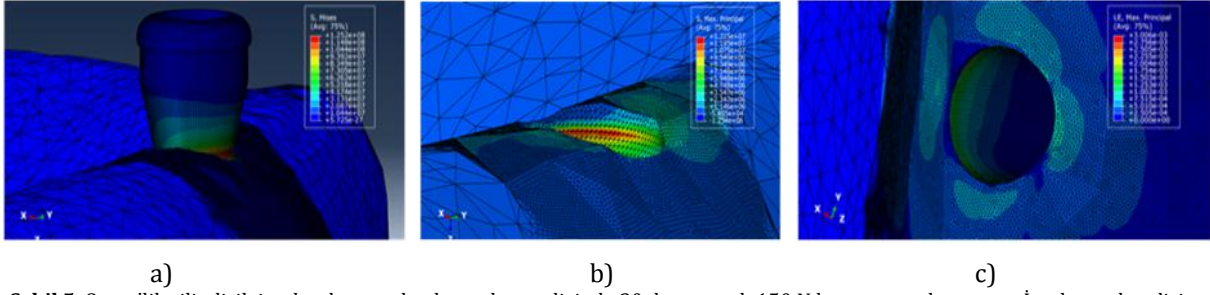
Yaşanılan diş kayıpları sonrasında bozulan fonksiyon, estetik ve fonasyon tarih boyunca hastalarda ciddi sorunlara sebep olmuştur. Bu sorunun çözümünde ise sıklıkla dental protezlere başvurulmuştur. Günümüzde yaşanan gelişmeler sonucunda hem protez yapımında kullanılan materyal seçenekleri hem de teknik çeşitlilik oldukça artmıştır. Özellikle Dental implantların yaygın bir şekilde kullanılmaya başlanması ile en zorlu vakalarda bile başarılı bir protetik rehabilitasyon müm-

kün hale gelmiştir.

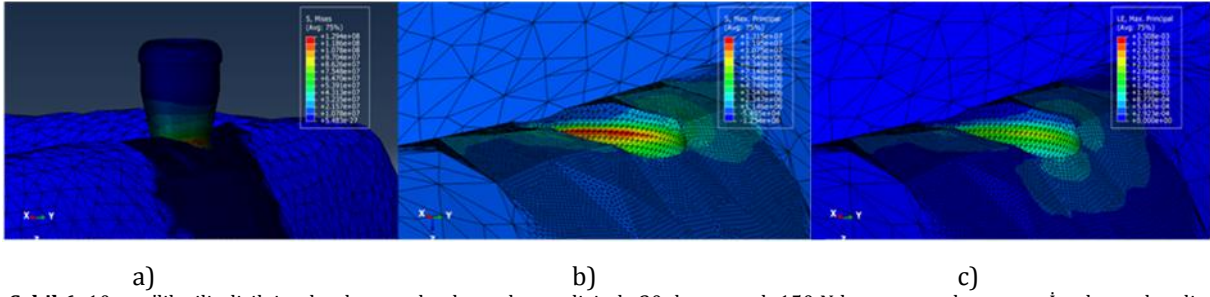
Romeo ve arkadaşları yaptıkları çalışmada sabit ve hareketli protezlere destek amacıyla uygulanmış implantların 7 yıllık takibinde %90.6 ila %100 arasında değişen yüksek başarı oranı bulmuşlardır(14).

Yüksek başarı oranına rağmen implantlarda da başarısızlık gözlenebilir. Weinberg ve ark. (15) ile Skalac ve ark. (20) yaptıkları çalışmalarda; bir implantın kaybedilmesindeki en önemli nedenin, biyolojik ve mekanik kavramların tam olarak değerlendirilmeden implantın üretilmesi ve uygulanması olduğunu belirtmişlerdir. Bu yüzden biyomekanik etkenlerin analizi implantların üretiminde ve uygulanmasında çok önemli bir yere sahiptir.

Günümüzde teknolojik gelişmelerle bağlı olarak farklı kuvvet ve gerilim analiz yöntemleri gelişmiş olmakla birlikte; karmaşık geometriye sahip cisimlerde kolayca uygulanabilmesi, modelin istenilen özelliklerde oluşturulabilmesi ve kolay formülize edilmesi gibi sebeplerle sonlu elemanlar analizi sıklıkla kullanılan bir yöntem haline gelmiştir. Yapılan literatür taraması, SEA metodunun kırılğan vernik, gerilim ölçer ve fotoelastik gerilme analizi gibi diğer analiz yöntemlerine göre daha avantajlı olduğunu göstermiştir. Kırılğan vernik modelinde nümerik verilerin elde edilememesi, gerilim ölçer yönteminde sadece ölçeklerin yapılandırıldığı bölgede ölçüm yapılması, fotoelastik analizde incelenecek



Şekil 5. 8 mm'lik silindirik implantlara sonlu elemanlar analizinde 30 derece açılı 150 N kuvvet uygulanması. a.İmplantın kendisinde oluşan VonMises değeri b.Kemikte oluşan sıkışma ve çekme asal gerilim değerleri c.Kemikte oluşan asal gerinim değeri



Şekil 6. 10 mm'lik silindirik implantlara sonlu elemanlar analizinde 30 derece açılı 150 N kuvvet uygulanması. a.İmplantın kendisinde oluşan VonMises değeri b.Kemikte oluşan sıkışma ve çekme asal gerilim değerleri c.Kemikte oluşan asal gerinim değeri

Tablo 2. İmplant türlerine göre 150 N 30 derece açılı kuvvet altında; implantın kendisinde ve kemikte meydana gelen gerilim ve gerinim değerleri

İMLANT TÜRÜ	İmplantlarda oluşan VonMisesGerilim	Kemikte Oluşan Maksimum Asal Gerilim	Kemikte Oluşan Maksimum Asal Gerilim	Kemikte oluşan Gerinim Miktarı
8 mm'lik Silindirik	125,2	17,52	1,62	3006
10 mm'lik Silindirik	129,4	13,15	1,25	3508

modellerin gerçeğe uygun mekanik özelliklere sahip olmayan epoksirezinden yapılmış olması bu metotların başlıca dezavantajlarıdır(21,22).

Sonlu elemanlar analizi tüm avantajlarına rağmen tartışılmalara sebep olan bazı zorluklara ve kısıtlamalara sahiptir. Sonlu elemanlar analizinde en önemli kısım kemik dokusunun modellenmesidir. Çünkü gerçekte kemik dokusu homojen bir dağılıma sahip değildir ve farklı bölgelerinde farklı özellikler gösterebilir. Bu sebeple uygulanan kuvvet ile oluşan deformasyon her zaman orantılı olmayabilir (23). Ayrıca kemik ile implantlar ya da mini vidalar arasında osteoentegrasyon gerçekleşse bile hiçbir zaman tam bir bağlantı oluşmamaktadır (24, 25). Günümüz teknolojisi ile bu detayların bilgisayar ortamına aktarılması oldukça güçtür. Bu yüzden modelleme aşamasında bu kısımlar varsayımsal olarak oluşturulmaktadır. Bu varsayımlar; kemiğin homojen, izotropik ve lineer kabul edilmesi; implant, mini vida ve kemik arasında %100 oranında temas olduğunun varsayılması; değişik modellerde değişik sınır koşullarının verilmesidir (26,27). Dolayısıyla deneysel çalışmalar ile hayvan deneyleri ve insanlar üzerinde yapılan çalışmaların sonuçları arasında farklılıklar oluşabilir. Bu sebeple bazı çalışmacılar deney sonuçlarını yorumlarken dikkat ve şüpheyle yaklaşmak gerektiğini savun-

muşlardır (28). Fakat yapılan birçok çalışmada sonlu elemanlar analizi diğer yöntemlerle karşılaştırılmış ve birbirleriyle uyumlu sonuçlar elde edilmiştir(29-32).

Analiz uygulanırken hem model hem de gelen kuvvetler gerçeği yansıtmalıdır. Sonlu elemanlar analizi çalışmalarında farklı büyüklükteki oblik kuvvetlerin 15, 30, 45, 60 ve 75 derece açılarla uygulandığı çalışmalar mevcuttur (33-35). Fakat bu açılar içerisinde 30 derece ile kuvvet uygulamanın ağız içi oblik yükleri en ideal şekilde taklit ettiği düşünülmekte ve literatürde sıklıkla 30 derece açı ve 150 N kuvvet uygulanarak ağız içi oblik kuvvetler simüle edilmektedir. Bizim çalışmamızda da Chang ve arkadaşlarının (33) uyguladığı gibi 150 N'lik kuvvet palatinalden bukkale doğru 30 derece açıyla uygulanmıştır.

Sonlu elemanlar analizinde kemik gibi kırılabilir dokuların gerilim değerleri için daha güvenilir sonuçlar veren asal gerilim değerlerinden yararlanılırken, titanyum gibi malzemelerde ise Von Mises gerilim değerlerinden faydalanılmıştır. Von Mises gerilme değerleri meydana gelen gerilimlerin dağılımı ve yoğunluğu hakkında fikir verirken tipi ve yönü hakkında fikir vermez. Gerilimlerin sıkışma veya çekme şeklinde olup olmadığı ve hangisinin daha etkin olduğu hakkındaki bilgiler asal gerilim değerleri ile anlaşılmaktadır. Bu değerlerin pozitif

olanları gerilme tipi kuvvetleri, negatif olanları ise sıkışma tipi kuvvetleri ifade etmektedir. Buradaki negatiflik kuvvetin yönünü belirtmektedir. Mutlak değer olarak büyük olan gerilim değeri ise hangi tip kuvvetin daha etkin olduğunu göstermektedir. Ayrıca oluşan gerilimin kemikte oluşturacağı etki için de asal gerinim sonuçlarına bakılır. Elde edilen değerler Wolff Kanunu ve Frost'un Mekanostat teorisine göre değerlendirilmektedir(8, 33,36).

Oblik kuvvet uygulanan iki adet modelin statik yüklemeye sonuçları karşılaştırıldığında implantlarda oluşan Von Mises gerilimleri ortalama 127,3 MPa olarak ölçülmüştür. 4.Sertlikteki Titanyumun tolere edebileceği maksimum gerilim değeri 550 MPa'dır. Bu sonuçlara göre silindirik implantlarda oluşan gerilim miktarı bu değerin altındadır. Silindirik implantlar için elde ettiğimiz sonuçlar Lofaj, Osman RB. ve Baggi'nin yaptığı çalışmaların sonuçlarıyla uyumludur (8,36,37). Bahsedilen çalışmalarda silindirik implantlarda Von Mises gerilim sonuçları 106.8 - 222 MPa arası bulunmuştur ve titanyumun dayanım değerinin altında ölçülmüştür. Bu verilerin aksine Chang ve arkadaşları (33) yaptıkları çalışmada posterior bölgeye uygulanan kısa silindirik implantlarda da oblik yükler altında Von Mises gerilimin 885 MPa seviyelerine ulaşabileceğini göstermişlerdir. Buna ek olarak Çelik yaptığı tez çalışmasında (38) posteriorda 10 mm uzunluğunda implantın kron/kök oranı 2/1 olduğunda implantta oluşan gerilimin 506,1 MPa' a ulaşabileceğini belirtmiştir.

Kemikte oluşan Asal Gerilim Çekme değerleri ise ortalama 15,33 MPa'dır. Trabeküler kemiğin mekanik dayanımı 20 MPa olduğu için bu değer de yeterli düzeydedir herhangi bir sorun oluşması beklenmemektedir. Asal gerilim sıkışma değerleri ise çekme değerlerine göre çok daha düşüktür ve her iki implant türünde de -1,85 MPa dolaylarındadır. Bu yüzden sıkışma değil çekme asal gerilim değerleri kıyaslanmıştır. Elde edilen bu veriler benzer çalışmalarındaki değerlerle uyumludur .

Literatürde kemikte oluşan gerinim miktarı değerlendirilirken Frost'un Mekanostat teorisinden yararlanılmaktadır. Bu teoride 100-1500 mikrogerinim ideal kabul edilirken, kemiğin 3000 mikrogerinime kadar olan değerleri tolere edebileceği belirtilmektedir. Frost yaptığı çalışmalarda 50 mikrogerinimin altındaki değerlerde kemikte atrofi, 3000 mikrogerinimin üzerindeki değerlerde ise rezorbsiyon olduğunu göstermiştir (11,12). Bizim çalışmamızda da bu gerinim 8 mm'lik silindirik implantlarda 3006, 10 mm'lik implantlarda ise 3508 mikrogerinim olarak ölçülmüştür. Bu değerlere göre silindirik implantların oluşturduğu gerinim Frost'un teorisine göre üst sınırdadır. Reham ve arkadaşları (36)da yaptıkları çalışmada silindirik implantların kemikte oluşturduğu gerinimi 3000 mikrogerinim üzerinde bulmuşlar ve Mekanostat teorisini sadece bir öneri niteliğinde olduğunu ve kesin bir durum bildirmediğini savunmuşlardır. Çalışma sonuçlarımıza göre 150 N'den fazla oblik okluzal yükler altında silindirik implantların kemikte deformasyon oluşturabileceği düşünülebilir. Fakat bu sonuçlarda kemik kalitesinin ve implant çapının etkisi de büyüktür. Çünkü implant çapı arttıkça kemikte oluşan gerilim ve gerinim miktarı düşmektedir (8,37). Ayrıca kortikal kemik miktarı arttıkça da, kemikte ve implantta oluşan

gerilim-gerinim miktarı azalmaktadır (8,9,39). Bizim çalışmamızda kullanılan implant çapı ve kemik kalitesi arttırıldıkça oluşacak gerinim değerlerinin de azalacağı ve biyolojik tolere edilebilir düzeye gerileyeceği ön görülebilir.

Implant uzunluğu ve başarı oranı arasında doğrudan bir ilişki, yapılan çalışmalarla kanıtlanamasa da, kısa boylu implantların istatistiksel olarak daha az başarılı olduğunu gösteren çalışmalar da vardır (40-42). Wyatt ve arkadaşları (40) yaptıkları çalışmada 7 mm uzunluğundaki implantların, en düşük başarı oranına sahip olduğunu bildirmiştir. Block ve arkadaşları da (43) yaptıkları çalışmada kemik-implant arayüzünde yoğun gerilim oluşumunu engelleyebilmek için geniş yüzey alanına sahip bir implant kullanılması gerektiğini savunmuş ve kısa boylu implantları önermemişlerdir. Bu görüşlerin aksine Friberg ve arkadaşları ise (44) kısa implant kullanımını otojengreftler kullanılmasından daha avantajlı bulmuşlardır. Buna sebep olarak da greft kullanımının morbidite, tedavi süresinin uzaması, tedavinin komplike hale gelmesi ve maliyetin artması gibi dezavantajları göstermişlerdir. Fakat Jemt ve arkadaşları (45) ise ileri cerrahi tekniklerinin daha avantajlı olduğunu savunmuşlardır. Bizim çalışmamızda uygulanan sonlu elemanlar analizi sonucunda kısa olarak kabul edilen 8 mm ve standart uzunluk olarak görülen 10 mm uzunluğundaki implantlar arasında gerilim dağılımı ve kemikte meydana gelen gerinim miktarı açısından çok az bir farklılık gözlenmiştir.

Tüm bu veriler ışığında 8 mm uzunluğundaki implantın uygulanabileceği hastalarda, 10 mm uzunluğunda implantın yerleştirilmesi için ilave cerrahilerin uygulanmasının gereksiz olacağı düşünülmektedir. Aradaki uzunluk farkının ise implantın uzun dönem başarısını etkilemeyeceği öngörülmektedir.

KAYNAKLAR

1. Testori T, Weinstein R, Wallace S. Maxillary sinus surgery and alternatives in treatment, Quintessence Publishing Co, London, 2009.
2. Renouard F, Nisand D. Impact of implant length and diameter on survival rates. Clin Oral Implants Res 2006; 17(S2): 35-51.
3. Chen ST, Buser D. Clinical and esthetic outcomes of implants placed in postextraction sites. Int J Oral Maxillofac Implants 2009;24: 13-18.
4. Block MS, Kent JN. Sinus augmentation for dental implants: The use of autogenous bone. J Oral Maxillofac Surg 1997; 55(11): 1281-1286.
5. Stevens P, Fredrickson E, Gres M. Implant prosthodontics: Clinical and laboratory procedures, Mosby, St Louis, 1994: 35.
6. Friberg B, Ekestubbe A, Sernerby L. Clinical Outcome of Brånemark System Implants of Various Diameters: A Retrospective Study. Int J Oral Maxillofac 2002; 17(5): 32-38.
7. Gotfredsen K, Karlsson U. A prospective 5-year study of fixed partial prostheses supported by implants with machined and TiO2-blasted surface. J Prosthodont 2001; 10(1): 2-7.
8. Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated

- implants related to crestal bone geometry: A three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2008; 100(6): 422-431.
9. Chun HJ, Cheong SY, Han JH, et al. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil* 2002; 29(6): 565-574.
 10. Hansson S, Werke M. The implant thread as a retention element in cortical bone: The effect of thread size and thread profile: A finite element study. *J Biomech* 2003; 36(9): 1247-1258.
 11. Frost HM. A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *Angle Orthod* 2004; 74(1): 3-15.
 12. Frost HM. Bone "mass" and the "mechanostat": A proposal. *Anatomic Rec* 1987; 219(1): 1-9.
 13. Frost HM. The laws of bone structure, CC Thomas, Springfield, 1964.
 14. Romeo E, Lops D, Amorfini L, Chiapasco M, Ghisolfi M, Vogel G. Clinical and radiographic evaluation of small-diameter (3.3-mm) implants followed for 1-7 years: A longitudinal study. *Clin Oral Implants Res* 2006; 17(2): 139-148.
 15. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993; 8(1): 33-58.
 16. Kirsch A. The IMZ endosseous two phase implant system: a complete oral rehabilitation treatment concept. *J Oral Implantol* 1986; 12: 576-589.
 17. Lavelle CL. Biomechanical considerations of prosthodontic therapy: The urgency of research into alveolar bone responses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993; 8(2): 179-185.
 18. Rangert B, Krogh PH, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and implant fracture: A retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10(3): 326-334.
 19. Richter EJ. In vivo vertical forces on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10(1): 99-108.
 20. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983; 49(6): 843-848.
 21. Craig RG, Kamal A, Floyd AP. *Restorative Dental Materials*. C.V. Mosby Co, Saint Louis, 1975: 78-96.
 22. Clelland NL, Lee JK, 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.
 23. Cochran DL. The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI® Dental Implant System: A consensus report. *Clin Oral Implants Res* 2000; 11(s1): 33-58.
 24. Meyer U, Vollmer D, Runte C, Bourauel C, Joos U. Bone loading pattern around implants in average and atrophic edentulous maxillae: A finite-element analysis. *J Craniomaxillofac Surg* 2001; 29(2): 100-105.
 25. Bidez MW, Misch CE, Misch C. Clinical biomechanics in implant dentistry. *Dent Implant Prosthet* 2005; 18(3): 338-339.
 26. Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Implantol* 1996; 23(3): 104-111.
 27. Sato Y, Wadamoto M, Tsuga K, Teixeira E. The effectiveness of element downsizing on a three-dimensional finite element model of bone trabeculae in implant biomechanics. *J Oral Rehabil* 1999; 26(4): 288-291.
 28. Eser A, Akca K, Eckert S, Cehreli MC. Nonlinear finite element analysis versus ex vivo strain gauge measurements on immediately loaded implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24(3): 439-446.
 29. Keyak J, Fourkas M, Meagher J, Skinner H. Validation of an automated method of three-dimensional finite element modelling of bone. *J Biomed Eng* 1993; 15(6): 505-509.
 30. Keyak J, Fourkas M, Meagher J, Skinner H. Validation of an automated method of three-dimensional finite element modelling of bone. *J Biomed Eng* 1993; 15(6): 505-509.
 31. Iplikçioğlu 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.
 32. Huang HL, Huang JS, Ko CC, et al. Effects of splinted prosthesis supported a wide implant or two implants: A three-dimensional finite element analysis. *Clin Oral Implants Res* 2005; 16(4): 466-472.
 33. Chang S-H, Lin C-L, Hsue S-S, Lin Y-S, Huang S-R. Biomechanical analysis of the effects of implant diameter and bone quality in short implants placed in the atrophic posterior maxilla. *Med Eng Phys* 2012; 34(2): 153-160.
 34. Morneburg TR, Pröschel PA. Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. *Int J Prosthodont* 2002; 15(1): 20-27.
 35. Ikebe K, Nokubi T, Morii K, Kashiwagi J, Furuya M. Association of bite force with ageing and occlusal support in older adults. *J Dent* 2005; 33(2): 131-137.
 36. Osman RB, Elkhadem AH, Ma S, Swain MV. Finite element analysis of a novel implant distribution to support maxillary overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013; 28(1): 1-10.
 37. Lofaj F, Kučera J, Németh D, Kvetková L. Finite element analysis of stress distributions in mono- and bi-cortical dental implants. *Mat Science Eng* 2015; 50: 85-96.
 38. Çelik E. Dinamik Yükleme Yapılan Kısa İmplantlarda Kron/İmplant Oranının Stres Dağılımına Etkisinin İncelenmesi, Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara 2012: 8-15.
 39. Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan M, Eskitascioğlu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent* 2005; 93(3): 227-234.

40. Wyatt C, Zarb GA. Treatment outcomes of patients with implant-supported fixed partial prostheses, Master thesis, University of Toronto, Toronto 1996.
41. Das Neves FD, Fones D, Bernardes SR, do Prado CJ, Neto AJF. Short implants--an analysis of longitudinal studies. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006; 21(1): 86-93.
42. Bahat O. Treatment planning and placement of implants in the posterior maxillae: Report of 732 consecutive Nobelpharma implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993; 8(2): 151-161.
43. Block MS, Delgado A, Fontenot MG. The effect of diameter and length of hydroxylapatite-coated dental implants on ultimate pullout force in dog alveolar bone. *J Oral Maxillofac Surg* 1990; 48(2): 174-178.
44. Friberg B, Gröndahl K, Lekholm U, Brånemark PI. Long-term follow-up of severely atrophic edentulous mandibles reconstructed with short branemark implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000; 2(4): 184-189.
45. Friberg B, Jemt T, Lekholm U. Early failures in 4,641 consecutively placed Brånemark dental implants: A study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6(2): 27-35.