

Sinüs Lifte Alternatif İmplant Destekli Sabit Protetik Planlamaların Destek Dokulardaki Stres Dağılımlarının İncelenmesi, 3 Boyutlu SESA Çalışması

Investigation of Stress Distribution on Supporting Tissues of Treatment Plans an Alternative to Sinus Lifting with Implant Supported Fixed Partial Dentures, 3 Dimensional FEA Study

Emre ŞEKER,^a
Mutahhar ULUSOY,^a
Oğuz OZAN,^a
Derya ÖZDEMİR DOĞAN,^b
Başak KUŞAKCI ŞEKER^c

^aProtetik Diş Tedavisi AD,
^bPeriodontoloji AD,
Yakın Doğu Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi, Lefkoşa
^bProtetik Diş Tedavisi AD,
Cumhuriyet Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi, Sivas

Geliş Tarihi/Received: 22.07.2012
Kabul Tarihi/Accepted: 20.09.2012

Yazışma Adresi/Correspondence:
Emre ŞEKER
Yakın Doğu Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi,
Protetik Diş Tedavisi AD, Lefkoşa,
KKTC/TRNC
emreseker@hotmail.com

ÖZET Amaç: Bu çalışmanın amacı, atrofik posterior maksillada sinüs lifting operasyonundan kaçınarak farklı çap, boy ve pozisyonda yerleştirilen implantlar üzerine uygulanan sabit bölümlü protezlerin destek dokular üzerinde oluşturdıkları stresleri 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi (SESA) yöntemiyle karşılaştırmaktır. **Gereç ve Yöntemler:** Çalışmada, bir hastaya implant planlamak üzere alınmış bilgisayarlı tomografi görüntülerinden 3D-Doctor (Able Software Corp., MA, ABD) yazılımı yardımıyla atrofik posterior maksilla modellenmiştir. Farklı bir modelleme programı olan Rhinoceros 4,0 (Woodland Park, Seattle, WA, ABD) ile köprü restorasyonları, maksiller sinüs ve farklı çap ve boylardaki implantları (BICON 501 Arborway, Boston, ABD) içeren dört değişik tedavi senaryosu modellenmiştir. Tüm sisteme her bir krona palatinobukkal yönde oblik olarak ve aksiyal eksenle 30°'lik açıyla 300'er N'luk kuvvetler uygulanmıştır. Modellerde oluşan streslerin değerlendirilmesinde Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA, ABD) 3 boyutlu SESA programı kullanılmıştır. İmplantlar ve destek dokularda tespit edilen streslerin karşılaştırılmasında MegaPascal (MPa) biriminde Von Mises Stres, Maksimum ve Minimum Principle Stres değerleri kullanılmıştır. **Bulgular:** Tüm modellerde en yüksek Von Mises stres değeri 45° eğimli yerleştirilen implantta ölçülmüştür (499,505 MPa). Krestal kortikal kemik en yüksek gerilme (20,441 MPa) ve sıkışma (-64,438 MPa) stres değerlerine sahiptir. Oklüzal streslerin karşılanmasında sinüs kortikal kemiği daha etkilidir. Aynı miktarda kemik varlığında implant sayısındaki azalma, implant çapındaki artışla telafi edilerek destek dokulara iletilen stresler azaltılabilir. Destek dokulardaki en düşük stres değerleri, molar bölgelere kısa-geniş implantlar uygulandığında bulunmuştur. **Sonuç:** Çalışmamızın sınırları dâhilinde sinüs kortikal kemik ve krestal alveolar kemikten sağlanan bikortikal fiksasyon ile yerleştirilen kısa-geniş implantlar dişsiz posterior maksillada sinüs lifting işlemine alternatif olarak güvenle kullanılabilir.

Anahtar Kelimeler: Diş implantları; protez, kısmi, sabit; maksiller sinüs; sınırlı eleman analizi

ABSTRACT Objective: The purpose of this study was to compare the effect of bridges on supporting tissues that retained by various implants (different diameter, length and position) to avoid sinus lifting with the use of 3 dimensional finite element analysis method (3DFEM). **Material and Methods:** Posterior maxillary model has been created from the CT images of actual patient by 3D-Doctor (Able Software Corp., MA, USA) software. With Rhinoceros 4.0 software (Woodland Park, Seattle, WA, USA), four different treatment scenarios which were included bridge restorations, maxillary sinus and various designs of implants (BICON 501 Arborway, Boston, USA) were modeled and oblique forces were applied. Stress analysis were performed by using Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA, USA) 3DFEM. The stresses occurred at the implants and supporting tissues were comparatively evaluated by using Von Mises, Maximum and Minimum Principle stress values in MegaPascal (MPa) unit. **Results:** The maximum Von Mises stress occurred on 45° inclined implant (499.505 MPa). The highest tensile (20.441 MPa) and compression (-64.438 MPa) peak points are mainly observed in the crestal cortical bone. Sinus cortical bone is more effective than trabecular bone on compensation of loading. The reduced number of implants was compensated by the increase in implant diameter. The low stresses have been obtained on supported tissues when short and wide implants placed at molar region. **Conclusion:** Short and wide implants with sinus floor bicortical fixation can be safely used as an alternative for sinus lifting procedure at atrophied posterior edentulous maxilla.

Key Words: Dental implants; denture, partial, fixed; maxillary sinus; finite element analysis

G ünümüz diş hekimliğinde implantlar, kaybedilen doğal dişlerin fonksiyonlarını yerine getirmenin yanında, estetiğe katkıları nedeni ile rutin uygulamalar haline gelmişlerdir.¹ İmplant yerleştirilecek bölgedeki mevcut kemik miktarı, kalitesi ve kantitesi implant başarısı için önemli kriterlerdir.¹⁻⁵ Klinik çalışmalar, Lekholm ve Zarb'ın sınıflamasına göre Tip I ve Tip II kemiklerde uygulanan implantların yüksek başarı oranlarını bildirirken; posterior maksilla ile karakterize Tip IV kemikteki başarısızlıkları vurgulamaktadır.⁶ İmplant destekli sabit protezler, üst çene arka grup dişsizliklerin giderilmesinde tercih edilen popüler bir yaklaşımdır. Ancak farklı nedenlerden dolayı maksiller sinüs tabanı ve alveolar kret tepesi arasında yeterli kemik miktarının bulunmaması, implantların istenilen boy ve konumda yerleştirilmesini zorlaştırmaktadır.⁷⁻¹¹ Sinüs lift veya farklı tekniklerle kemik miktarı artırılabilir, ancak bu uygulamalar ilave iyileşme süresine, cerrahi işlemlere ve maliyetlere sebep olmaktadır. Bunları elimine etmek amacıyla sınırlı kemik varlığında implant sayısı, uzunluğu ve pozisyonunda değişiklik yapılarak farklı planlama alternatiflerine başvurulduğu değişik çalışmalarda gösterilmiştir.^{2-5,7,8,10,12-18}

Yetersiz vertikal kemik varlığındaki tedavi alternatifleri arasında kısa implantların kullanılması akla gelen ilk yöntem iken, maksiller sinüsün sınırlandırdığı posterior maksillada bir diğer alternatif, açılı yerleştirilmiş implantlardır. Eğimlendirilmiş implantların kuvvet iletimindeki rolleri ve dişsiz posterior maksillanın sinüs ön ve arka duvarlarına komşu güvenli kemik alanlarına açılmış implantlar yerleştirilerek restore edilmesi farklı çalışmalarda değerlendirilmiştir.^{12,13,15} İmplant destekli protezlerin başarısını etkileyen bir diğer faktör de, biyomekanik prensiplere uyulup uyulmadığıdır. İmplant destekli protezlerde cerrahi teknik ne kadar başarılı olursa olsun, fizyolojik limitler üzerindeki stresler, implant çevresinde oluşan patolojik kemik rezorbsiyonunun ana sebebi olarak gösterilmektedir.¹⁹⁻²²

Kemik-implant bağlantısına gelebilecek aşırı yüklerin ortadan kaldırılması, doğru bir teşhis, iyi bir tedavi planlaması ve uygun kuvvet iletimini sağlayabilecek şekilde oklüzal morfolojinin temin

edilmesi ile sağlanmaktadır. Ağız içerisindeki kuvvetler ve bunların dağılımı, ağız ve çevre dokuların sağlığı ve klinik tedavilerin prognozunu doğrudan etkilemektedir. İmplant üstü protezler aracılığı ile implantlar ve çene kemiğine iletilen çiğneme kuvvetleri, yükün yönü ve şiddetine, protetik üst yapı planlamasına, implant boyu, şekli ve yerleşimine ve çene kemiğinin yapısal özelliklerine göre farklılık göstermektedir.²¹⁻²⁴

Restorasyonların ve çevre dokuların fonksiyonel kuvvetler altındaki mekanik davranışlarını incelemek için diş hekimliğinde modelleme programlarından ve stres analizlerinden faydalanılmaktadır. Bu programlardan biri olan 3D-Doctor, manyetik rezonans görüntüleme bilgisayarlı tomografi (BT) gibi pek çok görüntüleme yöntemi ile elde edilen görüntülerin bilgisayar ortamında yeniden modellenbildiği bir yazılımdır. Stres analizleri arasında sonlu elemanlar stres analizi (SESA) yöntemi de, düzensiz geometri gösteren karmaşık yapılara uygulanabilmesi, elde edilen sonuçların sayısal veriler olması, kullanılan sonlu elemanların boyutlarının ve şekillerinin değişkenliği sayesinde incelenen cismin geometrisinin tam olarak taklit edilebilmesi gibi avantajlarından dolayı medikal çalışmalarda tercih edilmektedir.²⁵

SESA ile kemik, implant ve implant üstü yapıların klinik koşullara yakın olarak modellenbilmesi sayesinde, uygulanacak sanal yükler altında, protetik üst yapı, implantlar ve çevresindeki kemik yapıda oluşabilecek gerilme, şekil değiştirme ve yer değiştirme miktarlarının ve lokalizasyonlarının tam olarak saptanabilmesi mümkün olabilmektedir.²⁶

Bikortikal fiksasyonla desteklenen kısa ve geniş implantların destek dokularda daha düşük streslere sebep olacağı hipotezi üzerine kurulan bu çalışmanın amacı; maksiller sinüsün sınırlandırdığı posterior maksillada yetersiz vertikal kemik varlığında, sinüs lifting ve sinüs augmentasyonu gibi ilave cerrahi işlemlere ihtiyaç duyulmadan yerleştirilecek farklı çap, boy ve konumlardaki dental implantlar üzerine planlanan farklı tasarımlı sabit bölümlü protezlerin, destek dokularda oluşturdukları streslerin karşılaştırılması ve uygulama öncesi tedavi planlamasına yön verilebilmesidir.

GEREÇ VE YÖNTEMLER

Araştırmada, implant endikasyonu konulmuş ve ayrıntılı teşhis-tedavi planlaması amacıyla Konik Işınlı BT (CBCT “NewTom® 9000 Verona, İtalya”) alınmış hasta kayıtlarından, sağ bölgede maksiller dişsizliğe sahip ve maksiller sinüs sınırlaması nedeni ile vertikal yönde kemik yetersizliği olan bir vaka seçilerek modelleme için referans olarak kullanılmıştır. 1 mm’lik kesitler alınarak elde edilmiş tomografik veriler, medikal görüntü formatına (DICOM) dönüştürülmüş ve 3D-Doctor (Able Software Corp., Lexington MA 02420-2406, ABD) yazılımı kullanılarak “Interactive Segmentation” yöntemi ile Hounsfield Değerlerine göre kemik dokusu ayrıştırılmıştır. Elde edilen maksilla modelinde, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 ABD) yazılımı kullanılarak krestal kortikal kemik, trabeküler kemik ve sinüs kortikal kemik tabakaları modellenmiştir. Benzer çalışmalarındaki tasarımlarla uyumlu olarak, her modelde dış (krestal) kortikal kemik kalınlığı 1 mm; trabeküler kemik kalınlığı 3,5 mm; iç kortikal kemik kalınlığı 0,5 mm olmak üzere toplam 5 mm’lik rezidüel alveolar kret yüksekliği belirlenmiştir.¹¹

Çalışmada, uzun (11 mm boy, 5 mm çap) ve kısa (5 mm boy, 6 mm çap) olmak üzere iki çeşit implant; açılı ve düz olmak üzere implantlarla uyumlu iki çeşit abutment kullanılmıştır. Kullanılan tüm implantlar ve abutmentler tek firmaya ait olup (BICON 501 Arborway, Boston, ABD), aynı yüzey ve malzeme özelliğine sahiptir. Yetkili firmadan tedarik edilen implantlar ve abutmentler Nextengine 3d tarayıcısı (NextEngine, Inc. Santa Monica, Kaliforniya, ABD) ile makro ölçekte 3 boyutlu olarak taranmış ve .stl formatında elde edilen görüntü verileri, Rhinoceros 4,0 (McNeel Ins, Seattle, ABD) yazılımı ile üç boyutlu modeller elde edilmiştir. Çalışmada kullanılan dişlerin ve kronların boyutları ve morfolojilerinin belirlenmesinde Wheeler’in verileri referans alınmıştır.²⁷ Kronların altyapısında krom-nikel alaşımı (Remanium CS, Dentaureum, Ispringen, Almanya), üst yapılarında feldspatik porselen (Ceramco II; Dentsply, Burlington, ABD) kullanılmıştır (Tablo 1). Metal

TABLO 1: Materyallerin mekanik özellikleri.

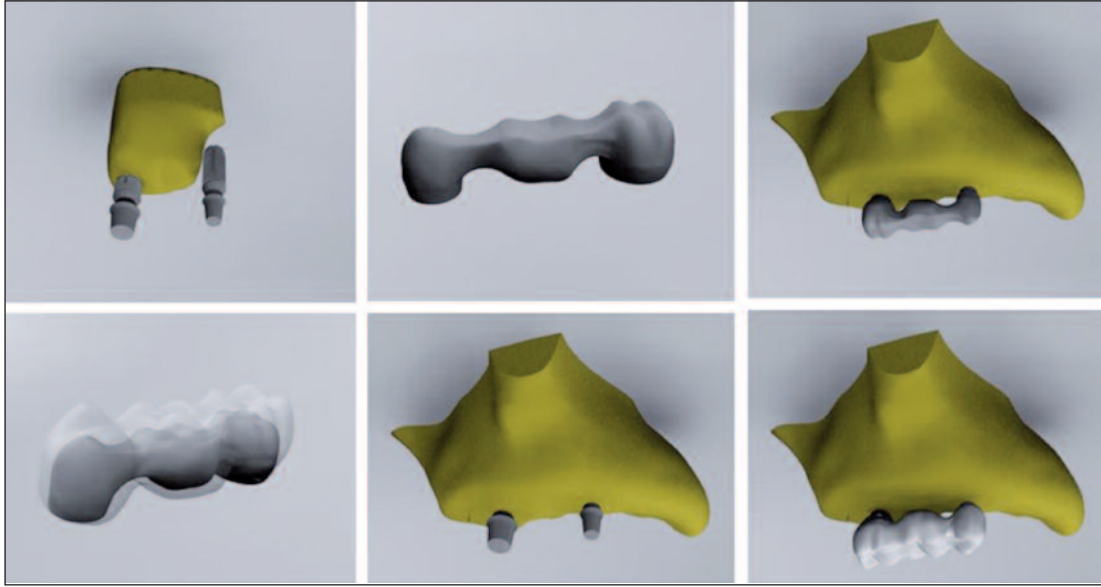
Materyal	Elastiklik Modülü (GPa)	Poisson Oranı
Feldspatik porselen	68,9	0,28
Cr-Ni	200	0,33
Ti-6Al-4V	110	0,35
Krestal/sinüs kortikal kemik	13,7	0,30
Trabeküler kemik (D4)	1,10	0,30

kalınlığı 0,8 mm, porselen kalınlığı 2 mm olarak belirlenmiş ve sistem elemanları birleştirilmiştir (Şekil 1).²⁸

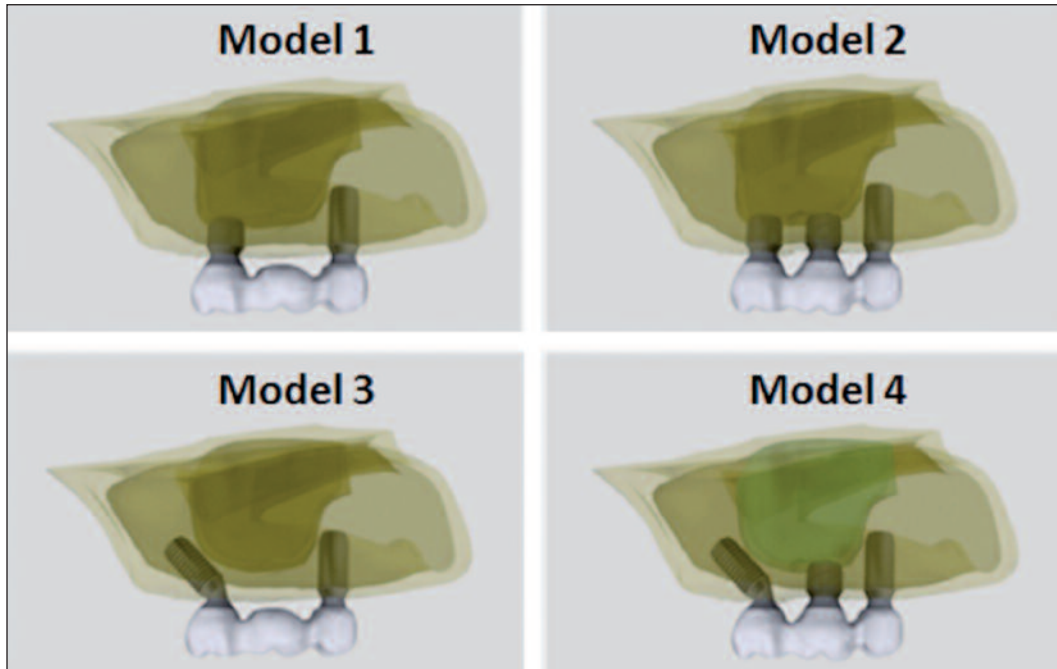
Modellerde iki implant arası mesafe 3 mm, implantların boyun bölgesi ve vestibül kortikal kemik arasında 1,5 mm mesafe bırakılmıştır.²⁹ Eğimlendirilmiş implant sagittal düzlem üzerinde aksiyal eksenle 45° açıyla maksiller sinüs arka duvarı boyunca, diğerleri aksiyal eksene paralel olacak şekilde trabeküler kemik içine yerleştirilmiştir. Kısa implantlar bikortikal fiksasyonu sağlamak için sinüs kortikal kemikle temas halinde ve tüm modellerde 1. premolar implant standart şekilde konumlandırılmıştır. Bu şekilde farklı planlamalara sahip dört tedavi modeli elde edilmiştir (Şekil 2).

Çalışmada kullanılan bütün malzemeler homojen, izotropik ve lineer elastik olarak tanımlanmıştır.²² Trabeküler kemiğin modellenmesinde posterior maksillanın %40 oranla karakteristik yapısı olan D4 kemik türü kullanılmıştır (Tablo 1).²⁹ Ağız mukozasının elastisite modülünün ve poisson oranının çok düşük değerlerde olması nedeni ile gerilim analizlerinde mukoza modeli kullanılmamıştır.²⁸ İmplantlar ile destek dokular; implantlar ile abutmentler ve abutmentler ile implant-üstü protezler arasındaki bağlantı, yük aktarımını kesintisiz iletecek şekilde sağlanmış, implantların kemik dokusuyla %100 osseointegre olduğu varsayılmıştır.

Bütün modellerde yükleme aynı noktalardan, aksial eksenle 30°’lik açıyla, kron başına toplam 300N.³⁰ olmak üzere, köprü restorasyonlarının her bir üyesinde bukkal tüberküllerin lingual eğimlerine palatinobukkal yönde oblik olarak uygulanmıştır (Şekil 3).³¹ Çalışmamızda oklüzal yükler, tüberkül-marjinal sırt ilişkisi esas alınarak her bir



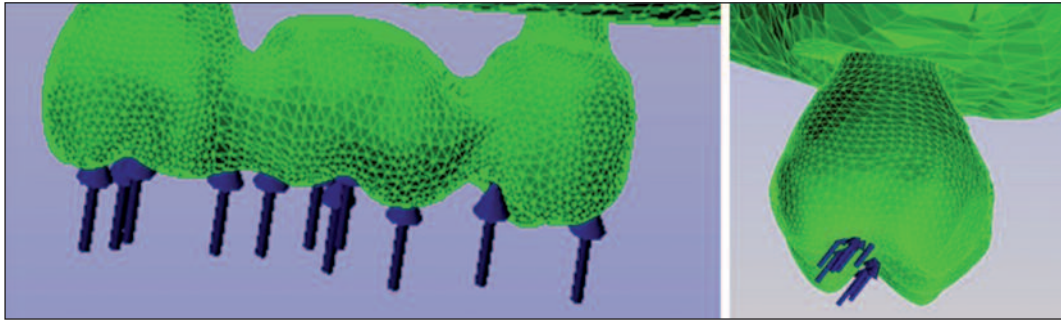
ŞEKİL 1: Destek dokular, implantlar ve protetik yapıların birleştirilmesi.
(Renkli hali için Bkz. <http://dishekimligi.turkiyeklinikleri.com/>)



ŞEKİL 2: Farklı planlamalara sahip tedavi modelleri.
(Renkli hali için Bkz. <http://dishekimligi.turkiyeklinikleri.com/>)

krona gelen kuvvet oklüzal temas nokta sayıları ve lokalizasyonlarına göre eşit olarak bölünmüş ve farklı oranlara göre noktasal yüklemeler tercih edilmiştir (2. premolar $300\text{N}/2=150\text{ N}$, 1. molar $300\text{ N}/5=60\text{ N}$, 2. molar $300\text{ N}/4=75\text{ N}$).

Araştırmadaki SESA çalışmasında, titanyum gibi çekilebilir ve dövülebilir materyallerin stres değerlerinin tespitinde daha güvenli sonuç veren Von Misses stres değerleri kullanılmıştır. Von Misses stres değerleri kemik dokudaki stres dağılımı



ŞEKİL 3: Her bir kronun bukkal tüberkül lingual eğimlerine uygulanan noktasal yüklemeler (Oblik olarak, palatinobukkal yönde, aksiyal eksenle 30°'lik açıyla, 300'er N). (Renkli hali için Bkz. <http://dishekimligi.turkiyeklinikleri.com/>).

hakkında genel bir fikir vermekte, ancak oluşan streslerin türü hakkında bilgi vermemektedir. Bu nedenle kemik gibi kırılğan özellikteki dokuların stres değerlerinin tespitinde daha doğru sonuç veren asal (principle) stres değerlerinden (Maksimum Principle Stres=Gerilme stresi, Minimum Principle Stres=Sıkışma stresi) faydalanılmıştır.

BULGULAR

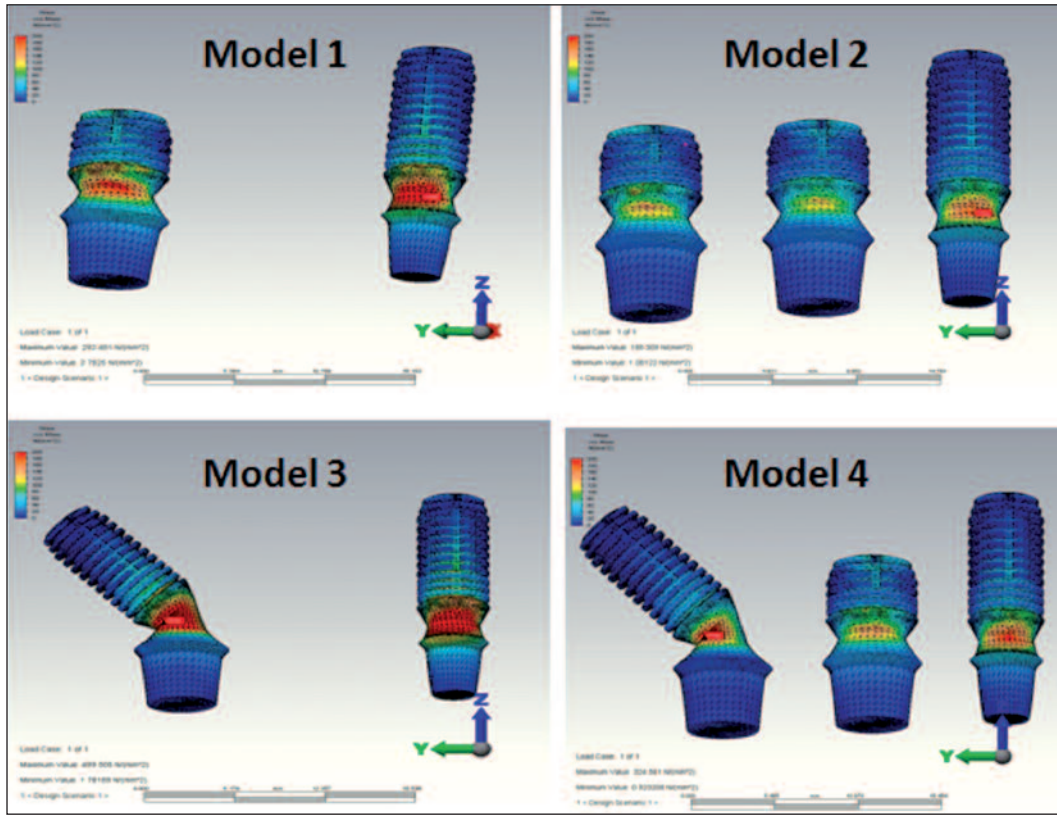
Tüm modellerdeki implantlar kıyaslandığında, en yüksek Von Mises stres değerinin 45° eğimli yerleştirilen implantta ölçüldüğü (499,505 MPa), krestal kortikal kemik tabakasının en yüksek gerilme (20,441 MPa) ve sıkışma (-64,438 MPa) stres değerlerine sahip olduğu görülmüştür (Tablo 2).

İmplantların boyun bölgelerindeki maksimum Von Mises stres değerleri ve stres dağılımları sırasıyla Tablo 2'de ve Şekil 4'de ayrıntılı olarak gö-

rülmektedir. Destek dokularındaki maksimum gerilme (principle) ve Minimum Principle (sıkışma) stres dağılımları Şekil 5 ve 6'da görülmektedir. Krestal kortikal kemik için: Maksimum gerilme stresleri tüm modellerde palatinal yüzeyde daha fazla olmak üzere en yüksek değerler, 3. modelde 2. premolar ve 2. molar implantların üzerinde sırasıyla 20,44 MPa ve 20,31 MPa olarak; maksimum sıkışma stresleri tüm modellerde bukkal yüzeyde daha fazla olmak üzere en yüksek değer, 1. modelde 2. molar implant üzerinde -64,43 MPa olarak tespit edilmiştir (Tablo 2). Trabeküler kemik için: Maksimum gerilme stresleri tüm modellerde bukkal yüzeyde daha fazla olmak üzere en yüksek değerler, 2. modelde ve 4. modelde 1. molar implantlar üzerinde sırasıyla 3,64 MPa ve 3,38 MPa olarak; maksimum sıkışma stresleri tüm modellerde bukkal yüzeyde daha fazla olmak üzere en yüksek değer, 1. modelde 2. molar implant üzerinde -4,34 MPa ola-

TABLO 2: İmplantlar ve destek dokular üzerinde tespit edilen maksimum stres değerleri (Mpa).

Tedavi senaryosu	İmplant lokalizasyonları	Von Mises	Destek dokular	Principle stres maksimum	Principle stres minimum
Model 1	2. premolar	292,48	Dış kortikal	15,0332	-64,43845
	2. molar	219,63	Trabeküler	1,91726	4,34759
Model 2	2. molar		Sinüs kortikal	4,54567	-12,89765
	1. premolar	188,30	Dış kortikal	12,04021	-44,05703
	1. molar	136,52	Trabeküler	3,64970	-1,40902
Model 3	2. molar	167,13	Sinüs kortikal	4,79747	-19,09722
	2. premolar	376,39	Dış kortikal	20,44148	-49,76194
Model 4	2. molar	499,50	Trabeküler	2,11032	-2,55451
	2. premolar	211,38	Dış kortikal	14,30463	-43,00942
	1. molar	170,28	Trabeküler	3,38771	-2,32078
	2. molar	324,56	Sinüs kortikal	5,63881	-21,57462



ŞEKİL 4: İmplantların boyun bölgelerindeki maksimum Von Mises stres dağılımları.

(Renkli hali için Bkz. <http://dishekimligi.turkiyeklinikleri.com>)

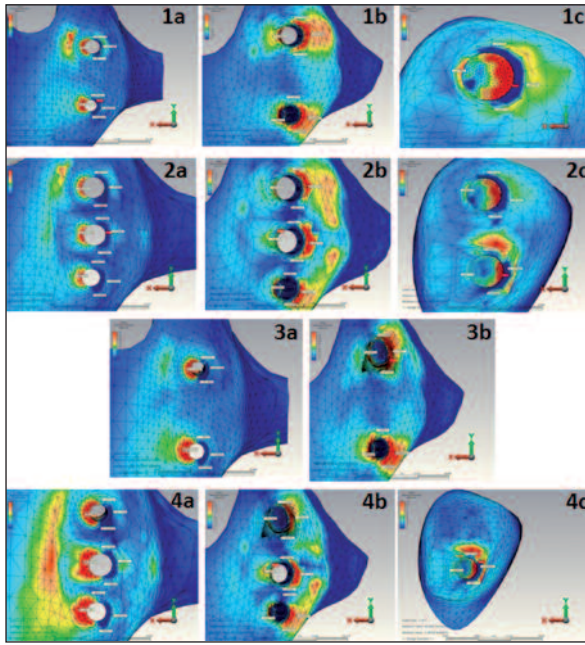
rak tespit edilmiştir (Tablo 2). Sinüs kortikal kemik için: maksimum gerilme stresleri her modelde farklı yüzeylerde farklı değerlere sahip olmak üzere en yüksek değer, 4. modelde 1. molar implantın bukkal yüzünde ve -5.63 MPa olarak; maksimum sıkışma stresleri her modelde bukkal yüzeyde daha fazla olmak üzere en yüksek değer, 4. modelde 1. molar implant üzerinde -21.57 MPa olarak tespit edilmiştir (Tablo 2). Çalışma sonunda elde edilen bulgular, çalışma öncesi belirlenen hipotezi destekler niteliktedir.

TARTIŞMA

Posterior maksillanın düşük yoğunluktaki kemik yapısı ve maksiller sinüsle olan komşuluğu, dişsizliğin en sık görüldüğü bu bölgelerde implantların uygulanabilirliği ve başarı oranlarını düşürmektedir.²⁻⁷ Hangi tedavi planlaması uygulanırsa uygulansın, çiğneme kuvvetlerinin protetik üstyapılar aracılığıyla implantlar ve destek dokulara doğru şekilde

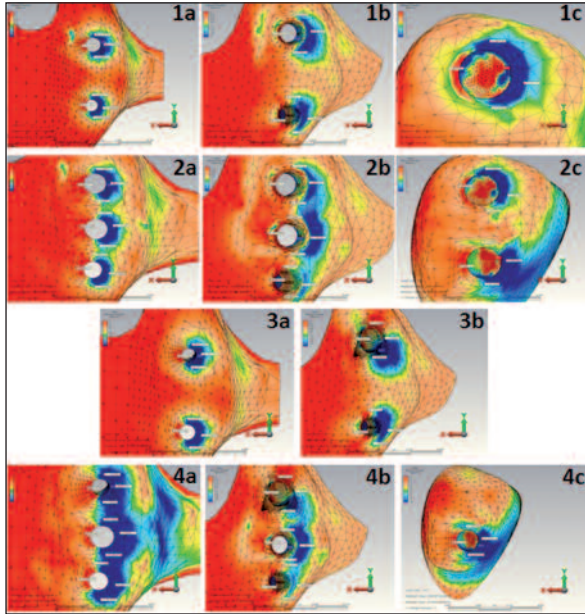
iletilmesi biyomekanik şartların tam olarak anlaşılması ile sağlanacaktır. Bu amaçla sıklıkla tercih edilen SESA çalışmalarının en önemli dezavantajı, canlı dokuların taklit edilebilmesi amacıyla doğal hayatta büyük değişkenlikler gösterebilen faktörlerin sabit olarak kabul edilmesi zorunluluğudur.

Nitekim bizim çalışmamızda taklit edilen tüm canlı dokular ve sentetik malzemeler de bu zorunluluk nedeni ile %100 homojen, izotropik ve lineer elastik olarak tanımlanmış, implantların çene kemiğine %100 osseointegre olduğu varsayılmıştır. Kullanılan tüm materyaller lineer elastik özellikte tanımlandıklarından, yükleme altında modeller bünyesinde oluşan stres değerleri, uygulanan kuvvetlerle doğru orantılı olarak artacaktır. Bu nedenle çalışmamızda modeller karşılaştırılırken sayısal değerlerden çok niteliksel genellemeler daha doğru sonuç verecektir. Literatürde atrofik posterior maksillada implant destekli protez uygulanabilmesi için 4 mm ile 5 mm'lik rezidüel kret yüksekliği kritik



ŞEKİL 5: Destek dokulardaki maksimum "principle" stres dağılımları (1, 2, 3, 4: Model numaraları; **a)** Krestal kortikal kemik; **b)** Trabeküler kemik; **c)** Sinüs kortikal kemik).

(Renkli hali için Bkz. <http://dishekimligi.turkiyeklinikleri.com/>)



ŞEKİL 6: Destek dokulardaki minimum principle stres dağılımları (1, 2, 3, 4: Model Numaraları; **a)** Krestal kortikal kemik; **b)** Trabeküler kemik; **c)** Sinüs kortikal kemik).

(Renkli hali için Bkz. <http://dishekimligi.turkiyeklinikleri.com/>)

değer olarak bildirilmektedir.^{10,32} Bu nedenle çalışmamızda oluşturulan modellerde residüel kemik miktarı 5 mm olarak tasarlanmıştır.

İmplantlara iletilen oklüzal kuvvetlerin dikey ve yatay bileşenlere ayrılarak gerilim oluşturmaları nedeni ile proteze gelen kuvvetin tam olarak nereden uygulandığı değerlendirmeler açısından önemlidir. Yüklemenin implant, abutment veya restoratif yapılar üzerinden uygulanması elde edilecek bulgularda değişikliğe sebep olmaktadır. Oklüzal kuvvetlerin restorasyonlar üzerinden abutment ve implantlara aktarılmasıyla daha gerçekçi sonuçların elde edildiği bildirilmektedir.³³ Bu nedenle çalışmamızda oklüzal yükleme, protetik restorasyonların oklüzal yüzleri üzerinden yapılmıştır.

Yetersiz vertikal kemik varlığındaki tedavi alternatifleri arasında kısa implantların kullanılması akla gelen ilk yöntem olmasına rağmen, literatürde kısa implantların düşük başarı oranlarından bahseden güncel çalışmalar bulunmaktadır.³⁻⁵ Başarısızlıkların çoğunda özellikle çiğneme kuvvetlerinin yoğunlaştığı posterior bölgelerde yüksek oklüzal streslerin krestal bölgede oluşturduğu rezorbsiyon sebep olarak gösterilmektedir. Kısa implantların başarısındaki belirgin düşüşün, bu tip implantların genellikle kemik kalitesi ve hacminin en düşük olduğu posterior maksillada kullanılması olabilir. Buna karşın primer stabilizasyon sağlandıktan sonra kısa-geniş implantların uzun dönemde başarılı olduklarını ortaya koyan çalışmalar da bulunmaktadır.^{2,6-7,17} Bu klinik bulguların çoğu, oklüzal yükler sonucu oluşan kuvvetlerin implantlardan kemiğe iletiminde, geniş implant çapı sayesinde koronal kısımdaki artmış yüzey alanının etkili olduğu hipotezince desteklenmektedir.^{10,14-16} Bizim çalışmamızdan elde ettiğimiz bulgular bu yönüyle literatürle paralellik göstermektedir.

İmplant başarısı ile ilgili yapılan uzun dönem takip çalışmalarında, 7 mm'den kısa implantların başarısında belirgin bir azalma gözlenmiş, ancak yine de sinüs elevasyonu işlemlerine bir alternatif oluşturması açısından, kısa boylu implantların tercih edildiği bildirilmektedir.³⁴ İmplant uzunluklarının stres iletimindeki etkileri üzerine yapılmış birçok çalışmada, çap sabit tutulmak üzere implant uzunluğundaki artışın primer stabilizasyon ve kemik-implant temas alanının artırılması yönünden faydalı olduğu, ancak oklüzal yükler karşısında

kret tepesi ve implant çevresi destek dokulara meydana gelen streslerin azaltılmasında küçük bir etkiye sahip olduğu tespit edilmiştir.^{35,36} Yine Teppe ve ark., çapı sabit tutulmak üzere 13,5 mm ve 7 mm uzunluktaki implantların kuvvet altındaki yer değiştirme miktarlarını incelemiş ve anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir.³⁷ Kemiğe iletilen streslerin implantın apikaline doğru ihmal edilecek kadar azalması, 7-8 mm'den sonraki implant uzunluğunun biyomekanik avantajının düşük olduğunu göstermektedir.^{16,36} Kök formu kısa implantların kortikal kemikten aldığı desteğin, düşük yoğunluklu kemikte bile primer stabilizasyonun sağlanmasında dramatik bir artış sağlayarak implant destekli sabit protezlerin maruz kaldığı lateral kuvvetlerin olumsuz etkisini azalttığı bildirilmektedir.^{16,17} Aşırı rezorbe posterior maksillada kortikal kemiğin mevcudiyeti ve mevcutsa kalınlığı, çalışma sonuçlarını yönlendirecek önemli özelliklerdir. Krestal kortikal kemik varlığının, implant yer değiştirme miktarını %169 oranında azalttığı bildirilmiştir.³⁷

Çalışmamızda implantların uygulanan kuvvetlere en yakın konumda olan boyun bölgelerini çevreleyen kortikal kemikte, trabeküler kemiğe göre çok yüksek stres değerleri tespit edilmiştir. Bulgumuzu destekler nitelikte, oklüzal kuvvetlerin neden olduğu streslerin implantın genelini saran trabeküler kemik yüzeyinden çok, özellikle implantın boyun bölgesini çevreleyen kortikal kemikte yoğunlaştığını gösteren çalışmalar, implant uzunluğuna ilaveten krestal bölgedeki implant çapının önemini vurgulamaktadır.^{7,10,14,16}

Araştırma sonunda elde edilen bulgularda kullanılan materyallerin özellikleri belirleyici olmuştur. Bir materyalin stres absorpsiyon kabiliyeti, o materyalin sertlik derecesiyle doğru orantılıdır. Kortikal kemiğin yüksek elastisite modülü, oklüzal yüklenme alanına en yakın destek doku olması ve implantın en zayıf olduğu boyun bölgesini çevreliyor olması bu yüksek stres değerlerinin sebebi olarak düşünülmektedir.

Primer stabilitenin en iyi şekilde sağlanabilmesi için gerekli olan çapın, implantın bukkal ve palatinal krestal kortikal kemiğe olabildiğince yakın yerleştirilebilecek genişlikte olması gerektiği

bildirilmektedir.³⁸ Atrofik posterior maksillada stres iletiminde optimal çapın 5 mm olması gerektiği bildirilmektedir.⁷ Ancak bu noktada dikkat edilmesi gereken husus, özellikle implant çapının 5 mm'den daha fazla olduğu durumlarda implant socketinin hazırlanması sırasında kemiğin daha fazla ısıya maruz kalabileceği ve sonuçta kemik-implant arayüzeyinde kısa dönemde başarısızlık olabileceğidir. Benzer şekilde çok geniş implant kullanımının destek kemik miktarını azaltacağı için destek dokulardaki streslerde artışa neden olacağı da bildirilmiştir.³⁹ Çalışmamızda kullanılan kısa implantların çapları 6 mm olarak modellenmiş, ancak implantların boyun bölgesi ve vestibül kortikal kemik arasında 1,5 mm mesafe destek dokunun zayıflatılmasının önüne geçilmiştir.²⁹

Mandibulada farklı bölgelerde splintlenmiş kronlara sahip eğimlendirilmiş implantlardaki stres dağılımları SESA ile değerlendirilmiş, en yüksek stres değerleri birinci ve ikinci molar bölgede distal eğimli implantlarda tespit edilmiştir.⁴⁰ Yine maksiller posterior bölgede implantların farklı açılardırma pozisyonu, kemik yoğunluğu ve yüklenme koşullarındaki stres dağılımlarının incelediği bir diğer üç boyutlu SESA çalışmasında, krestal kortikal kemikteki gerilme streslerinin artmasında implant pozisyonunun %12 oranında etkili olduğu, implantların protezin aksiyal düzlemiyle aynı düzlemde yerleştirilmesi gerektiği ve bikortikal fiksasyonun sağlanmasıyla implant stabilitesinin artacağı bildirilmektedir.⁴¹ Çalışmamızda elde ettiğimiz bulgular da, literatürdeki bu bulguları destekler niteliktedir. Literatürde birçok kaynak, posterior maksillada uygulanacak eğimli implantlar için 30-35°'lik bir açıyı kabul edilebilir değer olarak bildirmektedir.^{12,15} Çalışmamızdaki tüm modeller içinde 2. molar bölgede 45° distoanguler yerleştirilen uzun implant, krestal kortikal kemikte ölçülen en yüksek stres değerini göstermiştir. Bu yüksek stres değerlerinin sebebi bizim modellerimizdeki artmış eğim miktarı olabilir.

Çalışmamızda krestal kortikal ve trabeküler kemikteki stres değerleri 3. modelde 1. modele göre daha fazla ölçülmüş, stres iletiminde kısa-geniş implant distoanguler uzun implanta göre daha başarılı bulunmuştur. Bu sonucun alınmasında, 1. modelde

kullanılan kısa-geniş implantın aksiyal düzlem üzerinde yerleştirilmesi ve sinüs kortikal kemikten sağladığı bikortikal fiksasyon ile destek dokularda oluşan streslerin azaltılmasının etkili olduğu düşünülmektedir. Nitekim implant başarısında, yerleştirilen implant uzunluğundan ziyade mevcut kemiğin kalitesi kortikal kemik teması ve implantın aksiyal eğiminin daha önemli olduğu savunulmaktadır.^{2,6,9,12,15-17,37,40-42} Bu durumda maksiller sinüsün posterioruna 45° distoanguler olarak uzun bir implant yerleştirmektense, aynı bölgede sinüs kortikal kemikten de destek alınarak kısa ancak daha geniş bir implant yerleştirmenin implantlar, krestal kortikal ve trabeküler kemik üzerinde daha düşük stres yoğunlaşmasını sağlayıp restorasyonun başarısını arttıracacağı düşünülmektedir.

Osseointegrasyonun sağlanması ve implantın başarısı için primer stabilizasyonun önemi çok büyüktür. Özellikle düşük kemik yoğunluğu ve kortikal kemik yetersizliği gösteren posterior maksillada implantın primer stabilizasyonu için krestal, kortikal ve trabeküler kemiğe ilaveten, sinüs tabanındaki kortikal kemik, yararlanılacak bir diğer destek dokudur.^{11,43} Çiğneme kuvvetlerinin yoğun olduğu

molar bölgelerde yerleştirilen kısa-geniş implantların bünyesinde ve çevresindeki destek dokularda oklüzal yüklenme sonrası yüksek stres değerleri beklenirken sonuçların düşük ölçülmesi, artmış implant kemik teması alanına ek olarak, sinüs kortikal kemikle sağlanan bikortikal fiksasyonla açıklanabilir. Krestal kortikal kemiğe ilaveten sinüs kortikal kemiğin de destek olarak kullanılmasıyla sağlanan bikortikal fiksasyonun, implantların primer stabilitesine katkıda bulunarak, fonksiyonel yüklenme sırasında oluşan mikro-hareketliliğin azalmasını sağlayıp stres iletiminin homojen olarak dağılımına katkıda bulunduğu bildirilmiştir.^{37,43}

SONUÇ

Oklüzal streslerin karşılanmasında sinüs kortikal kemik trabeküler kemikten daha etkilidir. Aynı miktarda kemik varlığında implant sayısındaki azalma, implant çapındaki artışla telafi edilerek destek dokulara iletilen stresler azaltılabilir. Maksiller sinüsün sınırladığı dişsiz posterior maksillanın sabit protetik restorasyonunda kısa-geniş implantlar bikortikal fiksasyon sağlanarak güvenle uygulanabilir.

KAYNAKLAR

- Uludağ B, Polat S. [Precision attachments used on the implant supported overdentures]. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci-Special Topics* 2010;1(1):80-6.
- Esposito M, Cannizzaro G, Soardi E, Pistilli R, Piattelli M, Corvino V, et al. Posterior atrophic jaws rehabilitated with prostheses supported by 6 mm-long, 4 mm-wide implants or by longer implants in augmented bone. Preliminary results from a pilot randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol* 2012;5(1):19-33.
- Hasan I, Heinemann F, Aitlahrach M, Bourauel C. Biomechanical finite element analysis of small diameter and short dental implant. *Biomed Tech (Berl)* 2010;55(6):341-50.
- Neldam CA, Pinholt EM. State of the Art of Short Dental Implants: A Systematic Review of the Literature. *Clin Implant Dent Relat Res* 2012;14(4):622-32.
- Raviv E, Turcotte A, Harel-Raviv M. Short dental implants in reduced alveolar bone height. *Quintessence Int* 2010;41(7):575-9.
- Fugazzotto PA, Beagle JR, Ganeles J, Jaffin R, Vlassis J, Kumar A. Success and failure rates of 9 mm or shorter implants in the replacement of missing maxillary molars when restored with individual crowns: preliminary results 0 to 84 months in function. A retrospective study. *J Periodontol* 2004;75(2):327-32.
- Li T, Yang X, Zhang D, Zhou H, Shao J, Ding Y, et al. Analysis of the biomechanical feasibility of a wide implant in moderately atrophic maxillary sinus region with finite element method. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2012;114(2):e1-8.
- Fortin T, Isidori M, Bouchet H. Placement of posterior maxillary implants in partially edentulous patients with severe bone deficiency using CAD/CAM guidance to avoid sinus grafting: a clinical report of procedure. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24(1):96-102.
- Huang HL, Fuh LJ, Ko CC, Hsu JT, Chen CC. Biomechanical effects of a maxillary implant in the augmented sinus: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24(3):455-62.
- Koca OL, Eskitascioglu G, Usumez A. Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor. *J Prosth Dent* 2005;93(1):38-44.
- Fanusc MI, Vu HV, Poncelet B. Implant biomechanics in grafted sinus: a finite element analysis. *J Oral Implantol* 2004;30(2):59-68.
- Aparicio C, Perales P, Rangert B. Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periosteal study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2001;3(1):39-49.
- Bellini CM, Romeo D, Galbusera F, Taschieri S, Raimondi MT, Zampelis A, et al. Comparison of tilted versus nontilted implant-supported prosthetic designs for the restoration of the edentulous mandible: a biomechanical study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24(3):511-7.

14. Felice P, Soardi E, Pellegrino G, Pistilli R, Marchetti C, Gessaroli M, et al. Treatment of the atrophic edentulous maxilla: short implants versus bone augmentation for placing longer implants. Five-month post-loading results of a pilot randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol* 2011;4(3):191-202.
15. Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindström H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(3):405-14.
16. Pierrisnard L, Renouard F, Renault P, Barquins M. Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. *Clin Implant Dent Relat Res* 2003;5(4):254-62.
17. Renouard F, Nisand D. Short implants in the severely resorbed maxilla: a 2-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(1):104-10.
18. Zampelis A, Rangert B, Heijl L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2007;97(6 Suppl): S35-43.
19. Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T. Implant prosthodontics: current perspective and future directions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15(1):66-75.
20. Iplikcioglu H, Akca K, Cehreli MC, Sahin S. Comparison of non-linear finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on a morse taper implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18(2):258-65.
21. Özkır SE, Çulhaoğlu AK, Kürkçüoğlu I. [Comparison of two different restoration materials over implant supported cantilever bridges]. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci* 2011;17(1):36-42.
22. Kçük M, Çömlekoğlu ME, Zor M. The effect of crown geometry on stress distribution of a single implant restoration: a finite element analysis. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci* 2010; 16(2):136-41.
23. Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *J Oral Implantol* 1992;18(3):264-74.
24. Şahin 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.
25. Darendeliler Yaman S. [Finite element analysis applications on dentistry]. *The Journal of Dental Faculty of Atatürk University* 1995;5(1): 87-9.
26. DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. The role of the finite element model in dental implants. *J Oral Implantol* 2000; 27(2):77-81.
27. Nelson SJ. *Wheeler's Dental Anatomy, Physiology, and Occlusion*. 9th ed. St. Louis: Saunders Elsevier; 2010. p.141-56, 171-88.
28. Sevimay M, Turhan F, Kılıçarslan MA, Eski-taşcıoğlu 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):227-34.
29. Misch CE. *Available Bone and Implant Dentistry*. *Dental Implant Prosthetics*. 9th ed. St. Louis: Elsevier Mosby; 2005. p.109-134.
30. Mericske-Stern R, Zarb GA. In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. *Clin Oral Implants Res* 1996;7(2):153-61.
31. Imanishi A, Nakamura T, Ohyama T, Nakamura T. 3-D finite element analysis of all-ceramic posterior crowns. *J Oral Rehabil* 2003; 30(8):818-22.
32. Achong RM, Block MS. Sinus floor augmentation: simultaneous versus delayed implant placement. In: Jensen OT, ed. *The Sinus Bone Graft*. 2nd ed. Illinois: Quintessence Publishing Co. Inc; 2006. p.64-5.
33. 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):301-9.
34. das Neves FD, Fones D, Bernardes SR, do Prado CJ, Neto AJ. Short implants: an analysis of longitudinal studies. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21(1):86-93.
35. Iplikcioglu H, Akca 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):41-6.
36. Meijer HJ, Kuiper JH, Starmans FJ, Bosman F. Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *J Prosthet Dent* 1992; 68(1):96-102.
37. Tepper G, Haas R, Zechner W, Krach W, Watzek G. Three-dimensional finite element analysis of implant stability in atrophic posterior maxilla. *Clin Oral Implants Res* 2002; 13(6):657-65.
38. Lee JH, Frias V, Lee KW, Wright RF. Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *J Prosthet Dent* 2005; 94(4):377-81.
39. English C, Bahat O, Langer B, Sheets CG. What are the clinical limitations of wide-diameter (4 mm or greater) root-form endosseous implants? *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15(2):293-6.
40. Lan TH, Huang HL, Wu JH, Lee HE, Wang CH. Stress analysis of different angulations of implant installation: the finite element method. *Kaohsiung J Med Sci* 2008;24(3):138-43.
41. Lin CL, Chang SH, Chang WJ, Kuo YC. Factorial analysis of variables influencing mechanical characteristics of a single tooth implant placed in the maxilla using finite element analysis and the statistics-based Taguchi method. *Eur J Oral Sci* 2007;115(5): 408-16.
42. Noccini PF, Albanese M, Fior A, De Santis D. Implant placement in the maxillary tuberosity: the Summers' technique performed with modified osteotomes. *Clin Oral Implants Res* 2000;11(3):273-8.
43. Martinez H, Davarpanah M, Missika P, Celletti R, Lazzara R. Optimal implant stabilization in low density bone. *Clin Oral Implants Res* 2001;12(5):423-32.