



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
AĞIZ DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI**

**“ALL-ON-FOUR” İMPLANTLARDA
FARKLI CERRAHİ TEKNİKLERİN; İMPLANT
VE ÇEVRESİNDEKİ KEMİKTE
OLUŞTURDUĞU STRES DAĞILIMININ
SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Sezai ÇİFTÇİ

UZMANLIK TEZİ

Doç. Dr. Cem ÜNGÖR

TRABZON-2021



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
AĞIZ DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI**

**“ALL-ON-FOUR” İMPLANTLARDA
FARKLI CERRAHİ TEKNİKLERİN; İMPLANT
VE ÇEVRESİNDEKİ KEMİKTE
OLUŞTURDUĞU STRES DAĞILIMININ
SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Sezai ÇİFTÇİ

ORCID: 0000-0001-5099-2085

UZMANLIK TEZİ

Doç. Dr. Cem ÜNGÖR

TRABZON-2021

BEYAN

Bu tez çalışmasının Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Hazırlama ve Yazım Kılavuzu standartlarına uygun olarak hazırlanarak yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kullanılan kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarda patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

08.11.2021

Sezai ÇİFTÇİ

İthaf

Bu uzmanlık tezimi, benim bu günlere gelmem için hiçbir fedakârlıktan kaçınmayan ve her zaman yanımda olan sevgili aileme, kendini geliştirmek isteyen insanların elinden tutan ve onlara yol gösterenlere ithaf ediyorum



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince benden bilgisini esirgemeyen, tez hazırlık döneminde her ihtiyaç duyduğumda bana rehberlik eden değerli danışman hocam Doç. Dr. Cem ÜNGÖR'e;

Mesleki bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan, anlayış ve hoşgörülerıyla çalışma hayatımda beni yüreklendiren, gerek teorik gerekse de pratik anlamda yetişmeme katkıda bulunan Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'ndaki hocalarıma;

Uzmanlık eğitimimim boyunca böylesine yoğun ve zorlu bir çalışma ortamını kolaylaştıran, desteklerini asla unutmayacağım bölüm arkadaşlarıma;

Beni büyük fedakârlıklarla yetiştirip bugünlere gelmemi sağlayan haklarını asla ödeyemeyeceğim anneme, babama ve kardeşlerime;

Birlikte çalışmaktan keyif aldığım bölümümüz hemşireleri ve çalışanlarına;

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım...

Arş. Gör. Sezai ÇİFTÇİ

Trabzon, 2021

İÇİNDEKİLER

İÇ KAPAK SAYFASI

ONAY

BEYAN

İthaf

TEŞEKKÜR

İÇİNDEKİLER

vi

TABLolar DİZİNİ

ix

ŞEKİLLER DİZİNİ

x

KISALTMALAR, SİMGELER VE FORMÜLLER DİZİNİ

xiii

ABSTRACT

xiv

ÖZET

xvi

1.GİRİŞ

1

2.GENEL BİLGİLER

2

2.1.Dental İmplantoloji

2

2.2.Osseointegrasyon

2

2.2.1.İmplant-Kemik Ara Yüzeyi

2

2.3.Kemiğin Değerlendirilmesi ve Rezorbsiyon

3

2.3.1.Kemiğin Yapısı

3

2.3.2.Kemiğin Sınıflaması

3

2.4.Dental İmplant Çeşitleri ve Sınıflandırılması

6

2.4.1.Yerleştirildikleri Bölgeye ve Destek Dokularına Göre İmplantlar

6

2.4.1.1.Kemik İçi (Endosseöz) İmplantlar

6

2.4.1.2. Bone-Level ve Tissue-Level İmplant

7

2.4.2.Yüzey Özelliklerine Göre İmplantlar

9

2.4.2.1.İşlenmemiş Yüzeyli İmplantlar	9
2.4.2.2.Kaplanmış Yüzeyli İmplantlar	9
2.5. Biyomekanik ve İmplantlar	9
2.5.1.Kuvvet	9
2.5.1.1.Kuvvetin Büyüklüğü	10
2.5.1.2.Kuvvetin Uygulanma Süresi	10
2.5.1.3.Kuvvetin Uygulanma Yönü	11
2.5.1.4.Kuvvetin Tipi	11
2.5.2.İmplantın Makrotasarımı	12
2.5.2.1.İmplant Uzunluğu	12
2.5.2.2.İmplantın Çapı	13
2.5.2.3.Yiv Geometrisi	13
2.5.2.4.İmplant Gövdesinin Materyal Özellikleri	15
2.6.Atrofik Maksilla ve Tedavi Modaliteleri	15
2.7. “All-on-Four” Tekniği ve Sınıflaması	17
2.8.Maksiller “All-on-Four” Cerrahisi	18
2.9.Atrofik Maksillalarda Kortikal Ankraj Bölgesi ve Klinik Önemi	20
2.9.1.Maksiller “All-on-Four” İmplant Sınıflandırılması	20
2.9.1.1.Radyografik Değerlendirme	20
2.9.1.2.Maksillada “All-on-Four” Konseptinin Varyasyonları	21
2.9.2. “All-on-Four” Tedavi Konseptinin Endikasyonları	28
2.9.3. “All-on-Four” Tedavi Konseptinin Kontrendikasyonları	28
2.9.4. “All-on-Four” Tedavi Konseptinin Cerrahi Komplikasyonları	28
2.10.İmplantların Biyomekaniklerinin Değerlendirilmesinde Kullanılan Yöntemler	29
3. GEREÇ VE YÖNTEM	31

3.1. İmplant ve Protez Parçalarının Modellenmesi ve Çalışma Modellerinin Oluşturulması	31
3.2. Kortikal ve Trabeküler Kemiğin Modellenmesi	31
3.3. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi	32
3.4. Malzeme Tanımları	36
3.5. Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları	36
3.6. Kantitatif Model Bilgileri	38
3.7. Sistemlerin Birleştirilmesi ve Kemik İmplant Bağlantı Durumu	38
4. BULGULAR	38
4.1. Principal Stres Değerleri	39
4.1.1. Kortikal Kemikte Oluşan Principal Stres Değerleri	39
4.2. Von Mises Değerleri	45
5. TARTIŞMA	50
SONUÇ VE ÖNERİLER	59
KAYNAKÇA	61
ÖZGEÇMİŞ	70

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 1.	Çalışma için oluşturulan modellerin tablosu	33
Tablo 2.	malzemelerin elastik modülü ve poisson oranı	36
Tablo 3.	Düğüm ve eleman sayısı	38



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.	1985 kemik şekli açısından sınıflandırılması	4
Şekil 2.	Lekholm ve Zarb'ın kalite açısından kemik sınıflaması	4
Şekil 3.	Misch'e göre kemik yoğunluğu sınıflaması	5
Şekil 4.	Tek parçalı ve iki parçalı implantlar	7
Şekil 5.	Çok çeşitli implant makro tasarımlarını gösteren diyagram	7
Şekil 6.	Bone-level ve tissue-level implant	8
Şekil 7.	Yivlere göre birim uzunluğun değişim gösterimi	13
Şekil 8.	Yiv şekilleri	14
Şekil 9.	Redüksiyon guide'ı	18
Şekil 10.	“All-on-Four” implant uygulaması, primer kapama, “All-on-Four” implantların radyografik görüntüsü	20
Şekil 11.	Maksiller kemik bölgelerine göre maksiller ark rehabilitasyonu için çeşitli tedavi seçeneklerini gösteren şematik diyagram	21
Şekil 12.	Farklı “All-on-Four” implant konfigürasyonları	22
Şekil 13.	Class A Maksilla	23
Şekil 14.	Class B Maksilla	24
Şekil 15.	Class C Maksilla	25
Şekil 16.	Class D Maksilla	26
Şekil 17.	Class A maksillada M-4 implant yerleştirme paternini gösteren yükleme gününde çekilen panoramik radyografi	27
Şekil 18.	Class C maksilladaki V-4 yerleşiminin cerrahi sonrası radyografisi, Class C maksillada ve Class B mandibulada V-4 yerleşiminin cerrahi sonrası radyografisi	27
Şekil 19.	Kortikal kemik ve trabeküler kemik	32
Şekil 20.	Modelin ağ örgüsü	32

Şekil 21.	Model 1	33
Şekil 22.	Model 2	34
Şekil 23.	Model 3	34
Şekil 24.	Model 4	35
Şekil 25.	Çalışmada kullanılan implant gövdesi (a) ve bar (b)	35
Şekil 26.	Düz (a) ve açılı (multiunit) abutment modelleri	35
Şekil 27.	Polimetil metakrilattan tasarlanan üst yapı modeli	36
Şekil 28.	Vertikal yükleme 4-5-6 nolu dişlerin okluzal santral fossasından uygulanmıştır	37
Şekil 29.	Oblik yükleme 4-5-6 nolu dişlerin palatal kaspından 45 derece açılı bukkopalatinal yönde uygulanmıştır.	37
Şekil 30.	Sınır koşulları	38
Şekil 31.	Kortikal kemikte oluşan Pmax değerleri	39
Şekil 32.	Kortikal kemikte oluşan Pmin değerleri	39
Şekil 33.	Anterior implant çevresinde kortikal kemikte oluşan PS değerleri	40
Şekil 34.	Posterior implant çevresinde kortikal kemikte oluşan PS değer grafiği	41
Şekil 35.	Spongiyoz kemikte oluşan Pmax değerleri	42
Şekil 36.	Spongiyoz kemikte oluşan Pmin değerleri	42
Şekil 37.	Anterior implant çevresinde spongiyoz kemikte oluşan PS değer grafiği	43
Şekil 38.	Posterior implant çevresinde spongiyoz kemikte oluşan PS değer grafiği	44
Şekil 39.	Anterior ve posterior implantlar üzerinde oluşan VMS değerleri	45
Şekil 40.	Düz abutment üzerindeki VMS değerleri	45
Şekil 41.	Açılı (multiunit) üzerindeki VMS değerleri	45
Şekil 42.	Bar üzerindeki VMS değerleri	46
Şekil 43.	Anterior implant üzerindeki VMS değerleri	46
Şekil 44.	Anterior abutment üzerindeki VMS değerleri	47
Şekil 45.	Posterior implant üzerindeki VMS değerleri	47

Şekil 46.	Posterior abutment üzerindeki VMS değerleri	48
Şekil 47.	Bar üzerindeki VMS değerleri	49



KISALTMALAR, SİMGELER VE FORMÜLLER DİZİNİ

ark:	Arkadaşları
mm:	Milimetre
N :	Newton
% :	Yüzde
F:	Kuvvet
SEA:	Sonlu Elemanlar Analizi
°:	Derece
C°:	Santigrat derece
MPa:	Megapaskal
GPa:	Gigapaskal
Örn:	Örnek
Ti-6Al-4V:	Titanyum-Alüminyum-Vanadyum alaşımı
TPS:	Titanyum plazma sprej
SLA:	Sandblasted-largegrit-acid
TiO ₂ :	Titanyum dioksit
Ncm:	Newton santimetre
Ghz:	Gigaheart
Gb:	Gigabayt
Stl:	Stereolithografi
VMS:	Von Mises Stres
PS:	Principal Stres
Pmax:	Maksimum Principal Stres
Pmin:	Minimum Principal Stres

ABSTRACT

DIFFERENT SURGICAL TECHNIQUES IN “ALL-ON-FOUR” IMPLANTS; EVALUATION OF THE STRESS DISTRIBUTION CREATED IN THE IMPLANT AND ITS SURROUNDING BONE WITH FINITE ELEMENT ANALYSIS

The purpose of this study is to examine the stresses caused by various surgical techniques in All-on-Four surgery, such as conventional, bicortical, and bicortical combined with nasal floor elevation, on the implant and surrounding bone, using 3D finite element analysis (FEA).

An atrophic maxilla bone model was created using tomography of an edentulous adult with atrophic maxilla. The superstructure model, designed from polymethyl methacrylate on a metal bar (chrome-cobalt), was modeled in ALTAIR Evolve software. In all the models, implant diameters were 4 mm, and implant lengths were 13 mm anteriorly and 15 mm posteriorly. The "All-on-four" technique was used to place implants in four different atrophic maxillary models. The implants were designed as anterior and posterior monocortical in the 1st model, anterior and posterior bicortical in the 2nd model, anterior and posterior bicortical in the 3rd model, and anterior and posterior bicortical with nasal floor elevation in the 4th model. By applying force in both vertical and 45° oblique directions, eight linear analyses were performed on the four models developed in this study. For implants and their superstructures, Von Mises values were obtained; for cortical and trabecular bone layers, maximum-minimum Principal stress values were obtained.

When the cortical and cancellous bone around the anterior implants were examined, it was observed that the stresses around the implant under oblique and vertical loading conditions were similar in all models and there was no statistically significant difference. When the posterior implants were examined, it was observed that the oblique compression, vertical compression, and vertical tensile forces on the cortical bone and cancellous bone were the most in model 1. According to the VMS analysis results of anterior and posterior implants, higher stress values were observed in model 1 than in model 3 and model 4 under oblique and vertical forces. It was observed that bicortical placement of the implants reduced the stresses on the bone and implant-abutment system but had no significant effect on the stress on the bar. In addition, it was observed that nasal floor elevation did not make a significant difference in terms of distribution and values of forces compared to model 3.

Based on the results of this study, the bicortical placement of implants in the All-on-Four technique reduced the stress on the bone and implant when appropriate anatomy was present. In addition, nasal floor elevation can be applied in the atrophic maxilla with the correct indications.

Keywords: Dental Implant, All-on-Four, Atrophic Maxilla, Finite Element Analysis, Stress Distribution

Sezai ÇİFTÇİ, Expertise Thesis

Karadeniz Technical University-Trabzon, November 2021



ÖZET

“ALL-ON-FOUR” İMPLANTLARDA FARKLI CERRAHİ TEKNİKLERİN; İMPLANT VE ÇEVRESİNDEKİ KEMİKTE OLUŞTURDUĞU STRES DAĞILIMININ SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

Bu çalışmamızın amacı All-on-Four cerrahisinde uygulanan konvansiyonel, bikortikal, bikortikalle beraber nazal taban elevasyonu gibi farklı cerrahi tekniklerin; implantta ve çevresindeki kemikte oluşturduğu streslerin 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi (SEA) ile incelenmesidir.

Tam dişsiz erişkin hastanın tomografisi kullanılarak 3 boyutlu atrofik maksilla kemik modeli oluşturuldu. Metal bar (krom-kobalt) üstüne, polimetilmetakrilattan tasarlanan üst yapı modeli ALT AIR Evolve yazılımında modellendi. Modellerde kullanılan bütün implant çapları 4mm, uzunluk olarak ise anteriorda 13 mm, posteriorda 15 mm olacak şekilde planlandı. Oluşturulan 4 farklı atrofik maksiller modellere "All-on-four" tekniği ile implantlar uygulandı. İmplantlar 1. Modelde anterior ve posterior monokortikal; 2. Modelde anterior monokortikal, posterior bikortikal; 3. Modelde anterior ve posterior bikortikal; 4. modelde nazal taban elevasyonu ile birlikte anterior ve posterior bikortikal olacak şekilde tasarlandı. Çalışmamızda hazırlanan 4 modele hem vertikal hem de 45° derece oblik yönden kuvvet uygulanarak 8 adet lineer çözümleme yapıldı. Bu çözümlemelerin her birinde implantlar ve üst yapısı için VonMises; kortikal ve trabeküler kemik tabakaları için, maksimum ve minimum Principal stres değerleri elde edildi.

Anterior implantlar çevresindeki kortikal ve spongiyöz kemik incelediğinde oblik ve vertikal yükleme şartları implant çevresinde oluşan streslerin tüm modellerde benzer olduğu ve belirgin bir fark oluşturmadığı görülmüştür. Posterior implantlar incelendiğinde ise kortikal kemik ve spongiyöz üzerinde oluşan; oblik sıkışma, vertikal sıkışma ve vertikal gerilme kuvvetleri model 1’de en fazla görülmüştür. Anterior ve posterior implantların VMS analiz sonuçlarına göre oblik ve vertikal kuvvetler altında model 1’de model 3 ve model 4’e göre daha yüksek değerler görülmüştür. İmplantların bikortikal yerleştirilmesinin kemik ve implant-abutment sistemindeki stresleri azalttığı fakat bar üzerindeki strese belirgin bir etkisinin olmadığı görülmüştür. Ayrıca nazal taban elevasyonunun model 3’e göre kuvvetlerin dağılımı ve değerleri açısından belirgin bir fark oluşturmadığı gözlemlenmiştir.

Çalışmamızdaki sonuçlara göre All-on-four tekniğinde, anatomik sınırların izin verdiği durumlarda implantların bikortikal yerleştirilmesi kemik ve implant üzerindeki

stresleri azalttığı görülmüştür. Ayrıca atrofik maksillalarda uygun endikasyonlarda nazal taban elevasyonu uygulanabilir.

Anahtar Kelimeler: Dental İmplant, All-on-Four, Atrofik Maksilla, Sonlu Elemanlar Analizi, Stres Dağılımı

Sezai ÇİFTÇİ, Uzmanlık Tezi

Karadeniz Teknik Üniversitesi- Trabzon, Kasım 2021



1.GİRİŞ

Dental implantlar, tam veya kısmi dişsizliği olan hastalarda dişlerin yerini tutması amacı ile alveol kemiğine yerleştirilen alloplastik maddelerdir. Son yıllarda diş hekimliğinde implant uygulamaları hızla gelişmiş olmakla birlikte atrofik çenelerde mevcut kemik hacminin yetersiz olması, maksiller sinüs veya alveoler inferior sinire yakın olması gibi birçok kısıtlayıcı faktör bulunmaktadır.

Atrofik çenelerin rehabilitasyonu için greftleme uygulamaları tedavi süresini artırır. Donör ve alıcı sahada komplikasyonlara sebep olabilir. Bu nedenle, hastaların ameliyatı kabul etmesi zorlaşır. Bu hastalara hem komplikasyonları azaltacak hem de daha kısa sürede sabit proteze kavuşturacak bir tedavi planlaması önerilmelidir.

Bu tür hastalarda sabit protez kullanımına olanak sağlamak için Malo ve ark. tarafından 2003 yılında “All-on-Four” adı verilen yeni bir teknik uygulanmıştır. Bu teknikte interforaminal bölgeye uygulanan dört adet implant ile tam dişsiz çenelerin sabit tedavisi hedeflenmiştir(1).

Bu çalışmamızın amacı “All-on-Four” cerrahisinde uygulanan konvansiyonel, bikortikal, bikortikalle beraber nazal taban elevasyonu gibi farklı cerrahi tekniklerin implantta ve çevresindeki kemikte oluşturduğu streslerin incelenmesidir. Biyomekanik incelemeler için üç boyutlu sonlu elemanlar analizi ile 4 model simülasyonu yapılmıştır.

2.GENEL BİLGİLER

2.1.Dental İmplantoloji

Dental implantlar sabit ya da hareketli protezlere retansiyon ve desteklik sağlamak amacıyla; ağız mukozası ve/veya periostun altına, çene kemiklerinin içe ve/veya üzerine yerleştirilerek sabit, bölümlü veya tam protezlere destek olan alloplastik maddelerden oluşan protetik apareylerdir.

1937 yılında ilk yivli silindirik implant patenti Adams tarafından alındı(2). Modern dental implantoloji o zamandan günümüze kadar geçen sürede klinik tecrübe ve uygulama alanları, yeni materyaller, dizayn, yöntem ve teknikler ile hızla gelişmiştir. Dental implantlarda uzun dönemli başarılı sonuçlar elde edilebilmesi için; implantların uygulama yöntemlerinin ve implantlarda kullanılan materyallerin çeşitlerinin bilinmesi ve implant yüzey özelliklerinin osseointegrasyondaki etkisinin tanımlanması gerekmektedir.

Dental implantlarda osseointegrasyonun oluşabilmesi için, implantı çevreleyen kemiğin yeterli yükseklik ve genişlikte olmasının yanında aynı zamanda kemiğin yeterli yoğunlukta da olması gereklidir. Kemik yoğunluğunun az olduğu bölgelerde implant kemik temas yüzeyinin artırılması gerekmektedir. Bu amaçla implant sayısı arttırılabilir veya implantın geometrisi değiştirilebilir. Tüm değişkenler sabitken implantların çapı, boyu ve yiv şekli değiştirilerek istenen ideal yüzey alanı elde edilebilir(3).

2.2.Osseointegrasyon

Osseointegrasyon, bir proteze destek sağlayabilecek implant gövdesine direkt oluşan kemik desteği (bağlantısı) olarak tanımlanmaktadır. Osseointegre implantlar, oklüzal kuvvetleri direkt olarak kemiğe aktarmaktadır (4).

Genel olarak kemiğin kalite ve kantitesi, implant materyali, implant tasarımı, yüzey özellikleri, cerrahi teknik, implant yükleme zamanları ve koşulları osseointegrasyonu etkileyen faktörler olarak sıralanmıştır(5).

İmplantların yerleştirildiği kemiğin fizyolojik ve morfolojik durumu ve kullanılan materyallerle ilgili biyolojik özellikler osseointegrasyonun sağlanmasında önemli faktörler olarak nitelendirilmektedir(6).

2.2.1.İmplant-Kemik Ara Yüzeyi

İmplant-kemik ara yüzünde 2 tip kemik implant ilişkisinden söz edilebilir.

1. İmplant-kemik temasının tam olması (osseointegrasyon)
2. Fibröz doku implant ilişkisi, klinik olarak başarısızlığı ifade eder.

Albrektsson ve ark, fonksiyondaki bir implantta ilk yıl 1.2 mm'ye kadar, bunu takip eden her yıl için 0.2 mm'ye kadar olan krestal kemik kaybının klinik olarak kabul edilebilir olduğunu belirtmişlerdir(7). Bundan fazla olan kayıplar patolojik kabul edilip, plak birikimi ve aşırı okluzal kuvvetlere bağlı olduğu belirtilmiştir(8).

2.3.Kemiğin Değerlendirilmesi ve Rezorbsiyon

2.3.1.Kemiğin Yapısı

Kemik, mekanik ve biyolojik özelliklere sahip, kollajen içerisinde yer alan kalsiyum ve fosfat kristallerinden oluşmuş özel bir sert bağ dokusudur. Farklı üç boyutlu yapıları ve buna bağlı olarak farklı mekanik özellikleri olan kortikal ve trabeküler tabakalardan meydana gelmiştir.

Yoğun kortikal kemik, ince trabeküler kemikten 10 kat daha güçlüdür. Kompakt kemiğin young modülü, süngerimsi kemiğe göre 10 kat daha büyüktür. D2 kemiği, D3 kemiğinden yaklaşık %50 daha güçlüdür. Ek olarak, kemiğin sertliği kemik yoğunluğundan etkilenir. Kemiğin yoğunluğu, kemiğin gücü ile doğrudan ilişkilidir. Kemik ne kadar yoğun olursa, kemik o kadar sert olur ve yükleme sırasında titanyumla daha az biyomekanik uyumsuzluk olur(9).

Mandibulada sertlik, anteriorda alt sınırdaki ve posteriorda üst sınırdaki daha kalın olan yoğun kortikal kemiğe bağlıdır. Maksilla da ise dışta ince bir kortikal kemik, iç tarafta ise değişik yoğunluktaki trabeküler kemik yoğunluğuna bağlıdır(10).

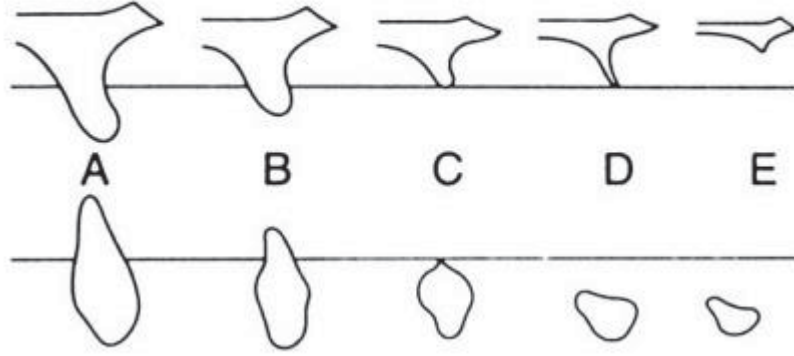
2.3.2.Kemiğin Sınıflaması

İmplant uygulanacak dişsiz bölgedeki kemik yoğunluğu ve kalitesi; tedavi planını, implant tasarımını, cerrahi yaklaşımı, iyileşme süresini, primer stabiliteyi ve dolayısı ile implant başarısını etkileyen faktörlerin başında gelmektedir.

Kemik sınıflandırma sisteminde en eski ve en sık kullanılan Lekholm ve Zarb'ın 1985'te yaptıkları, kemik şekli ve kalitesi olarak ayrılmış klasik kemik sınıflamasıdır(11).

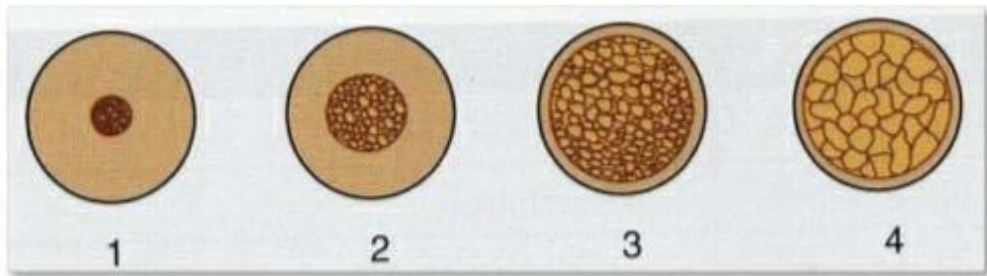
- Bu sınıflama kemik şekli açısından:
 - A. Alveoler kemiğin çoğu mevcut
 - B. Orta düzeyde rezidüel kret rezorpsiyonu
 - C. İleri düzeyde rezidüel kret rezorpsiyonu/ sadece bazal kemik mevcut

- D. Bazal kemikte rezorpsiyon başlangıcı
E. Bazal kemikte ileri seviyede rezorpsiyon.



Şekil 1. 1985 kemik şekli açısından sınıflandırılması(12)

- Kemik Kalitesi açısından
- ✓ Tip I: Homojen kompakt kemik
- ✓ Tip II: Kalın kortikal kemik ile çevrelenmiş olan yoğun trabeküler kemik
- ✓ Tip III: İnce kortikal kemik tarafından çevrelenmiş kalın trabeküler kemik
- ✓ Tip IV: İnce kortikal kemik tarafından çevrelenmiş düşük yoğunlukta trabeküler kemik olarak gruplandırılmıştır



Şekil 2. Lekholm ve Zarb'ın kalite açısından kemik sınıflaması(11)

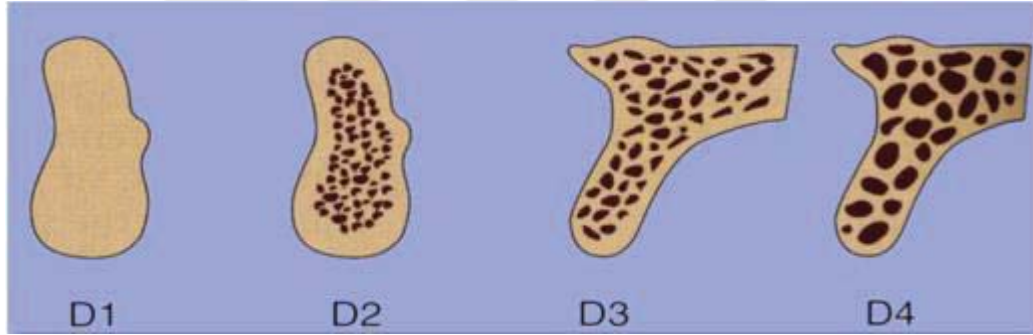
- Misch tarafından (1999) yapılmış olan kemik yoğunluğu sınıflaması ise şu şekildedir:

I. D1 kemik: Yüksek oranda mineralize olan yoğun kortikal kemiktir ve ileri derecede rezorbe olmuş dişsiz anterior mandibulada görülür.

II. D2 kemik: Krette yoğun, kalın poröz kortikal kemik ve altında kalın trabeküler kemiktir; anterior mandibula, posterior mandibula ve anterior maksillada lokalizedir.

III. D3 kemik: İnce, poröz kortikal kemik ve altında ince trabeküler kemikten oluşmuştur; anterior maksilla, posterior maksilla, posterior mandibulada görülür.

IV. D4 kemik: Neredeyse hiç kortikal kemik yoktur ve tüm kemik hacmini ince trabeküler kemik oluşturmaktadır. Posterior maksillada görülür (Şekil 3).



Şekil 3. Misch'e göre kemik yoğunluğu sınıflaması(13)

Kemik dansitesi ile kemik kuvveti birebir ilişkilidir. Kemik tipi D1'den D4'e doğru değiştikçe kemik kuvveti değişmekte ve azalmaktadır. Literatürde D2 kemiğin D3 kemiğe kıyasla %47-68 oranında daha kuvvetli olduğu belirtilmiştir(13). Gerilim ilk olarak implantın kemiğe temas ettiği noktadan yayılmaktadır. Mekanik olarak bu noktadan itibaren gerilim dağılmaya başlar. Kemik iliği boşlukları ya da fibröz yapılar gerilimin kontrollü yayılmasını engelleyen faktörlerdir. Bu nedenle bağlantılı olarak implantla kemik kontaktının küçük olması gerilimin büyük olmasına neden olmaktadır. Dolayısıyla kemik yoğunluğu azaldıkça kemik kuvveti de azalmaktadır(13).

Kemik dansitesindeki artışın ise implant-kemik ara yüzündeki mekanik özellikleri pozitif yönde desteklediği bilinmektedir(14) Lekholm ve arkadaşları(11) çene kemiklerinde

artan kemik kalitesinin implantın stabilizasyonunu artırdığını, zayıf kemik tipinin ise implantta stabilitenin azalmasına neden olabileceğini belirtmiştir.

2.4.Dental İmplant Çeşitleri ve Sınıflandırılması

2.4.1.Yerleştirildikleri Bölgeye ve Destek Dokularına Göre İmplantlar

2.4.1.1.Kemik İçi (Endosseöz) İmplantlar

Modern endosseöz implantlar, başlangıç stabilitesini optimize eden bir makro yapı ve osseointegrasyonu sağlayan bir mikro yapı veya yüzey dokusu ile tasarlanmış en yaygın kullanılan implant tipleridir. Blade implant kullanımdan kalkmış olsa da, silindir ve vida biçimli versiyonlar günümüzde kullanılan en yaygın implant tasarımları olmaya devam etmektedir(9).

Silindir İmplant

İtilerek veya vurarak Cerrahi osteotomiyle yapılan düz bir silindirden oluşan kemik içi bir tasarımdır. Bu implantlar, günümüzde oldukça pürüzlü yüzeyleri olması peri-implant komplikasyon riskinin artırdığı, diğer implant tasarımları ve cerrahi protokollerdeki gelişmeler nedeniyle nadiren kullanılmaktadır(9).

Vida Şekilli İmplantlar

İmplant gövdesi boyunca yivlere sahip vida şeklindeki implantlar, en yaygın kullanılan implant tasarımı haline gelmiştir.

Tek Parçalı ve İki Parçalı implant

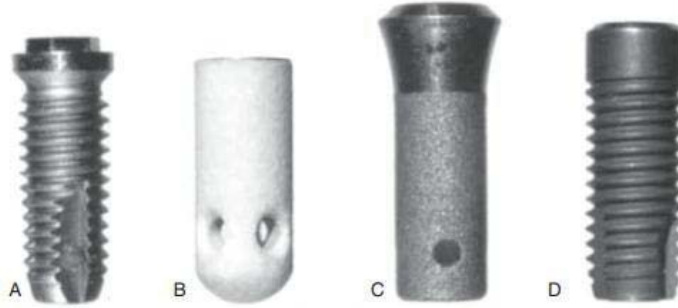
İki parçalı implant tasarımı, kemik içinde ankraj sağlayan bir implant gövdesi ve bir bağlantı sağlayan bir platformdan oluşur. Bu bağlantı, implantı çeşitli alet ve bileşenlere ve son olarak bir abutment veya proteze bağlamak için kullanılır. Tek parça bir implant, implantın bir parçası olarak bir abutmente sahiptir(9).



Şekil 4. Tek parçalı ve iki parçalı implantlar

Küçük Çaplı İmplantlar(SDI)

Genellikle mini implantlar olarak adlandırılan küçük çaplı implantlar (SDI' ler), 1,8 ila 2,9 mm çapları ve 10 ila 18 mm arasında değişen uzunlukları olan vida şeklindeki implantlardır. SDI' ler genellikle tek parça bir tasarımıdır ve ince sırt vakalarına ek olarak, implant iyileşmesi sırasında geçici restorasyonların tutulması ve ortodontik ankraj cihazları olarak kullanılmıştır(9).

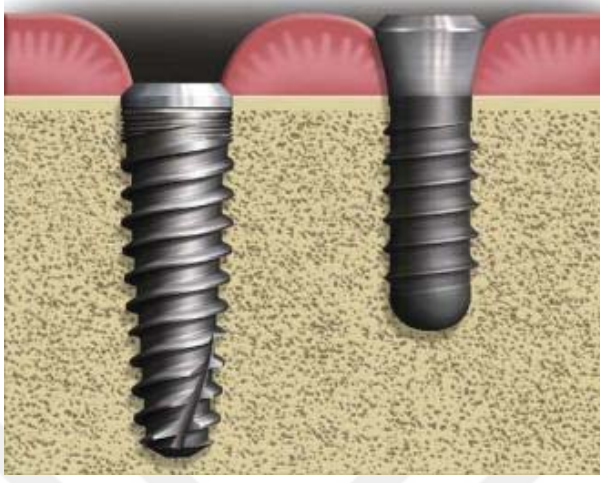


Şekil 5. Çok çeşitli implant makro tasarımlarını gösteren diyagram. (A) Brånemark katı vida implantı. B) düz flanşlı mobil içi silindir press-fit implant. (C) International Team of Implantology press-fit implantta alevli flanş. (D) bir katı vidalı Astra implant içinde düz flanş.

2.4.1.2. Bone-Level ve Tissue-Level Implant

Çoğu kök şeklindeki implantlar, kemik seviyesinde implantlar olarak tanımlanabilir, çünkü bunlar boyun ile kemik tepesine veya yakınına yerleştirilmek üzere

tasarlanmıştır. Boyun ile yumuşak doku sınırına veya yakınına yerleştirilmek üzere tasarlanan implantlara doku düzeyinde implantlar denir (Şekil 2.12). (9).



Şekil 6. Bone-level ve tissue-level implant

Eposteal implantlar

Birincil desteğini çenenin kalan kemiğinin temasından alan implantlardır. Subperiostal implant, bu kategoride en fazla kullanım ve çalışma alanı bulan eposteal implant sistemidir. Subperiostal implant, esas olarak dişsiz mandibula tedavisi için kullanılır. Subperiostal olarak sabitlenmiş implantlar osseoentegre implantlar olarak kabul edilmezler (9).

Transosteal implantlar (Örn: Staple implant)

Transosteal implantlar, tamamen kemiğin içinden geçen bir grup implant tasarımlarıdır. Transmandibular implant (TMI), protezin üzerine takıldığı metal bir çerçeveyi sabitlemek için alt-üst yönde postların mandibula içinden yerleştirildiği bir tasarımı ifade eder. Bu sistemler özellikle aşırı derecede atrofik mandibula için geliştirilmiştir.

Zigomatik ve Pterigoid İmplantlar

Aşırı rezorbe posterior maksillaya sahip hastalarda maksilla dışından ankraj alınarak zigomatik veya pterigoid implantlar sayesinde tam ark implant üstü protezler yapılabilme fırsatı sağlayan implantlardır. Bununla beraber özellikle zigomatik implantlar için sınırlı doğrudan görme zorlukları ve ilişkili anatomik yapıların riskleri nedeniyle, bu

implant tasarımının yerleştirilmesi için özel eğitim ve dikkatli teknik gereklidir. Pterigoid implantın dezavantajları, prosedürle ilişkili teknik hassasiyet, önemli anatomik yapılara yakınlık, klinisyenler ve hastalar için erişim zorluğudur(9).

2.4.2.Yüzey Özelliklerine Göre İmplantlar

2.4.2.1.İşlenmemiş Yüzeyli İmplantlar

- Parlatılmış yüzeyli implantlar
- Kumla pürüzlendirilmiş yüzeyli implantlar
- Asitle pürüzlendirilmiş yüzeyli implantlar
- Kumlanarak ve asitlenerek pürüzlendirilmiş yüzeyli implantlar

2.4.2.2.Kaplanmış Yüzeyli İmplantlar

- Plazma spreysi kaplanmış yüzeyli implantlar
- Seramik kaplanmış yüzeyli implantlar
- Trikalsiyum fosfat kaplanmış yüzeyli implantlar
- Hidroksiapatit kaplanmış yüzeyli implantlar(15)

2.5. Biyomekanik ve İmplantlar

Biyomekanik açıdan dental İmplantların temel amacı fonksiyonel kuvvetlerin çevre destek dokulara zarar vermeden dağıtılmasını sağlamaktır(3). Günümüzde mühendislik teknikleri kullanılarak bu kuvvetler üzerinde yapılan biyomekanik çalışmalar mevcuttur(16). İmplantlardan çevre dokulara iletilen kuvvetler incelenirken; yükleme tipi ve şiddeti, implant gövdesinin materyal özellikleri, implant üstü protezin materyal özellikleri, implantın geometrisi, implantın yüzey özellikleri, implant-kemik ara yüzeyi ve implantı çevreleyen kemik yoğunluğu gibi değişkenler ayrı ayrı değerlendirilmelidir(17).

2.5.1.Kuvvet

Biyomekanik açıdan implantların başlıca görevleri kuvvetleri çevre destek dokulara iletmektir. Bu nedenle implant tasarımında birincil amaç, gelen bu kuvvetleri destek dokulara zarar vermeyecek şekilde dağıtarak, implant destekli restorasyonların uygun şekilde fonksiyon görmesini sağlamaktır(18). Biyomekanik açıdan kuvvetin yönetimi 2 faktöre bağlıdır:

- Uygulanan kuvvetin karakteri

- Uygulanan kuvvetin dağıldığı yüzey alanı(19).

İmplantın üzerine gelen stres miktarı ne kadar fazla olursa, implant başarısızlığı riski o kadar artar. İmplant üzerine gelen kuvvetler 5 faktöre göre karakterize edilir;

1. Kuvvetin büyüklüğü
2. Kuvvetin uygulanma süresi
3. Kuvvetin uygulanma yönü
4. Kuvvetin tipi
5. Kuvvetin etkisinin artması (magnifikasyonu)

2.5.1.1.Kuvvetin Büyüklüğü

Doğal dişlerin aksine, implantlar okluzal kuvvetleri absorbe ederek, kuvvet karşısında tampon vazifesi gören periodontal ligamentlere sahip olmadıklarından bu kuvvetlere karşı daha hassastırlar. İmplantlar, osseointegrasyon sonrası kemikle doğrudan temas halinde olurlar. Bu nedenle kuvvetler, direkt olarak kemiğe iletilmektedir. Kemiğe gelen aşırı yükler kemik rezorpsiyonuna neden olurken, mekanik kuvvetlerin kemiğe yetersiz iletimi de aynı etkiyi oluşturmaktadır. Bu dengenin sağlanmasında, implantları destekleyen protetik restorasyonun doğru seçimi ve implant tasarımının uygunluğu önemli kriterlerdir(20). Van Eijden ve ark. , erkeklerde maksimum ısırma kuvvetini 545,7 N; kanin bölgesinde ise 469 N olarak belirtmiştir(21). Hagberg ve ark. , molar ısırma kuvvetini 382-480 N arasında, kesiciler bölgesindeki ısırma kuvvetini ise 161-190 N arasında rapor etmiştir(22).

2.5.1.2.Kuvvetin Uygulanma Süresi

Isırma kuvvetlerinin büyüklüğü ve süresi, bireyler arasında ve dental arkın farklı yerlerinde farklı değerler göstermektedir. Normal fizyolojik sınırlar içerisinde dişler sadece yutkunma ve çiğneme fonksiyonları sırasında kısa süreli halinde olurlar. Bu temasların gün içindeki toplam süresi ortalama olarak 30 dakikadır. Ancak bruksizm, diş sıkma ve diğer parafonksiyonel alışkanlıklarda bu süre birkaç saati bulabilir. Tekrarlayan kuvvetlere maruz kalan materyaller, implant başarısızlığında büyük bir risk faktörüdür. Materyalin dayanma limiti ya da kırılma (yorulma) direnci, materyalin kırılmadan önceki en son dayanabildiği stres noktasıdır. Titanyum alaşımının kırılma direnci, grade I titanyumdan 4 kat, grade IV titanyumdan ise 2 kat daha fazladır. Bu sebeple uzun süreli stresler karşısında titanyum alaşımları, saf titanyumdan çok daha fazla dirençlidir(3).

2.5.1.3.Kuvvetin Uygulanma Yönü

İmplanta gelen yükler, okluzal kuvvetlerin yönüne göre farklılık gösterirler. İmplanta gelen açılı (oblik) kuvvetler, dik (vertikal) kuvvetlere göre implant üzerinde daha çok yıkıcı stres oluştururlar. Lateral kuvvetler, vertikal kuvvetlere göre %50 ile %200 arasında daha fazla sıkışma stresi yaratırken, gerilme stresini de yaklaşık olarak 10 katı kadar arttırmaktadır. Bu kuvvetler, implant çevresindeki kemik kaybının önemli nedenlerindendir(3).

2.5.1.4.Kuvvetin Tipi

İmplantlar üzerine 3 tip kuvvet etki eder;

- Baskı/Sıkışma
- Çekme/Gerilme
- Makaslama/Kesme

Kemik üzerindeki etkisi en zararlı olan kuvvet tipi makaslama kuvvetleridir. Diğer kuvvet tiplerine kıyasla %65 daha zararlıdır. Kemiğin en dirençli olduğu kuvvet tipi, sıkışma kuvvetidir, kemiğin gerilme kuvvetlerine dayanımı sıkıştırma kuvvetinden %30 daha azdır(3). İmplant-kemik ara yüzündeki yüksek stresler, implant gövdesi boyunca dağıtılarak zararları engellenebilir. İmplant tasarımı bu noktada önem kazanır. İmplantların vida tasarımı, yüzey alanını arttıran, primer stabiliteyi maksimize eden, implant-kemik ara yüzündeki streslerin uygun dağılımını sağlayan şekilde olmalıdır. Yivsiz, düz, pürüzlendirilmemiş şekle sahip implantlar, makaslama kuvvetlerine sebep olurlar. Buna karşın; kare, V şeklindeki ve ters açılı (buttress, destekli) olarak farklı şekillerdeki yivlere sahip implantlar makaslama kuvvetlerini optimize eder, sıkışma kuvvetlerine dönüştürerek daha zararsız hale getirirler(23).

İmplantın aşırı kuvvet almasına sebep olan çeşitli faktörler bulunmaktadır. İmplant dizaynının ve boyutunun yetersiz olması, az sayıda implant, hatalı yerleştirilen abutmentler, konvansiyonel protetik limitasyonların sağlanamaması, kantilever pontiklerin aşırı uzatılması, hatalı implant pozisyonları, restorasyonun tipi, destekleyici kemiğin rezorpsiyonu ve parafonksiyonel kuvvetler bu faktörlerin önemli bir kısmını oluşturmaktadır(24). Kastaki kasılma gücü ve maksimum ısırma kuvveti; cinsiyet, kas hacmi, egzersiz, diyet, ısırma yapılan bölge, parafonksiyon, dentisyonun durumu ve yaş gibi faktörlere bağlı olarak değişkenlik göstermektedir(21, 25)

2.5.2.İmplantın Makrotasarımı

İmplantın gövde tasarımı; kemiğe iletilen stresler, primer stabilite ve kemik cevabı bakımından önemli bir faktördür. Yüzeyi düz ve gövde tasarımı silindir şeklinde olan implantlar, cerrahi olarak rahat yerleştirilmelerine rağmen, implant-kemik ara yüzeyinde büyük ve yıkıcı streslere neden olmaktadır. Vida şeklindeki implantlar ise, fonksiyonel yüzey alanını genişleterek, kemik-implant ara yüzeyine baskı/ sıkışma kuvvetlerini daha dengeli ve uygun olarak dağıtırlar. Ek olarak, vida tipi implantlarda primer stabilizasyon düz yüzeyli implantlara göre çok daha iyidir. İmplantın makrotasarımı; implantın boyu, çapı, yiv yapısı, yüzey özellikleri, boyun bölgesi ve apikal kısmı olarak bir bütün halinde değerlendirilmelidir(3).

2.5.2.1.İmplant Uzunluğu

İmplantın platformundan apeksine kadar ölçülen uzaklık implant uzunluğu olarak ifade edilmektedir. İmplant uzunluğunu mümkün olduğu kadar artırmak amaçlansa da anatomik limitasyonlar sebebiyle cerrahi risklerin artması bu durumu zorlaştırmaktadır(13, 26).

Daha önceki bazı çalışmalarda, uzun implantların başarıyı artırdığına inanılsa da son yıllarda bu konu tartışmalı hale gelmiştir.

Naert ve ark. , 10 mm'den daha kısa implantlarla, daha uzun implantları karşılaştırmışlardır. 10 mm implantların ortalama başarısını %81,5; uzun implantların başarısını ise %97,2 olarak belirtmişlerdir(27).

Van Steenberghe ve ark, 558 implantı değerlendirdikleri prospektif bir çalışmada 10 mm'den kısa implantlarda başarı oranının düştüğünü belirtmişlerdir(28).İmplant uzunluğu arttıkça başarı oranının arttığı(29), ancak 10 mm'yi aşan boylarda streste azalma miktarının önemsiz olduğu rapor edilmiştir(30). Bunun yanında özellikle mandibula anterior bölgede yapılan uzun implantların implant başarısını olumsuz etkileyecek miktarda kemikte ısı açığa çıkarabileceği belirtilmiştir(31).

Geng ve ark. yaptıkları SEA çalışmasında implant başarısının implant uzunluğuna kıyasla kemik kalitesi ve kortikal kemik desteğinin daha önemli bir etken olduğunu göstermişlerdir(5).

2.5.2.2. İmplantın Çapı

İmplantın en geniş yivi ile tam karşısında bulunan implant yivinin tepe noktaları arasındaki mesafe implant çapı olarak kabul edilmektedir.

İmplant çapının belirlenmesinde rezidüel kemiğin kalitesi ve kantitesi, yapılacak olan protezin tipi, estetik ve implant üzerine gelecek kuvvetlere bağlı biyomekanik faktörler göz önünde bulundurulmalıdır. Geniş çaplı implantlar, kemik-implant ara yüzündeki stresi azaltırken, daha dar çaplı implantlarda bu stres artış göstermektedir.

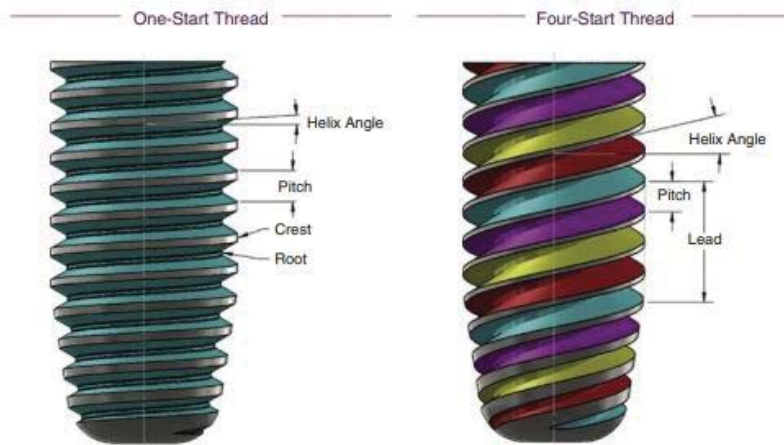
İmplant çapındaki artış kemiğe iletilen kuvvetleri azaltıp ve dağıtarak stabiliteyi artırmaktadır(32, 33).

Chrcanovic ve ark. yaptıkları bir çalışmada implant çapındaki her 1 mm'lik artış, implant kırılma olasılığında %96,9'luk bir azalma sağladığını buldular(9).

Ancak literatürde implant çapının 5 mm'den fazla olduğu durumlarda, implant yuvasının hazırlanması sırasında kemiğin fazla miktarda ısınmasına bağlı kısa dönem başarısızlığa neden olabildiğini belirten çalışmalar da bulunmaktadır(34).

2.5.2.3. Yiv Geometrisi

Yivlerin geometrik özellikleri, streslerin implanttan kemiğe nasıl aktarıldığını etkiler. İmplant yivlerinin geometrisindeki makro iyileştirmeler, potansiyel kemik apozisyonunu ve implantın hem birincil hem de ikincil stabilitesini artırır. Yiv geometrisi üç parametreden oluşur; yiv adımı, yiv şekli ve yiv derinliği. Bu parametreler implantlar arasında önemli ölçüde farklılık gösterir ve bu parametrelerin birçok olası kombinasyonu vardır (Şekil 3.17)

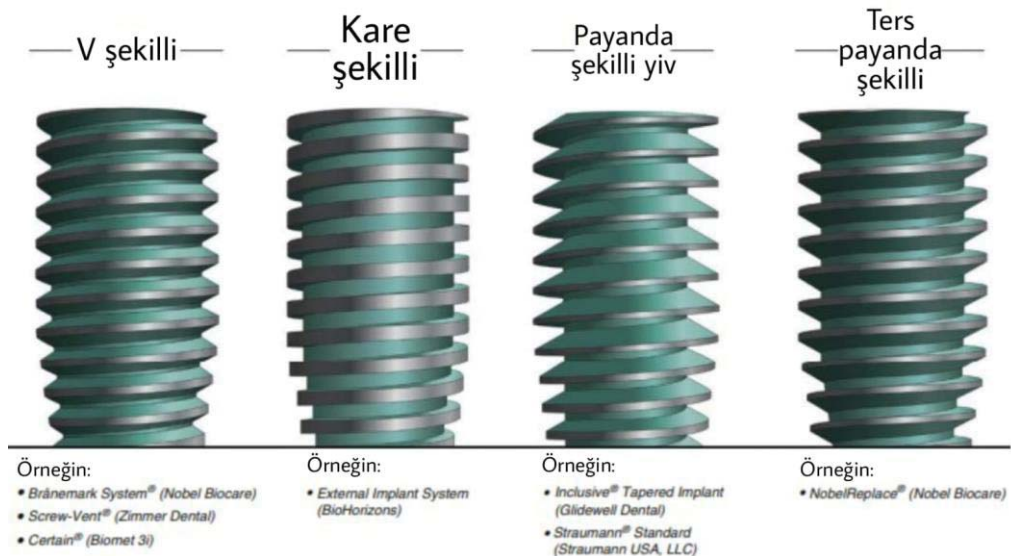


Şekil 7. Yivlere göre birim uzunluğun değişim gösterimi

Yiv Adımı: Yiv adımı, komşu iki yiv arasındaki uzaklıktır. Yiv adımının küçük olması yiv sayısını da artıracığından implantın toplam yüzey alanı da büyük olur. Cerrahi olarak ise yiv sayısı ne kadar az olursa, implant cerrahisi o kadar kolay olur(35).

Yiv Derinliği: İmplantın majör ve minör çapı arasındaki uzaklık, yiv derinliğini belirtir. İmplant derinliği ve implant adımı, stres dağılımında ve yüzey alanının artmasında önemli bir değişkendir(5).

Yiv Şekli: Kuvvetlerin karşılanmasında ve iletmede yiv şekli oldukça önemlidir. Üretici firmalar birçok yiv şekli kullanmaktadırlar. Bunlardan en çok kullanılan tipleri V-şekilli, kare, payanda (buttress), ters payanda (reverse buttress) şeklinde olanlardır (Şekil 6). Kare yiv formulu implantlar, sıkıştırma (baskı) kuvvetlerini dağıtmada daha başarılıdır. Yapılan sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında yiv sayısı ve derinliğini sabit tutarak, yiv şeklinin kuvvet dağılımındaki etkisini incelenmiş ve kare şeklindeki yiv formlarının V ve ters açılı tasarımlara göre makaslama ve sıkıştırma kuvvetleri karşısında daha az stres oluşturdukları rapor edilmiştir. Ayrıca, kare yiv tasarımının V ve ters açılı formlara göre, daha fazla implant kemik temas alanı sağladığı ve aynı zamanda daha yüksek ters tork değeri gösterdiği rapor edilmiştir(18).



Şekil 8. Yiv şekilleri

2.5.2.4.İmplant Gövdesinin Materyal Özellikleri

Puelo ve Nancy, bir biyomateriyalin performansının, konakçının implanta cevabı ve materyalin konaktaki cevabına bağlı olarak değişeceğini belirtmiştir(36). Birçok materyal biyoyumlu olmasına rağmen çiğneme kuvvetlerine karşı dayanıksız olduğundan implant materyali olarak kullanılamamaktadır. Okluzal kuvvetlerin etkisi ile bu materyallerde mikroçatlaklar ve korozyon gözlenmektedir. Ayrıca biyoyumlu olmasına rağmen elastisite modülü çok yüksek olan bazı materyaller (Örn. Alüminyumoksit) oluşan stresi bünyesinde toplayarak çevresindeki kemikte atrofiye sebep olmaktadır. Buna 'stres shielding' etkisi adı verilmektedir ve yine çapı 6 mm'den geniş olan implantlarda bu durum gözlenebilmektedir(3).

Biyoyumluluk açısından bir dizi malzeme dental implantlar için uygundur. Mevcut olarak bulunan saf titanyum, titanyum alaşımları ve zirkonya (zirkonyum dioksit, ZrO₂) seramik implantlar, diş implantı uygulamaları için yaygın olarak kullanılan biyomateriyallerdir. Ticari olarak saf titanyum, dental implant uygulamaları için en uzun kullanım geçmişine sahiptir ve kemik ve yumuşak dokularla biyoyumluluğu iyi bilinmektedir. Çoğunlukla değişen miktarlarda alüminyum, vanadyum, niyobyum ve zirkonyum ile titanyum alaşımları da dental implant uygulamaları için mükemmel biyoyumluluk sergiler. En sık kullanılan titanyum alaşımı, alaşım elementleri olarak %6 alüminyum ve %4 vanadyum içeren 5. sınıf titanyumdur. (Ti-6AL-4V) Alaşımdaki alüminyum materyalin dayanıklılığını arttırıp yoğunluğunu azaltırken, vanadyum korozyon direncini arttırmaktadır(37–39).

2.6.Atrofik Maksilla ve Tedavi Modaliteleri

Atrofik maksillada; alveoler kret rezorpsiyonu, maksiller sinüs pnömatizasyonu, nazal boşlukların varlığı ve tip 3 veya tip 4 kemik kalitesi(Lekholm ve Zarb(11)sınıflamasına göre) geleneksel dental implant yerleşimini engeller. Bu gibi durumlarda Brånemark Sistemi konseptine göre implantları dik yerleştirmek mümkün olmayabilir(40). Tamamen dişsiz atrofik maksillada, hastaya molar bölgelerde kabul edilebilir çiğneme kapasitesi sağlamak için uzun distal kantilever gerekli olacaktır; bu durumda da 15 mm'den uzun kantilever, artan implant başarısızlık oranları ile ilişkilendirilmiştir(41).

Bu durumu çözmek için, sert doku greftleme teknikleri (blok kemik greftleri ve krestal/lateral yaklaşım yoluyla sinüs lifting) ve greftleme yapılmayan teknikler dâhil olmak üzere çeşitli tedavi seçenekleri önerilmiştir. Zigoma, pterigoid ve maksiller tüber bölgesine

kısa veya açılı implantların kullanımı geleneksel implant prosedürünün modifikasyonlarıdır. Greftleme prosedürlerinin daha yüksek komplikasyon oranları, daha yüksek morbidite riski, daha yüksek maliyeti ve protetik rehabilitasyona kadar olan sürenin uzun olması bu yöntemin dezavantajlarından. Bu nedenle hastalar bu tedavi yöntemlerini kabul etmekte isteksiz olabilir(42–45).

Widmark ve arkadaşlarının 5 yıllık takip sonuçlarına göre; greft uygulanarak yerleştirilmiş implantların(%74) greft uygulanmadan yerleştirilmiş implantlara(%87) göre daha düşük başarı oranına sahip olduğu görülmüştür(46). Zigomatik ve pterigoid implantlar, atrofik maksillayı rehabilite etmek için yüksek başarı oranlarına sahip alternatiflerdir, ancak önemli cerrahi uzmanlık gerektirir ve artan morbidite ile ilişkilendirilebilir(47, 48).

Greft kullanımından kaçınmak için kısa implantlar da yerleştirilebilir, ancak bu implantları kullanırken minimum 7-8 mm'lik bir kemik yüksekliğinin gerekli olduğu ve kemik kalitesinin kritik bir faktör olduğu dikkate alınmalıdır(49).

Maksiller atrofi olan hastalarda rezidüel krestal kemikte açılı implantların kullanımının çeşitli klinik avantajlar sağladığı gösterilmiştir. Açılı implantlar daha uzun implantların yerleştirilmesine olanak tanır, böylece implant-kemik temas alanını ve implantın primer stabilitesini artırır. Ayrıca anterior sinüs duvarına bitişik yoğun kemikten ankraj almak da stabilitenin artmasına katkıda bulunur. Distal implantların posteriora açıldırılması, anterior ve posterior implantlar arasındaki mesafeyi arttırır, böylece distal kantilever ihtiyacını azaltır. Biyomekanik olarak, implant platformunun distalizasyonu, kuvvet momentlerinin yıkıcı etkilerini azaltır. Ayrıca, açılı implantlar bazı durumlarda kemik grefti prosedürlerine olan ihtiyacı ortadan kaldırarak biyolojik ve ekonomik maliyetleri düşürür(45, 50, 51).

Tekli açılı implantlar ve tekli aksiyal implantlar üzerinde yapılan sonlu eleman analizi sonuçlarına göre tekli açılı implantlarda peri-implant kemik üzerinde daha yüksek stres meydana gelmiştir. Ancak, açılı implantların sabit protetik restorasyonlarla splitlendiği durumlar peri-implant kemik üzerindeki stresi, aksiyal implantların etrafındakine benzer bir düzeye indirdiği gösterilmiştir. Bu nedenle implantlara rijit destek sağlamak ve mekanik komplikasyonları en aza indirmek için metal destekli protetik rehabilitasyonların kullanılması önerilmektedir. Özellikle posterior bölgede implantların açılı yerleşimi, aksiyel olarak yerleştirilmiş implantlara göre protetik tedaviyi zorlaştırabilmektedir. Açılı abutmentlerin kullanılması, implant açılanmasının kompenzasyonuna izin vermektedir. (52–54).

“All-on-Four” konseptiyle ilişkili rijit protez ve çiğneme yükünün geliştirilmiş dağılımı, marjinal kemik seviyesinde yoğunlaşan her türlü önemli hareketi ve stresi azaltmaktadır(55).

Birkaç çalışma, hastaları hem maksillada hem de mandibulada başarılı bir şekilde rehabilite etmek için açılı implantların kullanıldığını bildirmiştir. Testori ve ark; maksiller atrofi olan hastalara uygulanan açılı implantlarda %97,5'lik bir başarı elde etmiştir. Bu tekniğin minimum 12 aylık takibi neticesinde atrofik maksillayı rehabilite etmek için minimal invaziv bir modalite olabileceği sonucuna varılmıştır(56, 57).

2.7. “All-on-Four” Tekniği ve Sınıflaması

Açılı implantlarda yüksek başarı oranlarının görülmesiyle beraber, atrofik çenelerde mevcut kemiğin kullanımını en üst düzeye çıkarmak, sabit üst yapıyla beraber immediyat fonksiyon sağlamak, tedavi maliyetlerini ve hasta morbiditesini artıran rejeneratif prosedürlerden ve ayrıca bu prosedürlere özgü komplikasyonlardan kaçınmak için “All-on-Four” konsepti 2003 yılında Malo ve ark. tarafından geliştirildi.

Tasarımın amacı, anatomik kısıtlamalar nedeniyle implantların posterior bölgeye yerleştirilemediği durumlarda daha az implant ile tam arklı sabit restorasyonlar yapmaktır.

Dişsiz çeneleri rehabilite etmek için gereken implant sayısı ile ilgili uzun süreli klinik çalışmalar, dört implant kullanmanın daha fazla implantlı rehabilitasyon yöntemlerine benzer başarı oranlarıyla sonuçlandığını bulmuştur(58, 59).

“All-on-Four” tedavi konseptinde, İmplantlar maksillada premaksiller bölgeye ve mandibulada interforaminal bölgeye yerleştirilir(60).

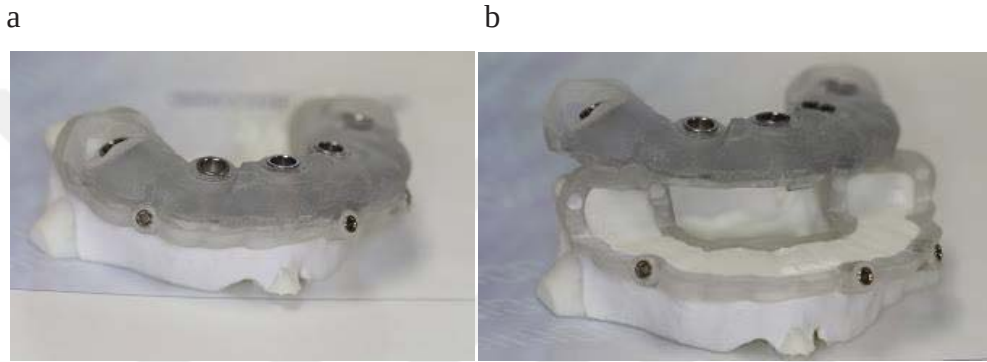
Anteriora iki aksiyal ve posteriorda distale açılı iki implant bulunur. Posterior implantlar tipik olarak ikinci premolar-birinci molar pozisyonda ortaya çıkar. Anterior implant genelde lateral bölgeden çıkar(54). Posterior implant en az 4 mm çapında olmalıdır; Bununla birlikte, gerekirse, anterior implantlar 3,3 mm olabilir(61). Literatürde “All-on-Four” için kullanılan implant boyları 7-18 mm olarak değişmektedir(62).

Posterior implantları yatırarak daha uzun implantlar yerleştirilebilir, kortikal ankraj ve primer stabilize geliştirilebilir, implantların anteroposterior yayılımı artırılabilir ve kantilever uzunluğu azaltılabilir(63).

2.8.Maksiller “All-on-Four” Cerrahisi

Klinik planlama protokolü oluşturulduktan sonra, klinisyen iki tipte cerrahi aşama ile başlayabilir: Rehbersiz Flep Yaklaşımı ve guideli cerrahi yaklaşım(64)(şekil 24.3).

Diş çekimlerinin endike olduğu hastalar genellikle implantlar ve sabit protezler için yeterli arklar arası alan yaratmak için radikal alveoloplastiye ihtiyaç duyarlar. Cerrahi prosedürü hızlandırmak için, ameliyattan önce laboratuarda kemik redüksiyon guide’ı inşa edilir(61).



şekil 9. Redüksiyon guide’ı¹⁸

Cerrahi işlem öncesi infiltratif lokal anestezi ya da sedasyon altında lokal anestezi ile işleme başlanır. Maksiller birinci molardan karşı taraftaki birinci molara kadar krestalinsizyon sonrası mukoperiosteal flep kaldırılır. Ayrıca bazı otörler flebi rahatlatmak için maksillada vertikal distal kesi yapmaktadırlar(62).

İnsizyonla flep kaldırıldıktan sonra bir güvenlik önlemi veya distal implantlarının yerleşimini yönlendirmenin bir yolu olarak, maksiller sinüsün mezial duvarın yerini belirleyecek bir pencere açılması Malo’nun tanımladığı “All-on-Four” konseptte vardı. Mattson ve ark. açılı bir implantı ona paralel ve yakın bir yere yerleştirmeden önce ön duvarın konumunu belirlemek için maksiller sinüsün yan duvarını pencereli hale getirdi. Daha sonra birkaç otör, açılı implantları anterior sinüs duvarına paralel yerleştirmeden önce ve benzer şekilde implantları posterior sinüs duvarına paralel yerleştirmeden küçük bir keşif penceresi delme tekniğini kullandı(65).

Diğer otörler, lateral sinüs duvarının delinmesini önleyen daha az invaziv teknikler tanımlamışlardır. Calandriello ve arkadaşları ve Agliardi ve arkadaşları, delme yönünün doğru olduğunu, implant bölgesinin tamamen kemikle çevrili olduğunu ve sinüs zarı

perforasyonu riski olmadığını doğrulamak için intraoperatif radyografiler gerçekleştirdiler(65).

Şiddetli atrofik maksillada ön maksiller buttresse açılı implant yerleştirmek için Penarrocha ve ark. drilleme ve osteotom kullanımını birleştirdi(66).

Mattson ve ark. ayrıca bu alana implant yerleştirmeden önce burun tabanının kortikal kemiğini keşfetmek için burun boşluğu mukozasını yükseltti(65).

Maksiller anterior bölgede dental implant yerleştirmeyi mümkün kılmak için nazal taban elevasyonu bir seçenek olarak hizmet edebilir.(Rubo de Rezende ML, de Melo LG, Hamata MM, MonteiroAmado F. Particulate inlay nasal graft with immediate dental implant placement in a patient with repaired alveolar cleft: case report. Implant Dent 2008; 17:332–338).

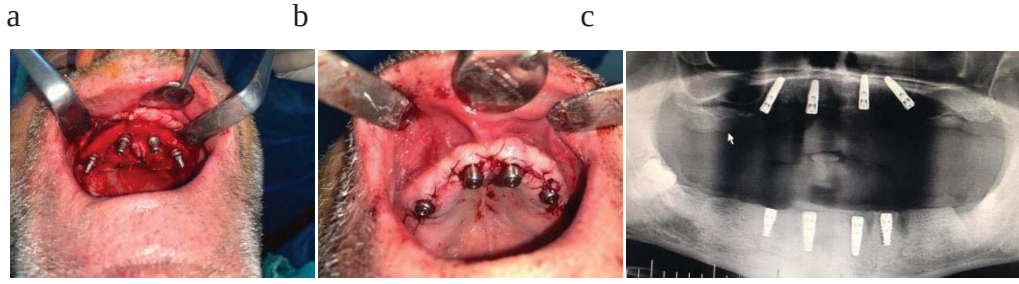
Mevcut cerrahi guide kullanılacaksa, cerraha angulasyon ve bukkopalatinal pozisyonlandırmada yardımcı olmak için kullanılabilir. Bu guide ticari olarak bulunabilir, angulasyonu ve açı derecesini tahmin etmeye yardımcı olacak dikey çizgilere sahiptir. Okluzal düzleme göre yaklaşık 30° derece idealdir(61).

Guide, stabilizasyonu sağlamak için çenenin orta hattına yapılan 2 mm'lik deliğe yerleştirilir ve titanyum bant karşıt çenenin okluzal merkez çizgisini izleyerek bükülür. Bu şekilde karşı protezin merkezine yerleştirilecek implanta rehberlik etmek ve aynı zamanda en uygun pozisyonu bulmak, protetik destek ve en iyi implant ankrajı için uygun açığı bulmak mümkün olur(67). (Horita ve ark. 2017)

Açılı implantların başı için alan yaratmak gerekirse ve/veya ince kemik tepelerinde implant başında hem bukkal hem de palatinal kortikal kemik temasını sağlamak için gerektiğinde Countersinking (boyun genişletme) yapılabilir(54).

İmplant boynunun kemik seviyesinde konumlanması amaçlanmalıdır ve bikortikal ankraj mümkün olduğunca sağlanır. Final yerleştirme torku immediyat fonksiyon için en az 40 Ncm olmalıdır. Yumuşak dokular yeniden adapte edildikten sonra primer kapama tercihen 3-0 veya 4-0 rezorbe olmayan sütür ile yapılır(67).

Bilgisayar yönlendirmeli cerrahi kılavuz, implantları flep kaldırmadan, sadece planlanan implant bölgesinde punch frez ile yumuşak doku kaldırarak yerleştirmek için kullanılır. Cerrahi kılavuz doğru sabitlendiğinde, tüm implantlar uygun derinlikte ve yönde yerleştirilene kadar, cerrahi kılavuz çıkarılmadan bu kılavuz yoluyla yerleştirilir(68, 69).



Şekil 10. “All-on-Four” implant uygulaması(a), primer kapama(b). “All-on-Four” implantların radyografik görüntüsü (c)

2.9.Atrofik Maksillada Kortikal Ankraj Bölgeleri ve Klinik Önemi

Alveoler damak kemiği, maksiller sinüs ön ve arka duvarları, maksiller tüberosit, pterigoid proses, anterior nazal spina ve nazal taban(65).

Ön maksiller buttress, maksiller kaninlerin alveolünden, nazal piriform açıklığın lateral kenarını takip ederek başlar ve supraorbital arkın medial kenarı ile birleşir. Üçgen alt kısım, burun boşluğu ile maksiller sinüs arasında yer alır. Bu bölge normalde kompakt bir kortikal tabaka ve yoğun medüller kemiğe sahip olması, parasinüs açılanması ile uzun implantların yerleştirilmesine izin verir(70).

İmplantları ön maksiller buttresse yerleştirmenin avantajı, sinüs augmentasyonu veya ek greftleme olmaksızın atrofik maksillada kemik ankrajı sağlama yeteneğidir(71).

Açılı implantlar, aksiyal olarak yerleştirilenlere göre daha fazla kortikal kemik temasıyla yerleştirilir; açılı implantlar kretin kortikal kemiği, maksiller sinüsün mezial duvarı ve burun tabanı arasına yerleştirilerek trikortikal ankraj sağlanabilir. Bu nedenle, anterior ve posterior sinüs duvarlarına yakın yerleştirilen bir implantın, maksimum oklüzal yüklenme alanlarında protezler için kabul edilebilir destek sağlaması beklenebilir(72).

2.9.1.Maksiller “All-on-Four” İmplant Sınıflandırılması

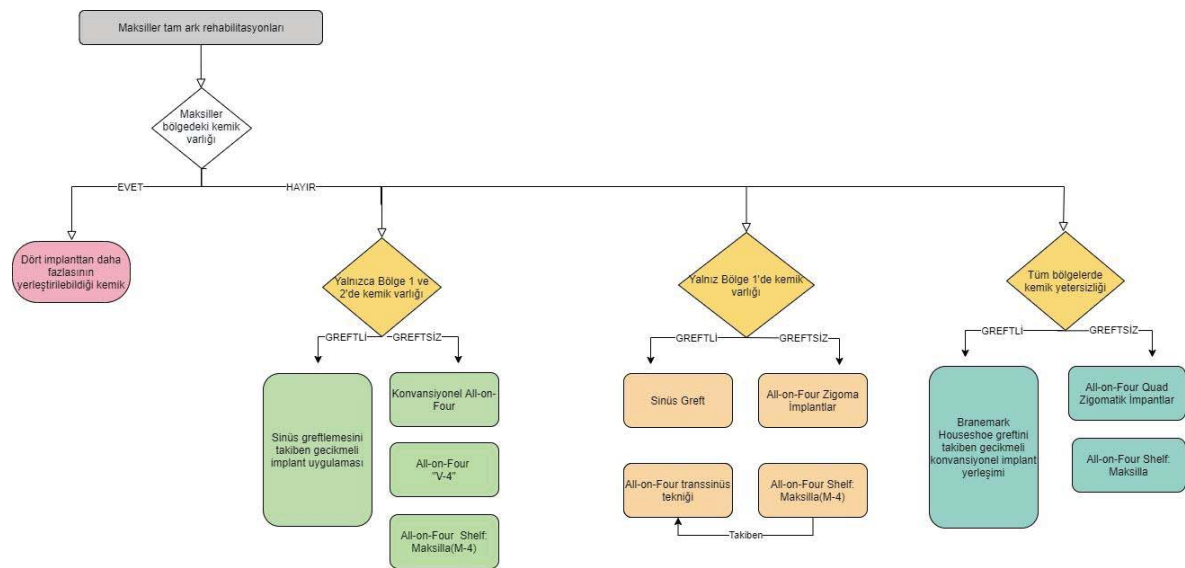
2.9.1.1.Radyografik Değerlendirme

Klinisyen, kemik miktarını tahmin etmek için panoramik röntgeni kullanabilir. Bununla birlikte, panoramik bir radyografi mevcut rezidüel alveoler kemiğin genişliğinin ölçülmesine izin vermez. Ön bölgedeki alanın panoramik görüntüleri, nazal spina bölgesindeki bukkal plakanın yüksekliğini yansıttığı için mevcut kemik yüksekliğini olduğundan fazla tahmin edilebilir. Daha doğru bir analiz için, CBCT kullanımı, kalan

alveoler sırtın genişliğini doğru bir şekilde ölçebilir ve hastanın protezinin uç konumu dahil olmak üzere nihai tedavi sonucunu belirlemede klinisyene rehberlik edebilir(36, 73).

İmplant yerleştirmek için mevcut rezidüel sırtın sistematik bir değerlendirmesi için Bedrossian ve ark. dişsiz maksillayı üç radyografik bölgeye ayırdı: (1) bölge 1, maksiller anterior dişler; (2) bölge 2, premolar bölge; ve (3) bölge 3, molar bölge [26]. Bu şema, restoratif ve cerrahi ekibin bir başlangıç tedavi planı oluşturmasını sağlar (Şekil.11.).

2.9.1.2.Maksillada “All-on-Four” Konseptinin Varyasyonları

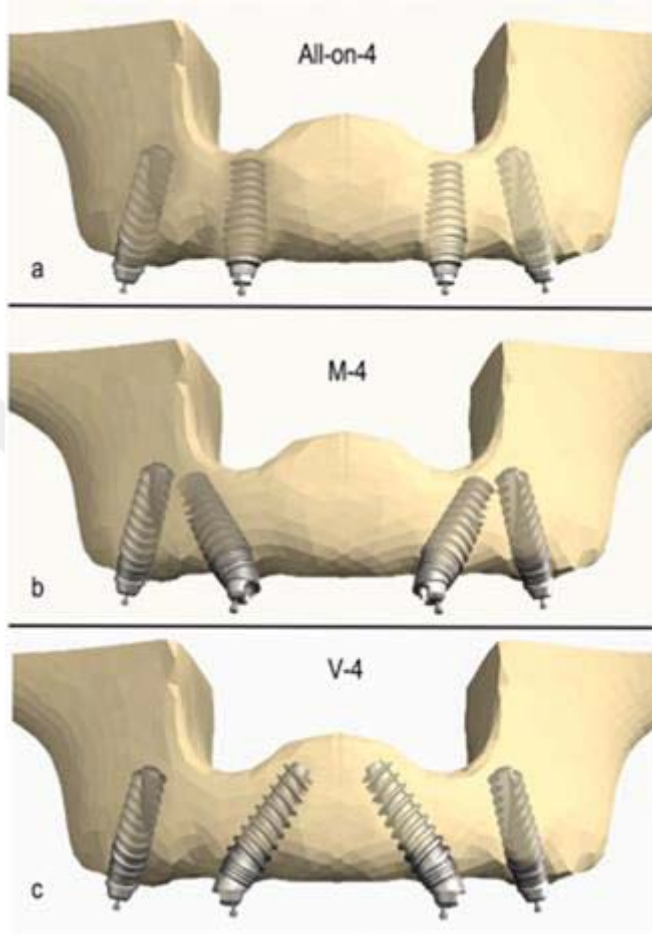


Şekil 11. Maksiller kemik bölgelerine göre maksiller ark rehabilitasyonu için çeşitli tedavi seçeneklerini gösteren şematik diyagram(55)

Biyomekanik açıdan bakıldığında, implant destekli sabit bir protezin hemen yüklenmesi için maksilla anteriorda en az 10 mm kemik yüksekliği gereklidir [2]. Bununla birlikte, bu her zaman mümkün değildir çünkü kemik yüksekliği ogmentasyonu ileri derecede atrofik anterior maksillalarda zorlu bir ileri cerrahi prosedürdür. Maksilla anteriorda yetersiz alveoler yüksekliğine neden olarak, implantların en az 10 mm aksiyel yerleşimini önleyebilir. Bu nedenle anterior implantların açılandırılması, “All-on-Four” konseptine uygun olarak daha uzun implantların distal implantlar olarak yerleştirilmesini sağlar.

Jensen ve ark. M-4 ve V-4 olarak adlandırılan iki “All-on-Four” implant konfigürasyonu tanımladılar(74, 75). M-4 ve V-4 teknikleri, veri eksikliği ve uzun süreli

linik deneyler nedeniyle “All-on-Four” konsepti kadar yaygın olarak uygulanmamaktadır(76).



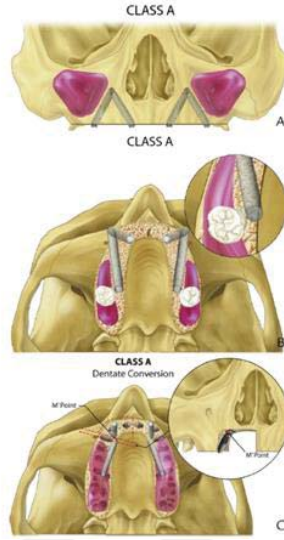
Şekil 12. Farklı “All-on-Four” implant konfigürasyonları(76)

Class A Maksilla

Kemik redüksiyonundan sonra, genellikle palatal kök soketinin hemen anteriorunda, birinci molar çekim bölgesinin medialinde mevcut kalın palatal kemik duvarı ile anatomik bir varyanta sahip olacaktır. 30° derece öne açılan bu giriş noktası, hemen bitişik sinüs boşluğundan kaçınarak palatal duvarın kortikal kemiğine implant yerleştirilmesini sağlayacaktır(74).

Anterior implantlar arkta 20 mm veya daha fazla öne yerleştirilir, ancak panoramik radyografide görüntülendiğinde M şeklinde bir desen oluşturmak için geri açılı olarak

yerleştirilir. Bu implant yerleştirme paterni, 4 implantın tamamı 30° derece açılı olan M-4 olarak tanımlanır ve çok az veya hiç kantilever gerektirmeyen ve 20 mm'ye yakın anterior posterior yayılma ve 60 mm'den daha büyük bir interimplant ark açıklığı olan bir restorasyon için destek oluşturur(74).



Şekil 13. A: Kortikal kemiğe tutunan palatal duvara doğru açılendirılan posterior implantların giriş noktası. B: Kemik redüksiyonundan sonra kortikal palatal duvar korunur, bu da M noktasına doğru bukkal olarak yönlendirilen uygun bir giriş noktasıdır. C: İmplantlar bazen mevcut maksimum kortikal kemik kütesine sabitlenmek için kalın palatal duvarlara sahip kişilerde palatal duvarla sınırlandırılabilir(74).

Tüm implantlar, nazal fossa üzerindeki lateral priform rimdeki maksimum kemik kütesinin yeri olan M noktasına bağlanır(74, 77). Posterior implant giriş noktası birinci moların yakınında olduğunda, implant gövdesi palatal duvarla paralel yerleştirildiğinden, palatal duvarın kendisinde sıklıkla apikal fiksasyon bulunur. Anterior implant daha sonra palatal duvar içindeki bu aynı yere sabitlenmek için bukkal yerine posteriopalatal olarak açılır.

Net etki, M noktasının maksimum kortikal kemik kütesi olarak geçmemesidir, ancak palatal olarak bulunur(designated M' point), öyle ki implantlar piriform rim korteksini kavramak için palatinalden bukkale geçmek zorunda kalmazlar. Bu morfoloji yalnızca kuvvetli bireylerde bulunur, genellikle erkeklerdir, aynı zamanda A Sınıfı ve bazen B Sınıfı alanların genel bir bulgusudur(74).

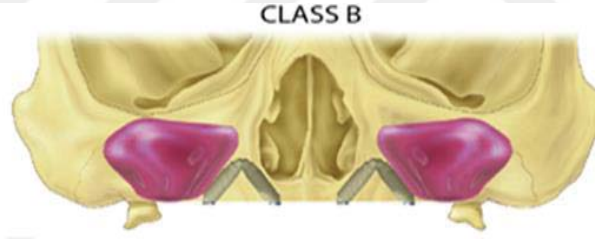
Class B Maksilla

Orta derecede atrofi ve implantların sinüs boşluklarının önüne yerleştirilmesi için bir giriş noktası gerektiren nispeten ince bir palatal duvar ile belirgin sinüs boşluklarına sahiptir.

Posterior implantlar genellikle M noktasında primer stabilite elde etmek için 30 derecelik bir açıda öne doğru açılanmadan önce ikinci premolar bölgeye girer(74).

İmplantlar sinüsün bir bölümünden geçebilir, ancak güvenli bikortikal fiksasyon varsa, sinüs greftine gerek yoktur(74, 78, 79). Anterior implant giriş noktaları kanin çekim soketlerinin hemen önündedir. Anterior implantlar daha sonra M noktasına geri açılanma yapar(74).

4 implant, bir M-4 dağılımında eşit, 15 mm veya daha fazla ayrı olacak şekilde yaklaşık 15 mm olan bir A / P yayılmasıyla yerleştirilmiştir. İnterimplant ark aralığı 45 ile 55 mm arasındadır(74).



Şekil 14. Class B maksillada ince palatal duvar ve daha belirgin sinüs vardır, öyle ki posterior implant giriş noktası, M noktasına doğru açılı ikinci premolar konumudur. Anterior implantlar M noktası kemik kütlelerine geri açılanırlar ve panoramik görüntü ile bakıldığında M şeklinde bir dağılım deseni oluştururlar(74).

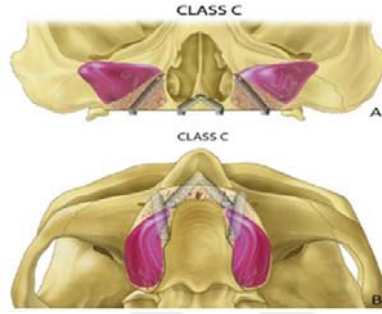
Class C Maksilla

Alveoler prosesin olmadığı, sinüslerin anterior olarak çıkıntılı olduğu ve yeterli bir A/P yayılması elde etmek için transsinüs implant yerleşiminin gerekli olduğu bir sınıftır(74, 80).

Bazen implantlar ikinci premolar bölgeye, daha sık birinci premolar bölgeye yerleştirilebilir(74).

Minimal fiksasyonlu transsinüs implantları sinüs içerisine absorbe olabilen kollajen süngerine dağıtılan kemik morfogenetik protein-2 ile (BMP 2 / ACS) immediyat fonksiyon için güvenilir şekilde greftlenebilir(74). M-noktası kemik kütlesi genellikle sadece posterior

implantların burada fiksasyon elde edebileceği şekilde hacimce azalır. Bu nedenle, anterior implantlar, vomerin birleştiği bölgeye yakın burun krestinin içindeki orta çizginin en üstündeki maksimum kemik kütlesi noktası olan V noktası olarak adlandırılan orta hat kemiğine geçmelidir(74).



Şekil 15. A: Çok belirgin sinüs boşlukları vardır. Birinci veya ikinci premolar giriş noktası ve M noktasında apikal fiksasyon bulunan transsinüs implant yerleştirilmesi uygulanabilir. B: İmplant tam olarak sabitlenmemişse, BMP-2 ile greftlenmelidir(74).

Anterior implantlar, lateral veya kanin giriş noktalarından nazal krete 30° derece ileri açı yapar ve V noktasında birleşir. Bunlara genellikle vomer implantları denir(74, 80).

C sınıfı maksilla tedavisine, V-4 yerleştirme adı verilir, çünkü tüm implantlar, posteriorda 2 transsinüs greftli implantını ve anteriorda 2 vomer implantını içerecek şekilde baş aşağı bir V oluşumunda orta çizgiye doğru birleşirler(74).

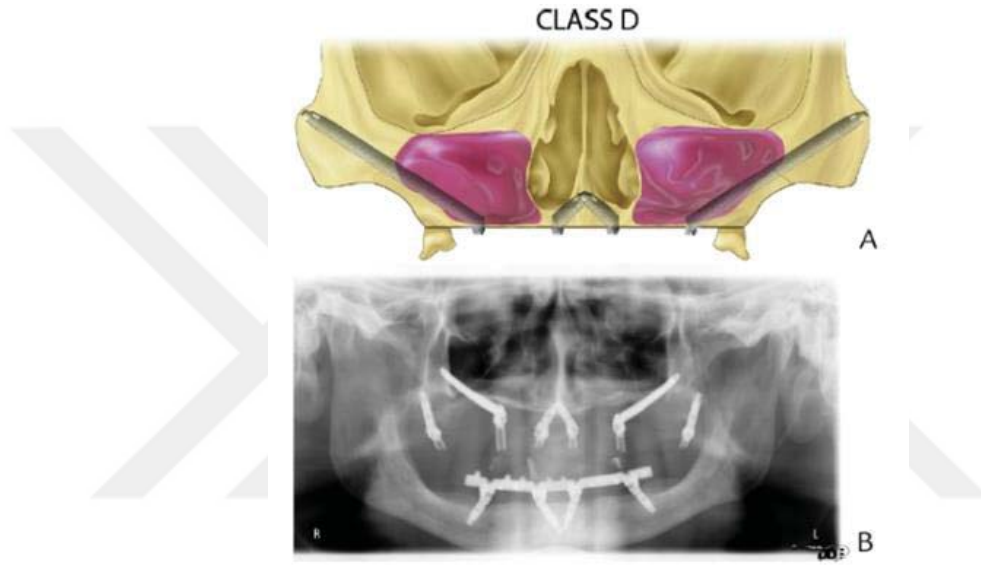
Bu durumdaki immediyat fonksiyon anterior implant fiksasyonuna oldukça bağımlıdır(74, 80)

A / P yayılması, transsinüs implantları iyi yerleştirildiğinde, B Sınıfı A / P yayılmasına yaklaşırken 15 mm'ye kadar olabilir. Bununla birlikte, bazen A / P yayılması yaklaşık 10 mm'dir, bu da ek implantlar için sinüs greftlemesine ihtiyaç olduğunu göstermektedir. Tipik bir interimplant ark aralığı 40 ila 45 mm arasındadır(74, 80).

Class D Maksilla

Tipik olarak V noktası kemiğine sahiptir, ancak M noktası kemik kütlesi yoktur ve Cawood Howell Class V-VI atrofisine karşılık gelir(12, 74).

İki taraflı vomer implant yerleşimi için çoğu kez kapasite vardır, ancak zigomatik implantların yerleştirilmesi için çok az posterior kemik vardır veya hiç yoktur. Eğer zigomatik implantlar kullanılmazsa, BMP-2 greftleme ile transsinüs yerleşimi sinüs ile burun boşlukları arasında bir birleşme olmadığı ve implantın dikey stabilitesi sağlanabildiği sürece yapılabilir. Bu seçenekteki transsinüs implantlarının yerleştirme torku çok az veya hiç yoktur; bu, anterior implantların yükü paylaşmak için mekanik stabiliteye sahip olması gerektiği anlamına gelir. Nadiren pterigoid implantlar 6 implant şemasında kullanılır(74).



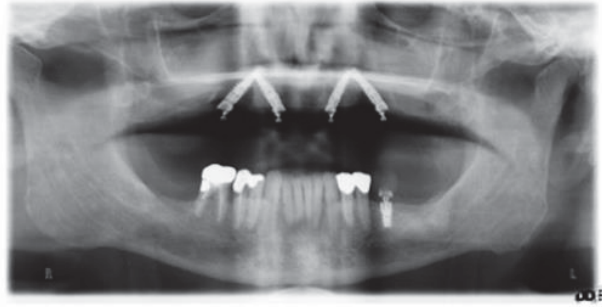
Şekil 16. A: M noktası ve V noktası kemik kütlesi yetersizdir. B: Pterigoid implantların kullanımı, 6 implant şeması(74).

Genel olarak, birçok D Sınıfı maksiller durum, zigomatik implantlar yerine transsinüs implantları kullanılarak bir V-4 yaklaşımıyla tedavi edilebilir, ancak yerleştirme torklarının toplamının, yüklemeye izin vermek için en az 120 Ncm olması gerekir(74, 80). Bu, 2 anterior implantın yüksek yerleştirme torku değerlerine sahip olması gerektiği anlamına gelir.

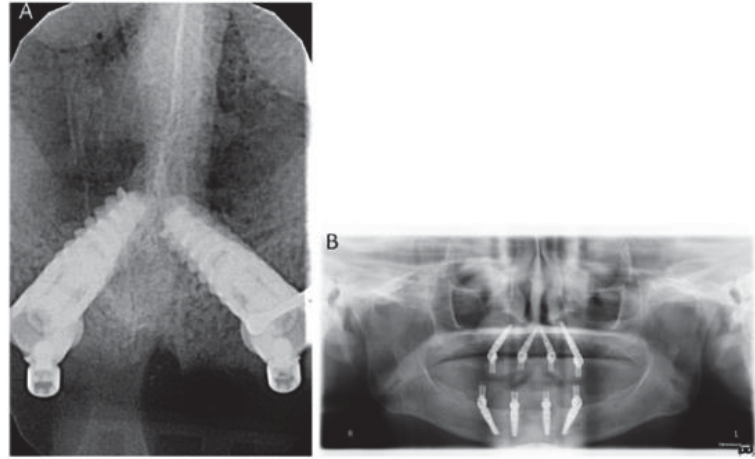
Bu mümkün olmadığında, zigomatik implantlar kullanılmalı veya gecikmeli bir yükleme stratejisi kullanılmalıdır(74).

V noktasında veya M noktasında çok az kemik kitlesi varsa veya hiç yoksa, immediyat fonksiyonun gerçekten gerekli olması durumunda dörtlü zigomatik implant endikedir. Buna karşılık, düz dişsiz bir maksilla paranazal bölgesinde yeterli kemik kütlesinin olmaması, bilateral sinüs grefti ve gecikmiş implant yerleşimi için en iyi

endikasyondur. Her implant hemen yüklenmemelidir, özellikle de karşı doğal dentisyon veya parafonksiyon görüldüğünde(74).



Şekil 17. Class A maksillada M-4 implant yerleştirme paternini gösteren yükleme gününde çekilen panoramik radyografi(74).



Şekil 18. A: Class C maksilladaki V-4 yerleşiminin cerrahi sonrası radyografisi. B: Class C maksillada ve Class B mandibulada V-4 yerleşiminin cerrahi sonrası radyografisi(74).

Maksilla için immediyat fonksiyon implant yerleştirme stratejisinin çoğu açılı palatal duvar yerleşimi (implant palatal duvar içinde kalır), transsinüs yerleşimi (palatal duvardan nazal duvara) ve bikortikal transalveoler (palatinalden bukkal duvara) yerleştirmeyi içeren palatal duvara tutunmaya dayanır. Eğer palatal duvar uzun vadeli protez kullanımından atrofik veya ince ise, hemen hemen her zaman atrofinin her aşamasında mevcut olan paranazal kemik, maksiller atrofinin aşırısında maksillofasiyal korteksin nihai kalıntısı olarak işlev görebilir(74).

2.9.2. “All-on-Four” Tedavi Konseptinin Endikasyonları

- Atrofik çene veya dişsiz maksilla vakalarında
- Sinüs greftleme prosedürlerinin kontrendike olduğu maksiller sinüs patolojileri olan hastalar
- Posterior atrofik çeneye sahip hastalarda implant yerleştirilmesi için gerekli sinüs lifting veya ogmentasyon ameliyatları konusunda isteksiz olması
- Maksiller ve İnterforaminal bölge kemik genişliği en az 5 mm olan vakalar
- Maksiller ön bölge veya interforaminal bölgede, kemik uzunluğu en az 10 mm olan vakalar
- Ön maksiller sinüs kemik uzunluğunun en az 10 mm olan vakalar
- Primer stabilitenin sağlandığı koşullar
- İmplantın anında yükleme için hareketsiz yerleştirildiği durumlar
- Ark mesafesinin en az 20 mm olduğu vakalar(60, 62).

2.9.3. “All-on-Four” Tedavi Konseptinin Kontrendikasyonları

- Konvansiyonel implant yerleştirmeye kontrendikasyonları olan vakalar
- Hastaların sistemik hastalıklarının cerrahi implant yerleştirilmesine izin vermediği durumlar
- Maksilladaki yüksek gülümseme hattı nedeniyle kemik redüksiyonu ihtiyacı duyulan durumlar
- Düzensiz veya ince kemik tepesi bulunan durumlar
- Cerrahi enstrümantasyona uyum sağlamak için yetersiz ağız açıklığı (en az 50 mm)
- Kemik hacminin yetersiz olduğu durumlar(60, 62).

2.9.4. “All-on-Four” Tedavi Konseptinin Cerrahi Komplikasyonları

- Mukogingival flep kaldırıldığı sırasında arteriyel yaralanmalar.
- Mental foramen veya inferior alveoler sinirin supra-krestal ekspozu.
- “All-on-Four” tedavi için gereken öngörülen yatay kemik redüksiyon düzleminin ötesine uzanan pnömatize maksiller sinüs.
- Alveoler veya bazal kemiğin redüksiyonu sırasında kemiğin beslenme kanallarından kanama.
- Dental implantların daha fazla mezial yerleşimini gerektiren, böylece “All-on-Four” tarzı protezin anterior posterior yayılımını sınırlandıran aksesuar mental foramen.

- Ön mandibuladaki sublingual arterde yaşamı tehdit eden kanama komplikasyonlarına yol açan hasar.
- Primer stabiliteyi tehlikeye atan yetersiz kemik yoğunluğu.
- Kemik kaybına neden olabilecek daha önce yerleştirilmiş diş implantlarının çıkarılması. Bu, yeni bir implant yerleştirme olasılığını ortadan kaldırabilir ve dolayısıyla geçici bir protezin hemen yüklenmesini tehlikeye atabilir.
- Sinüsün ön veya alt duvarında perforasyon(55).

2.10.İmplantların Biyomekaniğinin Değerlendirilmesinde Kullanılan Yöntemler

Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin mekanik dayanımlarının arttırılması ve uygulanan kuvvetler sonucu oluşan gerilmelerin belirlenmesi amacıyla, stres analizlerinin yapılması son yıllarda oldukça önemli hale gelmiştir. Başarılı bir restorasyon için diş hekimliğinde kullanılan materyallerin mekanik özelliklerinin, çiğneme kuvvetleri karşısındaki stres ve gerilmelerinin iyi bir şekilde anlaşılması gerekmektedir(81). Bu amaçla en sık kullanılan yöntemler;

- ☐ Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi
- ☐ Gerinim ölçer (Strain Gauge) Stres Analiz Yöntemi
- ☐ Sonlu Elemanlar (Finite Element) Stres Analiz Yöntemi(82).

Diş hekimliğinde yapılan çalışmalarda Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi sıklıkla kullanılmaktadır. SEA yönteminin diğer analiz yöntemlerinden üstün olan özellikleri şunlardır(6).

- Ele alınan bir cismin geometrisini, kullanılan sonlu elemanların boyutlarının ve şekillerinin değişkenliği nedeniyle tam olarak yansıtabilir.
- Bir veya birden çok delik veya köşeleri olan bölgeler kolaylıkla incelenebilir.
- Değişik malzeme ve geometrik özellikleri bulunan cisimler incelenebilir.
- Neden ve sonuç ilişkisine ait sorunlar, küçük bir elemanda çözümlenerek tüm sisteme ait kuvvetler ve yer değiştirmeler cinsinden formüle edilebilir. Sonlu elemanlar yönteminin bu özelliği sorunların anlaşılmasına ve çözülmesine olanak sağlar, hem de sorunu basitleştirir.
- Sınır şartları kolayca uygulanabilir

Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi'nin Çeşitleri

- ✓ Termal analiz
- ✓ Nonlineer analiz
- ✓ Model analizi
- ✓ Burkulma (Buckling) analizi
- ✓ Dinamik analizi(83).

SEA' da incelemesi yapılacak olan canlı ya da cansız yapıların gerçeğe yakın bir modellemesi bilgisayar ortamında oluşturulur. Model matematiksel olarak anlamlı daha basit geometrik parçalara (elemanlara) bölünür. Elemanlar birbirlerine “düğümlemlerle” bağlı olup farklı geometrik şekillerde olabilir. Bir elemandaki fiziksel değişiklik düğümler vasıtasıyla diğer elemanlara aktarılır. Yük dağılımı, tüm yapının aksine, her bir eleman için ayrı hesaplandığından, eleman sayısının artması ölçümün hassaslığını artırmaktadır. Sonuçta belirli bir cismin modeli üzerinde, yazılımlar aracılığıyla istenilen yön, tip ve şiddette kuvvetler uygulanarak ortaya çıkan gerilimler, gerinimler ve yer değiştirmeler hesaplanabilmektedir(84–86).

Düzensiz geometriye sahip karmaşık şekillerin modellenmesi, sayısal veriler elde edilmesi, incelenen cismin geometrisinin kullanılan değişik şekildeki sonlu elemanlar sayesinde kolayca taklit edilebilmesi sonlu elemanlar stres analizinin medikal çalışmalarda tercih sebebi olmasını sağlamaktadır. Ayrıca sonlu elemanlar stres analizi ile implant ve implant üstü protezlerin, uygulanan sanal yükler altında, yapıda oluşabilecek gerilme, şekil değiştirme ve yer değiştirme miktarlarının ve lokalizasyonlarının tam olarak saptanabilmesi mümkün olmaktadır. Bu avantajlarının yanında sonlu elemanlar stres analizinin en büyük dezavantajı gerçekte farklılık gösteren birçok etkenin sabit olarak kabul edilmek zorunda kalınmasıdır(87).

Sistemin dezavantajları ise; objelerin geometrisinin matematiksel modele çevirme gerekliliği, yüksek kapasiteli bilgisayara ihtiyaç duyulması ve malzeme parametreleri (izotropi, young modülü) ile ilgili varsayım yapılması gerekliliğidir.

Sonlu elemanlar analizi çeşitli bilgisayar programları ile yapılmaktadır. En yaygın olarak Algor, Ansys, Abaqus, Marc, Nastran, Patran, Solidworks, Proengineer kullanılmaktadır. Bu programlar sayesinde gerilme, şekil değiştirme ve yer değiştirme miktarları sayısal değerlerle elde edilebilir ve anlaşılıp yorumlanabilmesi açısından renkli görüntüler elde edilebilmektedir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Tempa Mühendislik işbirliğiyle gerçekleştirilmiştir.

Tam dişsiz atrofik maksilla modeli üzerine yerleştirilen protez üzerinden vertikal yönde ve oblik yönde (bukkopalatinal yönde) çiğneme kuvvetini simüle eden kuvvetler uygulanmıştır.

Üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve matematiksel anlamda uygun katı ağ yapısına dönüştürülmesi, Üç boyutlu sonlu elemanlar analizi modellerinin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi; 2.40 GHz saat hızında INTEL Xeon E-2286 işlemcili, 64 GB ECC belleğe sahip HP iş istasyonlarında gerçekleştirilmiştir.

Tomografi verisinden stl modelin elde edilmesi 3DSlicer yazılımında yapılmıştır. Tersine mühendislik ve üç boyutlu CAD faaliyetleri ALTAIR Evolve yazılımı, katı modellerin analiz ortamına uygun hale getirilmesi ve optimize ağ örgüsünün oluşturulması faaliyetleri ALTAIR Hypermesh yazılımı ile gerçekleştirilmiştir; oluşturulan sonlu elemanlar modellerinin çözümü için Nastran tabanlı ALTAIR Optistruct (ALTAIR, Troy, MI, USA) implicit çözücüsü kullanılmıştır.

3.1. İmplant ve Protez Parçalarının Modellenmesi ve Çalışma Modellerinin Oluşturulması

Çalışmada kullanılan NobelParallelConical Connection TiUltraimplant (kullanılan bütün implant çapları 4mm uzunluk olarak ise anteriorda 13 mm, posteriorda 15 mm uzunluğunda implant kullanılmıştır) ve Multi-unit Xealabutment ALTAIR Evolve yazılımında modellenmiştir. Protez parçaları (metal alt yapı ve protez) ALTAIR Evolve yazılımında modellenmiştir (3.8 ve 3.6 b metal alt yapı ve protez görselleri)

Modeller arasında kuvvet aktarımının sağlanabilmesi için ALTAIR Hypermesh yazılımında mesh yapıları arasında uyumlandırma işlemi yapılmıştır.

3.2. Kortikal ve Trabeküler Kemiğin Modellenmesi

Çalışmada kullanılan tam dişsiz atrofik maksilla kemik modelinin oluşturulması için; tam dişsiz erişkin hastanın tomografisi çekilmiştir. Tomografi verisi 0.1 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edilmiştir. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen tomografi verileri DICOM (dcm) formatında 3DSlicer yazılımına aktarılmıştır. DICOM formatındaki CT verisi 3D Slicer yazılımında uygun Hounsfield değerlerine göre ayrıştırılarak,

segmentasyon işlemi ile üç boyutlu modele dönüştürülmüştür. Model stl formatında dışa aktarılmıştır.

Üç boyutlu model ALTAIR Evolve yazılımına aktarılmıştır ve burada uygun atrofik maksilla kortikal geometrisi modellenmiştir. Kortikal kemik kalınlığı anterior bölgede (kanin diş bölgesine kadar) 0.7 mm, posterior bölgede 1 mm olacak şekilde ayarlanmıştır. Kalınlığı ayarlanan üç boyutlu maksillakortikal kemiğinin iç yüzeyi referans alınarak trabeküler kemik elde edilmiştir.

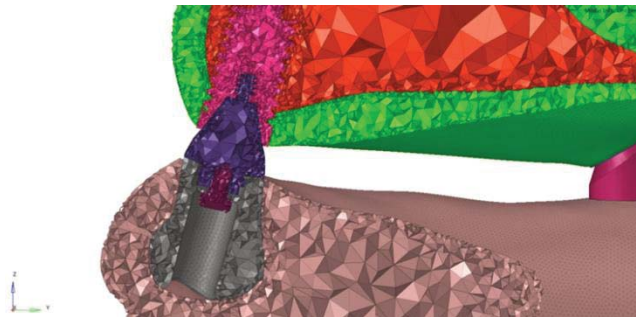
Hazırlanan tüm modeller ALTAIR Evolve yazılımında 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirilip modelleme işlemi tamamlanmıştır.



Şekil 19. Kortikal kemik (a) ve trabeküler kemik (b)

3.3. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi

Matematiksel modeller, geometrik modellerin mesh adı verilen basit ve küçük parçalara bölünmesiyle oluşmaktadır. ALTAIR Evolve yazılımında modelleme işlemi tamamlandıktan sonra modeller ALTAIR Hypermesh yazılımıyla matematiksel olarak oluşturulup analize hazır hale getirilmiştir. Analizlerin yapılabilmesi için, ALTAIR Hypermesh yazılımında hazırlanan modeller fem formatında ALTAIR Optistruct analiz programına aktarılmıştır.

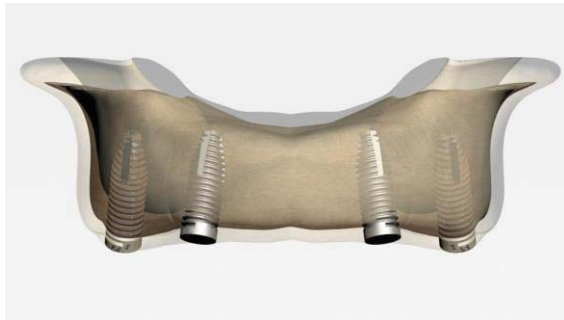


Şekil 20. Modelin ağ örgüsü

Tablo 1. Çalışma için oluşturulan modellerin tablosu.

Modeller	Anterior implant yerleşim şekli	Posterior implant yerleşim şekli
1.model	Monokortikal	Monokortikal
2.model	Monokortikal	Bikortikal
3. model	Bikortikal	Bikortikal
4. model	Bikortikal+ nazal elevasyon	Bikortikal

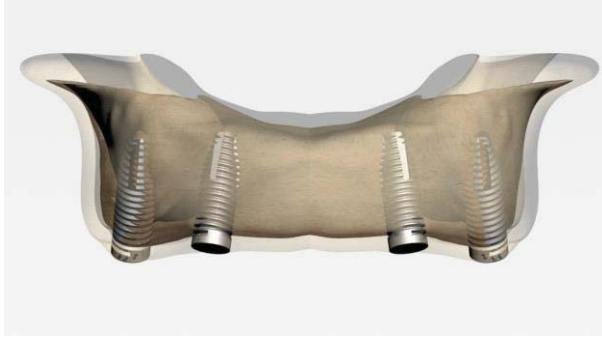
Model 1: Maksiller anterior bölgede implantlar 12 ve 22 nolu dişsiz bölgelere 4 mm çapında 13 mm uzunluğunda dik konumda yerleştirilmiştir. Posterior bölgedeki implantlar ise 15 ve 25 nolu dişsiz bölgelere, 4 mm çapında ve 15 mm uzunluğunda 30° açıyla yerleştirilmiştir. Modelde anterior ve posterior implantlar monokortikal yerleştirildi. Çift taraflı olarak posteriordaki kantilever uzunluğu 11 mm olarak belirlendi.



Şekil 21. Model 1

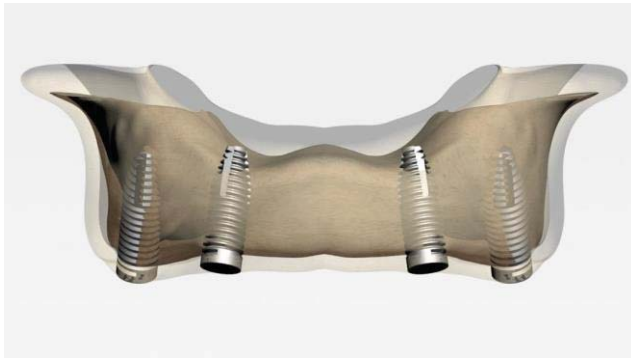
Model 2: Maksiller anterior bölgede implantlar 12 ve 22 nolu dişsiz bölgelere 4 mm çapında 13 mm uzunluğunda dik konumda yerleştirilmiştir. Posterior bölgedeki implantlar ise 15 ve 25 nolu dişsiz bölgelere, 4 mm çapında ve 15 mm uzunluğunda 30° açıyla yerleştirilmiştir. Modelde anterior implantlar monokortikal ve posterior implantlar bikortikal yerleştirildi.

Çift taraflı olarak posteriordaki kantilever uzunluğu 11 mm olarak belirlendi.



Şekil 22. Model 2

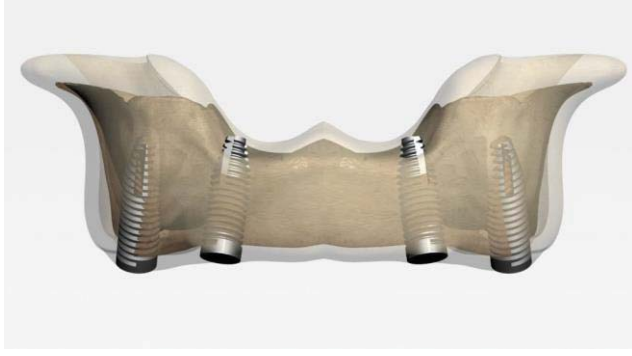
Model 3: Maksiller anterior bölgede implantlar 12 ve 22 nolu dişsiz bölgelere 4 mm çapında 13 mm uzunluğunda dik konumda yerleştirilmiştir. Posterior bölgedeki implantlar ise 15 ve 25 nolu dişsiz bölgelere, 4mm çapında ve 15 mm uzunluğunda 30° açıyla yerleştirilmiştir. Modelde anterior ve posterior implantlar bikortikal olarak yerleştirildi. Çift taraflı olarak posteriordaki kantilever uzunluğu 11 mm olarak belirlendi.



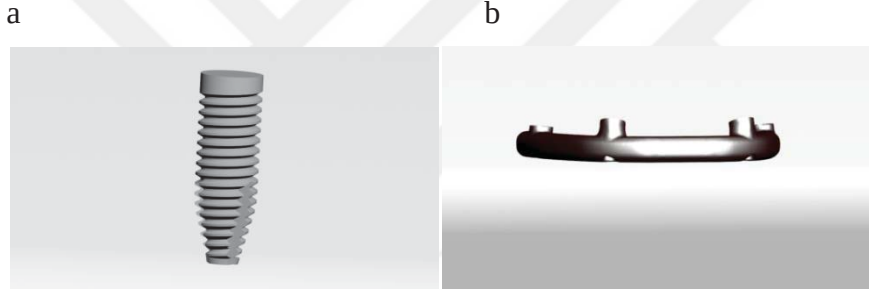
Şekil 23. Model 3

Model 4: Maksiller anterior bölgede implantlar 12 ve 22 nolu dişsiz bölgelere 4mm çapında 13mm uzunluğunda dik konumda yerleştirilmiştir. Posterior bölgedeki implantlar ise 15 ve 25 nolu dişsiz bölgelere, 4mm çapında ve 15 mm uzunluğunda 30° açıyla yerleştirilmiştir. Modelde, anterior implantlar bikortikal ve 2 mm nazal taban elevasyonu uygulandı, posterior

implantlar bikortikal yerleştirildi. Çift taraflı olarak posteriordaki kantilever uzunluğu 11mm olarak belirlendi.



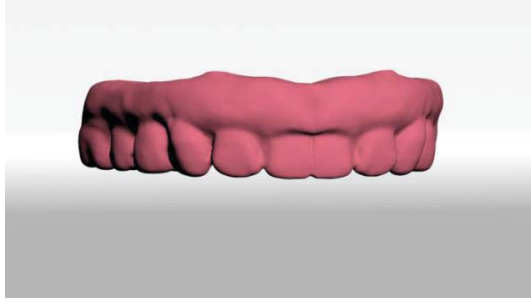
şekil 24. Model 4



şekil 25. Çalışmada kullanılan implant gövdesi (a) ve bar (b)



şekil 26. Düz (a) ve açılı (multiunit) abutment modelleri



Şekil 27. Polimetil metakrilattan tasarlanan üst yapı modeli

3.4. Malzeme Tanımları

Analizlerde elastik modül ve poisson oranı verilen malzemelerin doğrusal (lineer) malzeme özellikleri kullanılmıştır. Analizi yapılan modelin malzeme özellikleri sayısal ve görsel olarak tanımlanmıştır.

Tablo 2. malzemelerin elastik modülü ve poisson oranı

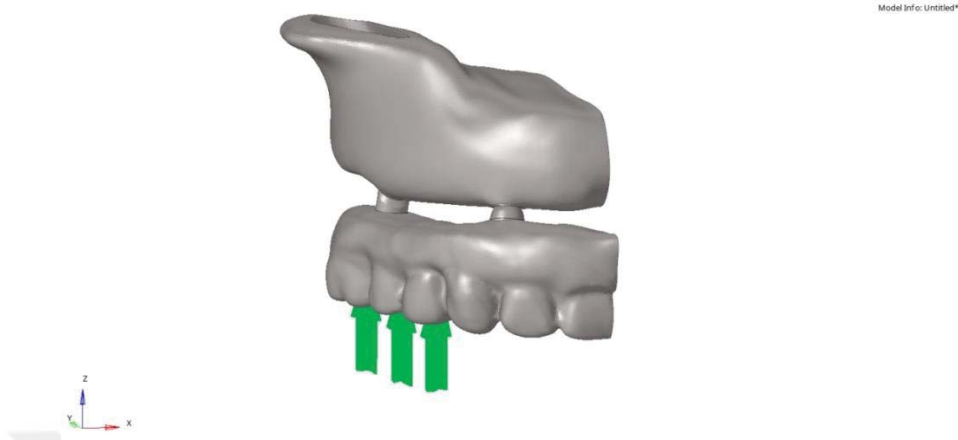
	Elastik Modül (MPa)	Poisson Oranı
Titanyum	110000	0.3
Bar (Krom-Kobalt)	218000	0.33
Protez (Akrilik)	3000	0.35
Kortikal	13700	0.3
Trabeküler	1370	0.3

3.5. Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları

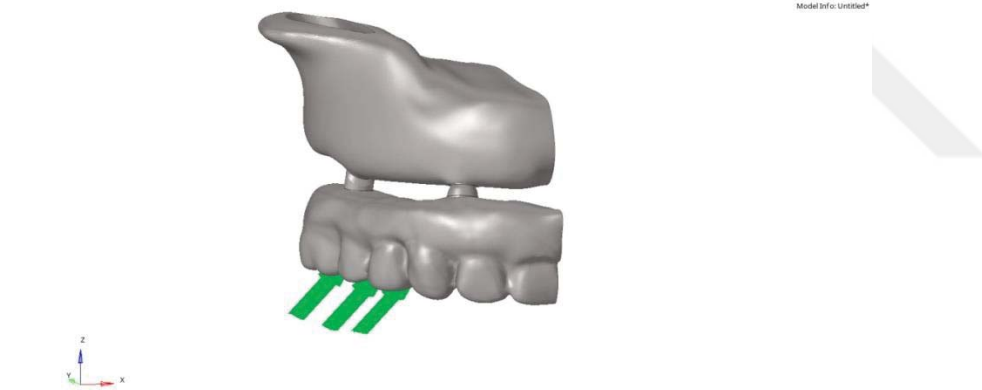
Dört model için vertikal ve oblik olmak üzere iki tip yükleme senaryosu olup toplamda sekiz analiz gerçekleştirilmiştir. Yükleme her iki senaryo için de 4-5-6 nolu dişler üzerinden her bir dişe 100'er N toplamda 300 N olarak bilateral uygulanmıştır. Vertikal yükleme dişlerin okluzal santral fossasından; oblik yükleme ise dişlerin palatal kaspından 45° derece açılı bukkopalatinal yönde uygulanmıştır. Yükleme tanımları uygulama bölgelerinde yer alan düğüm noktalarına dağıtılarak ilgili bölgelerde gerilme tekilliğinin önüne geçilmiştir.

Modeller kortikal kemiğin üst bölgesinde bulunan düğüm noktalarından her üç eksendeki hareketi engellenecek şekilde tüm serbestlik dereceleri kısıtlanarak sabitlenmiştir.

Modelde bulunan bütün parçalara; X eksen normalinde, Y-Z düzlemine göre simetrik olacak şekilde sınır koşulu uygulanmıştır.

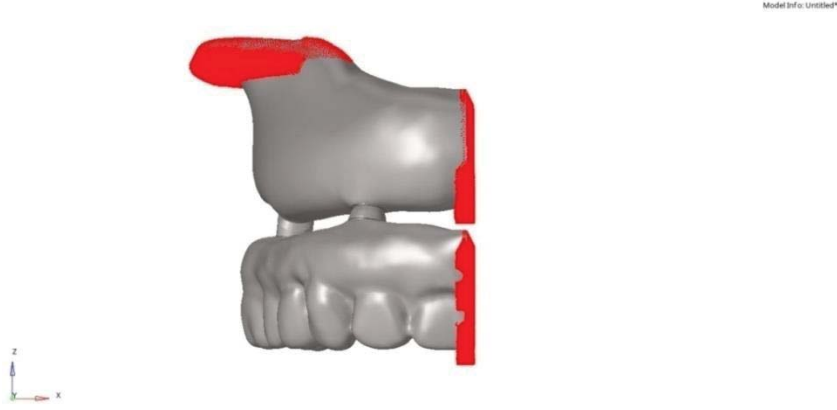


Şekil 28. Vertikal yükleme 4-5-6 nolu dişlerin okluzal santral fossasından uygulanmıştır



Şekil 29. Oblik yükleme 4-5-6 nolu dişlerin palatal kaspından 45 derece açılı bukkopalatinal yönde uygulanmıştır.

Sınır Koşulları: Modelde bulunan bütün parçalara; X eksen normalinde, Y-Z düzlemine göre simetrik olacak şekilde sınır koşulu uygulanmıştır.
(Şekil 3.12)



Şekil 30. Sınır koşulları

3.6.Kantitatif Model Bilgileri

Oluşturulan 4 farklı model analizi için bilgiler tablo 3'te paylaşılmıştır.

Tablo 3. Düğüm ve eleman sayısı

	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4
Total # of Nodes	751546	836214	866242	993826
Total # of Elements	3087947	3443665	3570404	4131016

3.7.Sistemlerin Birleştirilmesi ve Kemik İmplant Bağlantı Durumu

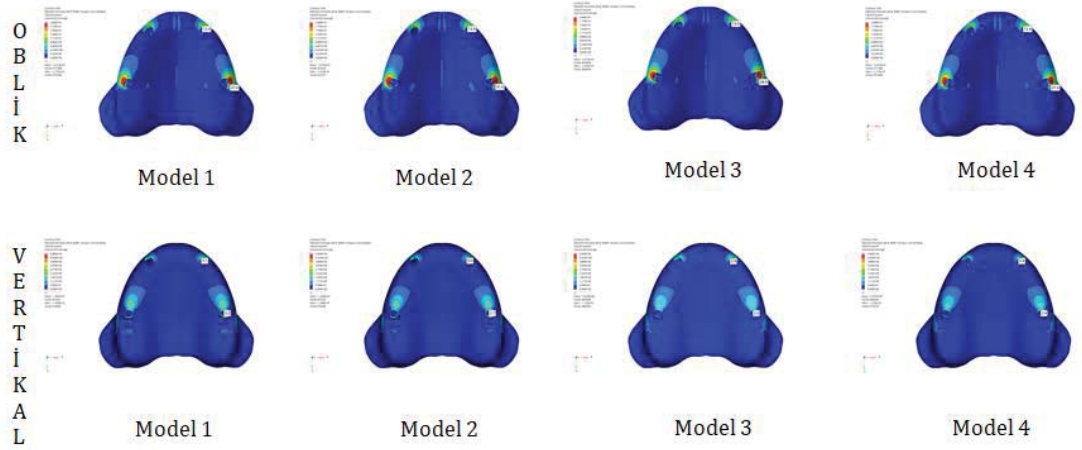
Oluşturulan matematiksel modellerde analizlerin yapılabilmesi ve doğru sonuçların elde edilebilmesi için, modeli oluşturan parçaların birbirleriyle olan yüzey ilişkilerinin analiz programında tanımlanması gerekmektedir. Bu amaçla tüm çalışma modellerinde temas bulunan tüm bölgelerde (kortikal-trabeküler kemik ara yüzü, implant-kemik kontak bölgesi, implant-abutment ve vida bağlantıları, abutment-vida-bar temas yüzeyleri) FREEZE tipi kontak tanımı gerçekleştirilmiştir. Bu yaklaşım parçaların hareketi esnasında tam korelasyon ile hareket ettiği varsayımına dayanmaktadır.

4.BULGULAR

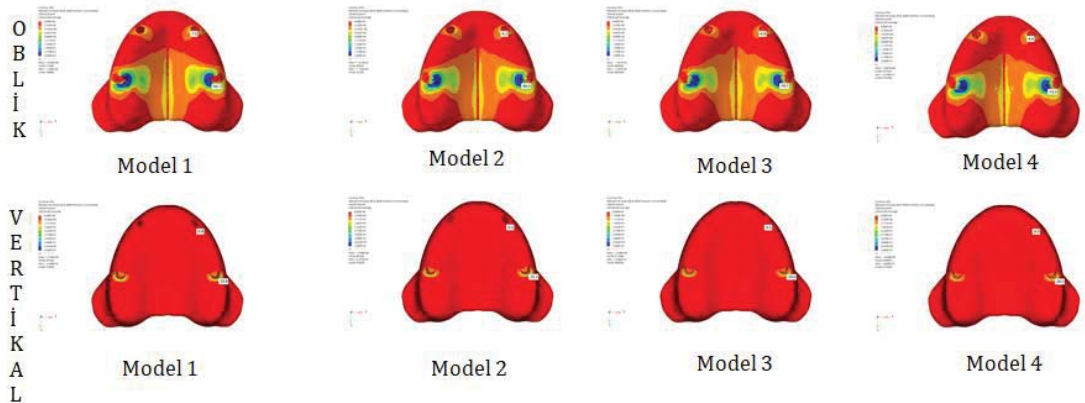
Bu çalışmada atrofik maksiller üst çene için "all-on-four" tekniği ile modellere implantlar yerleştirildi. Çalışmamızda hazırlanan 4 modele hem vertikal hem de 45° derece oblik yönden kuvvet uygulanarak 8 adet lineer çözümleme yapıldı. Bu çözümlemelerin her birinde implantlar ve üst yapısı için VonMises; kortikal ve trabeküler kemik tabakaları için, Maksimum (Pmax) ve Minimum (Pmin) Principal stres değerleri elde edildi. İmplantlar üzerinde oluşan stresler incelenirken VMS değerleri, kemik üzerinde oluşan stresler incelenirken ise Pmax ve Pmin PS değerleri dikkate alındı. Elde edilen veriler literatür bilgileri ışığında değerlendirilerek ve oluşturulan grafikler üzerinde incelenerek yorumlanmıştır.

4.1.Principal Stres Değerleri

4.1.1. Kortikal Kemikte Oluşan Principal Stres Değerleri

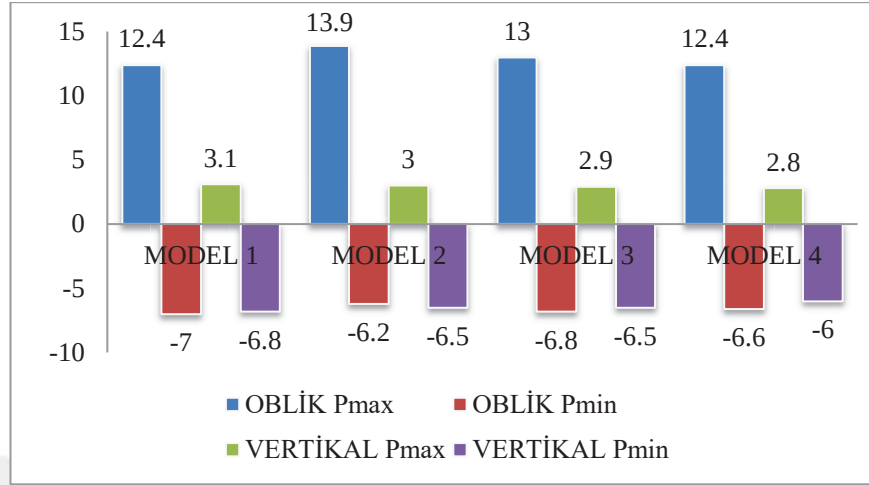


Şekil 31.Kortikal kemikte oluşan Pmax değerleri



Şekil 32. Kortikal kemikte oluşan Pmin değerleri

Anterior implant bölgesi



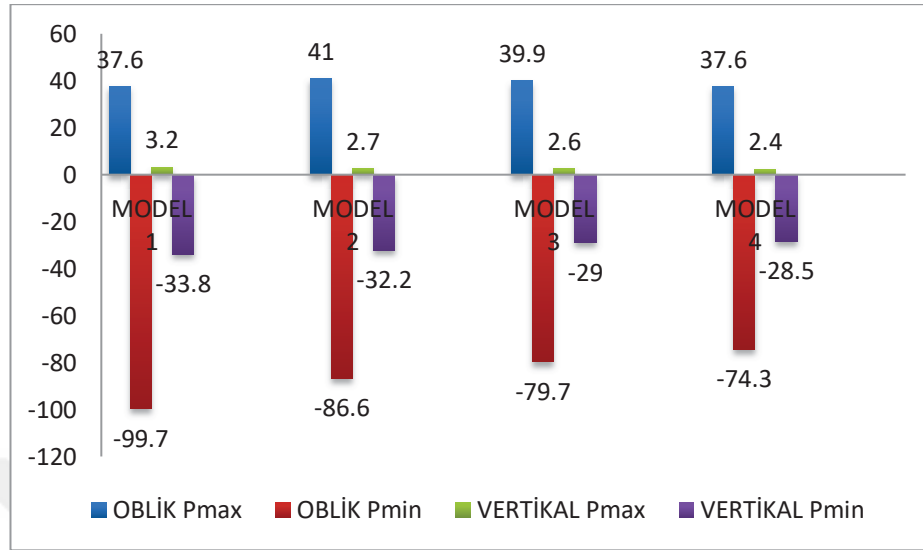
Şekil 33. Anterior implant çevresinde kortikal kemikte oluşan PS değerleri*,**

**Pmax; gerilme kuvveti, Pmin; sıkışma kuvveti

Anterior bölgeye yerleştirilen implantları çevreleyen kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde en yüksek oblik Pmax değeri 13.9 MPa ile model 2 implant çevresinde olduğu görülürken en düşük oblik Pmax değeri 12.4 MPa ile model 1 ve 4'te izlenmiştir. En yüksek oblik Pmin -7.0MPa ile Model 1'de izlenirken en düşük oblik Pmin değeri -6.2 MPa ile Model 2 çevresinde izlenmiştir. En yüksek vertikal Pmin değeri -6.8 MPa ile model 1'de görülürken en düşük vertikal Pmin değeri -6.0 MPa ile model 4'te görülmüştür.

Elde edilen verilere göre tüm modellerde oblik çekme kuvvetleri oblik sıkışma kuvvetlerine; vertikal sıkışma kuvvetleri ise vertikal gerilme kuvvetlerine baskındır. En çok değişim 1.5 MPa ile oblik Pmax değerinde olmuştur.

Posterior implant bölgesi

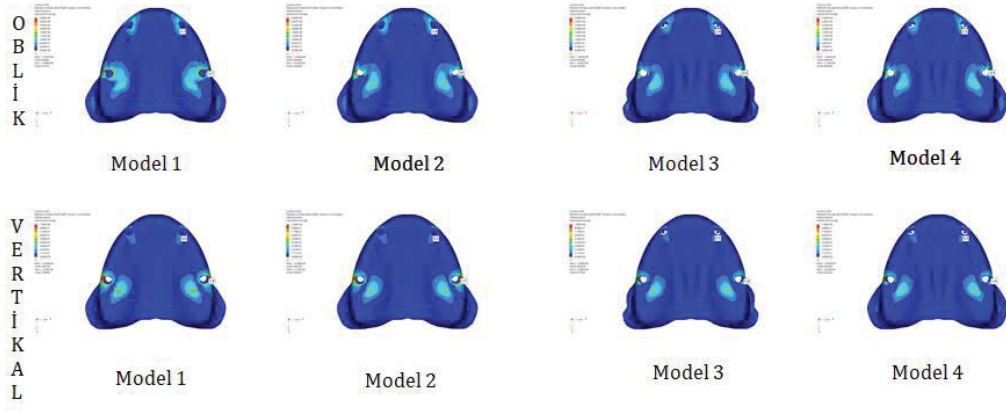


Şekil 34. Posterior implant çevresinde kortikal kemikte oluşan PS değer grafiği

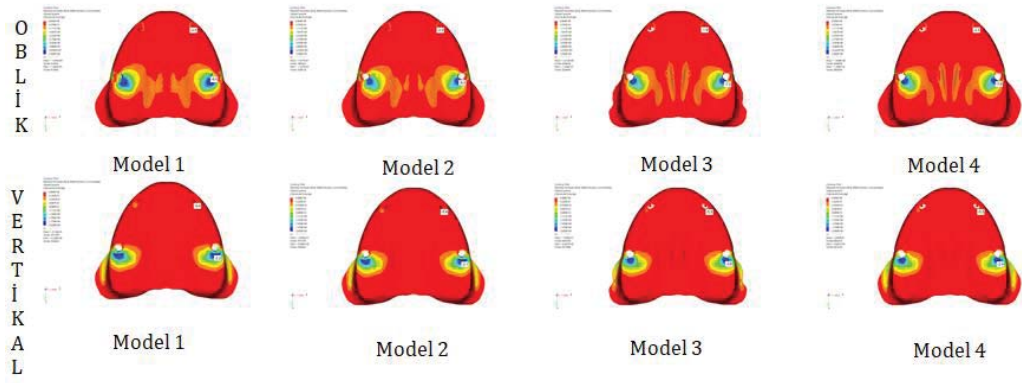
Posterior bölgeye yerleştirilen implantları çevreleyen kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde en yüksek oblik Pmax değeri 41 MPa ile 2. modelde görülürken en düşük oblik Pmax değeri 37.6MPa ile 4. modelde görülmüştür. En yüksek vertikal Pmax değeri 3.2 MPa ile 1. Modelde görülürken en düşük vertikal Pmax değeri 2.4 MPa ile 4. modelde görülmüştür. En yüksek oblik Pmin değeri ise -99.7MPa ile 1. Modelde görülürken en düşük oblik Pmin değeri -74.3 MPa ile 4. Modelde görülmüştür. En yüksek vertikal Pmin değeri -33.8 MPa ile 1. Modelde görülürken en düşük vertikal Pmin değeri -28.5MPa ile 4. Modelde görülmüştür.

Elde edilen verilere göre tüm modellerde sıkışma tipi stresler gerilme tipi kuvvetlere göre daha baskındır. En çok değişim 25.4 MPa ile oblik Pmin değerinde olmuştur.

4.1.2. Spongiyoz Kemikte Oluşan Principal Stres Değerleri

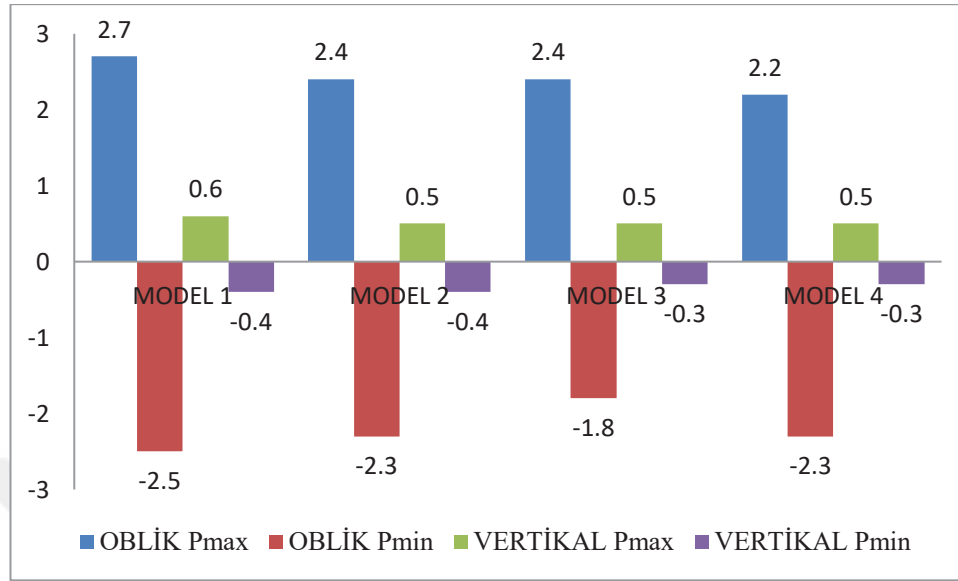


Şekil 35. Spongiyoz kemikte oluşan Pmax değerleri



Şekil 36. Spongiyoz kemikte oluşan Pmin değerleri

Anterior implant bölgesi

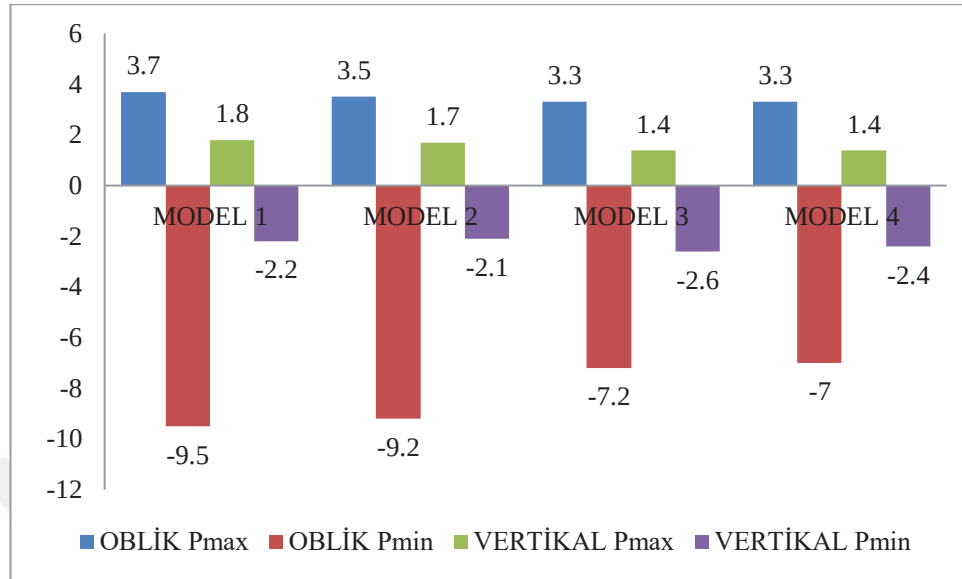


Şekil 37. Anterior implant çevresinde spongiyoz kemikte oluşan PS değer grafiği

Anterior bölgeye yerleştirilen implantları çevreleyen spongiyoz kemikte oluşan stresler incelendiğinde en yüksek oblik Pmax değeri 2.7 MPa ile 1. Modelde görülürken en düşük oblik Pmax değeri 2.2 MPa ile 4. modelde görülmüştür. En yüksek vertikal Pmax değeri 0.6 MPa ile 1. Modelde görülürken diğer üç modelde eşit ve 0.5 MPa ölçülmüştür. En yüksek oblik Pmin değeri -2,5 MPa ile 1. modelde görülürken en düşük oblik Pmin değeri -1.8 MPa ile 3. Modelde görülmüştür. En yüksek vertikal Pmin değeri ise -0.4 MPa ile 1. Ve 2. Modelde görülürken en düşük vertikal Pmin değeri -0.3 MPa ile 3. Ve 4. Modelde görülmüştür.

Elde edilen verilere göre Model 4 haricinde gerilme tipi kuvvetler sıkışma tipi streslere göre daha baskındır. En çok değişim 0.5 MPa ile oblik Pmax değerinde olmuştur.

Posterior implant bölgesi

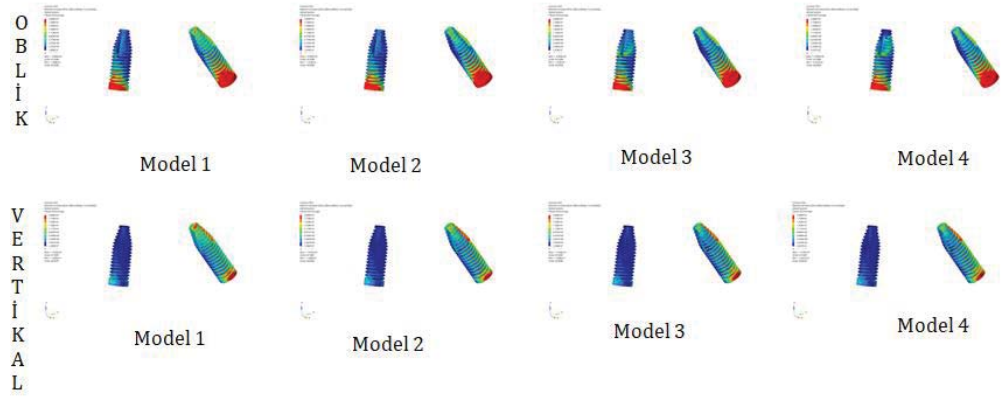


Şekil 38. Posterior implant çevresinde spongiyoz kemikte oluşan PS değer grafiği

Posterior bölgeye yerleştirilen implantları çevreleyen spongiyoz kemikte oluşan stresler incelendiğinde en yüksek oblik Pmax değeri 3.7 MPa ile 1. Modelde görülürken en düşük oblik Pmax değeri 3.3 MPa ile 3. Ve 4. Modelde görülmüştür. En yüksek vertikal Pmax değeri 1.8 MPa ile 1. Modelde görülürken en düşük vertikal Pmax değeri 1.4 MPa ile 3. V3 4. Modelde görülmüştür. En yüksek oblik Pmin değeri -9.5 MPa ile 1. Modelde görülürken en düşük oblik Pmin değeri -7 MPa ile 4. Modelde görülmüştür. En yüksek vertikal Pmin değeri ise -2.6 MPa ile 3. modelde görülürken en düşük vertikal Pmin değeri -2,1 MPa ile 2. Modelde görülmüştür.

Elde edilen verilere göre tüm modellerde sıkışma tipi stresler gerilme tipi kuvvetlere göre daha baskındır. En çok değişim 2.5 MPa ile oblik Pmin değerinde olmuştur.

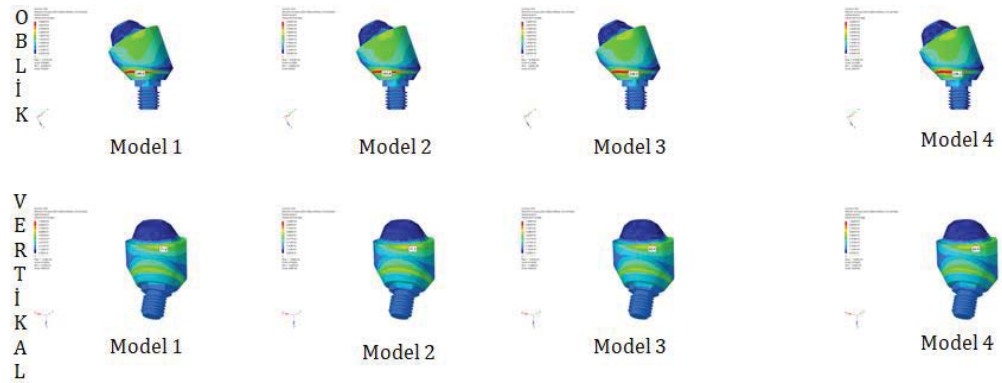
4.2. Von Mises Değerleri



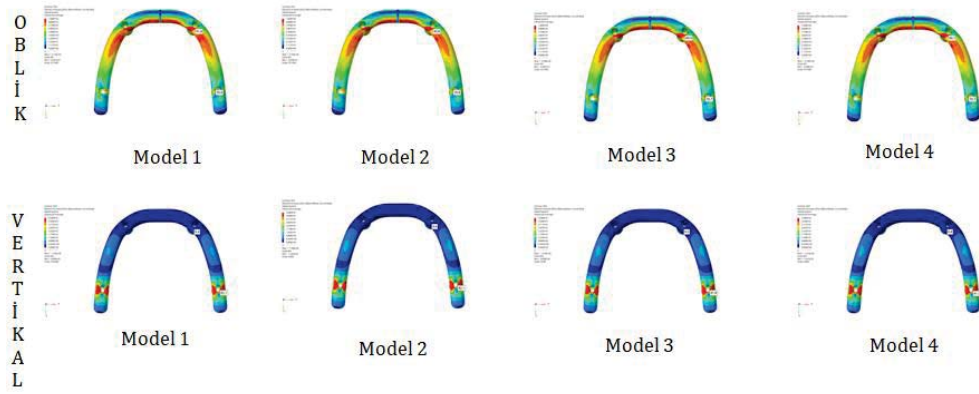
Şekil 39. Anterior ve posterior implantlar üzerinde oluşan VMS değerleri



Şekil 40. Düz abutment üzerindeki VMS değerleri

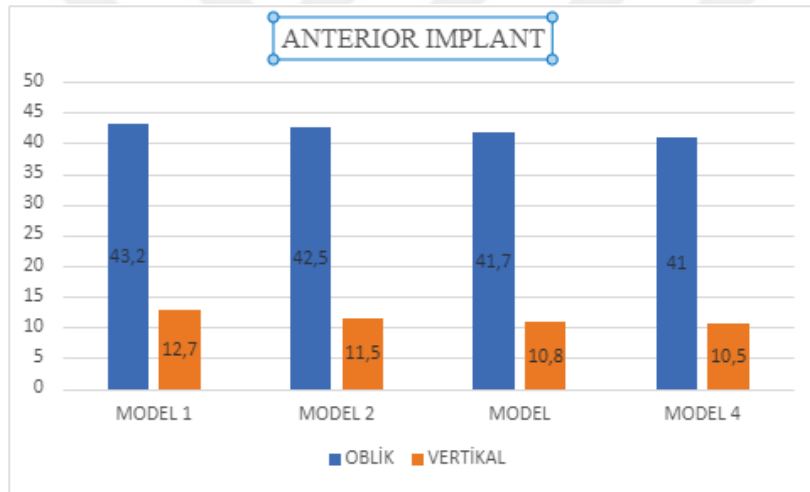


Şekil 41. Açılı (multiunit) üzerindeki VMS değerleri



Şekil 42. Bar üzerindeki VMS değerleri

Anterior İmplant

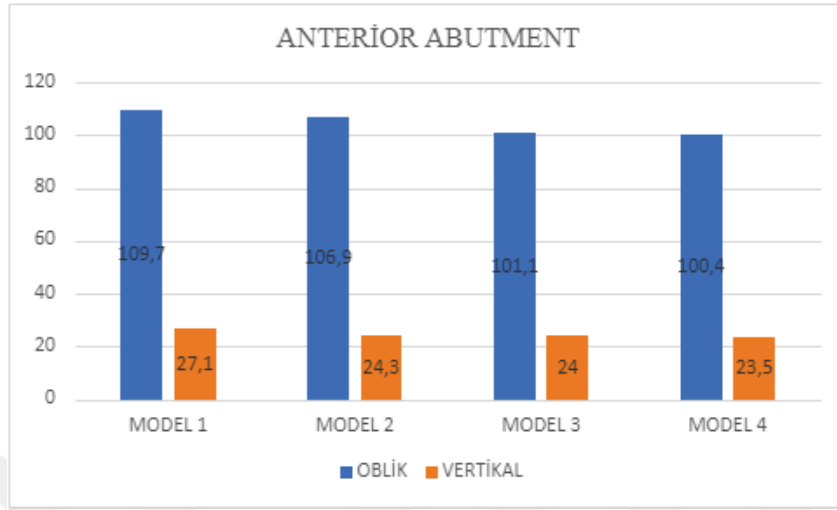


Şekil 43. Anterior implant üzerindeki VMS değerleri

Yerleştirilen abutment ve implantlarda yükleme koşullarında anterior implant üzerinde en yüksek oblik VMS değeri 43.2 MPa ile 1. modelde görülürken en düşük oblik VMS değeri 41.0 MPa ile 4. modelde görülmektedir. En yüksek vertikal VMS değeri ise 12.7 MPa ile 1. modelde görülürken en düşük vertikal VMS değeri 10.5 MPa ile 4. modelde görülmüştür.

Elde edilen verilere göre değişim oblik ve vertikal kuvvetlerde aynıdır.

Anterior Abutment

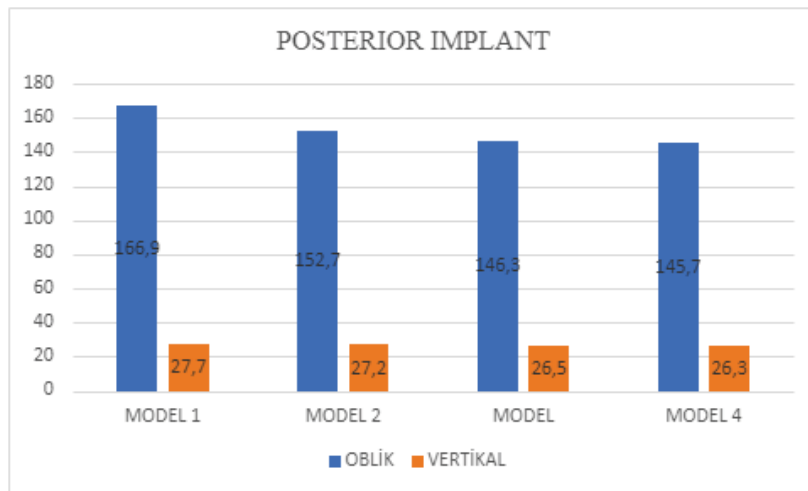


Şekil 44. Anterior abutment üzerindeki VMS değerleri

Yerleştirilen abutment ve implantlarda yükleme koşullarında anterior abutment üzerinde en yüksek oblik VMS değeri 109.7 MPa ile 4. modelde izlenirken en düşük oblik VMS değeri 100.4 MPa ile 4. modelde izlenir. En yüksek vertikal VMS ise 27.1 MPa ile 1. Modelde izlenirken en düşük vertikal VMS değeri 23.5 MPa ile 4. modelde izlenmiştir.

Elde edilen verilere göre en çok değişim 9.3 MPa ile oblik kuvvetlerde izlenmiştir.

Posterior İmplant

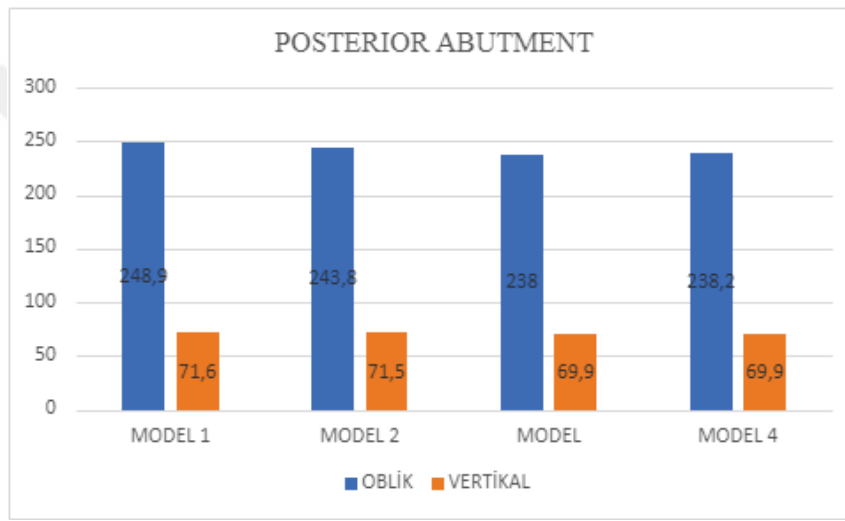


Şekil 45. Posterior implant üzerindeki VMS değerleri

Yerleştirilen abutment ve implantlarda yükleme koşullarında posterior implant üzerindeki en yüksek oblik VMS değeri 166.9 MPa ile 1. Modelde izlenirken en düşük oblik VMS değeri 145.7 MPa ile 4. modelde izlenmiştir. En yüksek vertikal VMS değeri ise 27.7 MPa ile 1. modelde izlenirken en düşük vertikal VMS değeri 26.3 MPa ile 4. modelde izlenmiştir.

Elde edilen verilere göre en çok değişim 1.2 MPa ile oblik kuvvetlerde izlenmiştir.

Posterior Abutment

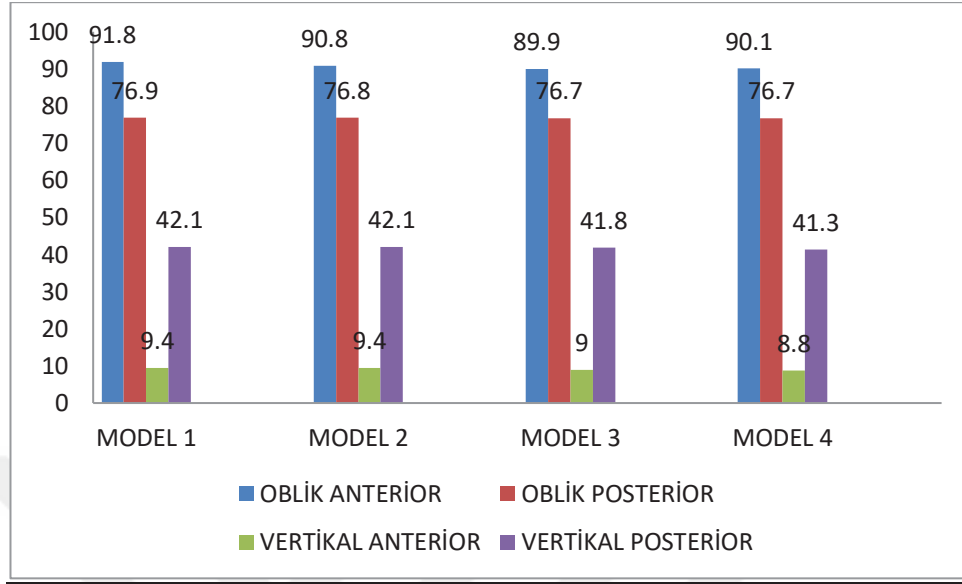


Şekil 46. Posterior abutment üzerindeki VMS değerleri

Yerleştirilen abutment ve implantlarda yükleme koşullarında posterior abutment üzerindeki en yüksek oblik VMS değeri 248,9 MPa ile 1. Modelde görülürken en düşük oblik VMS değeri 238 ile 3. Modelde görülür. En yüksek vertikal VMS değeri 71.6 MPa ile 1. Modelde görülürken en düşük vertikal VMS değeri 69.9 MPa ile 3. Ve 4. Modelde görülmüştür.

Elde edilen verilere göre en çok değişim 10.5 MPa ile oblik kuvvetlerde görülmüştür.

Bar



Şekil 47.Bar üzerindeki VMS değerleri

Yerleştirilen bara yükleme koşullarında anterior bölgede etki eden en yüksek oblik VMS değeri 91.8 MPa ile 1. modelde, en düşük oblik VMS değeri 89.9 MPa ile 3. modelde görülmüştür; en yüksek vertikal VMS değeri ise 9.4 MPa ile 1. ve 2. modelde görülürken en düşük vertikal VMS değeri 8.8 MPa ile 4. modelde görülmüştür. Posterior bölgede etki eden en yüksek oblik VMS değeri 76.9 MPa ile 1. modelde görülürken en düşük oblik VMS değeri 76.7 MPa ile 3. Ve 4. modelde görülmektedir; en yüksek vertikal VMS değeri ise 42.1 MPa ile 1. ve 2. modelde görülürken en düşük vertikal VMS değeri 41.3 MPa ile 4. modelde görülmektedir.

Elde edilen verilere göre en çok değişim 1.7 MPa ile anterior bölgedeki oblik kuvvetlerde olmuştur.

5.TARTIŞMA

Eksik dişlerin yerine bir tedavi seçeneği olarak dental implantların öngörülebilirliği, 20 yılı aşkın klinik deneyimle doğrulanmıştır. Dişsiz alveoler krette zamanla meydana gelen kemik kaybı, genellikle standart implant yerleştirme protokollerinin kullanımını engeller ve alternatif veya ek prosedürler gerektirir(89). Kemik miktarı ve kalitesindeki yetersizlik, yüksek seviyede sinüs pnömatizasyonu standart implant uygulamasını sınırlamaktadır. Bu sorun greftleme teknikleri veya sinüs greftleme prosedürüyle çözülmek istense de cerrahi işlemin birden fazla aşamadan oluşması, greftleme işlemlerinin uzun sürmesi ve donör bölge morbiditeleri gibi dezavantajlarından dolayı hastalar tarafından kabul edilmesi güçleşmektedir(90). Bu nedenle atrofik çenelerin tedavi modalitelerinde sinüs greftleme işlemi, kısa implant kullanımı, açılı implant kullanımı, yönlendirilmiş doku rejenerasyonu (YDR), krestal split osteotomiler, zigomatik implant uygulaması gibi tedavi yöntemleri bulunmaktadır(89, 91).

Literatüre göre farklı tiplerdeki protetik rehabilitasyonla yapılan implantların başarı oranının yüksek olduğu retrospektif çalışmalarda görülmüştür(92, 93). Adell ve ark. (92)yaptığı retrospektif çalışmaya göre maksillada %81, mandibulada %91 oranında sağkalım tespit edilmiştir. 895 adet implant uygulamasıyla yaptıkları bu çalışmalarda başarı oranı yüksek olsa da implant uygulamalarında başarısızlık riski de vardır. Yapılan bir derleme çalışmasına göre osseointegrasyon eksikliğine bağlı implant kaybı %2 oranındadır(94). 5 yıllık takipli bir meta-analiz çalışmasının sonuçlarına göre Brånemark implantlarda başarısızlık oranının %7.7 olduğu görülmüştür (95).

İmplantoloji ile ilgili en büyük zorluklardan biri, ileri derecede atrofik maksillalı hastaların rehabilitasyonudur. Maksiller dikey atrofiyi tedavi ederken, özellikle önemli bir amaç, mikro hareketleri önlemek için implantların stabilizasyonunu sağlamaktır (96, 97). Nazal taban elevasyonu tekniğiyle, kretin kortikalinden ve burun tabanının kortikal kemiğinden ankraj alınmasıyla bikortikal stabilizasyon sağlanmaktadır. Bu stabilizasyon, immediyat geçicilerde bile implant entegrasyonunu desteklediği klinik çalışmalarda görülmüştür(73).

Adel ve ark. ilk olarak tanımladığı nazal taban elevasyonu (NFE) tekniği, tam kalınlıkta bir flep kaldırılarak anterior nazal spinanın açığa çıkarılması ve farklı tipte kemik greftlerinin yerleştirilmesine dayanmaktadır. En az 10 mm rezidüel kemik yüksekliğine sahip vakalarda intraoral donör bölgelerinden otolog kemik kullanılarak yapılan bir greft

üzerine konsolidasyondan sonra implantların yerleştirilmesine olanak sağlandığını uzun süreli takip çalışmalarla göstermiştir. (98)

Literatürde Lateral yaklaşımla 5 -7 mm yüksekliğe kadar büyütme sağlanabileceği belirtilmiştir(99).

Lateral yaklaşımdan farklı olarak bikortikal implantlar ile nazal membranın indirekt olarak kaldırılmasından sonra nazal membranın altında kemik oluşumu bulgusu gözlemlenmiştir(100).

Son zamanlarda tanımlanan transalveoler nazal taban elevasyonu yöntemiyle, 2-3 mm'ye kadar yükseklik kazanımı mümkündür(98).

Atrofik çenelerde implant destekli protetik rehabilitasyonlarda standart uzunlukta implant kullanımını sağlamak amacıyla kemik hacmini artıracak greftleme yöntemleri, inferior alveoler sinir transpozisyonu ve kemik içi distraksiyon yöntemleri kullanılabilmektedir. Fakat bu uygulamalar hastanın post-op morbiditesinin artmasına, operasyon sırasında ve sonrasında komplikasyon oluşmasına, tedavi süresinin uzamasına ek maliyet artışına da sebep olabilmektedir (101). Bu olumsuzlukların önüne geçebilmek için kısa implant uygulanarak yapılan tedavilere ek total dişsiz çeneye uygulanabilen ve vakaya göre immediyat yüklemenin de yapılabildiği “All-on-Four” tasarımı da son zamanlarda tercih edilen bir alternatif olabileceği klinik çalışmalarla gösterilmiştir (102).

“All-on-Four” tedavi konseptinin biyomekanik etkilerini değerlendirmek için çeşitli çalışmalar yapılmıştır. Biyomekanik açıdan bakıldığında, implant destekli sabit bir protezin hemen yüklenmesi için anterior maksillada en az 10 mm kemik yüksekliği gereklidir. Bununla birlikte, bu her zaman mümkün değildir çünkü kemik yüksekliği ogmentasyonunun ileri derecede atrofik anterior maksillalarda zorlu bir ileri cerrahi prosedürdür olduğu uzun süreli takip çalışmalarıyla görülmüştür(98).

Konuyla ilgili önemli araştırmalar yapılmış olmasına rağmen, atrofik çeneler için “All-on-Four” tekniğinin üç farklı konfigürasyonu arasından hangisinin optimal konfigürasyon olduğu hakkında hala bazı tartışmalar vardır. Jensen ve ark. açılı anterior implantların da açılı posterior implantlarla aynı şekli uyguladığını ve %50 daha uzun implantların yerleştirilmesine izin verdiğini belirtmiştir. Bu özelliklere sahip iki konfigürasyon bildirilmiştir. Bunlardan biri, ön implantların aksiyal düzlemde arkaya doğru 30'a kadar açılı olduğu ve lateral nazal rime doğru uzanan M-4 konfigürasyonudur. V-4 olarak adlandırılan diğer konfigürasyon, orta hatta doğru açıldırılmış V-şekilli bir

modelde dört implanttan oluşur ve iki anterior implant maksiller orta hatta apikal olarak bağlanır. M-4 ve V-4 tekniklerinin ön raporları genellikle klinik deneyime dayanmaktadır (76).

M-4, maksilla için en yaygın kullanılan yaklaşımdır. Panoramik radyografi ile bakıldığında M şeklinde yerleştirilen bu implantlar çoğu maksillaya yapılabilir. Daha az yaygın şekilde kullanılmasına rağmen, V-4, kemik ciddi şekilde azaldığında immediyat fonksiyon istendiğinde kritik bir tekniktir. İdeal olarak, M-4 ve V-4 desenleri, 15 mm veya daha büyük bir A / P yayılımına yol açacak, ikinci premolar veya molar bölgelerde posterior implant abutmentleri ortaya çıkartacak ve böylece kantilever ihtiyacını en aza indirecektir(74).

Ayali ve ark. tarafından yapılan çalışmada ciddi derecede atrofik bir maksillada uygulanan standart “All-on-Four” tedavi konseptinin ve varyasyonlarının (M-4 ve V-4 teknikleri) biyomekanik etkileri SEA ile karşılaştırılmıştır. Çalışmalarında analiz edilen konfigürasyonlar arasında stres değerlerinde büyük farklılıklar tespit edilmemiştir. Peri-implant kemikte Pmax ve Pmin stres değerleri, implantta ise Von Mises stres değerleri standart “All-on-Four” konseptine göre M-4 ve V-4 tekniklerinde biraz daha düşük tespit edilmiştir. Bu nedenle, açılı anterior implantlarla (M-4 ve V-4) “All-on-Four” varyasyonları, primer stabilite söz konusu olduğunda daha uzun implantların yerleştirilmesi nedeniyle avantajlı olarak kabul edilebilir. Primer stabilitenin, özellikle immediyat yükleme protokolleri uygulandığında ulaşılması gereken en önemli klinik hedef olduğunu belirtmişlerdir(76).

Carvalho ve ark. yaptıkları SEA çalışmasında maksiller kemik atrofisi için “All-on-Four” ve transsinüs implant ile rehabilitasyonunu biyomekanik olarak değerlendirmeyi amaçlamıştır. İki tekniğin benzer biyomekanik davranış sergilediği sonucuna varılmıştır, bu da uzun trans-sinüs implantlarının kullanımının atrofik maksilla rehabilitasyonu için yeni bir seçenek olabileceğini düşündürmüştür (103).

Sonlu elemanlar analizi çalışmalarında canlı dokuların özelliklerinin model üzerine yansıtılması yüzde yüz mümkün olmasa da, bu çalışma elde edilen sayısal verileri karşılaştırma açısından imkân sağlamaktadır. İmplant destekli restorasyonlarda; çiğneme ile oluşan fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetlerin yarattığı stresler, protetik üstyapı aracılığı ile implantlara ve implantları çevreleyen destek kemik dokusuna iletilmektedir. Bu stresler, implant ve kemik arasındaki bağlantı bölgesinde birikerek kemikte deformasyonlar ortaya çıkartabilmektedir(101, 104). Kemik dokusundaki stresler yetersiz ise kemiklerde

atrofi, lokal etkili yüksek stres bölgelerinde ise basınç nekrozu, mikrofraktürler, marjinal kemik seviyesinde kayıp ve potansiyel implant kaybı görülebilir. İmplantların, implant üstü restorasyonların ve implant çevresindeki kemiğin fonksiyonel kuvvetler uygulandığında biyomekanik davranışını değerlendirmek için kullanılan stres analizlerinden biri de SEA' dır. SEA yönteminin diş hekimliğinde tercih edilme sebebi analizlerin lineer veya non lineer yapılabilmesi, değişik geometri ve malzemelerden oluşan cisimlerin analizlerinin yapılabilmesi, az zaman harcanması ve güvenilirlik gibi pek çok açıdan avantajlı olmasıdır(30, 105, 106).

Çalışmamızda 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi kullanılmıştır. Nedeni 2 boyutlu analizlerde çene kemiğine ve implantlara ait yapıların matematiksel olarak 3 boyutlu simülasyonun ve bu yapıların biyomekanik davranışlarının analiz edilmesinin zor olması ve eksik bilgi vermesidir (107). SESA yönteminde bilgisayar sistemindeki hassas özelliklerden ötürü, varyasyonların oluşumunun sınırlandırılması nedeniyle istatistiksel analiz yapılamamaktadır. Kesit görüntüleri ve düğümlerdeki stres miktarının ve dağılımlarının hassas bir şekilde değerlendirilip yorumlanması gerekmektedir (108). Bu çalışmamızda kortikal ve spongiyöz kemiklerin sıkışma ya da gerilme tipi stresleri farklı miktarlarda tolere edebilmesi ve daha özel bilgi elde etmek amaçlandığı için principal stresler kullanılması tercih edilmiştir. Literatürdeki SEA çalışmalarının çoğunda olduğu gibi implantlar üzerindeki stres analizleri için Von Mises stres değerleri hesaplanmıştır.

Verri ve ark. 2017'de farklı cerrahi tekniklerle maksiller anterior bölgesi için yaptıkları çalışmada tekli implantların üst yapısına kuvvet uygulanması sonucu oluşan stresleri değerlendirmek için 3 boyutlu biyomekanik sonlu eleman analizini yapmışlardır(88). Bildiğimiz kadarıyla literatürde "All-on-Four" cerrahisi üzerinde böyle bir SEA çalışması yapılmamıştır. Bu sebeple bu çalışmamızda "All-on-Four" cerrahisinde uygulanan konvansiyonel, bikortikal, bikortikalle beraber nazal taban elevasyonu gibi farklı cerrahi tekniklerin; implantta ve çevresindeki kemikte oluşturduğu stresler incelenmiştir.

SEA yöntemlerinde yanlış yorumlamanın önüne geçebilmek için verilerin doğru işlenmesi son derece önemlidir. Bu nedenle SEA çalışmalarında; kortikal ve spongiyöz kemik gibi dokuların, implant ve protetik üstyapının yapısal özellikleri, poisson oranı ve elastisite modülünün literatüre uygun belirlenmesi sonucun daha güvenilir olmasını sağlar (67, 101). Çalışmamızda da analizi yapılan dokulara ve materyallere ait yapısal özelliklerin belirlenmesinde poisson oranları ve young modülleri (elastisite modülü) esas alındı. Her

modelde kullanılan düğüm ve eleman sayısı benzer çalışmalar ile uyum göstermektedir(102).

Literatürde ideal implant yerleşimi ve primer stabilite için en uygun kemiğin D2 ve D3 kemik olduğu,D4 kemik yoğunluğuna sahip bölgelerde implant kayıp oranının fazla olduğu belirtilmiştir. D2 kemiğin implant için en ideal osseointegrasyonu sağladığı ve en başarılı sonuçları verdiği bilinmektedir. D2 kemiği, D3 kemiğinden yaklaşık %50 daha güçlüdür(9). D4 ise D1'e göre 10 kat zayıftır ve primer stabilite sağlamak oldukça güçtür (109). Kemik tiplerinin maksillada bulunma yüzdeleri ve implant rehabilitasyonu için uygunlukları açısından değerlendirildiğinde D2 ve D3 kemiğin implant rehabilitasyonu için en uygun iki kemik tipi olduğu görülmektedir.

Bu bilgi ışığında çalışmamızda D2 yoğunlukta kemik kullanarak maksilla modelleri oluşturulmuştur. D2 kemik tipindeki kortikal kemik kalınlığını literatürdeki bilgilere uygun olarak 1.5 mm olacak şekilde modellendikten(110) sonra kalan iç kısma da trabeküler kemiğin materyal özelliklerini atayarak modeller elde edilmiştir. Maksiller sinüsün anatomik yapısına ve boyutlarına sadık kalarak modelin üst yüzeyinde maksiller sinüs boşlukları oluşturulmuştur. Modellerimizde aksiyal implantlarda nazal tabandan, açılı implantlarda ise sinüsün anterior duvarından bikortikal stabilizasyon için ankraj alınmıştır. Atrofik maksillaya sahip D2 yoğunlukta modelleme tamamlanmıştır.

Çenelerde çiğneme esnasında implant ve protez üst yapısının maruz kaldığı oblik kuvvetleri de içeren dinamik oklüzal kuvvetler aksa paralel gelen dik kuvvetlerden daha baskındır. Gelen kuvvetin yönü bir kaldıraç etkisi oluşturarak tepki kuvveti ve eğilme momentleri oluşturduğu klinik çalışmalarda gözlemlenmiştir(111, 112). Farklı çalışmalarda oblik yüklerin oklüzal kuvvetleri daha iyi yansıttığı gösterilmiştir(81, 101). Literatürde uygulanan kuvvetin büyüklüğü konusunda Bellini ve ark. 100N (113), Sannino ve ark. 90-200N (114), Horita ve ark. 200N (67), Özdemir Doğan ve ark. 300N (102), Takahashi ve ark. 50N (115), Malhotra ve ark. 350N (116) değerinde kuvvetler uygulamışlardır. Bununla beraber Holmes maksimum ısırma kuvvetine yakın değerinde kuvvetlerin analizlerde daha doğru sonuçlar ortaya çıkardığını SEA çalışmasında belirtmiştir(114). Sonlu elemanlar analizi çalışmalarının ve kullanılan modellerin güvenilirliği için oluşturulan çalışma koşullarının gerçeği yansıtması gerekir. Bu nedenle çalışmamızda kuvvet değerleri ve kuvvet uygulama bölgeleri mümkün olduğunca literatürde yapılmış çalışmalar baz alınarak tespit edilmiştir.

Çalışmamızda oluşturduğumuz 4 farklı modelde vertikal ve 45° derece oblik olmak üzere 2 farklı yükleme koşulunda toplamda 8 adet lineer statik analiz yaparak posterior maksillada 4, 5 ve 6 numaralı dişlerin okluzal temas bölgelerinden 100 N' luk (toplamda 300N) olacak şekilde bilateral kuvvet uygulanmıştır. Yükleme sonucunda kemiğin kortikal ve spongiyöz tabakasında meydana gelen maksimum ve minimum Principle stres değerleri implant ve protetik parçalarında ise oluşan Von Mises stres değerleri tespit edilip karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir.

Cerrahi teknik, implant destekli protezin ömrünü önemli ölçüde etkileyebilmektedir. Yapılan in vitro deneylerde bikortikal tekniğin, çıkarma torkunda önemli bir artışa ve sonuç olarak implantların primer stabilitesi ile osseointegrasyonun iyileştirilmesiyle ilgili olduğu görülmüştür(117). İmplant yerleştirme ve implantın sağkalımı açısından konvansiyonel veya bikortikal tekniklerden hangisinin daha yeterli olduğu hala tartışmalıdır. 2000 yılında yapılan bir klinik takip çalışmasına göre bikortikal teknik, geleneksel tekniklere kıyasla daha düşük sağkalım oranı göstermiştir(118). Bu tekniklerin biyomekanik açıdan dikkate alınması, klinisyenlerin stres dağılımını anlamaları ve başarılı implant yerleştirmeleri için daha iyi bir öngörü sağlar. SEA ile yapılan diğer çalışmalar bikortikal implant yerleştirme için biyomekanik avantajlar bildirmiştir (88).

Literatür, iki kortikal kemik tabakasında ankraj özelliklerine sahip olduğundan, bikortikal tekniklerin implant boynu çevresindeki kortikal alandaki stresi azalttığını bir SEA çalışmasına göre ileri sürmektedir (119). Bikortikal tekniklerin implant ve fiksasyon vidasındaki stres azalmasını olumlu yönde etkilediği, bunun nedeninin implantın apikal alanından ankraj alınması ve diğer alanlardaki stresi azaltması olduğu yine yapılan bir SEA çalışmada belirtilmiştir(88). Bu çalışmada bikortikal tekniklerin ana avantajı, konvansiyonel tekniğe kıyasla implant ve bileşenleri üzerindeki stres dağılımının azalması gibi görünmektedir. Vida gevşemesi/kırılması, implant destekli protezlerin en önemli komplikasyonlarından biri olduğu da bir SEA çalışmasıyla olarak kabul edilmektedir (120). Verri ve ark. SEA çalışmalarında, bikortikal tekniklerin sabitleme vidaları üzerindeki stres dağılımını azalttığını göstermiştir(88).

Sıkışma ve gerilme kuvvetlerinin implantı çevreleyen kortikal kemikte yoğunlaştığı literatürdeki birçok SEA çalışmada görülmüştür(121). Yapılan klinik ve SEA çalışmalarına göre bunun nedeni; kortikal kemiğin yüksek elastik modüle sahip olmasının yanında, oklüzal düzleme yakın olması ve implantın zayıf dirence sahip olan boyun kısmını çevrelemesi olarak gösterilebilir (102, 122). Literatürdeki bazı klinik çalışmalarda çiğneme

kuvvetlerinin oluşturduğu streslerin implantın boyun bölgesindeki 2-3 mm'lik alanda gerçekleştiği ve uzun implantların çığneme yüklerinin dağılımında büyük bir etkisinin olmadığı belirtilmiştir(123). Yaptığımız SEA çalışmada da bunu destekler şekilde tüm gruplarda maksimum streslerin implantların boyun bölgesinde yoğunlaştığı görülmüştür.

Çalışmamızda Principle stresler değerlendirildiğinde kortikal kemikteki en yüksek oblik Pmax değerleri model 2'de spongiyoz kemikte en yüksek oblik Pmax değeri ise model 1'de tespit edilmiştir. Tüm sonuçlar incelendiğinde en yüksek oblik Pmin ve en yüksek vertikal Pmax değeri model 1'de saptanmıştır. En yüksek vertikal Pmin değerleri ise kortikal kemikte model 1, spongiyoz kemikte anterior bölgede model 1 ve 2'de eşit, posterior bölgede model 3'te tespit edilmiştir. VMS değerleri incelendiğinde posterior bölgede stres değerleri en yüksek bulunmuştur. Anterior ve posterior implant üzerinde oluşan vertikal ve oblik stresler en yüksek model 1'de gözlemlenmiştir. Bu sonuçlara göre implantların bikortikal yerleştirilmesi implant-abutment sistemindeki stresi azaltmıştır. Bar üzerindeki streslere bakıldığında oblik yüklemde stresler daha homojen dağılırken, vertikal yüklemde posterior bölgelerde lokalize olduğu gözlenmiştir.

Alveoler kret yüksekliğinin yetersiz olduğu durumlarda, kemik kalitesi ve hacmi azaldığında implant çapının artırılmasıyla primer stabilizasyonu ve okluzal kuvvetlere toleransı artırarak çevre kemikteki stres dağılımını uygun hale getirilmesi tavsiye edilmiştir(124). Aynı şekle sahip geniş çaplı implantlar dar çaplı implantlardan daha geniş yüzey alanına sahip oldukları için kemik ile daha fazla temas yüzeyi oluştururlar. İmplant çapı 3 mm'den 4 mm'ye çıkarıldığında yüzey alanının %33 arttığı belirtilmiştir(3). "All-on-Four" tasarımı ile ilgili çalışmalarda posterior implant en az 4 mm çapında olmalıdır. Bununla birlikte gerekirse anterior implantlar 3,3 mm olabilir(61).

Jemt ve ark, implant boyu ve başarı oranının ilişkili olduğunu belirtmişlerdir(125). Fakat Meijer ve ark. kemikte meydana gelen streslerin implant boyundaki değişikliklerle tedavinin başarı oranını belirtildiği kadar etkilemediğini yaptığı SEA çalışmasında bildirmişlerdir(126). Misch'in yaptığı SEA çalışmalarında ise implant boyundaki değişikliklere rağmen her zaman stres yoğunluğunun alveoler kret tepesinde yoğunlaştığını bildirilmiştir(127). İmplant boyundaki artış ile başarı oranları arasında ortak kanıya varılamamıştır.

Çalışmamızda farklı tasarımlara sahip dental implantların kemiğe ilettiği stres miktarını, implant uzunluğu ve genişliğinden bağımsız, objektif olarak karşılaştırılabilmek için standardize edilmiş deneysel implant çap ve uzunlukları kullanılmıştır. Modelleme

yapılırken “All-on-Four” tekniğinde çok sık kullanılan 10-15 mm aralığındaki uzunluklardan, anterior implantlar için 13 mm, posterior implantlar için 15 mm, ayrıca yine sık kullanılan 3.5-4.5 mm aralığındaki genişliklerden 4 mm çap olarak seçilmiştir.

Malo’nun tanımladığı “All-on-Four” tekniğinde yetersiz kemik yüksekliği, sinir komşuluğu veya sinüs lift gereksinimi olan durumlarda ilave cerrahi prosedürlerden kaçınmak amacı ile 30° dereceye kadar açlandırılmış distal implant yerleşimi bildirdi, ancak bazı durumlarda duruma ve anatomik konuma bağlı olarak 45° dereceye kadar bir açlandırmaya ulaşılar(62). Yeterli vertikal yüksekliği elde etmek için alternatif bir yöntem olan greft uygulamaları invaziv yöntem olması ve bazı dezavantajlar oluşturması sebebiyle her zaman tercih edilememektedir. Bu durumda açılı implant kullanımı tercih edilebilmektedir. Böylece maksilla için sinüs ogmentasyon prosedüründen kaçınılarak standart boyda implant kullanımına olanak sağlanmış olunur(128).

Ozan ve arkadaşlarının “All-on-Four” SEA çalışmasında yapılan biyomekanik karşılaştırmada, distal implantları açlandırarak kantilever uzunluğunun azaltılmasının, peri-implant kemik, abutment, protez vidası ve metal çerçevedeki stres değerlerinde bir azalma ile sonuçlandığını ortaya çıkardı. 30° ve 45° derece açılı posterior implantlara ve daha kısa kantilever uzunluklarına sahip gruplar, düz ve 17° derece açılı gruplara kıyasla daha iyi stres dağılımları göstermiştir. “All-on-Four” sisteminde, multiunit açılı abutment için en yüksek açılendirma değeri 30° derecedir ve bu nedenle, 45°-30° grubunda, distal implantın diverjansı multiunit açılı abutment tarafından mükemmel şekilde düzeltilmemiştir (63).

Gümrükçü ve ark. yaptığı SEA çalışmasında 45° açılı implant modellerinde, 30° açılı modellere göre daha düşük stres değerleri kaydedilmiştir. Distal implantları 30° açılendirma daha yüksek stres değerlerine neden olduğunu belirtmişlerdir(129).

“All-on-Four” sisteminde, multiunit abutmentler için en yüksek açılendirma değeri 30° derecedir. 45° derece açılı implant ile 30° derece multiunit abutment arasındaki bu açı farkı, protez vida ve metal çerçeve üzerinde aksiyal olmayan kuvvetlere neden olduğu yapılan SEA çalışmalarınca belirtilmiştir(63). Bu bilgiler baz alınarak yaptığımız “All-on-Four” modellerinde distal implant açısı 30° derece olarak belirlenmiştir.

Tekli implantların açılı yerleştirilmesi çiğneme esnasında istenmeyen eğilme hareketine neden olan kuvvetler oluşturmaktadır. Bu kuvvetler implantı çevreleyen kortikal kemikte stresler oluşturabilmektedir. Fakat yapılan klinik çalışmalara göre çok sayıda implant kullanılan protetik restorasyonlarda implantın konumu ve protez materyalinin

rijiditesinde değişim yapılarak açılardırılan implantlara gelen devrilme kuvvetleri azaltılabilirdiği ve kuvvet vektörünün yönü değiştirilebildiği görölmüştür(130). İmmediyat yükleme meydana geldiğinde, diş protezi, rijit fiksasyon yoluyla implantları korumaya hizmet eder, böylece mikro hareketi azaltır ve biyolojik osseointegrasyon sürecinin gerçekleşmesine izin verir. Yapılan bazı klinik çalışmalarda tam dişsiz çenelere aksiyal veya açılı konulan implantlarda klinik performans açısından hiçbir fark gözlenmemiştir (131). Bununla birlikte, bir üst yapı üzerinde birlikte splintlenen çoklu implantlar üzerinde yapılan çalışmalarda, açılı ve açılı olmayan implantlar arasında kortikal kemik üzerindeki strese hiçbir fark gözlenmemiştir(132).

Çalışmamızda da bu verilere benzer olarak; düz yerleştiren implantlara göre, açılı yerleştiren distal implantlarda oluşan streslerin daha fazla olduğu görölmüştür.

Protetik çerçeve materyalinin peri-implant kemik gerginliğini ve mikro hareketi azaltma üzerinde anlamlı etkisinin bulunmadığını Satoshi ve ark. “All-on-Four” üzerine yaptıkları sonlu elemanlar analizinde belirtmişlerdir(67). Bu nedenle, akrilik ve polietereeterketon gibi daha esnek malzemelerin kullanılması, özellikle atrofik kemikler üzerinde daha düşük streslere neden olabilir(133). Bundan dolayı biz de çalışmamızda metal bar üzerine akrilik bazlı hibrit protez tercih ettik.

Bu çalışma, klinik durumları mümkün olduğunca simüle etmek için yapılmıştır; ancak, analizi basitleştirmek için, SEA çalışmalarının osseointegrasyon seviyesi, sınır koşulları, kuvvetlerin miktarı ve yönü ile ilgili bazı sınırlamaları vardır. Yaptığımız çalışmanın amacı kesin değerleri belirtmek değil, farklı “All-on-Four” cerrahi tekniklerinin periimplant kemik, implant ve implant bileşenleri üzerinde oluşturduğu stres değerlerini SEA yöntemiyle karşılaştırmaktır. Çalışmamızın sonuçları “All-on-Four” konseptte oluşan stres seviyeleri ve dağılımlarının anlaşılmasını genişletebilse de protez bileşenlerinin ve implantların başarı oranı üzerindeki etkisini analiz eden uzun vadeli klinik çalışmalar faydalı olacaktır.

Bu “All-on-Four” konulu sonlu elemanlar analizi çalışmamız, klinik çalışmalar ile birleştirildiğinde, implant diş hekimliğinde klinisyenlerin kullanımı için bir kılavuz görevi görebilir.

SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızda elde edilen bulgulara göre implantların boyun bölgelerini çevreleyen kortikal kemikte, trabeküler kemiğe göre stres değerleri daha yüksek bulunmuştur.

Anterior implantlar çevresindeki kortikal ve spongiyoz kemik incelediğinde oblik ve vertikal yükleme şartları implant çevresinde oluşan streslerin bölgesel dağılımını ve değerleri tüm gruplar arasında benzer olup belirgin bir fark oluşturmamıştır.

Posterior implantlar etrafındaki kortikal kemik üzerinde oluşan; oblik sıkışma, vertikal sıkışma ve vertikal gerilme kuvvetleri model 1’de en fazla iken model 3 ve model 4’te daha az bulunmuştur. Yine aynı şekilde spongiyoz kemik üzerinde oluşan stresler incelendiğinde kortikal kemikte oluşan streslere paralel bir şekilde model 1’de, model 3 ve model 4’e göre stresler daha yüksek bulunmuştur. Bu sonuçlara göre posteriora bikortikal implantlarla beraber yerleştirilen anterior implantların da bikortikal olması kortikal ve spongiyoz kemikte oluşan stresleri azaltmıştır.

İmplantlar üzerinde oluşan VMS değerleri incelendiğinde posterior bölgeye yerleştirilen implantlarda stres değeri daha yüksek bulunmuştur.

Anterior ve posterior implantların VMS analiz sonuçlarına göre oblik ve vertikal kuvvetler altında model 1’de model 3 ve model 4’e göre daha yüksek değerler görülmüştür. Bu sonuçlara göre implantların bikortikal yerleştirilmesi implant-abutment sistemindeki stresi azaltmıştır. Fakat streslerin bölgesel dağılımında modeller arasında benzerlik mevcuttur.

Bar üzerindeki VMS değerleri incelendiğinde oblik kuvvetlerin vertikal kuvvetlere göre tüm bölgelerde daha fazla stres oluşturduğu gözlenmiştir. Bar üzerindeki streslere bakıldığında oblik yükleme koşulları altında stresin daha homojen bir şekilde dağıldığı gözlemlenirken; vertikal yükleme altında stresin posterior bölgelerde lokalize olduğu gözlenmiştir. Fakat gruplar arasında kuvvetlerin bölgesel dağılımı benzer bulunmuştur.

İmplantların bikortikal yerleştirilmesinin kemik ve implant-abutment sistemindeki stresleri azalttığı fakat bar üzerindeki stres üzerinde belirgin bir etkisinin olmadığı görülmüştür. Model 3 ile 4’teki kemik ve implant-abutment sistemindeki stresler biyomekanik açıdan incelendiğinde model 4’teki streslerin model 3’e kıyasla daha düşük olmasıyla beraber nazal taban elevasyonunun stresler üzerinde belirgin bir fark oluşturmadağı gözlemlenmiştir. Çalışmamızdaki bu sonuçlara göre atrofik maksillalarda uygun endikasyonlarda nazal taban elevasyonu uygulanabilir.

Elde ettiğimiz bulgular ışığında “All-on-Four” tekniğinde, anatomik sınırların izin verdiği durumlarda implantların bikortikal yerleştirilmesi kemik ve implant üzerindeki stresleri azaltacağından bikortikal teknikler önerilebilir. Son olarak, bikortikal tekniklerle ilgili daha iyi sonuçlar gözlemlenmesine rağmen, bu tekniklerin daha karmaşık olması sebebiyle uygun yerleştirme konusunda deneyimli profesyonellere ihtiyaç olduğu vurgulanmalıdır



KAYNAKÇA

1. Maló P, Rangert B, Nobre M (n.d.). “All-on-Four” Immediate-Function Concept with Brånemark System ® Implants for Completely Edentulous Mandibles: A Retrospective Clinical Study.
2. Tunalı B (2000). *Multi-disipliner bir yaklaşımla oral implantoloji* Nobel Tıp Kitabevleri.
3. Misch CE (2005). *Dental İmplant Prosthetics*, 1th ed.
4. Albrektsson T (2008). Hard tissue implant interface. *Australian dental journal* 53 Suppl 1: S34-8.
5. Geng JP, Ma QS, Xu W, Tan KBC, Liu GR (2004). Finite element analysis of four thread-form configurations in a stepped screw implant. *Journal of oral rehabilitation* 31: 233–239.
6. Hobo S, İchida E, Garcia LT (1990). *Osseointegration and Occlusal Rehabilitation*, First Eddition.
7. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR (1986). The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int j oral maxillofac implants* 1: 11–25.
8. Cochran DL, Buser D, Ten Bruggenkate CM, Weingart D, Taylor TM, Bernard J, Peters F, Simpson JP (2002). The use of reduced healing times on ITI® implants with a sandblasted and acid-etched (SLA) surface: Early results from clinical trials on ITI® SLA implants. *Clinical oral implants research* 13: 144–153.
9. Randolph R. Resnik (2020). *Misch’s Contemporary Implant Dentistry*, Fourth Mosby Elsevier.
10. Palacci P, Ericsson I (2001). *Esthetic implant dentistry: soft and hard tissue management* Quintessence Chicago, IL.
11. Lekholm U (1985). Patient selection and preparation. *Tissue-integrated prosthesis: osseointegration in clinical dentistry* 199–209.
12. Cawood JI, Howell RA (1988). A classification of edentolous jaws. *International Journal of Oral Maxillofacial Surgeons* 17: 232–236.
13. Misch CE (1999). Prosthetic options in implant dentistry. *Contemporary implant dentistry* 43–52.
14. Lin C-L, Kuo Y-C, Lin T-S (2005). Effects of dental implant length and bone quality on biomechanical responses in bone around implants: a 3-D non-linear finite element analysis. *Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications* 17: 44–49.
15. Renouard F, Nguyen-Gauffre MA (1997). [Implants and orthodontics]. *L’ Orthodontie francaise* 68: 161–70.
16. ÇETİN ÜY, YURDUKORU BTD (n.d.). Aşırı atrofik mandibulada farklı implant tasarımlarının 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi.
17. Cochran DL (2000). The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI® Dental Implant System: A consensus report Note. *Clinical Oral Implants Research: Chapter 2* 11: 33–58.

18. Steigenga JT, Al-Shammari KF, Nociti FH, Misch CE, Wang H-L (2003). Dental implant design and its relationship to long-term implant success. *Implant dentistry* 12: 306–317.
19. Misch CE (2007). *Misch's Contemporary Implant Dentistry*, Third Mosby.
20. Li W, Lin D, Rungsiyakull C, Zhou S, Swain M, Li Q (2011). Finite element based bone remodeling and resonance frequency analysis for osseointegration assessment of dental implants. *Finite elements in analysis and design* 47: 898–905.
21. Van Eijden T (1991). Three-dimensional analyses of human bite-force magnitude and moment. *Archives of oral biology* 36: 535–539.
22. Hagberg C (1987). Assessments of bite force: a review. *Journal of Craniomandibular Disorders* 1.
23. Eraslan O, İnan Ö (2010). The effect of thread design on stress distribution in a solid screw implant: a 3D finite element analysis. *Clinical oral investigations* 14: 411–416.
24. Swanberg DF, Henry MD (1995). Avoiding implant overload. *The Implant Society:[periodical]* 6: 12–14.
25. Dean JS, Throckmorton GS, Ellis III E, Sinn DP (1992). A preliminary study of maximum voluntary bite force and jaw muscle efficiency in pre-orthognathic surgery patients. *Journal of oral and maxillofacial surgery* 50: 1284–1288.
26. Lee J-H, Frias V, Lee K-W, Wright RF (2005). Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *The Journal of prosthetic dentistry* 94: 377–381.
27. Naert I, Koutsikakis G, Duyck J, Quirynen M, Jacobs R, Van Steenberghe D (2002). Biologic outcome of implant-supported restorations in the treatment of partial edentulism: Part 1: A longitudinal clinical evaluation. *Clinical oral implants research* 13: 381–389.
28. van Steenberghe D, Lekholm U, Bolender C, Folmer T, Henry P, Herrmann I, Higuchi K, Laney W, Lindén U, Åstrand P (1990). The Applicability of Osseointegrated Oral Implants in the Rehabilitation of Partial Edentulism: A Prospective Multicenter Study on 558 Fixtures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 5.
29. Winkler S, Morris HF, Ochi S (2000). Implant survival to 36 months as related to length and diameter. *Annals of periodontology* 5: 22–31.
30. Chun H, Cheong S, Han J, Heo S, Chung J, Rhyu I, Choi Y, Baik H, Ku Y, Kim M (2002). Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *Journal of oral rehabilitation* 29: 565–574.
31. Misch CE (1990). Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive boen loading. *The International journal of oral implantology: implantologist* 6: 23–31.
32. Hallman M (2001). A prospective study of treatment of severely resorbed maxillae with narrow nonsubmerged implants: results after 1 year of loading. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 16.
33. Langer B, Langer L, Herrmann I (1993). The wide fixture: a solution for special bone situations and a rescue for the compromised implant. Part 1. *International*

34. Ivanoff C-J, Grondahl K, Sennerby L, Bergstrom C, Lekholm U (1999). Influence of variations in implant diameters: a 3-to 5-year retrospective clinical report. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 14: 173–180.
35. Dos Santos MV, Elias CN, Cavalcanti Lima JH (2011). The effects of superficial roughness and design on the primary stability of dental implants. *Clinical implant dentistry and related research* 13: 215–223.
36. Puleo DA, Nanci A (1999). Understanding and controlling the bone–implant interface. *Biomaterials* 20: 2311–2321.
37. Wataha J (1996). Materials for endosseous dental implants. *Journal of oral rehabilitation* 23: 79–90.
38. Frisken KW, Dandie GW, Lugowski S, Jordan G (2002). A study of titanium release into body organs following the insertion of single threaded screw implants into the mandibles of sheep. *Australian dental journal* 47: 214–217.
39. Wang RR, Fenton A (1996). Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. *Quintessence international* 27.
40. Steenberghe D van (1989). A retrospective multicenter evaluation of the survival rate of osseointegrated fixture supporting fixed partial prostheses in the treatment of partial edentulism. *J Prosthet Dent* 61: 217–223.
41. Shackleton JL, Carr L, Slabbert JCG, Becker PJ (1994). Survival of fixed implant-supported prostheses related to cantilever lengths. *The Journal of prosthetic dentistry* 71: 23–26.
42. Del Fabbro M, Testori T, Francetti L, Weinstein R (2004). Systematic review of survival rates for implants placed in the grafted maxillary sinus. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry* 24.
43. Peñarrocha M, García B, Martí E, Boronat A (2007). Rehabilitation of severely atrophic maxillae with fixed implant-supported prostheses using zygomatic implants placed using the sinus slot technique: clinical report on a series of 21 patients. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 22.
44. Peñarrocha M, Carrillo C, Boronat A, Peñarrocha M (2009). Retrospective study of 68 implants placed in the pterygomaxillary region using drills and osteotomes. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 24.
45. Mattsson T, Köndell P-Å, Gynther GW, Fredholm U, Bolin A (1999). Implant treatment without bone grafting in severely resorbed edentulous maxillae. *Journal of oral and maxillofacial surgery* 57: 281–287.
46. Widmark G, Andersson B, Carlsson GE, Lindvall A-M, Ivanoff C-J (2001). Rehabilitation of patients with severely resorbed maxillae by means of implants with or without bone grafts: a 3-to 5-year follow-up clinical report. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 16.
47. Balshi TJ, Wolfinger GJ, Balshi SF (1999). Analysis of 356 pterygomaxillary implants in edentulous arches for fixed prosthesis anchorage. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 14: 398–406.
48. Galán Gil S, Peñarrocha Diago M, Balaguer Martínez J, Marti Bowen E (2007). Rehabilitation of severely resorbed maxillae with zygomatic implants: an update.

- Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal (Internet)* 12: 216–220.
49. Renouard F, Nisand D (2006). Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clinical oral implants research* 17: 35–51.
 50. Capelli M, Zuffetti F, Del Fabbro M, Testori T (2007). Immediate rehabilitation of the completely edentulous jaw with fixed prostheses supported by either upright or tilted implants: a multicenter clinical study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 22.
 51. Att W, Bernhart J, Strub JR (2009). Fixed rehabilitation of the edentulous maxilla: possibilities and clinical outcome. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 67: 60–73.
 52. Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Brantley WA (1995). A three-dimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. *Journal of prosthodontics* 4: 95–100.
 53. Zampelis A, Rangert B, Heijl L (2007). Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *The Journal of prosthetic dentistry* 97: S35–S43.
 54. Maló P, Rangert B, Nobre M (2005). All-on-4 immediate-function concept with Brånemark System® implants for completely edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. *Clinical implant dentistry and related research* 7: s88–s94.
 55. Stevens MR (2021). *Innovative Perspectives in Oral and Maxillofacial Surgery*. *Innovative Perspectives in Oral and Maxillofacial Surgery*. doi:10.1007/978-3-030-75750-2.
 56. Testori T, Del Fabbro M, Capelli M, Zuffetti F, Francetti L, Weinstein RL (2008). Immediate occlusal loading and tilted implants for the rehabilitation of the atrophic edentulous maxilla: 1-year interim results of a multicenter prospective study. *Clinical oral implants research* 19: 227–232.
 57. Weinstein R, Agliardi E, Fabbro MD, Romeo D, Francetti L (2012). Immediate rehabilitation of the extremely atrophic mandible with fixed full-prosthesis supported by four implants. *Clinical implant dentistry and related research* 14: 434–441.
 58. Brånemark P, Svensson B, Van Steenberghe D (1995). Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Brånemark in full edentulism. *Clinical oral implants research* 6: 227–231.
 59. Gallucci GO, Morton D, Weber H-P (2009). Loading protocols for dental implants in edentulous patients. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 24.
 60. Durkan R, Oyar P, Deste G (2019). Maxillary and mandibular “All-on-Four” implant designs: A review. *Nigerian journal of clinical practice* 22: 1033.
 61. Kademani D, Tiwana GP (2015). *Atlas of oral and maxillofacial surgery* Elsevier Health Sciences.
 62. Soto-Peñaloza D, Zaragoza-Alonso R, Peñarrocha-Diago M, Peñarrocha-Diago M (2017). The “All-on-Four” treatment concept: Systematic review. *Journal of clinical and experimental dentistry* 9: e474.
 63. Ozan O, Kurtulmus-Yilmaz S (2018). Biomechanical Comparison of Different

- Implant Inclinations and Cantilever Lengths in All-on-4 Treatment Concept by Three-Dimensional Finite Element Analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 33.
64. Lawand G, Tohme H, Ajili A, Ismail Y (2021). The “All-on-Four” Concept. *Innovative Perspectives in Oral and Maxillofacial Surgery* Springer, pp 195–229.
 65. Peñarrocha-Oltra D, Candel-Martí E, Ata-Ali J, Peñarrocha-Diago M (2013). Rehabilitation of the atrophic maxilla with tilted implants: review of the literature. *Journal of Oral Implantology* 39: 625–632.
 66. Peñarrocha M, Carrillo C, Boronat A, Peñarrocha M (2010). Maximum use of the anterior maxillary buttress in severe maxillary atrophy with tilted, palatally positioned implants: a preliminary study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 25.
 67. Horita S, Sugiura T, Yamamoto K, Murakami K, Imai Y, Kirita T (2017). Biomechanical analysis of immediately loaded implants according to the “All-on-Four” concept. *Journal of prosthodontic research* 61: 123–132.
 68. Campelo LD, Camara JRD (2002). Flapless implant surgery: a 10-year clinical retrospective analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 17.
 69. Orentlicher G, Abboud M (2011). Guided surgery for implant therapy. *Dental Clinics* 55: 715–744.
 70. Tulasne JF (1989). Implant treatment of missing posterior dentition. *The Branemark Osseointegrated Implant Chicago: Quintessence* 103.
 71. Sorní M, Guarinos J, Peñarrocha M (2005). Implantes en arbotantes anatómicos del maxilar superior Implants in anatomical buttresses of the upper jaw. *Medicina Oral* 10: 163–168.
 72. Krekmanov L (2000). Placement of posterior mandibular and maxillary implants in patients with severe bone deficiency: a clinical report of procedure. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 15.
 73. Mazor Z, Lorean A, Mijiritsky E, Levin L (2012). Nasal floor elevation combined with dental implant placement. *Clinical implant dentistry and related research* 14: 768–771.
 74. Jensen OT (2014). Complete arch site classification for all-on-4 immediate function. *The Journal of prosthetic dentistry* 112: 741–751.
 75. Jensen OT, Adams MW, Butura C, Galindo DF (2015). Maxillary V-4: Four implant treatment for maxillary atrophy with dental implants fixed apically at the vomer-nasal crest, lateral pyriform rim, and zygoma for immediate function. Report on 44 patients followed from 1 to 3 years. *The Journal of prosthetic dentistry* 114: 810–817.
 76. Ayali A, Altagar M, Ozan O, Kurtulmus-Yilmaz S (2020). Biomechanical comparison of the All-on-4, M-4, and V-4 techniques in an atrophic maxilla: A 3D finite element analysis. *Computers in Biology and Medicine* 123: 103880.
 77. Young SY, Emanuel KM, Chuang S-K (2011). Short (5.0× 5.0 mm) implant placements and restoration with integrated abutment crowns. *Implant Dentistry* 20: 125–130.
 78. Graves S, Mahler BA, Javid B, Armellini D, Jensen OT (2011). Maxillary “All-on-

- Four” therapy using angled implants: a 16-month clinical study of 1110 implants in 276 jaws. *Dental Clinics* 55: 779–794.
79. Jensen OT, Cottam JR, Ringeman JL, Graves S, Beatty L, Adams MW (2014). Angled dental implant placement into the vomer/nasal crest of atrophic maxillae for “All-on-Four” immediate function: a 2-year clinical study of 100 consecutive patients. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 29.
 80. Jensen OT, Adams MW, Smith E (2012). Paranasal bone: the prime factor affecting the decision to use transsinus vs zygomatic implants for biomechanical support for immediate function in maxillary dental implant reconstruction. *Oral & Craniofacial Tissue Engineering* 2.
 81. ADIGÜZEL O (2010). ADIGÜZEL, O. (2010). Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Diş hekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*, 11: . *Dicle Dişhekimliği Dergisi* 1: 18–23.
 82. Ulusoy M AA (2010). *Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler* ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi.
 83. Kurowski PM (2011). Teaching Finite Element Analysis for Design Engineers. *Proceedings of the Canadian Engineering Education Association (CEEAA)* 229–234. doi:10.24908/pceea.v0i0.3839.
 84. Ishak MI, Kadir MRA, Sulaiman E, Kasim NHA (2012). Finite element analysis of different surgical approaches in various occlusal loading locations for zygomatic implant placement for the treatment of atrophic maxillae. *International journal of oral and maxillofacial surgery* 41: 1077–1089.
 85. Nocini PF, Bertossi D, Albanese M, D’Agostino A, Chilosi M, Procacci P (2011). Severe maxillary atrophy treatment with Le Fort I, allografts, and implant-supported prosthetic rehabilitation. *Journal of Craniofacial Surgery* 22: 2247–2254.
 86. Gössweiner S, Watzinger F, Ackerman KL, Ewers R (1999). Horseshoe Le Fort I osteotomy: an augmentation technique for the severely atrophied maxilla--an eight-year follow-up. *Journal of long-term effects of medical implants* 9: 193–202.
 87. Pelo S, Gasparini G, Moro A, Boniello R, Amoroso PF (2009). Segmental Le Fort I osteotomy with bone grafting in unilateral severely atrophied maxilla. *International journal of oral and maxillofacial surgery* 38: 246–249.
 88. Verri FR, Cruz RS, Lemos CAA, de Souza Batista VE, Almeida DAF, Verri ACG, Pellizzer EP (2017). Influence of bicortical techniques in internal connection placed in premaxillary area by 3D finite element analysis. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering* 20: 193–200.
 89. Hernández-Alfaro F, Sancho-Puchades M, Guijarro-Martínez R (2013). Total reconstruction of the atrophic maxilla with intraoral bone grafts and biomaterials: a prospective clinical study with cone beam computed tomography validation. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 28.
 90. Pi Urgell J, Revilla Gutiérrez V, Gay Escoda C (2008). Rehabilitation of atrophic maxilla: a review of 101 zygomatic implants. *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal*, 2008, vol 13, num 6, p 363–370.
 91. Barnea E, Tal H, Nissan J, Tarrasch R, Peleg M, Kolerman R (2016). The use of tilted implant for posterior atrophic maxilla. *Clinical implant dentistry and related research* 18: 788–800.

92. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark P-I (1981). A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International journal of oral surgery* 10: 387–416.
93. Nevins M, Langer B (1993). The successful application of osseointegrated implants to the posterior jaw: a long-term retrospective study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 8.
94. Quirynen M, De Soete M, Van Steenberghe D (2002). Infectious risks for oral implants: a review of the literature. *Clinical Oral Implants Research: Review article* 13: 1–19.
95. Esposito M, Hirsch J, Lekholm U, Thomsen P (1998). Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants,(I). Success criteria and epidemiology. *European journal of oral sciences* 106: 527–551.
96. Chrcanovic BR, Albrektsson T, Wennerberg A (2014). Reasons for failures of oral implants. *Journal of Oral Rehabilitation* 41: 443–476.
97. Al-Johany SS (2019). Survival Rates of Short Dental Implants (≤ 6.5 mm) Placed in Posterior Edentulous Ridges and Factors Affecting Their Survival After a 12-Month Follow-up Period: Systematic Review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 34.
98. Anitua E, Anitua B, Alkhraisat MH, Piñas L, Eguia A (2021). Transalveolar nasal floor elevation and implant placement: Long term follow-up case report and description of the technique. *Oral and Maxillofacial Surgery Cases* 100222.
99. El-Ghareeb M, Pi-Anfruns J, Khosousi M, Aghaloo T, Moy P (2012). Nasal floor augmentation for the reconstruction of the atrophic maxilla: a case series. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 70: e235–e241.
100. Khairnar M, Gaur V (2015). Evidence of bone formation in the nasal floor around polished surface bi-cortical screw implants after indirect nasal lift in an atrophied maxilla: Cone beam computed tomography-based case report. *Journal of Indian Society of Periodontology* 19: 236.
101. Babbush CA, Kutsko GT, Brokloff J (2011). The “All-on-Four” immediate function treatment concept with NobelActive implants: a retrospective study. *Journal of Oral Implantology* 37: 431–445.
102. Özdemir Doğan D, Polat NT, Polat S, Şeker E, Gül EB (2014). Evaluation of “All-on-Four” Concept and Alternative Designs with 3D Finite Element Analysis Method. *Clinical implant dentistry and related research* 16: 501–510.
103. Pacheco de Carvalho L, Marcelo de Carvalho A, Eduardo Francischone C, Botelho do Amaral FL, Salles Sotto-Maior B (2021). Biomechanical behavior of atrophic maxillary restorations using the “All-on-Four” concept and long trans-sinus implants: A finite element analysis. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects* 15.
104. Bidez MW, Misch CE (1992). Issues in bone mechanics related to oral implants. *Implant dentistry* 1: 289–294.
105. Borcic J, Braut A (2012). Finite element analysis in dental medicine. *Finite Element Analysis: New Trends and Developments* 10: 1.
106. Mohammed SD, Desai H (2014). Basic concepts of finite element analysis and its

- applications in dentistry: An overview. *Oral Hyg Health* 2: 702–2332.
107. Romeed SA, Fok SL, Wilson NHF (2006). A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. *Journal of oral rehabilitation* 33: 209–215.
 108. Holmes DC, Diaz-Arnold AM, Leary JM (1996). Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *The Journal of prosthetic dentistry* 75: 140–147.
 109. Gulsahi A (2011). Bone quality assessment for dental implants. *Rijeka: InTech* 437–452.
 110. Chang S-H, Lin C-L, Hsue S-S, Lin Y-S, Huang S-R (2012). Biomechanical analysis of the effects of implant diameter and bone quality in short implants placed in the atrophic posterior maxilla. *Medical Engineering & Physics* 34: 153–160.
 111. Rangert BO, Jemt T (1989). Forces and moments on Brånemark implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 4.
 112. Smedberg J, Nilner K, Rangert B, Svensson SA, Glantz P (1996). On the influence of superstructure connection on implant preload: a methodological and clinical study. *Clinical oral implants research* 7: 55–63.
 113. Bellini CM, Romeo D, Galbusera F, Agliardi E, Pietrabissa R, Zampelis A, Francetti L (2009). A finite element analysis of tilted versus nontilted implant configurations in the edentulous maxilla. *International Journal of Prosthodontics* 22.
 114. Sannino G (2015). All-on-4 concept: a 3-dimensional finite element analysis. *Journal of Oral Implantology* 41: 163–171.
 115. Takahashi T, Shimamura I, Sakurai K (2010). Influence of number and inclination angle of implants on stress distribution in mandibular cortical bone with All-on-4 Concept. *Journal of prosthodontic research* 54: 179–184.
 116. Malhotra AO, Padmanabhan T V, Mohamed K, Natarajan S, Elavia U (2012). Load transfer in tilted implants with varying cantilever lengths in an all-on-four situation. *Australian dental journal* 57: 440–445.
 117. Ahn S-J, Leesungbok R, Lee S-W, Heo Y-K, Kang KL (2012). Differences in implant stability associated with various methods of preparation of the implant bed: an in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry* 107: 366–372.
 118. Ivanoff C-J, Gröndahl K, Bergström C, Lekholm U, Brånemark P-I (2000). Influence of bicortical or monocortical anchorage on maxillary implant stability: a 15-year retrospective study of Brånemark System implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 15.
 119. Xiao J-R, Li Y-F, Guan S-M, Song L, Xu L-X, Kong L (2011). The biomechanical analysis of simulating implants in function under osteoporotic jawbone by comparing cylindrical, apical tapered, neck tapered, and expandable type implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 69: e273–e281.
 120. Moraes SLD, Pellizzer EP, Verri FR, Santiago Jr JF, Silva JVL (2015). Three-dimensional finite element analysis of stress distribution in retention screws of different crown–implant ratios. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering* 18: 689–696.
 121. Eraslan O, Sevimay M, Usumez A, Eskitascioglu G (2005). Effects of cantilever design and material on stress distribution in fixed partial dentures—a finite element

- analysis. *Journal of oral rehabilitation* 32: 273–278.
122. Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O (1998). Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 13.
 123. Renouard F, Nisand D (2005). Short implants in the severely resorbed maxilla: a 2-year retrospective clinical study. *Clinical implant dentistry and related research* 7: s104–s110.
 124. Gentile MA, Chuang S-K, Dodson TB (2005). Survival estimates and risk factors for failure with 6 x 5.7-mm implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 20.
 125. Jemt T (1991). Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 6.
 126. Meijer HJA, Kuiper JH, Starmans FJM, Bosman F (1992). Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *The Journal of prosthetic dentistry* 68: 96–102.
 127. Misch CE (1999). Contemporary implant dentistry. *Implant Dentistry* 8: 90.
 128. Ho CK (2012). Implant rehabilitation in the edentulous jaw: The all-on-4 immediate function concept. *Australian Dent J* 23: 138–148.
 129. Gümrükçü Z, Korkmaz YT, Korkmaz FM (2017). Biomechanical evaluation of implant-supported prosthesis with various tilting implant angles and bone types in atrophic maxilla: A finite element study. *Computers in biology and medicine* 86: 47–54.
 130. Khatami AH, Smith CR (2008). “All-on-Four” immediate function concept and clinical report of treatment of an edentulous mandible with a fixed complete denture and milled titanium framework. *Journal of Prosthodontics* 17: 47–51.
 131. Lin W, Eckert SE (2018). Clinical performance of intentionally tilted implants versus axially positioned implants: A systematic review. *Clinical oral implants research* 29: 78–105.
 132. Bedrossian E, Bedrossian EA (2019). Treatment Planning the Edentulous Mandible. Review of Biomechanical and Clinical Considerations: An Update. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 34.
 133. Haroun F, Ozan O (2021). Evaluation of Stresses on Implant, Bone, and Restorative Materials Caused by Different Opposing Arch Materials in Hybrid Prosthetic Restorations Using the All-on-4 Technique. *Materials* 14: 4308.