



K.K.T.C
YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ATROFİK MAKSİLLAYA UYGULANAN ALL-ON-4, M-4 VE V-4
TEKNİKLERİNİN BİYOMEKANİK ETKİLERİNİN ÜÇ BOYUTLU SONLU
ELEMANLAR ANALİZİ KULLANILARAK KARŞILAŞTIRILMASI

Dt. MAZEN ALTAGAR

DOKTORA TEZİ
Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Programı

DANIŞMAN
Doç. Dr. AYSA AYALI
2. DANIŞMAN
Doç. Dr. SEVCAN KURTULMUŞ-YILMAZ

2020 - LEFKOŞA

Sağlık Bilimleri Enstitüsü M¼d¼rl¼ę¼ne;

Bu alışma j¼rimiz tarafından Ağız, Diş ve ene Cerrahisi Programında Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

J¼ri Başkanı / Danışman: Doç. Dr. Aysa AYALI

Yakın Doğu Üniversitesi, Ağız, Diş ve ene Cerrahisi AD.

2. Danışman:

Doç. Dr. Sevcan KURTULMUŞ-YILMAZ

Yakın Doğu Üniversitesi, Protetik Diş Tedavisi AD.

ye:

Prof. Dr. Bahar GÜRSOY

Girne Üniversitesi, Ağız, Diş ve ene Cerrahisi AD.

ye:

Prof. Dr. Erkan ERKMEN

Gazi Üniversitesi, Ağız, Diş ve ene Cerrahisi AD.

ye:

Doç. Dr. L. Onur UYANIK

Yakın Doğu Üniversitesi, Ağız, Diş ve ene Cerrahisi AD.

ONAY:

Bu tez, Yakın Doğu Üniversitesi Lisansst¼ Eğitim – ğretim ve Sınav Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki j¼ri yeleri tarafından uygun gr¼lm¼ř ve Enstit¼ Yönetim kararıyla kabul edilmiştir.

Prof. Dr. K. H¼sn¼ Can BAŐER

Enstit¼ M¼d¼r¼

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmayla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

Dt. Mazen ALTAGAR

TEŞEKKÜR

Her an yanımda olan, sevgi ve desteğini her zaman hissettiğim, öncelikle ilk öğretmenim canım anneme, tez çalışmam boyunca yanımda olup bana yardımcı ve destek olan babama, ne zaman başım sıkışsa yanımda olan ağabeyime, ablama ve kız kardeşime ailem oldukları için;

Tüm çalışma süresince her zaman benimle birlikte olan, bilgilerini ve deneyimlerini benimle paylaşarak yol gösteren, yoğun geçen çalışma sürecinde heyecanıma ortak olan, bazen bir hoca bazen de bir abla olarak bana desteğini, emeğini hiç esirgemeyen hocam ve tez danışmanım, Sayın Doç. Dr. Aysa Ayalı'ya;

Yine tez çalışmam sürecinde bana yardımlarını esirgemeyen, danışma ihtiyacı duyduğum her an kıymetli zamanlarını ayırıp sabırla ve ilgiyle bana yardımcı olan 2. tez danışmanım, sayın Doç. Dr. Sevcan Kurtulmuş Yılmaz'a;

Tez çalışmam sırasında bana yardımcı olup yol gösteren, her sorun yaşadığımda yanına çekinmeden gidebildiğim sevgili çalışma arkadaşım sayın Yrd. Doç. Dr. Mehmet Gagari Caymaz'a;

Tüm çalışma sürecinde bana destek olup yardımcı olan hocalarım, Sayın Prof. Dr. M. Şenol Tüzüm'e, Prof. Dr. Bahar Gürsoy'a, Doç. Dr. Kani Bilginaylar'a Doç. Dr. L. Onur Uyanık'a, Yrd. Doç. Dr. Oğuz Buhara'ya ve Yrd. Doç. Dr. Gökçe Savtekin'e

Tüm doktora süresince her zaman bana yardımcı olan oda arkadaşlarım, Yrd. Doç. Dr. Abdullah Alalwani'ye, Dt. Erim Tandoğdu'ya, Dt. Ceren Dönmezer'e ve Dt. Ali Temelci'ye;

Tez çalışmamda gereken her şeyin temini konusunda bana desteğini esirgemeyen, tez çalışmam süresince bana yardımcı olan hemşirelerimiz Ersal Şanlıdağ'a, Gülcan İnce'ye, Damla Tekel'e ve sekreterlerimiz Arzu Çetinler'e,

SONSUZ TEŞEKKÜRLER...

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
BEYAN	iv
TEŞEKKÜR	vi
İÇİNDEKİLER	v
KISALTMALAR VE SİMGERELER	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ	x
TABLolar DİZİNİ	xii
ÖZET	1
ABSTRACT	2
1. GİRİŞ ve AMAÇ	3
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1. İmplant Tanım ve Tarihçesi	5
2.2. Dental İmplantların Sınıflandırılması	6
2.3. Dental İmplantlarda Osseointegrasyon	8
2.4. Dental İmplantlarda Biyomekanik	8
2.5. Kemik Dokusunun Tipi ve Özellikleri	9
2.5.1. Kemik kalitesinin sınıflandırılması	9
2.6. Dental İmplant Destekli Protezlerde Sınıflandırma	10
2.6.1. Sabit Protez 1	10
2.6.2. Sabit Protez 2	11
2.6.3. Sabit protezler 3	10
2.6.4. Hareketli Protez 4	12
2.6.5. Hareketli Protez 5	12
2.7. Restorasyonun Tipini Belirleyen Faktörler	13
2.7.1. Arklar Arası Mesafe	12
2.7.2. Çeneler Arası İlişki	12
2.7.3. Anatomik kısıtlamalar	13
2.8. Dört İmplant Üzeri Tedavi Konsepti (All-On-4 Tedavi Konsepti)	14
2.8.1. All-on-4 konseptinde başarı anahtarları	14
2.8.2. All-on-4 Tedavi Konsepti'nin Avantajlar ve Dezavantajlar	15

2.8.3. All-on-4 Tedavi Konsepti'nde Cerrahi Yaklaşım	15
2.8.4. All-on-4 Tedavi Konsepti'nde Protetik Yaklaşım	16
2.8.5. Flepsiz ‘‘All-on-4’’ tedavi konsepti	18
2.9. M-4 ve V-4 Teknikleri	20
2.10. Stres Analiz Yöntemleri	20
2.10.1. Kırılğan Vernikle Kaplama Tekniği ile Stres Analizi	20
2.10.2. Holografik İnterferometri ile Stres Analizi	21
2.10.3. Termografik Stres Analiz Yöntemi	21
2.10.4. Radyoteleometri Stres Analiz Yöntemi	21
2.10.5. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi	21
2.10.6. Gerinimölçer Tekniği	21
2.10.7. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi	22
3. GEREÇ VE YÖNTEM	29
4. BULGULAR	35
4.1 İmplantı çevreleyen kemik dokudaki stresler	35
4.2. İmplantlar üzerindeki stresler	42
4.3. Abutmentlar üzerindeki stresler	45
4.4. Metal iskelet üzerindeki stresler	48
5. TARTIŞMA ve SONUÇ	51
KAYNAKLAR	60
EKLER	73
ÖZGEÇMİŞ	83

KISALTMALAR VE SİMGELER

ASTMA: *American Society for Testing Materials*

CAD/CAM: *Computer-aided design/Computer-aided manufacturing*

°: Derece

E: Elastisite modülü

ϵ : Gerinim

FS: Gıda Maddesi

a: İvme

FS0: Kesici Dişler Bölgesindeki Gıda Maddesi

kg: Kilogram

KIBT/BT: Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi/Bilgisayarlı Tomografi

F: Kuvvet

m: Kütle

τ : Makaslama stresi

Pmax: Maksimum asal stres

MPa: Mega Pascal

mm: milimetre

μm : mikrometre

Pmin: Minimum asal stress

nm: Nanometre

N: Newton

PRF: *Platellet Rich Fibrin*

FS6: Sağ Birinci Molar Bölgesindeki Gıda Maddesi

cm: santimetre

σ : Stres

Ti: Titanyum

Ti6Al4V: Titanyum alüminyum vanadyum alaşımı

3B: Üç boyutlu

VM: Von Mises stres

%: Yüzde

ŞEKİLLER	Sayfa
2.1: Lekholm ve Zarb'ın kemik kalitesi sınıflaması	10
2.2: Bir sonlu eleman modelinde düğüm noktaları ve elemanlar	23
2.3: Stres Tipleri	26
2.4: Von Mises Stres Hesaplama Formülü	27
3.1: Üç boyutlu model	30
3.2.1: All-on-4 modeli	32
3.2.2: M-4 modeli	32
3.2.3: V-4 modeli	32
3.3: Sınır koşulları	33
3.4: 100 Newton okluzal kuvvetleri taklit eden gıda maddesinin modellenmesi	35
4.1.1: Kortikal kemik üzerindeki Pmax stres değerleri	36
4.1.2: FS0 yükleri altında kortikal kemik üzerindeki Pmax streslerinin dağılımı	37
4.1.3: FS6 yükleri altında kortikal kemik üzerindeki Pmax streslerinin dağılımı	38
4.1.4: Kortikal kemikte Pmin stres değerleri	39
4.1.5: FS0 yükleri altında kortikal kemik üzerindeki Pmin streslerinin dağılımı	40
4.1.6: FS6 yükleri altında kortikal kemik üzerindeki Pmin streslerinin dağılımı	41
4.2.1: İmplantlarda von Mises stres değerleri	42
4.2.2: FS0 yükleri altında implantlar üzerindeki von Mises streslerinin dağılımı	43

4.2.3: FS6 yükleri altında implantlar üzerindeki von Mises streslerinin dağılımı	44
4.3.1: Abutmentlerde von Mises stres değerleri	45
4.3.2: FS0 yükleri altında abutmentler üzerindeki von Mises streslerinin dağılımı	46
4.3.3: FS6 yükleri altında abutmentlerde von Mises streslerinin dağılımı	47
4.4.1: Metal iskelet üzerinde von Mises stres değerleri	48
4.4.2: FS0 yükleri altında von Mises streslerinin metal iskelet üzerinde dağılımı	49
4.4.3: FS6 yükleri altında von Mises streslerinin metal iskelet üzerinde dağılımı	50

TABLolar	Sayfa
3.1: Çalışmada kullanılan implant ve abutment zellikleri	31
3.2: Modellerde kullanılan eleman ve nod sayıları	34
3.3: Materyallerin mekanik zellikleri	34

ÖZET

Atrofik Maksillaya Uygulanan All-on-4, M-4 ve V-4 Tekniklerinin Biyomekanik Etkilerinin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi Kullanılarak Karşılaştırılması.

Öğrencinin Adı: Mazen ALTAGAR

Danışmanı: Doç. Dr. Aysa AYALI

2. Danışmanı: Doç. Dr. Sevcan KURTULMUŞ-YILMAZ

Anabilim Dalı: Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi

Ciddi derecede atrofik çeneye sahip hastalar implantolojide zorlayıcı olabilmektedirler. All-on-4 tedavi konsepti, anatomik yapıları koruyarak yüksek oranda rezorpsiyona uğramış kreterlerdeki ileri ogmentasyon prosedürlerini ortadan kaldırmaktadır. Ayrıca posterior implantların açıldırılması, daha uzun implantların yerleştirilmesini mümkün kılmaktadır. Anterior implantların açıldırılması, All-on-4 konseptinde posterior implantların açıldırılmasına benzer şekilde, daha uzun implantların yerleştirilmesine izin vermektedir. Bu çalışma, standart All-on-4 tedavi konseptinin biyomekanik yönlerini M-4 ve V-4 teknikleriyle karşılaştırmayı amaçlamıştır. Üç boyutlu sonlu eleman analizi gerçekleştirmek amacıyla dişsiz üst çenenin üç boyutlu bir modeli oluşturulmuştur. Anterior implantların eğim açısı değiştirilerek üç farklı konfigürasyon (All-on-4, M-4 ve V-4) modellenmiştir. Her modelde, bir gıda maddesini taklit etmek amacıyla, kesici dişlerin orta hattına ve sağ birinci molar bölgeye ayrı ayrı 100 Newton oklüzal yük uygulayan katı bir küresel malzeme yerleştirilmiştir. Kortikal kemik için maksimum asal stres ve minimum asal stres değerleri, sünek malzemeler için ise von Mises stres değerleri kaydedilmiştir. Mevcut çalışmanın bulgularına göre, modeller arasında önemli farklılıklar olmamasına rağmen, genel olarak All-on-4 grubu daha yüksek, M-4 ve V-4 grubu ise daha düşük stres değerleri göstermiştir.

M-4 veya V-4 konfigürasyonları ciddi derecede atrofiye uğramış anterior maksilla vakalarında daha iyi primer stabilizasyon elde etmek için kullanılabilir.

Anahtar Kelimeler: Dental implant, All-on-4, Açılı implantlar, İmmediyat rehabilitasyon, Primer stabilizasyon, Sonlu elemanlar analizi

ABSTRACT

Biomechanical Comparison of the All-on-4, M-4, and V-4 Techniques in an Atrophic Maxilla: A 3D Finite Element Analysis.

Student's Name: Mazen ALTAGAR

Consultant: Dr. Aysa AYALI

2. Consultant: Dr. Sevcan KURTULMUŞ-YILMAZ

Department: Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi

Patients with severely atrophied jaws can be challenging in implantology. The All-on-4 treatment concept eliminates advanced augmentation procedures in highly resorbed ridges by preserving the relevant anatomic structures. In addition, the inclination of the distal implants enables the placement of longer implants. Hence, tilting the anterior implants allows longer implant placement, in line with the distal implants of the All-on-4 concept. This study compared the biomechanical aspects of the standard All-on-4 treatment concept with the M-4 and V-4 techniques. A three-dimensional model of an edentulous maxilla was created to perform three-dimensional finite element analysis. Three different configurations (All-on-4, M-4, and V-4) were modeled by changing the tilt angle of the anterior implants. In each model, to simulate a foodstuff, a solid spherical material was placed on the midline of the incisors and the right first molar region, separately applying an occlusal load of 100 Newtons. The maximum principal stress and minimum principal stress values were acquired for cortical bone, and von Mises stress values were obtained for ductile materials. According to the present study's findings, although there were no considerable differences among the models, in general, the All-on-4 group demonstrated slightly higher stresses and the M-4 and V-4 group showed lower stresses. M-4 or V-4 configurations may be used in cases of severely atrophied anterior maxillae to achieve better primary stabilization.

Keywords: Dental implant, All-on-4, Angulated implants, Immediate rehabilitation, Primary stability, FEA

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Günümüzde, insanlar yaşam kalitelerinin mümkün olduğunca en üst seviyede olmasını hedeflemektedir. Estetik, fonksiyon ve fonasyon beklentilerini başarılı bir şekilde sağlayan protetik restorasyonlar yaşam kalitesinin artmasında çok önemli roller üstlenmektedir. Başarılı bir restorasyonun en önemli basamaklarından biri olan protetik planlama ise bu kalitenin arttırılmasında kritik bir değere sahiptir (Ersu ark., 2009).

Kişilerin özgüvenlerini büyük oranda azaltan dişsizlik, ağız-diş sistemin en önemli görevleri olan çiğneme ve konuşma fonksiyonlarını zayıflatan bir durumdur. Geleneksel tam veya bölümlü protezler ile bu fonksiyonların tümünü karşılayabilmek oldukça güçtür. Bunun yanında insanların eğitim seviyelerinin artması, hastaların bilinçlenmesi ve teknolojinin gelişmesi ile birlikte tam dişsiz hasta sayısı azalmaktadır (Taruna ark., 2014). Son 50 yıl içerisinde dental implantlar, diş eksikliklerinde ve oral dokuların desteklenmesinde geleneksel olarak kullanılan sabit veya hareketli protezlere alternatif olmuşlardır. Teknolojinin de gelişmesiyle birlikte implantoloji alanında son yıllarda birçok bilimsel ilerleme olmuştur. Bu teknolojik gelişmeler, dental implant tedavisinin tam ya da bölümlü dişsizlik vakalarında altın standart olarak gösterilmesini sağlamıştır (Aydin ark., 2006).

Total dişsizlik vakalarında dental implant uygulamaları, klasik protetik uygulamalara oranla daha başarılı olarak kabul edilmektedir. Yapılan çalışmalarda, implant-doku destekli protez kullananların memnuniyetinin, geleneksel tam protez kullananlardan daha yüksek olduğu belirtilmiştir (Thomason ark., 2002; Zitzmann ark., 2006). Bunun yanında, güncel tedavi konseptleri ile total dişsiz hastalarda başarı, hekimlerin kendisini geliştirmesine ve hastaların beklentilerine bağlıdır (Maló ark., 2005). Günümüzde, hastaların beklentileri sadece implantlar üzerine yerleştirilen protetik uygulamalardan ibaret değildir. Artık hem implant yerleştirme işlemi hem de iyileşme süresinin geçiş döneminde implant üstü sabit protez istenmektedir. Bu nedenle yapılan planlama dahilinde implantların cerrahi olarak yerleştirilmesini takiben, protetik restorasyonların da hemen yüklenmesi sıklıkla tercih edilmektedir (Chvartzaid ve Koka, 2011).

All-on-4 tedavi konsepti, alt çene ve üst çeneye uygulanabilen 2 adet anteriora ve 2 adet de posteriora olmak üzere toplam 4 implant ile desteklenen tam ark sabit bir protetik restorasyonu tanımlamaktadır. Bu şekilde anterior implantlar, maksilla ve mandibulada lateral kesici bölgesinde vertikal eksene paralel, posterior implantlar, mandibulada mental foramenin hemen önüne, maksillada ise maksiller sinüsün anterior duvarına paralel olarak distale eğimli olacak şekilde yerleştirilir. Bu şekilde, anterior implantlar oklüzal düzleme dik, posterior implantlar ise yaklaşık olarak 30-45° distale eğimli yerleştirilir. Bu implantlar üzerinde düz veya açılı multi-ünit abutmentler kullanılır (Maló ark., 2005). İmmediyat rehabilitasyon, immediyat fonksiyon ve estetik sağladığından ve daha kısa tedavi süresi, daha düşük morbidite ve daha az risk içerdiğinden, dişsiz hastalar için tercih edilen güncel tedavi seçeneğidir. Ciddi derecede atrofik üst ve alt çeneye sahip hastaların tedavi edilmesi implantolojide, özellikle de tam dişsiz vakalarda oldukça zorlu bir işlemdir. Yüksek oranda rezorpsiyona uğramış kretlerin varlığında; implant yerleştirilmeden önce, üst çenede *sinüs lifting* (sinüs kaldırma) işlemi; alt çenede ise kret ogmentasyonu veya ileri ve komplike greft işlemleri yapılmalıdır.

Maló ve arkadaşları tarafından açıklanan All-on-4 tedavi konsepti kavramı; posterior implantların 45 dereceye kadar distal eğime sahip olacak şekilde, maksilla veya mandibulaya toplamda dört adet implant yerleştirilmesini içermektedir. Bu yöntemde, yüksek oranda rezorpsiyona uğramış kretlerde ileri derece ogmentasyon prosedürleri ortadan kaldırdığından, maksiller sinüs ve inferior alveolar sinir gibi anatomik yapılar korunmaktadır. Ek olarak, posterior implantların distal eğimi, geliştirilmiş kortikal ankraj ile daha uzun implantların yerleştirilmesini, implantlar arası mesafenin artırılmasını ve azaltılmış kantilever uzunluğuna sahip protezlerin üretilmesini mümkün kılmaktadır (Maló ark., 2006).

Biyomekanik açıdan bakıldığında, implant destekli sabit bir protezin immediyat yüklenmesi için üst çene anterior bölgede en az 10 mm kemik yüksekliği gereklidir (Jensen ve Adams, 2009a). Fakat kemik yüksekliğini artırmak amacıyla yapılan ogmentasyon, ciddi atrofiye uğramış üst çene anterior bölge için zorlu bir ileri cerrahi prosedür olduğundan bu durum her zaman mümkün değildir. Bunun dışında, gülme hattının yüksek olduğu olgularda estetik açıdan başarılı bir görünüm için, maksiller alveolar kemik küçültülerek yatay geçiş çizgisi apikale taşınmalıdır (Jensen ark.,

2010). Bu tarz klinik durumlar, üst çene anterior bölgede yetersiz alveolar yüksekliğe neden olabilmekte ve en az 10 mm uzunluğa sahip implantların aksiyal yönde yerleştirilmesini engel olabilmektedirler. Bu nedenle, anterior implantların da açıldırılması, All-on-4 konseptindeki posterior implantların açıldırılmasına benzer şekilde daha uzun implantların yerleştirilmesini mümkün kılmaktadır.

Jensen ve arkadaşları (Jensen ve Adams, 2009a) anterior implantların aksiyal düzlemde 30 dereceye kadar distale açıldırıldığı ve lateral nazal çerçeveye uzandığı M-4 adlı M-şekilli bir konfigürasyon sunmuştur. V-4 olarak adlandırılan başka bir konfigürasyonda ise, V şeklinde bir model oluşturacak şekilde orta hatta doğru eğimli dört implant bulunmaktadır ve iki anterior implant apikal olarak maksiller orta hatta bulunmaktadır (Jensen ve Adams, 2009b).

Literatür verilerinin ve uzun süreli klinik araştırmaların yetersiz olması nedeniyle M-4 ve V-4 teknikleri, All-on-4 kavramı kadar yaygın olarak uygulanmamaktadır. Dolayısıyla, bu tez çalışmasında, All-on-4, M-4 ve V-4 teknikleri ile tedavi edilen ileri atrofik üst çene modellerinde, implant, implant çevresi kemik dokusu ve protetik bileşenler üzerindeki stresleri değerlendirerek; standart All-on-4 tedavi konseptinin biyomekanik yönlerini M-4 ve V-4 teknikleriyle karşılaştırmıştır. Bu karşılaştırmaya için, herhangi bir geometriye sahip yapılarıdaki deformasyonları ve stresleri analiz edebilen ve sayısal bir yöntem olan üç boyutlu (3B) sonlu elemanlar analizi (Trivedi, 2014) kullanılmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. İmplant Tanımı ve Tarihçesi

İmplant, kaybolan fonksiyonun yeniden kazandırılması amacı ile vücut içine yerleştirilen bir cisim olarak tanımlanmaktadır. Dental implant; kaybedilen dişin yerine geçen, sabit ve hareketli protezlere destek sağlamak amacı ile kemik içine veya üzerine yerleştirilen biyoyumlu apareylerdir (Misch, 2007).

Dental implantlar binlerce yıl öncesine dayanmaktadır. 4000 yıl önce eski Çin medeniyetinde bambu çubuklar, 2000 yıl önce Mısır uygarlığında kıymetli metaller diş implantı olarak kullanılmıştır. Ayrıca arkeolojik çalışmalarda, M.S. 600 yıllarına ait

ve eksik olan üç kesici dişin yerine deniz hayvanlarına ait kabukların kullanıldığı alt çene kemiği bulunmuştur (Misch, 2007) En eski implant, Profesör J. L. Heim tarafından 1954’de, 18-25 yaşlarında bir kadına ait olduğu düşünülen kafatasında bulunmuştur. İncelemeler kafatasının tarih öncesi döneme ait olduğunu ve implantın milattan önce 5000 yılında küçük bir kemiğin şekillendirilerek komşu dişlere benzetildiğini göstermektedir. Dişlerin ilk kez reimplantasyonu ve transplantasyon diş hekimi Ambrose Pare (1510-1590) tarafından gerçekleştirilmiştir. Benjamin Fendall (1723-1808) ve John Greenwood (1760-1819), bir hastadan diğer bir hastaya doğal diş transplante etmişlerdir. On dokuzuncu yüzyılda Avrupa ve Amerika’da transplante edilen dişlerde başarısızlık oranının yüksek olmasının halk tarafından öğrenilmesi ve transplantasyon ile sfiliz ve tüberküloz gibi bulaşıcı hastalıkların da nakledilmesinin bilinmesi ile implantasyon ve transplantasyon çalışmalarında duraklamaya girilmiştir. Strock’un 1947 yılında “dental implantlar doğal diş köküne benzemek zorunda değildir” fikrini uygulayan Formiggini’nin implantları, paslanmaz çelik ve tantaldan yapılmış olup heliks kemik içi implantlardır. Siacolm Fransa’da 1962 yılında, ikili, üçlü veya bir dizi sıra oluşturacak şekilde kemik içi yerleştirilen ‘iğne implantları’ önermiştir. Amerika Birleşik Devletleri’nde 1967 yılında Leonard Linkow, titanyumdan yapılmış *blade* implantlarını tanıtmıştır. Dental implantlar 1960 lı yılların sonlarında tam dişsiz hastaların tedavisi için önerildiğinden beri, implant destekli tedaviye yönelim artmıştır (Sevimay ark., 2005).

2.2. Dental İmplantların Sınıflandırılması

Dental implantolojide kullanılan implantlar yerleştirilme yöntemlerine göre şu şekilde sınıflandırılabilir (Misch, 2007):

- 1) Kemik içi implantlar.
- 2) Subperiostal implantlar.
- 3) İntramukozal implantlar.
- 4) Transmandibuler implantlar.
- 5) Endodontik implantlar.

Çeşitli dişsizlik durumlarında en yaygın olarak kemik içi implantlar kullanılmaktadır (Misch, 2007).

Kullanılan materyallere göre ise; metal veya metal alaşımı (Ti ve TiAl6V4) ve seramikler (alümina esaslı ve zirkonya implantlar) olarak sınıflandırılabilir. Günümüzde kullanılan en popüler implant biyomateryalleri titanyum ve titanyum alaşımlarıdır. Titanyum 47.9 atom ağırlığına ve 22 atom numarasına sahip saf bir elementtir (Anusavice ark., 2013). Üstün biyoyumluluğu, korozyon direnci, uygun fiziksel ve mekanik özellikleri sayesinde dış hekimliğinde titanyum içerikli materyallerin kullanımı cazip hale gelmiştir. Titanyum, yüzeyinde pasif oksit tabakası oluşumunu sağlayacak şekilde düşük elektriksel iletkenliğe sahip olduğu için biyoyumlu kabul edilir. Bu oksit tabakası korozyona karşı yüksek oranda direnç sağlamaktadır (Sidambe, 2014).

Ticari saf titanyum (Commercial Pure Titanium – CP Ti) ve Ti6Al4V alaşımı en yaygın kullanılan materyallerdir (Shrestha, 2014). ASTM (American Society for Testing Materials) titanyumu oksijen ve demir içeriğine göre 5 sınıfa ayırmaktadır (Sidambe, 2014):

Tip 1, kimyasal olarak saf ve yumuşak formdadır. Düşük interstisyel eleman içeriğinin bir sonucu olarak, oda sıcaklığında tüm gruplar içinde en düşük mekanik dayanıklılık, en yüksek yumuşaklık ve işlenebilirliğe sahiptir. Tip 1 saf titanyum, tüm standart üretim yöntemlerinde (kaynak, makineleme, soğuk işleme, sıcak işleme, kalıba dökme) kullanılabilir.

Tip 2, saf titanyum; en az 275 MPa değerinde akma dayanıklılığına sahip olduğu için endüstriyel uygulamalarda ideal bir materyaldir. Düşük interstisyel eleman içerir ve bunun sonucunda korozyon direnci yüksektir. Ayrıca, üstün aşınma direncine sahiptir. Tüm standart üretim yöntemlerinde kullanılabilir.

Tip 3, saf titanyum, üstün korozyon direnci ve dayanıklılığa sahiptir.

Tip 4, saf titanyum en yüksek dayanıklılığa sahip sınıftır.

Tip 5, (Ti6Al4V alaşımı); 6 % alüminyum ve 4% vanadyum içerir. Ti6Al4V; yüksek dayanıklılığa sahiptir, yorulma ve korozyona karşı oldukça dirençlidir (Shrestha, 2014).

Ancak, Ti6Al4V yapısında bulunan vanadyum sebebiyle sitotoksik olmasından dolayı bu alaşım, belirli uygulamalar ve cihazlarla sınırlı kalabilmektedir (Sidambe, 2014). Genellikle diş hekimliğinde Tip 2, Tip 4 ve Tip 5 titanyum implantlar kullanılmaktadır.

2.3. Dental İmplantlarda Osseointegrasyon

Branemark, osseointegrasyonu ışık mikroskobu altında implant yüzeyi ve canlı kemik dokusu arasında direkt temasın bulunması olarak tanımlamıştır. Genel olarak kemiğin kalite ve kantitesi, implant materyali, implant tasarımı, yüzey özellikleri, cerrahi teknik, implant yükleme zamanları ve koşulları osseointegrasyonu etkileyen faktörler olarak gösterilmiştir (Branemark ark., 1977).

2.4. Dental İmplantlarda Biyomekanik

Biyomekanik, yapı ve fonksiyon arasındaki ilişkiyi araştırmak için canlı sistemlerde mühendislik mekaniğinin araç ve yöntemlerini kullanmaktır (Misch, 2007).

Biyomekanik bilimi, uygulanan kuvvetlere karşı biyolojik dokuların yanıtı ile ilgilenir. Kemik, değişen biyomekanik çevreye uyum sağlamak için uygulanan yüklere ve diğer faktörlere karşılık olarak kendi kendini sürekli olarak yeniden şekillendirir. Kemik yapısı ile mekanik kuvvetler arasındaki bu fonksiyonel süreç, kemiğin yeniden şekillenmesi yani kemik remodelasyonu olarak bilinir. Mekanik streslerdeki azalma kemiğin kullanılmamasına ve rezorpsiyonuna sebep olurken, stresteki belirli artış kemik apozisyonunu artmasına neden olur (Rungsiyakull ark., 2011).

Oklüzal form, implant çevresi kemik dokusundaki stres dağılımını önemli miktarda etkileyebilir. Uygun oklüzal tasarım, kemiğin yeniden şekillenmesine iyi yönde katkıda bulunur ve gerekli iyileşme süresini kısaltır (Rungsiyakull ark., 2011). Oklüzal yüklerin kemik-implant ara yüzüne aktarımı implant tedavisinin sonuçlarını belirlemek için önemli bir faktördür. Oklüzal yüklerin miktarı ve yönü, kemik hacmi ve yoğunluğu, implant uzunluğu, çapı ve kemik içindeki açısı, protez tipi gibi birçok biyomekanik faktör implant tedavisinin başarısını etkilemektedir (Moreira ark., 2013).

2.5. Kemik Dokusunun Tipi ve Özellikleri

Kemik, mineralize ekstraselüler matriks ile karakterize bir bağ dokusudur. Matriksin kalsiyum ve fosfat kristalleri ile mineralizasyonu son derece sert bir doku meydana getirir (Ross, 2014). Kemik dokusu; ara madde (su, inorganik madde, organik madde), lifler (kollajen tip 1) ve hücrelerden (osteoprogenitör, osteoblast, osteosit ve osteoklast) oluşur (Öber ve İzzetoğlu, 2010).

Mikroskopik olarak kemik; primer (immatüre / olgunlaşmamış kemik) ve sekonder yapıdan (lamellar / matüre / olgunlaşmış kemik) oluşur (Öber ve İzzetoğlu, 2010).

Kemik dokusu, kortikal ve trabeküler olarak sınıflandırılmaktadır. Kemiğin dış kısmında yoğun, sıkı bir tabaka olan kortikal kemik bulunur ve trabeküllerden oluşan süngerimsi bir ağ olan trabeküler kemik ise kemiğin iç kısmını oluşturur (Ross ark., 2014). Trabeküler kemik gözenekli bir yapıdadır ve kortikal kemiğe göre daha yumuşak ve daha az yoğunluktadır (Dağlık, 2012). Kemiğin uygulanan kuvvetlere mekanik cevabı kendi yapısal yoğunluğuna dayanır. Kemiğin birim kuvvet altında kemik deformasyonunu ifade eden elastisite modülü kemiğin sertlik miktarını yansıtır. Buna göre, kortikal kemik, trabeküler kemiğe göre daha yüksek elastisite modülüne ve daha çok yük taşıma kapasitesine sahiptir (Sogancı, 2012).

2.5.1. Kemik Kalitesinin Sınıflandırılması

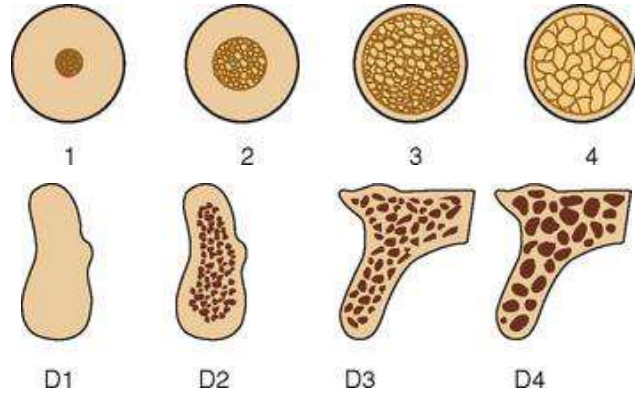
Kemik içi implantların osseointegrasyonunun sağlanması için sadece yeterli kemik miktarına değil (yükseklik, genişlik, şekil), aynı zamanda yeterli kemik yoğunluğuna da ihtiyaç vardır (Sevimay ark., 2005). İmplant uygulamalarında en uygun tedavi sonuçlarını almak için kemik yapısının en önemli faktör olduğu bilinmektedir (Zarb, 1995). Kemik kalitesi implant seçimi, primer stabilite ve yükleme zamanını belirlemek için önemli bir faktördür (Sevimay ark., 2005). Lekholm ve Zarb'ın (1985) yaptığı kemik kalitesi ile ilgili sınıflandırma (Şekil 2.1) klinisyenler ve araştırmacılar tarafından implant yerleşimi için hastaları değerlendirmede standart olarak kabul edilmiştir. Buna göre;

Tip 1 (D1) kemikte, tüm çene homojen kortikal kemikten oluşmuştur. Anterior mandibulada %6 oranında görünür.

Tip 2 (D2) kemikte, kalın (2 mm) bir kortikal kemikle çevrili yoğun trabeküler kemik mevcuttur. Anterior mandibulada %66, posterior mandibulada %50 oranında görülür.

Tip 3 (D3) kemikte, ince (1 mm) bir kortikal kemikle çevrili uygun sertlikte yoğun trabeküler kemik mevcuttur. Anterior maksillada %65, posterior maksillada %50 oranında görülür.

Tip 4 (D4) kemikte ise, ince (1 mm) bir kortikal kemiğin çevrelediği düşük yoğunlukta trabeküler kemik vardır. Posterior maksillada %40 oranında görülür.



Şekil 2.1: Lekholm ve Zarb'in kemik kalitesi sınıflaması

D2 kemik daha çok mandibulada, D3 kemik ise sıklıkla maksillada görülür. Kemik yapısının kalitesi, tedavinin prognozunu belirleyen kuvvetlerin dağılımını ve aktarımını etkiler (Faverani ark., 2014). Streslerin dağılımı ilk olarak kemik-implant arayüzünde meydana gelir. İmplant ile kemik temas miktarı kemik yoğunluğu ile direkt ilişkilidir. Kemik temas yüzdesi, kortikal kemikte trabeküler kemiğe göre daha fazladır (Sevimay ark., 2005).

2.6. Dental İmplant Destekli Protezlerde Sınıflandırma

İmplant destekli protezler, geleneksel bir yaklaşımla şu şekilde sınıflandırılabilir (Mish, 2014):

2.6.1. Sabit Protez 1

Kronu restore eder, doğal diş gibi görünür.

2.6.2. Sabit Protez 2

Kronun ve kökün bir kısmını restore eder. Kron kontüru oklüzal yarıda normaldir ama servikal yarıda uzamıştır. Aşırı konturlu gibi görünür.

2.6.3. Sabit Protez 3

Kronun ve dişetinin bir kısmı restore edilir. Protez genellikle yapay diş ve pembe akrilik malzemeden yapılmaktadır. Ancak, bazı durumlarda metal destekli porselen de kullanılabilir. Sabit protez 3 restorasyonlar doğal dişlerle birlikte bir kısım yumuşak doku kaybını ala rehabilitik ederek da yerine koyarlar. Dişeti rengi verilmiş sabit protez 3 protezlerde dişler interdental papilla bölgesini taklit ederler, büyüklük ve şekil olarak daha doğal bir görünüme sahiptirler. Kemik kaybının fazla olduğu durumlarda sabit protez görünümü için dişeti renginde akrilik ya da porselen ilavesi sıklıkla endikedir. Sabit protez 3 protezlerde temel iki yaklaşım söz konusudur metal-porselen restorasyonlar veya metal alt yapı, akrilik ve yapay dişlerden oluşan hibrit restorasyonlar (Mish, 2014).

Yeterli kemik miktarı ve uygun çeneler arası ilişki varsa, geleneksel bir metal seramik alt yapı tercih edilebilir. Eğer yüksek derecede kemik rezorpsiyonu varsa ve cerrahi tedavi bir seçenek değilse, tedavinin nihai tasarımı belirli bir miktarda kayıp yumuşak ve sert dokuları da kapsayan hibrit bir protez şeklinde olabilir (Wismeijer ark., 2010).

2.6.3.1. İmplant destekli hibrit protezler

Günümüzde, implant destekli çeşitli protez tipleri uygulanabilmesine rağmen, ilk olarak Brånemark ark., tarafından tam dişsiz mandibulanın restorasyonunda kullanılan distal kantilever içeren sabit tam ark protezler, güvenilir ve başarılı sonuçlar veren protez tipleridir (Adell ark., 1990).

Bu tip protezlerde genellikle mental foramenler arasına 4-6 implant yerleştirilmektedir. İmplantların alt çene ön bölgede mental foramenler arasına yerleştirilmesi, arka bölgede yetersiz kemik miktarı nedeniyle meydana gelen kısıtlamaların üstesinden gelmek için uygun bir seçimdir (Drago ve Howell, 2012).

Yerleştirilen implantlar üzerine geleneksel olarak; metal bir alt yapı (iskelet), akrilik rezin kaide, yapay dişler ve bu yapıları kemik içindeki implant ya da abutmentlere bağlayan vidalardan oluşan hibrit protez yapılmaktadır. Vidalar protezin abutmentlere rijit bir şekilde bağlanmasına izin verir ve protezin hekim tarafından çıkarılmasına olanak sağlar. Vida ulaşım delikleri genellikle anterior dişlerin singulum kısımlarında ve posterior dişlerin santral fossalarındadır (Drago ve Howell, 2012).

İmplant destekli hibrit protezlerin avantajları:

Kaybedilen kemik ve yumuşak doku birlikte telafi edilerek ideal yüz yuşekliğini hastaya geri kazandırır, hibrit protezler iyi bir retansiyon sağlar. Vidalı sistem kullanıldığı için siman artığı kalma riski yoktur. Protez hekim tarafından çıkartılabilir (Sadowsky, 1997).

İmplant destekli hibrit protezlerin dezavantajları:

Hibrit protezlerin en sık karşılaşılan problemi; protetik vidaların gevşemesi ya da kırılmasıdır. Diğer problemler ise, rezin dişlerin metal/akrilik protezden ayrılması, aşınması ya da kırılması, metal/seramik veya zirkonya/seramik protezlerde porselende küçük parçalar halinde ayrılmalar (*chipping*) ya da porselen kırığı ve bazı alt yapı kırıklarını içermektedir. Ayrıca, hasta yuşsek gülme hattına sahipse gingivanın akril ya da seramik ile protetik tedavisi önem kazanır (Sadowsky, 1997).

Dezavantaj olarak sayılabilecek diğer özellikler; protezin dokuya bakan yüzeylerinin hasta tarafından çok iyi bir şekilde temizlenmesi gerekliliği (Sadowsky, 1997), ince translusent rezinden metalin koyu renginin yansıması ve konuşma sırasında hava kaçışı gibi fonetik problemlerin görülebilmesidir (Mish, 2014).

2.6.4. Hareketli Protez 4: Sadece implantlarla desteklenen hareketli protezlerdir.

2.6.5. Hareketli Protez 5: Hem implant hem de yumuşak doku tarafından desteklenen hareketli protezlerdir.

2.7. Restorasyonun Tipini Belirleyen Faktörler

2.7.1. Arklar Arası Mesafe

Restorasyon tipini belirleyen birinci faktör arklar arası mesafe miktarıdır. Kemik ve okluzal düzlem arasındaki mesafe 15 mm den daha fazla ise hibrit bir restorasyon tavsiye edilir (Pjetursson ark., 2008). Dudak desteği, yüksek gülme hattı, konuşma sırasında düşük alt dudak çizgisi veya hastanın üstün estetik beklentisi gibi hastaya bağlı parametreler de değerlendirilmelidir (Misch, 2014).

2.7.2. Çeneler Arası İlişki

İkinci önemli faktör ise çeneler arası ilişkidir. Diş kaybından sonra kemik rezorpsiyonunu morfolojik değişiklikler takip eder. Bu değişiklikler; alveolar sırta daralma, yetersiz kemik hacmi ve uygun olmayan vertikal, anterioposterior ve transversal çeneler arası ilişki şeklindedir (Chiapasco ve Zebani, 2009). Angle sınıf 3, atrofik maksilla gibi çeneler arası uyumsuzluk fazla olduğunda, ilave dudak desteği gerektiğinde, yüksek gülme hattı varlığında ve rezorpsiyon fazla olduğunda (Wismeijer ve ark., 2010) implant destekli sabit bir protez kontraendike olabilir (Cabello ark., 2014). Bu tip vakalarda, hastanın tercihi sabit protezden yana ise, hibrit protez seçimi iyi bir tedavi seçeneğidir. Çeneler arası ilişki sınıf 2 ve orta derecede vertikal veya horizontal atrofi varsa, atrofiyi kompanze etmek için pembe seramik veya akrilik içeren hibrit uygulaması da diğer bir seçenektir (Qamheya ark., 2015).

2.7.3. Anatomik Kısıtlamalar

Düşük kemik yoğunluğu içeren ve implant yerleşimine engel olan belli anatomik bölgelere sahip (nazal kavite, maksiller sinüs, mandibular kanal, mental foramen) dişsiz maksilla ve atrofik mandibuladaki implant posterior bölgede implant yerleştirilmesinin ettirilmesi ve az implantle destekli hibrit protezler tedavilerinde hibrit protez tercih edilmektedir (Agnini ve ark., 2014).

Maksiller sinüs veya mental foramen gibi anatomik yapılardan kaçınmak için daha meziyale yerleştirilmek zorunda kalınan implantların restorasyonu sırasında hibrit protezlere kantileverlerin ilave edilmesi gerekebilmektedir (Agnini ve ark., 2014).

2.8. Dört İmplant Üzeri Tedavi Konsepti (All-On-4 Tedavi Konsepti)

Yetersiz kemik desteğine sahip olup total protez kullanan hastalar genellikle sabit protez kullanmayı istemektedirler. Fakat bu hastaların birçoğunda posterior bölgelerde minimal kemik desteği bulunması ve bunun yanı sıra maksiller sinüs ile mandibular sinir gibi anatomik yapıların mevcudiyeti posterior bölgelere implant yerleştirmesini engellemektedir. Bu problemler karşısında “All-on-4 Tedavi Konsepti” gelişmeye başlamıştır. Bu tedavi konsepti; dişsiz arklarda 2 adet anterior bölgede aksiyal olarak yerleştirilmiş, 2 adet de posterior bölgelerde distale eğimli olarak yerleştirilmiş olmak üzere toplam 4 adet implant kullanılarak protezin sabitlendiği bir tekniktir (Maló ve ark., 2003; Maló ve ark., 2005; Maló ve ark., 2011).

Bunun yanında, All-on-4 tedavi konseptinde bilgisayar destekli 3 boyutlu implant planlama programları ile hazırlanan özel cerrahi klavuzlar yardımıyla flepsiz, daha hassas ve başarılı sonuçlar elde edilebilir (Maló ve ark., 2007)

2.8.1. All-on-4 Tedavi Konsepti’nde Başarı Anahtarları

Dental tedavilerde başarının sağlanması için dikkat edilmesi gereken birçok kriter bulunmaktadır. All-on-4 konseptinde dikkat edilmesi gereken kriterler ise şu şekilde sıralanabilir;

- İmplantlar arasındaki anterior ve posterior mesafenin artırılarak kantileverların daha iyi desteklenmesi.
- Anterior bölgeye yerleştirilen implantlar dental arkın en anterior bölgesinde bulunmalıdır.
- Distal bölgeye yerleştirilen açılı implantlar ise posterior pozisyonda maksimum 45° açı ile maksiller sinüs veya mental foremeni koruyacak şekilde yerleştirilmelidir.
- Posterior bölgelerde mümkün olduğunca geniş ve uzun implantlar kullanılmalıdır.
- Kanin koruyuculu oklüzyon tercih edilmelidir.
- Hastaların gülme hattı, protez ile dişeti arası birleşimini göstermemelidir.
- Posterior bölgelere yerleştirilen açılı abutmentlerin protez üzerindeki okluzal yüz çıkış noktaları, 1. Molar ile 2. Premolar dişlerin arasında olmalıdır (Taruna ve ark., 2014).

2.8.2. All-on-4 Tedavi Konsepti'nin Avantajlar ve Dezavantajlar:

Avantajları:

- Sabit protez yapımı için gereken sinus lifting, posterior kemik augmentasyonu, sinir transpozisyonu gibi hem hasta hem de hekim için zor ve tedavi süresini uzatan, maliyeti arttıran uygulamaların elimine edildiği daha ekonomik bir tedavi konseptidir (Taruna ve ark., 2014).
- Tam ağız implant destekli sabit protezlere göre 4 implantın kullanılması daha ekonomik bir seçenektir.
- Posterior bölgelerde daha uzun implant kullanımı ile kantilever kısaltılarak protetik destek arttırılmaktadır (Maló ve ark., 2006).
- Açılı implantlar kullanılması ile posterior bölgede bulunan maksiller sinüs ve mental foremen gibi anatomik yapılar korunur.
- Temizlenmesi daha kolaydır.
- Hastalara immediyat protez yüklenmesi ile anında fonksiyon görülür.
- Hastaların yaşam kalitelerini arttırmaktadır ve sabit bir protez sayesinde psikolojik olarak bütünlük duygusunu sağlamaktadır (Maló ve ark., 2006).

Dezavantajlar:

- 4 implant üzerine yapılabilen konvansiyonel protetik tedavilere göre All-on-4 tedavi konsepti daha pahalı bir tedavi seçeneğidir.
- All-on-4 tedavi konsepti, operasyon öncesi detaylı bir planlamanın yanı sıra ileri derecede cerrahi ve protetik uzmanlık gerektirmektedir.
- Rehber kılavuz kullanılmadan yapılan All-on-4 tedavilerinde planlanan implant açılanması sağlanamayabilir.
- Kantilever uzunluğu limitleri aştığı durumlarda devirici etkilere yol açabilir (Taruna ve ark., 2014).

2.8.3. All-on-4 Tedavi Konsepti'nde Cerrahi Yaklaşım

Operasyon, geleneksel yöntemlerle yapılacak ise tam kalınlık flep kaldırılmalıdır. İmplantların yerleşimi için özel titanyum band rehberle asiste kullanılabilir. Rehber

mandibulanın orta hattına yapılan 2 mm'lik deliğe yerleştirilir ve titanyum band karşı çenenin okluzal merkez çizgisini takip ederek bükülür. Bu şekilde karşı protezin merkezine yerleştirilecek implanta rehberlik ederek en uygun pozisyon belirlenebilir. Gerekli durumlarda düz bir fissur frez ile alveoloplasti yapılabilir. Bir diğer seçenek ise, daha az travmatik ve hassas operasyonlar için tomografi çekilerek 3 boyutlu planlama ile hazırlanmış cerrahi rehber kılavuzlarla yapılan flapsiz operasyonlardır (Maló ve ark., 2007; Taruna ve ark., 2014). Maksiller posterior bölgelere implantlar; maksiller sinus korunarak alt çenede ise mental foramen korunarak yerleştirilmelidir (Taruna ve ark., 2014). Posterior bölgelere yerleştirilen implantlar 30-45 derece açı ile yerleştirilir. All-on-4 cerrahi rehber kullanımı, yerleştirilecek olan implantların doğru pozisyonlanmasını ve açılanmasını sağlamaktadır. 35-45 N/cm yerleştirme torku implantın primer stabilitesi için yeterlidir. (Maló ve ark., 2007; Taruna ve ark., 2014). Daha sonra anterior bölge için 17 veya 30 derece açılı vidalı abutmentler, posterior bölge için 30 derece vidalı abutmentler yerleştirilir. Bu abutmentlerin açılı olması, lingual veya okluzal pozisyonda protetik vidalara erişimi sağlamaktadır (Maló ve ark., 2007; Taruna ve ark., 2014).

2.8.4. All-on-4 Tedavi Konsepti'nde Protetik Yaklaşım

All-on-4 tedavi konseptinde protetik aşamalar immediyat geçici protetik aşama ve final protetik restorasyon aşaması olarak 2'ye ayrılır. İmmediyat geçici protetik protokolde, operasyonla aynı günde tam ark akrilik rezin protez ağıza yerleştirilir. Hastanın mevcut total protezi ile yada uygun vertikal boyuta göre yeni hazırlanan geçici protez ile yükleme yapılır. Geçici tam akrilik rezin protezler operasyondan sonra birkaç saat içerisinde ya da ertesi gün hastaya yüklenmelidir. Geçici protezde kantileverden olabildiğince kaçınılmalıdır (Maló ve ark., 2011). Osseointegrasyon periyodu boyunca aşırı yüklemeyi en aza indirmek ve aynı zamanda akrilik kırıklarını minimize etmek için kantileverler kısaltılır. Bu geçici protez 15 Ncm tork ile sabitlenmelidir. Hastaya sonraki 6 hafta boyunca yumuşak diyet önerilir ve klorheksidin gargara veya ağız duşu ile oral hijyen eğitimi hakkında bilgi verilmelidir. Hasta 1. ve 3. hafta, 3. ay ve 1 yıl sonra kontrole çağrılmalıdır. Üç ay sonraki kontrolde sabit protetik daimi restorasyona başlanabilmektedir.

Bu final restorasyonu 4 farklı şekilde yapılabilir (Taruna ve ark., 2014):

1. *Computer-aided design/Computer-aided manufacturing (CAD/CAM)*'de dizayn edilmiş zirkonya ya da titanyum alt yapıli porselen veneer sabit protezler.
2. CAD/CAM'de dizayn edilmiş zirkonya ya da titanyum alt yapıli akrilik veneerli sabit protezler.
3. Metal destekli porselen veneer ile yapılmış sabit protezler.

Hangi protetik tedavi düşünülürse düşünülün açık kaşık ölçü tekniği ile ölçü postları splintlenerek ölçü alınmalıdır. Splintleme işlem, tel bar veya düşük polimerizasyon büzülme sire sahip rezin ile gerçekleştirilmelidir. Bu sayede ağız içerisindeki pozisyonları minimum hata payı ile ölçü kaşığına transferi sağlanır. Açık kaşık ile alınan ölçü tekniğinde; implantların pozisyonlarının ve yumuşak dokunun yapısının elde edilmesi için polivinilsiloksan ölçü materyali kullanılması önerilmektedir (Taruna ve ark., 2014).

Birçok implant başarısızlığı, kemikte stres meydana getiren ve hızlı kemik rezorbsiyonuna neden olan uygun olmayan okluzal tasarıma bağıli olarak meydana gelmektedir.

İmplantların yerleştirilmesinden hemen sonra okluzal yükleme miktarı; normal kemikte hasar yaratmayacakken iyileşme aşamasında olan implantı çevreleyen kemik dokuda mikro kırıklara sebep olabilmektedir. All-on-4 konsepti immediyat yüklemeyi öngören bir konsepttir. Hafif bir yükleme, iyileşmekte olan kemiğin iyileşme süresini beklenenin aksine kısaltmaktadır (Taruna ve ark., 2014).

Final protez safhasında; kanin ve posterior dişlerde bilateral noktasal kontaklar lateral hareketlerde kanin koruyuculu oklüzyon tasarlanmalıdır. Oklüzyonun düzenlenmesinde çok dikkat edilmelidir. Bilateral olarak eşit olacak şekilde maksimum interkusal kontakların sağlandığı stabil çene hareketlerinin temin edilmesi gerekmektedir. Maksimum interkusal ve retrüze kontak pozisyonları arasındaki herhangi bir engelin eliminasyonu sağlanmalıdır. Harmonik, hem lateral hem de protruziv hareketler sırasında hafif diş kontaklarının sağlandığı Serb mandibular hareketlere izin vermelidir (Maló ve ark., 2011). Kantilever uzunluğu minimum seviyede olmalıdır. Kantileverda bulunan dişler dışında noktasal kontaklar sağlanmalıdır. Kantilever dişler daha az yüke maruz kaldığı için anterior bölgedeki dişler daha fazla yüke maruz kalmaktadır ve zamanla anterior dişlerde abrazyon

görülmektedir. Lateral hareketlerde grup fonksiyonlu okluzyon ayarlanmalıdır. Protruziv hareketlerde kanin dişlerle beraber anterior dişler üzerinde yük dağıtılmalıdır (Maló ve ark., 2011).

2.8.5. Flepsiz All-on-4 Tedavi Konsepti

Günümüzde bilgisayar teknolojisinin hızla ilerlemesi ve konik ışınli bilgisayarlı tomografi/bilgisayarlı tomografi (KIBT/BT)'nin diş hekimliğinde kullanımı yaygınlaşmaktadır. Üç boyutlu implant planlama programları ve KIBT verileri sayesinde hastaların üç boyutlu anatomik yapıları hakkında detaylı bilgi sahibi olunabilir. Bu görüntüleme ve planlama teknikleri ile implantların yerleştirilebilmesi için gerekli kemik yüksekliği, genişliği ve yapısı yanı sıra yumuşak dokunun kalınlığı, maksiller sinüs ve mandibuler kanallar gibi anatomik yapıların görüntülenmeleri mümkündür. Hastanın elde edilen KIBT verisi üç boyutlu implant planlama programına aktarılır ve klinisyen tarafından hastanın anatomisine uygun olarak implantların yerleştirileceği bölgeler sanal model üzerinde planlanır. Planlanan implantın türü ve boyutu kemik içindeki konumu, anatomik yapılarla olan ilişkisi operasyon öncesinde tespit edilebilir. Yapılan bu planlama neticesinde hazırlanan cerrahi kılavuzlar ile implant operasyonlarında daha hassas ve başarılı sonuçlar elde edilir. Bunun yanı sıra yapılan planlama sonucunda hastanın operasyon sonrası final protezinin de tasarlanarak operasyon öncesinde hazırlanması mümkündür.

Bütün bu işlemlerin ilk basamağını radyografik rehber üretimi oluşturmaktadır. Radyografik rehberlerin üretiminde yeni bir protez yapılabileceği gibi, hastanın uyumlu mevcut protezi de dublike edilebilir (Lal ve ark., 2006). Hazırlanan bu protez immediyat yükleme sırasında da geçici protez olarak kullanılmaktadır. Radyografik rehberlerin hazırlanması sırasında hastanın yatay ve dikey çene ilişkileri ve estetik, fonasyon gibi parametreler de dikkate alınmalıdır. Bu rehberlerin karşıt arka olan ilişkilerinin silikon esaslı bir oklüzyon kayıt materyali ile tespit edilmesi hem tomografi işlemindeki, hem de cerrahi prosedür sırasındaki hassasiyetin artmasını sağlar. Radyografik rehberin stabilizasyonunu arttırmak amacıyla tarama işlemi sırasında protez adezivleri kullanılabilir (Brief ve ark., 2005). Tam dişsizlik durumlarında, rehberde 6-8 adet radyoopak belirleyicinin yerleştirilmesi önerilmektedir

(Marchack ve ark, 2007). Hasta protez hem ağızda ve belirlenen interokluzal ilişkideyken, hem de sadece protezin KIBT taraması elde edilir. Daha sonra bilgisayar programına aktarılan bu veriler ile implantların planlaması yapılmaktadır. Planlanan cerrahi kılavuz verileri program firmasına iletilir ve planlandığı gibi cerrahi kılavuz üretilir (Maló ve ark., 2007).

KIBT ve üç boyutlu implant planlama programları kullanılarak oluşturulan cerrahi kılavuz sayesinde minimal invaziv bir operasyon, operasyon süresinin kısalması, beklenmedik komplikasyonlarla karşılaşma riskinin azalması ve hasta açısından daha rahat bir post-operatif dönem geçirmesi gibi avantajlar sağlanabilir. Üç boyutlu implant planlama programları ve KIBT'; All-on-4 tedavi konseptinde çok önemli bir değere sahiptir. İmmedyat yüklemeye olanak vermesi, anatomik yapılar hakkında bilgi sahibi olunması ve belirlenen açılarda implantların yerleştirme başarısının yüksek olması bu tedavi seçeneğinde birçok avantaj sağlamaktadır.

Tekniği uygulayabilmek için maksillada ve mandibulada kalan kemik miktarı önemlidir. Mandibuladaki kret tepesi genişliği bukkolingual yönde en az 4 mm olmalı ve interforaminal bölgede yükseklik 8 mm'den fazla olmalıdır. Maksillada kalan kret tepesinin genişliği en az 4 mm olmalı ve kanin-kanin arası mesafe 10 mm'den fazla olmalıdır (Maló, ve ark., 2007). Üç boyutlu implant planlama programları ile üretilen cerrahi rehber kılavuzlar sayesinde implantları flap kaldırmadan, sadece planlanan implant bölgesinde yumuşak doku kaldırılarak yerleştirmek mümkündür. Cerrahi kılavuz doğru sabitlendiğinde tüm implantlar planlandığı gibi yerleştirilmesi de mümkün olmaktadır.

Cerrahi işlemde, hazırlanan kılavuz stabilizasyon pinleri ile çene kemiğine sabitlenir. Böylelikle belirlenen planlamaya uygun hassas bir şekilde operasyon gerçekleştirilebilir. Cerrahi kılavuz sabitlendikten sonra, frezleme prosedürü üreticinin talimatları doğrultusunda flapsiz şekilde implant operasyonu gerçekleştirilir. Önceden hazırlanan protezler immediyat olarak yüklenir. İhtiyaç olduğunda oklüzyonda minör düzeltmeler yapılır. Üç ay sonra implantların osseointegrasyonu sağlandığında final proteze ile geçilir (Maló ve ark., 2007).

2.9. M-4 ve V-4 Teknikleri

Biyomekanik açıdan bakıldığında, implant destekli sabit bir protezin immediyat yüklenmesi için üst çene anterior bölgede en az 10 mm kemik yüksekliği gereklidir (Jensen ve Adams, 2009a). Fakat kemik yüksekliğini artırmak amacıyla yapılan ogmentasyon, ciddi atrofiye uğramış üst çene anterior bölge için zorlu bir ileri cerrahi prosedür olduğundan bu durum her zaman mümkün değildir. Gülme hattının yüksek olduğu olgularda estetik açıdan başarılı bir görünüm için, maksiller alveolar kemik küçültülerek yatay geçiş çizgisi apikale taşınmalıdır (Jensen ve ark., 2010). Bu tarz klinik durumlar, en az 10 mm uzunluğa sahip implantların aksiyal yönde yerleştirilmesini engelleyerek, üst çene anterior bölgede yetersiz alveolar yüksekliğe neden olabilmektedirler. Bu nedenle, anterior implantların da açıldırılması, All-on-4 konseptinde posterior implantların açıldırılmasına benzer şekilde daha uzun implantların yerleştirilmesini mümkün kılmaktadır.

Jensen ve Adams (2009b) anterior implantların aksiyal düzlemde 30 dereceye kadar distale açıldırıldığı ve lateral nazal çerçeveye uzandığı M-4 adlı M-şekilli bir konfigürasyon sunmuştur. V-4 olarak adlandırılan başka bir konfigürasyonda ise, V şeklinde bir model oluşturacak şekilde orta hatta doğru eğimli dört implant bulunmaktadır ve iki anterior implant apikal olarak maksiller orta hatta doğru birbirine yaklaşmaktadır (Jensen ark., 2016).

2.10. Stres Analiz Yöntemleri

Diş hekimliğinde gerek biyolojik malzemeler gerekse tedavi malzemelerindeki gerilimlerin analizini sağlayan yöntemler aşağıdaki gibi sıralanabilir.

2.10.1. Kırılğan Vernikle Kaplama Tekniğı ile Stres Analizi:

Analizi yapılacak modelin üzerine özel bir vernik, homojen bir şekilde püskürtülüp fırımlandıktan sonra, istenilen bir kuvvet ile yüklenmesi sağlanır. Cisme kuvvet uygulandığı zaman, bu kuvvete dik yönde vernik üzerinde, uygulama noktasından uzaklaştıkça azalan çatlaklar oluşur. Kuvvetlerin yoğun olduğu bölgede izlenen çatlaklar, kuvvet hatlarının doğrultusunu gösterir (Ulusoy ve Aydın, 2003).

2.10.2. Holografik İnterferometri ile Stres Analizi:

Lazer ışını kullanarak bir cismin üç boyutlu görüntüsünün holografik film üzerinde kaydedilmesini sağlayan optik tekniğe holografik interferometri denir. Bu yöntem, yüzey deformasyonlarını nanometre (nm) boyutunda algılayarak, görünür ışın saçaklarına dönüştürebilmektedir. Test edilen modelde tahribat yapmayan, cismin çoğunlukla gerçek boyutlarında incelenebildiği, yüzey deformasyonlarının nm boyutunda kaydedilebildiği çok hassas bir kuvvet analiz yöntemidir (Ulusoy ve Aydın, 2003).

2.10.3. Termografik Stres Analiz Yöntemi:

Lord Kelvin tarafından bulunan bir prensibi esas almakta olan bir yöntemdir. Bu prensibe göre; homojen ve izotropik bir materyal periyodik olarak yüklendiğinde, ısıda oluşan periyodik değişiklikler materyalin ilgili noktasındaki asal gerilimlerin toplamı ile doğrudan orantılıdır (Ulusoy ve Aydın, 2003).

2.10.4. Radyoteleometri ile Stres Analizi:

Bu yöntem, birleşik bir donanım ve yazılım yardımıyla elde edilen verilerin, herhangi bir materyale bağlantısı olmadan transferi üzerine kurulmuştur. Yöntemde, bir güç kaynağı, radyotransmitter, bir alıcı, örneğe yapıştırılmış gerinimölçerler, gerinimölçer yükselticisi, anten ve bir veri kayıt edici mevcuttur. Gerinimölçerde oluşan direnç değişiklikleri voltajın düşmesine sebebiyet vermekte ve bu da radyotelemetrenin frekansını etkileyerek sonuçları oluşturmaktadır. Bu yöntemin avantajı ise, veri iletiminde kablo kullanılmamasıdır (Ulusoy ve Aydın, 2003).

2.10.5. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi:

Karmaşık yapılar içinde oluşan mekanik iç baskı ve gerilimleri gözle görülebilir ışık taslakları haline dönüştüren bu yöntemde analiz edilecek yapının fotoelastik materyalden iki veya üç boyutlu bir modeli elde edilir. Modele belirli yüklemeler yapılır ve oluşan stresler Polariskop yardımıyla tespit edilir (Ulusoy ve Aydın, 2010).

2.10.6. Gerinimölçer (*Strain Gauge*) Tekniği:

Gerinimölçer denildiği zaman, yük altındaki cisimlerde oluşan doğrusal şekil değişikliklerinin belirlenmesinde kullanılan aygıtlar anlaşılır. Bunların mekanik,

mekanik-optik, akustik, elektrik ve elektronik bünyeye sahip çok farklı çeşitleri ve bu farklı çeşitlerin de çok değişik uygulamaları vardır. Yük uygulandığında aygıt o bölgedeki basınç miktarını gösterir (Ulusoy ve Aydın, 2003).

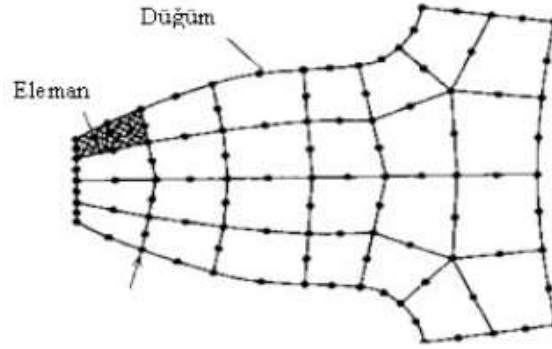
2.10.7. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi:

Bu analiz yöntemi bir nevi, tabiatın bilgisayar üzerinde taklit edilmesidir. Sonlu elemanlar yöntemi, fiziksel modelleri tarif eden matematiksel denklemlere sayısal çözümler getiren, günümüzün en modern ve önemli bilimsel tekniklerindedir. Bu metodun uygulanması sırasında milyarlarca aritmetik işlem yapıldığından bilgisayar kullanımı şarttır (Adıgüzel, 2010).

Doğadaki her olay (biyolojik, jeolojik, mekanik vb) çeşitli cebirsel, diferansiyel ve integral denklemlerinden oluşan fizik kanunları ile tanımlanabilir. Özellikle kesin sonucun zorlukla elde edilebildiği veya hiç elde edilemediği yükleme durumlarında kullanım sahası bulan yöntemlerden biri de sonlu elemanlar yöntemidir (Kayabaşı ve ark., 2003). Sonlu elemanlar metodunun doğmasının sebebi mühendislik uygulamalarında karşılaşılan zorluklardır. Mühendislik yapılarının tümü analitik formülasyona ya da her koşulda denenmeye uygun olmadığından, yapıların çeşitli çalışma koşulları altındaki davranışlarını belirlemekte kolay olmamaktadır. Sonlu elemanlar metodu bu durumda devreye girer ve modellenen yapı bir etki altındaymış gibi incelenebilir. Sonlu elemanlar metodunun temeli mühendisler tarafından atılmış ve geliştirilmiştir. Metot ilk olarak gerilim analizi problemlerinde uygulanmıştır. Tüm bu uygulamalarda, bir büyüklük alanının hesaplanması istenmektedir. Stres analizinde bu değer deplasman alanı veya stres alanı, ısı analizinde sıcaklık alanı veya ısı akışı, akışkan problemlerinde ise akım fonksiyonu veya hız potansiyel fonksiyonu olarak belirlenir (Çankaya ve Abay, 2005; Kayabaşı, 2003). Sonlu elemanlar yöntemi ilk olarak 1956 yılında uçak mühendisliği alanında Turner ark., tarafından geliştirilen matematiksel bir stres analizi yöntemidir. 1960 yılında ilk olarak Clough, sonlu elemanlar stres analizi metodunu adlandırmıştır (Brauer, 1993). Bu yöntem zamanla tüm mühendislik dallarında benimsenmiş, 1970'lerden sonra da diş hekimliğinin ilgi alanına girerek biyomekanik uygulamalarda bu yöntemi kullanan çalışmaların sayısı gün geçtikçe artmıştır.

Sonlu elemanlar metodu, karmaşık problemlerin basit alt problemlere ayrılarak her birinin kendi içinde çözülmesiyle tam çözümün bulunduğu bir çözüm şekli olarak tanımlanabilir (Kayabaşı, 2003). Bu yöntemin temel prensibi her cismin belli sayıda küçük parçalara bölünmesi ve bunların birbirleriyle komşuluk yapan köşelerinde oluşturulan noktaları ile temasta olmalarıdır (Çankaya ve Abay, 2005).

Yöntemde çözümü istenen geometrik cisme (ör: alt çene kemiği) ait problemin tam olarak formüle edilmesinin güçlüğü nedeniyle hesaplanması daha kolay önceden bilinen küçük geometrik birimlere (ör: çubuk, üçgen, dörtgen, dörtgenler prizması ve piramit) bölünmektedir. Tüm yapı davranışı daha önce belirlenmiş olan bu geometrik birimlere “eleman” (*element*), elemanlara bölünmüş geometrik cisme “matematiksel model” ve bu elemanları birleştiren köşe noktalarına “düğüm/nod” (Şekil 2.3) adı verilir (Brauer, 1993; Çankaya ve Abay, 2005).



Şekil 2.2: Bir sonlu eleman modelinde düğüm noktaları ve elemanlar (Çankaya ve Abay, 2005).

Oluşturulan matematiksel modelde sisteme dışarıdan bir yükün etki etmesini takiben elemanlar, kendi materyal özelliklerine ve geometrik kenar koşullarına göre deforme olurlar. Elemanlardaki bu deformasyonlar sonucu stres ve gerinim oluşur. Tüm sistemi etkileyen deformasyonların ve streslerin toplamı sistem içi ve sistem dışı kuvvetlerin denge hali olarak tanımlanır (Bidez ark., 1993; Clelland ve ark., 1995; Demirel, 1992). Sistemi oluşturan her elemandaki deplasmanlar, fonksiyonların lineer kombinasyonları olarak ele alınmakta ve bu kombinasyonlar komşu elemanlarda devam etmektedir.

Ana yapının veya sistemin potansiyel enerjisi, nodların birleştiği elemanların potansiyel enerji toplamına eşittir. Sistemin gerçekçi bir incelemeye tabi tutulması için kullanılacak eleman sayısı yeterli olmalıdır. Eleman sayısındaki artış çözülmesi gereken denklem sayısının artmasına neden olmaktadır. Bu nedenle denklem takımının çözümünde bilgisayar kullanımı zorunlu olmaktadır (Çankaya ve Abay, 2005; Demirel, 1992). Sonlu elemanlar metodunda temel fikir, sürekli fonksiyonları, bölgesel sürekli fonksiyonlar (genellikle polinomlar) ile temsil etmektir. Bunun anlamı, bir eleman içerisinde hesaplanması istenen büyüklük (ör: deplasmanın) değerinin, o elemanın düğümlerindeki değerler kullanılarak hesaplanmasıdır. Bu nedenle, sonlu elemanlar metodunda bilinmeyen ve hesaplanması istenen değerler düğümlerdeki değerlerdir. Belirli bir prensip (ör: enerjinin minimum olması prensibi) kullanılarak, büyüklük alanının düğümlerdeki değerleri için bir denklem takımı elde edilir (Çankaya ve Abay, 2005).

2.10.7.1. Sonlu Elemanlar Stres Analizinde Kullanılan Teknik Terimler

- **Kütle (Mass):**

Kütle bir cismin hareketinin değişime karşı gösterdiği direnç olarak tanımlanabilir ve sıklıkla ağırlık ile karıştırılmaktadır. Kütle ve ağırlık tamamen farklı niceliklerdir. Bir cismin ağırlığı ona etki eden yerçekimi kuvvetidir ve cismin konumuna göre değişir. Kütle yer çekiminden bağımsızdır. Kütle cismin değişmeyen bir özelliğidir ve cismin çevresinden ve kütleyi ölçmek için kullanılan yöntemlerden bağımsızdır (Ayalı, 2012).

- **Kuvvet (Force)**

Bir cismin hareketini başlatan, değiştiren veya durduran herhangi bir etki olarak açıklanabilir. *Newton*'un ikinci kanunu kuvveti şu şekilde tanımlar:

*Kuvvet (F): Kütle (m) × ivme (a)

Birimi genellikle kilogram force (kgf) veya Newton cinsinden ifade edilir (1kgf= 9, 8 N) (Ayalı, 2012).

- **Stres (Gerilim)**

Bir cismin herhangi bir kesitine gelen dik veya paralel kuvvetlerin bu kesitin alanına bölünmesi ile bulunan büyüklüğe stres denir ve uygulanan kuvvetle eşit şiddette ve zıt yönlüdür (Craig, 1996; Çankaya ve Abay, 2005). Stres kavramı, malzemelerin dayanımı veya yükleme koşulları altındaki hatasını ifade etmekte kullanılmaktadır. Herhangi bir cismi deforme etmeye yönelik bir kuvvet uygulandığı zaman, bu dış kuvvet uygulamasına karşı cismin içinde bir reaksiyon meydana gelir. Yüzeyde oluşan gerilim değerini tanımlamak için kuvvet ve kuvvetin uygulandığı yüzeyin belirtilmesi gerekmektedir, uygulanan kuvvet ve stres, cismin yüzeyine dağılır (İnan ve ark., 1988). Aşağıdaki formülle stres hesaplanabilir;

$$*\text{Stres } (\sigma) = \text{Kuvvet (F)} / \text{Alan} = \text{N} / \text{mm}^2 = \text{MPa}$$

Bir cisme uygulanan kuvvet herhangi bir yönden ve açıdan gelebilmektedir. Bu kuvvetler bir araya gelerek çoğu zaman yapının içerisinde karmaşık gerilimlerin oluşmasına yol açabilmektedirler. Esas olarak üç ana stres tipi meydana gelmektedir.

- **Gerilme Stresi (tensile stress):**

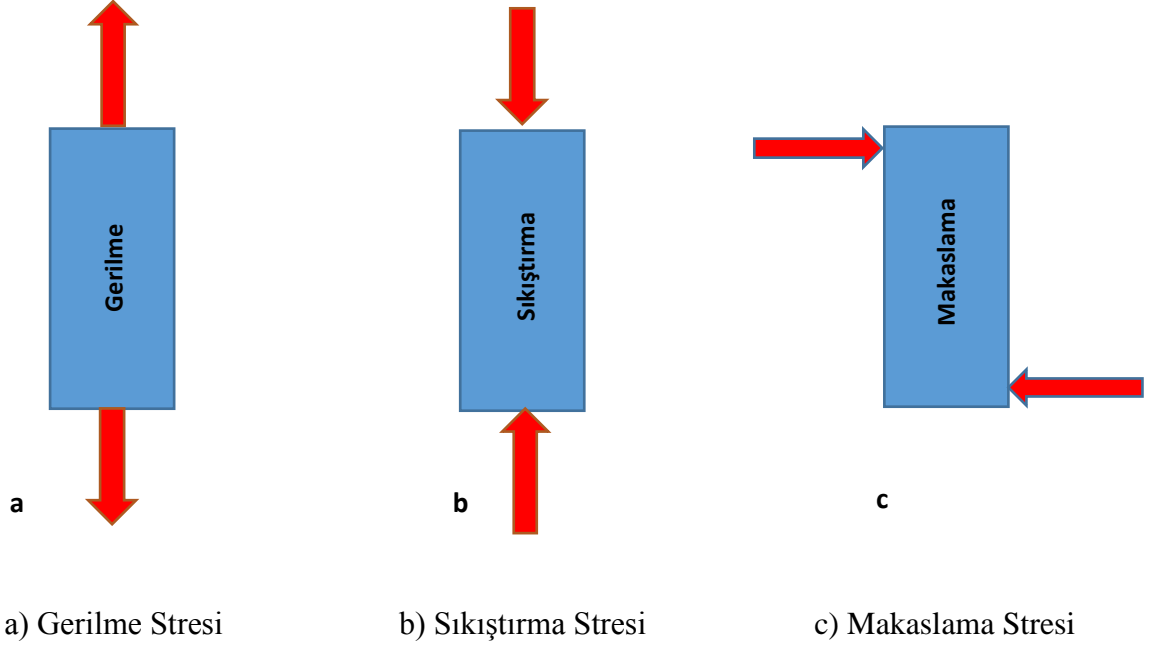
Bu stres, cismin moleküllerini birbirinden ayrılmaya zorlayan, aynı doğrultuda ve ters yönde iki kuvvetin cismi etkilemesiyle oluşur (Şekil 2.2) (Ayalı, 2012).

- **Sıkıştırma Stresi (compressive stress);**

Cismin moleküllerini birbirine yaklaşmaya zorlayan, aynı doğrultuda ve ters yönde iki kuvvetin cismi etkilemesi ile oluşur (Şekil 2.2.) (Ayalı, 2012).

- **Makaslama Stresi (Shear stress);**

Cismin moleküllerini birbiri üzerinde yüzeye paralel yönde kaymaya zorlayan farklı seviyelerde ve zıt yöndeki iki kuvvetin cismi anda etkilemesi ile oluşur (Şekil 2.2) (Ayalı, 2012).



Şekil 2.3: Stres Tipleri

Gerilme ve sıkıştırma streslerine normal stresler denir ve “ σ ” sembolü ile gösterilir. Makaslama stresleri ise “ τ ” simgesi ile gösterilir. Doğada cisimlere uygulanan streslerin tek tipte olması güçtür. Yük uygulanan cisimlerde gerilme, sıkıştırma ve makaslama streslerinin bir arada bulunduğu bileşik stres durumları meydana gelmektedir.

- **Asal Stres (*Principal Stress*)**

Üç boyutlu bir cisimde, en büyük gerilim değerleri, bütün makaslama bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir cisim bu konumda olduğu zaman, normal gerilimlere “Asal Stres” denir. Asal stres; maksimum, ara ve minimum asal stres olarak üçe ayrılır. “ σ_1 ” en büyük pozitif değeri; “ σ_3 ”, “ σ_2 ” en küçük değerleri gösterir (Ayahı, 2012).

- **Eşdeğer Stres (*Equivalent Stress, Von Mises Stres*)**

Von Mises stresi enerji prensiplerinden elde edilmiş olan bir kriterdir. Bu kritere göre; bir yapının belli bir bölümündeki iç enerji belli bir değeri aştığında, yapı bu noktada form değiştirecektir. (Zyl ark., 1995). Sonlu elemanlar stres analizi verilerinin stres dağılımı açısından değerlendirmesinde Von Mises ve arkadaşları tarafından bulunan ve biçim değiştirme enerjisi olarak adlandırılan enerji hipotezi uygun bir kriterdir (İnan ve ark., 1988). Çekilebilir malzemeler için, şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanan Von Mises Stresi üç asal stres değeri kullanılarak hesaplanır (Şekil 2.3) (İnan ve ark, 1988).

$$\sigma_e = \sqrt{\frac{((\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2)}{2}}$$

Şekil 2.4: Von Mises Stres hesaplama formülü

- **Gerinim (*Strain*)**

Gerinim, bir cisme kuvvet uygulanması sonucu cisminde meydana gelen birim uzunluktaki değişim şeklinde tanımlanır. Gerilim oluşturan kuvvet aynı zamanda gerinim de meydana getirmektedir. Gerinim atomların yer değiştirme miktarı olarak da ifade edilebilir. Atomların arasında yer değiştirmeye karşı koyan kuvvetler gerilim iken, atomların yer değiştirme direnci gerinimdir. Gerilim, büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken, gerinim bir kuvvet değil, sadece bir büyüklüktür ve aşağıdaki formülle hesaplanır (Craig, 1996; Çankaya ve Abay, 2005).

$$Strain (\epsilon) = \text{Deformasyon} / \text{Orjinal Uzunluk} = \Delta L / L_0$$

- **Ağ Yapısı (*Mesh*) Oluşturulması**

Elemanların ve düğüm noktalarının koordinatları, ağ (*mesh*) oluşturma işlemi ile oluşturulur. Ağ üretimi programlar tarafından otomatik olarak yapıldığı gibi kullanıcıya da ağ üretme imkanı tanımaktadır. Kullanıcı tarafından girilen minimum bilgiye karşılık uygun değer otomatik olarak düğüm noktalarını ve elemanları sıralar, numaralanmasını sağlar. Ağ üretme konusunda kullanıcının ayrıca üzerinde ağ

üretilecek alanda, hangi bölgelerin eleman yoğunluğunun fazla olacağına, hangi bölgelerin eleman yoğunluğunun daha az olacağına karar vermesi gerekebilir. Önemli olan seçilen eleman kullanılarak modelin en iyi bir şekilde nasıl daha iyi küçükparçalara bölüneceği, nasıl ağ yapılacağıdır (Geng ark., 2001). Ağ oluşturmada modeller sonlu sayıda elemanlara bölünür. Genellikle, önemli olduğu veya kendi içinde büyük değişime sahip olduğu bilinen veya tahmin edilebilen bölgelerde, birim alana daha fazla eleman yerleştirilir. Ağ işleminden sonra sonra, cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin neresinden uygulandığını gösteren sınır şartları belirlenir. Eleman sayısı artırılarak, eleman tipi değiştirilerek, ağ üretim yöntemi değiştirilerek, yeniden ağ oluşturularak çözüm tekrarlanabilir (Geng ark., 2001).

- **Sınır Şartları (*Boundary Conditions*)**

Sınır şartları gerilmelerin ve deplasmanların sınır ifadelerini kapsar. Cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin neresinden uygulandığını gösterir. Cismin durumuna göre belirlenir. Analizi yapılan cismin hangi bölgesine kuvvet uygulanacaksa sınır şartları da ona göre belirlenir (Geng ark., 2001).

- **Elastik Limit**

Cisimlerin kalıcı bir şekil değişikliğine uğramaksızın dayanabildikleri maksimum streştir (Craig ve ark., 1996)

- **Poisson Oranı (*Poisson's ratio*)**

Gerilme ya da sıkıştırma yükleri altında cisimlerin elastik sınır içerisinde, enindeki birim uzamanın boyundaki birim uzamaya oranına poisson oranı denir. Gerdirilen bir lastik şeridin boyunun uzamasına karşılık eninin incilmesi gibi, bir yönde şekil değiştirmeye maruz kalan cisim, diğer yönde de şekil değişikliği gösterir. Bütün malzemeler için “0” ile “0,5” arasında değişen ve teorik olarak “0,25” olması gerektiği iddia edilen oran, malzemeye bağlı ayırıcı bir özelliktir (Ayalı, 2012).

**Poisson Oranı (V) = Lateral Strain / Axial Strain*

(*Poisson Oranı = Endeki Birim Uzama /Boydaki Birim Uzama*) (Ayalı, 2012).

- **Elastiklik Modülü (Young's Modulus)**

Elastikiyet sınırları içerisinde materyalin rölatif dayanıklılığını, yani gerilim ile birim uzama arasındaki oranı gösterir. Cisimlerin şekil değiştirmeye direncinin bir ölçüsüdür. Daha sert materyallerin iç dirençleri ve dolayısı ile elastiklik modülüsleri daha yüksektir (Craig ve ark., 1996).

Elastisite Modülü (E) = Gerilim (σ) / Gerinim (ϵ)

- **Lineer Elastik Cisim**

Gerilim ile birim uzamanın doğru orantılı olduğunun varsayılması ve aradaki ilişkinin basitçe ifade edilmesidir. Bu varsayım, ancak belli bir gerilim sınırına kadar geçerlidir. Kemik için bu sınır kabul edilebilir olsa da, yumuşak dokuda oldukça küçüktür ve bu sınırın ötesinde ciddi hesaplama yanlışları ortaya çıkar (Ayralı, 2012).

- **İzotrop cisim**

Cismin, farklı doğrultularda aynı elastik özellikleri gösterdiği kabulüdür. Bu sayede, gerilim-şekil değiştirme ilişkileri iki malzeme sabitine (elastiklik modülü ve Poisson oranı) bağlı olarak ifade edilebilir (Ayralı, 2012).

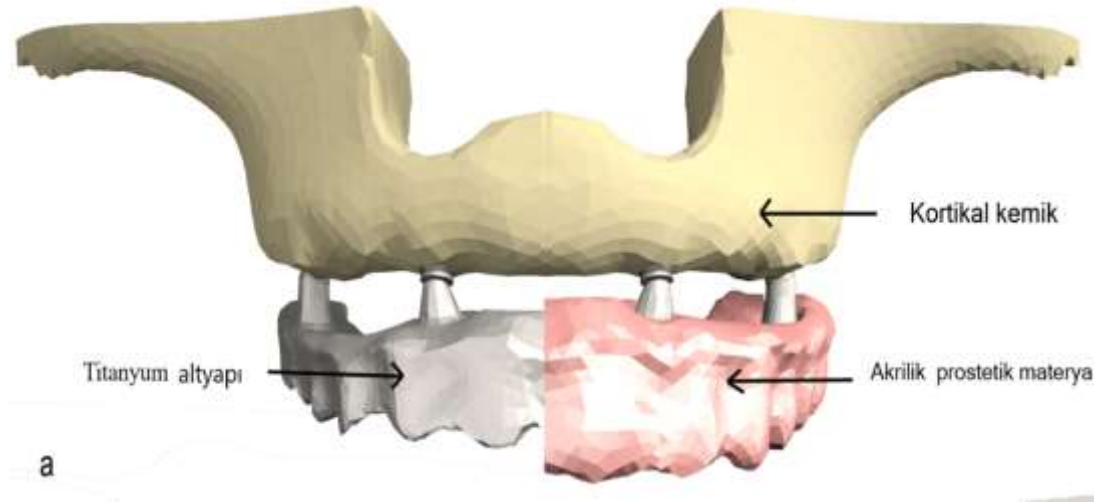
- **Homojen cisim**

Elastik özelliklerin cisim içerisinde noktadan noktaya değişmediğinin kabul edilmesidir (Ayralı, 2012).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışmasındaki üç boyutlu sonlu elemanlar analizi Ay Tasarım'da gerçekleştirilmiştir. *Visible Human Project*'ten (ABD Ulusal Tıp Kütüphanesi) elde edilen veriler kullanılarak 3B tam dişsiz bir üst çene modeli oluşturulmuştur. Üst çenenin geometrisini değiştirmek için VRMESH (VirtualGrid, ABD) ve Rhinoceros 5,0 (McNeel North America, ABD) yazılım programları kullanılmıştır. İki milimetrelik mukoza ile birlikte; spongiöz kemik çevresinde 2 mm kalınlığında kanselloz kemik tabakası modellenmiştir. İmplantların etrafında yeterli kemik miktarını taklit etmek amacıyla alveolar kemiğin minimum genişliği 8 mm'ye ayarlanmıştır. Protezi taklit etmek amacıyla, titanyum altıptı üzerine akrilik rezin

kaide ve 12 adet akrilik rezin yapay diş iskelet ve akrilik rezinden yapılmış protez tabanı ile akrilik rezin yapılmış 12 adet yapay diş içeren 1 st yapı modellenmiştir (şekil 3.1).



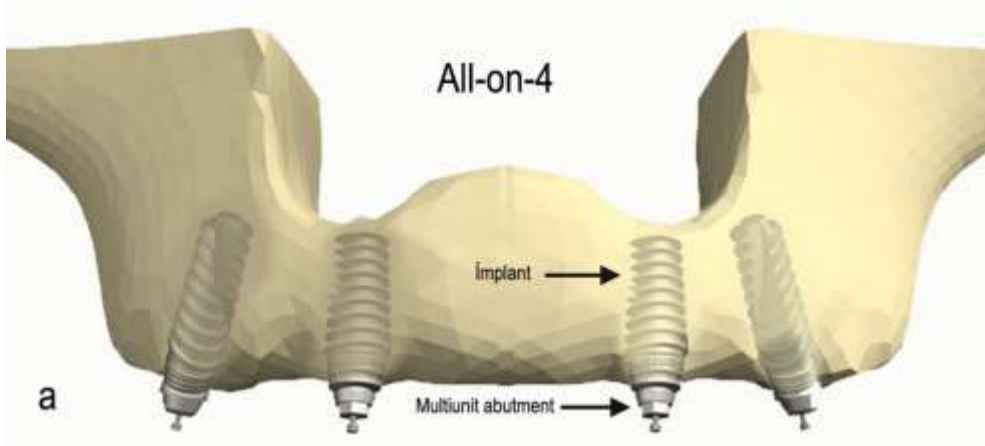
şekil 3.1: Üç boyutlu model

Bileşenlerin tam geometrisini elde etmek için implantları ve abutmentleri taramak amacıyla 0,4 μ m hassasiyete sahip bir tarayıcı (inEOS X5, Dentsply Sirona, ABD) kullanılmıştır riler VRMESH yazılımı ile modellenmiştir. Taranan implant verileri, ticari bir implantın (NobelActive RP, Nobel Biocare, İsveç) boyutsal özelliklerine göre düzenlenmiştir. Anterior implantların eğim açısı değiştirilerek  farklı konfigürasyon modellenmiştir (Tablo 3.1). Posterior implantlar her modelde All-on-4 konseptine uygun olacak şekilde tamamen aynı açıda yerleştirilmiştir.

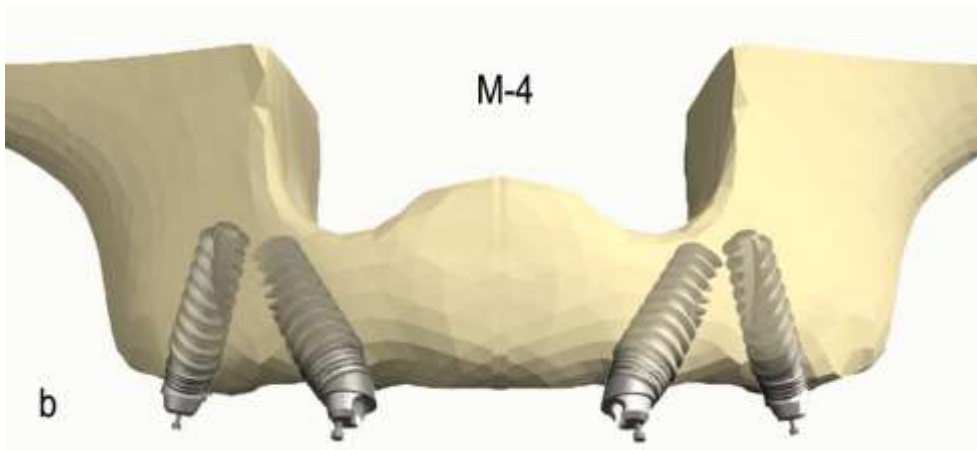
Tablo 3.1: Çalışmada kullanılan implant ve abutment özellikleri

Model	Anterior İmplantlar					Posterior İmplantlar				
	İmplant Çapı (mm)	İmplant Uzunluğu (mm)	Eğim Açısı (derece)	Abutment Açısı (derece)	Abutment. Gingival Yükseklik (mm)	İmplant çapı (mm)	İmplant Uzunluğu (mm)	Eğim Açısı (derece)	Abut. Açısı (derece)	Abut. Gingival Yükseklik (mm)
All-on-4	4,3	10	0	0	2,5	4,3	13	30	30	3,5
M-4	4,3	13	30	30	2,5	4,3	13	30	30	3,5
V-4	4,3	13	30	30	2,5	4,3	13	30	30	3,5

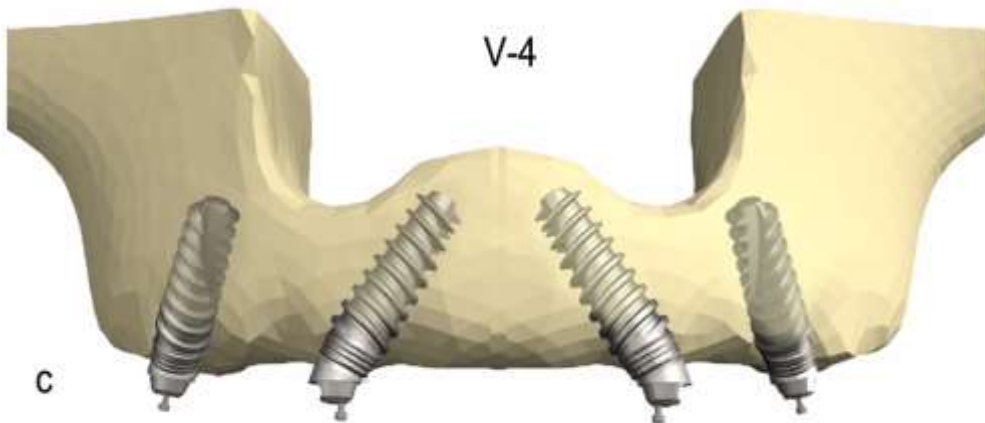
Birinci modelde (All-on-4), dikey eksene paralel anterior bölgeye iki implant yerleştirilmiştir (Şekil 3.2.1). İkinci modelde (M-4), anterior implantlar lateral kesici bölgeye yerleştirilmiştir ve apikal olarak *lateral piriform* kenara posterior yönde açıldırılmışlardır (Şekil 3.2.2). Üçüncü modelde (V-4) ise, lateral kesici alana iki anterior implant yerleştirilmiştir ve apikal olarak nazal kretin orta hattına doğru anterior yönde açıldırılmışlardır (Şekil 3.2.3). Düz ve açılı multiunit abutmentler (Nobel Biocare, İsveç) hem posterior hem de anterior implantlar üzerinde modellenmiştir. (Tablo 3.1, Şekil 3.2.1).



Şekil 3.2.1: All-on-4 modeli

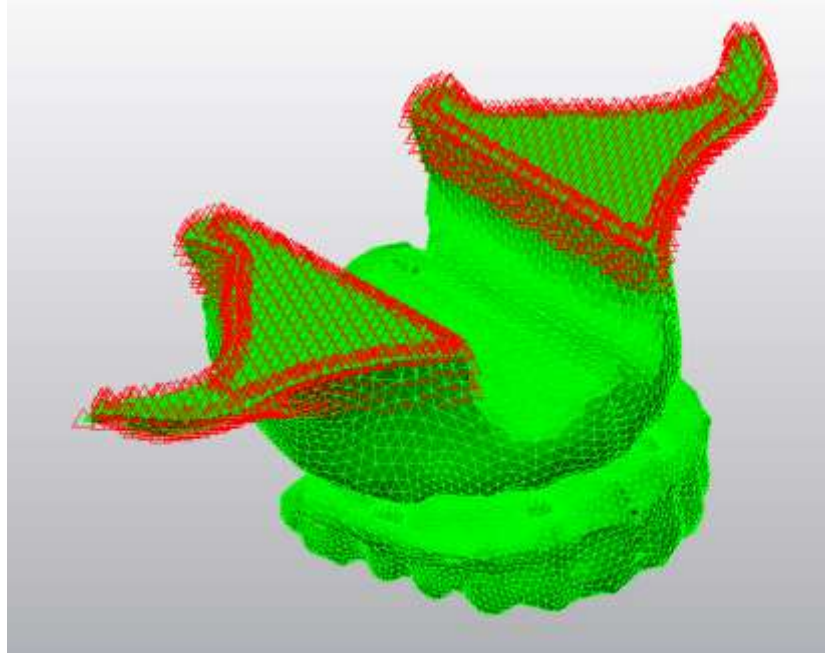


Şekil 3.2.2: M-4 modeli



Şekil 3.2.3: V-4 modeli

Sonlu eleman modelleri, 3B analiz için yazılıma (Algor Fempro) aktarılmıştır. Modellerin bileşenleri homojen, izotropik ve doğrusal olarak elastik kabul edilmiştir. Modellerin sınır koşulları, üst çenenin üst yüzeyi ile kafatası tabanının birleşimi olarak tanımlanmıştır ve 6 serbestlik derecesi ile sınırlandırılmıştır (Şekil 3.3).



Şekil 3.3: Sınır koşulları

Bu doğrusal analizde "bağlı tip (*bonded-type*)" temas kullanılmıştır. Kemik / implant ara yüzünün tam bir osseo-integrasyonu taklit ederek, mükemmel bir birleşim içinde olduğu varsayılmıştır. Ek olarak, trabeküler kemik-kortikal kemik, kemik-implant, implant-multiunit abutment, multiunit abutment-iskelet ve iskelet-protetik restorasyon kontaklarının bağlı olduğu kabul edilmiştir. Analiz sırasında ara yüzler arasında kayma veya ayrılmaya izin verilmemiştir. Modellerin eleman ve düğüm numaraları Tablo 3.2'de listelenmiştir. Malzemelerin özellikleri Tablo 3.3'te sunulmuştur (Ozan ve Kurtulmus-Yılmaz., 2018; . Liu ark., 2019).

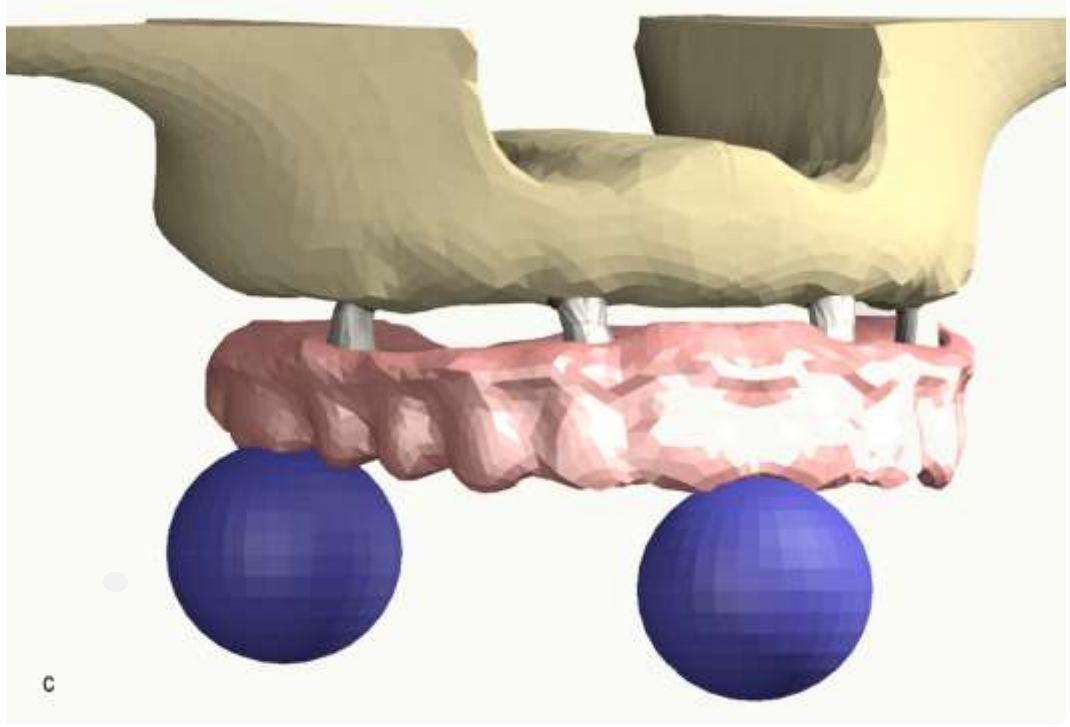
Tablo 3.2: Modellerde kullanılan eleman ve nod sayıları

Eleman Sayıları	Düğüm Sayıları
515330	99666
469854	94562
471008	94222

Tablo 3.3: Materyallerin Mekanik Özellikleri

Materyal	Esneklik Katsayısı (MPa)	Poisson Oranı
Kortikal Kemik	13700	0,3
Spongioz Kemik	1850	0,3
Titanyum	110000	0,35
Akrilik Materyal	3000	0,35
Mukoza	680	0,45

Her modelde, farklı ısırma konfigürasyonlarında bir gıda maddesini (FS) taklit etmek için, kesici dişlerin orta hattına (FS0) ve sağ birinci molar (FS6) bölgesine 100 Newton yüklerin ayrı ayrı uygulandığı, katı küresel bir malzeme (Şekil 3.4) yerleştirilmiştir.



Şekil 3.4: 100 Newton okluzal kuvvetleri taklit eden gıda maddesinin modellenmesi

Elde edilen sonuçlar sayısal olarak kaydedilmiştir ve renk kodları yardımıyla görsel verilere dönüştürülmüştür. Kortikal kemik için maksimum asal stres (P_{max}) ve minimum asal stres (P_{min}) değerleri elde edilmiştir. Protez bileşenleri ve implantlar gibi sünek malzemeler için von Mises stres değerleri kaydedilmiştir. Çalışma içerisinde stres dağılımlarının karşılaştırılması için görüntüler sunulmuştur.

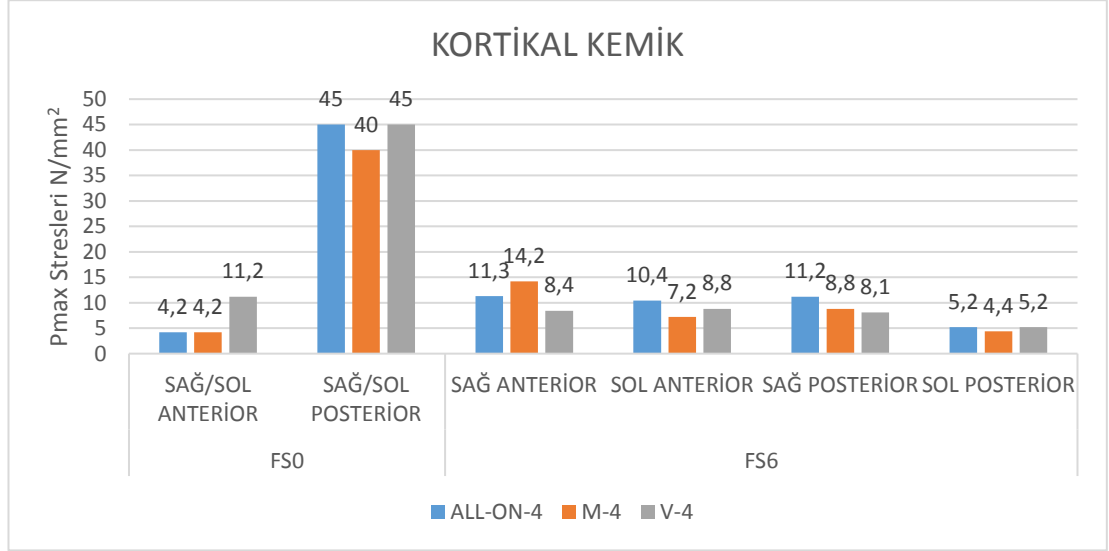
4. BULGULAR

FS0 yükleri altında sağ ve sol taraf stres değerleri simetri nedeniyle aynı şekilde hesaplanmıştır. Von Mises, P_{max} ve P_{min} stres değerleri ve stres dağılımları dahil olmak üzere tüm sayısal veriler Şekil 4.1-4.4'de sunulmuştur.

4.1 İmplantı çevreleyen kemik dokudaki stresler

Her üç modelde de en yüksek P_{max} stres değerleri, anterior (FS0) yüklemde posterior implantların çevresinde hesaplanmıştır ve aynı yükleme koşullarına sahip

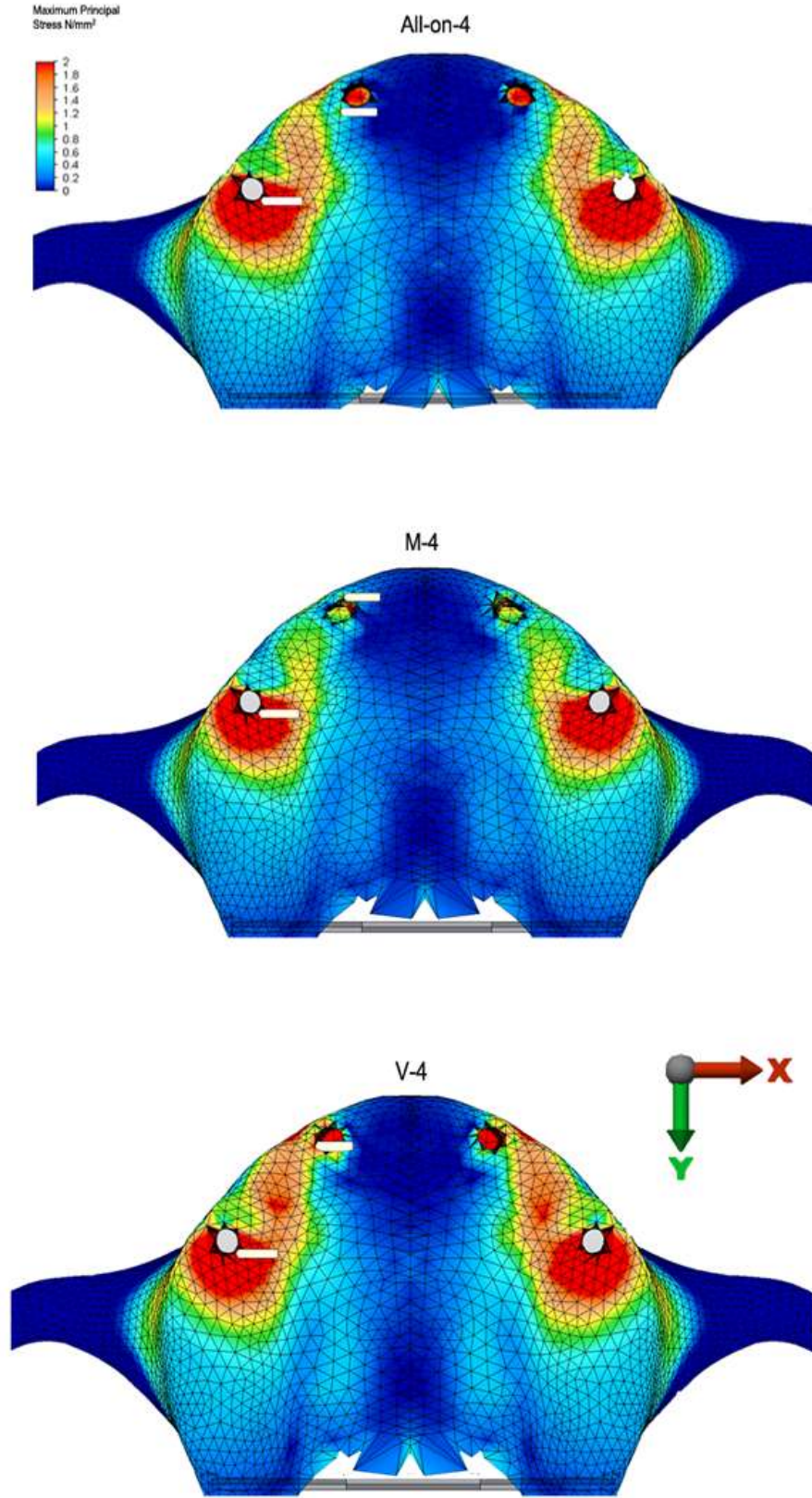
modeller karşılaştırıldığında, tüm modeller için stres değerlerinin benzer olduğu saptanmıştır (Şekil 4.1.1). M-4 modeli, FS0 yüklemde hem anterior (4,2 N / mm²) hem de posterior implant (40 N/ mm²) bölgeleri çevresinde (Şekil 4.1.1 ve 4.1.2) ve FS6 yüklemde sol posterior implant bölgesi çevresinde (4,4 N/mm²) en düşük Pmax stres değerlerini göstermiştir (Şekil 4.1.1 ve 4.1.3).



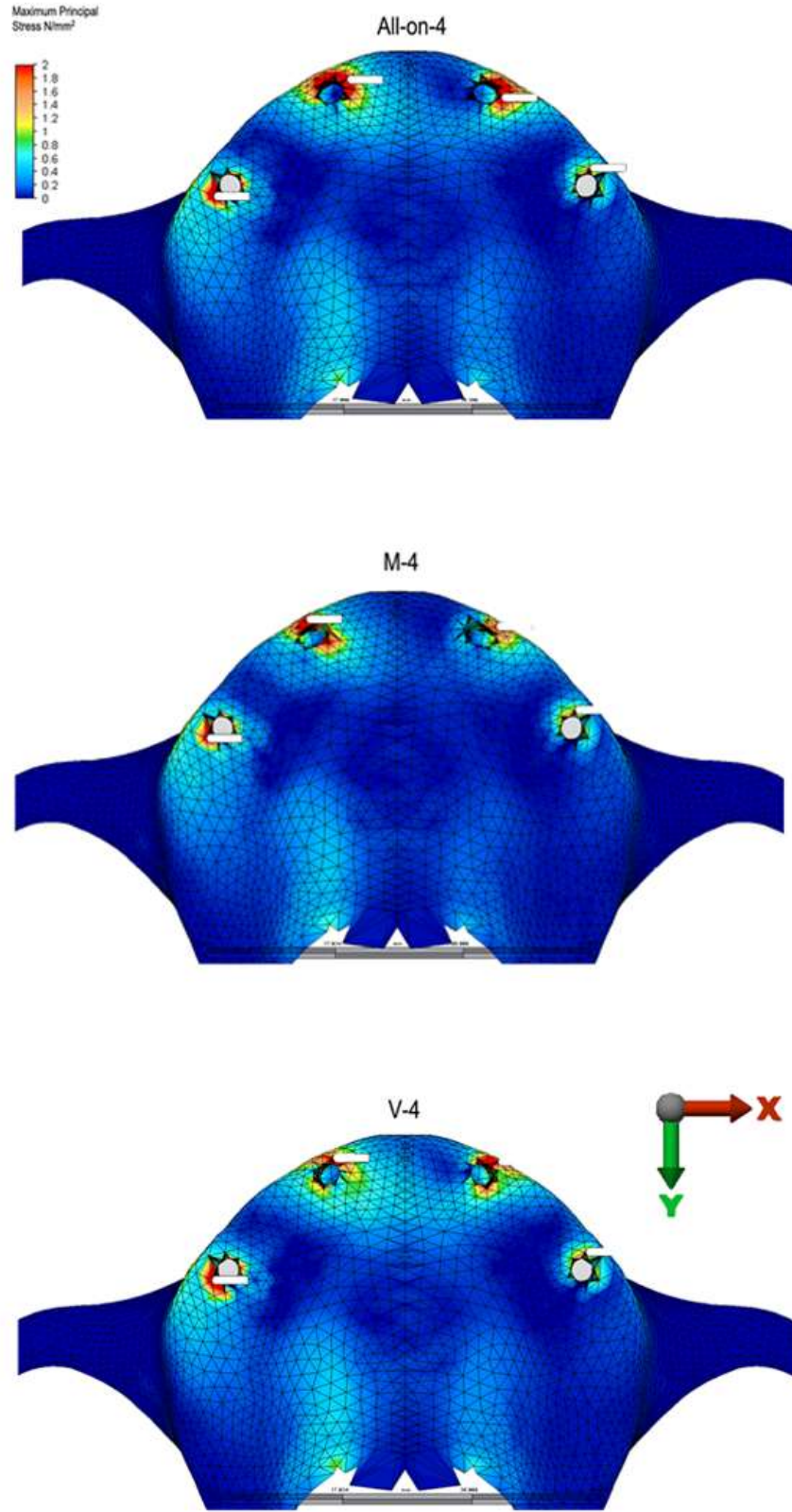
Şekil 4.1.1: Kortikal kemik üzerindeki Pmax stres değerleri

FS0 yük uygulamasında posterior implantların distal kemik bölgesinde yüksek Pmax stres seviyeleri (45 N/mm²) tespit edilmiştir (Şekil 4.1.1 ve 4.1.2). FS0 yükü altında, her üç modelde de kortikal kemik üzerinde Pmax stresleri çoğunlukla implantların boyun kısımlarından distale doğru yoğunlaşmakta olup, az oranda da anterior implantların bukkal tarafına doğru dağılmaktadır (Şekil 4.1.2).

FS6 yük uygulamasında, sağ anterior ve sağ posterior implantlar çevresindeki en düşük Pmax stres değerleri V-4 modelinde gözlenmiştir. (Şekil 4.1.1). Pmax stresleri tüm modellerde implantların boyun bölgelerinde hafifçe bukkale doğru yayılım göstermektedir (Şekil 4.1.3).

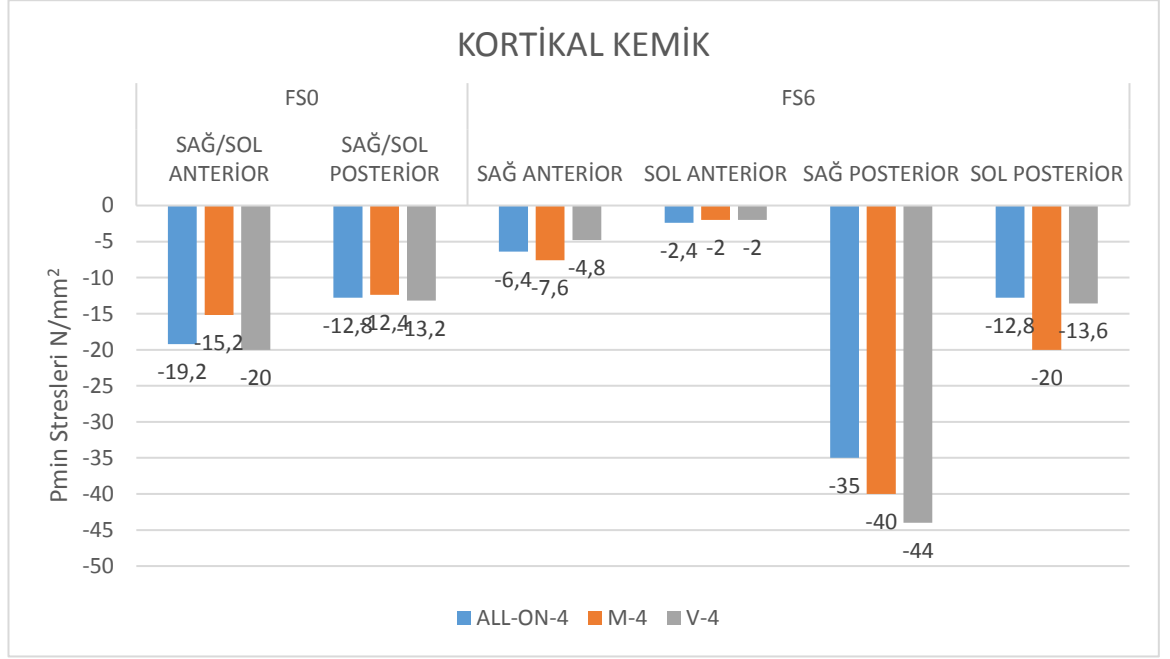


Şekil 4.1.2:FS0 yükleri altında kortikal kemik üzerindeki Pmax streslerinin dağılımı



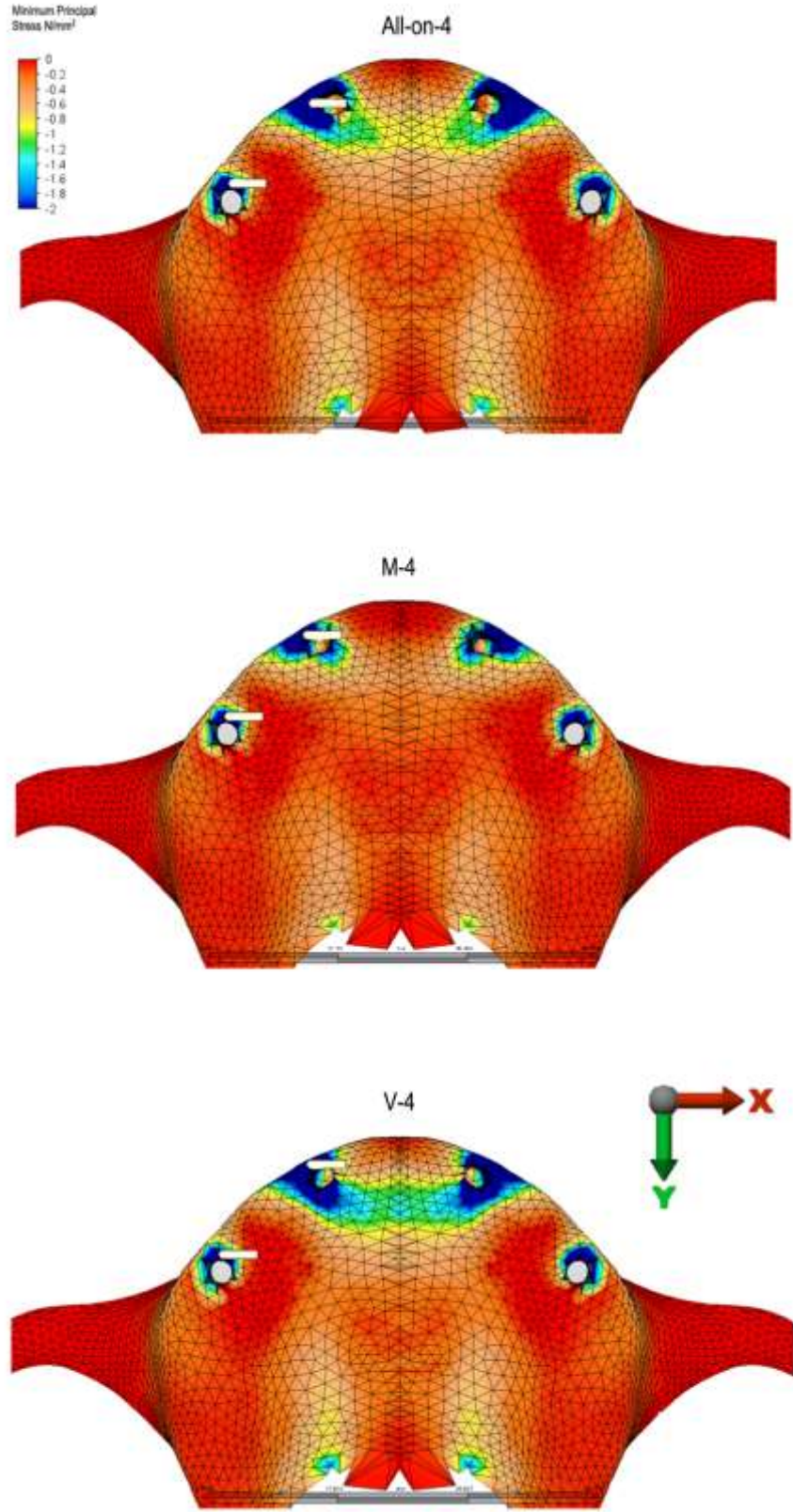
Şekil 4.1.3: FS6 yükleri altında kortikal kemik üzerindeki Pmax streslerinin dağılımı

En yüksek Pmin değerleri, tüm modellerde sağ posterior implantların çevresinde FS6 yüklemde gözlenmiştir (Şekil 4.1.4) All-on-4 modeli (-35 N/mm²), M-4 (-40 N/mm²) ve V-4 (-44 N/mm²) modellerine göre daha düşük stres değerleri göstermiştir. En düşük Pmin stres seviyeleri (2 N/mm²) ise yine FS6 yüklemde, M-4 ve V-4 modellerinde sol anterior implantların çevresinde elde edilmiştir (Şekil 4.1.4).

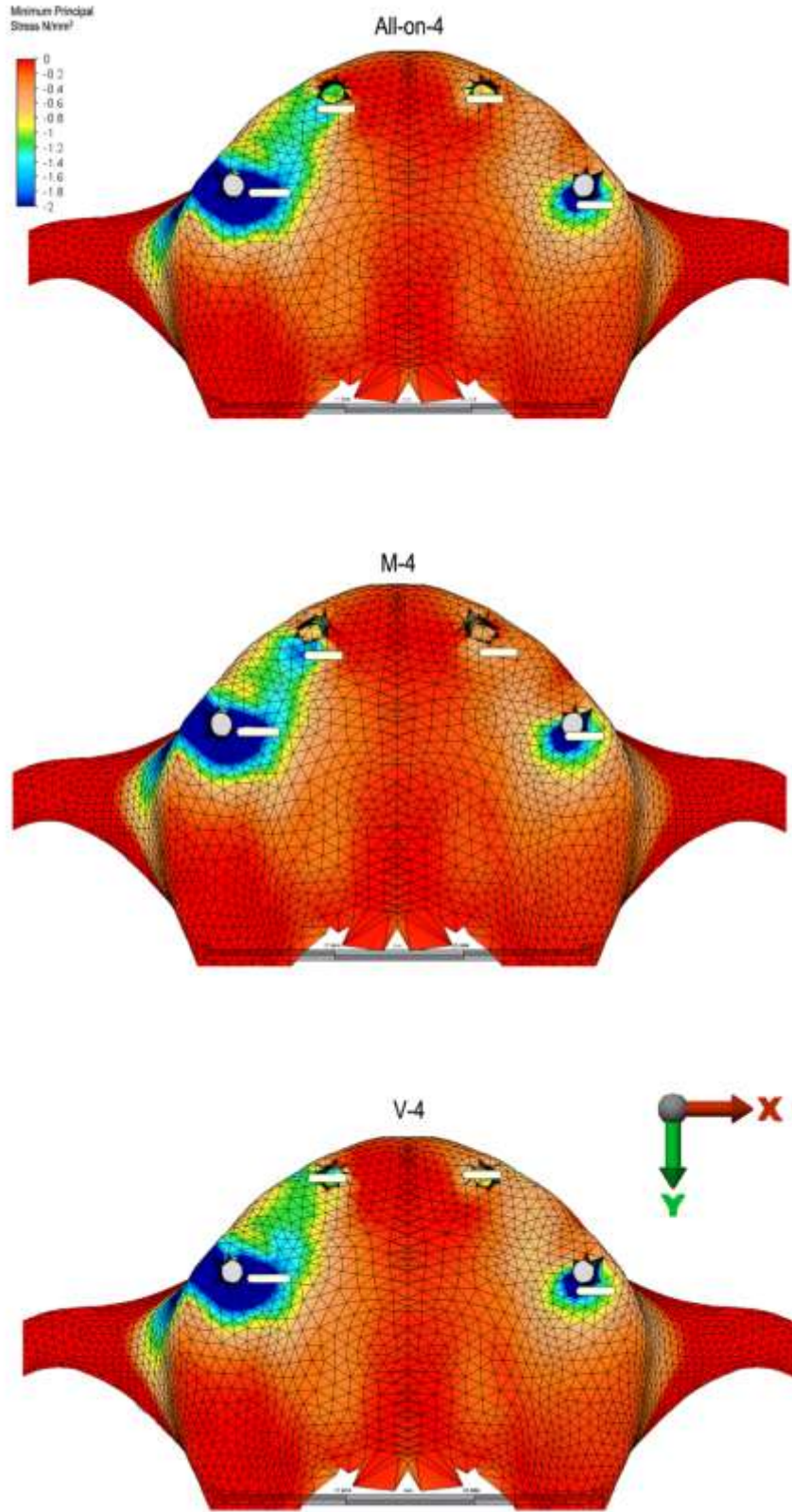


Şekil 4.1.4: Kortikal kemikte Pmin stres değerleri

FS0 yüklemde, kortikal kemik üzerinde Pmax stresleri, tüm modellerde implantların boyun bölgesinde görülmüş olup, anterior implantların bukkal tarafı ile posterior implantların distal tarafına hafifçe yayılım göstermişlerdir (Şekil 4.1.2). Ancak, aynı yükleme koşulunda, Pmin stresleri Pmax streslerinin tersine anterior implantların bukkaline doğru yayılım göstermişlerdir (Şekil 4.1.5). FS6 yüklemde, Pmax stres alanları anterior implantların bukkal tarafı ile posterior implantların distal tarafına yayılım göstermiştir (Şekil 4.1.3). Bunun aksine, Pmin stresleri, anterior implantları çevreleyen kortikal kemikte daha homojen bir dağılım göstermiştir. Sağ posterior implant bölgesi etrafındaki Pmin stresleri, distal yönde hem bukkal hem de palatinal kemik alanlarına yayılmıştır. Sol taraf posterior implant bölgesinde, stresler kortikal kemiğin sadece distopalatinal bölgesinde yoğunlaşmıştır (Şekil 4.1.6).



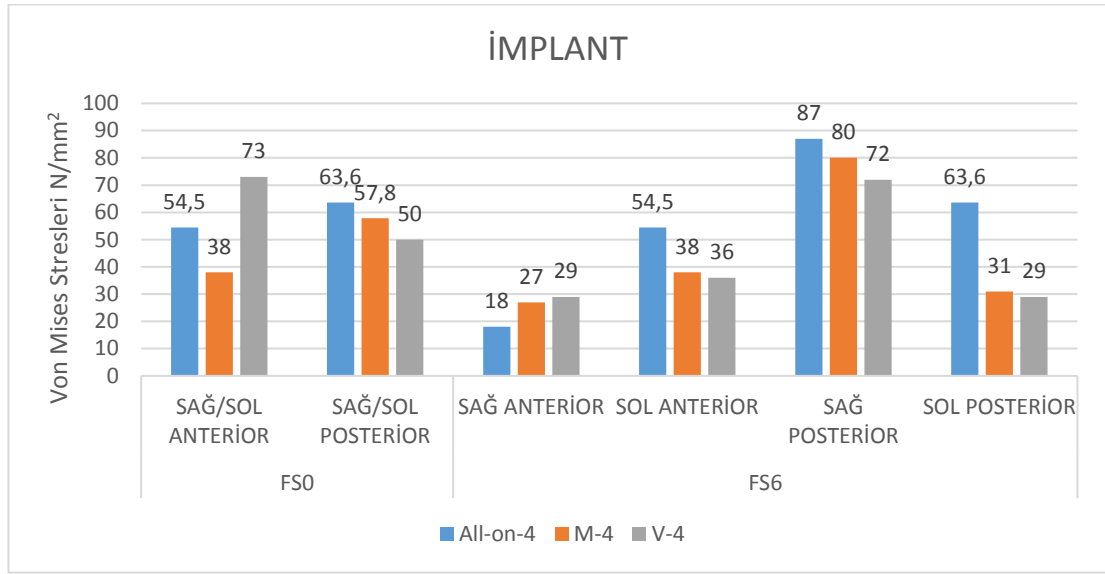
Şekil 4.1.5: FS0 yükleri altında kortikal kemik üzerindeki Pmin streslerinin dağılımı



Şekil 4.1.6: FS6 yükleri altında kortikal kemik üzerindeki Pmin streslerinin dağılımı

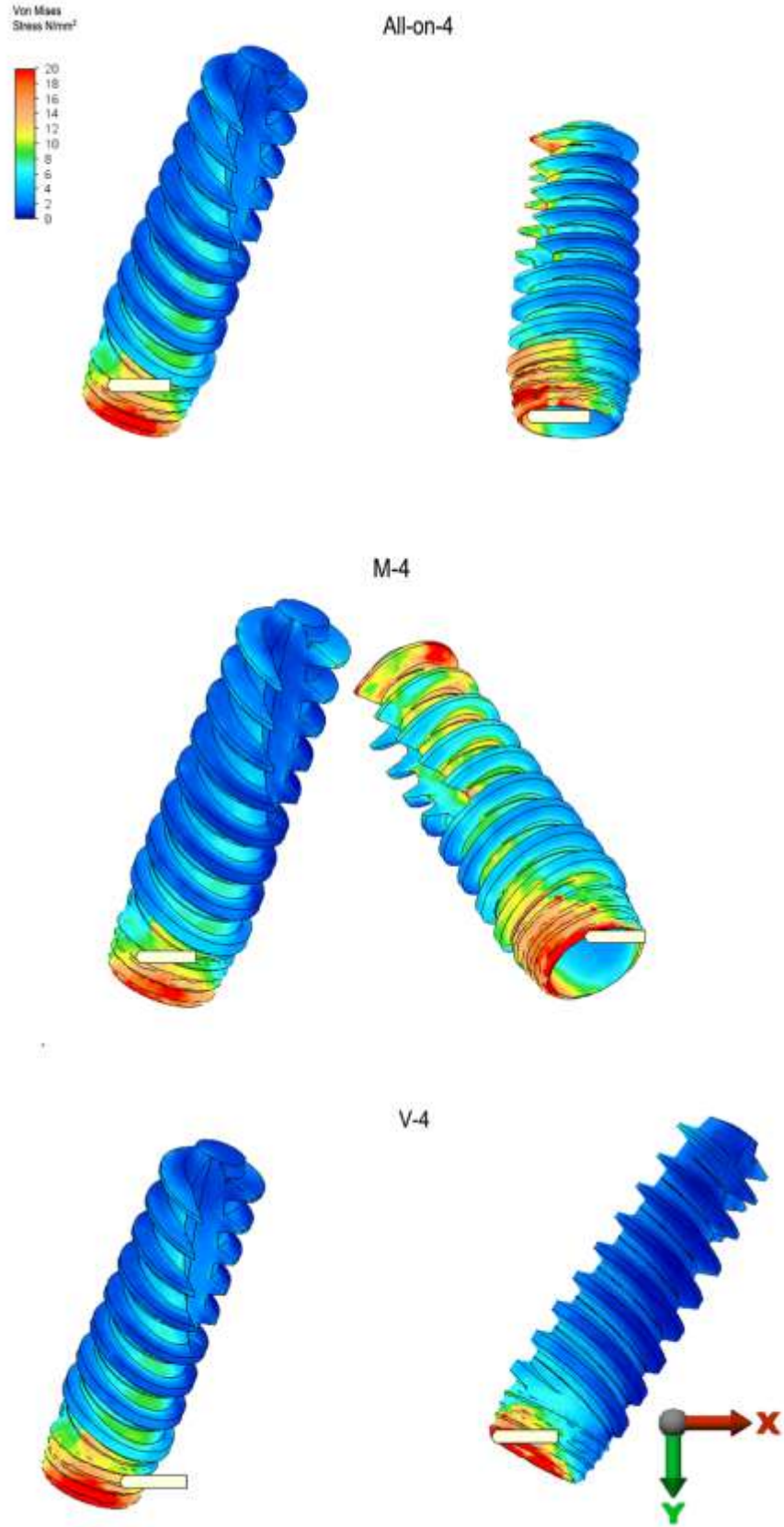
4.2. İmplantlar üzerindeki stresler

En yüksek ve en düşük von Mises stres seviyeleri, FS6 yüklemde, All-on-4 modelinde, sırasıyla sağ posterior (87 N/mm^2) ve sağ anterior implantlar (18 N/mm^2) üzerinde hesaplanmıştır (Şekil 4.2.1). V-4 ve M-4 modellerinde ise, sağ anterior implantta (sırasıyla 27 ve 29 N/mm^2), sol anterior implantta (sırasıyla 38 ve 36 N/mm^2) ve sol posterior implantta (sırasıyla 31 ve 29 N/mm^2) benzer oranda düşük von Mises stres seviyeleri göstermişlerdir (Şekil 4.2.1).

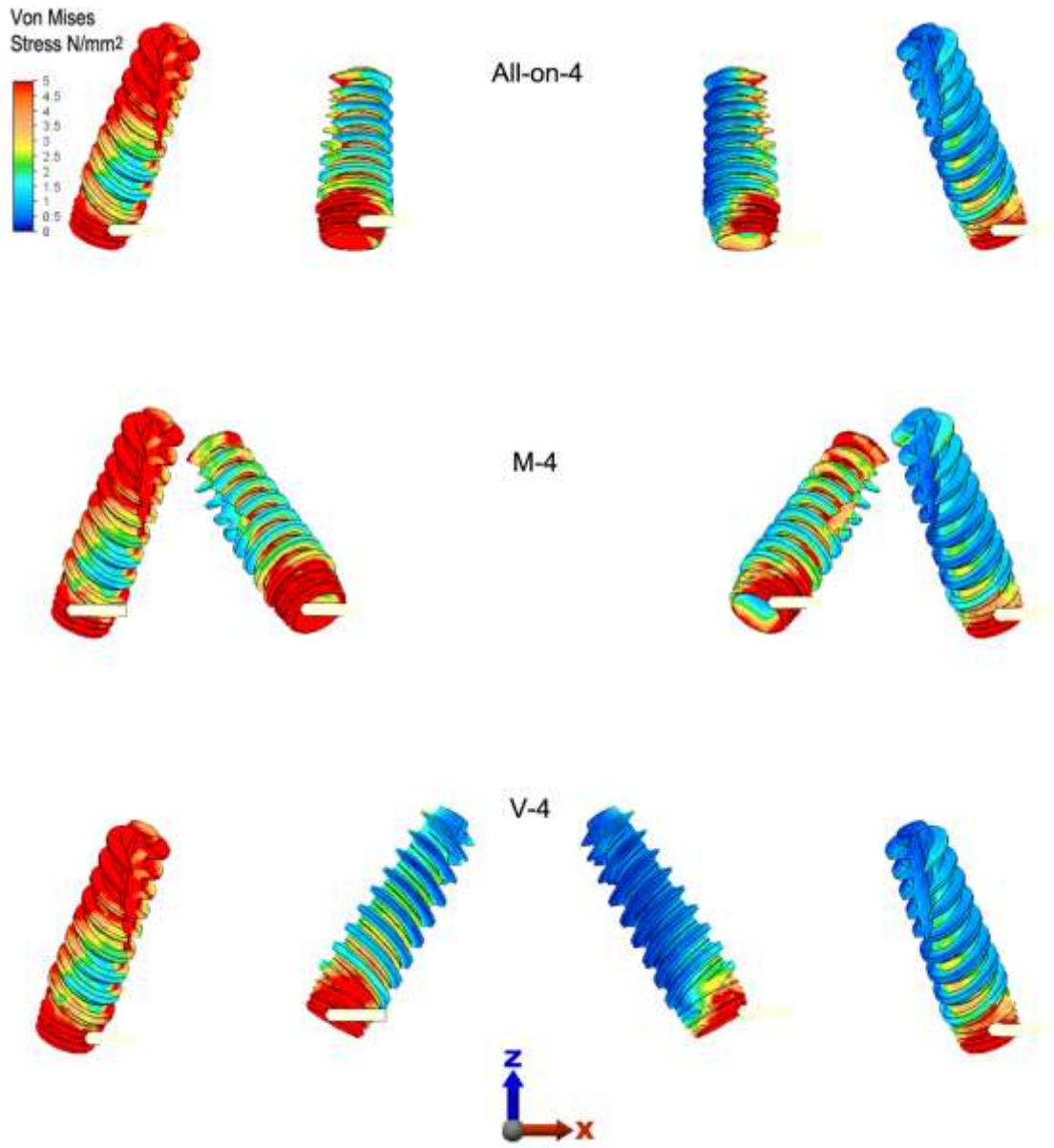


Şekil 4.2.1: İmplantlarda von Mises stres değerleri

Anterior implantların boyun bölgelerinde FS0 yüklemde FS6 yüklemeye göre daha yüksek stres değerleri tespit edilmiştir (Şekil 4.2.1, 4.2.2 ve 4.2.3). Bu alanlarda en yüksek von Mises stres seviyesi V-4 modelinde (73 N/mm^2), en düşük stres seviyesi ise All-on-4 modelinde (18 N/mm^2) gözlenmiştir (Şekil 4.2.1). FS0 yükü altında, implantlar üzerindeki von Mises stresleri, anterior implantların distal boyun bölgesinde ve posterior implantların meziyal boyun bölgesinde yoğunlaşmıştır (Şekil 4.2.2). FS6 yüklemesinde ise, von Mises stresleri anterior implantların distobukkal boyun bölgesinde ve posterior implantların meziyobukkal boyun bölgesinde yoğunlaşmıştır (Şekil 4.2.3). FS6 yüklemde, sağ posterior implantın hem boyun hem de apikal bölgesinde yüksek stres değerleri görülürken; diğer implantlarda stresler sadece boyun bölgesinde yoğunlaşmıştır (Şekil 4.2.3).



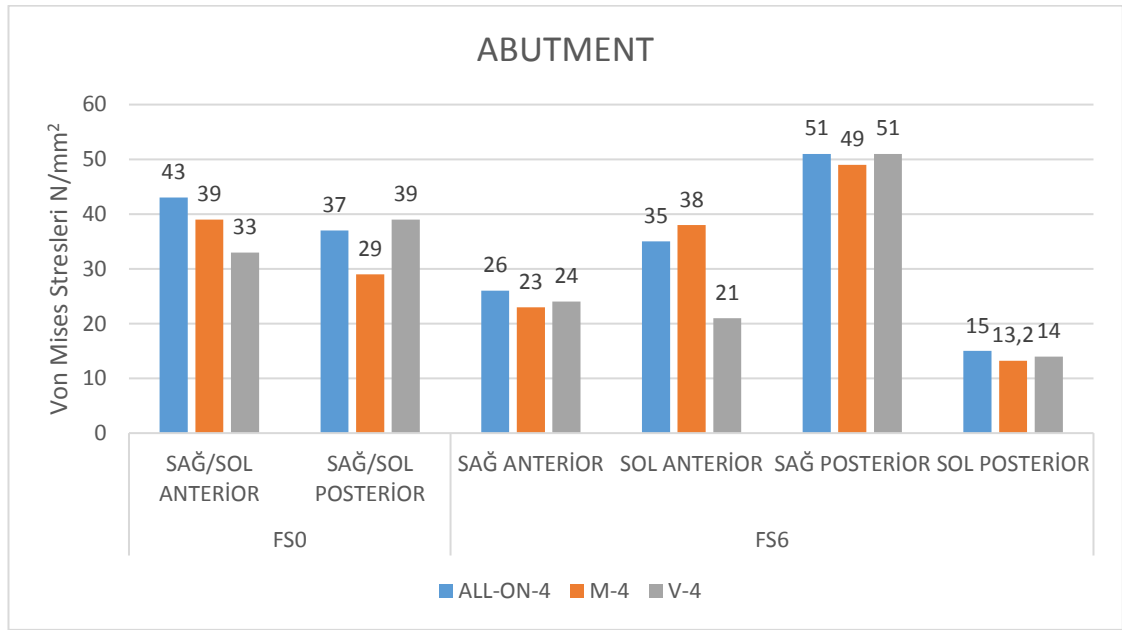
Şekil 4.2.2: FS0 yükleri altında implantlar üzerindeki von Mises streslerinin dağılımı



Şekil 4.2.3: FS6 yükleri altında implantlar üzerindeki von Mises streslerinin dağılımı

4.3. Abutmentler üzerindeki stresler

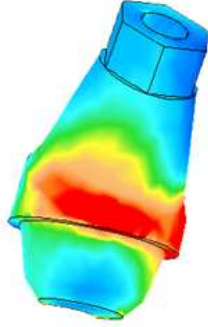
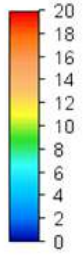
FS0 yüklemesinde, en yüksek stres seviyeleri All-on-4 modelinin anterior abutmentlerinde (43 N/mm^2); en düşük stres seviyeleri ise M-4 modelinin posterior abutmentlerinde (29 N/mm^2) tespit edilmiştir (Şekil 4.3.1). FS6 yüklemesinde, her üç modelde de sağ taraf posterior abutmentlerde yüksek stres seviyeleri gözlenirken; en düşük von Mises stres seviyesi M-4 modelinin sol posterior abutmentinde ($13,2 \text{ N/mm}^2$) gözlenmiştir (Şekil 4.3.1).



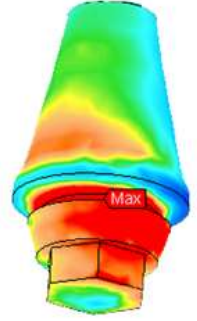
Şekil 4.3.1: Abutmentlerde von Mises stres değerleri

FS6 yükü altında, sol anterior abutmentin sergilediği stres değeri hariç, All-on-4 modelindeki tüm abutmentlerin hem FS0 hem de FS6 yükleri altında en yüksek stres değerlerine sahip oldukları görülmüştür (Şekil 4.3.1, 4.3.2 ve 4.3.3).

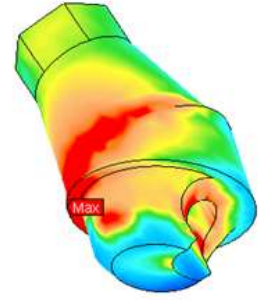
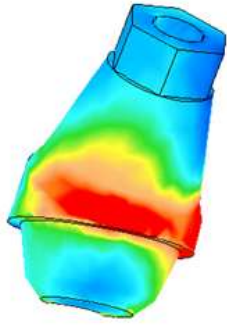
Von Mises
Stress N/mm²



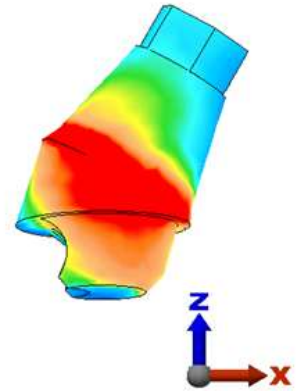
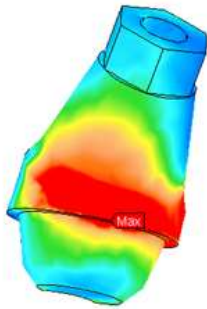
All-on-4



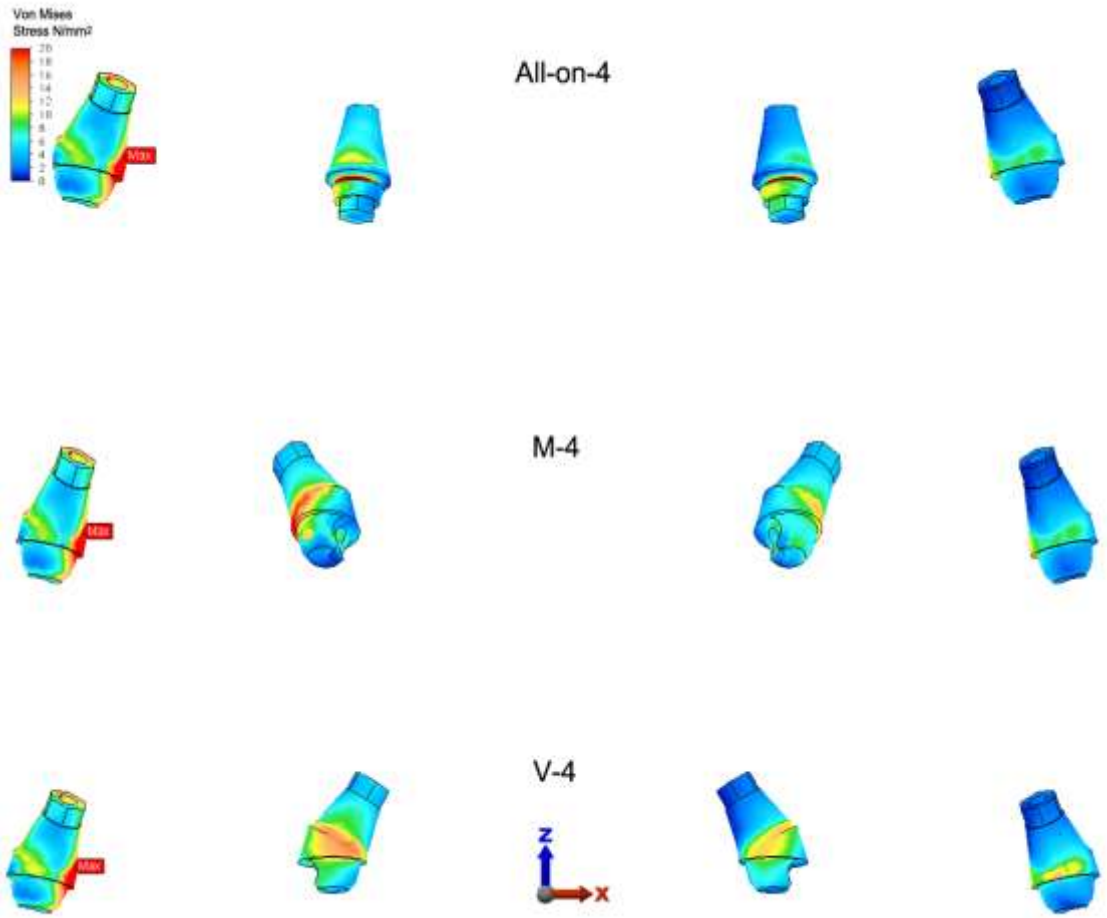
M-4



V-4



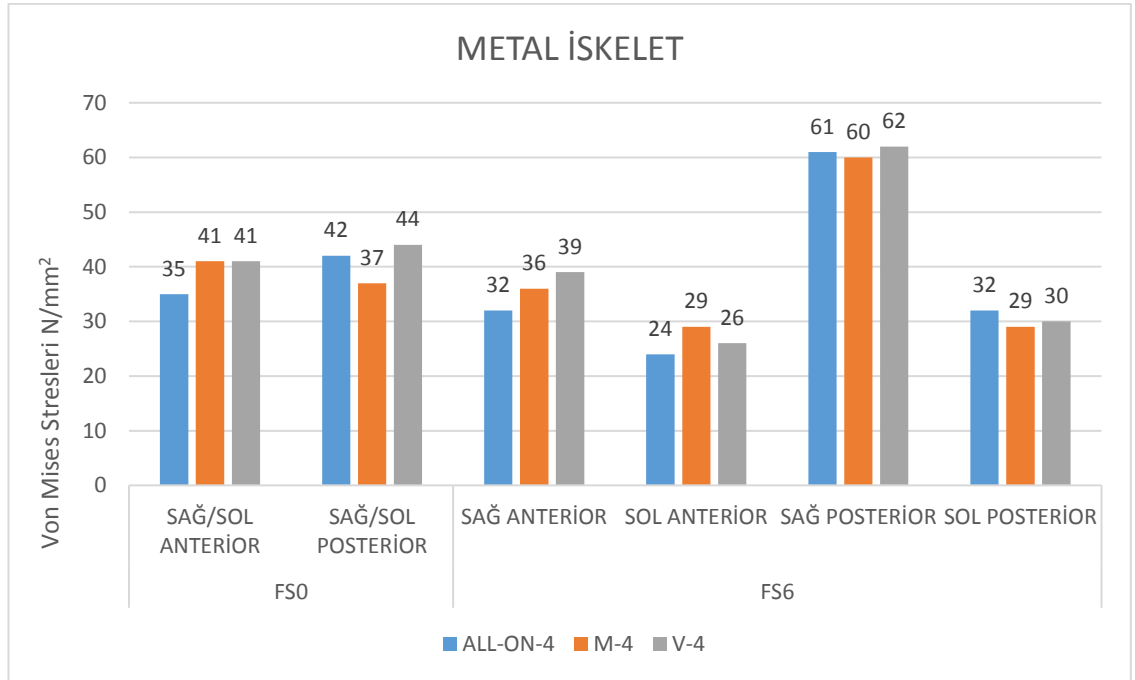
Şekil 4.3.2: FS0 yükleri altında abutmentler üzerindeki von Mises streslerinin dağılımı



Şekil 4.3.3: FS6 yükleri altında abutmentlerde von Mises streslerinin dağılımı

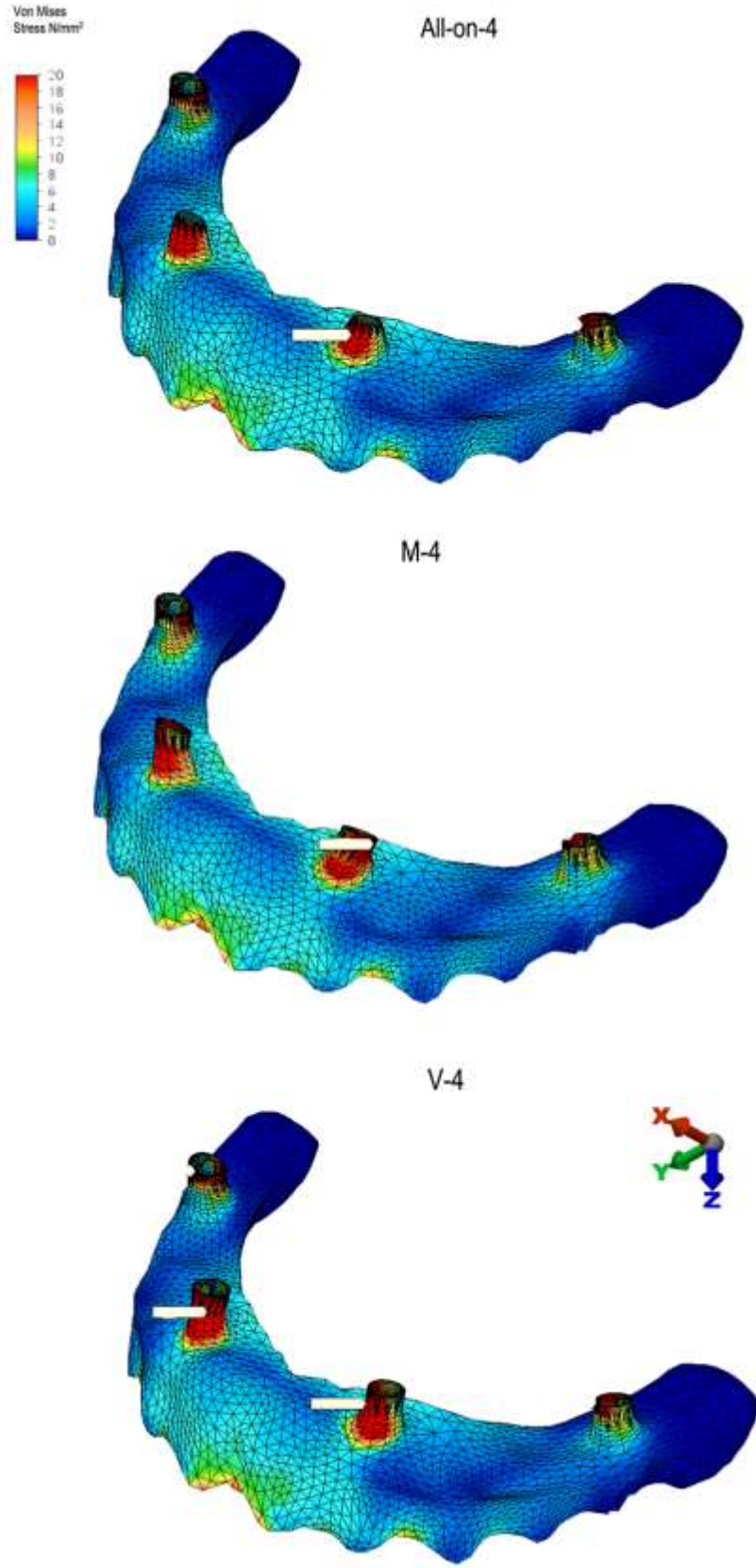
4.4. Metal iskelet üzerindeki stresler

Metal iskelet üzerindeki en düşük stres seviyesinin FS6 yüklemesinde All-on-4 modelinde sol anterior implant bölgesinde (24 N/mm^2) olduğu, en yüksek stresin ise yine FS6 yükü altında V-4 modelinde sağ posterior implant bölgesinde (62 N/mm^2) olduğu tespit edilmiştir. FS6 yüklemesinde, tüm modellerin sağ posterior implant alanları ve V-4 modelinin sağ anterior implant alanı (39 N/mm^2) en yüksek stres seviyelerini gösterirken; diğer implant alanlarının nispeten daha düşük stres seviyelerine sahip olduğu da görülmektedir (Şekil 4.4.1).

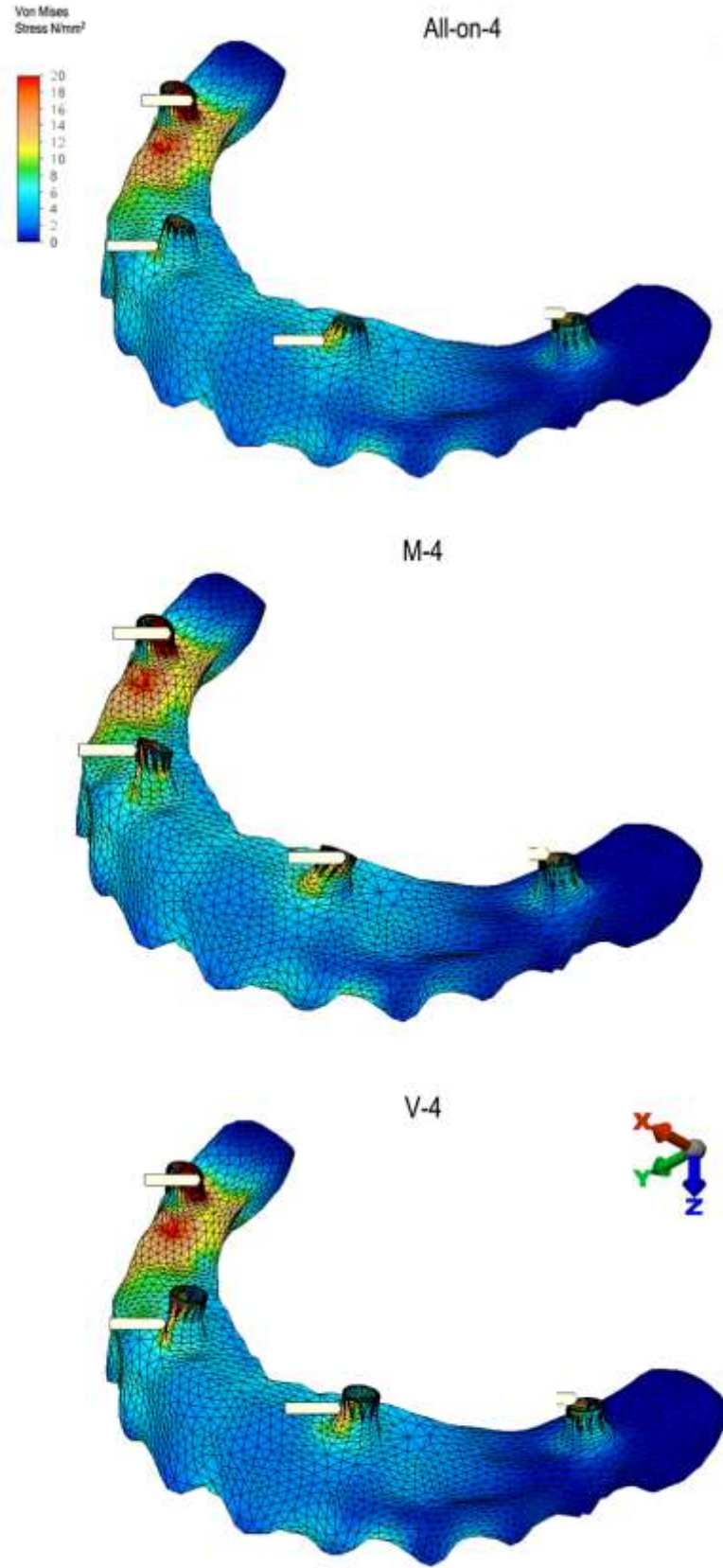


Şekil 4.4.1: Metal iskelet üzerinde von Mises stres değerleri

FS0 yükleri altında, iskelet üzerindeki von Mises stresleri anterior implant bölgesinin bukkal tarafında ve posterior implant bölgesinin mezial tarafında yoğunlaşmıştır (Şekil 4.4.2). FS6 yükleri altında homojen stres modelleri gözlenmiştir (Şekil 4.4.3).



Şekil 4.4.2: FS0 yükleri altında von Mises streslerinin metal iskelet üzerinde dağılımı



Şekil 4.4.3: FS6 yükleri altında von Mises streslerinin metal iskelet üzerinde dağılımı

5. TARTIŞMA ve SONUÇ

İmplantoloji ile ilgili en büyük zorluklardan biri, ileri atrofik çenelere sahip hastaların rehabilitasyonudur. All-on-4 tedavi konseptinin biyomekanik etkilerini değerlendirmek için çeşitli çalışmalar (Liu ark., 2019; Maló ark., 2003; Ozan ve Kurtulmus-Yılmaz, 2018; Sannino, 2015) yapılmıştır. Atrofik çenelerde fonksiyonel kuvvetlere karşı koyabilen optimal implant konfigürasyonu ile ilgili çalışmalar yürütülmüş olmasına rağmen, hala bazı tartışmalar mevcuttur. Dolayısıyla, bu çalışma ileri atrofik üst çeneye uygulanan All-on-4 tekniğinin üç farklı konfigürasyonunun biyomekanik etkilerini, üç boyutlu sonlu eleman analizi yardımıyla karşılaştırmıştır.

Dental implantlar kısmi ve tam dişsizlik durumlarının rehabilitasyonunda uzun yıllardan beri gittikçe artan oranda ve yüksek başarı ile kullanılan bir tedavi yöntemidir. Tam dişsiz arkların rehabilitasyonunda, implant destekli sabit protezler ile implant destekli overdenture protez tedavisi karşılaştırıldığında, implant destekli sabit protezlerde çiğneme fonksiyonunda ve ısırma kuvvetinde artan oranda iyileşme sağladığı, ayrıca hastanın özgüvenini artırdığı belirtilmektedir (Bellini ve ark., 2009).

Dişsiz çenelerin rehabilitasyonu için gerekli implant sayısı ile ilgili uzun dönem klinik çalışmalar, dört implant kullanımının daha fazla implant içeren rehabilitasyon yöntemleri ile benzer başarı oranları sunduğunu göstermiştir (Brånemark ve ark, 1995; Gallucci ve ark., 2009; Maló ve ark, 2005). Atrofik üst çenenin implant tedavisi ile rehabilitasyonu için sinüs yükseltme işlemi, açılı implant yerleştirilmesi ve kısa implant kullanımı gibi farklı teknikler mevcuttur (Jensen ve ark., 2015). Sinüs yükseltme işleminin invaziv olması, yüksek maliyetli oluşu, tedavi sürecinin uzun olması gibi dezavantajları vardır (Jensen ve ark., 2015). Atrofik çenelerde augmentasyon işlemlerine gerek olmadan implant yerleştirebilmek amacıyla All-on-4 konsepti geliştirilmiştir (Maló ve ark., 2003). Bu teknik; minimum kemik hacmine sahip tam dişsiz çenelerin kısa tedavi süresi ve düşük hasta morbiditesiyle protetik rehabilitasyonuna olanak sağlamaktadır (Patzelt ve ark., 2014). İmplantların eğimli olarak yerleştirilmesi ile geniş antero-posterior mesafenin elde edilmesi, uzun kantilever ihtiyacının ortadan kalkması ve uygun oklüzal yük dağılımının sağlanması gibi birçok biyomekanik avantaj ortaya çıkmaktadır. Günümüzde All-on-4 tekniğinin tercih nedenlerinden biri de implantların eğimlendirilmesiyle daha uzun implantlar

kullanılarak primer stabilizasyonun artırılması ve hemen yüklemenin yapılabilmesidir (Maló ve ark., 2005).

Distal implantların eğimlendirilerek kanat uzunluğunun azaltılması sadece implant kemik arayüzeyindeki gerilmeleri etkilemekle kalmaz; aynı zamanda implantlar ve protetik bileşenler üzerindeki baskıları da azaltır (Bevilacqua ve ark., 2008; Gallucci ve ark., 2009; Ozan ve Kurtulmus-Yılmaz, 2018). Bunun yanında, açılı implantların varlığı protezin giriş yolunu ve kuvvet iletimini etkilemektedir. Bunun tolere edilebilmesi için kullanılan açılı multi-unit abutmentlerle bu açı farkı azaltılması ve böylelikle her bir desteğin vida yolunun birbirine yakın açılanmada olması amaçlanmaktadır. Bu teknikte, distal implantların açılanmasını değerlendiren biyomekanik çalışmaların çoğu peri-implant dokulardaki streslerden çok protetik komponentler üzerindeki artmış streslerin oluşturabileceği yıkıcı etkileri vurgulamaya çalışmışlardır (Bellini ve ark., 2009; Naini ve ark., 2011). Protetik bileşenler üzerindeki aşırı streslere bağlı teknik veya mekanik komplikasyonlar genel tedavinin başarısını etkilemektedir (Kreissl ve ark., 2007)

Jensen ve Adams (2009a) açılı yerleştirilen anterior implantların, açılı yerleştirilen posterior implantlarla benzer bir görünüm sergilediğini ve %50 daha uzun implantların yerleştirilmesine olanak tanıdığını belirtmişlerdir. Bu özelliklere sahip iki konfigürasyon bildirilmiştir; Birincisi, anterior implantların lateral nazal boşluğa doğru uzandığı, aksiyal düzlemde 30 dereceye kadar posterior açılanma gösterdiği M-4 konfigürasyonudur (Jensen ve Adams, 2009a). V-4 olarak adlandırılan diğer konfigürasyon, V şeklinde görünüm sergileyen, orta hatta doğru eğimli dört implanttan oluşmaktadır ve iki anterior implant apikal olarak maksiller orta hatta eşleşmektedir (Jensen ve Adams, 2009b). M-4 ve V-4 tekniklerinin literatürde sunulan raporları genellikle klinik deneyime dayanmaktadır (Jensen ve Adams, 2009a ve b; Jensen ve ark., 2014; Jensen ve ark., 2016).

Jensen ve arkadaşlarının (2014) yaptığı retrospektif bir çalışmada 10 hastada maksillaya M-4 uygulamışlardır. 10 hastaya toplamda 40 implant uygulamışlardır. Hastaların yarısında dört implantın kompozit yerleştirme torku 100 Ncm'den az olduğu ve ortalama anterior posterior implantlar arası mesafe ise 15.6 mm olduğu belirtilmiştir. 1 yılın sonunda herhangi bir implantın kaybedilmediği ve tüm

implantların etrafındaki kemik seviyelerinin ameliyat seviyelerinde veya buna yakın olduğu belirtilmiştir. Ayrıca geçiçi ve yada daimi protezlerde herhangi bir başarısızlığın olmadığı belirtilmiştir.

Jensen ve arkadaşlarının (2015) yaptığı bir başka retrospektif çalışmada ise 44 hastada maksillaya V-4 tekniğiyle implantlar uygulanmıştır. Hastalar 1 yıllık takip sonrası değerlendirilmiş, toplamda yerleştirilen 179 implantın 6 tenesinin başarısız olduğu ve % 96.6 başarı oranı olduğu rapor edilmiştir. Bu çalışmada yaptıkları vaka serisinde ise 64 yaşında kadın hastaya sinüs lift ile birlikte V-4 uygulanmış, 70 yaşında bir başka kadın hastaya ise posteriorda zigomatik implantlar kullanılarak V-4 uygulanmış ve başarılı sonuçlar alındığı rapor edilmiştir.

Vaka serileri ve çeşitli hastaların tedavi edildiği izole klinik raporların birbirleriyle karşılaştırılmamasından dolayı, belirtilen tekniklerin değerlendirilmesinde bu klinik çalışmaların değeri minimaldir. Aynı veya benzer hasta popülasyonlarına uygulanan çeşitli konfigürasyonları karşılaştırmak daha değerlidir. Bu nedenle, bu çalışmada, standart All-on-4 tedavi konseptinin biyomekanik etkileri ve ileri atrofik bir üst çeneye uygulanan All-on-4 varyasyonları olan M-4 ve V-4 teknikleri üç boyutlu sonlu elemanlar analizi yöntemiyle karşılaştırılmıştır.

Sonlu eleman analizi, karmaşık biyolojik yapıların mekanik özelliklerini modellemek ve analiz etmek için en uygun yöntemdir. Üst üste binen yapıların ve anatomik kraniyofasiyal yapıların materyal özelliklerinin durumunu görselleştirmeyi mümkün kılar (Trivedi, 2014). 3B sonlu elemanlar analizi yöntemi birçok biyomekanik çalışmada (Ayali ve Erkmen, 2017; Dimililer ve ark., 2018; Ozan ve Kurtulmus-Yilmaz, 2018) kullanılmıştır ve materyallerin ve kemiğin davranışını taklit etmek için uygun olduğu bildirilmiştir. Ayrıca, stres noktaları atanabildiği ve teorik olarak ölçülebildiği için kullanıcının, uygulanan kuvvetin yönünü, büyüklüğünü ve konumunu ayarlamasına da olanak tanımaktadır. Analiz edilen materyallerin fiziksel özellikleri etkilenmediğinden kolaylıkla tekrarlanabilmektedir (Trivedi, 2014). Etik hususlar açısından yöntem, hayvan ve kadavra çalışmalarına olan ihtiyacı azaltmaktadır (Ayali ve Erkmen, 2018). Sonlu elemanlar yönteminin güvenilirliğini etkileyen bir faktör de eleman ve düğüm noktası sayısıdır. Sayı arttıkça elde edilen sonuçların doğruluğu da artmakta, sayı azaldıkça çok daha genel bilgiler elde

edilmektedir. Bununla birlikte, eleman ve düğüm noktası sayısı arttıkça analiz süresi de uzamaktadır (Ayaly, 2012). Mevcut çalışmada detaylı sonuçlar vermeye yetecek miktarda eleman ve düğüm kullanılmıştır.

Sonlu elemanlar yöntemi, mühendislik ve havacılık endüstrisinde geniş kapsamlı bir uygulama alanı olan analitik bir sistem olmakla birlikte, diş hekimliğinde de karmaşık problemleri çözümede kullanılmaktadır (Değerliyurt ve ark., 2010). Baiamonte 1996'da yaptığı çalışmada, osteointegre titanyum implantlar yerleştirilmiş maymun mandibulasında, gerinim değerlerinin in-vitro çalışmasıyla elde ettiği sonuçlarıyla sonlu elemanlar metoduyla elde ettiği sonuçları karşılaştırmış, sonuçların mükemmel bir şekilde benzerlik göstermesiyle sonlu elemanlar yönteminin dental sistemlere uygulanabileceğini ortaya koymuştur (Baiamonte, 1996; Erkmen ve ark., 2005; Simsek ve ark., 2006). Bunun yanında sonlu elemanlar analizi ile yapılan çalışmaları sınırlandıran en önemli dezavantaj, canlı dokuların taklit edilebilmesi amacıyla doğal hayatta büyük değişkenlikler gösterebilen bir takım faktörlerin sabit olarak kabul edilmesi zorunluluğudur (Erkmen ve ark., 2009; Erkmen ve ark., 2011).

Çalışmada kullanılan her modelde iki farklı bölgeye (santral dişlerin ortası ve birinci molar dişler bölgesi) 100 N eşit yük uygulanmıştır. Modeller doğrusal elastisite sergilediğinden ötürü yükün büyüklüğü herhangi bir önem arz etmemiştir. Stres değerleri, mutlak değerleri bildirmek için değil; modelleri karşılaştırmak için elde edilmiştir (Ozan ve Kurtulmus-Yilmaz, 2018). Çiğneme sırasında, protetik yapı ve bileşenler aynı anda dikey, yatay ve oblik kuvvetlere maruz bırakılmıştır. Bu nedenle mevcut çalışmada; oral koşulları taklit etmek için, tek vektörel kuvvetlerden daha uygun olacağı düşünülen, çok vektörlü kuvvetler oluşturan ve önceki çalışmalarda tarif edilen katı küresel bir malzeme kullanılmıştır (Ozan ve Kurtulmus-Yilmaz, 2018; Ozan ve Ramoglu, 2015).

Kemik dokusu yoğunluk olarak ve mikro yapısal özellik bakımından homojen bir özellik göstermemektedir. İmplant-kemik arası osseointegrasyonu bu nedenle gerçekçi bir şekilde simüle etmek çok mümkün olmamaktadır. Çalışmamızda standardizasyon sağlamak amacıyla; literatürdeki önceki çalışmalar referans alınarak kemik-implant bağlantısı %100 olarak kabul edilmiştir (Ozan ve Kurtulmus-Yilmaz, 2018). Ancak literatürdeki histolojik çalışmalar bu oranın %30 ile %70 arasında değiştiğini de

göstermiştir (Geng ve ark., 2001). Kortikal kemiğin yüksek elastisite modülü, oklüzal yükleme alanına en yakın destek doku olması ve implantın en zayıf olduğu boyun bölgesini çevreliyor olması; kortikal kemikte trabeküler kemiğe oranla daha yüksek stres oluşmasına neden olur. En yüksek stres değerlerine dair bulgular streslerin materyaller üzerindeki etkilerinin anlaşılması açısından önemlidir. Kemik gibi kırılabilir materyaller için Principle Stres (P_{max} , P_{min}) değerleri önemlidir. Çünkü Maksimum Principle Stres değeri kemiğin en yüksek gerilme dayanımına eşit veya ondan daha büyük değerinde olduğunda veya Minimum Principle Stress değeri en yüksek sıkışma dayanımına eşit veya ondan büyük değerinde olduğunda başarısızlık oluşur (Akça ve İplikçioğlu, 2001). En yüksek gerilme ve sıkışma stres değerleri, servikal bölge etrafındaki kortikal kemiklerde oluşur ve kortikal kemiğin en yüksek gerilme ve sıkışma dayanımı sırasıyla 100 ve 173 MPa'dır (Baggi ve ark., 2013). Trabeküler kemikte ise bu değerler 1-20 MPa olarak belirtilmiştir (Akça ve İplikçioğlu, 2001). Titanyum implantlar için kırılma değerleri ise ortalama $1753 \text{ N} \pm 487 \text{ N}$ olarak belirtilmiştir. Abutmentlerin ortalama kırılma değeri ise 1955 N olarak bulunmuştur. Von Mises stresleri, yük transferi ve dağılım mekanizmalarını karakterize etmek için evrensel bir stres göstergesi olarak kullanılmaktadır. Von Mises stres değerleri, metalik implantlar gibi çekilebilir materyallerdeki deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanmaktadır. Von Mises stres değerleri, implant materyalinin akma (yield) noktasını aştığı zaman kırık riski oluşabilir. Titanyum implantta meydana gelen stresler, titanyumun en üst dayanıklılık değeri olan 550 MPa'ı geçtiğinde kırık riski oluşabilir (Elias ve ark., 2008).

Tüm modellerde, en yüksek P_{max} stres değerleri, posterior implantların etrafındaki kemikte FS0 yüklemesinde tespit edilmiştir. Bu bulgu kaldıraç-kol etkisine bağlanabilir (Usher, 1988). Biyomekanik ilkelere göre, çekme stres değeri dayanağa en uzak mesafede her zaman maksimum değere ulaşmaktadır. Bu çalışmada ön yükler uygulandığında kesici diş bölgesi dayanak noktası olarak ve molar diş bölgesi ise dayanağa en uzak bölge olarak düşünülmektedir (Usher, 1988). Bununla birlikte, en yüksek P_{min} stres değerleri, sağ posterior implantların etrafındaki kemikte FS6 yüklemesinde tespit edilmiştir. Sıkıştırma stresleri çekme streslerine zıt olduğundan, maksimum basınç stresleri, dayanak çizgisine yakın sağ posterior implant alanında gözlemlenmiştir. Von Mises stresleri değerlendirildiğinde FS0 yüklemesi altında,

anterior implantlarda da benzer etki görülmüştür. Bu bulgu, V-4 modelinde en yakın ve M-4 modelinde en uzak olan anterior implantların dayanak noktasından dönme merkezine olan mesafelerindeki farklılık ile açıklanabilir. FS6 yükleri altında, tüm modellerde sağ posterior implant ve abutmentlerde benzer şekilde yüksek stres seviyeleri gözlenmiştir. Bununla birlikte, All-on-4 modelinde sol posterior implantın stres değeri diğer modellerdeki değerlerin iki katı olarak raporlanmıştır. Bu bulgu, M-4 ve V-4 modellerinde anterior alandaki daha uzun implantlara atfedilebilir, bu da streslerin daha geniş bir yüzey alanına dağılmasına izin verir. Bu çalışmada, tüm implantlar tek parça titanyum barla splintlenmiş ve böylece çapraz ark stabilizasyonu ile stresler sol tarafa da aktarılmıştır (Bedrossian ve Bedrossian, 2019). Bu bulgu, sağ posterior taraftan yükler uygulandığında iskeletin sol bölgesinde von Mises streslerinin gözlenmesi ile desteklenmiştir.

Stres alanları nadiren implantların apikal kısımlarına ve süngerimsi kemiklere ulaşır. Bu nedenle implantların eğimi biyomekanik komplikasyonlara neden olmayabilir. All-on-4 tedavisinde implant açıldırılması üzerine yakın zamanda yapılan bir çalışma (Liu ve ark., 2019), stres dağılımının 30 ve 45 derece modellerinde 0 ve 15 derece modellerine göre daha üstün olduğunu belirtmiş ve önceki bulguyu desteklemiştir. Ozan ve Kurtulmus-Yılmaz (2018), posterior implantları açıldırmanın ve kanat uzunluğunu azaltmanın implant çevresi kemik dokuda, protez vidalarında, abutmentlerde ve titanyum iskelette stres düzeylerini artırdığı sonucuna varmışlardır.

Takahashi ve arkadaşları (2010), çalışmalarının ilk modelinde 6 adet vertikal implant kullanmışlardır. Diğer 5 modelde 2 anterior implant vertikal; 2 posterior implant ise eğimli (0, 15, 30, 45 derece) olmak üzere 4 implant yerleştirilmiş ve All-on-4 konsepti ile titanyum altyapılı hibrit protezler modellemişlerdir. Sonuç olarak eğimli implant kullanımıyla kantilever miktarının azaltılmasının stresi azalttığını rapor etmişlerdir.

Begg ve arkadaşları (2009), fotoelastik stres analizi ile yaptıkları çalışmalarında All-on-4 konseptinde 4 adet akrilik rezin model üretmişleridir. Anterior implantlar vertikal konumda birbirine paralel yerleştirilirken, distal implantlar sırasıyla 0, 15, 30 ve 45 derece açı ile eğimli yerleştirilmiştir. Dört implant metal bir bar ile

splintlenmiştir. En yüksek stres değerlerinin implantların boyun bölgesinde ve apikal bölgede olduğu bildirilmiştir. Ayrıca eğimli yerleştirilen implantların çevresindeki stres dağılımında 15 ve 30 derecede çok az bir artış gözlenirken, 45 derece açıda stresin önemli miktarda arttığını bildirmişlerdir.

Gümrükçü ve arkadaşları (2017) posterior implantların açlandırılmasının dik yerleştirilen implantlara göre daha yüksek stres değerlerine yol açtığını ve eğer mümkünse, sinüs ogmentasyonu yapıp dikey implantların yerleştirilmesinin tedavide ilk seçenek olması gerektiğini bildirmişlerdir. Ancak bu çalışmada maksiller anterior alan atrofisi taklit edilmiştir; bu durum ise nazal fossa ve yüksek gülüş hattına bağlı estetik kaygılar nedeniyle ogmentasyonun mümkün olmadığı anlamına gelmektedir. Gümrükçü ve Korkmaz (2018) bir diğer çalışmalarında ise üst çenede implant sayısı, boyu ve eğiminin stres değerlerine etkisini 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi ile incelemişlerdir. Toplamda 3 alt grup oluşturarak 13 modelde hibrit protezler tasarlayarak analizlerini gerçekleştirmişlerdir. Birinci gruptaki 5 modelde distal implantları 6, 8, 11.5, 13 ve 16 mm olmak üzere 5 farklı boyda; sırasıyla 0°, 0° (2mm sinüs ogmentasyonu), 0° (5.5mm sinüs ogmentasyonu), 30°, ve 45° olarak üç farklı açıda yerleştirmiş aynı prosedürü ikinci grupta 5 implant ile üçüncü grupta ise 7 implant ile uygulamışlardır. Analiz sonuçlarında 30 derece açı ile eğimlendirilen implant vertikal yerleştirilenlere göre kemikte daha fazla strese neden olurken açı 45 derece olduğunda stres değerlerinin yeniden düştüğü gözlenmiştir. Bunun nedenini 45 derecede azalan kantilever uzunluğu ile açıklamış, distal kantilever uzunluğunun stres değerlerini önemli ölçüde etkilediğini belirtmişlerdir. 0 derece açının 30 dereceye göre daha az stres oluşturmasını ise eğimli implantlarda çigneme kuvvetlerinin geliş yönüyle ilişkilendirmişlerdir. İdeal plan için 7 implant en düşük değerleri gösterirken, 4 ya da 5 implantlı tasarımlarda 5.5 mm sinüs ogmentasyonu ile vertikal olarak yerleştirilen implant boyu 11.5 mm olan dizaynın 7 implanta alternatif olabileceği rapor edilmiştir. Bu çalışmada kantilever miktarı sabit tutularak anterior implantlar vertikal pozisyonda, posterior implantlar ise 15, 30, 45 derece ile distale eğimli olarak All-on-4 tedavi konseptine göre yerleştirilmiştir. Tüm modellerde artan derece ile birlikte kemik ve implanlarda stres miktarının arttığı gözlenmiştir.

Jensen ve Adams (2009a), M-4 tekniğinin aslında standart All-on-4 konfigürasyonundan daha yüksek bir biyomekanik avantaja sahip olabileceğini ve M-

4 konfigürasyonunun, klinisyenlerin hastaları ek cerrahi işlemlere, kemik grefti ve çoklu implantlarla birlikte rekonstrüksiyonun artan maliyetine ve greftsiz kısa implantların kullanılmasının öngörülemeyen prognozuna maruz bırakmadan, implant stabilizasyonunun elde edilmesinde kullanılabilecek bir seçenek olduğunu bildirmiştir.

Burun boşluğunun posteriorunda yeterli kemik kütlesi olduğunda üst çeneye M-4 konfigürasyonunun uygulanması gerektiği; anterior-posterior kemik kütlesi yetersiz ve maksiller kanin dişler arası ile sınırlı olduğunda V-4 konfigürasyonunun uygulanması gerektiği önerilmiştir (Jensen ve ark., 2016). Mevcut çalışmada analiz edilen konfigürasyonlar arasında stres değerlerinde büyük farklılıklar tespit edilmemiş olsa da M-4 ve V-4 tekniklerinin, implantları çevreleyen kemik dokudaki Pmax ve Pmin stres değerleri ve implantlardaki von Mises stres değerleri değerlendirildiğinde standart All-on-4 konseptinden biraz daha düşük stres değerleri sergiledikleri gözlemlenmiştir. Bu nedenle, eğimli anterior implantlara sahip All-on-4 varyasyonları (M-4 ve V-4), primer stabilizasyon söz konusu olduğunda daha uzun implantların yerleştirilmesine izin vermeleri nedeniyle avantajlı olarak kabul edilebilir.

Primer stabilizasyon, özellikle immediyat yükleme protokolleri uygulandığında ulaşılması gereken en önemli klinik hedefdir. Birkaç çalışma, implant uzunluğunu artırmanın, aynı zamanda implantın primer stabilizasyonu da artıran önemli bir işlem olduğunu bildirmiştir (Barikani ark., 2013; Bataineh ve Al-dakes, 2017). Daha geniş implantların daha üstün biyomekanik stres dağılımına sahip olduğunu bildiren çalışmalar olsa da (Ayali ve Bilginaylar, 2017; Şeker ve ark., 2014) daha uzun implantların daha iyi primer stabilizasyon sunduğu bir gerçektir. Ayrıca, olası kret rezorpsiyonu durumunda, uzun bir implantın biyomekanik avantajı dikkate alınmalıdır (Ayali ve Bilginaylar, 2017).

Mevcut çalışma, klinik koşulları olabildiğince doğru bir şekilde taklit etmiştir; ancak, 3B sonlu eleman çalışmalarının, kemik tipi, sınır koşulları, osseointegrasyon seviyesi ve kuvvetlerin miktarı ve yönü ile ilgili analizleri basitleştirmek gibi bazı kısıtlamaları mevcuttur. Bu çalışmanın amacı mutlak stres değerlerini bildirmek değil, farklı implant konfigürasyonlarının biyomekanik davranışını karşılaştırmak olduğundan, bu kısıtlamalar mevcut çalışmadaki üç model için de aynıdır. Bu nedenle, bu sonlu eleman çalışmasının sonuçları farklı implant konfigürasyonlarındaki stres

seviyeleri ve dağılımları hakkında literatüre katkıda bulunsa da; farklı konfigürasyonların protez bileşenlerinin ve implantların başarı oranı üzerindeki etkisini analiz eden uzun vadeli klinik çalışmaların faydalı olacağı bir gerçektir.

Mevcut çalışmanın bulgularına göre, modeller arasında önemli farklılıklar olmamasına rağmen, eğimli ve daha uzun anterior implantlara sahip All-on-4 varyasyonları, özellikle kemik ve implantlar değerlendirildiğinde, standart All-on-4 modelinden biraz daha düşük stres seviyeleri sergilemiştir. Bu nedenle, bu çalışmanın kısıtlamaları dahilinde, M-4 ve V-4 konfigürasyonlarının, immediyat yükleme düşünüldüğünde daha uzun implantlarla daha iyi primer stabilizasyon sağlamak amacıyla ciddi şekilde atrofiye uğramış anterior maksilla vakalarında kullanılabileceği sonucuna varılmıştır.

KAYNAKLAR

Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark P I, Jemt T. A long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Max Impl.* 1990;347–359.

Adıgüzel, Ö. Sonlu elemanlar analizi: derleme, bölüm 1: Dişhekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dicle Dişhek Dergisi.* 2010;11(1):18-23.

Agnini A, Romeo D, Chiesi M, Pariente L, Stappert F. Clinical investigation on axial versus tilted implants for immediate fixed rehabilitation of edentulous arches: preliminary results of a single cohort study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014;16(4), 527-539.

Akça K, İplikçioğlu H. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2001;16: 722-730.

Anusavice K, Shen C, Rawls R. *Phillips' Science of Dental Materials.* 20th ed. St. Louis: Elsevier Saunders; 2013, p: 48-68, 499-518.

AYALI A. Mandibular Angulus Bölgesi Favorable ve Unfavorable Fraktürlerinde Uygulanan Farklı Fiksasyon Metotlarının Biyomekanik Etkilerinin Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi ile İncelenmesi. Yakın Doğu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2012, Lefkoşa (Danışman: Prof. Dr. Erkan Erkmen).

Ayali A, Erkmen E . Biomechanical Evaluation of Different Plating Methods Used in Mandibular Angle Fractures With 3-Dimensional Finite Element Analysis: Favorable Fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* 2017;75(7):1464-1474.

Ayali A, Erkmen E. Three-Dimensional finite element analysis of different plating techniques for unfavorable mandibular angle fractures. *J Craniofac Surg* 2018;29(3):603-607.

Ayali A , Bilginaylar K . Evaluating the biomechanical effects of implant diameter in case of facial trauma to an edentulous atrophic mandible: a 3D finite element analysis. *Head Face Med.* 2017;13(1):5.

Aydin C, Özen J, Yilmaz C, Korkmaz T. Effects of mesiodistal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses. *Int J Oral Max Impl.* 2006;21:36-44.

Baggi L, Pastore S, Di Girolamo M, Vairo G. Implant-bone load transfer mechanisms in complete-arch prostheses supported by four implants: a three-dimensional finite element approach. *J Prosthetic Dentistry.* 2013 Jan 1;109(1):9-21.

Baiamonte T, Abbate MF, Pizzarello F, Lozada J, James R. The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. *J Oral Implant.* 1996;22(2):104-110.

Barikani H , Rashtak S , Akbari S , Badri S , Daneshparvar, Rokn A . The effect of implant length and diameter on the primary stability in different bone types. *J Dent (Tehran).* 2013;10: 449–455.

Bataineh AB , Al-dakes AM , The influence of length of implant on primary stability: An in vitro study using resonance frequency analysis. *J Clin Exp Dent*. 2017;9:1–6.

Bedrossian E, Bedrossian EA. Treatment Planning the Edentulous Mandible. Review of Biomechanical and Clinical Considerations: An Update. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2019 May 1;34(3):33-41.

Begg T, Geerts A, Gryzagoridis, J. Stress patterns around distal angled implants in the all-on-four concept configuration. *Int J Oral Max Impl*. 2009;24(4):663-671.

Bevilacqua M, Tealdo T, Pera F, Menini M, Mossolov A, Drago C, Pera P. Three dimensional finite element analysis of load transmission using different implant inclinations and cantilever lengths. *Int J Prost*. 2008;21:539-542.

Bellini M, Romeo D, Galbusera F, Taschieri S, Raimondi T, Zampelis A, Francetti L. Comparison of tilted versus nontilted implant-supported prosthetic designs for the restoration of the edentulous mandible: a biomechanical study, *Int J Oral Max Impl* .2009; 24(3):511-517.

Bidez, W, Mc Loughlin, Chen Y, English E. Finite element analysis of two-abutment hader bar designs. *Implant Dentistry* .1993;2:107–114.

Brånemark P, Hansson B, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg*. 1977;16(suppl):1-132.

Brånemark P, Svensson B, Van Steenberghe D. Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Brånemark in full edentulism. *Clin Oral Implants Res.* 1995;(6)4:227–231.

Brauer J. What every engineer should know about finite element analysis. 1st ed CRC Press. 1993; May 5.

Brief J, Edinger D, Hassfeld S, Eggers G. Accuracy of image-guided implantology. *Clin Oral Implants Res.* 2005 Aug;16(4):495-501.

Degerliyurt K, Simsek B, Erkmén E, Eser A. Effects of different fixture geometries on the stress distribution in mandibular peri-implant structures: a 3-dimensional finite element analysis. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010 Aug 1;110(2):1-11.

Cabello G, González D, Fábrega J. The Edentulous Maxillary Arch: A Novel Approach to Prosthetic Rehabilitation with Dental Implants, Based upon the Combination of Optimum Mechanical Resources. *Dentistry.* 2014; 2161-1122.

Chiapasco M, Zaniboni M. Clinical outcomes of GBR procedures to correct peri-implant dehiscences and fenestrations: a systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2009 Sep; 20:113-23.

Chvartzaid D, Koka S. On manufactured diseases, healthy mouths and infected minds. *Int J Prosthodont.* 2011;24:102-103.

Clelland N, Lee J, Bimbenet C, Brantley A. A Three-dimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. J Prosthodont. 1995; 4: 95-100.

Craig R, O'Brien P, Brien J, Powers M. Dental-materials properties and manipulation 6th Ed, CV Mosby Co, St Louis, USA. 1996;p: 10-26.

Çankaya GÜ, Abay B. Current-and capacitance-voltage characteristics of Cd/p-GaTe Schottky barrier diodes under hydrostatic pressure. Semicond Sci Technol. 2005 Dec 21;21(2):124.

DAĞLIK, D. Alt çene tam ve kısmi dişsizlik vakalarında diş, implant ve diş-implant destekli hareketli protez uygulamalarında protetik yapılar ve çevre dokulardaki stres, gerinim ve yer değiştirmenin 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile değerlendirilmesi, Doktora Tezi, Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. 2012. Ankara (Danışman: Doç. Dr. Alper Çağlar).

DEMİREL İ .Üç değişik metal alaşımı kullanarak hazırlanan metal seramik implant üst yapı protezlerinin statik kuvvetler altında sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi. Doktora Tezi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. 1992. İstanbul (Danışman: Prof. Dr. Erdal Poyrazoğlu).

Dimililer G, Kücük Kurt S, Cetiner S. Biomechanical effects of implant number and diameter on stress distributions in maxillary implant-supported overdentures. J Prosthet Dent. 2018 Feb 1;119(2):244-9.

Drago C, Howell K. Concepts for designing and fabricating metal implant frameworks for hybrid implant prostheses. J Prosthodont. 2012 Jul;21(5):413-24.

Elias CN, Oshida Y, Lima JH, Muller CA. Relationship between surface properties (roughness, wettability and morphology) of titanium and dental implant removal torque. *J Mec Behav Biomed Mater.* 2008 Jul 1;1(3):234-42.

Erkmen E, Atac MS, Yücel E, Kurt A. Comparison of biomechanical behaviour of maxilla following Le Fort I osteotomy with 2-versus 4-plate fixation using 3D-FEA: part 3: inferior and anterior repositioning surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2009;38(2):173-179.

Erkmen E, Meriç G, Kurt A, Tunç Y, Eser A. Biomechanical comparison of implant retained fixed partial dentures with fiber reinforced composite versus conventional metal frameworks: a 3D FEA study. *J Mec Behav Biomed Mater.* 2011;4(1):107-116.

Erkmen E, Şimşek B, Yücel E, Kurt A. Three-dimensional finite element analysis used to compare methods of fixation after sagittal split ramus osteotomy: setback surgery-posterior loading. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2005;43(2):97-104.

Ersu B, Yuzugullu B, Yazici AR, Canay S. Surface roughness and bond strengths of glass-infiltrated alumina-ceramics prepared using various surface treatments. *J Dent.* 2009 Nov 1;37(11):848-56.

Faverani P, Barão A, Ramalho-Ferreira, G, Delben A, Ferreira B, Garcia I, Assunção G. The influence of bone quality on the biomechanical behavior of full-arch implant-supported fixed prostheses. *Mat Sci Eng C-Mater.* 2014;37:164-170.

Gallucci G , Morton D , Weber P. Loading protocols for dental implants in edentulous patients., *Int J Oral Max Impl.* 2009;24 (Suppl):132–46.

Geng P, Tan B, Liu R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2001;85:585-598.

Gümrükçü Z, Korkmaz T. Influence of implant number, length, and tilting degree on stress distribution in atrophic maxilla: a finite element study. *Med Biol Eng Comput.* 2018;56(6):979–989.

Gümrükçü Z , Korkmaz YT , Korkmaz FM . Biomechanical evaluation of implant-supported prosthesis with various tilting implant angles and bone types in atrophic maxilla: A finite element study. *Comput Biol Med.* 2017;68:47–54.

Inan US, Shafer DC, Yip WY, Orville RE. Subionospheric VLF signatures of nighttime D region perturbations in the vicinity of lightning discharges. *J Geophys Res-Space.* 1988 Oct 1;93(A10):11455-11472.

Jensen OT , Adams W. The Maxillary M-4: A Technical and Biomechanical Note for All-on-4 Management of Severe Maxillary Atrophy—Report of 3 Cases. *J Oral Maxil Surg* 2009(a);67(8):1739–1744.

Jensen OT, Adams W, All-on-4 Treatment of Highly Atrophic Mandible With Mandibular V-4: Report of 2 Cases. *J Oral Maxil Surg.* 2009(b);67(7):1503–1509.

Jensen OT, Adams MW, Butura C, Galindo DF. 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. *J Prosthet Dent.* 2015;114(6):810–817.

Jensen OT, Adams MW, E. Smith, Secondary Stabilization of Maxillary M-4 Treatment with Unstable Implants for Immediate Function: Biomechanical Considerations and Report of 10 Cases After 1 Year in Function, *Int J Oral Max Impl.* 2014;29(2):232–240.

Jensen OT , Ringeman L , Adams W, Gregory N. Reduced Arch Length as a Factor for 4-Implant Immediate Function in the Maxilla: A Technical Note and Report of 39 Patients Followed for 5 Years. *J Oral Maxil Surg.* 2016;74:2379–2384.

Jensen OT, Adams MW, Cottam JR , Parel SM , Phillips WR. The All-on-4 Shelf: Maxilla. *J. Oral Maxil Surg.* 2010;68:2520–2527.

Kayabasi A, Gokceoglu CA, Ercanoglu MU. Estimating the deformation modulus of rock masses: a comparative study. *Int J Rock Mec Min.* 2003 Jan 1;40(1):55-63.

Kreissl ME, Gerds T, Muche R, Heydecke G, Strub JR. Technical complications of implant-supported fixed partial dentures in partially edentulous cases after an average observation period of 5 years. *Clin Oral Impl Res.* 2007 Dec;18(6):720-6.

Lal K, White GS, Morea DN, Wright RF. Use of stereolithographic templates for surgical and prosthodontic implant planning and placement. Part I. The concept. *J Prosthodont.* 2006 Jan;15(1):51-8.

Lekholm U, Zarb G. Patient selection and preparation. Chicago: Quintessence Publ. Co. Inc. 1985, p: 199-209.

Liu T , Mu Z , Yu T , Wang C , Huang Y. Biomechanical comparison of implant inclinations and load times with the all-on-4 treatment concept: a three-dimensional finite element analysis., *Comput Method Biomech.* 2019;22:585–594.

Maló P, de Araujo Nobre M, Lopes A. The use of computer-guided flapless implant surgery and four implants placed in immediate function to support a fixed denture: preliminary results after a mean follow-up period of thirteen months. *J Prosthet Dent* 2007;97:26-S34.

Maló P, de Araújo Nobre M, Lopes A, Moss M, Molina GJ. A longitudinal study of the survival of All-on-4 implants in the mandible with up to 10 years of follow-up, *J Am Dent Assoc.* 2011;142:310-320.

Maló P, de Araujo Nobre M, Petersson U, Wigren, S. A pilot study of complete edentulous rehabilitation with immediate function using a new implant design: case series. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2006;8:223-232.

Maló P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 immediate-function concept with Brånemark System® implants for completely edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7:88-94.

Maló P, Rangert B, Nobre M. “All-on-Four” immediate-function concept with brånemark system implants for completely edentulous mandibles: A retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.*2003;5(1):2-9.

Marchack CB, Vidjak FM, Futatsuki V. A simplified technique to fabricate a custom milled abutment. *J Prosthetic Dentistry.* 2007 Nov 1;98(5):416-417.

Misch CE. Contemporary Implant Dentistry. Elsevier Health Sciences; 2007, p:27-29, 86-91.

Misch CE. Dental Implant Prosthetics-E-Book. Elsevier Health Sciences; 2014, p:130-142, 196-200, 309-320, 472-510.

Moreira A, Prats-Iraola P, Younis M, Krieger G, Hajnsek I, Papathanassiou KP. A tutorial on synthetic aperture radar. IEEE Geosci Remote S. 2013 Apr 18;1(1):6-43.

Naini RB, Nokar S, Borghei H, Alikhasi M. Tilted or Parallel Implant Placement in the Completely Edentulous Mandible? A Three-Dimensional Finite Element Analysis. Int J Oral Max Impl. 2011 Aug 1;26(4):776-781.

Öber A, İzzetoğlu T. Histoloji. 2. Basım. Nobel Yayın Dağıtım. Ankara;2010; s:91-92.

Ozan O, Kurtulmus-Yilmaz S . Biomechanical Comparison of Different Implant Inclinations and Cantilever Lengths in All-on-4 Treatment Concept by Three-Dimensional Finite Element Analysis. Int J Oral Max Impl. 2018;33:64–71.

Ozan O , Ramoğlu S. Effect of Implant Height Differences on Different Attachment Types and Peri-Implant Bone in Mandibular Two-Implant Overdentures: 3D Finite Element Study. J Oral Implantol. 2015;41:50-59.

Patzelt B, Bahat O, Reynolds A, Strub R. The all-on-four treatment concept: a systematic review. Clin Implant Dent Relat Res. 2014;16:836-855.

Pjetursson BE, Tan WC, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the success of sinus floor elevation and survival of implants inserted in combination with sinus floor elevation: part I: lateral approach. *J Clin Periodontol*. 2008 Sep;35:216-240.

Qamheya AH, Yenyol S, Arısan V. Full mouth oral rehabilitation by maxillary implant supported hybrid denture employing a fiber reinforced material instead of conventional PMMA. *Case Rep Dent*. 2015 Jan 1;2015:841745.

Ross SM. *Introduction to probability models*. 11th ed. California; Academic press;2014.

Rungsiyakull C, Rungsiyakull P, Li Q, Li W, Swain M. Effects of occlusal inclination and loading on mandibular bone remodeling: a finite element study. *Int J Oral Max Impl*. 2011 Jun 1;26(3):527-537.

Sadowsky SJ. The implant-supported prosthesis for the edentulous arch: design considerations. *J Prosthet Dent*. 1997;78:28-33.

Sannino G. All-on-4 concept: a 3-dimensional finite element analysis. *J Oral Implantol*. 2015;41:163–171.

Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan M, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent*. 2005;93:227-234.

Shrestha A, Hamblin MR, Kishen A. Photoactivated rose bengal functionalized chitosan nanoparticles produce antibacterial/biofilm activity and stabilize dentin-collagen. *Nanomed-Nanotechnol*. 2014 Apr 1;10(3):491-501.

Sidambe, A. Biocompatibility of advanced manufactured titanium implants—a review *Materials*.2014;7:8168-8188.

Soganci H, Gezici S, Arikan O. Optimal stochastic parameter design for estimation problems. *IEEE T Signal Process*. 2012 May 22;60(9):4950-4956.

Şeker E, Ulusoy M , Ozan O, Doğan D , Şeker B . Biomechanical Effects of Different Fixed Partial Denture Designs Planned on Bicortically Anchored Short, Graft-Supported Long, or 45-Degree-Inclined Long Implants in the Posterior Maxilla: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Int J Oral Max Impl*. 2014;29:1–9.

Takahashi T, Shimamura I, Sakurai K. Influence of number and inclination angle of implants on stress distribution in mandibular cortical bone with All-on-4 Concept. *J Prosthodont Res*. 2010;54:179-184.

Taruna, M, Chittaranjan B Sudheer N, Tella S, Abusaad, M. Prosthodontic perspective to all-on-4® concept for dental implants. *J Clin Diagn Res*. 2014;8: ZE16.

Thomason JL. The influence of fibre length and concentration on the properties of glass fibre reinforced polypropylene: 5. Injection moulded long and short fibre PP. *Compos Part A-Appl*. 2002 Dec 1;33(12):1641-52.

Trivedi S. Finite element analysis: A boon to dentistry., *J. Oral Biol. Craniofacial Res*. 2014; 200–3.

Ulusoy M, Aydın K. *Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler*. 2. Basım, Ankara Üniversitesi Basımevi. Ankara;2003

Usher AP , A History of Mechanical Inventions, in: A Hist. Mech. Invent., Harvard University Press, 1988: p. 94.

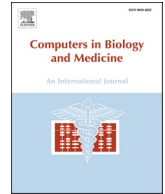
Wismeijer D, Buser D, Belser U. ITI Treatment Guide, Vol 4: Loading Protocols in Implant Dentistry. Quintessence Int 2010.

Zaffe D. Some considerations on biomaterials and bone. Micron. 2005 Oct 1;36(7-8):583-92.

Zarb A. Implant prosthodontic treatment options for the edentulous patient. J Oral Rehab. 1995;22(8):661-671.

Zitmann NU, Marinello Cp, Sendi P. A cost-effectiveness analysis of implant overdentures. J Dent Res. 2006;85(8):717-21.

Zyl J, Binswanger HP, Thirtle CG. The relationship between farm size and efficiency in South African agriculture. World Bank Publications; 1995.



Biomechanical comparison of the All-on-4, M-4, and V-4 techniques in an atrophic maxilla: A 3D finite element analysis

Aysa Ayali^{a,*}, Mazen Altagar^a, Oguz Ozan^b, Sevcan Kurtulmus-Yilmaz^b

^a Near East University, Faculty of Dentistry, Department of Oral and Maxillofacial Surgery, Nicosia Cyprus, Mersin 10, Turkey

^b Near East University, Faculty of Dentistry, Department of Prosthodontics, Nicosia Cyprus, Mersin 10, Turkey

ARTICLE INFO

Keywords:

Dental implant
All-on-four
Angulated implants
Immediate rehabilitation
Primary stability
FEA

ABSTRACT

Background: Patients with severely atrophied jaws can be challenging in implantology. The All-on-4 treatment concept eliminates advanced augmentation procedures in highly resorbed ridges by preserving the relevant anatomic structures. In addition, the inclination of the distal implants enables the placement of longer implants. Hence, tilting the anterior implants allows longer implant placement, in line with the distal implants of the All-on-4 concept. This study compared the biomechanical aspects of the standard All-on-4 treatment concept with the M-4 and V-4 techniques.

Methods: A three-dimensional model of an edentulous maxilla was created to perform three-dimensional finite element analysis. Three different configurations (All-on-4, M-4, and V-4) were modeled by changing the tilt angle of the anterior implants. In each model, to simulate a foodstuff, a solid spherical material was placed on the midline of the incisors and the right first molar region, separately applying an occlusal load of 100 Newtons. The maximum principal stress and minimum principal stress values were acquired for cortical bone, and von Mises stress values were obtained for ductile materials.

Results: According to the present study's findings, although there were no considerable differences among the models, in general, the All-on-4 group demonstrated slightly higher stresses and the M-4 and V-4 group showed lower stresses.

Conclusion: M-4 or V-4 configurations may be used in cases of severely atrophied anterior maxillae to achieve better primary stabilization.

1. Introduction

Immediate rehabilitation is currently the treatment of choice for edentulous patients with immediately loaded prostheses as it provides immediate function and esthetic value and involves less treatment time, lower morbidity, and fewer risks. Treating patients with severely atrophied maxillae or mandibles can be a considerable challenge in implantology, especially in cases of full edentulism. In cases of highly resorbed ridges, sinus lifting should be performed in the maxilla and ridge augmentation, or advanced and complex grafting procedures should be conducted in the mandible prior to implant placement. The All-on-4 concept described by Malo et al. [1] involves the placement of four implants in either the maxilla or mandible, with the posterior implants inclined distally up to 45°. This method eliminates advanced

augmentation procedures in highly resorbed ridges by preserving the relevant anatomic structures, namely the maxillary sinus and inferior alveolar nerve. In addition, the inclination of the distal implants enables placement of longer implants with improved cortical anchorage, the achievement of increased inter-implant distance, and the fabrication of prostheses with reduced cantilever length [1].

From a biomechanical perspective, a bone height of at least 10 mm in the anterior maxilla is required for the immediate loading of a fixed implant-supported prosthesis [2]. However, this is not always possible since bone height augmentation is a challenging advanced surgical procedure in severely atrophic anterior maxillae. In cases with a high smile line, for an esthetically pleasing appearance, the horizontal transition line should be moved apically by reducing the maxillary alveolar bone [3]. These clinical conditions may result in an insufficient alveolar

* Corresponding author. Near East University, Faculty of Dentistry, Department of Oral and Maxillofacial Surgery, Near East Boulevard, Nicosia, 99138, Mersin 10, Turkey.

E-mail addresses: aysaayali@hotmail.com (A. Ayali), mazendentist1@yahoo.com (M. Altagar), oguzozan@gmail.com (O. Ozan), sevcankurtulmusyilmaz@gmail.com (S. Kurtulmus-Yilmaz).

<https://doi.org/10.1016/j.complbiomed.2020.103880>

Received 11 March 2020; Received in revised form 16 June 2020; Accepted 21 June 2020

Available online 5 July 2020

0010-4825/© 2020 Elsevier Ltd. All rights reserved.

height of the anterior maxilla, preventing the axial placement of implants of at least 10 mm. Therefore, tilting the anterior implants enables the placement of longer implants as distal implants in accordance with the All-on-4 concept. Jensen et al. [2] presented an M-shaped configuration, called M-4, in which the anterior implants are angled distally up to 30° in the axial plane and extend into the lateral nasal rim. Another configuration, called V-4, consists of four implants that are inclined toward the midline in a V-shaped pattern, with the two anterior implants apically engaged in the maxillary midline [4].

The M-4 and V-4 techniques are not applied as commonly as the All-on-4 concept due to the lack of data and long-term clinical trials. Therefore, this study compared the biomechanical aspects of the standard All-on-4 treatment concept with the M-4 and V-4 techniques by evaluating the stresses on the implants, peri-implant bone, and prosthetic components in severely atrophic maxilla models treated with these techniques. A three-dimensional (3D) finite element analysis, which is a numerical method that analyzes deformations and stresses in structures with any given geometry, was conducted [5].

2. Materials and methods

A 3D model of a fully edentulous maxilla was created using data obtained from the Visible Human Project (US National Library of Medicine). The software programs VRMESH (VirtualGrid, USA) and Rhinoceros 5.0 (McNeel North America, USA) were used to modify the geometry of the upper jaw. A 2 mm cancellous bone layer (Fig. 1a) around the spongy bone (Fig. 1b) with 2-mm-thick mucosa was modeled. The minimum width of the alveolar bone was adjusted to 8 mm to simulate adequate bone around the implants.

A scanner (inEOS X5, Dentsply Sirona, USA) was used to scan (with an accuracy of 0.4 μm) the implants and abutments to obtain the exact geometry of the components and the data were modeled with VRMESH software. The scanned implant data were edited based on the dimensional features of a commercial implant (NobelActive RP, Nobel Biocare, Sweden). Three different configurations were modeled by changing the tilt angle of the anterior implants (Table 1). The posterior implants were angled exactly the same in each model, in accordance with the All-on-4 concept. In the first model (All-on-4), two anterior implants were placed parallel to the vertical axis at the lateral incisor site (Fig. 2a). For the

second model (M-4), anterior implants were placed at the lateral incisor site and apically angled posteriorly to the lateral pyriform rim (Fig. 2b). For the third model (V-4), two anterior implants were placed in the lateral incisor area and apically angled anteriorly to the midline of the nasal crest (Fig. 2c). Straight and angled multiunit abutments (Nobel Biocare, Sweden) were placed on both the posterior and anterior implants (Table 1, Fig. 1b). To simulate a prosthesis, a titanium framework, a superstructure covered by an acrylic resin denture base, and 12 artificial teeth made of acrylic resin were modeled (Fig. 1a and c).

The finite element models were exported into software (Algor Fempro) for 3D statistical analysis. The models' components were considered to be homogenous, isotropic, and linearly elastic. The models' boundary conditions were defined based on the union of the superior surface of the maxilla to the base of the skull, which was constrained by six degrees of freedom (Fig. 1d). A "bonded-type" contact was used in this linear analysis. The bone/implant interface was assumed to be in a perfect union, simulating a complete osseointegration. In addition, the trabecular-cortical bone, bone implant, implant multiunit abutment, multiunit abutment framework, and framework prosthetic restoration contacts were considered to be bonded. During the analysis, no sliding or separation was allowed between the interfaces. The models' element and node numbers are listed in Table 1. The materials' properties are presented in Table 2 [6,7]. In each model, to simulate a foodstuff (FS) in different biting configurations, a solid spherical material (Fig. 1c) was placed on the midline of the incisors (FS0) and in the right first molar (FS6) region, to which occlusal loads of 100 Newtons (N) were separately applied (Fig. 1c). A rigid surface was used to precisely describe the interaction between the solid spherical material and overdentures, which reduced the calculation time and enabled the simulation of contact management. The solid spherical material was modeled with a diameter of 12 mm to avoid localized contact [6,8].

The results were recorded numerically and converted into visual data with color codes. The maximum principal stress (Pmax) and minimum principal stress (Pmin) values were acquired for the cortical bone, and von Mises stress values were produced for the ductile materials, such as prosthetic components and implants. Images were included for comparison of the stress distributions.

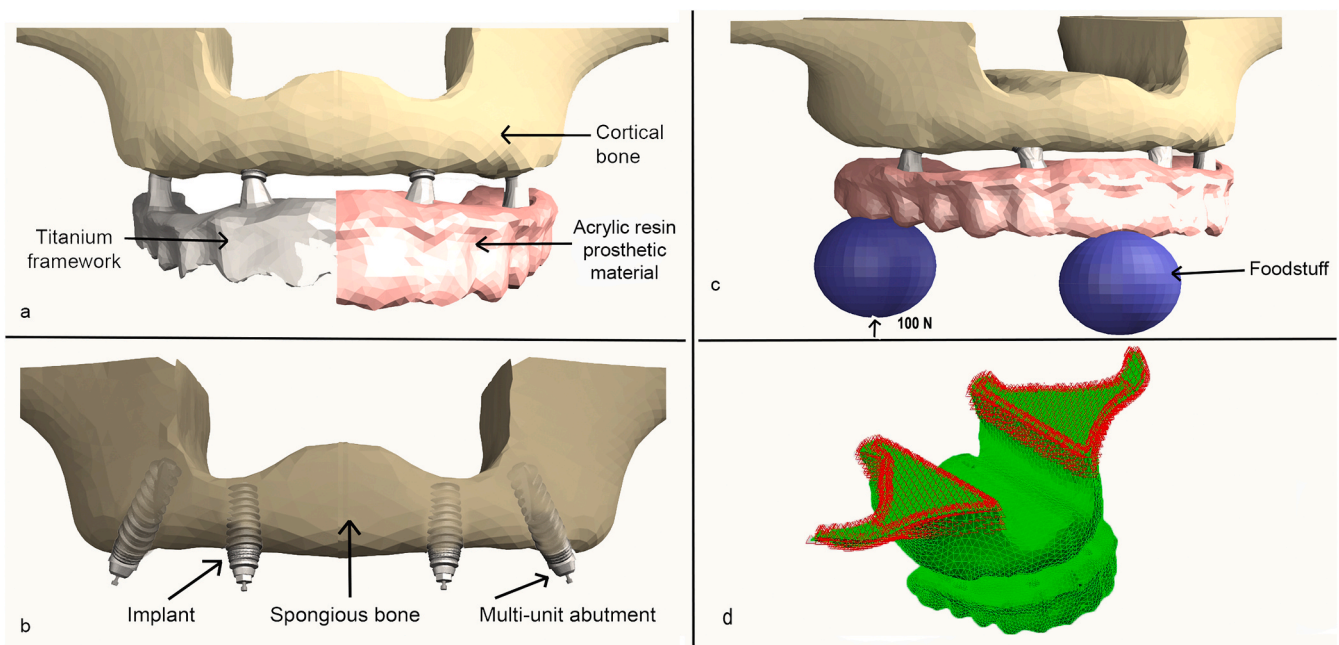


Fig. 1. a. Cortical bone, acrylic resin prosthetic material and titanium framework, b. Implant, spongy bone and multi-unit abutment, c. Occlusal load simulating foodstuff on the middle of central incisors and right first molar regions, d. Boundary conditions.

Table 1
Descriptions of the implant and abutment characteristics used in study.

Models	Anterior Implants				Posterior Implants				Number of Elements	Number of Nodes
	Implant Length (mm)	Tilt angle (deg)	Abutment angle (deg)	Abutment Gingival Height (mm)	Implant Length (mm)	Tilt angle (deg)	Abutment angle (deg)	Abutment Gingival Height (mm)		
All-on-4	10	0	0	2,5	13	30	30	3,5	515330	99666
M-4	13	30	30	2,5	13	30	30	3,5	469854	94562
V-4	13	30	30	2,5	13	30	30	3,5	471008	94222

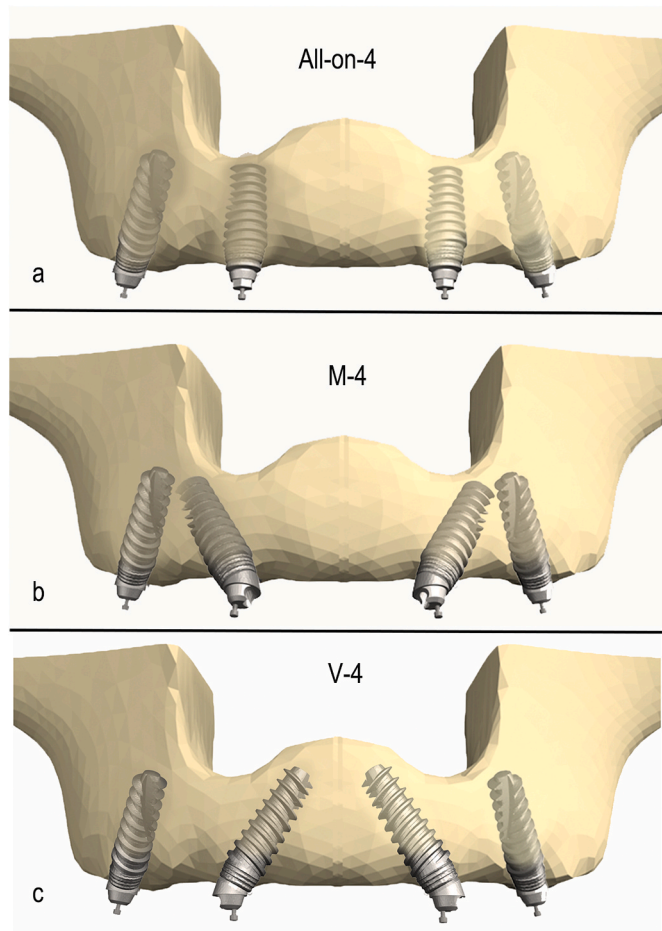


Fig. 2. a. All-on-4 model, b. M-4 model, c. V-4 model.

Table 2
Mechanical properties of the materials.

Material	Elastic modulus (MPa)	Poisson ratio
Cortical Bone	13700	0,3
Spongious Bone	1850	0,3
Titanium	110000	0,35
Acrylic Material	3000	0,35
Mucosa	680	0,45

3. Results

The right- and left-side stress values under FS0 loads were calculated in the same way due to the symmetry. Numerical data, including the von Mises, Pmax, and Pmin stress values and the stress distributions, are presented in Figs. 3–7.

3.1. Stresses in peri-implant bone

In all three models, the highest Pmax stresses were calculated under anterior loadings (FS0) around the posterior implants, and the stress values for all of the models were similar when the models were compared in the same loading conditions. The M-4 model demonstrated the lowest Pmax stress values both around the anterior and posterior implant regions (4.2 N/mm²) under FS0 loads and around the left posterior implant region (4.4 N/mm²) under FS6 loads (Fig. 3c). High stress levels were detected in the distal bone area of the posterior implants (45 N/mm²) when an anterior load was applied (Fig. 3a and c). Under FS6 loads, the V-4 model demonstrated the lowest Pmax stresses around the left and right anterior and right posterior implants (Fig. 3c).

The highest Pmin stresses were observed under posterior loads (FS6) around the right posterior implants (Fig. 4b). The All-on-4 model demonstrated lower stress values (−35 N/mm²) than the M-4 (−40 N/mm²) and V-4 (−44 N/mm²) models. The lowest Pmin stress levels (2 N/mm²) were observed in the M-4 and V-4 models around the left anterior implants (Fig. 4c).

Under FS0 loads, it was more likely that Pmax stresses were observed around the neck region of the implants on the cortical bone, and they spread slightly to the buccal side of the anterior implants and the distal side of the posterior implants in all of the models (Fig. 3a). However, Pmin stresses were spread in the posterior implant area (Fig. 4a). Under FS6 loads, Pmax stress fields spread to the buccal side of the anterior implants and the distal side of the posterior implants (Fig. 3b). Homogenous Pmin stress patterns were observed on the cortical bone surrounding the anterior implants. Pmin stresses around the right posterior implant region spread distally in both the buccal and palatal areas. In the left side posterior implant region, stresses were concentrated only in the distopalatal area of the cortical bone (Fig. 4b).

3.2. Stresses in implants

The highest and lowest von Mises stress levels were calculated under posterior loads (FS6) on the right posterior (87 N/mm²) and anterior implants (18 N/mm²) in the All-on-4 model, respectively (Fig. 5c). Under FS6 loads, higher stresses concentrated around both the neck and apical area of the right posterior implant, whereas for the other implants, stresses were focused only in the neck area (Fig. 5b). Additionally, the V-4 and M-4 models showed similarly low von Mises stress levels in the right anterior implant (27 and 29 N/mm², respectively), left anterior implant (38 and 36 N/mm², respectively), and left posterior implant (31 and 29 N/mm², respectively) (Fig. 5c). Lower stress values were detected under FS0 loads in the neck areas of the anterior implants (Fig. 5a and c). In these areas, the highest von Mises stress level was observed in the V-4 model (73 N/mm²), and the lowest stress level was observed in the M-4 model (38 N/mm²) (Fig. 5c). Under FS0 loads, the von Mises stresses on the implants were concentrated in the distal neck area of the anterior implants and the mesial neck area of the posterior implants (Fig. 5a). In contrast, under FS6 loads, the von Mises stresses were focused in the distobuccal neck area of the anterior implants and the mesiobuccal neck area of the posterior implants (Fig. 5b).

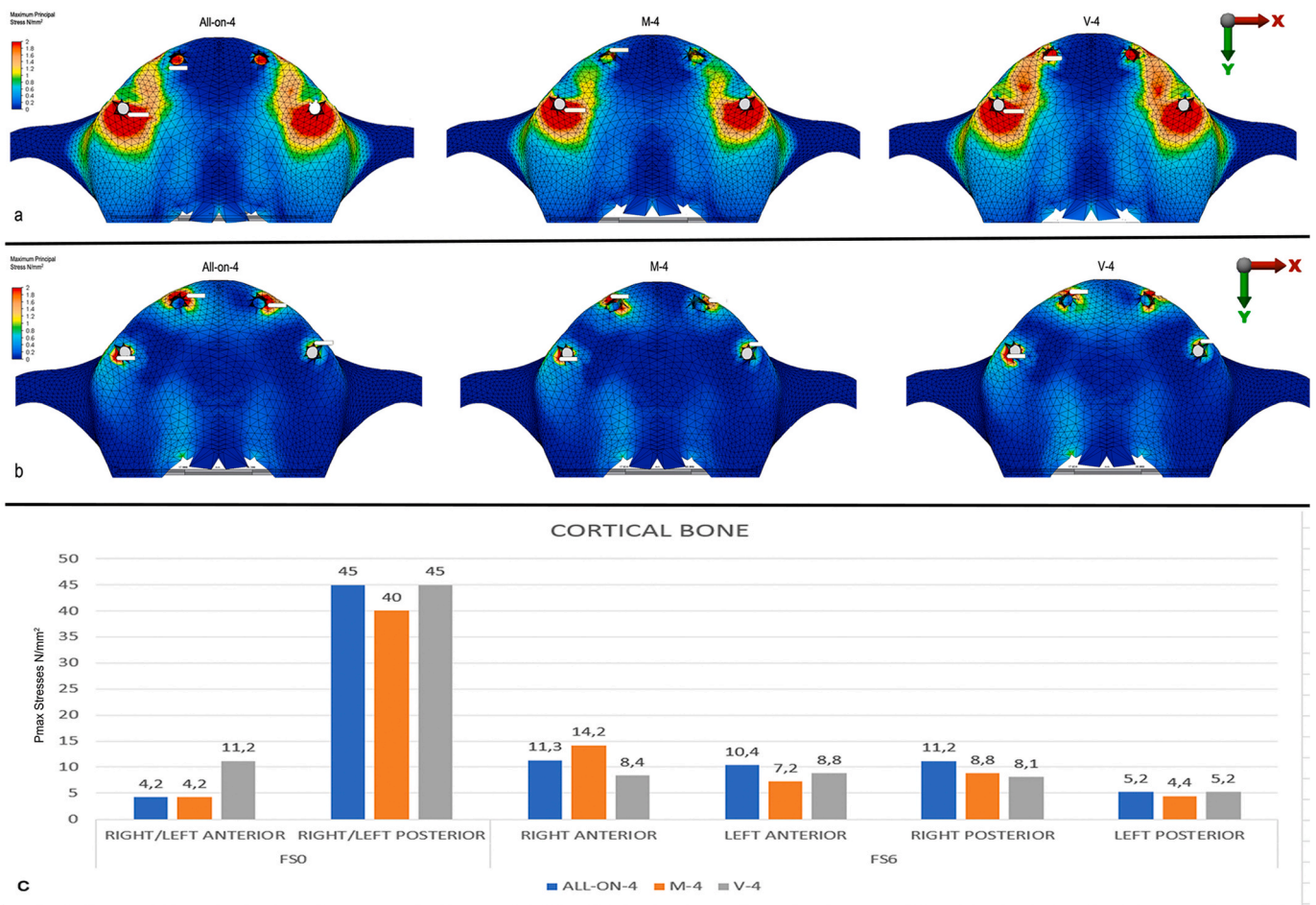


Fig. 3. a. Distribution of Pmax stresses on cortical bone under FS0 loads, b. Distribution of Pmax stresses on cortical bone under FS6 loads, c. Pmax stress values (N/mm²) on cortical bone.

3.3. Stresses in abutments

Under FS0 loads, the highest stress levels were found on the anterior abutments (43 N/mm²) of the All-on-4 model, and the lowest stress levels were observed on the posterior abutments of the M-4 model (29 N/mm²) (Fig. 6c). Under FS6 loads, higher stress levels were observed on the right side posterior abutments in all three models, while the lowest von Mises stress level was observed on the left posterior abutment of the M-4 model (Fig. 6c). Excluding the left anterior abutment under FS6 loads, all of the abutments in the All-on-4 model had the highest stress values under both FS0 and FS6 loads (Fig. 6a and b).

3.4. Stresses in the metal framework

Under FS0 loads, low stress levels were observed in the All-on-4 model and slightly higher stress levels were detected in the V-4 model. Under FS6 loads, the right posterior implant areas of all of the models and the right anterior implant area (39 N/mm²) of the V-4 model showed the highest stress levels, whereas the other implant areas had relatively lower stresses levels (Fig. 7c). Under FS0 loads, the von Mises stresses on the framework were focused on the buccal side of the anterior implant region and the mesial side of the posterior implant region (Fig. 7a). Under FS6 loads, homogenous stress patterns were observed (Fig. 7b).

4. Discussion

One of the major challenges related to implantology is the

rehabilitation of patients with severely atrophic maxillae. Several studies [1,6,7,9–12] were conducted to evaluate the biomechanical effects of the All-on-4 treatment concept. Although significant research has been conducted on the subject, there is still some discussion about the optimal configuration for atrophic jaws, which should be sufficient to resist functional forces. Therefore, the current study compared the biomechanical effects of three different configurations of the All-on-4 technique applied in a severely atrophic maxilla. The comparison was based on a 3D finite element analysis.

Long-term clinical studies regarding the number of implants needed to rehabilitate edentulous jaws found that using four implants resulted in similar success rates to rehabilitation methods with more implants [13,14]. Jensen et al. [15] stated that tilting anterior implants also applies the same figure as tilting posterior implants and allows placement of 50% longer implants. Two configurations with these characteristics have been reported. One is the M-4 configuration, in which the anterior implants are angled posteriorly up to 30° in the axial plane, extending into the lateral nasal rim [2]. The other configuration, called V-4, consists of four implants in a V-shaped pattern that are tilted toward the midline, with the two anterior implants apically engaged in the maxillary midline [4]. Preliminary reports of the M-4 and V-4 techniques are commonly based on clinical experience [2,3,16,17]. However, series of cases and isolated clinical reports treating various patients cannot be compared, and thus the attempts of these clinical studies to evaluate the techniques are of minimal value. It is more valuable to compare various configurations applied to the same or similar patient populations. Therefore, in the present study, the biomechanical effects of the standard All-on-4 treatment concept and its variations (the M-4 and V-4

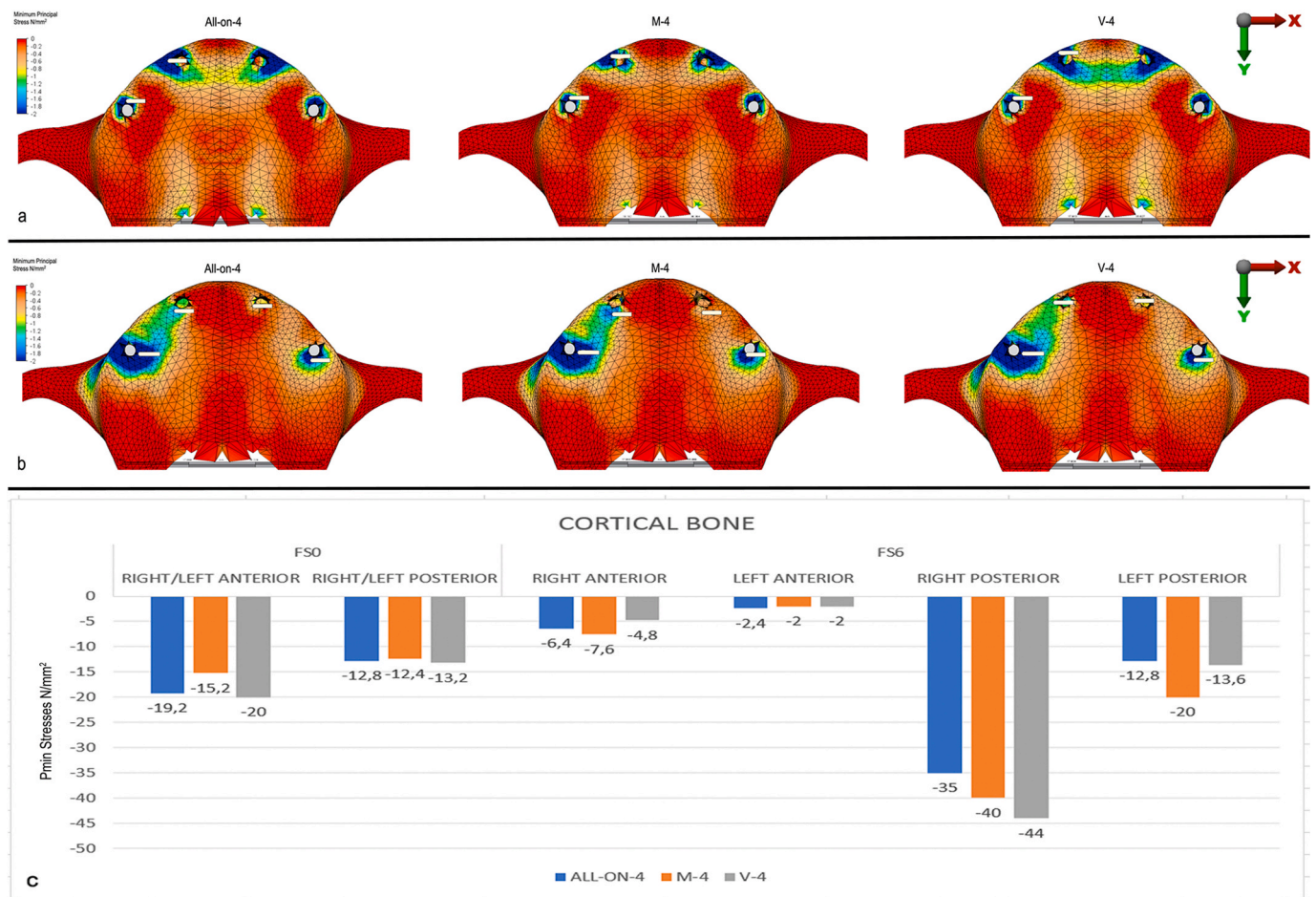


Fig. 4. a. Distribution of Pmin stresses on cortical bone under FS0 loads, b. Distribution of Pmin stresses on cortical bone under FS6 loads, c. Pmin stress values (N/mm²) on cortical bone.

techniques) applied in a severely atrophic maxilla were compared via 3D finite element analysis.

Finite element analysis is an optimal method to model and analyze the mechanical properties of complex biological structures. It enables the visualization of superposed structures and the condition of the material's properties of anatomic craniofacial structures [5]. The 3D finite element analysis method has been used in several biomechanical studies [6,18,19] and was reported to be appropriate for simulating the behavior of materials and bone. It also enables the user to set the direction, magnitude, and location of an applied force, as stress points can be assigned and theoretically measured [5]. Furthermore, it is easily repeatable since the physical properties of the analyzed materials are not affected [5]. In terms of ethical considerations, the method reduces the need for animal and cadaveric studies [20]. Equal loads of 100 N were applied to three different regions in each model. The magnitude of the load was not important since the models were considered to be linearly elastic. The stress values were acquired to compare the models and not to report the absolute values [6]. During chewing, the prosthetic structure and components simultaneously received vertical, horizontal, and oblique forces. Therefore, in the current study, a solid spherical material was used to exert multivectoral forces as described in previous studies to be more appropriate than single-vectorial forces for simulating oral conditions [6,8].

In all of the models, the highest Pmax stresses were detected under FS0 loads on the bone around the posterior implants. This finding may be attributed to the lever-arm effect [21]. According to biomechanical principles, the tensile stress value is always maximized at the furthest distance from the fulcrum, and when anterior loads were applied in the

current study, the fulcrum was the incisor area and the region with the furthest distance from the fulcrum was the molar area [21]. However, the highest Pmin stresses were observed under molar area loads on the bone around the right posterior implants. Since compressive stresses are opposite to tensile stresses, the maximum compressive stresses were observed close to the fulcrum line, which was the right posterior implant area. The same effect was observed for anterior implants under FS0 loads when the von Mises stresses were evaluated. This finding can be explained by the difference in the distances from the fulcrum to the rotation center of the anterior implants, which were the closest in the V-4 model and the furthest in the M-4 model. Under FS6 loads, similarly high stress levels were observed on the right posterior implants and abutments in all of the models. However, the stress value of the left posterior implant in the All-on-4 model was double the values in the other models. This finding may be attributed to the longer implants in the anterior area in the M-4 and V-4 models, which allowed stresses to be distributed across a greater surface area. In the current study, all of the implants were splinted with a one-piece titanium bar, and thus stresses were transferred to the left side due to the cross-arch stabilization effect [22]. This finding was supported by the fact that the von Mises stresses were observed in the framework's left region when loads were applied from the right posterior side.

The stress fields rarely reached the apical parts of the implants and spongy bones. Therefore, the inclination of the implants may not cause biomechanical complications. A recent study [7] on implant inclinations in All-on-4 treatment supports this finding in which the authors stated that the stress distribution was superior in the 30° and 45° models than in the 0° and 15° models. Ozan and Kurtulmus-Yilmaz [6]

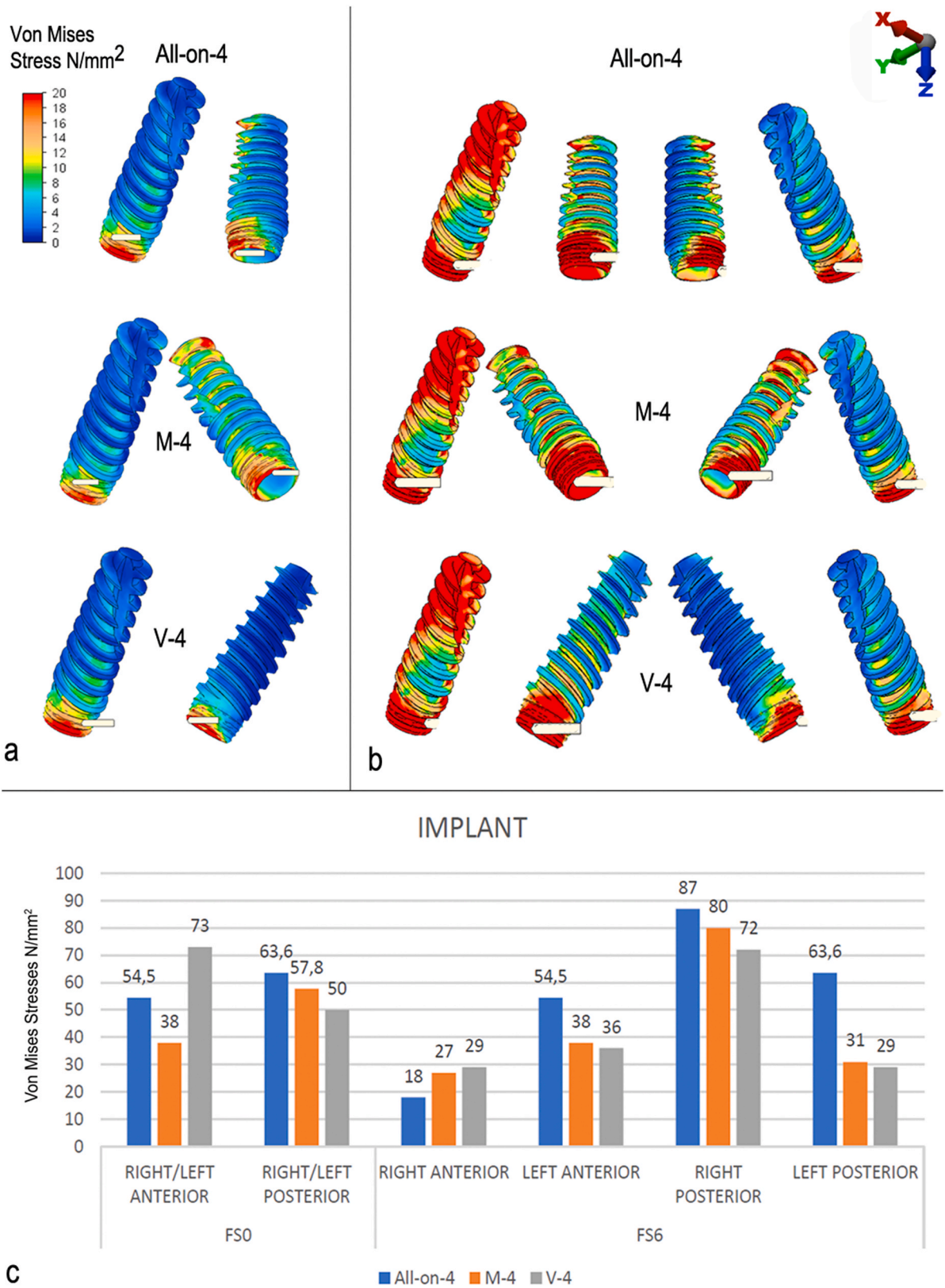


Fig. 5. a. Distribution of VM stresses on implants under FS0 loads, b. Distribution of VM stresses on implants under FS6 loads, c. VM stress values (N/mm^2) on implants.

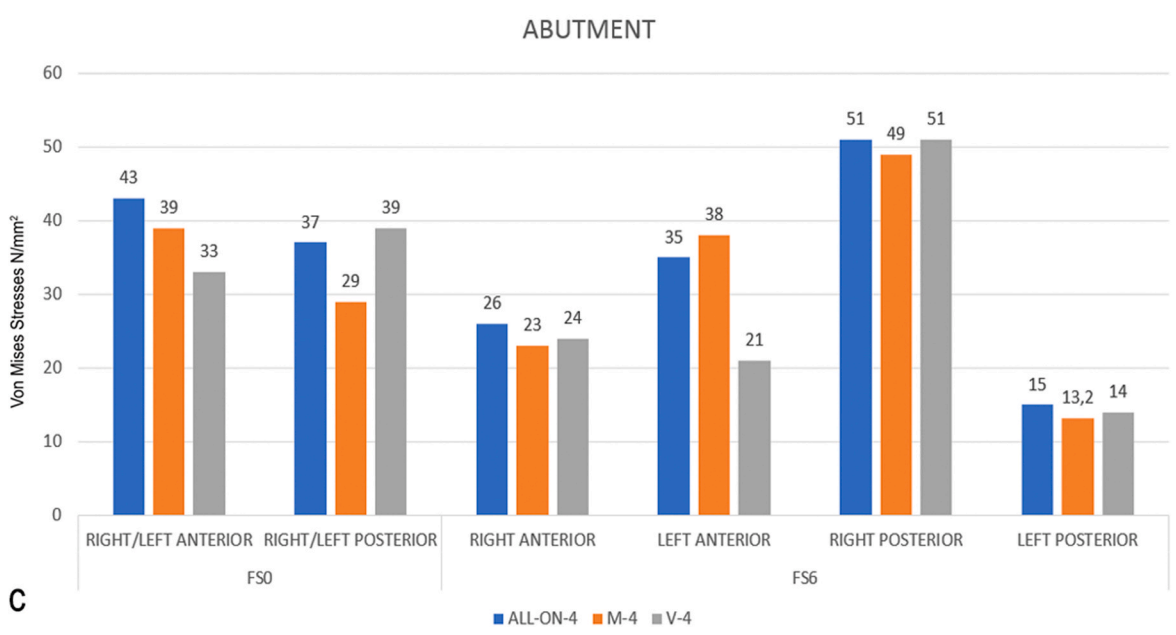
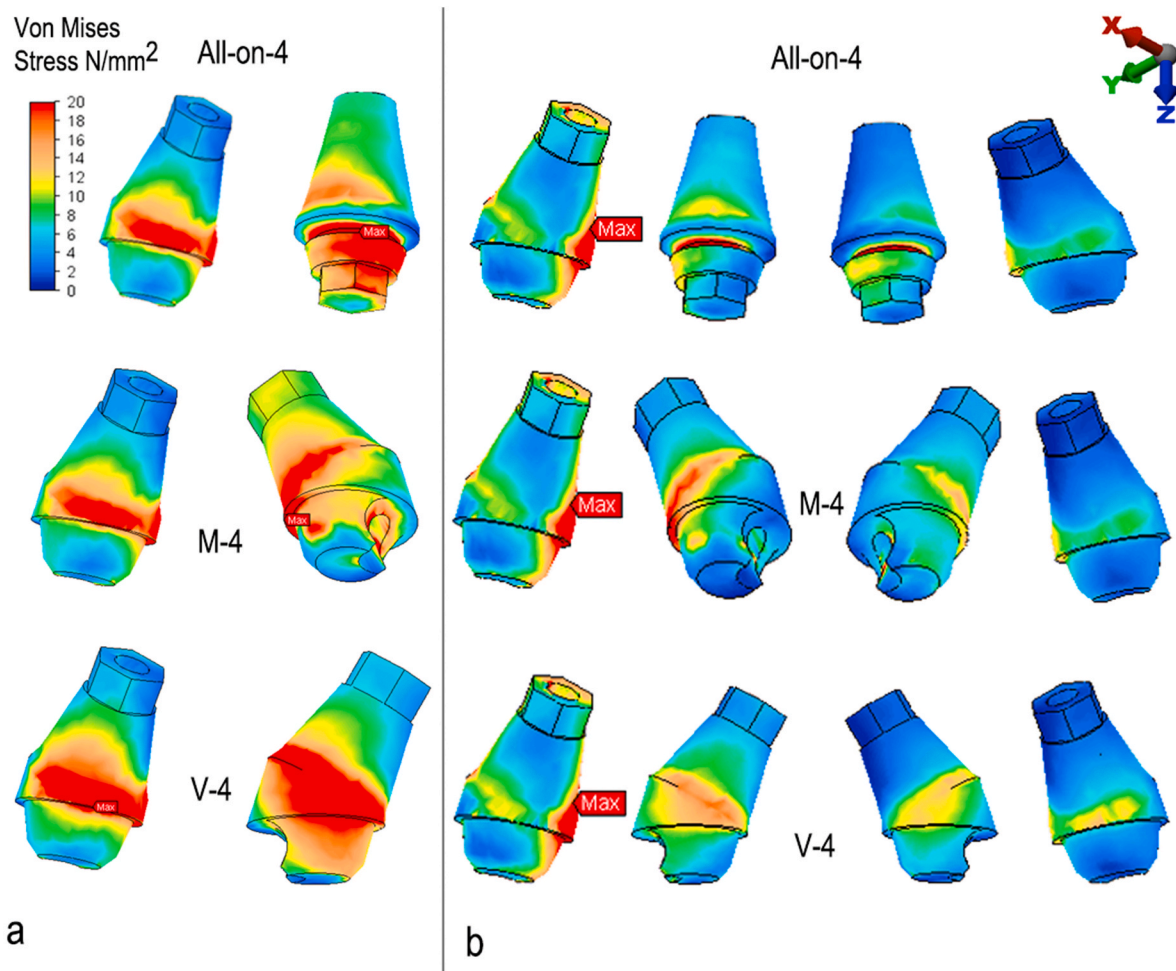


Fig. 6. a. Distribution of VM stresses on abutments under FSO loads, b. Distribution of VM stresses on abutments under FS6 loads, c. VM stress values (N/mm²) on abutments.

concluded that tilting the posterior implants and decreasing the cantilever length increases stress levels on peri-implant bones, prosthetic screws, abutments, and titanium frameworks. Gumrukcu et al. [23] reported that tilting the posterior implants leads to higher stress values in

comparison to vertical implants, and if possible, sinus augmentation should be the first choice for treatment with the placement of vertical implants. However, in the present study, the condition of maxillary anterior area atrophy was simulated, which meant that augmentation

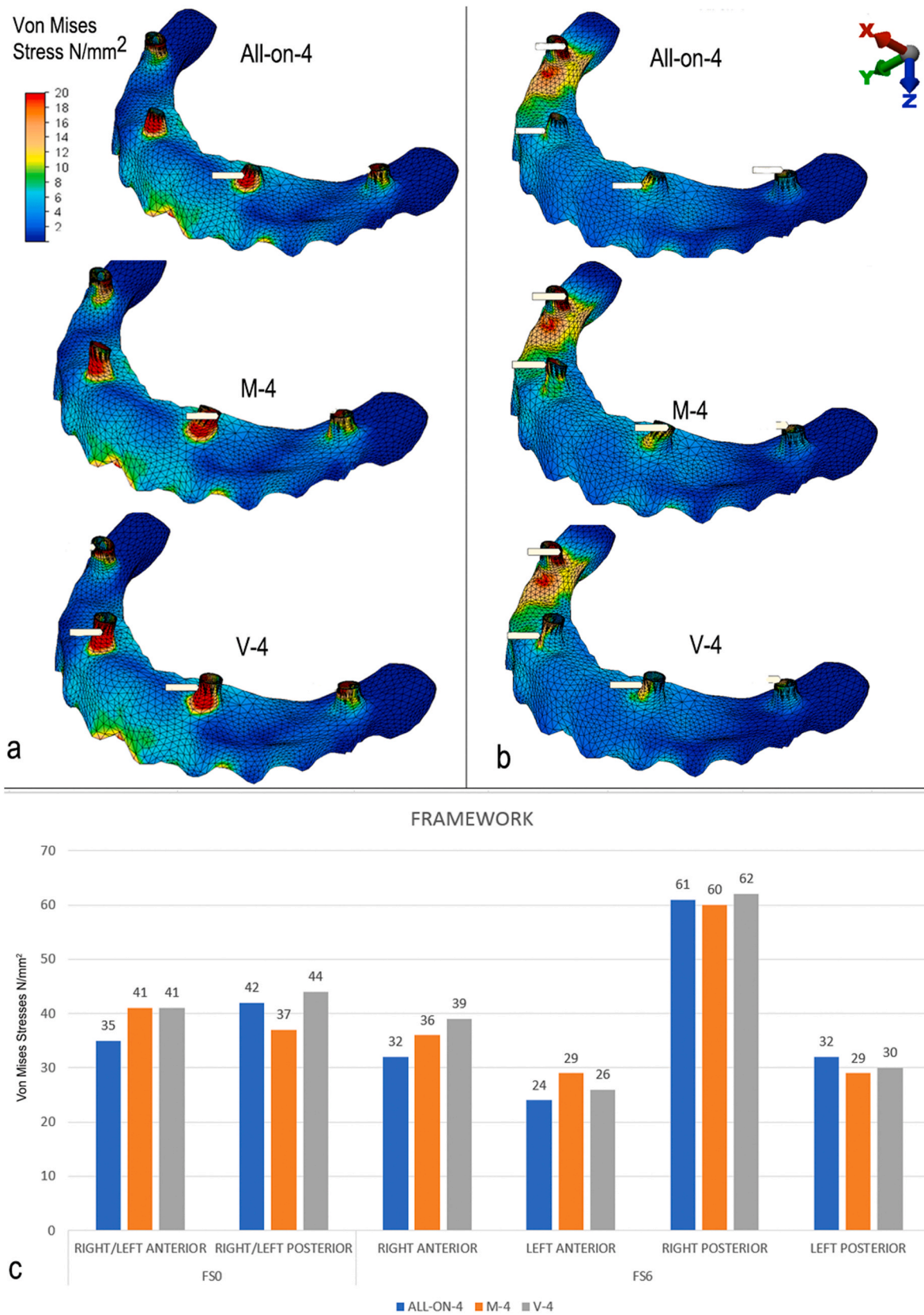


Fig. 7. a. Distribution of VM stresses on framework under FS0 loads, b. Distribution of VM stresses on framework under FS6 loads, c. VM stress values (N/mm²) on framework.

was not possible because of nasal fossa and esthetic concerns related to the high smile line.

Jensen and Adams [2] reported that the M-4 technique may actually have a higher biomechanical advantage than the standard All-on-4 configuration and that the M-4 configuration is an option for clinicians to gain implant stability without subjecting patients to additional surgery, the cost of reconstruction with bone grafts and multiple implants, and the unpredictable prognosis of using short implants without grafting. It has been suggested that the M-4 configuration should be applied to maxillae when there is adequate bone mass posterior to the nasal cavity, and the V-4 configuration should be applied when the anteroposterior bone mass is insufficient and confined to the inter-canine region [17]. Although no great differences in stress values were detected among the analyzed configurations in the present study, the M-4 and V-4 techniques demonstrated slightly lower stresses than the standard All-on-4 concept when the Pmax and Pmin stresses in the peri-implant bone and von Mises stresses in the implants were evaluated. Therefore, the All-on-4 variations with inclined anterior implants (M-4 and V-4) can be considered advantageous due to the placement of longer implants when primary stability is of concern.

Primary stability is the most important clinical goal to achieve, especially when immediate loading protocols are applied. Several studies reported that increasing the implant length is an important process that also increases the dental implant's primary stability [24, 25]. Although many studies [26,27] have concluded that wider implants have superior biomechanical stress distribution, longer implants have better primary stability. Furthermore, in the case of possible crestal bone resorption, the biomechanical advantage of a long implant should be considered [27].

The current study simulated clinical conditions as accurately as possible; however, 3D finite element studies have some limitations to simplify the analysis, regarding the bone type, boundary conditions, osseointegration level, and amount and direction of forces. Since the aim of this study was not to report exact stress values but to compare the biomechanical behavior of different implant configurations, these limitations were the same for all three models in this study. Therefore, although the results of this finite element study may broaden the understanding of stress levels and distributions in different implant configurations, long-term clinical studies that analyze the effect of different configurations on the success rate of prosthetic components and implants would be beneficial.

5. Conclusion

According to the present study's findings, although there were no considerable differences among the models, the All-on-4 variations with inclined and longer anterior implants demonstrated slightly lower stress levels than the standard All-on-4 model, especially when bone and implants were evaluated. Therefore, within this study's limitations, the authors suggest that the M-4 and V-4 configurations can be used in cases of severely atrophied anterior maxillae to provide better primary stabilization with longer implants when immediate loading is considered.

Declaration of competing interest

The authors declare that they have no competing interests.

Acknowledgements

This study was funded by Near East University Research Projects.

References

- [1] P. Maló, B. Rangert, M. Nobre, "All-on-four" immediate-function concept with brånemark system® implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study, *Clin. Implant Dent. Relat. Res.* 5 (2003) 2–9, <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2003.tb00010.x>.
- [2] O.T. Jensen, M.W. Adams, The maxillary M-4: a technical and biomechanical note for all-on-4 management of severe maxillary atrophy—report of 3 cases, *J. Oral Maxillofac. Surg.* 67 (2009) 1739–1744, <https://doi.org/10.1016/j.joms.2009.03.067>.
- [3] O.T. Jensen, M.W. Adams, J.R. Cottam, S.M. Parel, W.R. Phillips, The all-on-4 shelf: maxilla, *J. Oral Maxillofac. Surg.* 68 (2010) 2520–2527, <https://doi.org/10.1016/j.joms.2010.05.082>.
- [4] O.T. Jensen, M.W. Adams, C. Butura, D.F. Galindo, 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, *J. Prosthet. Dent* 114 (2015) 810–817, <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.11.018>.
- [5] S. Trivedi, Finite element analysis: a boon to dentistry, *J. Oral Biol. Craniofacial Res.* 4 (2014) 200–203, <https://doi.org/10.1016/j.jobcr.2014.11.008>.
- [6] O. Ozan, S. Kurtulmus-Yilmaz, Biomechanical comparison of different implant inclinations and cantilever lengths in all-on-4 treatment concept by three-dimensional finite element analysis, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 33 (2018) 64–71, <https://doi.org/10.11607/jomi.6201>.
- [7] T. Liu, Z. Mu, T. Yu, C. Wang, Y. Huang, Biomechanical comparison of implant inclinations and load times with the all-on-4 treatment concept: a three-dimensional finite element analysis, *Comput. Methods Biomech. Biomed. Eng.* 22 (2019) 585–594, <https://doi.org/10.1080/10255842.2019.1572120>.
- [8] O. Ozan, S. Ramoglu, Effect of implant height differences on different attachment types and peri-implant bone in mandibular two-implant overdentures: 3D finite element study, *J. Oral Implantol.* 41 (2015) e50–e59, <https://doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-13-00239>.
- [9] G. Sannino, All-on-4 concept: a 3-dimensional finite element analysis, *J. Oral Implantol.* 41 (2015) 163–171, <https://doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-12-00312>.
- [10] N. Türker, U.S. Büyükkaplan, S.J. Sadowsky, M.M. Özarslan, Finite element stress analysis of applied forces to implants and supporting tissues using the "all-on-four" concept with different occlusal schemes, *J. Prosthodont.* 28 (2018), <https://doi.org/10.1111/jopr.13004>.
- [11] T. Takahashi, I. Shimamura, K. Sakurai, Influence of number and inclination angle of implants on stress distribution in mandibular cortical bone with All-on-4 Concept, *J. Prosthodont. Res.* 54 (2010) 179–184, <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2010.04.004>.
- [12] F. Lofaj, J. Kucera, D. Németh, J. Minčík, Optimization of tilted implant geometry for stress reduction in all-on-4 treatment concept: finite element analysis study, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 33 (2018) 1287–1295, <https://doi.org/10.11607/jomi.6371>.
- [13] P.I. Brånemark, B. Svensson, D. Van Steenberghe, Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Brånemark in full edentulous, *Clin. Oral Implants Res.* 6 (1995) 227–231, <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.1995.060405.x>.
- [14] G.O. Gallucci, D. Morton, H.-P. Weber, Loading protocols for dental implants in edentulous patients, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 24 (Suppl) (2009) 132–146.
- [15] O.T. Jensen, M.W. Adams, All-on-4 treatment of highly atrophic mandible with mandibular V-4: report of 2 cases, *J. Oral Maxillofac. Surg.* 67 (2009) 1503–1509, <https://doi.org/10.1016/j.joms.2009.03.031>.
- [16] O.T. Jensen, M.W. Adams, E. Smith, Secondary stabilization of maxillary M-4 treatment with unstable implants for immediate function: biomechanical considerations and report of 10 cases after 1 Year in function, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 29 (2014), <https://doi.org/10.11607/jomi.te59.e232-e240>.
- [17] O.T. Jensen, J.L. Ringeman, M.W. Adams, N. Gregory, Reduced arch length as a factor for 4-implant immediate function in the maxilla: a technical note and report of 39 patients followed for 5 years, *J. Oral Maxillofac. Surg.* 74 (2016) 2379–2384, <https://doi.org/10.1016/j.joms.2016.08.002>.
- [18] A. Ayali, E. Erkmen, Biomechanical evaluation of different plating methods used in mandibular angle fractures with 3-dimensional finite element analysis: favorable fractures, *J. Oral Maxillofac. Surg.* 75 (2017), <https://doi.org/10.1016/j.joms.2017.02.028>.
- [19] G. Dimililer, S. Küçük Kurt, S. Cetiner, Biomechanical effects of implant number and diameter on stress distributions in maxillary implant-supported overdentures, *J. Prosthet. Dent* 119 (2018) 244–249, <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.03.016>, e6.
- [20] A. Ayali, E. Erkmen, Three-Dimensional finite element analysis of different plating techniques for unfavorable mandibular angle fractures, *J. Craniofac. Surg.* 29 (2018), <https://doi.org/10.1097/SCS.0000000000004327>.
- [21] A.P. Usher, *A history of mechanical inventions. A Hist. Mech. Invent., Harvard University Press, 1988, p. 94.*
- [22] E. Bedrossian, E. Bedrossian, Treatment planning the edentulous mandible. Review of biomechanical and clinical considerations: an update, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 34 (2019), <https://doi.org/10.11607/jomi.7196.e33-e41>.
- [23] Z. Gümrükçü, Y.T. Korkmaz, F.M. Korkmaz, Biomechanical evaluation of implant-supported prosthesis with various tilting implant angles and bone types in atrophic maxilla: a finite element study, *Comput. Biol. Med.* 86 (2017) 47–54, <https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2017.04.015>.
- [24] A.B. Bataineh, A.M. Al-dakes, The influence of length of implant on primary stability: an in vitro study using resonance frequency analysis, *J. Clin. Exp. Dent.* 9 (2017), <https://doi.org/10.4317/jced.53302.e1-e6>.

- [25] H. Barikani, S. Rashtak, S. Akbari, S. Badri, N. Daneshparvar, A. Rokn, The effect of implant length and diameter on the primary stability in different bone types, *J. Dent.* 10 (2013) 449–455.
- [26] A. Ayali, K. Bilginaylar, Evaluating the biomechanical effects of implant diameter in case of facial trauma to an edentulous atrophic mandible: a 3D finite element analysis, *Head Face Med.* 13 (2017) 5, <https://doi.org/10.1186/s13005-017-0139-z>.
- [27] E. Şeker, M. Ulusoy, O. Ozan, D.Ö. Doğan, B.K. Şeker, Biomechanical effects of different fixed partial denture designs planned on bicortically anchored short, graft-supported long, or 45-degree-inclined long implants in the posterior maxilla: a three-dimensional finite element analysis, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 29 (2014), <https://doi.org/10.11607/jomi.3264> e1–e9.

ÖZGEÇMİŞ

Adı	Mazen	Soyadı	Altagar
Doğum Yeri	KSA-Riyad,Suudi Arabistan	Doğum Tarihi	26.04.1986
Uyruğu	Suriye	Tel	0542887871
E-mail	mazendentist1@yahoo.com		

Eğitim Düzeyi	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Doktora/Uzmanlık	YDÜ Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı	2020
Yüksek Lisans	-	-
Lisans	University of Kalamoun, Suriye	2011
Lise	Badr School, Suudi Arabistan	2004

İş Deneyimi

Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
-		

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*
İngilizce	iyi	Orta	Orta
Arabic	Çok iyi	Çok iyi	Çok iyi

Yabancı Dil Sınav Notu #								
YDS	ÜDS	IELTS	TOEFL IBT	TOEFL PBT	TOEFL CBT	FCE	CAE	CPE
-	-	-	-	-	-	-	-	-

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
ALES Puanı	-	-	-
(Diğer) Puanı	-	-	-

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Microsoft Word, Powerpoint, Excel	İyi

*Çok iyi, İyi, Orta, Zayıf olarak değerlendiriniz.

EK : Diğer Bilimsel faaliyetler (yayın, kongre bildirisi vs.)

SCI kapsamında taranan dergilerde yayınlanmış makale:

- Ayali A, Altagar M, Ozan O, Kurtulmus-Yilmaz S. 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. 2020 Aug 1;123:103880.