



YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**All-on-4 Tekniği İle Uygulanan Hibrit Protetik Restorasyonlarda Farklı Karşıt
Ark Materyalinin Etkisinin Değerlendirilmesi**

DOKTORA TEZİ

Feras HAROUN

LEFKOŐA

Kasım, 2021



YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**All-on-4 Tekniği İle Uygulanan Hibrit Protetik Restorasyonlarda Farklı Karşıt
Ark Materyalinin Etkisinin Değerlendirilmesi**

DOKTORA TEZİ



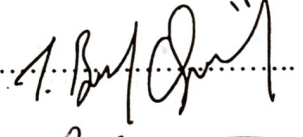


Feras HAROUN

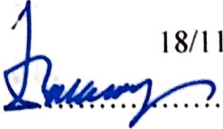
Tez DanıŐmanı
Prof. Dr. OĞuz OZAN

LEFKOŐA
Kasım, 2021

Onay

Feras Haroun tarafından hazırlanan “**All-on-4 Tekniği İle Uygulanan Hibrit Protetik Restorasyonlarda Farklı Karşıt Ark Materyalinin Etkisinin Değerlendirilmesi**” başlıklı tez, kapsam ve nitelik açısından kalite standartlarına uygunluğu ile ilgili Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında Doktora Tezi olarak 18.11.2021 tarihinde kabul edilmiştir. Tez savunması online (çevrim içi) yapılmıştır. Jüri üyeleri onaylarını sözlü olarak vermişlerdir. Tüm süreç kaydedilmiştir.

Jüri Üyeleri	Adı – Soyadı	İmza
Jüri Başkanı:	Prof. Dr. M. Mutahhar ULUSOY	
Jüri Üyesi:	Prof. Dr. Hakan AKIN	
Jüri Üyesi:	Prof. Dr. Tuncer Burak ÖZÇELİK	
Jüri Üyesi:	Prof. Dr. Sevcan KURTULMUŞ-YILMAZ	
Danışman:	Prof. Dr. Oğuz OZAN	
Anabilim Dalı Başkanı Onayı		

 18/11/2021

Prof. Dr. M. Mutahhar Ulusuoy
Anabilim/Anasanat Dalı Başkanı

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Onayı

/ / 2021

Prof. Dr. Kemal Hüsnü Can Başer
Enstitü Müdürü

Etik İkelere Uygunluk Beyanı

Bu tezin içinde sunduğum verileri, bilgileri ve belgeleri akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi; tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu; çalışmada bana ait olmayan tüm veri, düşünce, sonuç ve bilgilere bilimsel etik kurallar gereği olarak eksiksiz şekilde uygun atıf yaptığımı ve kaynak göstererek belirttiğimi beyan ederim.

Feras Haroun

18/11/2021

Teşekkür

Doktora eğitimim boyunca hem diş hekimliğine hem de hayata dair engin ve kıymetli tecrübelerini benimle paylaşan, insani ve ahlaki değerlerini hep örnek aldığım, yardımlarını bir an bile benden esirgemeyen, mesleğe dair ufkumu genişleten, saygıdeğer hocam ve tez danışmanım Prof. Dr Oğuz Ozan'a sonsuz teşekkürlerimi ve şükranlarımı sunuyorum.

Doktora eğitimim boyunca klinik tecrübelerini benimle paylaşan, danışma ihtiyacı duyduğum her an kıymetli zamanlarını ayırıp sabırla ve ilgiyle beni dinleyen, her sorun yaşadığımda yanlarına çekinmeden gidebildiğim, güler yüzlerini ve samimiyetlerini benden asla esirgemeyen, gelecekteki mesleki hayatımda da örnek almaktan büyük gurur ve onur duyacağım kıymetli hocalarıma sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

Tez çalışmamın sorunsuz yürütülmesinde teknik desteği veren Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim dalı laboratuvarı çalışanlarına teşekkür ediyorum.

Doktora eğitimim süresince yaşadığım tüm anlarımı benimle paylaşan, zorluklarla her karşılaştığımda hep bana destek olan, sahip olduğum en kıymetli hediye dostluklarını bana veren can arkadaşlarıma destekleri ve yardımları için minnettarım.

Uzakta oldukları halde her anımda yanımdaymış gibi hissettiren, bana inançlarını hiç kaybetmeyen, zorlukların üstesinden gelebilmem için her türlü maddi ve manevi destek veren, bugünlerimin en büyük pay sahibi anneme ve rahmetli babama, hoş görülerini benden hiçbir zaman esirgemedikleri için minnettarım.

Her zaman yanımda bulunan, bana yardım eden ve hayatımı güzelleştiren Cansu Baykan'a teşekkür ediyorum

Özet

All-on-4 Tekniği İle Uygulanan Hibrit Protetik Restorasyonlarda Farklı Karşı Ark Materyalinin Etkisinin Değerlendirilmesi

Haroun, Feras

Doktora, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Kasım 2021, 126 Sayfa

Amaç: Bu çalışmanın amacı, "All-on-4" konseptini kullanarak tasarlanan farklı restoratif materyallerin değişik karşı ark materyallerine karşı gösterdiği stres dağılımını incelemektir.

Gereç ve Yöntem: Çalışmada, "All-on-4" protokolü kullanarak rehabilite edilmiş bir maksillaya değişik materyal kombinasyonuna sahip (akrilik-titanyum, titanyum-zirkonya, PEEK-zirkonya) üç ayrı daimi hibrit protez uygulaması modellenmiştir. Her modele kuvvet, dört farklı karşı ark materyali (doğal diş, seramik, implant destekli tam ark akrilik protez ve implant destekli tam seramik kron) üzerinden multi-vektörel olarak uygulanmıştır. Kortikal kemik ve spongioz kemik için maksimum stres (Pmax) ve minimum stres (Pmin) değerleri, implantlar ve protetik materyaller gibi elastik materyaller için von Mises stres değerleri elde edilmiştir.

Bulgular: Tek grup içinde, akrilik implant destekli bir protezin, tam ark implant destekli bir proteze antagonist olarak kullanılması, kortikal kemikte daha düşük maksimum (Pmax) ve minimum (Pmin) ana gerilim değerini vermiştir. Farklı gruplar arasında, alt yapı malzemesi olarak polietereeterketon maksiller protezler, diğer maksiller protezler arasında en düşük stres değerlerini göstermiştir.

Sonuç: Daha yüksek elastisite modülüne sahip olan sert malzemelerin kullanımı peri implant kemiğe daha yüksek stresler aktarabilmektedir. Bu nedenle, özellikle atrofik kemiklerde esnek malzemelerin kullanılması, daha düşük streslere neden olabilir.

Anahtar kelimeler: all-on-4, hibrit protezler, sonlu eleman analizi, implant.

Abstract

Evaluation of Stresses on Implant, Bone, and Restorative Materials Caused by Different Opposing Arch Materials in Hybrid Prosthetic Restorations Using the All-on-4 Technique

Haroun, Feras

PhD, Department of Prosthodontics

November 2021, 126 pages

Purpose: The long-term success of dental implants is greatly influenced by the use of appropriate materials while applying the "All-on-4" concept in the edentulous jaw. This study aims to evaluate the stress distribution in the "All-on-4" prosthesis across different material combinations using three-dimensional finite element analysis (FEA) and to evaluate which opposing arch material has destructive effects on which prosthetic material while offering certain recommendations to clinicians accordingly.

Material and methods: Acrylic and ceramic-based hybrid prosthesis have been modelled on a rehabilitated maxilla using the "All-on-4" protocol. Using different materials and different supports in the opposing arch (natural tooth, and implant/ceramic, and acrylic), a multi-vectorial load has been applied. To measure stresses in bone, maximum and minimum principal stress values were calculated, while Von Mises stress values were obtained for prosthetic materials.

Results: Within a single group, the use of an acrylic implant supported prosthesis as an antagonist to a full arch implant supported prosthesis yielded lower maximum (Pmax) and minimum (Pmin) principal stresses in cortical bone. Between different groups, maxillary prosthesis with polyetheretherketone as framework material showed the lowest stress values among other maxillary prostheses.

Conclusions: The use of rigid materials with higher modulus of elasticity may transfer higher stresses to the peri implant bone. Thus, the use of more flexible materials such as acrylic could result in lower stresses especially in atrophic bones.

Keywords: all-on-4, hybrid Prosthesis, finite element analysis, implant.

İçindekiler

Onay	I
Etik İlkeler Uygunluk Beyanı	II
Teşekkür	III
Özet	IV
Abstract	V
İçindekiler	VII
Tablolar Listesi	X
Şekiller Listesi	XI
Kısaltmalar.....	XVII

BÖLÜM I

Giriş	1
Problem Durumu	1
Araştırmanın amacı	3
Araştırmanın Önemi	3
Sınırlılıklar	4

BÖLÜM II

Kavramsal Temeller	5
Çiğneme Sistemi	5
Isırma Gücü ve Etkili Faktörleri	6
Oral İmplantoloji	8
Oral implantolojiye giriş	8
İmplant destekli protezlerin sınıflandırılması	8
İmplant destekli protezlerde retansiyon	9
Vida tutuculu protez	10
Siman tutuculu protez	10
İmplantolojide genel biyomekanik kavramlar	11
İmplantla ilgili faktörler ve biyomekanik üzerindeki etkileri	13
Yüzey özellikleri	13

İmplant uzunluğu ve çapı	14
İmplant şekli	14
Hibrit Protezler	15
“All-on-4” konsepti	15
“All-on-4” tedavi konseptini uygularken dikkat edilmesi gereken endikasyonlar ve genel değerlendirmeler	16
“All-on-4” Konseptinin kontrendikasyonları	16
“All-on-4” konseptinin avantajları	17
“All-on-4” konseptinin dezavantajları	17
“All-on-4” tekniğinde kullanılan hibrit protez materyalleri ve üretim teknikleri	17
“All-on-4” tedavi kavramı varyasyonları	21
“All-on-4” zigomatik implant ile	21
“All-on-4” “V-4”	21
“All-on-4” “M-4” (All-on-4 Raf: Maksilla)	22
“All-on-4” Trans-sinüs	22
“All-on-4” tekniğinin biyomekaniği	23
Oklüzal düzenler, ark şekli ve implant pozisyonu	23
Kantilever uzunluğu	24
All-on-4 tekniğinde implant uzunluğu ve çapı seçimi	25
İmplant splintleme ve karşıt ark stabilizasyonu	26
Bikortikal fiksasyon	27
Stres Analiz Yöntemleri	28
Gerilim ölçer stres analiz yöntemi	28
Fotoelastik stres analiz yöntemi	29
Dijital görüntü korelasyonu yöntemi (Digital image correlation)	29
Sonlu eleman stres analiz (SESA) yöntemi	30
SESA yönteminin avantajları	32
SESA dezavantajları ve kısıtlamaları	33

BÖLÜM III

Yöntem	34
Araştırmanın Ana Modelinin Hazırlanması	35

Çalışma Grupları	36
Yükleme	40

BÖLÜM IV

Bulgular ve Yorumlar	43
Peri-implant Kemikteki Bulguları	43
Kortikal kemik	43
Kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (Maximum Principal Stress: σ_{max})	43
Kortikal kemikte oluşan basma stresleri (Minimum Principal Stress: σ_{min})	46
Spongioz kemik	50
Spongioz kemikte oluşan çekme stresleri (Maximum Principal Stress: σ_{max})	50
Spongioz kemikte oluşan basma stresleri (Minimum Principal Stress: σ_{min})	53
İmplantlar Üzerinde Görülen Von Mises Bulguları (σ_M)	56
Abutmentlar Üzerinde Görülen Von Mises Bulguları (σ_M)	59
Alt Yapılar Üzerinde Görülen Von Mises Bulguları (σ_M)	62

BÖLÜM V

Tartışma	65
----------------	----

BÖLÜM VI

Sonuç ve Öneriler	76
Sonuç	76
Öneriler	76
Kaynakça	77
Ekler	104
Ek 1. İntihal Raporu	104
Özgeçmiş	105

Tablolar Listesi

Tablo 1. Siman Tutuculu ve vida tutuculu protezlerin avantajları	11
Tablo 2. İki ve üç boyutlu SESA modelin avantajları.	31
Tablo 3. Materyallerin özellikleri	35
Tablo 4. Maksiller ve mandibular SESA modeller.....	37
Tablo 5. Beş sıkma görevinden sorumlu çiğneme kaslarına tahsis edilen düğüm sayısı ve ağırlık faktörü.....	41

Şekiller Listesi

	Sayfa
Şekil 1. Kuvvetin Komponentleri	13
Şekil 2. Alveolar kemiğin doğru bir şekilde redükte edilmesi, implantları yerleştirmek için yeni bir alveolar düzlemi oluşturur.	22
Şekil 3. Grup 1, çalışmada kullanılan modeller. Üst çenede: Titanyum bar üzerine akrilik estetik materyal. Alt: çenede doğal diş (1.1), tam seramik kron (1.2), akrilik all-on-4 (1.3) ve implant destekli tam seramik kron (1.4).	38
Şekil 4. Grup 2, çalışmada kullanılan modeller. Üst çenede: Altyapı titanyumdan, diş eti kompozit rezinden, zirkonya altyapılı seramik üst yapı (Toronto köprüsü). Alt çenede: doğal diş (2.1), tam seramik kron (2.2), akrilik all-on-4 (2.3) ve implant destekli tam seramik kron (2.4).	39
Şekil 5. Grup 3, çalışmada kullanılan modeller. Altyapı PEEK malzemeden, diş eti kompozit rezinden, zirkonya altyapılı seramik üst yapı (Toronto köprüsü). Alt çenede: doğal diş (3.1), tam seramik kron (3.2), akrilik all-on-4 (3.3) ve implant destekli tam seramik kron (3.4).	40
Şekil 6. Sol birinci molar bölgenin ortasında gıda maddesini simüle eden oklüzal yük.	41
Şekil 7. Analizde kullanılan sınır koşulları ve kuvvet yönleri.	42
Şekil 8. Kortikal kemik üzerindeki maksimum ana gerilimler.	43
Şekil 9. Grup 1 için kortikal kemikte pmax stres dağılımı (N/mm ²), titanyum bar üzerine akrilik estetik materyal. (A) Model 1.1, karşıt doğal diş. (B) Model 1.2, karşıt diş destekli tam	44

Seramik Kron. (C) Model 1.3, Karşıt Akrilik All-On-4. (D) Model 1.4, Karşıt İmplant Destekli Tam Seramik Kron.

- Şekil 10.** Grup 2 İçin Kortikal Kemikte Pmax Stres Dağılımı (N/mm²), Altyapı Titanyumdan, Diş Eti Kompozit Rezinden, Zirkonya Altyapılı Seramik Üst Yapı (Toronto Köprüsü). (A) Model 2.1, Karşıt Doğal Diş. (B) Model 2.2, Karşıt Diş Destekli Tam Seramik Kron. (C) Model 2.3, Karşıt Akrilik All-On-4. (D) Model 2.4, Karşıt İmplant Destekli Tam Seramik Kron. 45
- Şekil 11.** Grup 3 İçin Kortikal Kemikte Pmax Stres Dağılımı (N/mm²), Altyapı PEEK Malzemededen, Diş Eti Kompozit Rezinden, Zirkonya Altyapılı Seramik Üst Yapı (Toronto Köprüsü). (A) Model 3.1, Karşıt Doğal Diş. (B) Model 3.2, Karşıt Diş Destekli Tam Seramik Kron. (C) Model 3.3, Karşıt Akrilik All-On-4. (D) Model 3.4, Karşıt İmplant Destekli Tam Seramik Kron. 46
- Şekil 12.** Kortikal Kemik Üzerindeki Minimum Ana Gerilimler (N/mm²). 46
- Şekil 13.** Grup 1 İçin Kortikal Kemikte Pmin Stres Dağılımı (N/mm²), Titanyum Bar Üzerine Akrilik Estetik Materyal. (A) Model 1.1, Karşıt Doğal Diş. (B) Model 1.2, Karşıt Diş Destekli Tam Seramik Kron. (C) Model 1.3, Karşıt Akrilik All-On-4. (D) Model 1.4, Karşıt İmplant Destekli Tam Seramik Kron. 47
- Şekil 14.** Grup 2 İçin Kortikal Kemikte Pmin Stres Dağılımı (N/mm²), Altyapı Titanyumdan, Diş Eti Kompozit Rezinden, Zirkonya Altyapılı Seramik Üst Yapı (Toronto Köprüsü). (A) Model 2.1, Karşıt Doğal Diş. (B) Model 2.2, Karşıt Diş Destekli Tam Seramik Kron. (C) Model 2.3, Karşıt Akrilik All-On-4. (D) Model 2.4, Karşıt İmplant Destekli Tam Seramik Kron. 48
- Şekil 15.** Grup 3 İçin Kortikal Kemikte Pmin Stres Dağılımı (N/mm²), Altyapı PEEK Malzemededen, Diş Eti Kompozit Rezinden, Zirkonya Altyapılı Seramik Üst Yapı (Toronto Köprüsü). (A) 49

Model 3.1, Karşıt Doğal Diş. (B) Model 3.2, Karşıt Diş Destekli Tam Seramik Kron. (C) Model 3.3, Karşıt Akrilik All-On-4. (D) Model 3.4, Karşıt İmplant Destekli Tam Seramik Kron.

Şekil 16. Spongioz Kemik Üzerindeki Maksimum Ana Gerilimler (N/mm²). 50

Şekil 17. Grup 1 İçin Spongioz Kemikte Pmax Stres Dağılımı (N/mm²), Titanyum Bar Üzerine Akrilik Estetik Materyal. (A) Model 1.1, Karşıt Doğal Diş. (B) Model 1.2, Karşıt Diş Destekli Tam Seramik Kron. (C) Model 1.3, Karşıt Akrilik All-On-4. (D) Model 1.4, Karşıt İmplant Destekli Tam Seramik Kron. 51

Şekil 18. Grup 2 İçin Spongioz Kemikte Pmax Stres Dağılımı (N/mm²), Altyapı Titanyumdan, Diş Eti Kompozit Rezinden, Zirkonya Altyapılı Seramik Üst Yapı (Toronto Köprüsü). (A) Model 2.1, Karşıt Doğal Diş. (B) Model 2.2, Karşıt Diş Destekli Tam Seramik Kron. (C) Model 2.3, Karşıt Akrilik All-On-4. (D) Model 2.4, Karşıt İmplant Destekli Tam Seramik Kron. 52

Şekil 19. Grup 3 İçin Spongioz Kemikte Pmax Stres Dağılımı (N/mm²), Altyapı PEEK Malzemedan, Diş Eti Kompozit Rezinden, Zirkonya Altyapılı Seramik Üst Yapı (Toronto Köprüsü). (A) Model 3.1, Karşıt Doğal Diş. (B) Model 3.2, Karşıt Diş Destekli Tam Seramik Kron. (C) Model 3.3, Karşıt Akrilik All-On-4. (D) Model 3.4, Karşıt İmplant Destekli Tam Seramik Kron. 53

Şekil 20. Spongioz Kemik Üzerindeki Minimum Ana Gerilimler (N/mm²). 53

Şekil 21. Grup 1 İçin Spongioz Kemikte Pmin Stres Dağılımı (N/mm²), Titanyum Bar Üzerine Akrilik Estetik Materyal. (A) Model 1.1, Karşıt Doğal Diş. (B) Model 1.2, Karşıt Diş Destekli Tam Seramik Kron. (C) Model 1.3, Karşıt Akrilik All-On-4. (D) Model 1.4, Karşıt İmplant Destekli Tam Seramik Kron. 54

- Şekil 22.** Grup 2 İçin Spongioz Kemikte Pmin Stres Dağılımı (N/mm²), Altyapı Titanyumdan, Diş Eti Kompozit Rezinden, Zirkonya Altyapılı Seramik Üst Yapı (Toronto Köprüsü). (A) Model 2.1, Karşıt Doğal Diş. (B) Model 2.2, Karşıt Diş Destekli Tam Seramik Kron. (C) Model 2.3, Karşıt Akrilik All-On-4. (D) Model 2.4, Karşıt İmplant Destekli Tam Seramik Kron. 55
- Şekil 23.** Grup 3 İçin Spongioz Kemikte Pmin Stres Dağılımı (N/mm²), Altyapı PEEK Malzemededen, Diş Eti Kompozit Rezinden, Zirkonya Altyapılı Seramik Üst Yapı (Toronto Köprüsü). (A) Model 3.1, Karşıt Doğal Diş. (B) Model 3.2, Karşıt Diş Destekli Tam Seramik Kron. (C) Model 3.3, Karşıt Akrilik All-On-4. (D) Model 3.4, Karşıt İmplant Destekli Tam Seramik Kron. 56
- Şekil 24.** İmplantlarda Oluşan Von Mises Stres Değerleri. 56
- Şekil 25.** Grup 1 İçin İmplant Von Mises Stres Dağılımı (N/mm²), Titanyum Bar Üzerine Akrilik Estetik Materyal. (A) Model 1.1, Karşıt Doğal Diş. (B) Model 1.2, Karşıt Diş Destekli Tam Seramik Kron. (C) Model 1.3, Karşıt Akrilik All-On-4. (D) Model 1.4, Karşıt İmp Destekli Tam Seramik Kron. 57
- Şekil 26.** Grup 2 İçin İmplant Von Mises Stres Dağılımı (N/mm²), Altyapı Titanyumdan, Diş Eti Kompozit Rezinden, Zirkonya Altyapılı Seramik Üst Yapı (Toronto Köprüsü). (A) Model 2.1, Karşıt Doğal Diş. (B) Model 2.2, Karşıt Diş Destekli Tam Seramik Kron. (C) Model 2.3, Karşıt Akrilik All-On-4. (D) Model 2.4, Karşıt İmplant Destekli Tam Seramik Kron 58
- Şekil 27.** Grup 3 İçin İmplant Von Mises Stres Dağılımı (N/mm²), Altyapı PEEK Malzemededen, Diş Eti Kompozit Rezinden, Zirkonya Altyapılı Seramik Üst Yapı (Toronto Köprüsü). (A) Model 3.1, Karşıt Doğal Diş. (B) Model 3.2, Karşıt Diş Destekli Tam Seramik Kron. (C) Model 3.3, Karşıt Akrilik All-On-4. (D) Model 3.4, Karşıt İmplant Destekli Tam Seramik Kron. 58

- Şekil 28.** Abutmentlarda Oluşan Von Mises Stres Değerleri. 59
- Şekil 29.** Grup 1 İçin Abutment Von Mises Stres Dağılımı (N/mm²),
Titanyum Bar Üzerine Akrilik Estetik Materyal. (A) Model 1.1,
Karşıt Doğal Diş. (B) Model 1.2, Karşıt Diş Destekli Tam
Seramik Kron. (C) Model 1.3, Karşıt Akrilik All-On-4. (D) Model
1.4, Karşıt İmplant Destekli Tam Seramik Kron. 60
- Şekil 30.** Grup 2 İçin Abutment Von Mises Stres Dağılımı (N/mm²),
Altyapı Titanyumdan, Diş Eti Kompozit Rezinden, Zirkonya
Altyapılı Seramik Üst Yapı (Toronto Köprüsü). (A) Model 2.1,
Karşıt Doğal Diş. (B) Model 2.2, Karşıt Diş Destekli Tam
Seramik Kron. (C) Model 2.3, Karşıt Diş Destekli Tam Seramik
Kron. (D) Model 2.4, Karşıt İmplant Destekli Tam Seramik Kron. 60
- Şekil 31.** Grup 3 İçin Abutment Von Mises Stres Dağılımı (N/mm²),
Altyapı PEEK Malzemedden, Diş Eti Kompozit Rezinden,
Zirkonya Altyapılı Seramik Üst Yapı (Toronto Köprüsü). (A)
Model 3.1, Karşıt Doğal Diş. (B) Model 3.2, Karşıt Diş Destekli
Tam Seramik Kron. (C) Model 3.3, Karşıt Akrilik All-On-4. (D)
Model 3.4, Karşıt İmplant Destekli Tam Seramik Kron. 61
- Şekil 32.** Altyapılarda Oluşan Von Mises Stres Değerleri. 62
- Şekil 33.** Grup 1 için alt yapı Von Mises stres dağılımı (N/mm²),
Titanyum bar üzerine akrilik estetik materyal. (A) Model 1.1,
karşıt doğal diş. (B) Model 1.2, karşıt diş destekli tam seramik
kron. (C) Model 1.3, karşıt akrilik All-on-4. (D) Model 1.4, karşıt
implant destekli tam seramik kron. 63
- Şekil 34.** Grup 2 İçin Alt Yapı Von Mises Stres Dağılımı (N/mm²),
Altyapı Titanyumdan, Diş Eti Kompozit Rezinden, Zirkonya
Altyapılı Seramik Üst Yapı (Toronto Köprüsü). (A) Model 2.1,
Karşıt Doğal Diş. (B) Model 2.2, Karşıt Diş Destekli Tam 63

Seramik Kron. (C) Model 2.3, Karşıt Akrilik All-On-4. (D) Model 2.4, Karşıt İmplant Destekli Tam Seramik Kron.

Şekil 35. Grup 3 İçin Alt Yapı Von Mises Stres Dağılımı (N/mm²), Altyapı PEEK Malzemedden, Diş Eti Kompozit Rezinden, Zirkonya Altyapılı Seramik Üst Yapı (Toronto Köprüsü). (A) Model 3.1, Karşıt Doğal Diş. (B) Model 3.2, Karşıt Diş Destekli Tam Seramik Kron. (C) Model 3.3, Karşıt Akrilik All-On-4. (D) Model 3.4, Karşıt İmplant Destekli Tam Seramik Kron.

Kısaltmalar

%	Yüzdelik (Percentage)
°	Derece (Degree)
Au	Altın (Gold)
Ag	Gümüş (Silver)
CAD-CAM	Bilgisayar destekli tasarım-bilgisayar destekli üretim (<i>Computer aided design-Computer aided manufacturing</i>)
Co-Cr	Kobalt-krom (Cobalt-chromium)
GPa	GigaPascal
mm	Milimetre (Millimetre)
N	Newton
N/mm²	Newton/milimetrekaire (Newton/Millimetre Square)
Ni-Cr	nikel-krom (Nickel-chromium)
Pd	Paladyum (Palladium)
PEEK	Polieter eter keton (Polyether ether ketone)
P_{max} (σ_{max})	Maksimum ana gerilim (Çekme) (Maximum principle stress (Tensile))
P_{min} (σ_{min})	Minimum ana gerilim (Basma) (Minimum principle stress (Compressive))
PMMA	Polimetil metakrilat (polymethyl methacrylate)

SESA	Sonlu Eleman Stres Analizi (<i>Finite Element Analysis</i>)
STL	<i>Standard tessellation language</i>
Ti	Titanyum (Titanium)
Zr	Zirkonyum (Zirconia)

BÖLÜM I

Giriş

Problem Durumu

Diş kaybı, kötü ağız hijyeni ve buna bağlı gelişen dental hastalıkların bir sonucu olarak meydana gelmektedir. Dişsizlikle birlikte hastaların çiğneme etkinliği kaybolmakta, konfor seviyeleri düşmekte ve bununla birlikte hastalarda genellikle yaşlı bir görünüm gelişmektedir. Uzun yıllar boyunca, bu dezavantajların üstesinden gelebilmek için, tam protezler uygun tedavi protokolü olarak hastaların kullanımına sunulmuştur. Geleneksel tam protezlerde sık karşılaşılan şikayetlerden bazıları; ağrı, stabilizasyon kaybı, retansiyon eksikliği, azalan oral propriosepsiyon ve minimum çiğneme etkinliğidir. Tam protezlerin bu mevcut dezavantajları için, ilerleyen teknoloji ve bilim yeni arayışlara yönelmiş ve değişik çözüm yolları üretilmiştir. Bu nedenle, güncel dental implantlar klinisyenlerin kullanımına sunulmuştur.

Osseointegre dental implantlar, Brånemark'ın osseointegrasyon kavramını diş hekimliğine sunmasıyla birlikte yarım asırdan daha uzun bir süre önce kliniklerde kullanılmaya başlanmıştır. Dental implantlar, doğal dişlerde olduğu gibi komplike kuvvetlere maruz kalmaktadır. Yüzey işlemine tabi tutulmuş vidalı bir makro-yapıya ve oldukça karmaşık bir mikro-yapıya sahip olan dental implantlar bu özellikleri nedeniyle doğal diş üzerinde görülenlere kıyasla çok daha karmaşık bir dizi kuvvete maruz kalabilmektedir (Babbush, & diğ., 2014; Lin, & diğ., 2018). Tüm bu karmaşık konfigürasyon ve kuvvetler nedeniyle, günümüzde temel hedef basit ve uygun maliyetli bir protetik tedavi protokolü geliştirmektir. “All-on-4” tedavi konsepti ise, dişsiz hastadaki tedavi süresini, morbidite riskini ve komplikasyon riskini azaltmaktadır. Özellikle anatomik kısıtlılıkların yaratacağı komplike protetik ve cerrahi sorunların üstesinden gelebilmek için ortaya çıkan bu protokol, günümüzde yaygınlığını iyice arttırarak sıklıkla kullanılmaya başlanmıştır (Türker, & diğ., 2018).

Dental implant tedavisinde, başarısızlıklar genel olarak erken ve geç dönem olmak üzere iki aşamada değerlendirilmektedir. Erken dönem başarısızlıklar çoğunlukla cerrahi teknikle ilişkilendirilmiş olsa da; geç dönemde görülen başarısızlıklar protez tedavisinin bitiminden sonra gözlenmiş ve temel olarak

biyomekanik komplikasyonlarla ilişkilendirilmiştir. "All-on-4" tedavi konseptinin dayandığı biyomekanik temelleri anlamak ve bu temeller doğrultusunda uygun tedavi planı sağlamak, olası geç dönem komplikasyonlarından kurtulmak için anahtar rol oynamaktadır. Böylelikle, bu tedavi konseptinin uzun dönem başarısı klinik olarak sağlanabilmektedir.

All-on-4 tedavisinin klinik açıdan başarılı sağkalımına etki eden en önemli faktörlerden biri de implant protezi oluşturan alt ve üst yapı materyallerinin doğru planlanmasıdır. Malzemenin özellikleri ve her bileşenin uzaysal geometrik konfigürasyon modeli, bir kemik-implant-protez düzeneğinde fonksiyonel yüklerin aktarımı ve stres dağılımı üzerinde önemli bir rol oynamaktadır (Geringer, & diğ., 2014). Üst yapı ve alt yapıyı oluşturan her bir parça ağız ortamında birbiriyle uyum içinde hareket etmektedir ve bu nedenle doğru kombinasyonu sağlamak önemlidir. İmplant ve üst yapı komponentlerinde meydana gelebilecek, çeşitli komplikasyonlara neden olan yüklerin niteliği ve büyüklüğü bilinmemektedir. Bu yüzden kuvvetlerin minimumda tutulması tavsiye edilmektedir. Biyomekanik eksiklikleri elimine eden, fonksiyon ve estetiği optimize eden uygun materyallerin seçilmesi önerilmektedir.

İmplant destekli sabit tam protezlerin yapımında çeşitli protez malzemeleri kullanılmaktadır ve bunların arasında en başarılı bulunan malzeme metal-akrilik olarak belirtilmiştir (Fischer & Stenberg, 2012; Papaspyridakos, & diğ., 2012). Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim CAD-CAM (*Computer Aided Designing – Computer Aided Manufacturing*) teknolojisinin ortaya çıkmasıyla birlikte, Toronto hibrit protezi, monolitik zirkonya ve porselen kaplamalı zirkonya protez dahil olmak üzere implant destekli sabit protezler için çeşitli alternatif tasarımlar mümkün hale gelmiştir. Sonuç olarak, hijyenik bakım kolaylığının yanı sıra üstün estetik ve biyomekanik sayesinde uzun vadeli prognoz elde edilmiştir (Maló, & diğ., 2012; Maló, & diğ., 2014; Al-Mazedi, & diğ., 2014; Pozzi, & diğ., 2015). Sağkalım oranı genel olarak yüksek olsa da, zirkonya alt yapıli protezlerde minör mekanik komplikasyon insidansı da yüksek olabilmektedir (Bidra, & diğ., 2017). Biyoyumluluğu ve tercih edilen fiziksel özellikleri nedeniyle son yıllarda popülerlik kazanan bir diğer malzeme ise Polieter eter ketondur (PEEK) (Zoidis, & diğ., 2016). Polimetilmetakrilatlar (PMMA) veya ışıkla sertleşen kompozit rezinler ile kaplanmış PEEK, elastik

özelliklerini koruma eğilimindedir, böylece restorasyona, diş köküne ve karşıt dişlere aktarılan kuvvetlere ek olarak restorasyona karşı oklüzal kuvvetleri azaltmaktadır (Suwannaroop, & diğ., 2011).

İmplant destekli bir protez planlanırken, ağız içi koşulları her zaman optimum şartları sağlamadığı için klinik başarı çevredeki etkenlere bağlı olarak büyük ölçüde değişebilmektedir. Bazı malzemelerin karşıt proteze iletilen stres miktarını arttırdığı bulunurken, bazı malzemelerin de daha düşük stresleri aktardığı gösterilmiştir (Vinayagavel, & diğ., 2013; Ferreira, & diğ., 2014; Ventura, & diğ., 2016; Bhering, & diğ., 2016; de Medeiros, & diğ., 2019).

Araştırmanın amacı

İmplant destekli protezlerin sağkalımı, stabilitesi ve fonksiyonu sağlaması için uygun implant ve protez materyali seçimi çok önemlidir. Diş hekimliği alanında, "All-on-4" konseptinde stres değerleri ve paternleri hakkında bazı öngörüler verebilmesi sebebiyle, sonlu elemanlar analizinin kullanımı popüler hale gelmiştir (Oh, & diğ., 2020). Üç boyutlu sonlu elemanlar analizinin kullanıldığı bu çalışmada, maksillaya uygulanan "All-on-4" protokolündeki stres dağılımını farklı malzeme kombinasyonlarında incelemek amaçlanmaktadır.

Araştırmanın Önemi

Günümüzde, artmış teknolojik gelişmelerle beraber, implant destekli uygulamaların kullanımı yaygınlaşmıştır. Özellikle kullanılan materyal seçeneklerinin çoğalması ve CAD-CAM sistemlerinin gelişmesiyle vidalı restoratif bir seçenek olan All-on-4 protezlerin tercih edilmesi popülerite kazanmıştır. Biyomekanik kavramların doğru şekilde analiz edilmesi ve kullanılmasıyla birlikte "All-on-4" tekniğinin başarı oranının artacağı düşünülmekte ve sistemin dezavantaj gibi gözükken bazı unsurlarının avantaj haline dönüştürüleceğine inanılmaktadır. Bu tez, klinisyenlere, hasta ağızında bulunan mevcut diş veya protezlere göre, doğru materyal seçimi hakkında bilgi sağlamayı amaçlamaktadır

Sınırlılıklar

- Sonlu eleman stress analizi kullanılarak analiz edilen modellerin homojen, izotropik ve lineer olduğu kabul edilebilmektedir. Ancak oral dokular daha karmaşık ve aniskobik olduğundan, sonuçları açıklarken bu kısıtlamaları dikkate almak önemlidir.
- Bu deneyler in vitro düzeyde yapılmakta ve bu nedenle, osseointegrasyonun gerçek temsili ve periodontal ligamanın işlevleri simüle edilememektedir. Klinik ortamlarda tam osseointegrasyon varsayımı mevcut olamayacağından, sonlu elemanlar analizi gerçek klinik senaryoyu tamamen taklit etmeyebilir.

BÖLÜM II

Kavramsal Temeller

Çiğneme Sistemi

Çiğneme, yiyeceklerin parçalanarak yutma fonksiyonuna hazırlanması eylemidir. Çiğneme fonksiyonu, yüksek derecede karmaşık bir nöromusküler ve sindirim aktivitesidir. Çiğneme sistemi, dişlerden, destek yapılarından, çenelerden; temporomandibular eklemden, direkt veya indirekt olarak çiğnemeye katılan kaslardan (dudak ve dil kasları dahil) ve bu dokuları besleyen vasküler ve sinir sistemlerinden oluşan fonksiyonel bir birimdir (Soboşeva, & diğ., 2005).

Ana çiğneme kasları; *masseter*, *temporalis*, *medial pterygoid* ve *lateral pterygoid* kasları ve digastrik. Digastrik kas, çene ile kafatasının dibine bağlanmaktadır. Büyük temporal kaslar fossa temporalis tabanından ve fascia temporalis'ten başlar, ortak lifler tendonunu oluşturur ve bu tendon arcus zigoamaticus'un medialinden aşağı geçip processus coronoidus'a yapışır. Masseter kasları dörtgen şeklinde, pars superficialis ve pars profunda'sı olan bir kastır. Tuberositas masseterica'da sonlanır. Medial pterygoid kasları ramus mandibula'nın iç tarafında bulunur. Pterygoid fossadan başlar, angulus mandibulae'nın iç yüzünde tuberositas pterygoidea'ya yapışır. Lateral pterygoid kasın iki kısmı vardır. İnférieur lateral pterygoid kas, lateral pterygoid platenin dış yüzeyinden başlar, geriye, yukarıya ve dışa doğru uzanarak kondil boynuna yapışır (Özcan, 2005). Çiğneme esnasında çiğneme kaslarının hareketi kişiden kişiye değişmektedir. Mandibulanın çiğneme sırasında hareket eksenini bilmek klinik diş hekimliğindeki prosedürleri büyük ölçüde etkilemektedir. Stomatognatik sistem bozukluklarının değerlendirilmesinde, çiğneme hareketlerinin gözlenmesi tanı koyma noktasında oldukça önemlidir (Soboşeva, & diğ., 2005; Xu, & diğ., 2008).

Çene hareketleri insan vücudunun en karmaşık ve eşsiz hareketleri arasında yer almaktadır. Çene kaslarını innerve eden motor nöronu olan trigeminal motor çekirdeği beyin sapının orta çizgisinde bulunmaktadır. Çeneyi açmaya ve kapatmaya yardımcı kaslar, üç boyutlu ısırma ve çiğneme kuvvetlerinin gelişmesine ve çenenin üç boyutlu hareketlerine yol açan kuvvetler oluşturmaktadır. Kas liflerinin kısalığı ve hareket

yönlerinin çeşitliliği, çiğneme dinamiklerini incelemeye veya basite indirgemeye zorluk yaratmaktadır ve bu sınırlamaların üstesinden gelmek için, 3 boyutlu animasyon programı yardımıyla mandibular hareketler simüle edilmektedir (Neeman, & diğ., 1990; Thexton, 1992; Van Eijden, & diğ., 1997; Park, & diğ., 2013). Braun vd. (1995), normal yüz görünümüne sahip bireylerde molar bölgesinde maksimum ısırma kuvvetinin yaklaşık 294 N olduğunu bildirmişlerdir. Dolichofasial özelliklere sahip bireyler iki kat daha fazla ısırma kuvveti kaydetmişlerdir (569 N).

Çiğneme, mandibular deplasmanı, açılış ve kapanış hızlarını ve çiğneme frekansını içeren ritmik bir çene açma ve kapama hareketi ile karakterize edilebilmektedir. Çene hareketleri sırasında alt kesici dişleri takip ederek, maksimum mandibular hareketler 3 boyutlu bir şekilde Posselt diyagramı üzerinden kaydedilebilmektedir. Normal bir çiğneme döngüsü üç faza ayrılabilir, bu fazlar açma, kapama ve oklüzal fazdır (Posselt, 1957; Foster, & diğ., 2006).

Isırma Gücü ve Etkili Faktörleri

Isırma kuvveti ölçümü, çene kas fonksiyonunun değerlendirilmesi ve protez performansının değerlendirilmesi için faydalı veriler sağlayabilmektedir (Koc, & diğ., 2010). Isırma kuvveti seviyesi, çene biyomekaniği ve refleks mekanizmalarıyla modifiye edilmiş çene kaslarının birleşik hareketinin bir sonucudur. Bu kuvveti ölçmek için direkt ve indirekt yöntemler kullanılmaktadır. Direkt yöntem; submaksimum kuvveti değerlendirmek için optimal iken indirekt yöntemler fizyolojik kuvvet üretimine bağlıdır (Ferrario, & diğ., 2004).

Kraniyofasiyal morfoloji, yaş, cinsiyet, dişlerin periodontal desteği, temporomandibular hastalık ve ağrı, diş durumu gibi birçok faktör ısırma kuvveti ölçümlerini etkileyebilmektedir. Ön ve arka yüz yüksekliği, mandibular eğim ve gonial açı arasındaki oranı içeren fasiyal morfolojisi de ısırma kuvveti ölçümlerini etkileyebilecek faktörler arasındadır. Birkaç çalışmada, dikey boyutu düşük insanların daha güçlü ısırma kuvveti sergileyebileceği gösterilmiştir (Bonakdarchian, & diğ., 2009; Koc, & diğ., 2010). Isırma kuvvetinin, özellikle kadınlarda yaş ile birlikte önemli ölçüde azalmakta olduğu gözlemlenmiştir. Maksimum ısırma kuvveti erkeklerde kadınlarda olduğundan daha yüksek oranda bulgulanmıştır (Braun, & diğ.,

1995; Farella, & diğ., 2003; Pereira, & diğ., 2007; Bonakdarchian, & diğ., 2009; Koc, & diğ., 2010).

Williams vd. (1987), periodontal ataçman kaybı olan kişilerin, ısırma kuvvet kontrolünün azalmasına neden olan sensörel fonksiyonlarında bozulma gösterdiğini belirtmişlerdir. Temporomandibular bozuklukların da ısırma kuvveti miktarını düşürdüğü gözlemlenmiştir. Dolgulu restorasyonlar, protezler, mevcut diş sayısı ve diş pozisyonları ısırma kuvvetinin büyüklüğünde önemli bir faktördür. Dolgulu restorasyonlar veya protetik restorasyonlar varlığının; doğal dentisyona kıyasla ısırma kuvvetlerini düşürdüğü araştırmacılar tarafından belirtilmiştir (Kampe, & diğ., 1987; Miyaura, & diğ., 2000; Zivko-Babić, & diğ., 2002; Kogawa, & diğ., 2006).

Helkimo ve Ingervall (1978) bir grup insanın ısırma ve çiğneme kuvvetlerinin büyüklüğünü kaydetmişlerdir. Kesici dişlerin ısırma kuvvetinin, molar dişlerindeki kuvvetin ortalama %40' ı iken, kesici dişlerin çiğneme kuvvetinin molar dişlerinin %47' si kadar olduğunu göstermişlerdir. Gonçalves vd. (2014), sağlıklı ve rezorbe doku alanlarında tam protez kullanan hastaların çiğneme hareketlerini değerlendiren kinesiografik bir çalışma yapmışlardır. Rezorbe krete sahip olan hastaların çiğneme sırasında azalmış çene hareketi gösterdiği sonucuna varmışlardır.

Oral İmplantoloji

Oral implantolojiye giriş

İnsanoğlu yüzyıllardan beri estetik ve fonksiyonel nedenlerden dolayı kayıp dişlerinin yerini doldurmak için çeşitli yöntemler geliştirmiştir. Bu yöntemlerden biri de dişsiz bölgenin implant ile rehabilitasyonudur. Son yıllarda diş hekimlerinin günlük uygulamaları arasında yer edinmiş dental implantlar başarılı bir şekilde kullanılmaktadır.

Diş implantları, çürük, endodontik veya periodontal patolojiler nedeniyle kaybedilen dişlerin sebep olduğu fonksiyon ve estetik kayıpların telafisi amacı ile cerrahi operasyon tekniğiyle çene kemiklerine yerleştirilerek diş kökü işlevi gören, genellikle kök veya vida formunda, çoğunlukla titanyum ve alaşımlarından üretilen parçalardır (Babbush, & diğ., 2011; Misch, 2014)

Brånemark, retansiyon ve stabilite problemleri olan mandibular protezlerin neden olduğu sorunları çözmek için, mandibulaya vida ile tutturulan metal-akrilik implant destekli sabit protetik restorasyonunu tanıtmıştır (Priest, & diğ., 2014). Sabit ve hareketli protez için osseointegre implantların kullanılması, dişsiz hastaların yaşam kalitesini arttırmaktadır. Sabit implant destekli protezler dişsiz hastaların hem fonksiyon hem de estetik beklentisini karşılamaktadır. İmplant destekli restorasyonlar konvansiyonel protezlerle karşılaştırıldığı zaman, sabit implant destekli protezlerin retansiyonunu artırarak, restorasyonların çiğneme ve konuşma işlevlerini geliştirdiği gözlemlenmiştir (Harris, & diğ., 2013).

İmplant destekli protezlerin sınıflandırılması

- Hasta tarafından takılıp çıkarılmasına göre (Sabit ve Hareketli)
- Restore edeceği dokuya göre
- Retansiyon tipine göre

Restore edeceği dokuya göre sınıflandırılması

Restore edeceği dokuya göre yapılan sınıflandırma en çok kullanılan implant sınıflandırmalarından biridir (Misch, 2014).

Sabit Protez -1

Eksik dişin anatomik kronu yerine yerleştirilen protezdir. Kemik ve yumuşak doku kaybı az olduğunda bu tip protezler endikedir. Estetik bölge olarak tabir edilen maksiller ön bölgede Sabit Protez-1 protezi tercih edilmektedir.

Sabit Protez -2

Özellikle kemiğin apikale migrasyonunun görüldüğü durumlarda, bu tür restorasyonlar hem kayıp kronu hem de kök kısmı restore edilmektedir. Kemik kaybı ve yumuşak doku kaybı nedeniyle, kron doğal dişlerden daha uzun görünmektedir.

Sabit Protez -3

Sabit protez-3 porselen veya akrilik materyal ile, eksik dişleri ve yumuşak dokunun bir kısmını restore eder. Kron yüksekliğinin alanı porselen / metal protezi, veya metal ve akrilik rezin ile bir hibrit protezin kullanımıyla telafi edilmektedir.

Hareketli Protez -4

Bu tip protez implant, dişler veya her ikisi tarafından tamamen desteklenen hareketli bir protezdir.

Hareketli Protez -5

İmplant ve yumuşak doku tarafından desteklenen çıkarılabilir bir protezdir. Bu protez tipi, maliyeti azalttığı için avantaja sahiptir.

İmplant destekli protezlerde retansiyon

İmplant üst yapıları retansiyon yöntemine göre üç ana kategoride incelenebilir (Hebel & Gajjar, 1997; Shadid & Sadaqa, 2012; Misch, 2014).

1. Vida retansiyonlu: Üst yapının retansiyonunun sağlanması için bir vida kullanılır.

2. Siman retansiyonlu: Protez veya üst yapının retansiyonunun sağlanması için siman kullanılır.
3. Ek parça ile sağlanan retansiyon: Hareketli protezi korumak için ek bir parça kullanılır.

Vida tutuculu protez

Günümüzde vida tutuculu protezler, siman tutuculu protezlerden daha çok tercih edilmektedir. Uzun dişsiz boşlukların restore edildiği kantilever tipi protezler için vida tutuculu protezler endikedir. Dişeti çekilmesi riski yüksek olan hastalarda veya yüksek diş kaybı potansiyeline sahip olan hastalarda da bu tedavi seçeneği önerilmektedir. Buna ek olarak, klinik kron boyunun kısa olduğu durumlarda ve artık simanın kaldırılmasının zor olduğu durumlarda endikedir. Herhangi bir komplikasyon meydana geldiğinde hekimin üst yapıya zarar vermeden protezi çıkarabilmesi, sulkusta siman kalma riskinin olmaması ve moment kuvvetlerinin az olması, vida tutuculu implant üstü protezlerin avantajlarından birkaç tanesidir (Hebel & Gajjar, 1997; Shadid & Sadaqa, 2012; Misch, 1999).

Siman tutuculu protez

Siman ile retansiyon sağlanan implant tedavisinde, üst-yapı ve abutment siman ile birbirine yapıştırılmaktadır. Geleneksel simanlar ve rezin simanlar implant destekli sabit protezlerin simantasyonunda daimi siman olarak kullanabilmektedir (Nejatidanesh, & diğ., 2012). İmplantın protetik olarak ideal bir konuma yerleştirilmesi zor ise, siman retansiyonu genellikle tek tedavi seçeneğidir (Wittneben, & diğ., 2017).

Tablo 1.

Siman Tutuculu Ve Vida Tutuculu Protezlerin Avantajları

Siman tutuculu protez avantajları	Vida tutuculu protez avantajları
Krestal kemik kaybının azalması	Moment kuvvetleri daha azdır
Pasif olmayan dökümün daha kolay düzeltilmesi	Artık siman riski yoktur
Yüklerin kuvvet yönünün iyileştirilmesi	Paralel olmayan implantların splintlenmesi
Geliştirilmiş Estetik	Kısa klinik kron boyu varlığında etkili retansiyon sağlanabilmektedir
Bileşenlerin kırılma riski daha azdır	Gerektiğinde restorasyonun implantlardan uzaklaştırılmasının daha kolay olması
Porselenin kırılma riski daha azdır	
Düşük maliyet	
Hasta başında daha az zaman	

İmplantolojide genel biyomekanik kavramlar

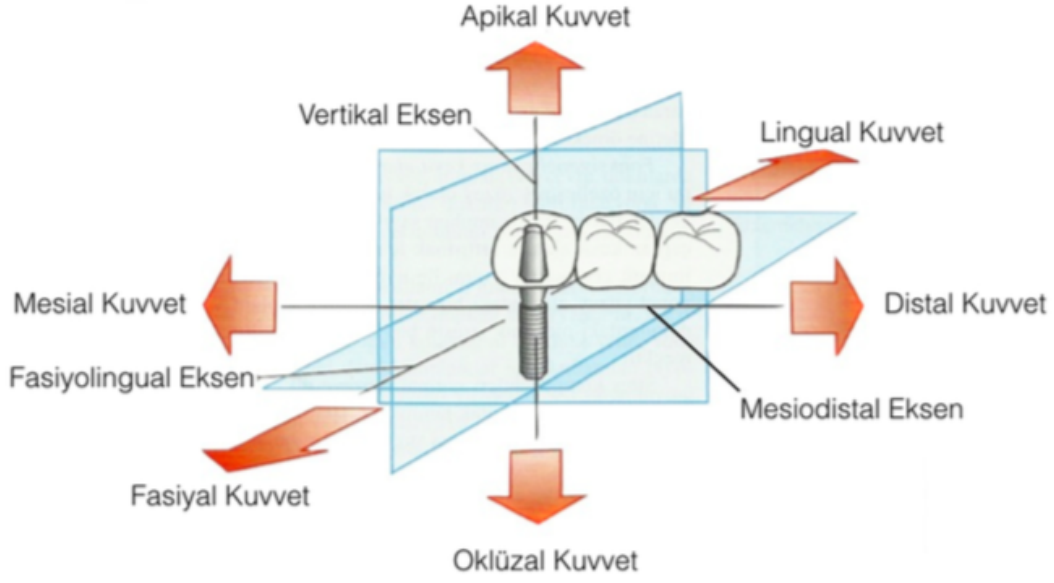
Mekanik biliminin biyolojik alanlarda kullanımı olarak tanımlanan biyomekanik kavramının ana konusunu teşhis, tedavi ve etkili olan kuvvetler oluşturmaktadır. Biyomekanik, diş hekimliğinde önemli bir rol oynamaktadır. Çünkü ağız ortamında da çiğneme sırasında biyomekanik unsurlar sergilenmektedir. Çiğneme eylemi ile implantlar/dişler üzerinde de vertikal ve transversal kuvvetler, buna bağlı olarak da moment kuvvetleri gözlenmektedir. Bu nedenle dental implantların fonksiyon esnasında göreceli olarak büyük kuvvetlere ve momentlere dayanması gerektiğinden, stres kaynaklı implant başarısızlıklarının olası nedenlerinin tespiti amacıyla mekanik ve biyomekanik çalışmalara ilgi artmıştır (Duyck, & diğ., 1997; Misch, 2008; Babbush, & diğ., 2014; Lin & Eckert, 2018).

Protetik restorasyonlara gelen kuvvetler kaldıraç kanunları prensiplerine göre hareket etmektedirler. Bir kaldıraçta mekanik avantaj, kuvvet kolunun yük koluna oranı olarak tanımlanabilmektedir (Ulusoy & Aydın, 2010). İmplant destekli sabit protezlerde çiğneme kas fonksiyonları doğal dişlere benzer yaklaşımlar göstermektedir. Ancak bir implantın çevresindeki biyomekanik şartlar, temel olarak doğal dişlerin çevresindekinden farklıdır. İmplant destekli ya da konvansiyonel protez uygulanan hastalarda çiğneme kuvvetleri 100 ila 2400 Newton arasında değişmektedir (Misch, 2005). Isırma kuvvetleri anatomik bölgelere ve dentisyonun durumuna göre farklılıklar göstermektedir. Isırma kuvvetlerinin distale doğru gittikçe arttığı bilinmektedir. Bir implanta gelen kuvvet genellikle üç boyutludur: Mesio-distal, fasiyo-lingual ve oklüzo-apikal. Tek bir oklüzal temas en fazla üç boyutlu bir oklüzal kuvvete yol açabilmekte, üç boyutlu kuvvetlerin bileşen parçalarına ayrıldığı süreç ise, vektör çözümlüğü (sıkıştırma, gerilme, kayma) olarak adlandırılmaktadır (Caputo & Standlee, 1987).

Bir alana yayılan gücün miktarına mekanik stres denir. Mekanik stres uygulanan gücün boyutundan ve kesitten etkilenir. Mekanik gerilim, uzunluktaki değişimin orijinal uzunluğa olan oranıdır. İmplantın elastisite modülü biyolojik dokunun elastik modülüne ne kadar yakınsa, implant-doku arayüzünde rölatif hareket olasılığı o kadar düşüktür. Aynı zamanda bükülme yükü olarak da adlandırılan moment yükleri, implanttan uzakta ve implant sistemine zarar verebilecek bir alanda kuvvetler uygulanırsa ortaya çıkabilmektedir. Krestal kemik kaybıyla sonuçlanan mikro-rotasyonun neden olduğu 3 klinik eksen (oklüzo-apikal, fasiyo-lingual ve mesio-distal) yaklaşık altı moment yükü geliştirebilmektedir (Misch, 2008).

Şekil 1.

Kuvvetin Komponentleri



İmplantla ilgili faktörler ve biyomekanik üzerindeki etkileri

Başarılı bir klinik sonuç, implantın yük taşıma yeteneğine dayanmaktadır. Bu, implant yerleştirilmesinden hemen sonra primer stabilite ile ilişkili olup, implantın uzun süre boyunca kortikal kemikle spongiöz kemik entegrasyonuna bağlıdır. Biyomekanik yönler çoğunlukla implant geometrisi, yiv sayısı ve şekli, yükleme tipi, materyal özellikleri ve kemik tipi ile ilgili olabilmektedir (Lin, & diğ., 2005; Demenko, & diğ., 2014).

Yüzey özellikleri

En önemli yüzey özellikleri kimyasal, topografik, ıslanabilirlik, ve yüzey yüküdür. Kumlama veya asitle aşındırma yöntemi ile oluşturulan mikroskobik skala pürüzlülüğüne sahip titanyum yüzeyler, biyomekanik testlerde gelişmiş kemik yerleşimi ve daha yüksek kaldırma torku değerleri göstermiştir (Li, & diğ., 2002).

Bunun yanında yüzey alanını arttırmak için de implant çapı arttırılabilmekte veya düz silindirik implant yerine yivli tasarımı implantlar tercih edilebilmektedir. Misch'e göre (1999) daha geniş implantlar ve yivli tasarım kullanmak yüzey alanını %300 den fazla arttırılabilmektedir. Yüzey alanındaki bu artışlar krestal kemik bölgelerine gelen baskıları düşürerek hem krestal kemik kaybını hem de erken yüklemde implantın başarısızlığını azaltabilmektedir. Pérez (2012), implant yiv

aralığının azaltılmasının stresi dağıtmaya yardımcı olmadığını, küçük yiv genişliği kullanımının stresi arttırdığını belirtmiştir. Buna ek olarak trapez yivli mini implantlar, diğer yiv tasarımlarına sahip mini implantlarla karşılaştırıldığında en yüksek çekme kuvvetini göstermiştir (Yashwant, 2017).

İmplant uzunluğu ve çapı

Çap değişmediği sürece farklı boylara sahip implantlarda görülen stres dağılımlarında fark bulunmamıştır (Lin, & diğ., 2005). Bazı araştırmalarda uzunluk artışı ile gerilmeye azalma gözlemlenmiş, fakat bu azalma istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (Demenko, & diğ., 2014). İmplant çapındaki 1 mm'lik bir artış, kritik Von Mises stresinde bir azalmaya yol açmaktadır (Eazhil, & diğ., 2016). Geniş ve konik yapıda olan bir implantın en iyi seçenek olduğunu öne sürülmüştür. Öte yandan, kemik üzerindeki stresin etkisi kısa ve konik implantlar için daha büyüktür. İmplanttan kemiğe iletilen stresi azaltmak için, hem implantların çaplarının hem de çevresindeki kemiğin artırılması önerilmektedir (Petrie & Williams, 2005; Pérez, & diğ., 2012). En büyük kemik kaybı dar çaplı implantlarda, ardından normal çaplı ve geniş çaplı implantlarda gözlemlenmiştir. Uzunluk açısından en büyük kemik kaybı kısa implantlarda, ardından uzun ve orta implantlarda gözlemlenmiştir (Olate, & diğ., 2010). Biyomekanik açıdan 4 mm'yi aşan implant çapı ve 12 mm'yi aşan uzunluk, posterior mandibulada düşük kemik kalitesinde vidalı diş implantı için nispeten en uygun seçimdir (Li, & diğ., 2011). Standart ve kısa-geniş implantlar mini implantlar ile karşılaştırıldığında kronları daha iyi desteklediği kanıtlanmıştır, çünkü standart implant aksiyal ve aksiyal olmayan yükleme altında en düşük gerilmeleri gösterirken; kısa-geniş implant ise aksiyal olmayan yükleme altında en düşük gerilmeleri göstermiştir (Kheiralla & Younis, 2014). Bunun yanında bir implantın primer stabilitesi üzerinde çaptan çok boy etkilidir (Barikani, & diğ., 2013). Özellikle primer stabilitenin sağlanmasının gerekli olduğu olgularda, implant boyunun maksimum miktarda uzatılması gerekmektedir. İmplant boyunun uzamasıyla daha iyi bir stabilite sağlanarak erken dönem implant başarısızlıklarının önüne geçilmiş olur.

İmplant şekli

Biyomühendislik perspektifinden bakıldığında, diğer önemli bir konu ise implantın standart yüklemenin neden olduğu kemikteki stresi en aza indirecek bir

geometri ile tasarlanmasıdır (Hansson, 1999). Albrektsson vd. (1994), vida tipi implantlarla karşılaştırıldığında silindir implantlarının etrafında daha büyük kemik kaybının olduğunu ve silindirik implantlardan çevre kemiğe istemeden yapılan bir yük iletiminin bu bulgunun olası bir açıklaması olabileceğini belirtmiştir. Sonlu elemanlar stres analizi (SESA) kullanılarak, Rieger vd. (1990) konik implantların, kemiğin üzerinde meydana gelen stresleri engelleme açısından silindirik implantlardan daha iyi olduğunu göstermiştir. Demenko ve diğerlerine (2014) göre, silindirik implantların mandibular molar segmentine yerleştirilmesi, implant yüzeyi ile eğik oklüzal yükleme düzleminin kesişiminde en yoğun stres dağılımlarına neden olmaktadır.

Hibrit Protezler

Hibrit kelime anlamı olarak, iki farklı unsuru birleştirerek meydana getirilen yapıdır. Hibrit protez, konvansiyonel tasarımı takip etmeyen herhangi bir protez için uygulanan, spesifik olmayan bir terimdir; farklı materyallerden, protez diş tiplerinden, çeşitli akrilik rezin materyallerden, farklı metallere veya tasarımlardan oluşan bir protetik yapıyı tanımlamak için sıklıkla kullanılmaktadır. Bu tip protezler literatürde vidalı olarak nitelendirilmektedir (Egilmez, & diğ., 2015). Genellikle, hibrit protez diş hekimi tarafından çıkarılabilmekte, ancak hasta tarafından çıkarılamamaktadır. Protez elemanlarını bir araya toplamak için, daha küçük bir metal alt yapı ile protez dişleri ve akrilik kullanılmaktadır (Misch, 2008).

“All-on-4” konsepti

Klasik “All-on-4” konsepti; premaksilla ya da anterior mandibula içine yerleştirilen 2 düz anterior ve 2 eğimli posterior implantın splintlenerek tam ark bir sabit proteze yeterli desteği sağlayacağı hipotezi üzerine kurulmuş bir sistemdir. Bu konseptin temelinde 4 adet implantın vidalı sabit protetik uygulamalar ile immedat yüklenmesi yatmaktadır. Sistem ilk olarak 2003 yılında Malo vd. tarafından literatürde yerini almıştır (Maló, & diğ., 2003). Bu yöntemde posterior bölgedeki yetersiz kemik doku mevcudiyetinde, yerleştirilecek olan implantların distal yönde eğimlendirilmesiyle kemik augmentasyon prosedürleri kullanılmaksızın ihtiyaç duyulan mekanik avantaj yaratılmaya çalışılmıştır. Bu mekanik avantaj, ekstra uzun kantilevere ihtiyaç duyulmadan antero-posterior alanın arttırılmasıyla oluşturmaktadır (Malo, & diğ., 2005; Chan & Holmes, 2015).

“All-on-4” tedavi konseptini uygularken dikkat edilmesi gereken endikasyonlar ve genel değerlendirmeler

- İmplantlar, immedat yükleme için 35 ila 45 N/cm yerleştirme torkuna sahip olmalıdırlar.
- En az 5 mm kemik genişliği ve en az 10 mm maksillada ve 8 mm mandibulada kaninden kanine kemik yüksekliği bulunmalıdır.
- Kantileverin kısılması için implant maksimum olarak 45° eğimlendirilebilir.
- İmmedat yerleştirme yapılacaksa, çekim sahaları patolojik dokulardan uygun şekilde temizlenmelidir.
- Eğimlendirilmiş posterior implantlar için distal vida erişim delikleri, birinci molar, ikinci premolar veya birinci premoların oklüzal yüzeyine denk gelecek şekilde ayarlanmalıdır.
- Konvansiyonel implant tedavilerinde geçerli olan diğer bütün koşullar (iyi durumda olan genel sağlık ve kabul edilebilir bir ağız hijyeni vb.) uygun bir şekilde yerine getirilmelidir.

“All-on-4” Konseptinin kontrendikasyonları

- Yetersiz kemik hacmi (Tip 4), irregüler veya ince kemik tipi (Bhardwaj, & diğ., 2014).
- Operasyon sahasında mevcut olan gömülü dişler (Bhardwaj, & diğ., 2014).
- Ağız açıklığının yetersiz olduğu hastalar (Malo, & diğ., 2007).
- Kemik redüksiyonunun yapılamadığı yüksek gülümseme çizgisine sahip hastalar (Malo, & diğ., 2007).
- Herhangi bir sistemik veya lokal hastalık (Mozzati, & diğ., 2013).
- İmmünsüpresyon hastaları (Mozzati, & diğ., 2013).
- Kortikosteroid kullanımı (Mozzati, & diğ., 2013).
- Hamilelik (Mozzati, & diğ., 2013).
- Ameliyattan öncesi 12 ay içerisinde baş veya boyun bölgesine ışınlama (Mozzati, & diğ., 2013).
- Parafonksiyonel alışkanlıklar (Mozzati, & diğ., 2013).

“All-on-4” konseptinin avantajları

- İmmediat yükleme ile; fonksiyon, estetik, fonasyon sağlanmış olur (Mozzati, & diğ., 2013; Weinstein, & diğ., 2012).
- Posterior implantların eğimlendirilmesi ile, zaman alan kemik greftleme işlemlerine duyulan ihtiyaç ortadan kalkar ve böylece tedavi süresi kısalmır (Babbush, & diğ., 2014).
- Geleneksel implant tedavi yöntemleriyle karşılaştırıldığında daha düşük maliyetlidir. (Babbush, & diğ., 2014).
- Eğimli distal implantların kullanılmasıyla geniş antero-posterior aralığı sağlanır (Taruna, 2014).

“All-on-4” konseptinin dezavantajları

- Genellikle kemik redüksiyonu gerektirmesi sebebiyle flepsiz cerrahi prosedürleri uygulanamaz (Taruna, 2014).
- Kantilever miktarının belli sınırlamaları bulunması nedeniyle genellikle 1. molar dişe kadar protez uzatılabilir (Taruna, 2014).
- Hassas bir teknik olduğundan cerrahi öncesi prosedürleri detaylı ve uzundur (Taruna, 2014).

"All-on-4" tekniğinde kullanılan hibrit protez materyalleri ve üretim teknikleri

“All-on-4” tekniğinin kullanımı, hem hareketli hem de sabit protezlerin özelliklerini içermektedir. Bu özellikler, dudak desteğinin restorasyonunu ve yumuşak doku kusurlarının telafisini içermektedir. Bu nedenle, farklı malzemelerin bir arada kullanılması, fonksiyona ek olarak maksimum estetiğin elde edilmesinde de fayda sağlamaktadır. Bu tip protez genellikle bir altyapıyı ve bir venter malzemesinden oluşmaktadır (Jun, & diğ., 2020).

Tam ark protezlerin altyapıları üretiminde kullanılan ilk yaklaşımlardan biri, altın alaşımdan dökülmüş barı altın silindirlere lehimleyerek altyapı elde etmektir. Ardından, söz konusu silindirler transmukozal abutmentlere altın vidalar kullanılarak bağlanmıştır (Brånemark, & diğ., 1977). Daha sonra, alternatif bir yaklaşım geliştirilmiştir. Bu yaklaşıma göre gümüş-paladyum alaşımının doğrudan altın alaşımına

silindirlere dökülmesini içermektedir (Cox & Zarb, 1985). Dental alaşımlarda dört soy metal kullanılır: altın, paladyum, gümüş ve platin (Drago & Howell, 2012). Bu alaşımlar, Tip III altın alaşımlarına benzer mekanik özellikler sağlar, ancak düşük maliyetlidir. Paladyum/gümüş matlaşma ve korozyona karşı dayanıklılık göstermektedir (Manappallil, 2016). Erime sıcaklığını arttırmak için platin eklenir. Bağlayıcı bir oksit olarak eklenen demir aynı zamanda alaşımın gücünü de artırır. Bu alaşımlar, yeterli bir esneklik modülüne, mukavemet, sertlik ve uzama özelliklerine sahiptir, ancak sarkma direnci düşüktür (Kenneth, & diğ., 2012). Bu alaşımların hibrit protezlerde kullanımını sınırlayan bir dezavantajı da porselenler ile birlikte kullanıldığı zaman yeşil renge dönüşme eğilimidir (Drago & Howell, 2012; Kenneth, & diğ., 2012).

Soy metallere ek olarak, döküm baz metal alaşımları kullanılmıştır. Bu metaller, nikel/krom, kobalt/krom ve demir bazlı alaşımlar kombinasyonlarına dayanmaktadır (Drago & Howell, 2012). İnce bir krom oksit tabakası alaşım yüzeyini pasivize eden bir film tabakası sağlar. Stabilitiyi arttırmak, porselen bağlama ve stabil bir metal oksit oluşumunu kolaylaştırmak için, berilyum nikel/krom alaşımlar ile kullanılmıştır (Kenneth, & diğ., 2012). Baz metal alaşımları önemli sertlik, yüksek deformasyon mukavemetleri ve yüksek elastik modülüne sahiptirler. Ayrıca, soy alaşımlara göre daha ucuzdur, ancak manipüle edilmesi zor olduğundan yüksek işçilik maliyeti gerektirirler. Buna ek olarak, nikel ve nikel içeren alaşımlarla ilgili alerjiler belgelenmiştir (Manappallil, 2016).

Günümüzde CAD/CAM teknolojisinde yapılan ilerlemeyle birlikte, implant destekli tam sabit protezlerin üretimi için birçok farklı restoratif materyal mevcuttur. Titanyum ve alaşımları, aynı zamanda zirkonya, yüksek implant başarı oranları (%92,4-100) ile alternatif malzemeler olarak tanıtılmıştır (Maló, & diğ., 2012). Ticari amaç ile kullanılan saf titanyum yapı olarak altıgen kapalı kristal örgüye (α fazı) sahiptir, oksidasyona duyarlıdır (Manappallil, 2016). Titanyum ve titanyum alaşımları mükemmel bir korozyon direncine, düşük özgül ağırlığa ve mükemmel biyouyumluluk özelliklerine sahiptir. Ayrıca dökme altın alaşımlarına benzer mekanik özelliklere sahip oldukları için maliyetleri de yüksektir. Bununla birlikte, yüksek erime noktaları, düşük yoğunluk ve döküm materyallerindeki elementler ile reaktivitesinden

dolayı dökümleri zordur (Drago & Howell, 2012). Diş hekimliğinde kullanılan itriyum ile kısmen stabilite edilmiş polikristalin zirkonya (Y-TZP), tek kademeli bir seramik malzemedir. Yoğun bir polikristal yapı oluşturmak için, herhangi bir matris olmadan doğrudan kristalleri sinterlemek suretiyle oluşturulur. Klinik diş hekimliğinde kullanılan üç tip zirkonya vardır: tamamen sinterlenmiş; kısmen sinterlenmiş zirkonya; ve sinterlenmemiş zirkonya (Drago & Howell, 2015). Yüksek biyouyumluluk, yüzeye düşük bakteri yapışması ve zirkonya seramiklerinde olumlu kimyasal özellikler gösterilmiştir (Guess, & diğ., 2012). Ancak, implant destekli zirkonya restorasyonlarında, porselen yüzeyde meydana gelen kırıklar yaygın bir teknik komplikasyondur (Larsson ve von Steyern, 2010). Ek olarak, mekanik komplikasyonlar için potansiyel risk faktörleri (örn., parafonksiyonel alışkanlıklar) durumunda zirkonya çerçevelerinde dikkatli olunması önerilmiştir (Tiozzi, & diğ., 2017).

Termoplastik kompozit polimer, PEEK olarak bilinen ve son yıllarda popüler halde kullanılan bir materyaldir (Diederich, 2018). Metal alerjisi olan, metal tadı ve metalin ağırlığından rahatsız olan hastalar veya protez altyapı ve tutucu görünümü tercih etmeyen hastalar için uygundur. İnsan kemiğine benzer elastik özelliklere ve yüksek ağırlık mukavemet oranına sahiptir, korozyon hızı sıfırdır, su emme derecesi çok düşüktür ve radyolüsenttir. Bir başka malzeme, %20 seramik dolgu maddesi içeren PEEK'in bir modifikasyonu olan BioHPP'dir. Kemikle karşılaştırılabilir esnekliğe sahip, biyouyumlu, alerjik olmayan, sert bir malzemedir. Ayrıca, yüksek parlatma ve düşük emme özelliklerine, düşük plak afinitesi ve iyi bir aşınma direncine sahiptir (Zoidis, & diğ., 2016). PEEK materyali kullanan polimer bazlı altyapılar, vidalı implant destekli tam ark restorasyonlarında alternatif öngörülebilir bir teknik haline gelmiştir. Ayrıca, tam ark vakalarının restorasyonu için prefabrike kompozit veneerlerin kullanılması, tekli seramik venere benzer estetik bir sonuca izin vermektedir (Wong, 2016).

Tam ark sabit protezlerin altyapılarının iki seçenekten biri ile tasarlanabileceği belirtilmiştir. Metal altyapılar, protezlerin büyük bir kısmını oluşturmaktadır ve akrilik dişler ile protez kaidesi ise metal olmayan tek bileşenlerdir. Diğer tasarımda ise, implant destekli sabit protezlerin büyük bir kısmı akrilik kaide, yapay dişlerden ve

minimal boyutlu metal alt yapıdan oluşmaktadır (sargılı tasarım) (Zarb & Albrektsson, 1985). Son yıllarda geliştirilen, Toronto köprüsü veya abutment hibrit protez adı verilen vidalı ve siman tutuculu sabit protezlerin her iki özelliğini de birleştiren başka bir tedavi seçeneği vardır (Cicciù, & diğ., 2009). Toronto köprüsü, temel olarak tek kronların simantasyonu için özel olarak frezelenmiş abutmentler sağlayan vidalı bir protezdir (Cicciù, & diğ., 2009). Kronlar titanyum, zirkonya veya PEEK altyapılara simante edilebilmektedir. Toronto protezi genellikle, interark mesafesinin geleneksel implant destekli sabit protez ile restore edilemeyecek kadar fazla olduğu durumlarda kullanılmaktadır (Montero, & diğ., 2012).

“All-on-4” tedavi kavramı varyasyonları

“All-on-4” zigomatik implant ile

1990'lı yıllarda Brånemark bu yöntemi kemik greftleme tekniklerine bir alternatif olarak sunmuştur (Brånemark, & diğ., 2004). Zigomatik implantlar 30 ila 52,5 mm arasında değişen uzunluklarda mevcuttur (Bedrossian & Brånemark, 2018). Zigomatik kemik implantlarının konseptinin amacı, mevcut kemik yetersiz olduğu durumlarda komplikasyon riski olan bölgelerden farklı uygun kemik kullanılmasıdır. Genel olarak zigomatik fiksasyon; kanine posterior konumlandırılmış implantların yerleştirilmesi amaçlanan, tamamen ve kısmen dişsiz maksillada yeterli kemik hacmine sahip olmayan hastalarda kullanılabilir. İmplantın ucu zigomanın gövdesine geçer ve maksiller sinüsü de geçip 1.molar konumundan 45 derecelik açıyla ortaya çıkar. Ön bölgedeki geleneksel implantlarla birlikte zigomatik kemik, kemik ogmentasyon prosedürleri ile karşılaştırıldığında daha az invaziv cerrahi işlem kullanılmak kaydıyla sabit bir köprü için fiksasyon sağlar. Posterior maksillada ağır rezorpsiyon olan (kanine distal <4 mm kemik yüksekliği) ancak ön bölgede yeterli miktarda kemik bulunan hastalarda uygulanabilecek en uygun implant yöntemidir (Aparicio, & diğ., 2008). Yeterli kemik olmayan maksillada, tam ark protezini desteklemek için 4 adet zigomatik implant kullanılmaktadır (Stiévenart & Malevez, 2010). Çalışmalarda, iki ya da dört ön standart implanta iki zigomatik implant eklendiğinde; zigomatik implantların sağkalım oranının %98-100 arasında olduğu gösterilmiştir (Bothur, & diğ., 2003; Ferrara & Stella, 2004).

“All-on-4” “V-4”

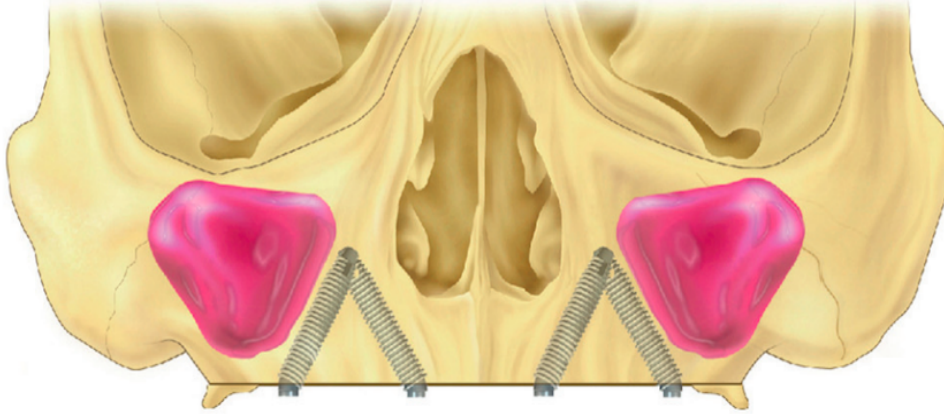
Standart “All-on-4” protokolünde posteriorda 30° eğimli implantlar kullanılır, fakat anterior implantlarda herhangi bir eğimlendirme yapılmaz. “V-4” tekniğinde anterior implantlar da 30° açıldırılarak “V” şekli oluşturulur ve 5 mm dikey kemiğe 10 mm uzunlukta implantlar yerleştirilebilmektedir. Bu teknik aracılığıyla “All-on-4” konsepti kemik grefti olmadan daha fazla atrofik kemikte uygulanabilmektedir (Maló, & diğ., 2003; Jensen & Adams, 2009).

“All-on-4” “M-4” (All-on-4 Raf: Maksilla)

M-4 tekniğinde, ön implantlar da aksiyal düzlemde 30 dereceye kadar distal olarak açılı yerleştirilmektedir. Bu açılardırma radyografi görüntülerinde “M” şeklini vermektedir (Şekil 2). Bu tekniğin avantajları; artmış uzunluk, artmış anteroposterior yayılımı, azalmış kemik greftleme gereksinimi ve en önemlisi primer fiksasyon için artmış tork kuvvetidir (Jensen & Adams, 2009). İnce krestal kemiğin azalması; daha kalın bazal kemiğin açığa çıkmasına yardımcı olmaktadır. Bunun yanında final protez için gerekli olan 22 mm boyutunda uygun interoklüzal mesafe sağlanmaktadır. Bu tekniğin tek kontrendikasyonu; nazal fossa ile maksiller sinüs arasında bir belirsizlik olması durumunda zigomatik implantların alternatif bir tedavi seçeneği olarak gereksinim duyulmasıdır (Chan & Holmes, 2015).

Şekil 2.

Alveolar Kemiğin Doğru Bir Şekilde Redükte Edilmesi, İmplantları Yerleştirmek İçin Yeni Bir Alveolar Düzlemi Oluşturur



“All-on-4” Trans-sinüs

Maksiller sinüs tabanının kemik grefti ile trans-sinüs implant uygulanması zigomatik implantlar için alternatif bir tedavi yöntemi olarak kabul edilmektedir. Atrofik maksillaya sahip hastalarda, kanin/lateral ve bazen santral bölgeyi geçen pnömatik sinüs bulunduğu durumlarda bu tedavi endike edilmiştir (Chan & Holmes, 2015). Sistemin temelinde implantın boyun bölgesinden ve apikaldeki maksiller sinüs/burun tabanı bölgesindeki kortikal kemikten sağlanan bikortikal fiksasyon mekanizması vardır. Böylelikle istenilen stabilizasyon sağlanarak implant sağ kalım ömrünün uzatıldığı raporlanmıştır (Jensen, & diğ., 2012; Chan & Holmes, 2015).

"All-on-4" tekniğinin biyomekaniği

Osseointegrasyon başarısını belirlemede en önemli faktör peri-implant kemiğinin durumudur. Bu durum cerrahi yöntemin uygulanmasında dikkat edilmesi gerekenlerle beraber implantların üzerine gelen kuvvetlerin neden olduğu biyomekanik streslerin yaratacağı etkilere bağlıdır. Konvansiyonel sabit implant destekli uygulamalar biyomekanik birçok parametreye bağlıdır. "All-on-4" yönteminde ise implant sayısı, açılındırmalar ve kullanılan kantilever miktarı biyomekanik açıdan daha komplekstir ve bazı durumların beraber analiz edilmesini gerektirmektedir.

Oklüzal düzenler, ark şekli ve implant pozisyonu

Genellikle protezin üretilmesi belli bir oklüzal şemayı izler. Bu şemalar kanin koruyuculu oklüzyon, grup fonksiyonu oklüzyonu, bilateral dengeli oklüzyon, lingualize oklüzyon ve monoplan oklüzyon şemaları olabilir. Oklüzal şemalar "All-on-4" konseptine göre incelendiğinde, mandibula için stres değerlerinin maksilladakilerden daha yüksek olduğunu göstermiştir. Maksillada en yüksek basma (Pmax) değeri, kortikal kemiğin arka bölgesinde, lateral hareket sırasında grup fonksiyonu oklüzyonda gözlemlenmiştir. Mandibula için en yüksek Pmax değeri, kortikal kemiğin posterior bölgesinde, lateral oklüzyonun maksimum interkuspidasyonunda gözlemlenmiştir. En düşük stres değerleri, tüm koşullarda kanin koruyuculu oklüzyona sahip All-on-4 modellerinde gözlemlenmiştir (Türker, & diğ., 2018).

"All-on-4" konsepti için en iyi ark şeklini ve implant pozisyonunu değerlendiren bir çalışmada, beş farklı maksiller ark şekli ölçümü elde edilmiş ve "**kısa elipsoid ve orta genişlik**" şekli, "**uzun elipsoid ve dar**" şekli, "**U şeklinde uzun ve dar**" şekli, "**U şeklinde kısa ve geniş**" ve "**U şeklinde orta uzunluk ve orta genişlik**" olarak kodlanmıştır. Uzun elipsoid ve dar ark formu diğer ark formlarına göre daha başarılı bulunmuştur (Sagat, & diğ., 2010).

İmplantın bukkolingual konumlandırılması, temel olarak protez planlaması ve hastanın anatomik oklüzal koşulları ile belirlenmektedir. İmplant, bitişik dişlerin insizal kenarını bağlayan hayali bir çizgiyi görselleştirerek kret kemiğinin merkezine

yerleştirilmelidir, ayrıca labial ve palatal kemik duvarlarında yaklaşık 2 mm kemik kalınlığını korumalıdır. Üstelik, implantın yeterli bukkolingual ve meziodistal pozisyonu önemli bir etkidir. Bu nedenle, krestal kemiğin korunmasını sağlamak için implant, bitişik dişlerden 2 mm ve diğer implantlardan 3 mm uzakta konumlandırılmalıdır (Corrêa, & diğ., 2014).

Kantilever uzunluğu

Anterior yerleştirilmiş implantlardaki potansiyel torqu en aza indirmek için Adell vd. (1981) kantilever uzunluğunun mandibuladaki terminal implant için iki distal diş ve maksilladaki sadece bir diş ile sınırlandırılmasını önermiştir. Rangert vd. (1989), 15-20 mm mandibular kantilever ve 10 mm maksiller kantilever önermiştir, çünkü maksilladaki kemik daha yumuşak ve gözeneklidir. Bu öneriler Correa vd. (2012) tarafından da doğrulanmış ve 4 implantta 10 mm'den daha uzun olmayan bir kantilever önermişlerdir.

Skalak (1983), maksimum kantilever uzunluğunun anteroposterior dağılım ile belirlerlenmesini önermiştir. Dört ila altı implant kullanan bir konfigürasyon için maksimum kantilever uzunluğunun anteroposterior uzunluğunun iki katından fazla olmamasını tavsiye etmiştir. Skalak, böyle olgularda implant uzunluklarının da önemli olduğunu vurgulamış ve implant uzunluğunun üçte bir oranında azaltılması durumunda maksimum kantilever uzunluğunun yarıya düşürülmesi gerektiğini göstermiştir. İmplant destekli protezlerde kantilever uzunluğunun stres dağılımına etkisini analiz etmek için Sertgöz ve Güvener (1996) tarafından yapılan SESA çalışmasında, kantilever uzunluğunun arttırılmasının implantlardaki stresi arttırdığını bulmuşlardır

Protezin üzerindeki kantilevere yüklerin uygulanması, yük uygulamasına en yakın implantlar üzerinde önemli baskılara neden olan bir menteşe etkisine neden olabilmektedir. Sabit tam protezlerin distal kantileverinin uzunluğu aşırı olduğu durumlarda, altyapının deformasyonu protetik vidanın, akrilik rezin dişlerinin ve hatta altyapının kendisinin kırılmasına neden olabileceği belirtilmiştir (Taruna, 2014).

Ozan ve Kurtulmuş-Yılmaz (2018) “All-on-4” tekniğinde değişik distal implant eğimlendirmeleri yaparak (0, 17, 30 ve 45 derece) kantileverin kısaltılmasının yarattığı mekanik etkileri incelemiştir. Kantilever miktarının yaratacağı olası etkileri değerlendirmek için 4 SESA modeli üzerinde çalışmışlardır. Sonuç olarak tüm protetik ve peri-implantal yapılarda artmış kantileverin hem anterior hem de posterior bölgede yarattığı olumsuz stres değerlerini göstermişlerdir. Bu bulguların, kantilever üzerinden yük uygulamasının neden olduğu menteşe etkisinden ve böylece oluşan kaldıraç hareketinden kaynaklanabileceğini vurgulamışlardır.

All-on-4 tekniğinde implant uzunluğu ve çapı seçimi

İmplant uzunluğu kritik bir sorun gibi görünmektedir. Çeşitli uzunluk ve çaplarda spesifik klinik uygulamalar için birçok klinik veri mevcuttur. Temel olarak implant çap ve boyları; standart, uzun, kısa, geniş veya dar olarak nitelendirilebilir. Temel olarak implant çapının artırılması yüzey alanı üzerinde etkisi büyüktür. Yüzey alanının artması implant kemik temas yüzdesini de artırarak implantın yük taşıma özelliği üzerinde olumlu etkiler yaratmaktadır. İmplant boyu uzamasının ise yüzey alanı üzerine etkisi implantın çapından daha fazladır. Kullanılacak olan implantın boyunun uzaması ile kemik içerisindeki apiko-koronal fiksasyon mesafesi uzamakta ve böylelikle primer stabilite önemli ölçüde artmaktadır. Basit bir bakış açısı ile iyi bir primer stabilite için uzun implant kullanılması gerekmektedir.

“All-on-4” protokolünde implantların eğimlendirilmesi önerilmektedir (Ozan ve Kurtulmuş-Yılmaz, 2018). İmplant eğimlendirilmesinin esas amacı anteroposterior mesafeyi arttırmaktır. Bu eğimlendirmenin sisteme kattığı bir diğer avantaj ise verilen eğim sayesinde implant boyu uzatılabilmektedir. Bilindiği üzere bu tedavi protokolünün önemli aşamalarından biri de immedat yüklemedir. İmmedat yükleme için en önemli parametrelerden biri de primer implant stabilitesidir. Dolayısı ile, implantın eğimlendirilmesi sayesinde kullanılacak daha uzun implantlar ile uygun primer stabiliteyi sağlamak kolaylaşmaktadır. Uzun implant kullanımı ile sağlanan bu stabilite, uygulamanın başarı oranını büyük ölçüde arttırmaktadır.

Özdemir Doğan vd. (2012), çeşitli implant tasarımlarıyla farklı tedavi alternatiflerini karşılaştırmışlardır. 1. tasarımda “All-on-4” konseptine göre implantlar

yerleştirilmiş; 2. tasarımda, iki uzun ve iki kısa implant kullanılmış; 3. tasarımda, dört uzun ve iki kısa implant kullanılmıştır; ve 4. tasarımda ise, iki uzun ve dört kısa implant dikey olarak yerleştirilmiştir. En yüksek stres değerleri, Tasarım 2' deki posterior kısa düz implantlarda görülmüştür. Çalışmanın sonucunda posterior bölgedeki kısa düz implantlar üzerindeki baskıların uzun ve eğimli implantlardan daha büyük olduğunu belirtmişlerdir.

İmplant splintleme ve karşıt ark stabilizasyonu

Her eksik diş için bir implant kullanılması istense de, genellikle finansal ve anatomik kısıtlamalar nedeniyle bu konsepti uygulamak zordur. Bu tarz bir yaklaşım yerine uygun dağılımın sağlandığı daha az sayıda implantla rehabilitasyon daha çok benimsenen güncel bir yaklaşım olarak son yıllarda karşımıza çıkmaktadır. "All-on-4" konseptini uygularken de uygun dağılımı sağlamak için anterior ve posterior implantlar arasındaki mesafeyi (anteroposterior dağılım) arttırmak önemlidir. Bütün bunları sağlamaya çalışırken implantların splintlenmesi ve karşıt arkta destek alınması gerekmektedir. Karşıt ark splintleme, yarattığı biyomekanik avantajlar sebebiyle literatürde "ekstraosseöz sekonder stabilizasyon" olarak adlandırılmaktadır (Collaert & De Bruyn, 2008; Romanos & Nentwig, 2008; Teixeira, & diğ., 2012; Jensen 2014). Karşıt arka uzanmanın yarattığı biyomekanik avantaj Ulusoy ve Aydın (2010) tarafından da hareketli bölümlü protez biyomekaniğinde de detaylı bir şekilde belirtilmiştir. Karşıt ark stabilizasyonunun sağlanamadığı durumlarda protez üzerinde oluşan unilateral dayanak çizgileri üzerinde çok yönlü gömülme, bukkale linguale kayma ve bukkale, linguale yalpa salınım gibi hareketler gözlenebilmektedir. Karşıt arkta destek alınarak sağlanan stabilizasyon türü ile oluşturulan düzlem sayesinde, dayanak çizgileri üzerindeki eksenler, düzlemlere çevrilerek birçok hareketin eliminasyonu sağlanmaktadır. "All-on-4" konseptinde de aynı biyomekanik kavramların yarattığı avantaj sayesinde daha az sayıda implant kullanımı ile yeterli mekanik destek sağlanmaktadır.

Bazı durumlarda karşıt ark stabilizasyon elde etmek için implant tarafından tutulan çok sayıda ünitenin parçalanması istenir. Bu, kemik konfigürasyonu veya estetik ihtiyaçlar nedeniyle implantlar genişletildiğinde gerekli olabilmektedir (Becker, & diğ., 2000). Rasyonel olarak bakıldığında zaman, artmış posterior ısırma

kuvveti, distal kantileverin etkisi ve ön implantlar arasında geliştirilmiş yük paylaşımı nedeniyle, uzak implantların daha yüksek yüklere maruz kalacağı varsayılmıştır. İyi sonuçlara katkıda bulunan bir diğer faktör ise, geçici köprü ile immedat splintlemedir (vakaların %90'ında). Splintleme, implantların tekli ünitelerden ziyade bir bütün olarak çalışmasını sağlar, böylece yanal kuvvetleri dengeler ve hastanın sadece en yüksek implant ile öğütme riskini ortadan kaldırır (Ostman, & diğ., 2005).

Karşıt ark stabilizasyonunun sert bir bar veya döküm düzeneği gibi rijit bir splint alt yapısı ile "All-on-4" konseptinde uygulanması, hareketleri azaltarak implantlardaki mekanik baskıları düşürmede etkili görünmektedir. Ek olarak, zigomatik implantlar veya 6-8 implantların desteklediği protezler kullanılırken, genellikle başarılı bir tedavi için bir gereksinim olduğu anlaşılmıştır. Dahası, karşıt ark stabilizasyonu, kantilever uzunluğunun azaltılmasına yardımcı olmaktadır (Bedrossian & Stumpel, 2001; Parel, & diğ., 2001; Olsson, & diğ., 2003; Grandi, & diğ., 2012).

Bikortikal fiksasyon

Bikortikal fiksasyon, maksiller posteriordaki implant stabilitesini, iki kat kortikal kemik tabakası ile servikal krette ve apikal olarak sinüs tabanına bağlayarak arttırmayı amaçlayan yeni bir yaklaşımdır. İmplantın küçük bir kısmını sinüs boşluğuna yerleştirerek daha uzun implantlar kullanılabilir (Hsu, & diğ., 2016). Bikortikal implant kullanımı sadece maksilla ile kısıtlanmaz, implantlar mandibulaya ait veya mandibula içerisinde her iki kortikal katmana sabitlenebilir. Monokortikal durumda, yalnızca implant boynu kompakt (kortikal) kemiğe sabitlenir ve kalan kısım trabeküler kemikte bulunur, bikortikal olguda implant boynu üst kortikal kemiğe, ucu ise alt kortikal kemiğe sabitlenir. İmplantın bu şekilde sabitlenmesinin dikey yüke karşı direnci artırması ve gerilmelerin kortikal kemikte daha iyi dağılması beklenmektedir (Németh, & diğ., 2014). Krestal kemikte bulunan implantlar bikortikal sabitleme, ideal stabilizasyon ve fiksasyon sağlar, buna ek olarak iyileşme sırasındaki başarısızlık oranlarını azaltır ve daha iyi osseointegrasyona yol açmaktadır (Seker, & diğ., 2014).

Stres Analiz Yöntemleri

Dental implantların biyomekanik özelliklerinin doğal dişlere göre farklı olması, bazı klinik komplikasyonlar ortaya çıkmasına yol açmaktadır. İmplant/kemik arayüzüne yük transferi ve stres dağılımının mekanizması, implant tedavisinin başarısında kritik rol oynamaktadır. Diş dokusunun ve restoratif materyallerin mekanik özellikleri incelemek amacıyla farklı mekanik testler kullanılmıştır. Ancak bu kullanılan testler yapıların içsel davranışları hakkında detaylı bilgi verememektedir (Geng, & diğ., 2008; Ulusoy ve Aydın 2010). Bu nedenle günümüzde daha farklı stres analiz yöntemleri tercih edilmektedir. Bu yöntemler şu şekildedir:

1. Fotoelastik stres analiz yöntemi
2. Gerilim ölçer stres analiz yöntemi
3. Kırılgan vernik kaplama yöntemi ile stres analizi
4. Holografik interferometri (Lazer Işını) ile kuvvet analizi
5. Termografik kuvvet analiz yöntemi
6. Radyoteleometri ile kuvvet analiz yöntemi
7. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi
8. Dijital görüntü korelasyonu yöntemi (*Digital image correlation*) (Tribst, & diğ., 2016)

Gerilim ölçer stres analiz yöntemi, fotoelastik stres analiz yöntemi, digital image correlation ve sonlu eleman stres analizi (SESA), implantların mekanik özelliklerini anlayabilmek için en sık kullanılan metodlardır (Tribst, & diğ., 2016).

Gerilim ölçer stres analiz yöntemi

Mekanik, mekanik-optik, optik, akustik, elektrik, ve elektronik varyeteleri kapsayan gerilim ölçer analizi, elektrik mukavemet prensibi kullanılarak mikro gerilimleri ölçmek için kullanılmaktadır (Ulusoy & Aydın, 2010). Bu yöntem, materyallerin kuvvete tabi tutulduğunda elektrik direnirliğinin değişmesi prensibine dayanmaktadır. Materyallerin farklı direnirlikleri Vetston köprü devresi "*Wheatstone bridge circuit*" kullanılarak doğru bir şekilde ölçülebilmektedir. Bu yöntemin in vitro, in vivo, ve statik veya dinamik durumlarda implant destekli protezde olan gerilim miktarı ölçmek için kullanılması önerilmektedir (Nishioka, & diğ., 2015; Pesqueira, & diğ., 2014).

Fotoelastik stres analiz yöntemi

Bu yöntem kritik stres noktalarını belirlemek için önemli bir yöntemdir ve irregüler geometrilere stresin yoğunlaştığı bölgeleri incelemek için yaygın kullanıma sahiptir (Assunção, & diğ., 2009). Bu yöntemin ismi, “Foto” ve “Elastik” kelimelerinden oluşmakta, ışık dalgaları ile optik teknikleri kullanımına ve elastik yapıdaki stres yüzünden oluşan deformasyonu incelemeye dayanmaktadır (Assunção, & diğ., 2009; Doyle, & diğ., 1989). Fotoelastik metodu bazı plastik materyallerin özgün özelliklerine dayalı, implantın materyalini geliştirmek, bileşenlerin materyalini geliştirmek, sabit protezin tipini seçmek, implantın uygun sistemi ve boyutlarını seçmek, yükü incelemek, ataşmanın tipi ve internal bağlantı türü seçmek, ve istenen retansiyon türünü seçmek için kullanılmaktadır (Tribst, & diğ., 2016). Foto Elastik modeli strese tabi tutulur ve bir ışık ışını bu ana stresin yönü doğrultusunda geçtiğinde, geçen ışık iki dalgaya bölünmektedir, bu dalgaların her birisi kendi özel polarizasyon düzlemine sahiptir. Ayrıca, bu iki düzlemi geçen ışık ana stres miktarına göre farklı hız ile geçmektedir (Doyle, & diğ., 1989). Fotoelastiklik iki boyutlu model için kullanıldığında, güvenilir ve tüm model alanı içindeki farklı stres miktarları yansıtabilmektedir. Ayrıca bu yöntemin kullanımında fazla malzemeye ihtiyaç duyulmamaktadır. Bu yöntemin en önemli avantajı, ağız gibi kompleks bir yapıya sahip alanın içindeki gerçekleştiren stresleri görselleştirip modeldeki tüm stres paternleri yansıtarak klinisyenin bu stresleri lokalize edip ölçmesini sağlamaktadır. Ancak fotoelastik kaplamalar kullanılmayacak ise model oluşturmak şarttır. Ayrıca, büyük bileşenleri analize edebilmek için hesaplamalara, masraflı teçhizata ve fazla zamana ihtiyacı vardır. Bu da bu yöntemin dezavantajlarıdır (Dally & Riley, 1991).

Dijital görüntü korelasyonu yöntemi (Digital image correlation)

Bu yöntem, temassız ve optik bir yöntemdir (Li, & diğ., 2009). Bu metod materyal testlerinde oluşan yüzey gerilim dağılımının ve akışkan akışının ölçülmesi için kullanılmaktadır. Yüzey gerilim dağılımının ölçümlerinde yükleme esnasında çalışılan numune yüzeyindeki oluşan belirli noktaların hareketleri “*charged-coupled device*” kamera kullanılarak resim serileri çekilip izlenebilir ve özel yazılım yardımıyla bu bölgelerin hareketle oluşan deplasmanı analiz edilebilmektedir (Tiozzi, & diğ., 2011). Dijital görüntü korelasyonu yöntemi, hem in vivo, hem de in vitro

çalışmalarda dokuyu ve organları incelemek için kullanılabilmekte ve bu yöntem ile homojen olmayan anizotropik materyallerin in vivo testlerinde yüksek derecede kompleks malzeme olmadan değerlendirme yapılabilmektedir (Tiossi, & diğ., 2014). Diş hekimliğinde, dijital görüntü korelasyonu yöntemi çeşitli protez tiplerini, retansiyon türlerini, protez yapımında kullanılan farklı materyalleri, kemikteki gerilimleri, implantın abutmentin deplasmanını incelemek için kullanılmaktadır (Tribst, & diğ., 2016).

Palanca vd. (2016) tarafından listelenen bu yöntemin bazı limitasyonları:

- Diğer yöntemlere göre sonuçların doğruluğu tartışılmaya açıktır
- Spesifik uygulamalarda özenle optimizasyona ihtiyaç vardır.
- Gerçek zamanlı değildir.
- Numuneye optik erişim şarttır.
- Yüzey hazırlamaya ihtiyaç vardır.

Sonlu eleman stres analiz (SESA) yöntemi

Sonlu eleman, düzensiz geometrileriye sahip heterojen malzemelere uygulanabilir olma avantajına sahip modern bir sayısal stres analizi tekniğidir. Bu nedenle oral kavitenin yapısal davranışının incelenmesi için idealdir (Shrikar & Harshada, 2012).

SESA karmaşık bir düğüm sistemi kullanır ve modelleri ağ olarak adlandırılan elemanlara dönüştürür. Bu modeller, yapının belirli yükleme koşullarına nasıl tepki vereceğini tanımlayan malzeme ve yapısal özellikleri (elastik modül, Poisson oranı ve akma dayanımı) içerecek şekilde programlanmıştır. Temel tema hesaplamaları yalnızca sınırlı (sonlu) nokta sayısında yapmak ve ardından tüm alan için sonuçları (yüzey veya hacim) enterpolasyon yapmaktır. Tip, düzenleme ve toplam eleman sayısı sonuçların doğruluğunu etkilemektedir (Srirekha & Bashetty, 2010; Van Staden, & diğ., 2006).

SESA kullanımı, birleştirilmiş yapıların görselleştirilmesini sağlar. Bununla birlikte uygulanan bir kuvvetin konumunu, büyüklüğünü ve yönünü belirlemeye izin verir (Gao, & diğ., 2006; Viceconti, & diğ., 2007).

Sonlu eleman modeli genellikle 3 ana aşamadan oluşur: Hazırlık safhası, çözüm safhası ve sonuçların değerlendirilmesidir. Ön işlemin amacı modelin yapımıdır. Modeller, her biri kendi avantaj ve dezavantajlarına sahip olan 2 boyutlu veya 3 boyutlu olarak incelenebilmektedir Modellerin hazırlanmasında modellere ait Poisson oranı ve Young modülü kullanılır. Bu hazırlık aşamasında sınır koşulları tanımlanır (Piccioni, & diğ., 2013; Mohammed ve Desai, 2014). Sınır koşulları, bir elemanın bilgisayarda oluşturulduğunu ve kendisine sadece belirlenen yönde kuvvet uygulandığını, sabitlenmiş katı bir cisim gibi davranacağını ve bir deformasyona veya dönme hareketine maruz kalmadan ikisinin bir kombinasyonuna maruz kalacağını varsayar (Mohammed & Desai, 2014). Son olarak, çözüm sonuçlarının analizi ve değerlendirilmesi sonlu bir element çözümünden seçilen sonuçları ayırmak, yazdırmak ve çizmek için karmaşık rutinler kullanılarak işlem sonrasındaki son safhadır. Sonuçlar grafik, sayı veya animasyon şeklinde gösterilebilmektedir (Hutton, 2005).

Tablo 2.

İki Ve Üç Boyutlu SESA Modelin Avantajları.

İki boyutlu SESA Model	Üç boyutlu SESA Model
Zaman ve maliyet açısından daha etkili bir modeldir.	Yüksek hesaplama maliyetli ve daha fazla zaman alan bir modeldir.
3D modele göre daha basit, daha kolay ve daha az zaman alıcı.	Bir ağ (mesh) iyileştirmesini gerektir, Daha Karmaşık analizler ve doğru sonuçlar veren tam değerlendirme.
Gerçek problemin karmaşıklığını temsil etmek için yeterli değildir.	Kompleks yapılar daha iyi gözlemlenebilir ve modellenabilir.

SESA diş hekimliğinde çeşitli alanlarda kullanılmaktadır. Protezlerde, day (dowel) malzemesi türünün ve day sisteminin stres dağılımı üzerindeki etkisini değerlendirmek için kullanılmıştır (Silva, & diğ., 2009). Ayrıca stres dağılımını ve parsiyel sabit protezlerin altında deformasyon ve adheziv inley köprüsünde gerilme dağılımı değerlendirmek için kullanılmıştır (Grbović ve Mihajlović, 2017). Bununla

birlikte sabit parsiyel protezlerde rijit ve rijit olmayan bağlayıcılardaki gerilme dağılımını değerlendirmek için kullanılmıştır (Kohli, & diğ., 2015).

İmplant diş hekimliğindeki SESA kullanımları aşağıdakileri kapsamaktadır (Baggi, & diğ., 2008; Vairo & Sannino, 2013):

- Çeşitli implant bileşenlerinde ve peri-implant kemiğinde oluşan stres paternlerinin incelenmesi.
- İmplant sayısı, çapı, uzunluğu, yiv profili ve materyal özellikleri peri-implant kemiği üzerinde etkisi.
- Kemik kalitesinin ve miktarının stres dağılımı üzerinde etkisi.

SESA yönteminin avantajları

(Srirekha & Bashetty, 2010; Chopade, & diğ., 2014)

- Doğrusal ve doğrusal olmayan, elastik olmayan, plastik malzemeler gibi her türlü malzemenin incelenmesinde kullanılabilir.
- SESA ile oldukça fazla sayıda olası çözüm test edilebilir ve bu da optimal çözümleri sağlamaktadır.
- Birleştirilmiş yapılar görselleştirilir
- SESA kullanılarak, uygulanan kuvvetin büyüklüğü ve yönü ölçülebilir.
- Malzemenin fiziksel özelliklerinin analizi ve gerilme noktalarının ölçümü yapılabilir.
- Daha az zaman alan bir methodur, tekrarlanabilir ve invaziv değildir.
- Değişkenler kolayca değiştirilebilir, simülasyon insan malzemesine ihtiyaç duymadan yapılabilir ve maksimum standardizasyon sunar.

SESA dezavantajları ve kısıtlamaları

(Srirekha & Bashetty, 2010; Shrikar & Harshada, 2012; Reddy, & diğ., 2019).

- Sonlu elemanlar yönteminin geliştirilmesinde yapılan önemli ilerlemelere rağmen, elde edilen sonuçlar kullanılmadan önce dikkatlice incelenmelidir. Yanlış bilgiler, yanlış istatistikler veya yanlış izah etmeler tamamen yanlış sonuçlara neden olabilmektedir.
- Yüklenme noktaları ve destekleri gibi yüksek yoğunluklu stres bölgeleri, yeterince rafine bir ağ kullanılarak dikkatlice analiz edilmelidir.
- Önemli miktarda bilgisayar bilgisi ve temel mekanik ve fiziksel uygulamaların anlaşılması gerekmektedir
- Dışın biyolojik dinamikleri ve destek dokular doğru şekilde taklit edilemez. Örneğin, çürük olmayan servikal lezyonlarda, dentin yapısı ağız ortamına maruz kaldıkça değişmektedir.

BÖLÜM III

Yöntem

Bu çalışma, Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Ay Tasarım Ltd. Şti. laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

Bu çalışmanın amacı, sonlu elemanlar stres analiz (SESA) yöntemi kullanarak, mandibuladaki farklı materyal kombinasyonlarının, karşıt ark maksiller “All-on-4” protezler üzerinde oluşan stres dağılımını incelemek ve hangi karşıt ark materyalinin hangi protetik materyal üzerinde, ne kadar yıkıcı etkileri oluşturduğunu değerlendirip, klinisyenlere belli öneriler sunmaktır.

3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu taramadan, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 ABD) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, ABD) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 ABD) analiz programından yararlanılmıştır.

Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına aktarılmıştır. .stl formatı 3d modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Stl (*Standard Tessellation Language*) formatında düğümlerin koordinat bilgileri de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin maksillaya ait olduğunu, diş yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastik modülü ve Poisson oranı) değerleri

verilmiştir (Tablo 3) Programda katı cisim özellikleri lineer elastik, homojen ve izotropik kabul edilmiştir.

Tablo 3.

Materyallerin Özellikleri

Materyal	Elastiklik Modülü (Mpa)	Poisson Oranı
Tempo-Mandibular Disk	44.1	0.4
Kortikal Kemik	13,700	0.3
Spongioz Kemik	1370	0.3
Periodontal Ligaman	68. 9	0.45
Mukoza	1	0.37
Dentin	18,600	0.32
Mine	84,100	0.33
PMMA	2200	0.31
Titanyum (Grade 4)	105,000	0.37
Titanyum (Grade 5)	114,000	0.33
Zirkonyum	210,000	0.3
Polieter eter keton (PEEK)	4100	0.4
Kompozit (Gradia)	50,000	0.3
Feldspatik seramik	82,800	0.35
Gıda Parçası	84.1	0.33

Araştırmanın Ana Modelinin Hazırlanması

Üç boyutlu maksiller ana modeli hazırlamak için, Visible Human Project (US National Library of Medicine, Bethesda, MD, USA) veri tabanından elde edilen 2 mm kortikal kemikle kaplı trabeküler kemiğe ve 2 mm mukozaya sahip 3 boyutlu dişsiz Maksilla, VRMESH (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) ve Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) programlarıyla yeniden şekillendirilmiştir.

Dişsiz bir maksillaya, lateral bölgelerine standart uzunlukta (4.3 mm genişlikte, 13 mm uzunlukta) dik açılı implantlar (Nobel Biocare, Zürih, İsviçre), posteriorda ise ikinci premolar bölgesine 30 derece açıyla ve standart boyda (4.3 mm x 13 mm) yerleştirilmiş implantlar (Nobel Biocare, Zürih, İsviçre) modellenmiştir. Modelde multi-unit dayanaklar (Nobel Biocare, Zürih, İsviçre) kullanılmaktadır ve implantlar ile bir bütün olarak değerlendirilmiştir. Protetik alt yapı yüksekliği 11 mm, kron yüksekliği 4 mm, toplam protez yüksekliği 15 mm olarak hazırlanmıştır.

İmplantlar ve protetik materyaller, optik bir tarayıcıyla (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) 10 mikrometre doğruluk oranıyla taranmış ve veriler VRMESH yazılımıyla yeniden oluşturulmuştur. Tüm yapılar Rhinoceros 4.0 kullanılarak modellenmiştir. Analizlerinin yapılması için, bu veriler stl formatında Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) yazılımına aktarılmıştır.

Çalışma Grupları

Üst yapının malzemesi ve iskelet tasarımına göre, maksillada 3 farklı ana model oluşturulmuştur. Her bir maksiller model farklı yükleme senaryolarını simüle etmek amacı ile, karşıt alt çenede 4 farklı modelle incelenmiştir (Tablo 4).

Tablo 4.

Maksiller Ve Mandibular SESA Modeller

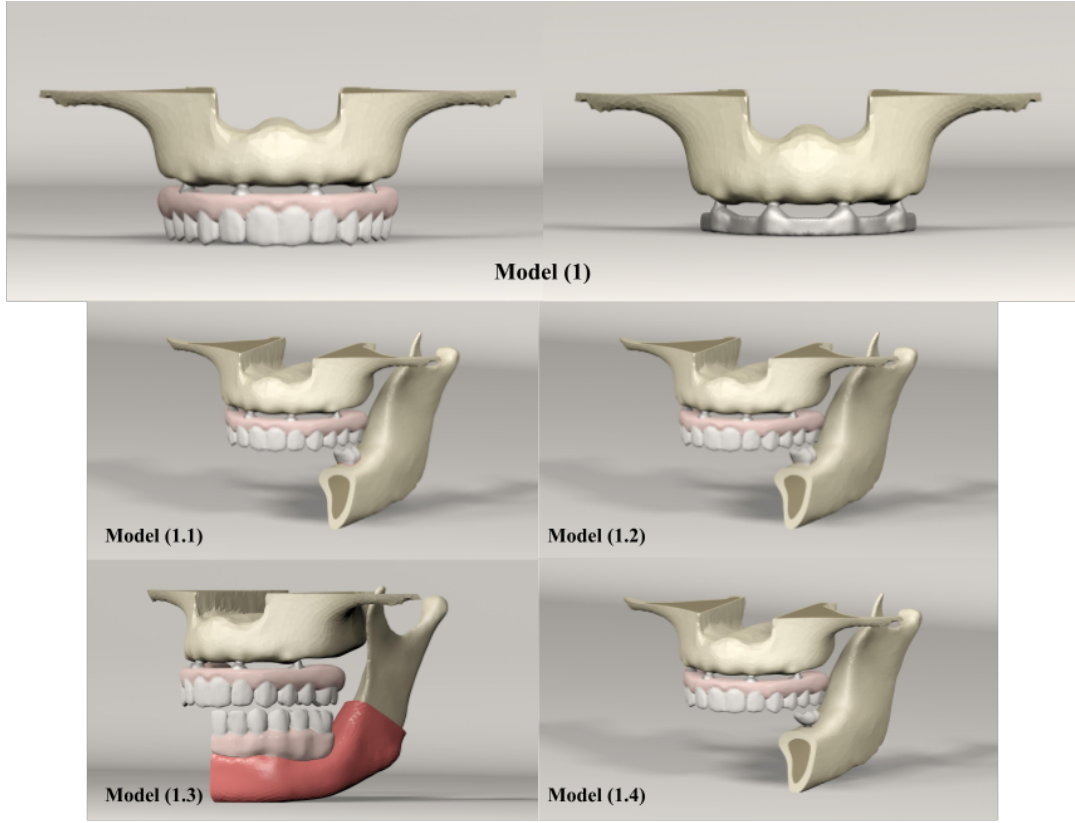
Maksilla	Mandibula	Eleman Sayısı	Düğüm Sayısı
Model 1: Titanyum bar üzerine akrilik estetik materyal	1.1 Doğal diş	1,173,283	265,982
	1.2 Tam seramik kron	1,214,741	279,924
	1.3 Akrilik rezin All-on-4	1,502,434	365,627
	1.4 İmplant destekli tam seramik kron	1,347,938	299,558
Model 2: Altyapı titanyumdan, diş eti kompozit rezinden, zirkonya altyapılı seramik üst yapı (Toronto Köprüsü)	2.1 Doğal diş	1,256,911	283,379
	2.2 Tam seramik kron	1,298,424	297,321
	2.3 Akrilik All-on-4	1,586,062	383,002
	2.4 İmplant destekli tam seramik kron	1,431,626	316,955
Model 3: Altyapı PEEK malzemedan, diş eti kompozit rezinden, zirkonya altyapılı seramik üst yapı (Toronto Köprüsü)	3.1 Doğal diş	1,256,927	283,379
	3.2 Tam seramik kron	1,298,373	297,321
	3.3 Akrilik All-on-4	1,586,062	383,002
	3.4 İmplant destekli tam seramik kron	1,431,566	316,955

Grup 1

Üst çene için, titanyum bar üzerine akrilik estetik materyal kullanılan hibrit protez tasarlanmıştır. Alt çenede ise doğal diş (model 1.1), tam seramik kron (model 1.2), akrilik All-on-4 hibrit protez (model 1.3) ve implant destekli seramik kron (model 1.4) tasarlanmıştır (Şekil 3).

Şekil 3.

Grup 1, Çalışmada Kullanılan Modeller. Üst Çenede: Titanyum Bar Üzerine Akrilik Estetik Materyal. Alt: Çenede Doğal Diş (1.1), Tam Seramik Kron (1.2), Akrilik All-On-4 (1.3) Ve Implant Destekli Tam Seramik Kron (1.4).

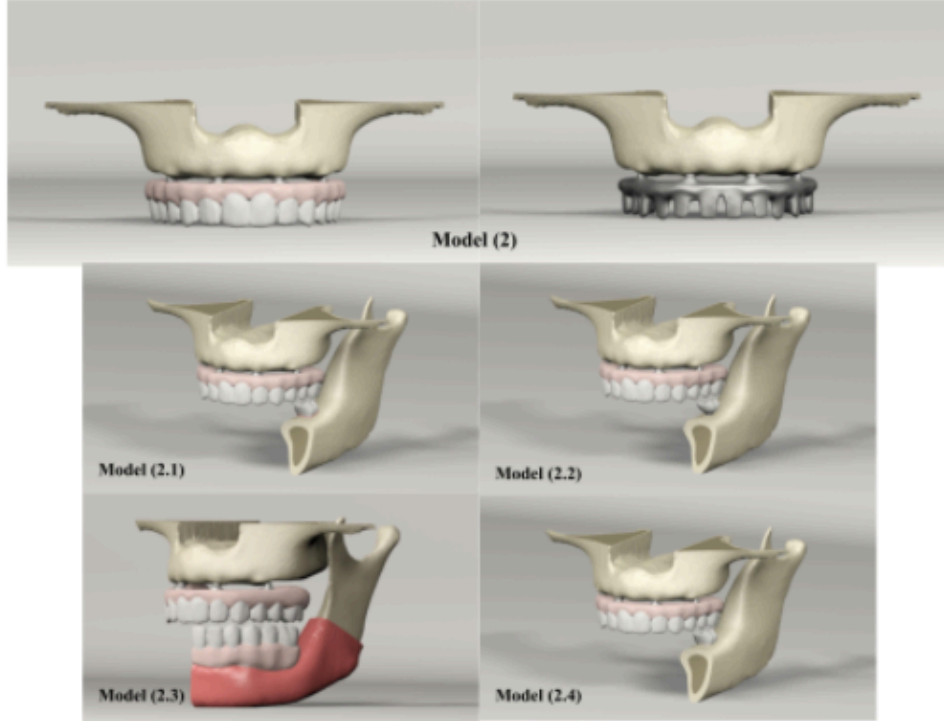


Grup 2

Üst çene için, altyapı titanyumdan, diş eti kompozit rezinden, zirkonya altyapılı seramik üst yapı oluşturulacak şekilde dizayn edilen “Toronto Köprüsü” protez tasarlanmıştır. Alt çenede ise doğal diş (model 2.1), tam seramik kron (model 2.2), akrilik All-on-4 hibrit protez (model 2.3) ve implant destekli seramik kron (model 2.4) tasarlanmıştır (Şekil 4).

Şekil 4.

Grup 2, Çalışmada Kullanılan Modeller. Üst Çenede: Altyapı Titanyumdan, Diş Eti Kompozit Rezinden, Zirkonya Altyapılı Seramik Üst Yapı (Toronto Köprüsü). Alt Çenede: Doğal Diş (2.1), Tam Seramik Kron (2.2), Akrilik All-On-4 (2.3) Ve Implant Destekli Tam Seramik Kron (2.4).

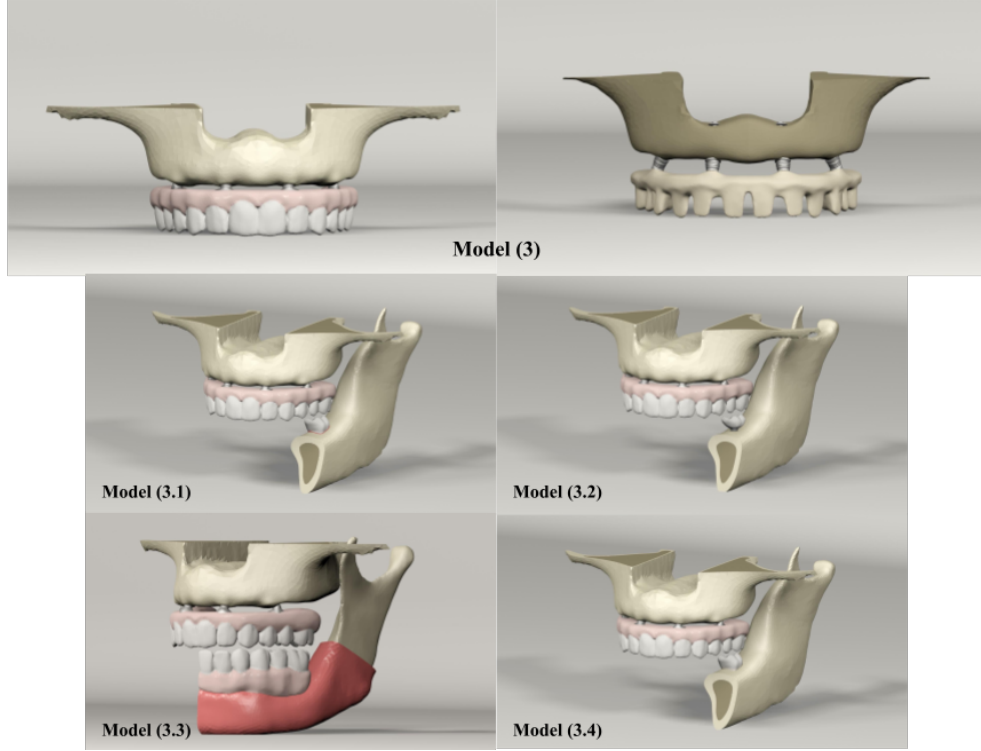


Grup 3

Üst çene için, altyapı PEEK malzemeden, diş eti kompozit rezinden, zirkonya altyapılı seramik üst yapı oluşturulacak şekilde dizayn edilen “Toronto Köprüsü” protez tasarlanmıştır. Alt çenede ise doğal diş (model 3.1), tam seramik kron (model 3.2), akrilik All-on-4 hibrit protez (model 3.3) ve implant destekli seramik kron (model 3.4) tasarlanmıştır (Şekil 5).

Şekil 5.

Grup 3, Çalışmada Kullanılan Modeller. Altyapı PEEK Malzemededen, Diş Eti Kompozit Rezinden, Zirkonya Altyapılı Seramik Üst Yapı (Toronto Köprüsü). Alt Çenede: Doğal Diş (3.1), Tam Seramik Kron (3.2), Akrilik All-On-4 (3.3) Ve İmplant Destekli Tam Seramik Kron (3.4).

**Yükleme**

Çiğneme kuvvetlerini simüle etmek için, çiğneme kasları modellenmiş ve kendi ağırlık faktörleri verilmiştir (Tablo 5)(Korioth ve Hannam, 1994). Yaptığımız çalışmada oklüzal kuvvetler, yarıçapı 12 mm olan tam daire şeklindeki rijit “gıda parçası” vasıtasıyla uygulanmıştır (Şekil 6). Kuvvetler modeller üzerine 1. sol azı dişinin kontak noktasında olacak şekilde uygulanmıştır. Hareketleri önlemek için orta sagittal, posterior ve üst kesme düzlemleri her üç x, y ve z yönünde sınırlandırılmıştır (Şekil 7). İmplant ve kemik yüzeyleri arasında tam osseointegrasyon olduğu varsayılmıştır. Tüm cisimlerin, tüm arayüzleri boyunca hiçbir hareket olmaksızın temas yüzeyleri aracılığıyla %100 temasla birbirine bağlandığı varsayılmıştır.

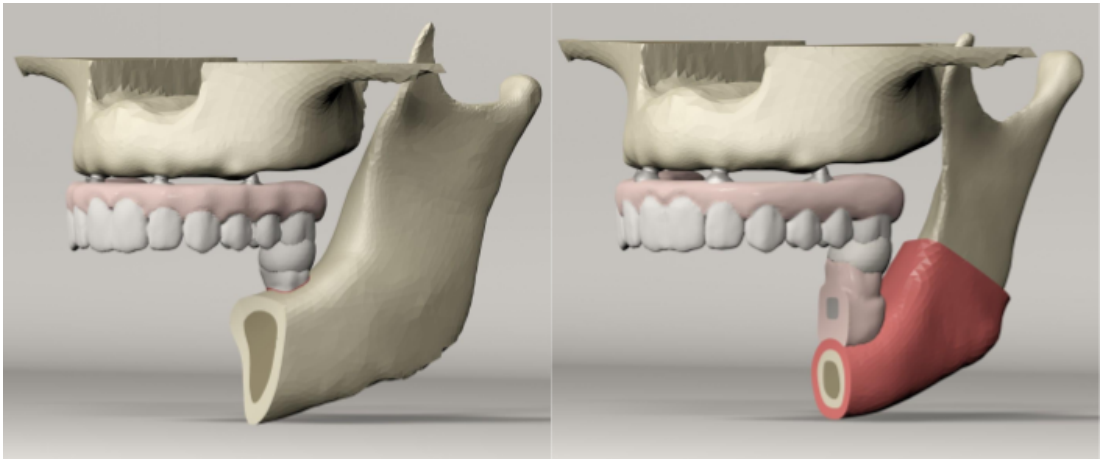
Tablo 5.

Beş Isırma Görevinden Sorumlu Çiğneme Kaslarına Tahsis Edilen Düğüm Sayısı Ve Ağırlık Faktörü.

Kas	Düğüm sayısı	Ağırlık faktörü (Newton)
Superficial masseter	67	190.4
Deep masseter	38	81.6
Medial pterygoid	51	174.8
Anterior temporalis	43	158
Middle temporalis	18	95.6
Posterior temporalis	15	75.6
Inferior lateral pterygoid	5	66.9
Superior lateral pterygoid	4	28.7
Anterior digastrik	8	40

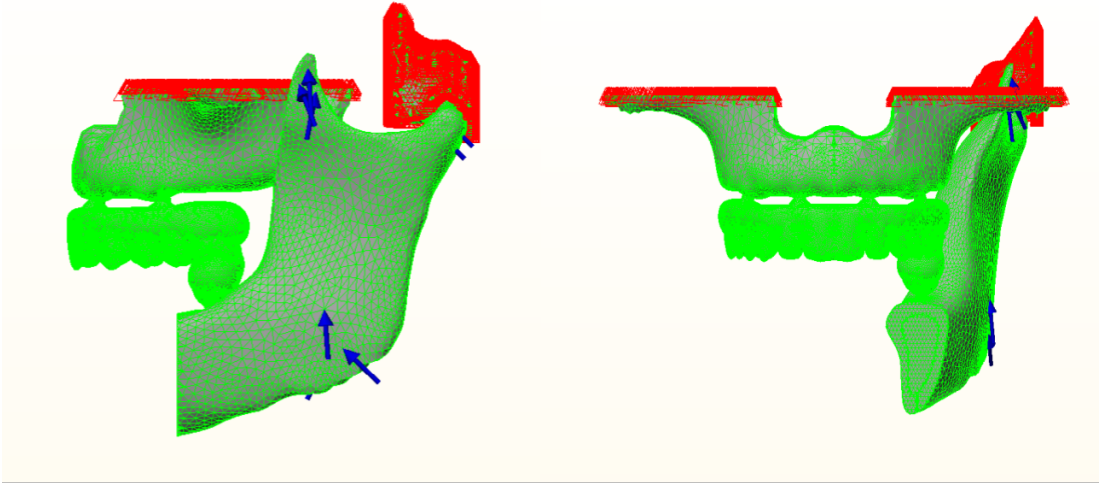
Şekil 6.

Sol Birinci Molar Bölgenin Ortasında Gıda Maddesini Simüle Eden Oklüzal Yük.



Şekil 7.

Analizde Kullanılan Sınır Koşulları Ve Kuvvet Yönleri.



BÖLÜM IV

Bulgular ve Yorumlar

Peri-implant Kemikteki Bulguları

Kortikal kemik ve spongiöz kemik üzerinde, implantların boyun bölgesi çevresinde en yüksek stres değerleri değerlendirilmeye alınmıştır.

Kortikal kemik

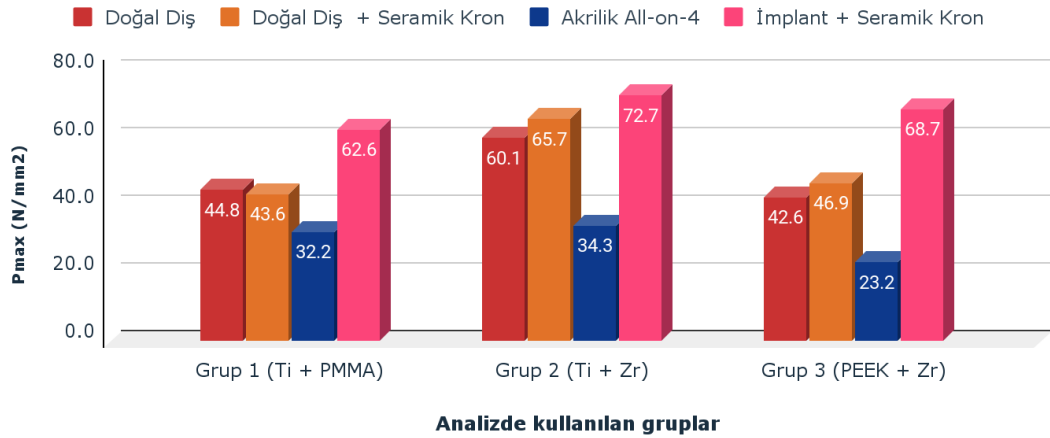
Kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (Maximum Principal Stress: σ_{max})

Yükleme tarafında posterior implant bölgesinde kortikal kemikteki maksimum ana gerilimlerin (P_{max}) değerleri şekil 8'de gösterilmektedir.

Şekil 8.

Kortikal kemik üzerindeki maksimum ana gerilimler.

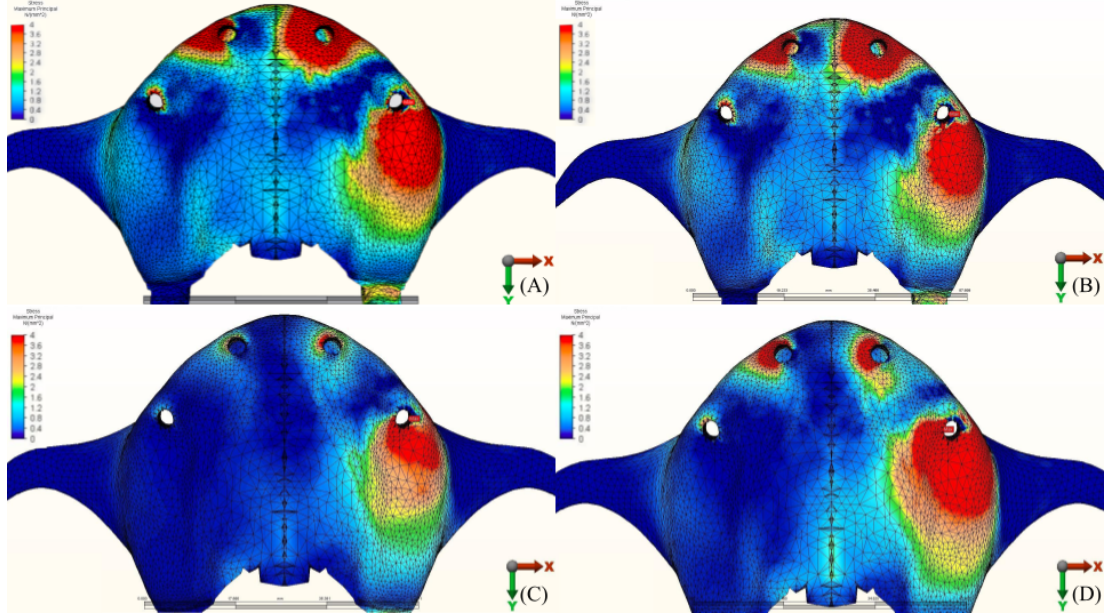
Kortikal kemiğin P_{max} değerleri



Grup 1 (Üst çenede titanyum bar ile akrilik rezin): En yüksek P_{max} stres değeri 62.6 N/mm^2 model 1.4'te (karşı implant destekli seramik kron) görülmüştür ve 5 numaralı implantın soketinde palatinalde bulunmuştur. En düşük stres P_{max} değeri 32.2 N/mm^2 model 1.3'te (karşı akrilik All-On-4) gözlemlenmiştir ve 5 numaralı implantın soketinde bukkalde bulunmuştur. Grup 1 kortikal kemikteki maksimum ana gerilimlerin dağılımını şekil 9 üzerinde gösterilmiştir.

Şekil 9.

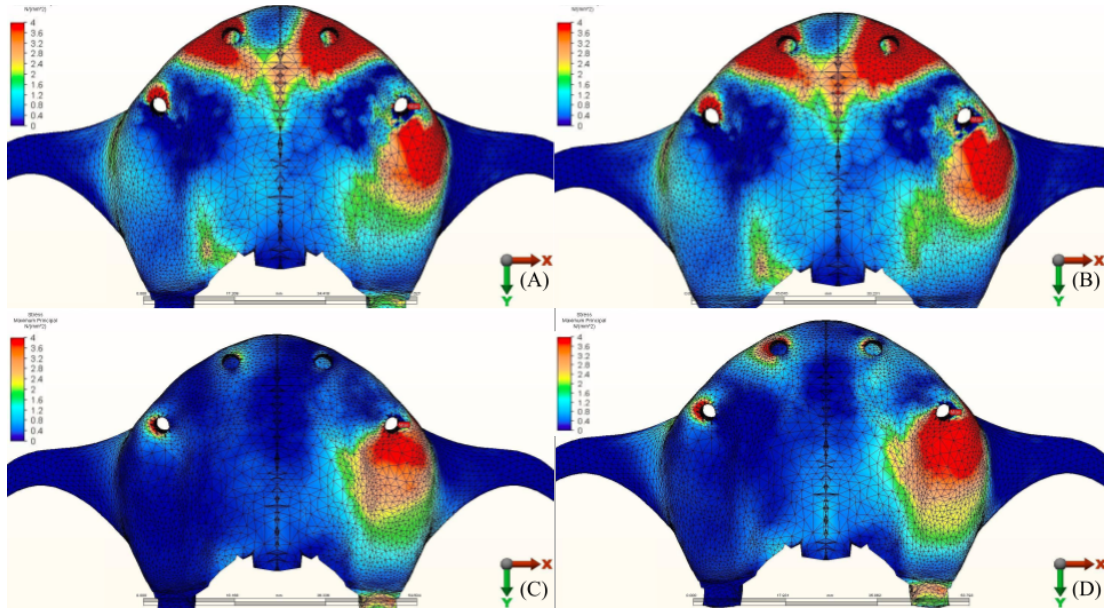
Grup 1 İçin Kortikal Kemikte Pmax Stres Dağılımı (N/mm²), Titanyum Bar Üzerine Akrilik Estetik Materyal. (A) Model 1.1, Karşıt Doğal Diş. (B) Model 1.2, Karşıt Diş Destekli Tam Seramik Kron. (C) Model 1.3, Karşıt Akrilik All-On-4. (D) Model 1.4, Karşıt İmplant Destekli Tam Seramik Kron.



Grup 2 (Üst çene için, altyapı titanyumdan, diş eti kompozit rezinden, zirkonya altyapılı seramik üst yapı - Toronto Köprüsü): En yüksek Pmax stres değeri 72.7 N/mm² model 2.4'te (karşı implant destekli seramik kron) görülmüştür ve 5 numaralı implantın soketinde bukkalde bulunmuştur. En düşük stres Pmax değeri 34.3 N/mm² model 2.3'te (karşı akrilik All-On-4) gözlemlenmiştir ve 5 numaralı mesial implantın soketinde bukkalde bulgulanmıştır. Grup 2 kortikal kemikteki maksimum ana gerilimlerin dağılımı şekil 10 üzerinde gösterilmektedir.

Şekil 10.

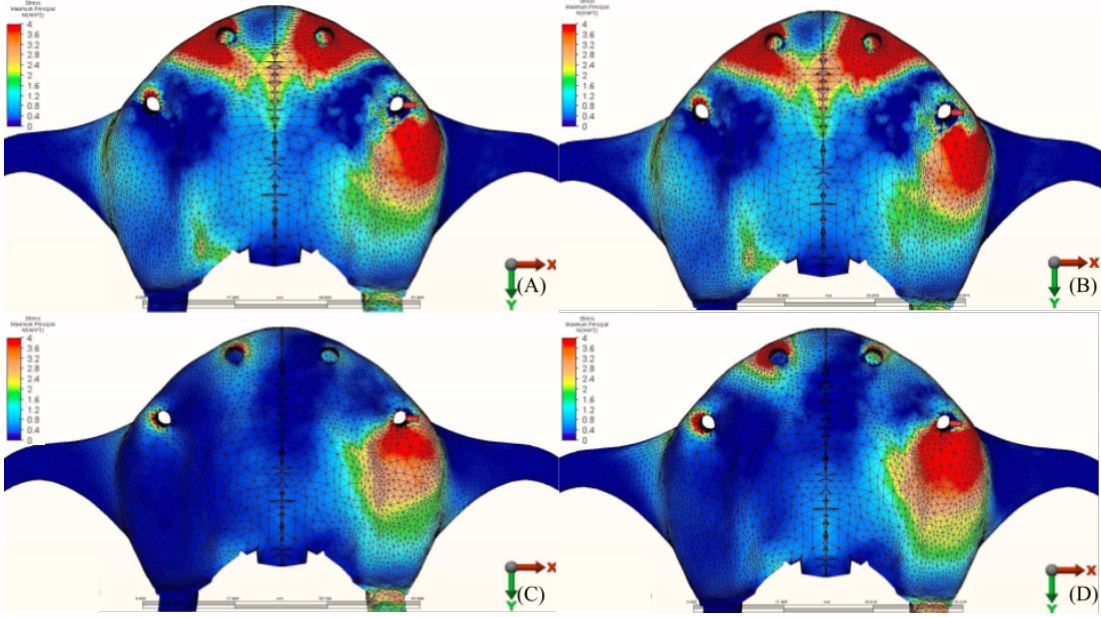
Grup 2 İçin Kortikal Kemikte Pmax Stres Dağılımı (N/mm²), Altyapı Titanyumdan, Diş Eti Kompozit Rezinden, Zirkonya Altyapılı Seramik Üst Yapı (Toronto Köprüsü). (A) Model 2.1, Karşıt Doğal Diş. (B) Model 2.2, Karşıt Diş Destekli Tam Seramik Kron. (C) Model 2.3, Karşıt Akrilik All-On-4. (D) Model 2.4, Karşıt İmplant Destekli Tam Seramik Kron.



Grup 3 (Üst çene için, altyapı PEEK malzemenen, diş eti kompozit rezinden, zirkonya altyapılı seramik üst yapı - Toronto Köprüsü): En yüksek Pmax stres değeri 68.7 N/mm² model 3.4'te (karşı implant destekli seramik kron) görülmüştür ve 5 numaralı implantın soketinde bukkalde bulunmuştur. En düşük stres Pmax değeri 32.2 N/mm² model 3.3'te (karşı akrilik All-On-4) tespit edilmiş ve 5 numaralı implantın soketinde bukkalde belirlenmiştir. Grup 3 kortikal kemikteki maksimum ana gerilimlerin dağılımı şekil 11 üzerinde gösterilmektedir.

Şekil 11.

Grup 3 İçin Kortikal Kemikte Pmax Stres Dağılımı (N/mm²), Altyapı PEEK Malzemeden, Diş Eti Kompozit Rezinden, Zirkonya Altyapılı Seramik Üst Yapı (Toronto Köprüsü). (A) Model 3.1, Karşıt Doğal Diş. (B) Model 3.2, Karşıt Diş Destekli Tam Seramik Kron. (C) Model 3.3, Karşıt Akrilik All-On-4. (D) Model 3.4, Karşıt İmplant Destekli Tam Seramik Kron.



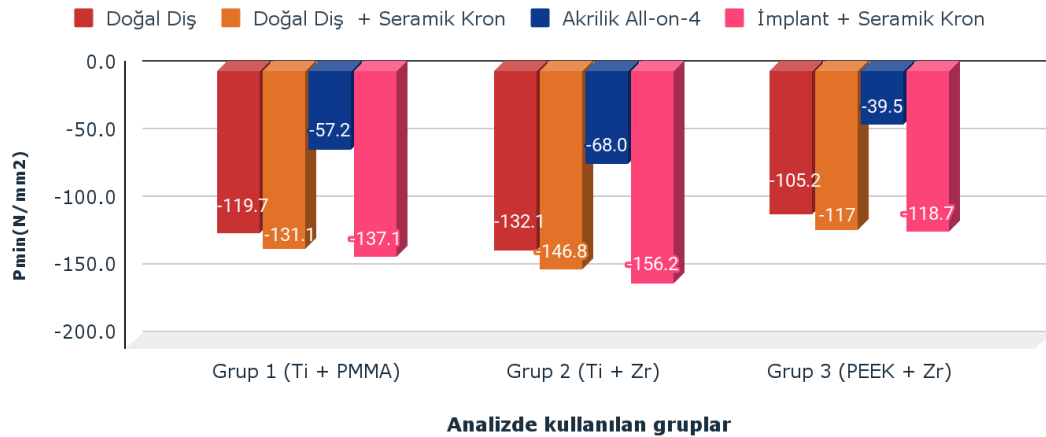
Kortikal kemikte oluşan basma stresleri (Minimum Principal Stress: σ_{min})

Yükleme tarafında posterior implant bölgesinde kortikal kemikteki minimum ana gerilimlerin (Pmin) değerleri şekil 12'de gösterilmektedir.

Şekil 12.

Kortikal Kemik Üzerindeki Minimum Ana Gerilimler (N/mm²).

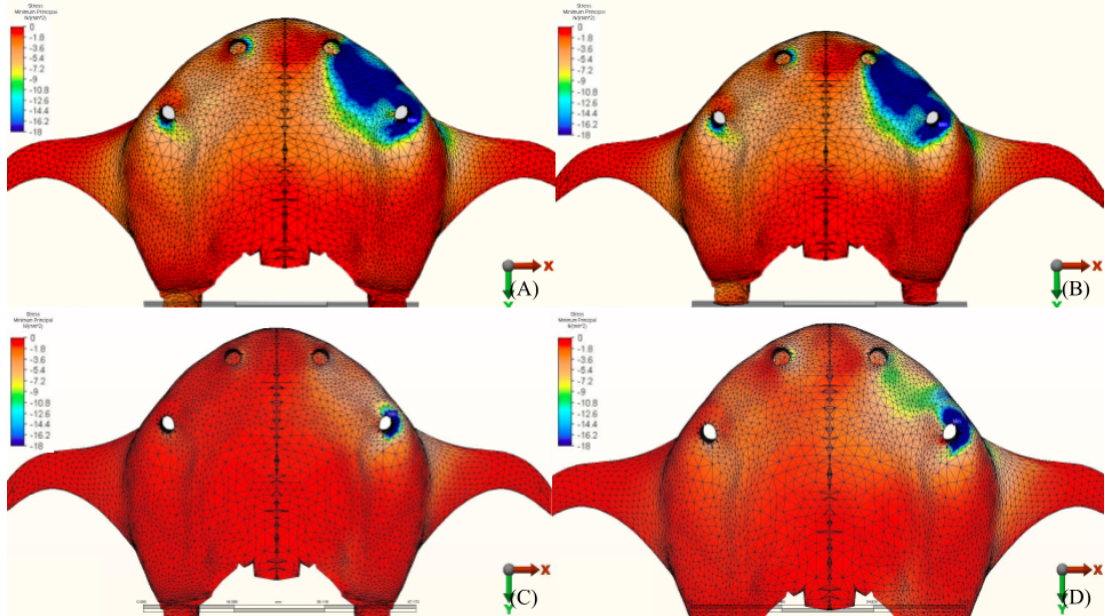
Kortikal kemiğin Pmin değerleri



Grup 1 (Üst çenede titanyum bar ile akrilik): En yüksek Pmin stres değeri -137.1 N/mm² *model 1.4'te* (karşı implant destekli seramik kron) görülmüştür ve 5 numaralı implantın soketinde bukkalde bulunmuştur. En düşük stres Pmin değeri -57.2 N/mm² *model 1.3'te* (karşı akrilik All-On-4) gözlemlenmiştir ve 5 numaralı implantın soketinde mesial bölgede tespit edilmiştir. Grup 1 kortikal kemikteki minimum ana gerilimlerin dağılımı şekil 13 üzerinde gösterilmektedir.

Şekil 13.

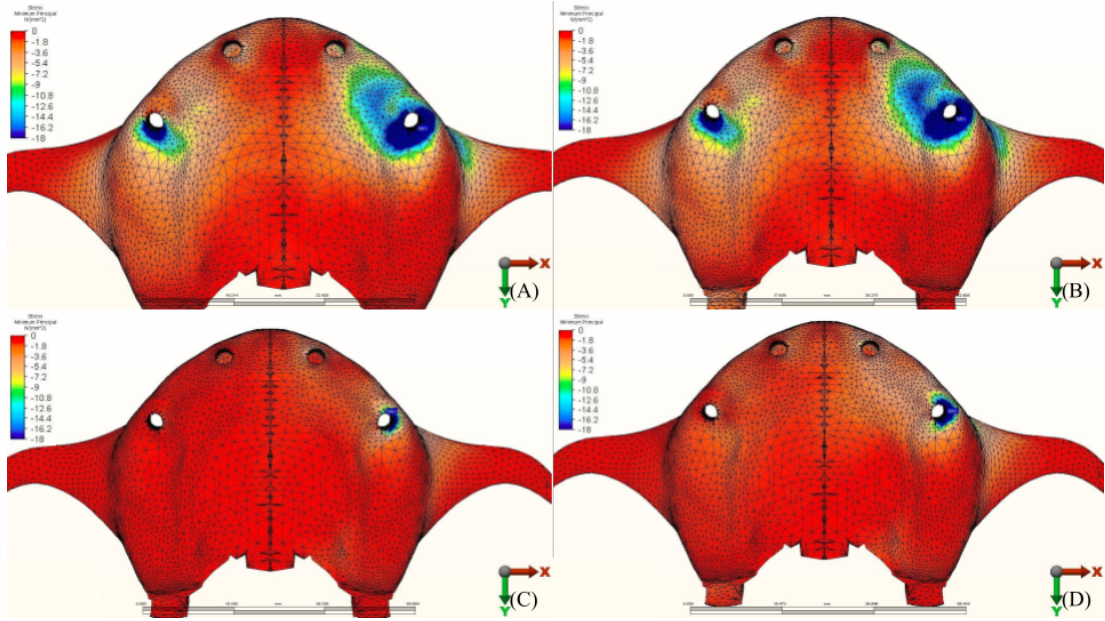
Grup 1 İçin Kortikal Kemikte Pmin Stres Dağılımı (N/mm²), Titanyum Bar Üzerine Akrilik Estetik Materyal. (A) Model 1.1, Karşıt Doğal Diş. (B) Model 1.2, Karşıt Diş Destekli Tam Seramik Kron. (C) Model 1.3, Karşıt Akrilik All-On-4. (D) Model 1.4, Karşıt İmplant Destekli Tam Seramik Kron.



Grup 2 (Üst çene için, altyapı titanyumdan, diş eti kompozit rezinden, zirkonya altyapılı seramik üst yapı - Toronto Köprüsü): En yüksek Pmin stres değeri -156.2 N/mm² *model 2.4'te* (karşı implant destekli seramik kron) görülmüştür ve 5 numaralı implantın soketinde bukkalde bulunmuştur. En düşük stres Pmin değeri -68 N/mm² *model 2.3'te* (karşı akrilik All-On-4) gözlemlenmiştir ve 5 numaralı implantın soketinde mesialde bulunmuştur. Grup 2 kortikal kemikteki minimum ana gerilimlerin dağılımını şekil 14'te gösterilmektedir.

Şekil 14.

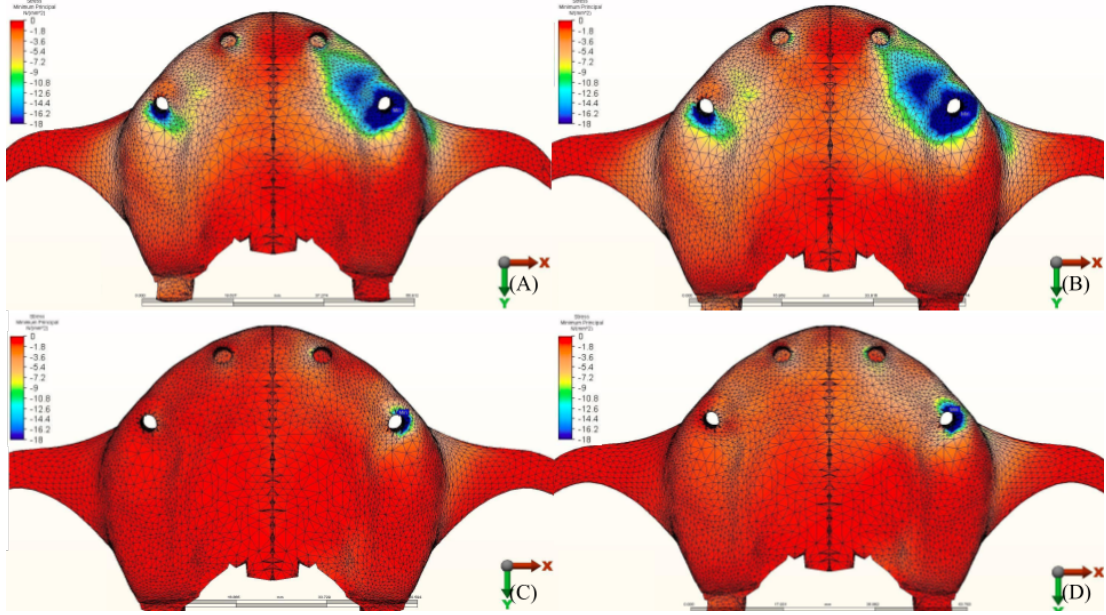
Grup 2 İçin Kortikal Kemikte Pmin Stres Dağılımı (N/mm²), Altyapı Titanyumdan, Diş Eti Kompozit Rezinden, Zirkonya Altyapılı Seramik Üst Yapı (Toronto Köprüsü). (A) Model 2.1, Karşıt Doğal Diş. (B) Model 2.2, Karşıt Diş Destekli Tam Seramik Kron. (C) Model 2.3, Karşıt Akrilik All-On-4. (D) Model 2.4, Karşıt İmplant Destekli Tam Seramik Kron.



Grup 3 (Üst çene için, altyapı PEEK malzemenen, diş eti kompozit rezinden, zirkonya altyapılı seramik üst yapı - Toronto Köprüsü): En yüksek Pmin stres değeri -118.7 N/mm^2 model 3.4'te (karşı implant destekli seramik kron) görülmüştür ve 5 numaralı implantın soketinde mesialde bulunmuştur. En düşük stres Pmin değeri -39.5 N/mm^2 model 3.3'te (karşı akrilik All-On-4) gözlemlenmiştir ve 5 numaralı implantın soketinde mesialde tespit edilmiştir. Grup 3 kortikal kemikteki minimum ana gerilimlerin dağılımı şekil 15 üzerinde gösterilmektedir.

Şekil 15.

Grup 3 İçin Kortikal Kemikte Pmin Stres Dağılımı (N/mm²), Altyapı PEEK Malzemeden, Diş Eti Kompozit Rezinden, Zirkonya Altyapılı Seramik Üst Yapı (Toronto Köprüsü). (A) Model 3.1, Karşıt Doğal Diş. (B) Model 3.2, Karşıt Diş Destekli Tam Seramik Kron. (C) Model 3.3, Karşıt Akrilik All-On-4. (D) Model 3.4, Karşıt İmplant Destekli Tam Seramik Kron.



Spongioz kemik

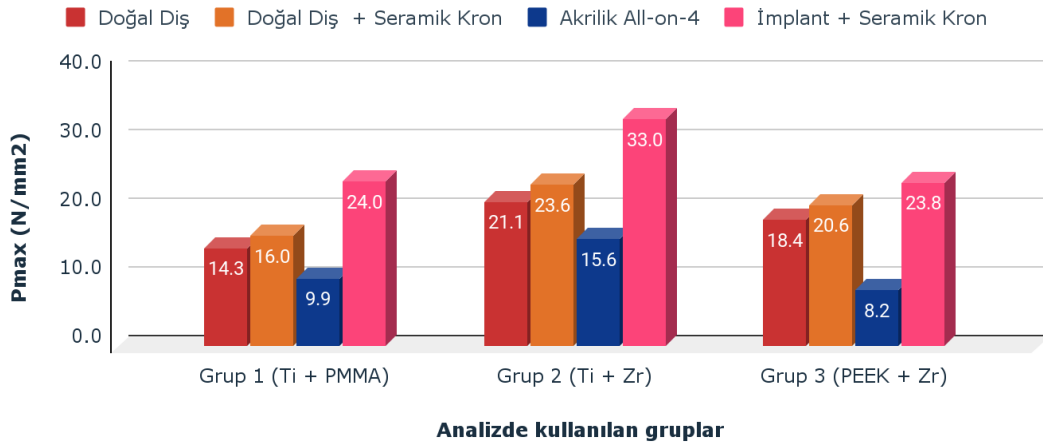
Spongioz kemikte oluşan çekme stresleri (Maximum Principal Stress: σ_{max})

Yükleme tarafında posterior implant bölgesinde spongioz kemikteki maksimum ana gerilimlerin (Pmax) değerlerini şekil 16'da gösterilmektedir.

Şekil 16.

Spongioz Kemik Üzerindeki Maksimum Ana Gerilimler (N/mm²).

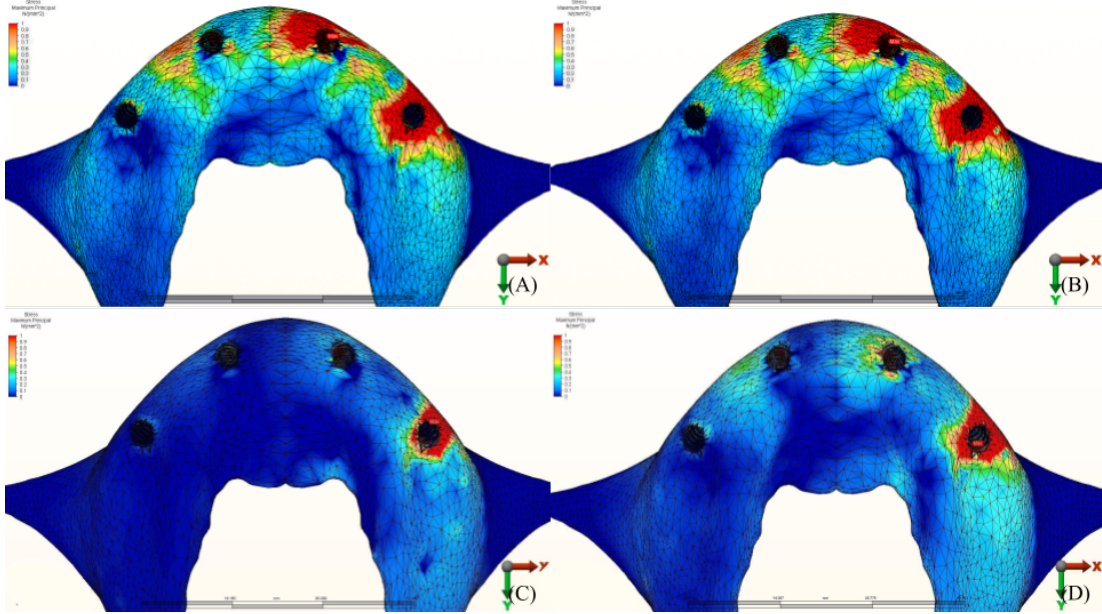
Spongioz kemiğin Pmax değerleri



Grup 1 (Üst çenede titanium bar ile akrilik): En yüksek Pmax stres değeri 24 MPa *model 1.4'te* (karşı implant destekli seramik kron) görülmüştür ve 5 numaralı implantın soketinde palatinalde bulunmuştur. En düşük stres Pmax değeri 9.9 MPa *model 1.3'te* (karşı akrilik All-On-4) gözlemlenmiştir ve 5 numaralı palatinal implantın soketinde mesialde bulunmuştur. Grup 1 spongioz kemikteki maksimum ana gerilimlerin dağılımı şekil 17 üzerinde gösterilmektedir.

Şekil 17.

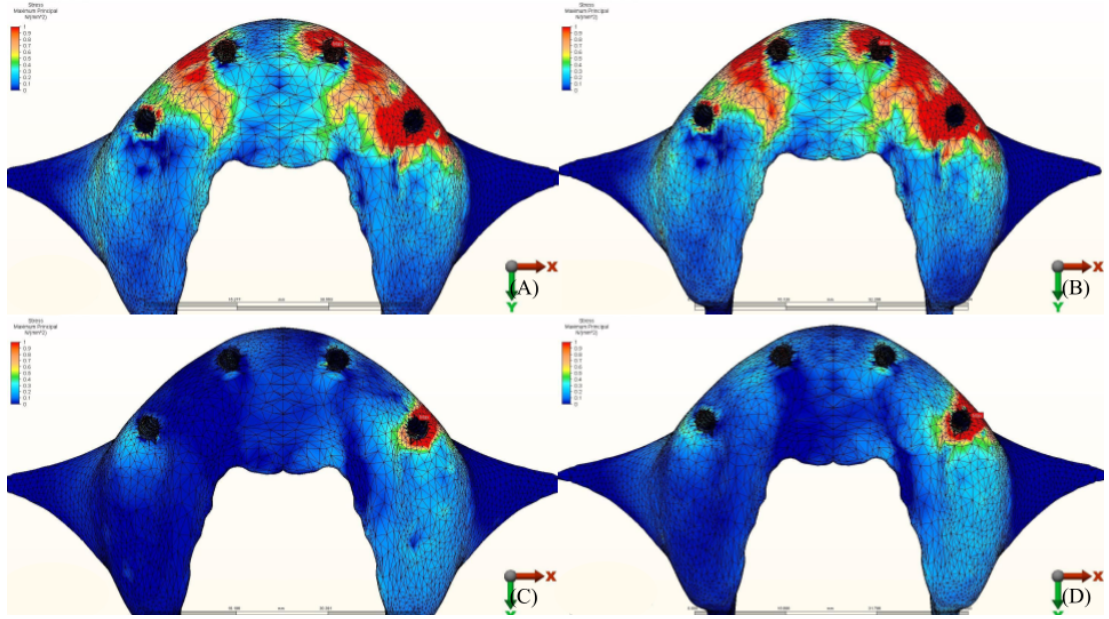
Grup 1 İçin Spongios Kemikte Pmax Stres Dağılımı (N/mm²), Titanyum Bar Üzerine Akrilik Estetik Materyal. (A) Model 1.1, Karşıt Doğal Diş. (B) Model 1.2, Karşıt Diş Destekli Tam Seramik Kron. (C) Model 1.3, Karşıt Akrilik All-On-4. (D) Model 1.4, Karşıt İmplant Destekli Tam Seramik Kron.



Grup 2 (Üst çene için, altyapı titanyumdan, diş eti kompozit rezinden, zirkonya altyapılı seramik üst yapı - Toronto Köprüsü): En yüksek Pmax stres değeri 33 MPa *model 2.4'te* (karşı implant destekli seramik kron) görülmüştür ve 5 numaralı implantın soketinde bukkalde bulunmuştur. En düşük stres Pmax değeri 15.6 MPa *model 2.3'te* (karşı akrilik All-On-4) gözlemlenmiştir ve 5 numaralı implantın soketinde mesialde bulgulanmıştır. Grup 2 spongios kemikteki maksimum ana gerilimlerin dağılımı şekil 18 üzerinde gösterilmektedir.

Şekil 18.

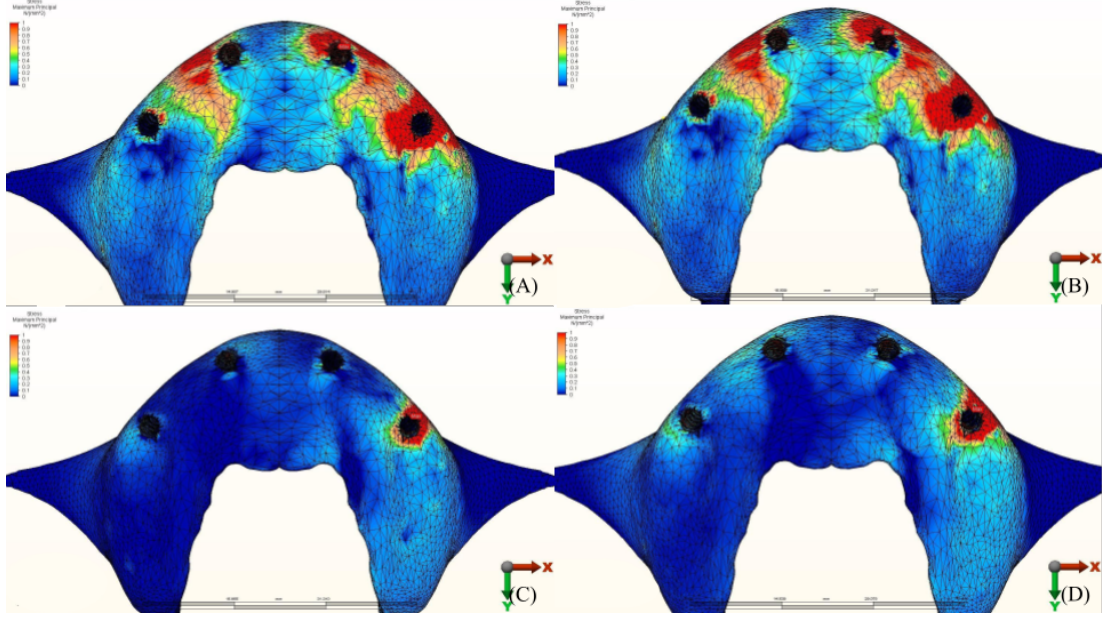
Grup 2 İçin Spongioz Kemikte Pmax Stres Dağılımı (N/mm²), Altyapı Titanyumdan, Diş Eti Kompozit Rezinden, Zirkonya Altyapılı Seramik Üst Yapı (Toronto Köprüsü). (A) Model 2.1, Karşıt Doğal Diş. (B) Model 2.2, Karşıt Diş Destekli Tam Seramik Kron. (C) Model 2.3, Karşıt Akrilik All-On-4. (D) Model 2.4, Karşıt İmplant Destekli Tam Seramik Kron.



Grup 3 (Üst çene için, altyapı PEEK malzemeden, diş eti kompozit rezinden, zirkonya altyapılı seramik üst yapı - Toronto Köprüsü): En yüksek Pmax stres değeri 23.8 MPa *model 3.4'te* (karşı implant destekli seramik kron) görülmüştür ve 5 numaralı implantın soketinde mesio-bukkalde bulunmuştur. En düşük stres Pmax değeri (8.2 MPa) *model 3.3'te* (karşı akrilik All-On-4) gözlemlenmiştir ve 5 numaralı implantın soketinde mesio-bukkalde bulunmuştur. Grup 3 spongioz kemikteki maksimum ana gerilimlerin dağılımını şekil 19 üzerinde gösterilmektedir.

Şekil 19.

Grup 3 için spongios kemikte Pmax stres dağılımı (N/mm²), altyapı PEEK malzemedен, diş eti kompozit rezinden, zirkonya altyapılı seramik üst yapı (Toronto köprüsü). (A) Model 3.1, karşıt doğal diş. (B) Model 3.2, karşıt diş destekli tam seramik kron. (C) Model 3.3, karşıt akrilik All-on-4. (D) Model 3.4, karşıt implant destekli tam seramik kron.



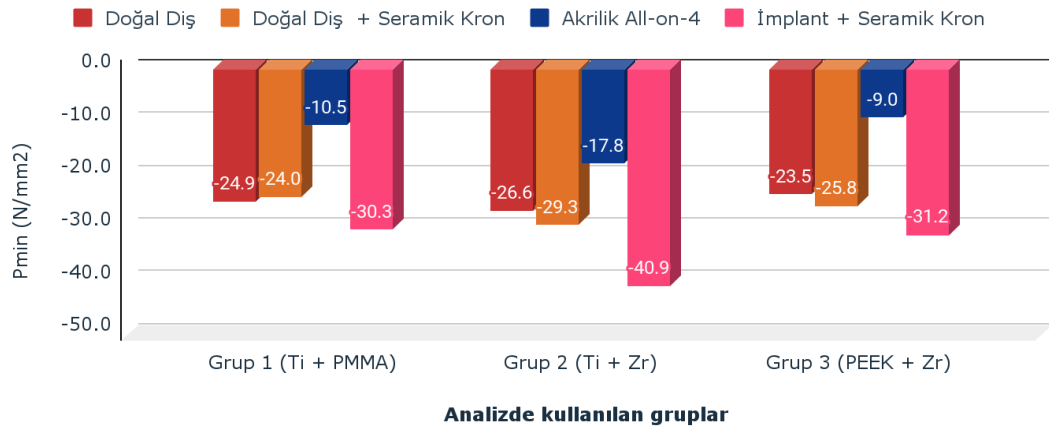
Spongios kemikte oluşan basma stresleri (Minimum Principal Stress: σ_{min})

Yükleme tarafında posterior implant bölgesinde spongios kemikteki minimum ana gerilimlerin (Pmin) değerlerini şekil 20'de gösterilmektedir.

Şekil 20.

Spongios kemik üzerindeki Minimum ana gerilimler (N/mm²).

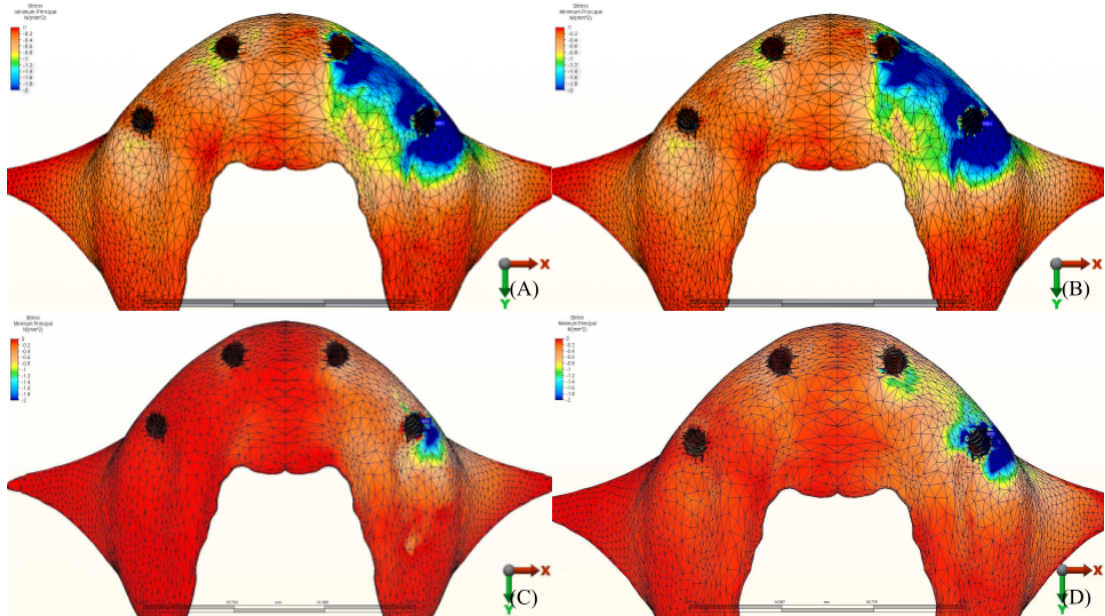
Spongios kemiğin Pmin değerleri



Grup 1 (Üst çenede titanium bar ile akrilik): En yüksek Pmin stres değeri -30.3 MPa *model 1.4'te* (karşı implant destekli seramik kron) görülmüştür ve 5 numaralı implantın soketinde mesio-bukkalde bulunmuştur. En düşük stres Pmin değeri -10.5 MPa *model 1.3'te* (karşı akrilik All-On-4) gözlemlenmiştir ve 5 numaralı implantın soketinde mesio-bukkalde bulunmuştur. Grup 1 spongiöz kemikteki minimum ana gerilimlerin dağılımı şekil 21 üzerinde gösterilmektedir.

Şekil 21.

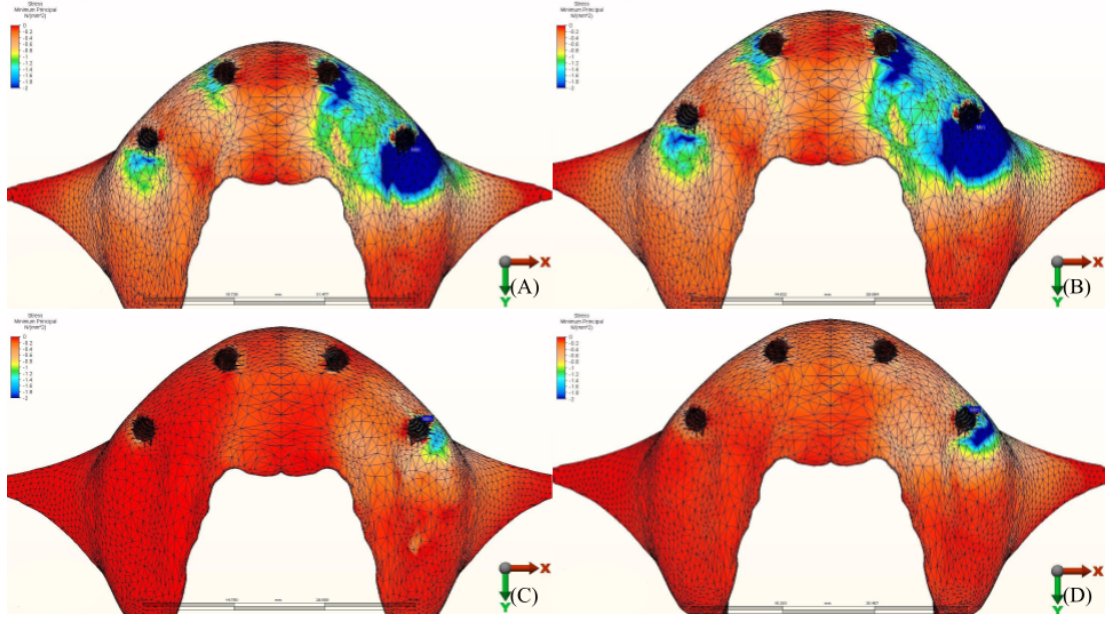
Grup 1 için Spongiöz kemikte Pmin stres dağılımı (N/mm²), Titanyum bar üzerine akrilik estetik materyal. (A) Model 1.1, karşıt doğal diş. (B) Model 1.2, karşıt diş destekli tam seramik kron. (C) Model 1.3, karşıt akrilik All-on-4. (D) Model 1.4, karşıt implant destekli tam seramik kron.



Grup 2 (Üst çene için, altyapı titanyumdan, diş eti kompozit rezinden, zirkonya altyapılı seramik üst yapı - Toronto Köprüsü): En yüksek Pmin stres değeri -40.9 MPa *model 2.4'te* (karşı implant destekli seramik kron) görülmüştür ve 5 numaralı implantın soketinde mesialde bulunmuştur. En düşük stres Pmin değeri -17.8 MPa *model 2.3'te* (karşı akrilik All-On-4) gözlemlenmiştir ve 5 numaralı implantın soketinde mesialde bulunmuştur. Grup 2 spongiöz kemikteki minimum ana gerilimlerin dağılımını şekil 22 üzerinde gösterilmektedir.

Şekil 22.

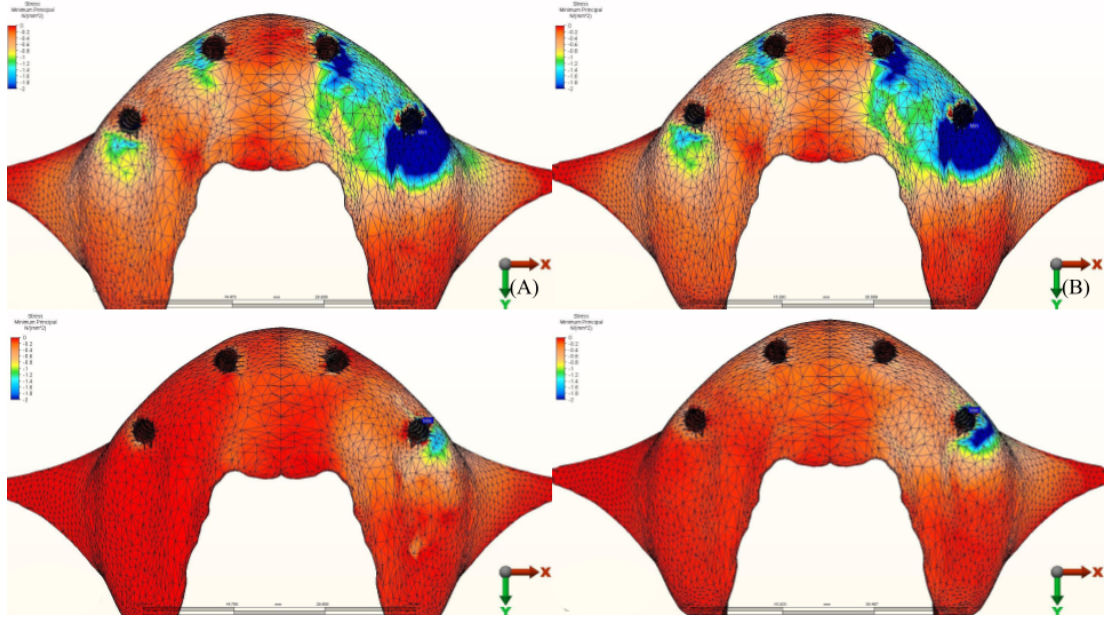
Grup 2 için spongiöz kemikte Pmin stres dağılımı (N/mm²), altyapı titanyumdan, diş eti kompozit rezinden, zirkonya altyapılı seramik üst yapı (Toronto köprüsü). (A) Model 2.1, karşıt doğal diş. (B) Model 2.2, karşıt diş destekli tam seramik kron. (C) Model 2.3, karşıt akrilik All-on-4. (D) Model 2.4, karşıt implant destekli tam seramik kron.



Grup 3 (Üst çene için, altyapı PEEK malzemedeki, diş eti kompozit rezinden, zirkonya altyapılı seramik üst yapı - Toronto Köprüsü): En yüksek Pmin stres değeri -31.2 MPa model 3.4'te (karşı implant destekli seramik kron) görülmüştür ve 5 numaralı implantın soketinde mesio-bukkalde bulunmuştur. En düşük stres Pmin değeri -9 MPa model 3.3'te (karşı akrilik All-On-4) gözlemlenmiştir ve 5 numaralı implantın soketinde mesio-bukkalde bulunmuştur. Grup 3 spongiöz kemikteki minimum ana gerilimlerin dağılımını şekil 23 üzerinde gösterilmektedir.

Şekil 23.

Grup 3 için spongiöz kemikte Pmin stres dağılımı (N/mm²), altyapı PEEK malzemedен, diş eti kompozit rezinden, zirkonya altyapılı seramik üst yapı (Toronto köprüsü). (A) Model 3.1, karşıt doğal diş. (B) Model 3.2, karşıt diş destekli tam seramik kron. (C) Model 3.3, karşıt akrilik All-on-4. (D) Model 3.4, karşıt implant destekli tam seramik kron.

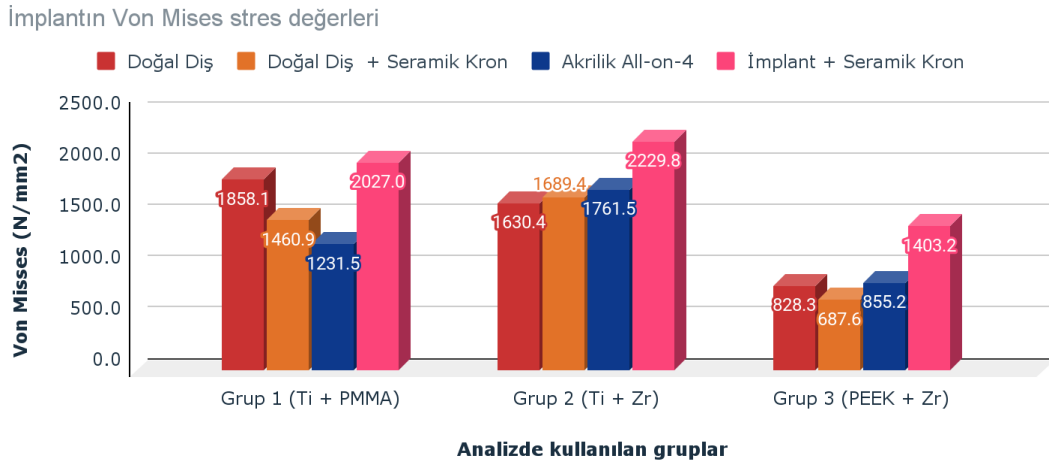


İmplantlar Üzerinde Görülen Von Mises Bulguları (σ_M)

Yükleme tarafında posterior implanttaki Von Mises gerilimlerin değerlerini şekil 24'te gösterilmektedir.

Şekil 24.

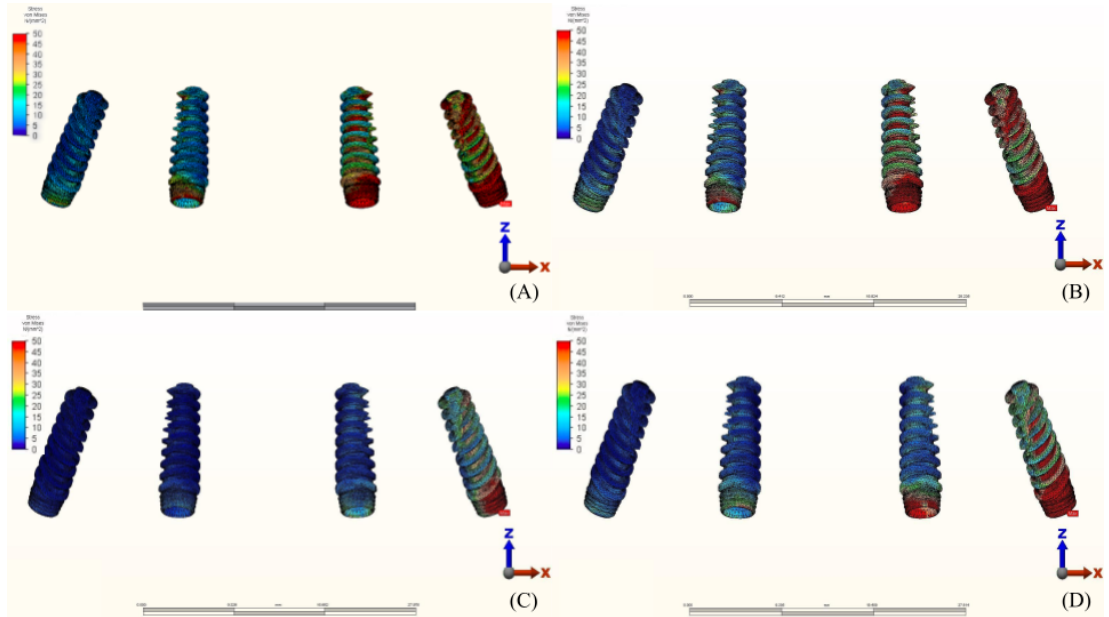
İmplantlarda oluşan Von Mises stres değerleri.



Grup 1'deki en yüksek Von Mises değeri *model 1.4*'te (karşı implant destekli seramik kron) görülmüştür ve 2027 N/mm^2 olarak kayıt edilmiştir. En düşük Von Mises değeri *model 1.3*'te (akrilik All-on-4) bulunmuştur ve 1231.5 N/mm^2 olarak kayıt edilmiştir. **Grup 2**'deki en yüksek Von Mises değeri *model 2.4*'te (karşı implant destekli seramik kron) görülmüştür ve 2229.8 N/mm^2 olarak kayıt edilmiştir. En düşük Von Mises değeri *model 2.1*'te (karşı doğal diş) bulunmuştur ve 1630.4 N/mm^2 olarak kayıt edilmiştir. **Grup 3**'teki en yüksek Von Mises değeri *model 3.4*'te (karşı implant destekli seramik kron) görülmüştür ve 1403.2 N/mm^2 olarak kayıt edilmiştir. En düşük Von Mises değeri *model 3.2*'te (karşı doğal diş ile seramik kron) bulunmuştur ve 687.6 N/mm^2 olarak kayıt edilmiştir. İmplanttaki bulunan Von Mises gerilimlerin dağılımlarını şekil 25-27 üzerinde gösterilmektedir.

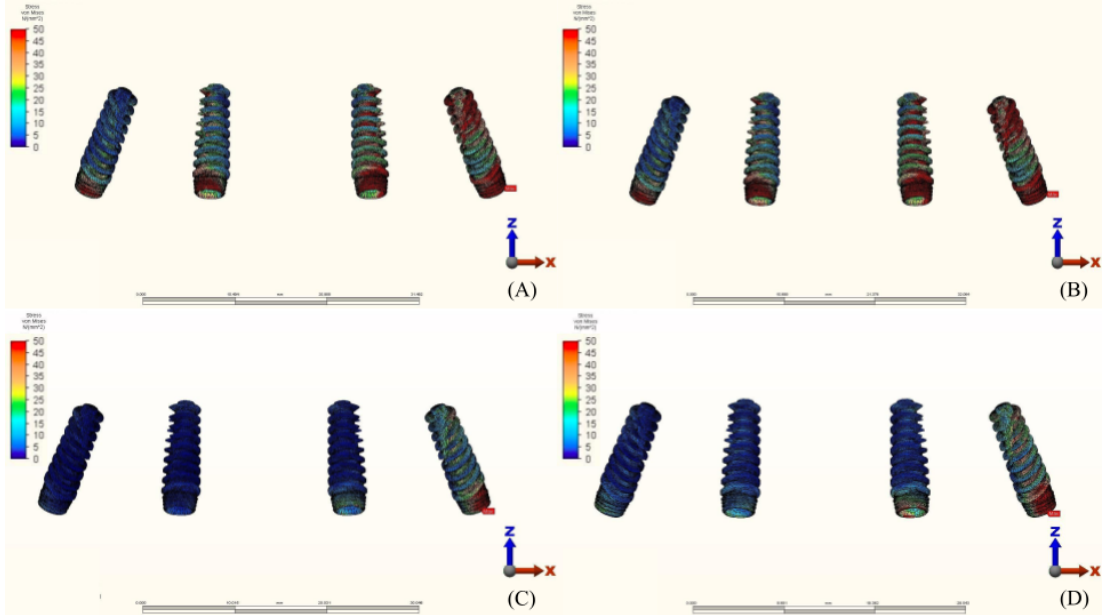
Şekil 25.

Grup 1 için implant Von Mises stres dağılımı (N/mm^2), Titanyum bar üzerine akrilik estetik materyal. (A) Model 1.1, karşı doğal diş. (B) Model 1.2, karşı diş destekli tam seramik kron. (C) Model 1.3, karşı akrilik All-on-4. (D) Model 1.4, karşı imp destekli tam seramik kron.



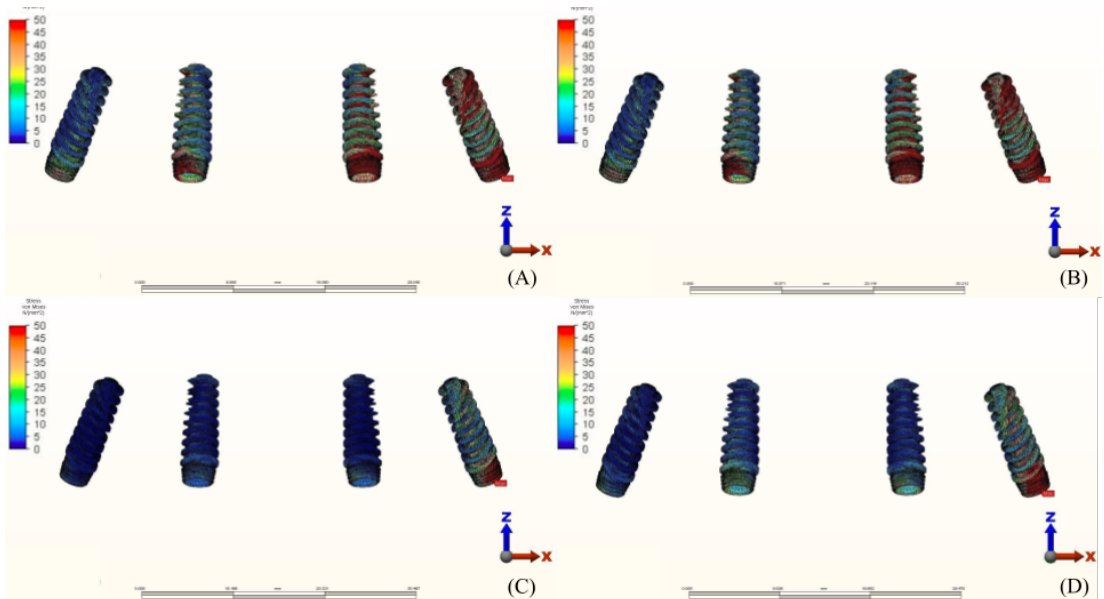
Şekil 26.

Grup 2 için implant Von Mises stres dağılımı (N/mm^2), altyapı titanyumdan, diş eti kompozit rezinden, zirkonya altyapılı seramik üst yapı (Toronto köprüsü). (A) Model 2.1, karşıt doğal diş. (B) Model 2.2, karşıt diş destekli tam seramik kron. (C) Model 2.3, karşıt akrilik All-on-4. (D) Model 2.4, karşıt implant destekli tam seramik kron



Şekil 27.

Grup 3 için implant Von Mises stres dağılımı (N/mm^2), altyapı PEEK malzemedan, diş eti kompozit rezinden, zirkonya altyapılı seramik üst yapı (Toronto köprüsü). (A) Model 3.1, karşıt doğal diş. (B) Model 3.2, karşıt diş destekli tam seramik kron. (C) Model 3.3, karşıt akrilik All-on-4. (D) Model 3.4, karşıt implant destekli tam seramik kron.



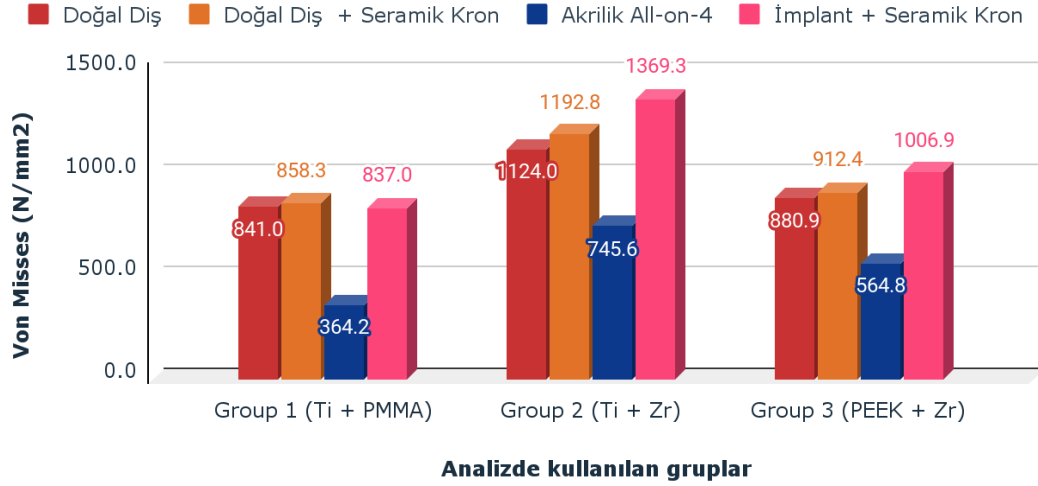
Abutmentlar Üzerinde Görülen Von Mises Bulguları (σ_M)

Yükleme tarafında posterior abutmenttaki Von Mises gerilimlerin değerlerini şekil 28'de gösterilmektedir.

Şekil 28.

Abutmentlarda oluşan Von Mises stres değerleri.

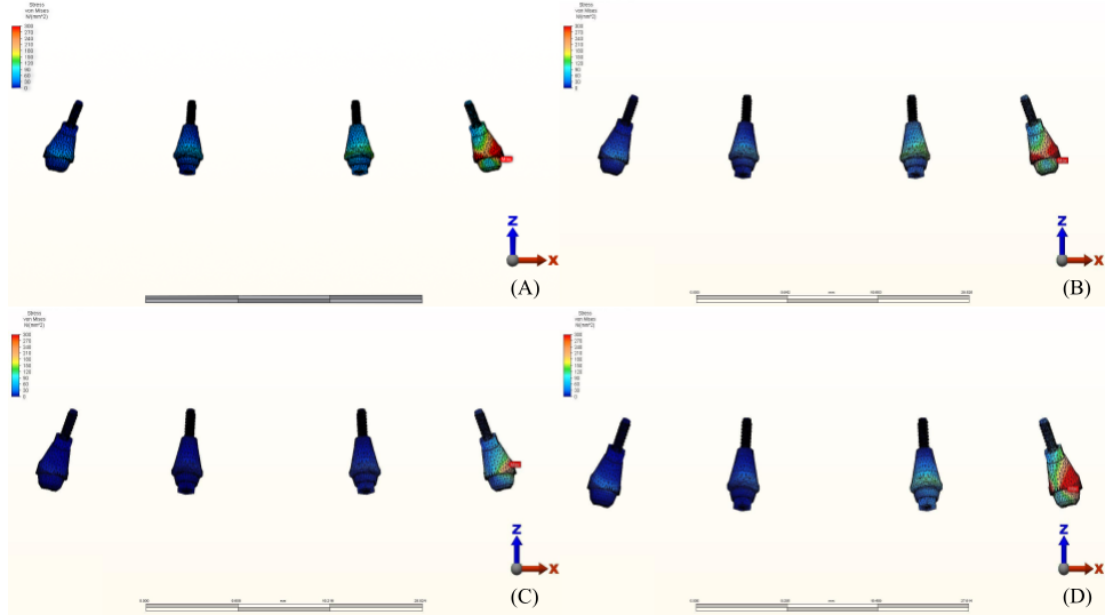
Abutmentların Von Mises stres değerleri



Grup 1'deki en yüksek Von Mises değeri *model 1.2*'de görülmüştür ve 858.3 N/mm² olarak kayıt edilmiştir. En düşük Von Mises değeri *model 1.3*'te bulunmuştur ve 364.2 N/mm² olarak kayıt edilmiştir. **Grup 2**'deki en yüksek Von Mises değeri *model 2.4*'te görülmüştür ve 1369.3 N/mm² olarak kayıt edilmiştir. En düşük Von Mises değeri *model 2.3*'te bulunmuştur ve 745.6 N/mm² olarak kayıt edilmiştir. **Grup 3**'teki en yüksek Von Mises değeri *model 3.4*'te görülmüştür ve 1006.9 N/mm² olarak kayıt edilmiştir. En düşük Von Mises değeri *model 3.3*'te bulunmuştur ve 564.8 N/mm² olarak kayıt edilmiştir. Abutmenttaki bulunan Von Mises gerilimlerin dağılımlarını şekil 29-31 üzerinde gösterilmektedir.

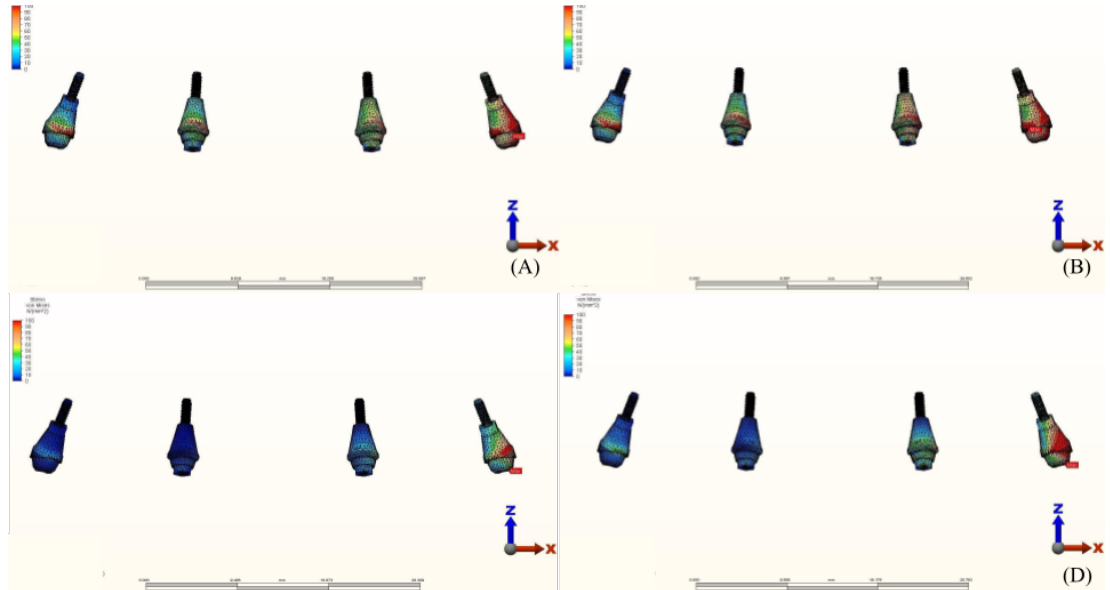
Şekil 29.

Grup 1 için abutment Von Mises stres dağılımı (N/mm^2), Titanyum bar üzerine akrilik estetik materyal. (A) Model 1.1, karşıt doğal diş. (B) Model 1.2, karşıt diş destekli tam seramik kron. (C) Model 1.3, karşıt akrilik All-on-4. (D) Model 1.4, karşıt implant destekli tam seramik kron



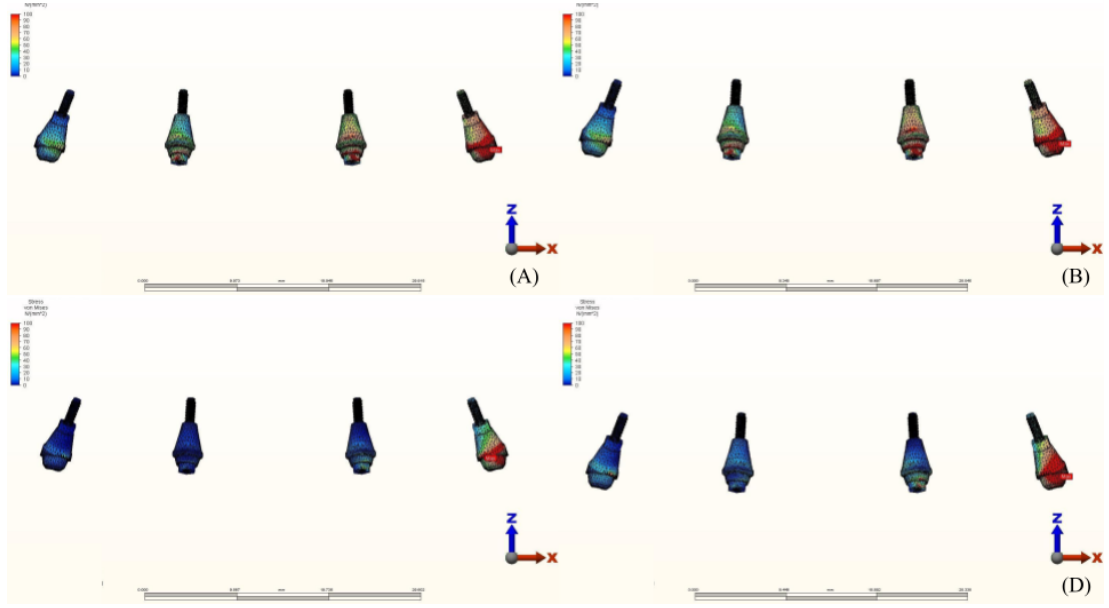
Şekil 30.

Grup 2 için abutment Von Mises stres dağılımı (N/mm^2), altyapı titanyumdan, diş eti kompozit rezinden, zirkonya altyapılı seramik üst yapı (Toronto köprüsü). (A) Model 2.1, karşıt doğal diş. (B) Model 2.2, karşıt diş destekli tam seramik kron. (C) Model 2.3, karşıt diş destekli tam seramik kron. (D) Model 2.4, karşıt implant destekli tam seramik kron



Şekil 31.

Grup 3 için abutment Von Mises stres dağılımı (N/mm²), altyapı PEEK malzemedan, diş eti kompozit rezinden, zirkonya altyapılı seramik üst yapı (Toronto köprüsü). (A) Model 3.1, karşıt doğal diş. (B) Model 3.2, karşıt diş destekli tam seramik kron. (C) Model 3.3, karşıt akrilik All-on-4. (D) Model 3.4, karşıt implant destekli tam seramik kron.

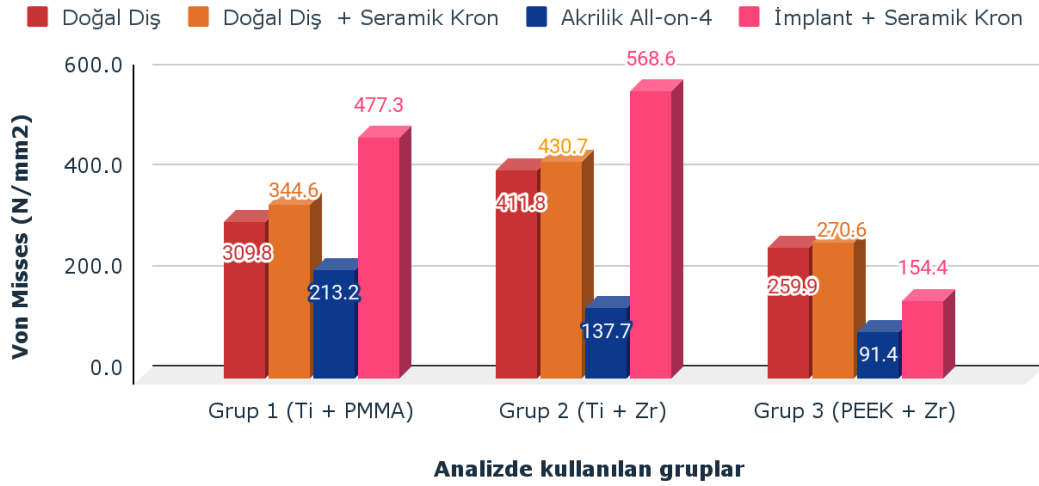


Alt Yapılar Üzerinde Görülen Von Mises Bulguları (σ_M)

Alt yapılarıdaki Von Mises gerilimlerin değerlerini şekil 32'de gösterilmektedir.

Şekil 32.

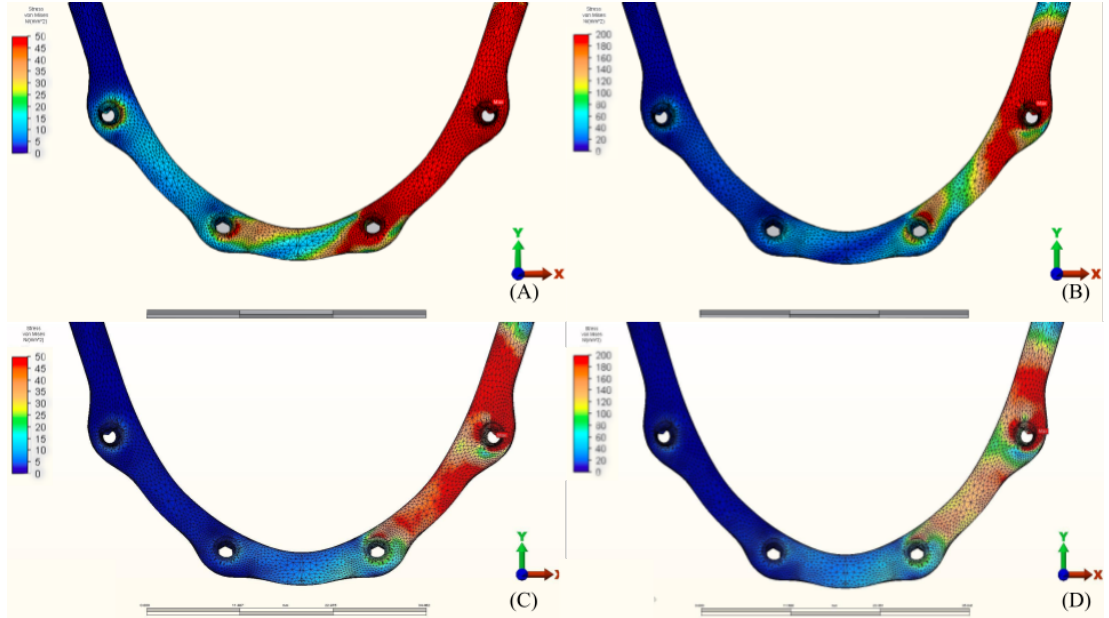
Altyapılarda oluşan Von Mises stres değerleri.



Grup 1'deki en yüksek Von Mises değeri *model 1.4*'te görülmüştür ve 477.3 N/mm² olarak kayıt edilmiştir. En düşük Von Mises değeri *model 1.3*'te bulunmuştur ve 213.2 N/mm² olarak kayıt edilmiştir. **Grup 2**'deki en yüksek Von Mises değeri *model 2.4*'te görülmüştür ve 568.6 N/mm² olarak kayıt edilmiştir. En düşük Von Mises değeri *model 2.3*'te bulunmuştur ve 137.7 N/mm² olarak kayıt edilmiştir. **Grup 3**'teki en yüksek Von Mises değeri *model 3.2*'te görülmüştür ve 279.6 N/mm² olarak kayıt edilmiştir. En düşük Von Mises değeri *model 3.3*'te bulunmuştur ve 91.4 N/mm² olarak kayıt edilmiştir. Alt yapılarıdaki bulunan Von Mises gerilimlerin dağılımlarını şekil 33-35 üzerinde gösterilmektedir.

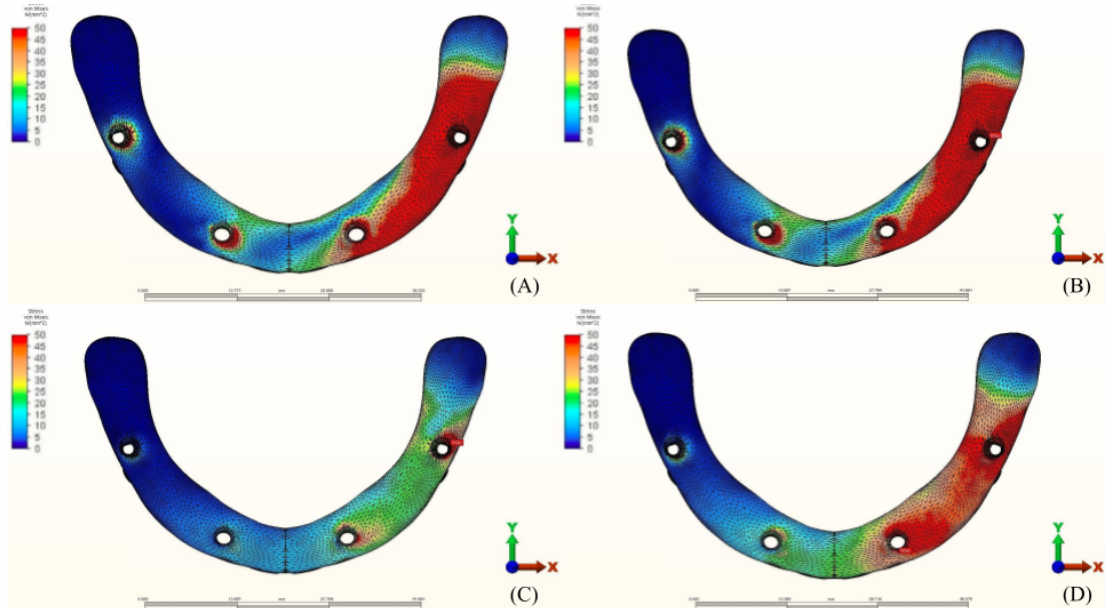
Şekil 33.

Grup 1 için alt yapı Von Mises stres dağılımı (N/mm²), Titanyum bar üzerine akrilik estetik materyal. (A) Model 1.1, karşıt doğal diş. (B) Model 1.2, karşıt diş destekli tam seramik kron. (C) Model 1.3, karşıt akrilik All-on-4. (D) Model 1.4, karşıt implant destekli tam seramik kron.



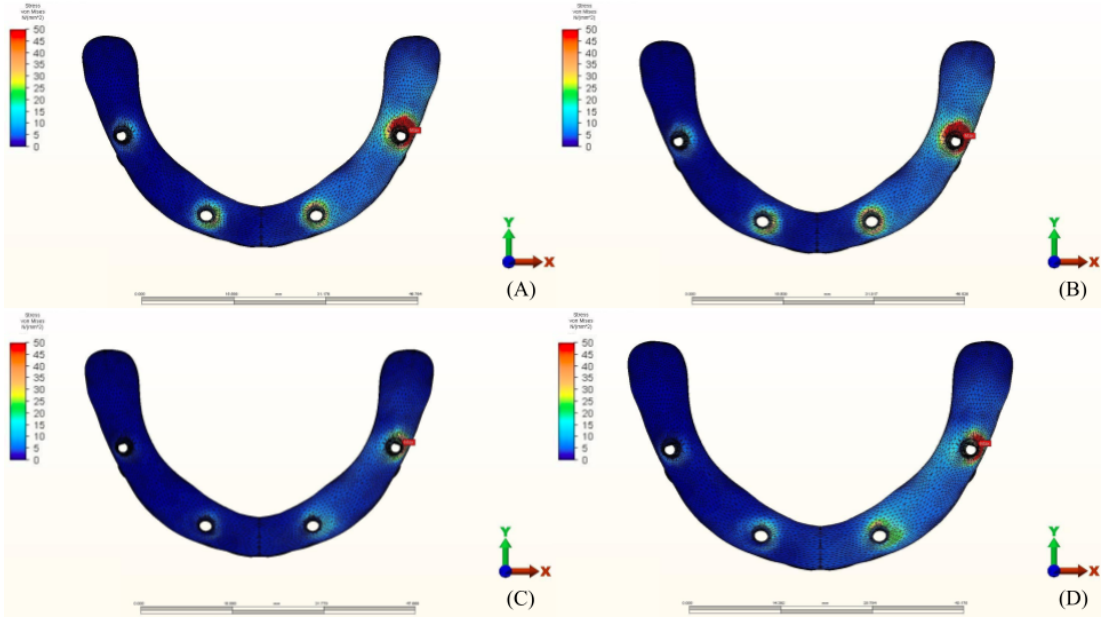
Şekil 34.

Grup 2 için alt yapı Von Mises stres dağılımı (N/mm²), altyapı titanyumdan, diş eti kompozit rezinden, zirkonya altyapılı seramik üst yapı (Toronto köprüsü). (A) Model 2.1, karşıt doğal diş. (B) Model 2.2, karşıt diş destekli tam seramik kron. (C) Model 2.3, karşıt akrilik All-on-4. (D) Model 2.4, karşıt implant destekli tam seramik kron.



Şekil 35.

Grup 3 için alt yapı Von Mises stres dağılımı (N/mm^2), altyapı PEEK malzemeden, diş eti kompozit rezinden, zirkonya altyapılı seramik üst yapı (Toronto köprüsü). (A) Model 3.1, karşıt doğal diş. (B) Model 3.2, karşıt diş destekli tam seramik kron. (C) Model 3.3, karşıt akrilik All-on-4. (D) Model 3.4, karşıt implant destekli tam seramik kron.



BÖLÜM V

Tartışma

Bu çalışmada önerilen hipotez, “All-on-4 tedavi konsepti üzerine uygulanan farklı protetik uygulamaların, farklı karşıt ark materyalleri/destekleri varlığında, implant, kemik, abutment ve altyapı üzerinde değişik stres değerleri gösterebilmektedir” şeklindedir. Çalışmanın sonuçlarına göre, üst ve alt yapı materyallerinin değişmesi ile birlikte oluşan streslerde farklar bulunmuştur. Bu sonuçlar göz önüne alındığında önerilen hipotez kabul edilmiştir.

Teşhis ve planlama aşamasında anatomik, protetik ve mekanik faktörlerin dikkatli bir şekilde incelenmesi, implant başarısı için önemli bir rol oynamaktadır (Sakka, & diğ., 2012). Posterior maksilla, en düşük süngerimsi kemik yoğunluğuna ve kortikal kemik kalınlığına sahiptir (Wang, & diğ., 2020). Klinik raporlar, özellikle mandibulanın ön bölgesinde, daha iyi kemik hacmi ve yoğunluğu ile ilişkili olan maksillaya kıyasla mandibuladaki oral implantlar için daha yüksek bir sağkalım oranı göstermiştir (Tinsley, & diğ., 1999; Turkyilmaz, & diğ., 2008). Ayrıca, klinik çalışmalarda en yüksek başarısızlık oranının maksillanın posterior bölgesinde görüldüğü belirtilmiştir, bu da bu bölgenin sıklıkla yeterli kemik hacmi ve/veya yoğunluğundan yoksun olmasına bağlanmıştır (Jemt & Lekholm 1995; Kaptein, & diğ., 1999). Farklı yükleme koşulları altında, kemiğin mekanik bütünlüğü ve performansı, hem kemik sağlığının göstergesi olan hem de kemik gücünü destekleyen mekanik özelliklerinden ve geometrik özelliklerinden doğrudan etkilenir (Hart, & diğ., 2017; Hart, & diğ., 2020). Kemik-implant ara yüzünün biyomekanik özelliklerinin geliştirilmesi, implant prosedürlerinin cerrahi başarısının anahtarıdır. Çalışmalar, implantın fonksiyonel yüklenmesinin kemik oluşumuna yardımcı olduğunu göstermiştir (van Oers, & diğ., 2008). Öte yandan, fazla mekanik yükleme, konakla ilgili sorunlarla bağlantılı olarak implant tedavisinin başarısız olmasına neden olabilir (Duyck & Vandamme, 2014). Yapılan bir çalışmaya göre insan kemiğinin maksimum mukavemetinin, gerilim ve sıkıştırma için sırasıyla 133 MPa ve 193 MPa olduğunu göstermiştir (Reilly & Burstein, 1975). Bu nedenle, oklüzal streslerin insan kemiğinin biyolojik sınırların içinde tutulması önerilmektedir (Reilly & Burstein, 1975). Bu çalışmada, peri-implant kemik dokusundaki stres seviyeleri tüm gruplar için düşüktür.

Tüm değerler kortikal kemiğin basma ve çekme sınırları içindedir. Bu da yapılan çalışmada, kullanılan kombinasyondan bağımsız olarak, seçilen yükleme miktarları ve yöntemleri altında kemikte rezorpsiyon oluşmayacağı anlamına gelebilmektedir.

Anatomik sınırlamaların üstesinden gelmek ve kemik grefti ve augmentasyon prosedürlerinin kullanımını ortadan kaldırmak için, açılı implant kullanımı önerilmiştir (Asawa, & diğ., 2015; Lazarov, 2019). İmplant eğimlendirilmesi, implantın-kemiğe temas alanının derecesini arttırmakta ve böylece implantın primer stabilitesini olumlu yönde etkilemektedir (Aparicio, & diğ., 2001). Bu tekniği kullanan All-on-4 konsepti, atrofik çenelerde bulunan kemiğin kullanımını en üst düzeye çıkarmak için tasarlanmıştır. Sonuç olarak, bu tedavi maliyetlerini artıran komplike cerrahi işlemlerden ve bu işlemlerde görülebilecek komplikasyonlarından kaçınılmaktadır (Maló, & diğ., 2003; Lyra, 2018). Mevcut çalışmada da All-on-4 tekniğinin bahsi geçen avantajları göz önüne alınarak, bu teknikle rehabilite edilen atrofik maksilla modellemesi yapılarak analizler değerlendirilmiştir.

İdeal olarak, implantların fonksiyonel yükünün yönü implantın orta dikey eksenine ile çakıştığında uygun bir biyomekanik sonuca sahiptir. Fakat implant bölgesinde, özellikle maksillanın ön tarafında mevcut olan kemik miktarındaki ve kalitesindeki sınırlama nedeniyle, implantların uygun dağılımı yakalayacak şekilde dikey pozisyonda yerleştirilmesi kemik augmentasyonu uygulanmadan mümkün değildir. Augmentasyon yapmadan yerleştirilen dikey implantlarda ise uzun kantilever mesafeleri kaçınılmazdır. Uzun distal kantilever mesafelerini azaltmak için eğimli distal implantların kullanılmasında biyomekanik bir avantaj vardır. Eğimli implantlarla tedavi edilen hastaları, geleneksel dikey implantlarla tedavi edilenlerle kıyaslayan bir meta analizde ise; eğik implantların, dikey implantlarla benzer özellik gösterdiğini ve uzun dönem marjinal kemik kaybının da benzer olduğu bulgulanmıştır (Ata-Ali, & diğ., 2012). Açılı implantlar ve anterior maksilladaki implantların etrafındaki kemik kaybı arasındaki ilişkiyi değerlendirdikten sonra, açılı implantlar kemik kaybı riskinin artmasıyla bağlantılı değildir ve açılı implantlar kemik augmentasyonu prosedürlerinden kaçınmak için dikey implantlara tatmin edici bir alternatif olabilir (Tabrizi, & diğ., 2013). Eğik implantların çevresindeki marjinal kemik kaybının düz implantlarla karşılaştırılmasında, kısa ve orta dönemde eğik ve

düz implantlar arasında ortalama marjinal kemik kaybında anlamlı bir fark görülmemiştir (Monje, & diğ., 2012). Ozan ve Kurtulmuş-Yılmaz (2018) değişik eğilendirmelerdeki distal implantların etkilerini değerlendirmişlerdir. Çalışmada, verilen eğimler ile daha distale gidilerek kantilever mesafesi kısaltılmıştır. Posterior implantların (30° veya 45°) eğilendirilmesinin, anterior düz implantların etrafındaki baskıyı azalttığı gösterilmiştir. Çalışmanın sonucunda, posterior implantların 30° veya 45° eğilendirilmesinin sistemi mekanik olarak olumlu yönde etkilediğini vurgulamışlardır. Başka bir araştırmada ise, 0° - 45° arasında değişen açılı abutmentler kullanılarak restore edilen implantların klinik uzun vadeli davranışının ön sonuçları sunulmaktadır (Sethi, & diğ., 2000). Çalışma, 0 ila 45 derece arasında değişen açılı abutmentlerin kullanımının implantların sağkalım oranında anlamlı bir fark yaratmadığını göstermiştir (Sethi, & diğ., 2000). Bütün bu yapılan çalışmalarda biyomekanik avantajlar göz önünde bulundurulduğunda mevcut çalışmada Ozan ve Kurtulmuş-Yılmaz'ın (2018) önerdiği gibi 30 derece eğilendirme yapılarak bütün modellerdeki konfigürasyonlar standardize edilmiştir. Böylelikle açı farklarının oluşturabileceği farklı stresler elimine edilerek materyallerin oluşturabileceği farklı etkiler değerlendirilmeye çalışılmıştır.

İmplant destekli hibrit protezlerin yapımında farklı materyallerinin ve tasarımlarının kullanımı mümkündür (Kenneth, & diğ., 2012; Drago & Howell, 2012; Guess, & diğ., 2012; Whitty, 2014; Menini, & diğ., 2015; Mendez Caramês, & diğ., 2016; Montero, & diğ., 2012). İmplant üstü protezlerde altın ve diğer metal alaşımları (örn., Cr-Co, Au-Pd, Ag-Pd), protez sertliğini artırmak, implantları aşırı yüklemelerden korumak ve teknik komplikasyon riski azaltmak için kullanılmaktadır (Menini, & diğ., 2017). CAD-CAM teknolojisindeki gelişmelerle birlikte titanyum ve zirkonya yüksek başarı oranlarıyla alternatif malzemeler olarak tanıtılmıştır (Maló, & diğ., 2012). Ayrıca, bu iki malzemeler son derece biyoyumlu malzemelerdir. Kimyasal ve biyolojik kararlılık, biyoyumluluk, aşınma direnci ve üstün mekanik özellikleri nedeniyle diş hekimliği alanında PEEK kullanımı da günümüzde yaygın hale gelmiştir (Stawarczyk, & diğ., 2013). Biz de bu nedenle, çalışmamıza konvansiyonel protetik materyallere ilaveten popülerliği giderek artan PEEK materyalini de ilave ederek daha güncel materyallerin biyomekanik açıdan analizini yapmayı amaçladık.

Çiğneme kuvvetleri restorasyona iletimi esnasında şekil değiştirmektedir. Bu kuvvetler protez-implant aksı boyunca yayılmaktadır. Protetik materyaller, siman, abutment, vida, implant ve peri-implant kemiğin tümü çiğneme kuvvetinden etkilenebilmektedir. İmplantları birbirine rijit bir şekilde splintleyen sert bir alt yapı tasarımının, abutmentlere ve implantlara daha eşit bir oklüzal stres dağılımı sağlaması beklenmektedir (Menini, & diğ., 2015). Birçok araştırmacı tarafından, sert malzemelerin kullanılmasının daha iyi bir gerilim dağılımı ile sonuçlanabileceği öne sürülmüştür (Rubo & Souza 2008; Ferreira, & diğ., 2014; Bhering, & diğ., 2016; Kelkar, & diğ., 2021). Ancak mevcut çalışmada akrilik ile titanyumun kombinasyon halinde kullanılması, zirkonyum ile karşılaştırıldığında, implant çevresinde lokalize olan kemikte düşük stresler göstermektedir. Buna ek olarak, tüm maksiller protezler, mandibular implant destekli akrilik protez ile karşılaştırıldığında implantı çevreleyen kemikte daha düşük stresler göstermektedir. Bu sonuçlar, diğer yazarlar tarafından elde edilen sonuçlarla benzerlik göstermektedir (Çiftçi, & diğ., 2000; Erkmen, & diğ., 2011; de Medeiros, & diğ., 2019). Çiftçi vd. (2000), implant destekli sabit bölümlü protezler için üst yapıların yapımında kullanılan çeşitli malzemelerin dokular etrafındaki stres dağılımı üzerindeki etkisini incelemişlerdir. Porselen, altın alaşımı, kompozit rezin, güçlendirilmiş kompozit rezin ve akrilik rezin kron materyali 3 boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi kullanarak değerlendirilmiştir. Kron malzemesi olarak altın alaşımı ve porselenin kullanıldığı modellerde en yüksek gerilme seviyeleri, akrilik rezinin kullanıldığı modelde ise en düşük gerilme seviyeleri gözlenmiştir. Fotoelastik ve gerilim ölçer analizi kullanılarak farklı malzeme ve tekniklerle üretilmiş altyapılara sahip tam sabit mandibular protezlerde stres dağılımını değerlendiren bir başka çalışma da literatürde mevcuttur (Vinayagavel, & diğ., 2013). Bahsi geçen çalışmada yedi grup oluşturulmuştur. Grup I altın kron; grup II nikel-krom kron; grup III paladyum kron; grup IV metal seramik kron; grup V ısı ile sertleşen akrilik rezin; grup VI modifiye edilmiş akrilik rezin; grup VII preslenebilir seramik. Grup V ve VI, diğer gruplara kıyasla daha küçük stres değerleri göstermiştir. Bu bulgular akrilik rezinin (2.2 GPa) hem seramikten (82 GPa) hem de zirkonyadan (210 GPa) daha düşük olan elastisite modülünden kaynaklanmış olabilir; bu da, streslerin daha fazla emilmesini ve dolayısı ile destekleyici kemiğe daha düşük stres aktarımını sağlamaktadır (Çiftçi, & diğ., 2000; Erkmen, & diğ., 2011; Bijjargi &

Chowdhary, 2013). Menini vd. (2013) farklı restoratif materyallerden yapılmış kronlardan iletilen dikey oklüzal kuvvetleri ölçmek için bir çalışma yürütmüştür. Kompozit ve akrilik rezin kronların, zirkonya, seramik ve altın alaşımından yapılmış kronlara göre oklüzal kuvvetlerden kaynaklanan stresleri daha fazla absorbe edebildikleri sonucuna varmışlardır. İmplantlarda yükleri eşit olarak dağıtabilen sert bir altyapı ile birleşen bu stres emici etki, oklüzal yükleri kontrol etmek için araştırmacılar tarafından en iyi seçenek olarak kabul edilmiştir (Delucchi, & diğ., 2021). Brånemark (1983), implantlarla tedavi edilen tamamen dişsiz hastalarda tam ark protezlerinin yüzeylerini kapatmak için akrilik rezini tavsiye etmiştir. Bu materyalin normal olarak periodonsiyum tarafından sağlanan esnekliği telafi edeceği ve daha başarılı sonuçlar ortaya koyabileceğini belirtmiştir. Biz de çalışmamızda, esnek (PEEK, akrilik) ve rijit (Zirkonya) değişik protetik malzemeleri kullanarak, bu malzemelerin bütün komponentler üzerindeki etkisini detaylı olarak incelemeyi amaçladık.

Elsayyad vd. (2020) mandibular 3-implant destekli protezlerle 4-implant destekli protezlerin biyomekaniklerini karşılaştırmak için bir çalışma yapmışlardır. Çalışmada, karşıt ark olarak, tam protez ve doğal dişler modellenmiştir. Akrilik protezi karşılayan sabit tam ark protezler, doğal dişlerle kıyasladığında peri-implant kemikteki streslerin daha düşük olduğu gösterilmiştir. Ayrıca, 3-implant destekli protezlerin, özellikle karşısında doğal diş varlığında, 4-implant destekli tasarımlardan daha başarısız sonuçlar sergilediğini belirtmişlerdir. Gracis vd. (1991) yaptıkları bir çalışmada gerilim ölçer kullanmışlardır. Söz konusu çalışmada, mikrodolduruculu ışıqla polimerize edilen kompozit rezinler, mikrodolduruculu ısıyla kompozit rezinler, ve ısıyla polimerize edilen polimetil metakrilat rezin materyallerin porselen ve altın alaşımlarına göre %50 daha düşük darbe (çarpma) kuvveti gösterdikleri sonuçlandırılmıştır. Öte yandan, bazı araştırmacılar, protez üzerindeki kron materyalinin değiştirilmesinin kemik-implant ara yüzündeki stres seviyesi veya dağılımı üzerinde önemli bir etkisi olmadığı sonucuna varmışlardır (Ismail, & diğ., 1989; Papavasiliou, & diğ., 1996; Santiago Junior, & diğ., 2013). Santiago-Junior vd. (2013) farklı malzemelerinin (kompozit rezin, akrilik rezin, porselen ve NiCr) tek implant destekli protezlerde stres dağılımı üzerindeki etkisini test etmişlerdir. Akrilik rezin ve porselen gibi farklı rijidite değerine sahip kron materyalinin vidalı tek üniteli

protezlerde kemik/implant arayüzü etrafındaki stres dağılımında bir fark olmadığını belirtmişleridir. Bu çalışmanın sonuçlarında bulunan farklılık, araştırmacıların hesaplama programında önceden belirlenmiş sayısal verileri kullandıkları yerde ve kullandıkları metodolojiye bağlı olabileceği gibi bu çalışmadan farklı olarak sanal modellerin kullanımına ve ayrıca çalışılan protez tipine de bağlı olabilmektedir. Bu çalışmada kemik/implant ara yüzü için benzer stres değerleriyle karşılaştırılmasına rağmen, akrilik rezinin aşınmaya ve kırılmaya karşı düşük direnç göstermesi nedeniyle, zamanla dikey boyut kaybı oluşabileceğinden çiğneme fonksiyonunda bazı sorunların ortaya çıkabileceği belirtilmiştir (Real-Osuna, & diğ., 2012; Coelho Goiato, & diğ., 2013). Ventura vd. (2016) akrilik protezlerin %40' ının cinsiyet tipi, karşıt ark materyali ve kantilever boyutu gibi farklı kriterler varlığında, metalik altyapı ile mekanik bağlanma ve yapay diş kırığı gibi bazı başarısızlıklar sunduğunu tespit etmişlerdir. Karşı arkta doğal diş varlığı, uzun kantilever ve mekanik retansiyonu olmayan metalik altyapısı olan akrilik rezinlerin kırılma oranlarının daha yüksek olduğu belirtilmiştir.

Bazı araştırmacılar altyapı malzemesinin, implantı çevreleyen bileşenlere aktarılan gerilim miktarları üzerinde etkili olduğunu vurgulamışlardır (Bhering, & diğ., 2016; Villefort, & diğ., 2020; Tribst, & diğ., 2020). Bunun aksine, bazı diğer araştırmacılar ise malzemenin önemli bir etkisinin olmadığını belirtmişlerdir (Tribst, & diğ., 2017). PEEK' i titanyum ve zirkonya ile karşılaştıran çalışmalar, zirkonya ve titanyum gibi daha sert malzemelerde altyapının içinde daha yüksek stres konsantrasyonu göstermişlerdir (Bhering, & diğ., 2016; Villefort, & diğ., 2020). Zirkonya ve titanyum altyapılardaki artan streslere rağmen, bazı yazarlar, altyapıların artan sertliğinin, implant ve protez bileşenlerine daha düşük yüklerin aktarılmasına yardımcı olabileceğini ve protez başarısızlığından kaçınabileceğini belirtmişlerdir (Bhering, & diğ., 2016; Lee, & diğ., 2017; Kelkar, & diğ., 2021). Çalışmamızda PEEK kullanımı, altyapılardaki gerilmelerde bir azalma sağlamıştır bunu sırasıyla titanyum ile akrilik ve titanyum ile zirkonya kombinasyonları izlemiştir. Lee vd. (2017) benzer bir çalışma yürütmüş ve PEEK altyapı malzemesini titanyum ve zirkonya ile karşılaştırmışlardır. Sonuç olarak arada çok büyük sayısal farklar gözlenmemesine rağmen titanyum ve zirkonya ile karşılaştırıldığında PEEK altyapısında daha düşük stres birikimi bulgulanmıştır. Zoidis (2018), protez üretimi için alternatif bir malzeme

olarak PMMA ve modifiye PEEK kombinasyonu olarak altyapı malzemesinin kullanılmasını önermektedir. Modifiye edilmiş PEEK'in kemiğe benzeyebileceğini ve bu nedenle bir stres kırıcı görevi görebileceğini ve restorasyona aktarılan kuvvetleri azaltabileceğini belirtmiştir. PMMA ile birleştirilmiş PEEK altyapının elastik performansının, oklüzal kuvvetleri azaltabileceği ve böylece implant destekli restorasyonu ve karşıt diş yapısını koruyacağını öne sürülmüştür (Zoidis, 2018). Shetty vd. (2021) tarafından farklı ark antagonist kuvvetlerine sahip mandibular All-on-4 implant destekli protezlerde protez altyapı malzemesinin ve kantilever uzunluğunun peri-implant gerilme üzerindeki etkisini değerlendirmek için bir araştırma yapılmıştır. Doğal dişi simüle eden kuvvetler, kantileversiz altyapıya uygulandığında, PEEK'te en az peri-implant gerilmenin gözlemlendiği, zirkonyanın ise en yüksek peri-implant gerilme değerleri gösterdiği fark edilmiştir. Bununla birlikte, kantileverin uzunluğu arttırıldığında, en az peri-implant gerilmesi zirkonyada gözlenirken, PEEK en yüksek gerilme değerlerini göstermiştir. Benzer bir davranış, altyapıya tam protezleri simüle eden kuvvetler uygulandığında fark edilmiştir. Sirandoni vd. (2019) implant destekli sabit mandibular protezlerde farklı altyapı malzemelerinin (titanyum, kobalt-krom, zirkonya, PEEK, karbon fiber takviyeli polieter eter keton ve PMMA) etkisini test etmişlerdir. PMMA ve PEEK altyapıları, altyapının içinde en düşük stresi göstermişler, bununla birlikte implant çevresindeki kemikte daha yüksek stresler oluşturmuşlardır. Çalışmamızla karşılaştırıldığında sonuçların farklı olmasının nedeninin, yazarların altyapı üzerinde herhangi bir protez kron materyali kullanmadan direkt altyapı materyalini test etmeleri olduğu düşünülmektedir. Üst yapı malzemesinin altyapı malzemeleriyle birlikte kullanılmasının stres absorbe edici bir görevi olduğu belirtilmektedir (Zoidis, 2018). Bu nedenle çalışmamızda titanyum altyapılara kıyasla PEEK altyapı kullanıldığında kemikte daha düşük stres değerleri gözlemlenmektedir. Overdenture tipi protezlerde altyapı malzemelerinin etkisini karşılaştıran başka bir çalışmada, PEEK'le kıyaslandığında titanyum altyapıda streslerin önemli ölçüde arttığı gösterilmiştir (El-Anwar ve Aboelfadl, 2019). Bununla birlikte, malzemenin türünün kemik üzerinde önemsiz bir fark yarattığını gösteren çalışmalarda mevcuttur (Santiago Junior, & diğ., 2013; Tribst, & diğ., 2017). Ancak bu görüşün aksine bizim çalışmamızda materyalle kemiğe gelen stresin değiştiği gözlemlenmiştir.

Kompozit rezinin PEEK'e ve titanyuma bağlanma gücünü araştıran çalışmalarda, PEEK'in kompozit rezin ile bağlanma gücünün titanyumdan daha büyük olduğu bulunmuştur (Preis, & diğ., 2017; Jin, & diğ., 2019). Bazı araştırmacılar, kemiğe iletilen stres miktarının, malzemenin kendisinden ziyade altyapı ve implant arasındaki iç uyumla daha fazla ilişkili olabileceğini ve iç aralık arttıkça daha fazla stres konsantrasyonuna neden olduğunu ve bunun daha çok üretim tekniği ile ilgili olabileceğini belirtmişlerdir (de Torres, & diğ., 2011; Assunção, & diğ., 2011). Malzemelerin elastisite modülündeki farklılık nedeniyle, PEEK altyapısı titanyumla kıyaslandığında daha iyi uyumluluk sağlayabilmektedir. Bu elastisite, birden fazla implanta ve pasif olmayan bir altyapıya sabitlendiğinde bir fark yaratabilmektedir. Daha esnek, yüksek yoğunluklu polimer malzemeler, pasif olmasalar bile altyapının implantlar üzerine sabitlenmesine olanak tanımaktadır. Buna karşılık, yüksek elastisite modülüne sahip malzemeler, bileşenler üzerinde fazla gerilim oluşturmadan pasif olmayan çerçevenin sıkılmasına izin vermemektedir. Torklama sırasında düşük elastisite modülüne sahip polimer malzemeler, pasif olmayan altyapıların sıkıştırılmasına yol açabilmektedir (Yılmaz, & diğ., 2018). Ek olarak, PEEK sabit bölümlü protezin altyapılarının kırılma mukavemetinin (1200N), lityum disilikat (950N), alümina (851N) veya zirkonya (981-1331N) ile karşılaştırıldığında çok daha yüksek olduğu bulunmuştur (Kolbeck, & diğ., 2008).

Çalışmamızda implant destekli tam seramik kron tüm gruplar içerisinde en yüksek stres değerleri bulunmuştur. Bu bulgular, karşıt ark implant destekli bir sabit protez olduğunda artan mekanik komplikasyonların varlığını vurgulayan çeşitli in vivo araştırmalarla doğrulanmıştır (Sailer, & diğ., 2007; Pjetursson, & diğ., 2007; Maló, & diğ., 2012; Papaspyridakos ve Lal, 2013; Gonzalez ve Triplett, 2017). Buna ek olarak, yazarlar doğal dişin olduğu durumlarda implant çevresinde (0,2 mm) daha düşük kemik kaybı ve aynı zamanda bir implant restorasyonu ile karşılaştırıldığında daha yüksek kemik kaybı (0,6 mm) bulgulamışlardır (Urdaneta, & diğ., 2014). Araştırmacılar, implant destekli protezlerde bulunmayan periodontal ligamentin bu bulguları tetiklediğini belirtmişlerdir (Ishigaki, & diğ., 2003; Maló, & diğ., 2012; Magne, & diğ., 2013; Kazemi, & diğ., 2014). Periodontal ligament, mekanoreseptörleri aracılığıyla merkezi sinir sistemine (CNS) mekanoreseptör uyarılar göndermektedir. Bu reseptörler, uygulanan yüklerin yönüne ve büyüklüğüne karşı

hassasiyet gösterirler ve oklüzal yükün büyüklüğü ve yönüne ilişkin afferent bilgilerin iletilmesiyle merkezi olarak oluşturulan ısırma ve çiğneme modellerinin adaptasyonuna aracılık etmektedir (Berkovitz, 2004). Bir implant doğal dişin yerini aldığı anda periodontal bağ kaybolur; bu nedenle periodontal ligament proprioseptif fonksiyonu çiğneme fonksiyonlarının düzenlenmesine aracılık edememektedir (Trulsson, & diğ., 2012). Ayrıca, implant ile oklüzyonda olan doğal dişler, fonksiyon sırasında hafif bir intrüzyona uğrayacaktır, ancak implant için aynı miktarda dikey/lateral yer değiştirme gözlemlenmeyecektir (Koosha & Mirhashemi, 2013). Sert kemik-implant arayüzü ve stresi karşılayan implant bileşenlerinin eksikliği, fizyoelastisite sağlamamakta ve doğal dişler gibi kuvvetleri tespit edememektedir (Park, & diğ., 2021). Higaki vd. (2014) bir implantın dokunsal duyarlılığının doğal bir dişinkinden önemli ölçüde daha düşük olduğunu göstermişlerdir. Hämmerle vd. (1995), doğal dişlere göre, algıyı uyarmak için gereken ortalama oklüzal kuvvetin implant destekli protezler için yaklaşık 9 kat daha fazla olduğunu bulmuşlardır. Goodacre vd. (2003), diş destekli seramik kronlar ve implant destekli seramik kronlarla ilişkili komplikasyonlar hakkında kapsamlı bir literatür taraması yapmışlar. Bu çalışmada bulunan sonuçlar, diş destekli restorasyonlara kıyasla implant destekli restorasyonlarda yaklaşık beş kat artışı temsil etmektedir. Kinsel ve lin (2009) tarafından implant destekli metal seramik restorasyonların porselen kırılması için potansiyel istatistiksel öngörülerini değerlendirmek için yürütülen bir başka retrospektif çalışmada, doğal diş ile desteklenen metal seramik kron veya bölümlü sabit protezlerin, implant destekli protezlerle kıyaslandığında, porselen kırılma riskinin daha düşük olduğunu bulmuşlardır. Çalışmamızda, implant destekli tam protezin, implant destekli tam seramik kron ile karşılaştırılması diğer tüm modellere kıyasla gerilimlerde önemli bir artışa neden olduğu saptanmıştır. Bunun yanı sıra, tam seramik kron veya doğal diş ile tam ark protezinin karşılaştırılması, kemik ve protez bileşenlerinde daha düşük stresler göstermiştir. Ancak doğal diş ile diş destekli tam seramik kron arasındaki fark yok denecek kadar azdır.

Ağız içi kuvvetlerin çok vektörlü olduğu ve yönlerine göre sayısal değer bakımından farklılık gösterdiği bilinmektedir (Pileicikene, & diğ., 2007; Commisso, & diğ., 2015). Mevcut çalışmaya benzer çalışmalarda, tüberküle yönelik sabit yükler ile alternatif kuvvetler (dikey, yatay, oblik) kullanılmıştır (Bhering, & diğ., 2016;

Almeida, & diğ., 2015; Gümrükçü, & diğ., 2017; Grande, & diğ., 2021). Latero-okluzal kuvvetler dikey kuvvetlerle karşılaştırıldığında daha yüksek gerilmelere neden olmakta ve kemiğin kalitesine ve implant uzunluklarına bakılmaksızın kemik gerilimi değerlerini anlamlı şekilde arttırdığı da bulgulanmıştır (Çiftçi, & diğ., 2000; Lin, & diğ., 2005). Yapılan araştırmalara göre tam protezlerin implantlarla desteklenmesi, masseter kası kalınlığı, maksimum ısırma kuvveti ve çiğneme verimliliği üzerinde olumlu etkilere sahip olduğu görülmektedir. İmplant destekli protezlerin tipi, bu etkinin büyüklüğü üzerinde etkili olabilmektedir (Müller, & diğ., 2012; Kim, 2021). Ayrıca, implant destekli protezlerin oklüzal özellikleri ve tüberkül eğimi, implantı çevreleyen kemik dokusuna stres/gerilme iletimi üzerinde önemli bir etkiye sahip olduğu bildirilmiştir (Weinberg & Kruger, 1995; Weinberg, 1998; Falcón-Antenucci, & diğ., 2010). Buna ek olarak, uygun oklüzyon şemasının seçilmesi ve gerekli oklüzal modifikasyonların ve ayarlamaların yapılması, protez bileşenlerinde oluşan kuvvetlerin miktarı üzerinde önemli bir etkiye sahiptir (Kim, & diğ., 2005; Bozyel ve Taşar Faruk, 2021). Çalışmamızda, ağız içi kuvvetleri mümkün olduğunca yakın bir şekilde simüle etmek için, kenetlenmenin beş kasa modellenmiştir ve her bir kasa bir ağırlık faktörü verilmiştir. Her modelde oklüzyonu ayarlamanın karmaşıklığı ve standardize etmek için diğer bazı geçmiş çalışmalarda da önerildiği gibi molar dişlerinin tüberküllerine temas eden küresel katı bir cisim kullanılmıştır (Ozan ve Ramoğlu, 2015; Ozan ve Kurtulmuş-Yılmaz, 2018; Ayali, & diğ., 2020). Çalışmamızda da benzer şekilde gıda parçasının simüle edilmesiyle bahsi geçen yayınlardaki gibi kuvvetlerin dikey, yatay ve oblik yönlerde uygulanması amaçlanmıştır (Ozan ve Kurtulmuş-Yılmaz, 2018).

Son yıllarda diş hekimliği, çok sayıda yetersiz ürün ve tekniğin piyasaya sürülmesine ve ardından piyasadandan çekilmesine tanık olmaktadır. Farklı ürün ve tekniklerin başarısızlığı, esas olarak ağız ortamının benzersiz koşullarından kaynaklanmaktadır. Bu başarısızlıklar, bilim adamlarının laboratuvar araştırmaları ile tekniklerin ve malzemelerin klinik performansı arasındaki ilişkiyi araştırmasının gerekliliğini göstermektedir. Bu nedenle tüm laboratuvar veya in vitro çalışmalar ağız ortamı göz önünde bulundurularak yapılmalıdır (Dejak, & diğ., 2003). Biyolojik malzemelerin düzensiz doğası nedeniyle, diş hekimliği alanında ağız boşluğundaki malzemelerin mekanik davranışlarını değerlendirmek için sonlu elemanlar analizinin

(SESA) geçerli bir yaklaşım olduğu kanıtlanmıştır (Desai Shrikar & Shinde Harshada, 2012; Bandela & Kanaparthi, 2020). SESA, birleşmiş yapıları görselleştirme yeteneği vermektedir ve herhangi bir noktada uygulanan bir kuvvetin yerini, büyüklüğünü ve yönünü belirlemeye izin vermektedir (Srirekha & Bashetty, 2010). Bu nedenle biz çalışmamızda, mümkün olduğu kadar biyolojik yapıları (kaslar, yumuşak dokular, kemik, vb.) doğru şekilde simüle edecek şekilde 3 boyutlu sonlu eleman stres analizini yöntemini kullanmayı amaçladık. Böylelikle, tam ark implant destekli protezlerin değişik karşıt ark mevcudiyetine göre implant, abutment ve kemikte oluşturduğu stresleri daha gerçeğe yakın bir şekilde analiz edilebileceğini düşündük.

SESA kullanılarak analiz edilen modellerin homojen, izotropik ve lineer olduğu kabul edilebilmektedir. Oral dokular daha karmaşık ve anisotropik olduğundan, sonuçları açıklarken bu kısıtlamaları dikkate almak önemlidir. Ek olarak, bu deneyler in vitro düzeyde yapılmakta ve bu nedenle, osseointegrasyonun gerçek temsili ve periodontal ligamanın işlevleri simüle edilememektedir. Klinik ortamlarda tam osseointegrasyon varsayımı mevcut olamayacağından, sonlu elemanlar analizi gerçek klinik senaryoyu tamamen taklit etmeyebilir. Çalışmamızda, posterior implantları 30°'lik bir açıyla eğilendirerek klasik All-on-4 konfigürasyonunu uygulamış olsa da, implantların açısını veya konfigürasyonunu değiştirmek biyomekanik açıdan farklı sonuçlara yol açabilmektedir. Bütün bunlara dental materyal teknolojisindeki hızlı gelişmelerin de eklendiğini düşündüğümüzde uzun süreli in-vivo çalışmalara ihtiyaç duyulabileceği varsayılmaktadır. Mevcut veriler, farklı implant sayıları, konfigürasyonları ve boyutları ve farklı protez malzeme kombinasyonlarına sahip yeni klinik çalışmalar ile desteklendiğinde kemik davranışının daha iyi anlaşılması mümkün olacaktır. Bu çalışmada ortaya atılan bulgular klinisyenlere bir fikir vermesine rağmen kesin yargılara varmak için yeterli değildir. Bu nedenle, klinik pratiğinde, farklı restoratif materyalleri ve altyapı tipleri ile gözlemlenen stres değerleri muhtemelen her hasta için değişik sonuçlar verebileceğinden, her vakanın kendi özelinde değerlendirilmesi gerektiği unutulmamalıdır.

BÖLÜM VI

Sonuç ve Öneriler

Sonuç

Bu in vitro çalışmanın bulguları ışığında ve limitasyonları dahilinde aşağıdaki sonuçlara varılmıştır:

1. All-on-4 kavramında karşıt arkta bulunan materyalin türü implantları çevreleyen kemikteki oluşan stres değerlerini etkilemektedir.
2. All-on-4 kavramında karşıt arkta bulunan materyalin türü protezin bileşenlerindeki oluşan stres değerlerini etkilemektedir.
3. PMMA ve PEEK gibi düşük elastisite modülüne sahip malzemelerin kullanımı kemiğe iletilen stres miktarını azaltmıştır.
4. İmplant destekli seramik protezin başka bir implant destekli tam ark protezine antagonist olarak kullanılması, protezin bileşimlerinde ve kemikte oluşan stres miktarını arttırmıştır.
5. Tam ark implant destekli protezlere antagonist olacak karşıt ark materyallerinin etkisi değerlendirildiğinde, doğal diş veya diş destekli seramik restorasyonların oluşturduğu stresler benzer bulunmuştur
6. İmplant destekli protezin alt yapısı üretiminde kullanılan materyalin türü protez bileşenlerinde ve peri-implant kemikte oluşan stres değerlerini etkilemektedir

Öneriler

Bu çalışmanın limitasyonları dahilinde, karşıt çenede rijit bir materyal (implant destekli seramik kron) mevcudiyetinde planlanan maksiller tam ark implant destekli protezlerde daha esnek protetik unsurların kullanılması önerilmektedir.

Kaynakça

- Adell, R., Lekholm, U., Rockler, B., & Brånemark, P. I. (1981). A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International journal of oral surgery*, 10(6), 387–416. [https://doi.org/10.1016/s0300-9785\(81\)80077-4](https://doi.org/10.1016/s0300-9785(81)80077-4).
- Al-Mazedi, M., Razzoog, M. E., & Yaman, P. (2014). Fixed maxillary and mandibular zirconia implant frameworks milled with anatomically contoured molars: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*, 112(5), 1013–1016. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.12.027>
- Albrektsson, T. O., Johansson, C. B. & Sennerby, L. (1994). Biological aspects of implant dentistry: osseointegration. *Periodontology 2000*, 4(1), 58–73.
- Almeida, E. O., Rocha, E. P., Freitas Júnior, A. C., Anchieta, R. B., Poveda, R., Gupta, N., & Coelho, P. G. (2015). Tilted and short implants supporting fixed prosthesis in an atrophic maxilla: a 3D-FEA biomechanical evaluation. *Clinical implant dentistry and related research*, 17 Suppl 1, e332–e342. <https://doi.org/10.1111/cid.12129>
- Aparicio, C., Ouazzani, W., & Hatano, N. (2008). The use of zygomatic implants for prosthetic rehabilitation of the severely resorbed maxilla. *Periodontology 2000*, 47, 162–171. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0757.2008.00259.x>
- Aparicio, C., Perales, P., & Rangert, B. (2001). Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periotest study. *Clinical implant dentistry and related research*, 3(1), 39–49. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2001.tb00127.x>
- Asawa, N., Bulbule, N., Kakade, D., & Shah, R. (2015). Angulated implants: an alternative to bone augmentation and sinus lift procedure: systematic review. *Journal of clinical and diagnostic research : JCDR*, 9(3), ZE10–ZE13. <https://doi.org/10.7860/JCDR/2015/11368.5655>
- Assunção, W. G., Barão, V. A., Tabata, L. F., Gomes, E. A., Delben, J. A., & dos Santos, P. H. (2009). Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *The Journal of craniofacial surgery*, 20(4), 1173–1177. <https://doi.org/10.1097/SCS.0b013e3181acdb81>
- Assunção, W. G., Gomes, E. A., Rocha, E. P., & Delben, J. A. (2011). Three-dimensional finite element analysis of vertical and angular misfit in implant-supported fixed

- prostheses. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 26(4), 788–796.
- Ata-Ali, J., Peñarrocha-Oltra, D., Candel-Marti, E., & Peñarrocha-Diago, M. (2012). Oral rehabilitation with tilted dental implants: a metaanalysis. *Medicina oral, patologia oral y cirugia bucal*, 17(4), e582–e587. <https://doi.org/10.4317/medoral.17674>
- Ayali, A., Altagar, M., Ozan, O., & Kurtulmus-Yilmaz, S. (2020). Biomechanical comparison of the All-on-4, M-4, and V-4 techniques in an atrophic maxilla: A 3D finite element analysis. *Computers in biology and medicine*, 123, 103880. <https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2020.103880>
- Babbush, C. A., Hahn, J. A., Krauser, J. T. & Rosenlicht, J. L. (2011). *Dental Implants: The Art and Science*. Saunders.
- Babbush, C. A., Kanawati, A., Kotsakis, G. A., & Hinrichs, J. E. (2014). Patient-related and financial outcomes analysis of conventional full-arch rehabilitation versus the All-on-4 concept: a cohort study. *Implant dentistry*, 23(2), 218–224. <https://doi.org/10.1097/ID.0000000000000034>
- Baggi, L., Cappelloni, I., Di Girolamo, M., Maceri, F., & Vairo, G. (2008). The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*, 100(6), 422–431. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(08\)60259-0](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(08)60259-0)
- Baggi, L., Di Girolamo, M., Vairo, G., & Sannino, G. (2013). Comparative evaluation of osseointegrated dental implants based on platform-switching concept: influence of diameter, length, thread shape, and in-bone positioning depth on stress-based performance. *Computational and mathematical methods in medicine*, 2013, 250929. <https://doi.org/10.1155/2013/250929>
- Bandela, V. & Kanaparthi, S. (2020). Finite Element Analysis and its applications in dentistry. In *Finite Element Methods and Their Applications*. IntechOpen.
- Barikani, H., Rashtak, S., Akbari, S., Badri, S., Daneshparvar, N., & Rokn, A. (2013). The effect of implant length and diameter on the primary stability in different bone types. *Journal of dentistry (Tehran, Iran)*, 10(5), 449–455.
- Becker, C. M., Kaiser, D. A., & Jones, J. D. (2000). Guidelines for splinting implants. *The Journal of prosthetic dentistry*, 84(2), 210–214. <https://doi.org/10.1067/mpr.2000.108672>

- Bedrossian, E. & Brånemark, P.-I. (2018). Surgical Protocol for the Placement of the Zygomatic Implant: A Graftless Approach for Treatment of the Edentulous Maxilla. In *BDJ Clinician's Guides* (pp. 133–157).
- Bedrossian, E., & Stumpel, L. J., 3rd (2001). Immediate stabilization at stage II of zygomatic implants: rationale and technique. *The Journal of prosthetic dentistry*, 86(1), 10–14. <https://doi.org/10.1067/mpr.2001.115890>
- Berkovitz B. K. (2004). Periodontal ligament: structural and clinical correlates. *Dental update*, 31(1), 46–54. <https://doi.org/10.12968/denu.2004.31.1.46>
- Bhardwaj, S., Srivastava, R., Palekar, U. & Choukse, V. (2014). The “All-on-four” immediate function concept: A review. *Natl J Dent Sci Res*, 2, 78–81.
- Bhering, C. L., Mesquita, M. F., Kemmoku, D. T., Noritomi, P. Y., Consani, R. L., & Barão, V. A. (2016). Comparison between all-on-four and all-on-six treatment concepts and framework material on stress distribution in atrophic maxilla: A prototyping guided 3D-FEA study. *Materials science & engineering. C, Materials for biological applications*, 69, 715–725. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2016.07.059>
- Bidra, A. S., Rungruanganunt, P. & Gauthier, M. (2017). Clinical outcomes of full arch fixed implant-supported zirconia prostheses: A systematic review. *European Journal of Oral Implantology*, 10 Suppl 1, 35–45.
- Bijjargi, S., & Chowdhary, R. (2013). Stress dissipation in the bone through various crown materials of dental implant restoration: a 2-D finite element analysis. *Journal of investigative and clinical dentistry*, 4(3), 172–177. <https://doi.org/10.1111/j.2041-1626.2012.00149.x>
- Bonakdarchian, M., Askari, N., & Askari, M. (2009). Effect of face form on maximal molar bite force with natural dentition. *Archives of oral biology*, 54(3), 201–204. <https://doi.org/10.1016/j.archoralbio.2008.11.009>
- Bothur, S., Jonsson, G., & Sandahl, L. (2003). Modified technique using multiple zygomatic implants in reconstruction of the atrophic maxilla: a technical note. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 18(6), 902–904.
- Bozyel, D., & Taşar Faruk, S. (2021). Biomechanical Behavior of All-on-4 and M-4 Configurations in an Atrophic Maxilla: A 3D Finite Element Method. *Medical science monitor : international medical journal of experimental and clinical research*, 27, e929908. <https://doi.org/10.12659/MSM.929908>

- Brånemark P. I. (1983). Osseointegration and its experimental background. *The Journal of prosthetic dentistry*, 50(3), 399–410. [https://doi.org/10.1016/s0022-3913\(83\)80101-2](https://doi.org/10.1016/s0022-3913(83)80101-2)
- Brånemark, P. I., Gröndahl, K., Ohnells, L. O., Nilsson, P., Petruson, B., Svensson, B., Engstrand, P., & Nannmark, U. (2004). Zygoma fixture in the management of advanced atrophy of the maxilla: technique and long-term results. *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery and hand surgery*, 38(2), 70–85. <https://doi.org/10.1080/02844310310023918>
- Brånemark, P. I., Hansson, B. O., Adell, R., Breine, U., Lindström, J., Hallén, O., & Ohman, A. (1977). Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery. Supplementum*, 16, 1–132.
- Braun, S., Bantleon, H. P., Hnat, W. P., Freudenthaler, J. W., Marcotte, M. R., & Johnson, B. E. (1995). A study of bite force, part 1: Relationship to various physical characteristics. *The Angle orthodontist*, 65(5), 367–372. [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(1995\)065<0367:ASOBF>2.0.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(1995)065<0367:ASOBF>2.0.CO;2)
- Braun, S., Bantleon, H. P., Hnat, W. P., Freudenthaler, J. W., Marcotte, M. R., & Johnson, B. E. (1995). A study of bite force, part 1: Relationship to various physical characteristics. *The Angle Orthodontist*, 65(5), 367-372.
- Caputo, A. A. & Standlee, J. P. (1987). *Biomechanics in clinical dentistry* (A. A. Caputo & J. P. Standlee (eds.); pp. 72–78). Chicago, Ill: Quintessence Publishing Company.
- Chopade, S., Madhav, V. & Palaskar, J. (2014). Finite element analysis: New dimension in prosthodontic research. *Journal of Dental and Allied Sciences*, 3(2), 85. <http://dx.doi.org/10.4103/2277-4696.159089>.
- Cicciù, M., Risitano, G., Maiorana, C., & Franceschini, G. (2009). Parametric analysis of the strength in the "Toronto" osseous-prosthesis system. *Minerva stomatologica*, 58(1-2), 9–23.
- Ciftçi, Y., & Canay, S. (2000). The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 15(4), 571–582.
- Coelho Goiato, M., Pesqueira, A. A., Falcón-Antenucci, R. M., Dos Santos, D. M., Haddad, M. F., Bannwart, L. C., & Moreno, A. (2013). Stress distribution in implant-supported prosthesis with external and internal implant-abutment connections. *Acta*

- odontologica* *Scandinavica*, 71(2), 283–288.
<https://doi.org/10.3109/00016357.2012.672823>
- Collaert, B., & De Bruyn, H. (2008). Immediate functional loading of TiOblast dental implants in full-arch edentulous maxillae: a 3-year prospective study. *Clinical oral implants research*, 19(12), 1254–1260. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2008.01586.x>
- Commisso, M. S., Martínez-Reina, J., Ojeda, J., & Mayo, J. (2015). Finite element analysis of the human mastication cycle. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 41, 23–35. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2014.09.022>
- Corrêa, C. B., Margonar, R., Noritomi, P. Y., & Vaz, L. G. (2014). Mechanical behavior of dental implants in different positions in the rehabilitation of the anterior maxilla. *The Journal of prosthetic dentistry*, 111(4), 301–309. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.06.019>
- Correa, S., Ivancik, J., Isaza, J. F., & Naranjo, M. (2012). Evaluation of the structural behavior of three and four implant-supported fixed prosthetic restorations by finite element analysis. *Journal of prosthodontic research*, 56(2), 110–119. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2011.07.001>
- Cox, J. & Zarb, G. (1985). Alternative prosthodontic superstructure designs. *Swedish Dental Journal. Supplement*, 28, 71–75.
- de Medeiros, R. A., Dos Santos, D. M., Pesqueira, A. A., Campaner, M., Bitencourt, S. B., da Silva, E. V., & Goiato, M. C. (2019). Stress distribution in fixed mandibular prostheses fabricated by CAD/CAM and conventional techniques: Photoelastic and strain gauge analyses. *Journal of clinical and experimental dentistry*, 11(9), e807–e813. <https://doi.org/10.4317/jced.56067>
- de Torres, E. M., Barbosa, G. A., Bernardes, S. R., de Mattos, M., & Ribeiro, R. F. (2011). Correlation between vertical misfits and stresses transmitted to implants from metal frameworks. *Journal of biomechanics*, 44(9), 1735–1739. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.03.032>
- Dejak, B., Młotkowski, A., & Romanowicz, M. (2003). Finite element analysis of stresses in molars during clenching and mastication. *The Journal of prosthetic dentistry*, 90(6), 591–597. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2003.08.009>
- Delucchi, F., De Giovanni, E., Pesce, P., Bagnasco, F., Pera, F., Baldi, D. & Menini, M. (2021). Framework Materials for Full-Arch Implant-Supported Rehabilitations: A

- Systematic Review of Clinical Studies. *Materials*, 14(12).
<https://doi.org/10.3390/ma14123251>
- Demchenko, V., Linetskiy, I., Nesvit, K., Hubalkova, H., Nesvit, V., & Shevchenko, A. (2014). Importance of diameter-to-length ratio in selecting dental implants: a methodological finite element study. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 17(4), 443–449.
<https://doi.org/10.1080/10255842.2012.688110>
- Demchenko, V., Linetskiy, I., Nesvit, K., Hubalkova, H., Nesvit, V., & Shevchenko, A. (2014). Importance of diameter-to-length ratio in selecting dental implants: a methodological finite element study. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 17(4), 443–449.
<https://doi.org/10.1080/10255842.2012.688110>
- Desai H, M. S. D. & H, M. S. D. D. (2014a). Basic Concepts of Finite Element Analysis and its Applications in Dentistry: An Overview. *Journal of Oral Hygiene & Health*, 02(05). <https://doi.org/10.4172/2332-0702.1000156>
- Desai Shrikar, R. & Shinde Harshada, H. (2012). Finite Element Analysis: Basics And Its Applications In Dentistry. *Indian Journal of Dental Sciences*, 4(1).
- Diederich, H. (2018). Significance of implant distribution on a screw-retained implant-supported mandibular hybrid restoration of PEEK framework with immediately loaded implants applying all-on-six protocol: A two years clinical study. *Advances in Dentistry & Oral Health*, 9(1). <https://doi.org/10.19080/adoh.2018.09.555751>
- Doyle, J. F., Phillips, J. W. & Society for Experimental Mechanics (U.S.). (1989). *Manual on experimental stress analysis*. Society for Experimental.
- Drago, C., & Howell, K. (2012). Concepts for designing and fabricating metal implant frameworks for hybrid implant prostheses. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, 21(5), 413–424.
<https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2012.00835.x>
- Duyck, J., & Vandamme, K. (2014). The effect of loading on peri-implant bone: a critical review of the literature. *Journal of oral rehabilitation*, 41(10), 783–794.
<https://doi.org/10.1111/joor.12195>
- Duyck, J., Naert, I. E., Van Oosterwyck, H., Van der Sloten, J., De Cooman, M., Lievens, S., & Puers, B. (1997). Biomechanics of oral implants: a review of the

- literature. *Technology and health care : official journal of the European Society for Engineering and Medicine*, 5(4), 253–273.
- Eazhil, R., Swaminathan, S. V., Gunaseelan, M., Kannan, G. V., & Alagesan, C. (2016). Impact of implant diameter and length on stress distribution in osseointegrated implants: A 3D FEA study. *Journal of International Society of Preventive & Community Dentistry*, 6(6), 590–596. <https://doi.org/10.4103/2231-0762.195518>
- Egilmez, F., Ergun, G., Cekic-Nagas, I., & Bozkaya, S. (2015). Implant-supported hybrid prosthesis: Conventional treatment method for borderline cases. *European journal of dentistry*, 9(3), 442–448. <https://doi.org/10.4103/1305-7456.163324>
- El-Anwar, M. I., & Aboelfadl, A. K. (2019). Comparing different bar materials for mandibular implant-supported overdenture: Finite-element analysis. *Indian journal of dental research : official publication of Indian Society for Dental Research*, 30(5), 716–721. <https://doi.org/10.4103/0970-9290.273442>
- Elsayyad, A. A., Abbas, N. A., AbdelNabi, N. M., & Osman, R. B. (2020). Biomechanics of 3-implant-supported and 4-implant-supported mandibular screw-retained prostheses: A 3D finite element analysis study. *The Journal of prosthetic dentistry*, 124(1), 68.e1–68.e10. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.01.015>
- Erkmen, E., Meriç, G., Kurt, A., Tunç, Y., & Eser, A. (2011). Biomechanical comparison of implant retained fixed partial dentures with fiber reinforced composite versus conventional metal frameworks: a 3D FEA study. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 4(1), 107–116. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2010.09.011>
- Falcón-Antenucci, R. M., Pellizzer, E. P., de Carvalho, P. S., Goiato, M. C., & Noritomi, P. Y. (2010). Influence of cusp inclination on stress distribution in implant-supported prostheses. A three-dimensional finite element analysis. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, 19(5), 381–386. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2010.00582.x>
- Farella, M., Bakke, M., Michelotti, A., Rapuano, A., & Martina, R. (2003). Masseter thickness, endurance and exercise-induced pain in subjects with different vertical craniofacial morphology. *European journal of oral sciences*, 111(3), 183–188. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0722.2003.00035.x>
- Ferrara, E. D., & Stella, J. P. (2004). Restoration of the edentulous maxilla: the case for the zygomatic implants. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the*

- American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 62(11), 1418–1422.
<https://doi.org/10.1016/j.joms.2004.06.036>
- Ferrario, V. F., Sforza, C., Zanotti, G., & Tartaglia, G. M. (2004). Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography. *Journal of dentistry*, 32(6), 451–457. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2004.02.009>
- Ferreira, M. B., Barão, V. A., Faverani, L. P., Hipólito, A. C., & Assunção, W. G. (2014). The role of superstructure material on the stress distribution in mandibular full-arch implant-supported fixed dentures. A CT-based 3D-FEA. *Materials science & engineering. C, Materials for biological applications*, 35, 92–99. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2013.10.022>
- Fischer, K. & Stenberg, T. (2012). Prospective 10-year cohort study based on a randomized controlled trial (RCT) on implant-supported full-arch maxillary prostheses. Part 1: sandblasted and acid-etched implants and mucosal tissue. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 14(6), 808–815. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2011.00389.x>
- Foster, K. D., Woda, A. & Peyron, M. A. (2006). Effect of texture of plastic and elastic model foods on the parameters of mastication. *Journal of Neurophysiology*, 95(6), 3469–3479. <https://doi.org/10.1152/jn.01003.2005>
- Gao, J., Xu, W. & Ding, Z. (2006). 3D finite element mesh generation of complicated tooth model based on CT slices. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 82(2), 97–105. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2006.02.008>
- Geng, J., Yan, W. & Xu, W. (2008). *Application of the Finite Element Method in Implant Dentistry*. Springer Science & Business Media.
- Geringer, A., Diebels, S. & Nothdurft, F. P. (2014). Influence of superstructure geometry on the mechanical behavior of zirconia implant abutments: a finite element analysis. In *Biomedical Engineering / Biomedizinische Technik* (Vol. 59, Number 6). <https://doi.org/10.1515/bmt-2013-0088>
- Gonçalves, T. M. S. V., Vilanova, L. S. R., Gonçalves, L. M. & Garcia, R. C. M. R. (2014). Kinesiographic study of masticatory movements in denture wearers with normal and resorbed denture-bearing areas. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(6), 1343–1348. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.12.026>
- Gonzalez, J. & Triplett, R. G. (2017). Complications and Clinical Considerations of the Implant-Retained Zirconia Complete-Arch Prosthesis with Various Opposing

- Dentitions. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 32(4), 864–869. <https://doi.org/10.11607/jomi.5369>
- Goodacre, C. J., Bernal, G., Rungcharassaeng, K. & Kan, J. Y. K. (2003). Clinical complications in fixed prosthodontics. In *The Journal of Prosthetic Dentistry* (Vol. 90, Number 1, pp. 31–41). [https://doi.org/10.1016/s0022-3913\(03\)00214-2](https://doi.org/10.1016/s0022-3913(03)00214-2)
- Gracis, S. E., Nicholls, J. I., Chalupnik, J. D., & Yuodelis, R. A. (1991). Shock-absorbing behavior of five restorative materials used on implants. *The International journal of prosthodontics*, 4(3), 282–291.
- Grande, M. F. B., Teixeira, M. L., Pelegrine, A. A., Lopes, G. D. R. S., Campos, J. F. & Nishioka, R. S. (2021). Effect of maxillary implants region and loading condition in the stress distribution of implant-supported full-arch prosthesis: 3D-FEA. In *Preprints*. <https://doi.org/10.20944/preprints202106.0407.v1>
- Grandi, T., Guazzi, P., Samarani, R. & Grandi, G. (2012). Immediate loading of four (all-on-4) post-extractive implants supporting mandibular cross-arch fixed prostheses: 18-month follow-up from a multicentre prospective cohort study. *European Journal of Oral Implantology*, 5(3), 277–285.
- Grbović, A. & Mihajlović, D. (2017). Practical Aspects of Finite Element Method Applications in Dentistry. *Balkan Journal of Dental Medicine*, 21(2), 69–77.
- Guess, P. C., Att, W. & Strub, J. R. (2012). Zirconia in fixed implant prosthodontics. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 14(5), 633–645. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2010.00317.x>
- Gümrükçü, Z., Korkmaz, Y. T. & Korkmaz, F. M. (2017). Biomechanical evaluation of implant-supported prosthesis with various tilting implant angles and bone types in atrophic maxilla: A finite element study. *Computers in Biology and Medicine*, 86, 47–54. <https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2017.04.015>
- Hämmerle, C. H., Wagner, D., Brägger, U., Lussi, A., Karayiannis, A., Joss, A. & Lang, N. P. (1995). Threshold of tactile sensitivity perceived with dental endosseous implants and natural teeth. *Clinical Oral Implants Research*, 6(2), 83–90. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.1995.060203.x>
- Hansson, S. (1999). The implant neck: smooth or provided with retention elements. A biomechanical approach. *Clinical Oral Implants Research*, 10(5), 394–405. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.1999.100506.x>

- Harris, D., Höfer, S., O'Boyle, C. A., Sheridan, S., Marley, J., Benington, I. C., Clifford, T., Houston, F. & O'Connell, B. (2013). A comparison of implant-retained mandibular overdentures and conventional dentures on quality of life in edentulous patients: a randomized, prospective, within-subject controlled clinical trial. *Clinical Oral Implants Research*, 24(1), 96–103. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2011.02368.x>
- Hart, N. H., Newton, R. U., Tan, J., Rantalainen, T., Chivers, P., Siafarikas, A. & Nimphius, S. (2020). Biological basis of bone strength: anatomy, physiology and measurement. *Journal of Musculoskeletal & Neuronal Interactions*, 20(3), 347–371.
- Hart, N. H., Nimphius, S., Rantalainen, T., Ireland, A., Siafarikas, A. & Newton, R. U. (2017). Mechanical basis of bone strength: influence of bone material, bone structure and muscle action. *Journal of Musculoskeletal & Neuronal Interactions*, 17(3), 114–139.
- Hebel, K. S. & Gajjar, R. C. (1997). Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 77(1), 28–35. [https://doi.org/10.1016/s0022-3913\(97\)70203-8](https://doi.org/10.1016/s0022-3913(97)70203-8)
- Helkimo, E. & Ingervall, B. (1978). Bite force and functional state of the masticatory system in young men. *Swedish Dental Journal*, 2(5), 167–175.
- Higaki, N., Goto, T., Ishida, Y., Watanabe, M., Tomotake, Y. & Ichikawa, T. (2014). Do sensation differences exist between dental implants and natural teeth?: a meta-analysis. *Clinical Oral Implants Research*, 25(11), 1307–1310. <https://doi.org/10.1111/clr.12271>
- Hsu, A., Seong, W.-J., Wolff, R., Zhang, L., Hodges, J., Olin, P. S. & Hinrichs, J. E. (2016). Comparison of Initial Implant Stability of Implants Placed Using Bicortical Fixation, Indirect Sinus Elevation, and Unicortical Fixation. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 31(2), 459–468. <https://doi.org/10.11607/jomi.4142>
- Hutton. (2005). *Fundamentals Of Finite Element Analysis*. Tata McGraw-Hill Education.
- Ishigaki, S., Nakano, T., Yamada, S., Nakamura, T. & Takashima, F. (2003). Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clinical Oral Implants Research*, 14(1), 97–102. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.2003.140113.x>
- Ismail, Y., Kukunas, S., Pipko, D. & Ibiary, W. (1989). Comparative study of various occlusal materials for implant prosthodontics. *Journal of Dental Research*, 68, 962.

- Jemt, T. & Lekholm, U. (1995). Implant treatment in edentulous maxillae: a 5-year follow-up report on patients with different degrees of jaw resorption. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 10(3), 303–311.
- Jensen, O. T. (2014). Complete arch site classification for all-on-4 immediate function. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(4), 741–751.e2. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.12.023>
- Jensen, O. T. & Adams, M. W. (2009). The Maxillary M-4: A Technical and Biomechanical Note for All-on-4 Management of Severe Maxillary Atrophy—Report of 3 Cases. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery: Official Journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 67(8), 1739–1744. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2009.03.067>
- Jensen, O. T., Cottam, J., Ringeman, J. & Adams, M. (2012). Trans-sinus dental implants, bone morphogenetic protein 2, and immediate function for all-on-4 treatment of severe maxillary atrophy. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery: Official Journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 70(1), 141–148. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2011.03.045>
- Jin, H.-Y., Teng, M.-H., Wang, Z.-J., Li, X., Liang, J.-Y., Wang, W.-X., Jiang, S. & Zhao, B.-D. (2019). Comparative evaluation of BioHPP and titanium as a framework veneered with composite resin for implant-supported fixed dental prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 122(4), 383–388. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.03.003>
- Jun, J. H., Oh, K. C. & Moon, H. S. (2020). Maxillary implant-supported hybrid prosthesis fabricated using a polyetherketoneketone framework: A case report. *The Korean Academy Of Oral & Maxillofacial Implantology*, 24(1), 40–50.
- Kampe, T., Haraldson, T., Hannerz, H. & Carlsson, G. E. (1987). Occlusal perception and bite force in young subjects with and without dental fillings. *Acta Odontologica Scandinavica*, 45(2), 101–107. <https://doi.org/10.3109/00016358709098364>
- Kaptein, M. L., De Lange, G. L. & Blijdorp, P. A. (1999). Peri-implant tissue health in reconstructed atrophic maxillae--report of 88 patients and 470 implants. *Journal of Oral Rehabilitation*, 26(6), 464–474. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.1999.00395.x>
- Kazemi, M., Geramipanah, F., Negahdari, R., & Rakhshan, V. (2014). Active tactile sensibility of single-tooth implants versus natural dentition: a split-mouth double-blind

- randomized clinical trial. *Clinical implant dentistry and related research*, 16(6), 947–955. <https://doi.org/10.1111/cid.12053>
- Kelkar, K. C., Bhat, V. & Hegde, C. (2021). Finite element analysis of the effect of framework materials at the bone-implant interface in the all-on-four implant system. *Dental Research Journal*, 18, 1.
- Kenneth J. Anusavice, D., Shen, C. & Ralph Rawls, H. (2012). *Phillips' Science of Dental Materials*. Elsevier Health Sciences.
- Kheiralla, L. S. & Younis, J. F. (2014). Peri-implant biomechanical responses to standard, short-wide, and mini implants supporting single crowns under axial and off-axial loading (an in vitro study). *The Journal of Oral Implantology*, 40(1), 42–52. <https://doi.org/10.1563/aaid-joi-d-11-00102>
- Kim, H.-E. (2021). Influential Factors of Masticatory Performance in Older Adults: A Cross-Sectional Study. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(8). <https://doi.org/10.3390/ijerph18084286>
- Kim, Y., Oh, T.-J., Misch, C. E. & Wang, H.-L. (2005). Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clinical Oral Implants Research*, 16(1), 26–35. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2004.01067.x>
- Kinsel, R. P. & Lin, D. (2009). Retrospective analysis of porcelain failures of metal ceramic crowns and fixed partial dentures supported by 729 implants in 152 patients: patient-specific and implant-specific predictors of ceramic failure. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 101(6), 388–394. [https://doi.org/10.1016/s0022-3913\(09\)60083-4](https://doi.org/10.1016/s0022-3913(09)60083-4)
- Koc, D., Dogan, A. & Bek, B. (2010). Bite force and influential factors on bite force measurements: a literature review. *European Journal of Dentistry*, 4(2), 223–232.
- Kogawa, E. M., Calderon, P. S., Lauris, J. R. P., Araujo, C. R. P. & Conti, P. C. R. (2006). Evaluation of maximal bite force in temporomandibular disorders patients. *Journal of Oral Rehabilitation*, 33(8), 559–565. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2006.01619.x>
- Kohli, S., Rajeshwari, K., Bhatia, S. & Modi, R. (2015). A three-dimension finite element analysis to evaluate the stress distribution in tooth supported 5-unit intermediate abutment prosthesis with rigid and nonrigid connector. *European Journal of Dentistry*, 9(2), 255. <https://doi.org/10.4103/1305-7456.156847>
- Kolbeck, C., Behr, M., Rosentritt, M. & Handel, G. (n.d.). *Fracture force of tooth-tooth and implanttooth supported all ceramic fixed partial dentures using titanium versus*

- customised zirconia implant abutments*. Clin Oral Impl Res. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2008.01551.x>
- Koosha, S. & Mirhashemi, F. S. (2013). An Investigation of Three types of Tooth Implant Supported Fixed Prosthesis Designs with 3D Finite Element Analysis. *Journal of Dentistry*, 10(1), 51–63.
- Korioth, T. W. & Hannam, A. G. (1994). Mandibular forces during simulated tooth clenching. *Journal of Orofacial Pain*, 8(2), 178–189.
- Larsson, C. & von Steyern, P. V. (2010). Five-year follow-up of implant-supported Y-TZP and ZTA fixed dental prostheses. A randomized, prospective clinical trial comparing two different material systems. *Journal of Prosthodontics: Official Journal of the American College of Prosthodontists*.
- Lazarov A. (2019). Immediate Functional Loading: Results for the Concept of the Strategic Implant®. *Annals of maxillofacial surgery*, 9(1), 78–88. https://doi.org/10.4103/ams.ams_250_18
- Lee, K. S., Shin, S. W., Lee, S. P., Kim, J. E., Kim, J. H., & Lee, J. Y. (2017). Comparative Evaluation of a Four-Implant-Supported Polyetherketoneketone Framework Prosthesis: A Three-Dimensional Finite Element Analysis Based on Cone Beam Computed Tomography and Computer-Aided Design. *The International journal of prosthodontics*, 30(6), 581–585. <https://doi.org/10.11607/ijp.5369>
- Li, D., Ferguson, S. J., Beutler, T., Cochran, D. L., Sittig, C., Hirt, H. P., & Buser, D. (2002). Biomechanical comparison of the sandblasted and acid-etched and the machined and acid-etched titanium surface for dental implants. *Journal of biomedical materials research*, 60(2), 325–332. <https://doi.org/10.1002/jbm.10063>
- Li, J., Fok, A. S., Satterthwaite, J., & Watts, D. C. (2009). Measurement of the full-field polymerization shrinkage and depth of cure of dental composites using digital image correlation. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 25(5), 582–588. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2008.11.001>
- Li, T., Hu, K., Cheng, L., Ding, Y., Ding, Y., Shao, J. & Kong, L. (2011). Optimum selection of the dental implant diameter and length in the posterior mandible with poor bone quality – A 3D finite element analysis. *Applied Mathematical Modelling*, 35(1), 446–456. <http://dx.doi.org/10.1016/j.apm.2010.07.008>
- Lin, C. L., Kuo, Y. C., & Lin, T. S. (2005). Effects of dental implant length and bone quality on biomechanical responses in bone around implants: a 3-D non-linear finite element

- analysis. *Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications*, 17(01), 44-49.
- Lin, W. S., & Eckert, S. E. (2018). Clinical performance of intentionally tilted implants versus axially positioned implants: A systematic review. *Clinical oral implants research*, 29 Suppl 16, 78–105. <https://doi.org/10.1111/clr.13294>
- Lyra, D. (2018). All on four concept and predictability in edentulous jaws. *Clinical Oral Implants Research*, 29, 367–367.
- Magne, P., Silva, M., Oderich, E., Boff, L. L., & Enciso, R. (2013). Damping behavior of implant-supported restorations. *Clinical oral implants research*, 24(2), 143–148. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2011.02311.x>
- Malo, P., de Araujo Nobre, M., & Lopes, A. (2007). 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. *The Journal of prosthetic dentistry*, 97(6 Suppl), S26–S34. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(07\)60005-5](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(07)60005-5)
- Maló, P., de Araújo Nobre, M., Borges, J., & Almeida, R. (2012). Retrievable metal ceramic implant-supported fixed prostheses with milled titanium frameworks and all-ceramic crowns: retrospective clinical study with up to 10 years of follow-up. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, 21(4), 256–264. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2011.00824.x>
- Maló, P., de Sousa, S. T., De Araújo Nobre, M., Moura Guedes, C., Almeida, R., Roma Torres, A., Legatheaux, J., & Silva, A. (2014). Individual lithium disilicate crowns in a full-arch, implant-supported rehabilitation: a clinical report. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, 23(6), 495–500. <https://doi.org/10.1111/jopr.12137>
- Malo, P., Rangert, B. & Nobre, M. (2005). All-on-4 Immediate-Function Concept with Branemark SystemR Implants for Completely Edentulous Maxillae: A 1-Year Retrospective Clinical Study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 7(s1), s88–s94.
- Maló, P., Rangert, B., & Nobre, M. (2003). "All-on-Four" immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clinical implant dentistry and related research*, 5 Suppl 1, 2–9. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2003.tb00010.x>

- Maló, P., Rangert, B., & Nobre, M. (2003). "All-on-Four" immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clinical implant dentistry and related research*, 5 Suppl 1, 2–9. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2003.tb00010.x>
- Manappallil, J. J. (2010). Basic dental materials. 3-rd ed. *Aypee Brothers Medical Publishers*.
- McNeill, C. (1997). *Science and Practice of Occlusion*. Quintessence Publishing (IL).
- Mendez Caramês, J. M., Sola Pereira da Mata, A. D., da Silva Marques, D. N., & de Oliveira Francisco, H. C. (2016). Ceramic-Veneered Zirconia Frameworks in Full-Arch Implant Rehabilitations: A 6-Month to 5-Year Retrospective Cohort Study. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 31(6), 1407–1414. <https://doi.org/10.11607/jomi.4675>
- Menini, M., Conserva, E., Tealdo, T., Bevilacqua, M., Pera, F., Signori, A., & Pera, P. (2013). Shock absorption capacity of restorative materials for dental implant prostheses: an in vitro study. *The International journal of prosthodontics*, 26(6), 549–556. <https://doi.org/10.11607/ijp.3241>
- Menini, M., Pesce, P., Bevilacqua, M., Pera, F., Tealdo, T., Barberis, F., & Pera, P. (2015). Effect of Framework in an Implant-Supported Full-Arch Fixed Prosthesis: 3D Finite Element Analysis. *The International journal of prosthodontics*, 28(6), 627–630. <https://doi.org/10.11607/ijp.4345>
- Menini, M., Pesce, P., Pera, F., Barberis, F., Lagazzo, A., Bertola, L., & Pera, P. (2017). Biological and mechanical characterization of carbon fiber frameworks for dental implant applications. *Materials science & engineering. C, Materials for biological applications*, 70(Pt 1), 646–655. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2016.09.047>
- Misch C. E. (1999). Implant design considerations for the posterior regions of the mouth. *Implant dentistry*, 8(4), 376–386. <https://doi.org/10.1097/00008505-199904000-00008>
- Misch, C. E. (2008). *Contemporary implant dentistry: 3rd Edition*. Elsevier Health Sciences.
- Misch, C. E. (2014). *Dental Implant Prosthetics*. Elsevier Health Sciences.
- Misch, C.E. (2005). *Dental Implant Prosthetics*. (9th ed.). St Louis: Elsevier Mosby.
- Miyaura, K., Morita, M., Matsuka, Y., Yamashita, A., & Watanabe, T. (2000). Rehabilitation of biting abilities in patients with different types of dental

- prostheses. *Journal of oral rehabilitation*, 27(12), 1073–1076. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.2000.00620.x>
- Monje, A., Chan, H. L., Suarez, F., Galindo-Moreno, P., & Wang, H. L. (2012). Marginal bone loss around tilted implants in comparison to straight implants: a meta-analysis. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 27(6), 1576–1583.
- Montero, J., Macedo de Paula, C., & Albaladejo, A. (2012). The "Toronto prosthesis", an appealing method for restoring patients candidates for hybrid overdentures: A case report. *Journal of clinical and experimental dentistry*, 4(5), e309–e312. <https://doi.org/10.4317/jced.50877>
- Mozzati, M., Arata, V., Gallesio, G., Mussano, F., & Carossa, S. (2013). Immediate postextractive dental implant placement with immediate loading on four implants for mandibular-full-arch rehabilitation: a retrospective analysis. *Clinical implant dentistry and related research*, 15(3), 332–340. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2011.00412.x>
- Müller, F., Hernandez, M., Grütter, L., Aracil-Kessler, L., Weingart, D., & Schimmel, M. (2012). Masseter muscle thickness, chewing efficiency and bite force in edentulous patients with fixed and removable implant-supported prostheses: a cross-sectional multicenter study. *Clinical oral implants research*, 23(2), 144–150. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2011.02213.x>
- Neeman, H., McCall, W., Plesh, O., & Bishop, B. (1990). Analysis of jaw movements and masticatory muscle activity. *Computer methods and programs in biomedicine*, 31(1), 19–32. [https://doi.org/10.1016/0169-2607\(90\)90028-8](https://doi.org/10.1016/0169-2607(90)90028-8)
- Nejatidanesh, F., Savabi, O., Ebrahimi, M., & Savabi, G. (2012). Retentiveness of implant-supported metal copings using different luting agents. *Dental research journal*, 9(1), 13–18. <https://doi.org/10.4103/1735-3327.92921>
- Németh, D., Kučera, J., Lofaj, F. & Ivančo, V. (2014). Modeling of Stress Distribution in Dental Implant in Frontal Part of Mandible. *Key Engineering Materials*, 606, 137–140.
- Nishioka, R. S., de Vasconcellos, L. G., Jóias, R. P., & Rode, S. (2015). Load-application devices: a comparative strain gauge analysis. *Brazilian dental journal*, 26(3), 258–262. <https://doi.org/10.1590/0103-6440201300321>

- Oh, J. H., Kim, Y. S., Lim, J. Y., & Choi, B. H. (2020). Stress Distribution on the Prosthetic Screws in the All-on-4 Concept: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *The Journal of oral implantology*, *46*(1), 3–12. <https://doi.org/10.1563/aaaid-joi-D-19-00090>
- Olate, S., Lyrio, M. C., de Moraes, M., Mazzonetto, R., & Moreira, R. W. (2010). Influence of diameter and length of implant on early dental implant failure. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, *68*(2), 414–419. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2009.10.002>
- Olsson, M., Urde, G., Andersen, J. B., & Sennerby, L. (2003). Early loading of maxillary fixed cross-arch dental prostheses supported by six or eight oxidized titanium implants: results after 1 year of loading, case series. *Clinical implant dentistry and related research*, *5 Suppl 1*, 81–87. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2003.tb00019.x>
- Ostman, P. O., Hellman, M., & Sennerby, L. (2005). Direct implant loading in the edentulous maxilla using a bone density-adapted surgical protocol and primary implant stability criteria for inclusion. *Clinical implant dentistry and related research*, *7 Suppl 1*, S60–S69. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2005.tb00076.x>
- Ozan, O., & Kurtulmus-Yilmaz, S. (2018). Biomechanical Comparison of Different Implant Inclinations and Cantilever Lengths in All-on-4 Treatment Concept by Three-Dimensional Finite Element Analysis. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, *33*(1), 64–71. <https://doi.org/10.11607/jomi.6201>
- Ozan, O., & Ramoglu, S. (2015). Effect of Implant Height Differences on Different Attachment Types and Peri-Implant Bone in Mandibular Two-Implant Overdentures: 3D Finite Element Study. *The Journal of oral implantology*, *41*(3), e50–e59. <https://doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-13-00239>
- Özcan, B. (2005). Bruksizme eşlik eden miyofasyal ağrı sendromlu ve temporomandibular rahatsızlığı olan hastalarda oklüzal splint ve tens tedavilerinin klinik ve ağrı eşiği üzerine olan etkinliklerinin karşılaştırılması. *Şişli Etfal Hastanesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Kliniği, Uzmanlık Tezi*, 109s, İstanbul.
- Özdemir Doğan, D., Polat, N. T., Polat, S., Şeker, E., & Gül, E. B. (2014). Evaluation of "all-on-four" concept and alternative designs with 3D finite element analysis method. *Clinical implant dentistry and related research*, *16*(4), 501–510. <https://doi.org/10.1111/cid.12024>

- Palanca, M., Tozzi, G. & Cristofolini, L. (2016). The use of digital image correlation in the biomechanical area: a review. *International Biomechanics*, 3(1), 1–21.
- Papaspyridakos, P., & Lal, K. (2013). Computer-assisted design/computer-assisted manufacturing zirconia implant fixed complete prostheses: clinical results and technical complications up to 4 years of function. *Clinical oral implants research*, 24(6), 659–665. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2012.02447.x>
- Papaspyridakos, P., Chen, C. J., Chuang, S. K., Weber, H. P., & Gallucci, G. O. (2012). A systematic review of biologic and technical complications with fixed implant rehabilitations for edentulous patients. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 27(1), 102–110.
- Papavasiliou, G., Kamposiora, P., Bayne, S. C., & Felton, D. A. (1996). Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *The Journal of prosthetic dentistry*, 76(6), 633–640. [https://doi.org/10.1016/s0022-3913\(96\)90442-4](https://doi.org/10.1016/s0022-3913(96)90442-4)
- Parel, S. M., Brånemark, P. I., Ohnell, L. O., & Svensson, B. (2001). Remote implant anchorage for the rehabilitation of maxillary defects. *The Journal of prosthetic dentistry*, 86(4), 377–381. <https://doi.org/10.1067/mpr.2001.118874>
- Park, J. T., Lee, J. G., Won, S. Y., Lee, S. H., Cha, J. Y., & Kim, H. J. (2013). Realization of masticatory movement by 3-dimensional simulation of the temporomandibular joint and the masticatory muscles. *The Journal of craniofacial surgery*, 24(4), e347–e351. <https://doi.org/10.1097/SCS.0b013e31828f2d73>
- Park, S. Y., Kim, Y. G., Suh, J. Y., Lee, D. H., & Lee, J. M. (2021). Long-term outcomes of adjacent and antagonistic teeth after implant restoration: a focus on patient-related factors. *Journal of periodontal & implant science*, 51(2), 135–143. <https://doi.org/10.5051/jpis.2005100255>
- Pereira, L. J., Gavião, M. B., Bonjardim, L. R., Castelo, P. M., & van der Bilt, A. (2007). Muscle thickness, bite force, and craniofacial dimensions in adolescents with signs and symptoms of temporomandibular dysfunction. *European journal of orthodontics*, 29(1), 72–78. <https://doi.org/10.1093/ejo/cjl055>
- Pérez, M. A., Prados-Frutos, J. C., Bea, J. A., & Doblaré, M. (2012). Stress transfer properties of different commercial dental implants: a finite element study. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 15(3), 263–273. <https://doi.org/10.1080/10255842.2010.527834>

- Pesqueira, A. A., Goiato, M. C., Filho, H. G., Monteiro, D. R., Santos, D. M., Haddad, M. F., & Pellizzer, E. P. (2014). Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *The Journal of oral implantology*, *40*(2), 217–228. <https://doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-11-00066>
- Petrie, C. S., & Williams, J. L. (2005). Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. *Clinical oral implants research*, *16*(4), 486–494. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2005.01132.x>
- Piccioni, M. A. R., Campos, E. A., Saad, J. R. C., de Andrade, M. F., Galvão, M. R. & Rached, A. A. (2013). Application of the finite element method in Dentistry. *RSBO Revista Sul-Brasileira de Odontologia*, *10*(4), 369–377.
- Pileicikienė, G., Surna, A., Barauskas, R., Surna, R., & Basevicius, A. (2007). Finite element analysis of stresses in the maxillary and mandibular dental arches and TMJ articular discs during clenching into maximum intercuspation, anterior and unilateral posterior occlusion. *Stomatologija*, *9*(4), 121–128.
- Pjetursson, B. E., Brägger, U., Lang, N. P., & Zwahlen, M. (2007). Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clinical oral implants research*, *18 Suppl 3*, 97–113. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2007.01439.x>
- Posselt, U. (1957). Movement areas of the mandible. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *7*(3), 375–385.
- Pozzi, A., Tallarico, M., & Barlattani, A. (2015). Monolithic Lithium Disilicate Full-Contour Crowns Bonded on CAD/CAM Zirconia Complete-Arch Implant Bridges With 3 to 5 Years of Follow-Up. *The Journal of oral implantology*, *41*(4), 450–458. <https://doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-13-00133>
- Preis, V., Hahnel, S., Behr, M., Bein, L., & Rosentritt, M. (2017). In-vitro fatigue and fracture testing of CAD/CAM-materials in implant-supported molar crowns. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, *33*(4), 427–433. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.01.003>
- Priest, G., Smith, J., & Wilson, M. G. (2014). Implant survival and prosthetic complications of mandibular metal-acrylic resin implant complete fixed dental prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*, *111*(6), 466–475. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.07.027>

- Rangert, B., Jemt, T., & Jörneus, L. (1989). Forces and moments on Branemark implants. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 4(3), 241–247.
- Real-Osuna, J., Almendros-Marqués, N., & Gay-Escoda, C. (2012). Prevalence of complications after the oral rehabilitation with implant-supported hybrid prostheses. *Medicina oral, patologia oral y cirugia bucal*, 17(1), e116–e121. <https://doi.org/10.4317/medoral.17099>
- Reddy, M. S., Sundram, R., & Eid Abdemagyd, H. A. (2019). Application of Finite Element Model in Implant Dentistry: A Systematic Review. *Journal of pharmacy & bioallied sciences*, 11(Suppl 2), S85–S91. https://doi.org/10.4103/JPBS.JPBS_296_18
- Reilly, D. T., & Burstein, A. H. (1975). The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *Journal of biomechanics*, 8(6), 393–405. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(75\)90075-5](https://doi.org/10.1016/0021-9290(75)90075-5)
- Rieger, M. R., Adams, W. K., & Kinzel, G. L. (1990). A finite element survey of eleven endosseous implants. *The Journal of prosthetic dentistry*, 63(4), 457–465. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(90\)90238-8](https://doi.org/10.1016/0022-3913(90)90238-8)
- Romanos, G. E., & Nentwig, G. H. (2008). Immediate loading using cross-arch fixed restorations in heavy smokers: nine consecutive case reports for edentulous arches. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 23(3), 513–519.
- Rubo, J. H., & Souza, E. A. (2008). Finite element analysis of stress in bone adjacent to dental implants. *The Journal of oral implantology*, 34(5), 248–255. [https://doi.org/10.1563/1548-1336\(2008\)34\[249:FEAOSI\]2.0.CO;2](https://doi.org/10.1563/1548-1336(2008)34[249:FEAOSI]2.0.CO;2)
- Sagat, G., Yalcin, S., Gultekin, B. A., & Mijiritsky, E. (2010). Influence of arch shape and implant position on stress distribution around implants supporting fixed full-arch prosthesis in edentulous maxilla. *Implant dentistry*, 19(6), 498–508. <https://doi.org/10.1097/ID.0b013e3181fa4267>
- Sailer, I., Pjetursson, B. E., Zwahlen, M., & Hämmerle, C. H. (2007). A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: Fixed dental prostheses. *Clinical oral implants research*, 18 Suppl 3, 86–96. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2007.01468.x>

- Sakka, S., Baroudi, K., & Nassani, M. Z. (2012). Factors associated with early and late failure of dental implants. *Journal of investigative and clinical dentistry*, 3(4), 258–261. <https://doi.org/10.1111/j.2041-1626.2012.00162.x>
- Santiago Junior, J. F., Pellizzer, E. P., Verri, F. R., & de Carvalho, P. S. (2013). Stress analysis in bone tissue around single implants with different diameters and veneering materials: a 3-D finite element study. *Materials science & engineering. C, Materials for biological applications*, 33(8), 4700–4714. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2013.07.027>
- Seker, E., Ulusoy, M., Ozan, O., Doğan, D. Ö., & Seker, B. K. (2014). 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. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 29(1), e1–e9. <https://doi.org/10.11607/jomi.3264>
- Sertgöz, A., & Güvener, S. (1996). Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *The Journal of prosthetic dentistry*, 76(2), 165–169. [https://doi.org/10.1016/s0022-3913\(96\)90301-7](https://doi.org/10.1016/s0022-3913(96)90301-7)
- Sethi, A., Kaus, T., & Sochor, P. (2000). The use of angulated abutments in implant dentistry: five-year clinical results of an ongoing prospective study. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 15(6), 801–810.
- Shadid, R., & Sadaqa, N. (2012). A comparison between screw- and cement-retained implant prostheses. A literature review. *The Journal of oral implantology*, 38(3), 298–307. <https://doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-10-00146>
- Shetty, R., Singh, I., Sumayli, H. A., Jafer, M. A., Abdul Feroz, S. M., Bhandi, S., Raj, A. T., Patil, S., & Ferrari, M. (2021). Effect of prosthetic framework material, cantilever length and opposing arch on peri-implant strain in an all-on-four implant prostheses. *Nigerian journal of clinical practice*, 24(6), 866–873. https://doi.org/10.4103/njcp.njcp_398_20
- Silva, N. R., Castro, C. G., Santos-Filho, P. C., Silva, G. R., Campos, R. E., Soares, P. V., & Soares, C. J. (2009). Influence of different post design and composition on stress distribution in maxillary central incisor: Finite element analysis. *Indian journal of dental research : official publication of Indian Society for Dental Research*, 20(2), 153–158. <https://doi.org/10.4103/0970-9290.52888>

- Sirandoni, D., Leal, E., Weber, B., Noritomi, P. Y., Fuentes, R., & Borie, E. (2019). Effect of Different Framework Materials in Implant-Supported Fixed Mandibular Prostheses: A Finite Element Analysis. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 34(6), e107–e114. <https://doi.org/10.11607/jomi.7255>
- Skalak R. (1983). Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*, 49(6), 843–848. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(83\)90361-x](https://doi.org/10.1016/0022-3913(83)90361-x)
- Soboļeva, U., Lauriņa, L., & Slaidiņa, A. (2005). The masticatory system--an overview. *Stomatologija*, 7(3), 77-80.
- Srirekha, A. & Bashetty, K. (2010a). Infinite to finite: an overview of finite element analysis. *Indian Journal of Dental Research: Official Publication of Indian Society for Dental Research*, 21(3), 425–432.
- Stawarczyk, B., Beuer, F., Wimmer, T., Jahn, D., Sener, B., Roos, M., & Schmidlin, P. R. (2013). Polyetheretherketone-a suitable material for fixed dental prostheses?. *Journal of biomedical materials research. Part B, Applied biomaterials*, 101(7), 1209–1216. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.32932>
- Stiévenart, M., & Malevez, C. (2010). Rehabilitation of totally atrophied maxilla by means of four zygomatic implants and fixed prosthesis: a 6-40-month follow-up. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 39(4), 358–363. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2010.01.009>
- Suwannaroop, P., Chaijareenont, P., Koottathape, N., Takahashi, H., & Arksornnukit, M. (2011). In vitro wear resistance, hardness and elastic modulus of artificial denture teeth. *Dental materials journal*, 30(4), 461–468. <https://doi.org/10.4012/dmj.2010-200>
- Tabrizi, R., Pourdanesh, F., Zare, S., Daneste, H., & Zeini, N. (2013). Do angulated implants increase the amount of bone loss around implants in the anterior maxilla?. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 71(2), 272–277. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2012.09.027>
- Taruna, M. (2014). Prosthodontic Perspective to All- On-4 ® Concept for Dental Implants. *Journal of Clinical and Diagnostic Research: JCDR*. <https://doi.org/10.7860/jcdr/2014/9648.5020>

- Teixeira, F. M., de Assis Claro, C. A., Neves, A. C., de Mello Rode, S., & da Silva-Concílio, L. R. (2012). Influence of loading and use of occlusal splint in implant-supported fixed prostheses. *The Journal of craniofacial surgery*, 23(5), e477–e480. <https://doi.org/10.1097/SCS.0b013e31825aad82>
- Thexton A. J. (1992). Mastication and swallowing: an overview. *British dental journal*, 173(6), 197–206. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.4808002>
- Tinsley, D., Watson, C. J., & Ogden, A. R. (1999). A survey of U.K. centres on implant failures. *Journal of oral rehabilitation*, 26(1), 14–18. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.1999.00355.x>
- Tioosi, R., de Torres, E. M., Rodrigues, R. C., Conrad, H. J., de Mattos, M., Fok, A. S., & Ribeiro, R. F. (2014). Comparison of the correlation of photoelasticity and digital imaging to characterize the load transfer of implant-supported restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*, 112(2), 276–284. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.09.029>
- Tioosi, R., Gomes, É. A., Faria, A., Rodrigues, R., & Ribeiro, R. F. (2017). Biomechanical behavior of titanium and zirconia frameworks for implant-supported full-arch fixed dental prosthesis. *Clinical implant dentistry and related research*, 19(5), 860–866. <https://doi.org/10.1111/cid.12525>
- Tioosi, R., Lin, L., Rodrigues, R. C., Heo, Y. C., Conrad, H. J., de Mattos, M., Ribeiro, R. F., & Fok, A. S. (2011). Digital image correlation analysis of the load transfer by implant-supported restorations. *Journal of biomechanics*, 44(6), 1008–1013. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.02.015>
- Tioosi, R., Lin, L., Rodrigues, R. C., Heo, Y. C., Conrad, H. J., de Mattos, M., Ribeiro, R. F., & Fok, A. S. (2011). Digital image correlation analysis of the load transfer by implant-supported restorations. *Journal of biomechanics*, 44(6), 1008–1013. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.02.015>
- Tribst, J. P. M., de Oliveira Dal Piva, A. M. & Borges, A. L. S. (2016). Biomechanical tools to study dental implants: A literature review. *Brazilian Dental Science*, 19(4), 5.
- Tribst, J., de Moraes, D. C., Alonso, A. A., Piva, A., & Borges, A. (2017). Comparative three-dimensional finite element analysis of implant-supported fixed complete arch mandibular prostheses in two materials. *Journal of Indian Prosthodontic Society*, 17(3), 255–260. https://doi.org/10.4103/jips.jips_11_17

- Trulsson, M., van der Bilt, A., Carlsson, G. E., Gotfredsen, K., Larsson, P., Müller, F., Sessle, B. J., & Svensson, P. (2012). From brain to bridge: masticatory function and dental implants. *Journal of oral rehabilitation*, 39(11), 858–877. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2012.02340.x>
- Türker, N., Büyükkaplan, U. S., Sadowsky, S. J., & Özarslan, M. M. (2019). Finite Element Stress Analysis of Applied Forces to Implants and Supporting Tissues Using the "All-on-Four" Concept with Different Occlusal Schemes. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, 28(2), 185–194. <https://doi.org/10.1111/jopr.13004>
- Turkyilmaz, I., Ozan, O., Yilmaz, B., & Ersoy, A. E. (2008). Determination of bone quality of 372 implant recipient sites using Hounsfield unit from computerized tomography: a clinical study. *Clinical implant dentistry and related research*, 10(4), 238–244. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2008.00085.x>
- Ulusoy, M. & Aydın, K. (2010). *Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler: Vol. 3rd bs*. Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları.
- Urdaneta, R. A., Leary, J., Panetta, K. M., & Chuang, S. K. (2014). The effect of opposing structures, natural teeth vs. implants on crestal bone levels surrounding single-tooth implants. *Clinical oral implants research*, 25(2), e179–e188. <https://doi.org/10.1111/clr.12087>
- Van Eijden, T. M., Korfage, J. A., & Brugman, P. (1997). Architecture of the human jaw-closing and jaw-opening muscles. *The Anatomical record*, 248(3), 464–474. [https://doi.org/10.1002/\(sici\)1097-0185\(199707\)248:3<464::aid-ar20>3.3.co;2-4](https://doi.org/10.1002/(sici)1097-0185(199707)248:3<464::aid-ar20>3.3.co;2-4)
- van Oers, R. F., Ruimerman, R., Tanck, E., Hilbers, P. A., & Huiskes, R. (2008). A unified theory for osteonal and hemi-osteonal remodeling. *Bone*, 42(2), 250–259. <https://doi.org/10.1016/j.bone.2007.10.009>
- Van Staden, R. C., Guan, H., & Loo, Y. C. (2006). Application of the finite element method in dental implant research. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 9(4), 257–270. <https://doi.org/10.1080/10255840600837074>
- Ventura, J., Jiménez-Castellanos, E., Romero, J., & Enrile, F. (2016). Tooth Fractures in Fixed Full-Arch Implant-Supported Acrylic Resin Prostheses: A Retrospective Clinical Study. *The International journal of prosthodontics*, 29(2), 161–165. <https://doi.org/10.11607/ijp.4400>

- Viceconti, M., Zannoni, C., Testi, D., Petrone, M., Perticoni, S., Quadrani, P., Taddei, F., Imboden, S., & Clapworthy, G. (2007). The multimod application framework: a rapid application development tool for computer aided medicine. *Computer methods and programs in biomedicine*, 85(2), 138–151. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2006.09.010>
- Villefort, R. F., Tribst, J., Dal Piva, A., Borges, A. L., Binda, N. C., Ferreira, C., Bottino, M. A., & von Zeidler, S. (2020). Stress distribution on different bar materials in implant-retained palatal obturator. *PloS one*, 15(10), e0241589. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0241589>
- Vinayagavel, K., Thulasingham, C., Sabarigirinathan, C. & Mythireyi, D. (2013). comparative study on distribution of load and stress on natural tooth and periodontium in relation to different types of restorative crown materials-a photoelastic study. *International Journal of Current Research and Review*, 5(1), 69.
- Wang, S. H., Shen, Y. W., Fuh, L. J., Peng, S. L., Tsai, M. T., Huang, H. L., & Hsu, J. T. (2020). Relationship between Cortical Bone Thickness and Cancellous Bone Density at Dental Implant Sites in the Jawbone. *Diagnostics (Basel, Switzerland)*, 10(9), 710. <https://doi.org/10.3390/diagnostics10090710>
- Weinberg L. A. (1998). Reduction of implant loading with therapeutic biomechanics. *Implant dentistry*, 7(4), 277–285. <https://doi.org/10.1097/00008505-199807040-00005>
- Weinberg, L. A., & Kruger, B. (1995). A comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables. *The International journal of prosthodontics*, 8(5), 421–433.
- Weinstein, R., Agliardi, E., Fabbro, M. D., Romeo, D., & Francetti, L. (2012). Immediate rehabilitation of the extremely atrophic mandible with fixed full-prosthesis supported by four implants. *Clinical implant dentistry and related research*, 14(3), 434–441. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2009.00265.x>
- Whitty, T. (2014). PEEK--A New Material for CAD/CAM Dentistry. *Juvora Dental Innovations*.
- Williams, W. N., Low, S. B., Cooper, W. R., & Cornell, C. E. (1987). The effect of periodontal bone loss on bite force discrimination. *Journal of periodontology*, 58(4), 236–239. <https://doi.org/10.1902/jop.1987.58.4.236>

- Wittneben, J.-G., Joda, T., Weber, H.-P. & Brägger, U. (2017). Screw retained vs. cement retained implant-supported fixed dental prosthesis. *Periodontology 2000*, 73(1), 141–151.
- Wong, N. Y. (2016). Future Trends in Implant Dentistry: Digitally Guided Surgery and Prosthetics. *Dentistry Today*, 35(9), 86, 88, 90–91.
- Xu, W. L., Bronlund, J. E., Potgieter, J., Foster, K. D., Röhrle, O., Pullan, A. J. & Kieser, J. A. (2008). Review of the human masticatory system and masticatory robotics. *Mechanism and Machine Theory*, 43(11), 1353–1375.
- Yashwant, A. V., Dilip, S., Krishnaraj, R., & Ravi, K. (2017). Does Change in Thread Shape Influence the Pull Out Strength of Mini Implants? An In vitro Study. *Journal of clinical and diagnostic research : JCDR*, 11(5), ZC17–ZC20. <https://doi.org/10.7860/JCDR/2017/25774.9808>
- Yilmaz, B., Kale, E., & Johnston, W. M. (2018). Marginal discrepancy of CAD-CAM complete-arch fixed implant-supported frameworks. *The Journal of prosthetic dentistry*, 120(1), 65–70. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.11.021>
- Zampelis, A., Rangert, B., & Heijl, L. (2007). Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*, 97(6 Suppl), S35–S43. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(07\)60006-7](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(07)60006-7)
- Zarb, G. A. & Albrektsson, T. (1985). *Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry*. Quintessence Publishing Company.
- Zivko-Babić, J., Pandurić, J., Jerolimov, V., Mioc, M., Pizeta, L., & Jakovac, M. (2002). Bite force in subjects with complete dentition. *Collegium antropologicum*, 26(1), 293–302.
- Zoidis P. (2018). The all-on-4 modified polyetheretherketone treatment approach: A clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*, 119(4), 516–521. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.04.020>
- Zoidis, P., Papathanasiou, I., & Polyzois, G. (2016). The Use of a Modified Poly-Ether-Ether-Ketone (PEEK) as an Alternative Framework Material for Removable Dental Prostheses. A Clinical Report. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, 25(7), 580–584. <https://doi.org/10.1111/jopr.12325>

Ekler

Ek 1. İntihal Raporu

5%

SIMILARITY INDEX

PRIMARY SOURCES

1	www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 Internet	201 words — 1%
2	docs.neu.edu.tr Internet	96 words — 1%
3	M. Neumann, O. Steinhauser. "The influence of boundary conditions used in machine simulations on the structure of polar systems", Molecular Physics, 2006 Crossref	56 words — < 1%
4	acikarsiv.ankara.edu.tr Internet	55 words — < 1%
5	docplayer.biz.tr Internet	53 words — < 1%
6	Fang, Z L, Y Kang, X F Yang, B Yuan, and D Li. "The influence of collapse wall on self-excited oscillation pulsed jet nozzle performance", IOP Conference Series Earth and Environmental Science, 2012. Crossref	48 words — < 1%
7	cdn.hitit.edu.tr Internet	42 words — < 1%
8	acikerisim.nevsehir.edu.tr Internet	40 words — < 1%

9	9lib.net Internet	36 words — < 1%
10	dent.ege.edu.tr Internet	33 words — < 1%
11	Sug-Joon Ahn, Ling Tsou, C. Antonio Sánchez, Sidney Fels, Ho-Beom Kwon. "Analyzing center of rotation during opening and closing movements of the mandible using computer simulations", Journal of Biomechanics, 2015 Crossref	20 words — < 1%
12	acikerisim.baskent.edu.tr Internet	20 words — < 1%
13	Giray Sagat, Serdar Yalcin, B. Alper Gultekin, Eitan Mijiritsky. "Influence of Arch Shape and Implant Position on Stress Distribution Around Implants Supporting Fixed Full-Arch Prosthesis in Edentulous Maxilla", Implant Dentistry, 2010 Crossref	18 words — < 1%
14	Onur Kocadal, Korcan Yüksel, Melih Güven. "Evaluation of the clavicular tunnel placement on coracoclavicular ligament reconstruction for acromioclavicular dislocations: a finite element analysis", International Orthopaedics, 2018 Crossref	17 words — < 1%
15	adudspace.adu.edu.tr:8080 Internet	11 words — < 1%
16	www.researchgate.net Internet	11 words — < 1%
17	acikerisim.akdeniz.edu.tr:8080	

Internet

9 words — < 1%

18

dfd.atauni.edu.tr

Internet

9 words — < 1%

19

acikerisim.dicle.edu.tr

Internet

8 words — < 1%

20

tgkdc.dergisi.org

Internet

8 words — < 1%

21

www.modemedikal.com

Internet

8 words — < 1%

EXCLUDE QUOTES OFF

EXCLUDE MATCHES OFF

EXCLUDE BIBLIOGRAPHY OFF

Özgeçmiş

Adı	Feras	Soyadı	Haroun
Doğum yeri	Kuveyt	Doğum Tarihi	04.01.1992
Uyruğu	Suriye	Tel.	+90 548 828 66 79
E-mail	Feras.haroun92@gmail.com		

Eğiti Düzeyi	Mezun olduğu kurumun adı	Mezuniyet yılı
Doktora	Yakın Doğu Üniversitesi	2021
Lisans	Yakın Doğu Üniversitesi	2015
Lise	Al-İklas özel lise	2009

Yabancı Dilleri	Okuma	Dinleme	Konuşma	Yazma
Arapça (Ana Dil)	Çok iyi	Çok iyi	Çok iyi	Çok iyi
İngilizce	Çok iyi	Çok iyi	Çok iyi	Çok iyi
Türkçe	Çok iyi	Çok iyi	İyi	İyi

İş Deneyimi

Görev	Kurum	Süre (Yıl-Yıl)
Araştırma Görevlisi	Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı	2016-2021

Diğer Bilimsel Faaliyetler

Yayın	Yıl
Haroun, F., & Ozan, O. (2021). Evaluation of Stresses on Implant, Bone, and Restorative Materials Caused by Different Opposing Arch Materials in Hybrid Prosthetic Restorations Using the All-on-4 Technique. <i>Materials (Basel, Switzerland)</i> , 14(15), 4308. https://doi.org/10.3390/ma14154308	2016-2021