



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**



**ATROFİK MAKSİLLAYA SAHİP HASTALARDA
FARKLI ZİGOMATİK İMPLANT VE ALL-ON-4®
KONSEPTLERİNİN 3 BOYUTLU SONLU ELEMAN
ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

Eda NAİFOĞLU

**AĞIZ DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Mine CAMBAZOĞLU**

**ANKARA
2018**

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**ATROFİK MAKSİLLAYA SAHİP HASTALARDA
FARKLI ZİGOMATİK İMPLANT VE ALL-ON-4®
KONSEPTLERİNİN 3 BOYUTLU SONLU ELEMAN
ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

Eda NAİFOĞLU

**AĞIZ DIŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Mine CAMBAZOĞLU**

**Bu araştırma Ankara Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Müdürlüğü'nün
17L0234002 proje numarası ile desteklenmiştir.**

ANKARA

2018

Etik Beyan

Ankara Üniversitesi

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü'ne,

Doktora tezi olarak hazırlayıp sunduğum “Atrofik Maksillaya Sahip Hastalarda Farklı Zigomatik İmplant ve All-On-4® Konseptlerinin 3 Boyutlu Sonlu Eleman Analizi İle Değerlendirilmesi” başlıklı tez; bilimsel ahlak ve değerlere uygun olarak tarafımdan yazılmıştır. Tezimin fikir ve hipotezi tümüyle tez danışmanım ve bana aittir. Tezde yer alan deneysel çalışma ve araştırmalar tarafımdan yapılmış olup, tüm cümleler, yorumlar bana aittir.

Yukarıda belirtilen hususların doğruluğunu beyan ederim.

Öğrencinin Adı Soyadı : Eda NAİFOĞLU

Tarih : 05/07/2018

İmza :

KABUL VE ONAY

Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Ağız Diş Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalında
Eda NAİFOĞLU tarafından hazırlanan
“Atrofik Maksillaya Sahip Hastalarda Farklı Zigomatik İmplant ve All-On-4®
Konseptlerinin 3 Boyutlu Sonlu Eleman Analizi İle Değerlendirilmesi” adlı tez
çalışması aşağıdaki jüri tarafından DOKTORA TEZİ olarak OY BİRLİĞİ ile kabul
edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 19/07/2018

Ankara Üniversitesi
Ağız Diş ve Çene Cerrahisi ABD
Jüri Başkanı
Prof. Dr. Mine CAMBAZOĞLU

Ankara Üniversitesi
Ağız Diş ve Çene Cerrahisi ABD
Prof. Dr. Funda TUĞCU
Üye

Kırıkkale Üniversitesi
Ağız Diş ve Çene Cerrahisi ABD
Prof. Dr. Ercüment ÖNDER
Üye

Ankara Üniversitesi
Ağız Diş ve Çene Cerrahisi ABD
Prof. Dr. Ayşegül Mine TÜZÜNER ÖNCÜL
Raportör

Süleyman Demirel Üniversitesi
Ağız Diş ve Çene Cerrahisi ABD
Doç. Dr. Gülperi KOÇER
Üye

Tez hakkında alınan jüri kararı Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Yönetim Kurulu tarafından onaylanmıştır.

Prof. Dr. Mehmet AKAN
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

İÇİNDEKİLER

Etik Beyan	ii
Kabul ve Onay	iii
İçindekiler	iv
Önsöz	vii
Simgeler ve Kısaltmalar	viii
Şekiller	ix
Çizelgeler	xii
1. GİRİŞ	1
1.1. Zigomatik Kemik Anatomisi	2
1.2. Maksiller Kemik Anatomisi	2
1.3. Kemik Atrofisi	3
1.3.1. Dişsiz Arkların Sınıflaması	4
1.3.1.1. Cawood ve Howell Sınıflaması	4
1.3.1.2. Maksilla Posterior Dişsiz Bölgenin Misch Sınıflaması	5
1.3.2. Alveoler Kemik Atrofisi Sonucu Maksillofasial Bölgede Görülen Değişimler	6
1.4. Dental İmplantoloji ve Tarihçesi	7
1.5. Zigomatik İmplantlar	8
1.5.1. Zigomatik İmplantların Endikasyonları	9
1.5.2. Zigomatik İmplantların Kontrendikasyonları	10
1.5.3. Cerrahi Prosedür	11
1.5.3.1. İnsizyon Teknikleri	11
1.5.3.2. İntrasinüs Tekniği (Brånemark Protokolü)	13
1.5.3.3. Sinüs Slot Tekniği	15
1.5.3.4. Ekstrasinüs Tekniği	16
1.5.3.5. Ekstramaksiller Teknik	18
1.6. All-on-4® Tedavi Konsepti	19
1.6.1. All-on-4® Tedavi Konseptinin Avantajları	19
1.6.2. All-on-4® Tedavi Konseptinin Dezavantajları	20
1.6.3. All-on-4® Konsepti Endikasyonları	20
1.6.4. Maksillada All-on-4® Uygulaması	21
1.6.4.1. Cerrahi Prosedür	21
1.7. Biyomekanik	24
1.7.1. Biyomekanik ile İlgili Temel Kavramlar	24
1.7.1.1. Kütle	24
1.7.1.2. Kuvvet	25
1.7.1.3. Gerilim (Stress)	26
1.7.1.4. Asal Gerilim (Principal Stress)	27
1.7.1.5. Eşdeğer Gerilim (Equivalent Stress, Von Mises Stress)	27
1.7.1.6. Gerinim (Strain)	28
1.7.1.7. Esneklik Katsayısı (Young's Modülü)	29
1.7.1.8. Poisson Oranı	30

1.7.1.9. Hooke Kanunu	30
1.7.1.10. Lineer Elastik Cisim	31
1.7.1.11. Homojen Cisim	31
1.7.1.12. İzotropik Cisim	31
1.7.1.13. Ortotropik Cisim	31
1.7.2. Stres Analiz Yöntemi	32
1.7.2.1. Sonlu Eleman Stres Analizi	32
1.7.2.1.1. SESA'nın Sınıflaması	32
1.7.2.1.2. SESA'nın Avantajları	33
1.7.2.1.3. SEA'nın Dezavantajları	34
1.7.2.1.4. Diş Hekimliğinde SESA Yönteminin Uygulama Alanları	34
1.7.2.1.5. Sonlu Eleman Stres Analizinin Aşamaları	35
2. GEREÇ VE YÖNTEM	37
2.1. SESA'da Kullanılacak Üç Boyutlu Modellerin Oluşturulması	37
2.2. İmplantların ve Protetik Üst yapının Modellenmesi	37
2.3. Materyallerin Tanımlanması	38
2.4. Sistemin Birleştirilmesi	39
2.5. Yükleme Koşullarının Belirlenmesi	44
2.6. Sınır Koşulların Tanımlanması	45
3. BULGULAR	46
3.1. Model A	46
3.1.1. Santral Diş Bölgesinden Okluzal Yükleme	47
3.1.2. İkinci Premolar Diş Bölgesinden Oklüzal Yükleme	48
3.1.3. Birinci Molar Diş Bölgesinden Oklüzal Yükleme	49
3.1.4. İkinci Molar Diş Bölgesinden Oklüzal Yükleme	51
3.2. Model B	52
3.2.1. Santral Diş Bölgesinden Okluzal Yükleme	53
3.2.2. İkinci Premolar Diş Bölgesinden Oklüzal Yükleme	54
3.2.3. Birinci Molar Diş Bölgesinden Oklüzal Yükleme	55
3.2.4. İkinci Molar Diş Bölgesinden Oklüzal Yükleme	57
3.3. Model C	58
3.3.1. Santral Diş Bölgesinden Okluzal Yükleme	59
3.3.2. İkinci Premolar Diş Bölgesinden Oklüzal Yükleme	60
3.3.3. Birinci Molar Diş Bölgesinden Oklüzal Yükleme	62
3.3.4. İkinci Molar Diş Bölgesinden Oklüzal Yükleme	63
3.4. Model D	64
3.4.1. Santral Diş Bölgesinden Okluzal Yükleme	65
3.4.2. İkinci Premolar Diş Bölgesinden Oklüzal Yükleme	66
3.4.3. Birinci Molar Diş Bölgesinden Oklüzal Yükleme	68
3.4.4. İkinci Molar Diş Bölgesinden Oklüzal Yükleme	69
3.5. Model E	71
3.5.1. Santral Diş Bölgesinden Okluzal Yükleme	72
3.5.2. İkinci Premolar Diş Bölgesinden Oklüzal Yükleme	73
3.5.3. Birinci Molar Diş Bölgesinden Oklüzal Yükleme	74
3.5.4. İkinci Molar Diş Bölgesinden Oklüzal Yükleme	76
3.6. Alveolar Streslerin Karşılaştırılması	77

3.7. Barın Deplasman Miktarı	78
4. TARTIŞMA	79
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	87
ÖZET	90
SUMMARY	91
KAYNAKLAR	92
ÖZGEÇMİŞ	106



ÖNSÖZ

Son yıllarda diş eksikliklerinin tedavisinde dental implantlar sıklıkla kullanılmaktadır. Ancak diş kaybı sonrası kemikle oluşan atrofi, implant başarısını etkilemekte hatta yerleştirilmesini imkansız hale getirmektedir. Pek çok kemik ogmentasyon yöntemi olsa da, bu yöntemler ilave cerrahi gerektirmekte, komplikasyonlara neden olabilmekte, uzun bekleme süreleri gerektirmektedir. Bu nedenle hastalara kaybettikleri estetik ve fonksiyonu en hızlı şekilde kazandıracak teknikler üzerinde çalışılmaktadır. Çalışmamızda 4 implant ile sabit protetik restorasyon kullanım imkanı veren All-on-4® konsepti ve zigomatik implantların farklarının ve birbirlerine karşı üstünlüklerinin belirlenmesi hedeflenmiştir.

Doktora eğitimim boyunca sevgi ve şefkatini hiçbir zaman eksik etmeyen, desteğini her zaman hissettiğim, bilgi ve deneyimlerini paylaştan değerli danışman hocam Prof. Dr. Mine CAMBAZOĞLU'na

Kendisiyle çalışmayı bir şans olarak gördüğüm, bana hekimlik sanatını öğretmekle kalmayıp hayata karşı farklı bir bakış kazandıran, hiçbir zaman yardımını esirgemeyen değerli hocam Prof. Dr. Ayşegül Mine TÜZÜNER ÖNCÜL'e

Tez çalışmam süresince sabrı ve içtenliğiyle bana destek olan Kırıkkale Üniversitesi Ağız, Diş ve Çene ve Cerrahisi Anabilim Dalı öğretim görevlisi Prof. Dr. Ercüment ÖNDER'e

Değerli dostlarım ve meslektaşlarım Uzm. Dr. Dt. Mehmet Emre YURTTUTAN, Dr. Dt. Merve Nur KADIOĞLU ERYAŞAR, Uzm. Dt. Özün KARAAHMETOĞLU, Dr. Dt. Abbascan KORTMAZ, Dt. Kevser SANCAK ve Dt. Mine ALKAYA'ya

Doktora eğitimim süresince desteklerini esirgemeyen Ankara Üniversitesi Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine, asistan arkadaşlarıma, hemşire ve personelimize,

Büyük fedakarlıklarda bulunarak iyi bir eğitim almamı, bana duydukları güven ve sevgi sayesinde bu günlere gelmemi sağlayan, her konuda örnek aldığım, varlıklarından dolayı kendimi şanslı hissettiğim annem Müzeyyen NAİFOĞLU ve ablam Dt. Esra ALPARSLAN'a

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

SİMGELER VE KISALTMALAR

ε	Gerinim
σ	Stress
σ_e	Equivalent stree
τ	Makaslama stresi
ΔL	Deformasyon
L_0	Orjinal uzunluk
F	Kuvvet
GPa	Gigapaskal
k	Kuvvet katsayısı
kgf	Kilogram force
m	Kütle
mm	Milimetre
MPa	Megapaskal
N	Newton
P_{max}	Maksimum principal stres
P_{min}	Minimum principal stres
BT	Bilgisayarlı tomografi
DVBT	Dijital volumetrik bilgisayarlı tomografi
HU	Hounsfield unit
MR	Manyetik rezonans
SESA	Sonlu eleman stres analizi

ŞEKİLLER

Şekil 1.1. Cawood ve Howell sınıflmasına göre maksilla anterior bölgenin değerlendirilmesi	4
Şekil 1.2. Cawood ve Howell sınıflmasına göre maksilla posterior bölgenin değerlendirilmesi	5
Şekil 1.3. Misch'in posterior maksilla sınıflaması	5
Şekil 1.4. Standart Le Fort 1 insizyonu	11
Şekil 1.5. Alternatif insizyon şekli	12
Şekil 1.6. Sinüs lateral duvarının kaldırılması	13
Şekil 1.7. Sinüs membranının kaldırılması	13
Şekil 1.8. Zigomatik implant drillerinin kullanılması ve implantın yerleştirilmesi	14
Şekil 1.9. Brånemark Protokolü ile yerleştirilmiş zigomatik implant	14
Şekil 1.10. Sinüs slot tekniği	15
Şekil 1.11. Sinüs slot tekniği ile yerleştirilmiş zigomatik implant	16
Şekil 1.12. Ekstrasinüs tekniği	17
Şekil 1.13. Ekstrasinüs tekniği ile yerleştirilmiş zigomatik implantlar	17
Şekil 1.14. Ekstramaksiller teknik	18
Şekil 1.15. Maksillada All-on-4® tedavi konsepti implant yerleşimi	19
Şekil 1.16. Molar bölgede rezorbsiyon görülen maksilla	21
Şekil 1.17. Maksiller sinüse pencere açılarak anterior duvarın tespiti	22
Şekil 1.18. Titanyum rehber	22
Şekil 1.19. Titanyum rehber ile posteriorde iki adet 30° açlandırılmış implant yerleştirilmesi	23
Şekil 1.20. Posterior implantın konumlandırılması	23
Şekil 1.21. Tipik bir gerilme/gerinim eğrisi	29
Şekil 2.1. Barın görüntüsü	38
Şekil 2.3. A modelinin frontal görüntüsü	40
Şekil 2.4. B modelinin frontal görüntüsü	40
Şekil 2.5. C modelinin frontal görüntüsü	41
Şekil 2.6. D modelinin frontal görüntüsü	41
Şekil 2.7. E modelinin frontal görüntüsü	41
Şekil 2.8. Hung ve ark. tarafından zigomatik kemikte belirlenen noktalar	42
Şekil 2.9. Hung ve ark. tarafından maksillanın oklüzal yüzeyinde belirlenen noktalar	43
Şekil 3.1. A modelinin frontal görüntüsü	46
Şekil 3.2. A modelinin 1. yükleme esnasında frontal görünümü ve stres değerlerine ait skala	47
Şekil 3.3. A modelinin 1. yükleme esnasında oklüzal görünümü ve stres değerlerine ait skala	47
Şekil 3.4. A modelinin 2. yükleme esnasında frontal görünümü stres değerlerine ait skala	48
Şekil 3.5. A modelinin 2. yükleme esnasında oklüzal görünümü ve stres değerlerine ait skala	48
Şekil 3.6. A modelinin 3. yükleme esnasında frontal görünümü ve stres değerlerine ait skala	49

Şekil 3.7. A modelinin 3. yükleme esnasında oklüzal görünümü ve stres değerlerine ait skala	50
Şekil 3.8. A modelinin 4. yükleme esnasında frontal görünümü ve stres değerlerine ait skala	51
Şekil 3.9. A modelinin 4. yükleme esnasında oklüzal görünümü ve stres değerlerine ait skala	51
Şekil 3.10. B modelinin frontal görüntüsü	52
Şekil 3.11. B modelinin 1. yükleme esnasında frontal görünümü ve stres değerlerine ait skala	53
Şekil 3.12. B modelinin 1. yükleme esnasında oklüzal görünümü ve stres değerlerine ait skala	53
Şekil 3.13. B modelinin 2. yükleme esnasında frontal görünümü ve stres değerlerine ait skala	54
Şekil 3.14. B modelinin 2. yükleme esnasında oklüzal görünümü ve stres değerlerine ait skala	54
Şekil 3.15. B modelinin 3. yükleme esnasında frontal görünümü ve stres değerlerine ait skala	55
Şekil 3.16. B modelinin 3. yükleme esnasında oklüzal görünümü ve stres değerlerine ait skala	56
Şekil 3.17. B modelinin 4. yükleme esnasında frontal görünümü ve stres değerlerine ait skala	57
Şekil 3.18. B modelinin 4. yükleme esnasında oklüzal görünümü ve stres değerlerine ait skala	57
Şekil 3.19. C modelinin frontal görüntüsü	58
Şekil 3.20. C modelinin 1. yükleme esnasında frontal görünümü ve stres değerlerine ait skala	59
Şekil 3.21. C modelinin 1. yükleme esnasında oklüzal görünümü ve stres değerlerine ait skala	59
Şekil 3.22. C modelinin 2. yükleme esnasında frontal görünümü ve stres değerlerine ait skala	60
Şekil 3.23. C modelinin 2. yükleme esnasında oklüzal görünümü ve stres değerlerine ait skala	61
Şekil 3.24. C modelinin 3. yükleme esnasında frontal görünümü ve stres değerlerine ait skala	62
Şekil 3.25. C modelinin 3. yükleme esnasında oklüzal görünümü ve stres değerlerine ait skala	62
Şekil 3.26. C modelinin 4. yükleme esnasında frontal görünümü ve stres değerlerine ait skala	63
Şekil 3.27. C modelinin 4. yükleme esnasında oklüzal görünümü ve stres değerlerine ait skala	63
Şekil 3.28. D modelinin frontal görüntüsü	64
Şekil 3.29. D modelinin 1. yükleme esnasında frontal görünümü ve stres değerlerine ait skala	65
Şekil 3.30. D modelinin 1. yükleme esnasında oklüzal görünümü ve stres değerlerine ait skala	65
Şekil 3.31. D modelinin 2. yükleme esnasında frontal görünümü ve stres değerlerine ait skala	66

Şekil 3.32. D modelinin 2. yükleme esnasında oklüzal görünümü ve stres değerlerine ait skala	67
Şekil 3.33. D modelinin 3. yükleme esnasında frontal görünümü ve stres değerlerine ait skala	68
Şekil 3.34. D modelinin 3. yükleme esnasında oklüzal görünümü ve stres değerlerine ait skala	68
Şekil 3.35. D modelinin 4. yükleme esnasında frontal görünümü ve stres değerlerine ait skala	69
Şekil 3.36. D modelinin 4. yükleme esnasında oklüzal görünümü ve stres değerlerine ait skala	70
Şekil 3.37. E modelinin frontal görüntüsü	71
Şekil 3.38. E modelinin 1. yükleme esnasında frontal görünümü ve stres değerlerine ait skala	72
Şekil 3.39. E modelinin 1. yükleme esnasında oklüzal görünümü ve stres değerlerine ait skala	72
Şekil 3.40. E modelinin 2. yükleme esnasında frontal görünümü ve stres değerlerine ait skala	73
Şekil 3.41. E modelinin 2. yükleme esnasında oklüzal görünümü ve stres değerlerine ait skala	73
Şekil 3.42. E modelinin 3. yükleme esnasında frontal görünümü ve stres değerlerine ait skala	74
Şekil 3.43. E modelinin 3. yükleme esnasında oklüzal görünümü ve stres değerlerine ait skala	75
Şekil 3.44. E modelinin 4. yükleme esnasında frontal görünümü ve stres değerlerine ait skala	76
Şekil 3.45. E modelinin 4. yükleme esnasında oklüzal görünümü ve stres değerlerine ait skala	76

ÇİZELGELER

Çizelge 2.1. Tanımlanan materyallerin elastik katsayıları ve poisson oranları	39
Çizelge 2.2. Modellerdeki düğüm ve eleman sayıları	42
Çizelge 2.3. Çiğneme kaslarının kuvvet değerleri	44
Çizelge 3.1. A modelinde 1. yüklemede implantlarda oluşan von Mises stress değerleri	48
Çizelge 3.2. A modelinde 2. yüklemede implantlarda oluşan von Mises stres değerleri	49
Çizelge 3.2. A modelinde 3. yüklemede implantlarda oluşan von Mises stres değerleri	50
Çizelge 3.4. A modelinde 4. yüklemede implantlarda oluşan von Mises stres değerleri	52
Çizelge 3.5. B modelinde 1. yüklemede implantlarda oluşan von Mises stres değerleri	54
Çizelge 3.6. B modelinde 2. yüklemede implantlarda oluşan von Mises stres değerleri	55
Çizelge 3.7. B modelinde 3. yüklemede implantlarda oluşan von Mises stres değerleri	56
Çizelge 3.8. B modelinde 4. yüklemede implantlarda oluşan von Mises stres değerleri	58
Çizelge 3.9. C modelinde 1. yüklemede implantlarda oluşan von Mises stres değerleri	60
Çizelge 3.10. C modelinde 2. yüklemede implantlarda oluşan von Mises stres değerleri	61
Çizelge 3.11. C modelinde 3. yüklemede implantlarda oluşan von Mises stress değerleri	63
Çizelge 3.12. C modelinde 4. yüklemede implantlarda oluşan von Mises stres değerleri	64
Çizelge 3.13. D modelinde 1. yüklemede implantlarda oluşan von Mises stres değerleri	66
Çizelge 3.14. D modelinde 2. yüklemede implantlarda oluşan von Mises stres değerleri	67
Çizelge 3.15. D modelinde 3. yüklemede implantlarda oluşan von Mises stres değerleri	69
Çizelge 3.16. D modelinde 4. yüklemede implantlarda oluşan von Mises stres değerleri	70
Çizelge 3.17. E modelinde 1. yüklemede implantlarda oluşan von Mises stres değerleri	73
Çizelge 3.18. E modelinde 2. yüklemede implantlarda oluşan von Mises stres değerleri	74
Çizelge 3.19. E modelinde 3. yüklemede implantlarda oluşan von Mises stres değerleri	75
Çizelge 3.20. E modelinde 4. yüklemede implantlarda oluşan von Mises stres değerleri	77

Çizelge 3.21. Her yükleme için modellerdeki alveolar kemikte oluşan von Mises stres değerleri	77
Çizelge 3.22. Her yükleme için modellerdeki barda ölçülen deplasman miktarları	78



1. GİRİŞ

Edentülizm, tüm kalıcı dişlerin kaybı olarak tanımlanır ve çürük, periodontal hastalıklar, pulpa patolojisi, travma, oral kanserler gibi biyolojik nedenlerin sonucu olduğu kadar, tedavi imkanı bulamama, hasta tercihi gibi biyolojik olmayan sebeplerden de kaynaklanabilir (Driscoll ve ark., 2017). Diş kaybı, yaşam kalitesini önemli ölçüde azaltır (Polzer ve ark., 2010). Konuşma, estetik, çiğneme bozukluklarına sebep olduğu kadar bireyin sosyal hayatını da etkiler. Ayrıca vücudun önemli bir parçasının kaybı, hastanın psikolojik durumunu da etkileyerek depresyon, kendini beğenmeme ve kendine saygının azalmasına neden olur (Polzer ve ark., 2010; Özhayat ve ark., 2016).

Dental implantlar kaybedilen dişlerin, komşu dişlerin prepare edilmesine gerek kalmadan restore edilmesini sağladığı gibi, parsiyel veya tam dişsiz hastalarda sabit restorasyon yapılabilmesini mümkün kılmaktadır. Diş hekimliğinde, implantoloji ile ilgili çalışmalar ilk kez 1960 yıllarda başlamıştır (Plischka, 1960). Osteointegre implantlar ise 1965 yılında Brånemark tarafından uygulanmaya başlanmıştır (Alghamdi, 2018).

Dental implant uygulamalarında amaç, diş çekimi sonrası kaybedilen fonksiyon ve estetiğin geri kazandırılmasıdır (van Steenberghe ve ark., 2002). Günümüzde dental implantlar, diş eksikliğinin tedavisinde rutin kullanılan başarılı bir tedavi seçeneği haline gelmiştir.

Dental implant uygulamaları her ne kadar yaygınlaşmış olsa da, bu tedaviyi zorlaştıran durumlar vardır. Diş çekimi sonrası çene kemiklerinde görülen atrofi bunların başında gelir.

Maksillanın posterior bölgesinde ileri derecede atrofi bulunan hastalarda, yetersiz kemik miktarı, düşük kemik kalitesi ve yüksek derecede pnömatize

maksiller sinüs varlığı standart dental implant uygulamalarını kısıtlar (Urgell ve ark., 2008).

1.1. Zigomatik Kemik Anatomisi

Zigomatik kemik, orbita'nın dış alt kenarını oluşturur. Fossa temporalis ve fossa infratemporalis'in yapısına katılır. Maksillofasial travmalarda en sık fraktür görülen kemiklerden biridir. Maxilla, temporal ve frontal kemiklerle eklem yapar. Arka kısmında temporal kemikle birlikte zigomatik arkı oluşturur. Üzerinde birbiriyle bağlantılı üç adet delik bulunur. Bunlar: zigomatikoorbital, zigomatikofasial ve zigomatikotemporal foramenlerdir. Zigomatik kemik ile maksillanın eklem yaptığı yere "zigomatikoalveoler sırt" (*zygomatic buttress*) denilir.

Zigomatik kemik, frontal kemik, sfenoid kemik, temporal kemik ve maksilla ile eklem yapar (Berkovitz ve ark., 1998).

1.2. Maksiller Kemik Anatomisi

Ağız boşluğunun tavanının, burun boşluğunun dış duvarının ve orbitanın tabanının yapısına katılan bir kemiktir. Pterygopalatin fossanın ön duvarının ve infratemporal fossanın yapısına katılır. Zigomatik, frontal, alveoler ve palatinal olmak üzere dört çıkıntısı; ve üst, ön, alt ile arka olmak üzere dört kenarı vardır. Maksillanın alveoler kısmı üst dişleri taşır. Gözenekli kemik yapısında olduğu için alveol kemik adını almıştır.

Maksiller sinüs: Maksillanın sağında ve solunda, burun boşluğunun iki yanında yer alır. Çatısı orbita kavitesinin tabanını oluşturur. Tabanı maksillanın

posterior alveoler çıkıntısı ve sert damaktan meydana gelir. İç yüzeyini kaplayan epitele schneiderian membran adı verilmektedir (Miles, 1998).

Maksiller sinüsün kanlanması maksiller alterin infraorbital, palatina desendens, posterior-superior ve anterior superior alveoler arterler ve sfenopalatin alterin lateral dalı ile sağlanır. Venöz drenaj ise anterior fasial ven ve posterior maksiller ven yoluyla olur.

Maksiller sinüs mukozasının inervasyonu maksiller sinirin palatinus majus dalı ve infraorbital sinirin superior alveoler dalıyla sağlanır (Miles, 1998).

1.3. Kemik Atrofisi

Diş Çekimi sonrası oluşan olumsuz kemik paterni, kalan alveolar kemik kalitesinin düşük olması, hareketli protez kullanımı gibi sebeplerle çene kemikleri atrofiye uğrar (Baj ve ark., 2016; Cawood ve ark., 1988 ve Cawood ve ark., 1991).

Maksillada maksiller sinüsün pnömatizasyonu ve karşıt dentisyonda doğal dişlerin veya sabit restorasyonların bulunması durumunda gözlenen kombinasyon sendromu da atrofi sebebidir (Andreasi Bassi ve ark., 2016 ve Bhuminathan ve ark., 2014).

Bazal kemikte bariz bir rezorbsiyon görülmez. Ancak uyumsuz protezler gibi lokal etkiler sonucu bazal kemikte de rezorbsiyon gözlenebilmektedir. Alveolar kemikte ise horizontal ve vertikal yönde belirgin bir rezorbsiyon gözlenir. Bu rezorbsiyonun belli bir paterni vardır. Kemik kaybının şiddeti anteriorde, posteriorde ve çeneler arasında değişkenlik gösterir. Anteriorde, maksiller ve mandibular alveolar kemik, dudak basıncına bağlı olarak vertikal ve horizontal yönde rezorbe olur. Posterior mandibular alveolar kemik vertikal yönde rezorbe olurken, maksiller

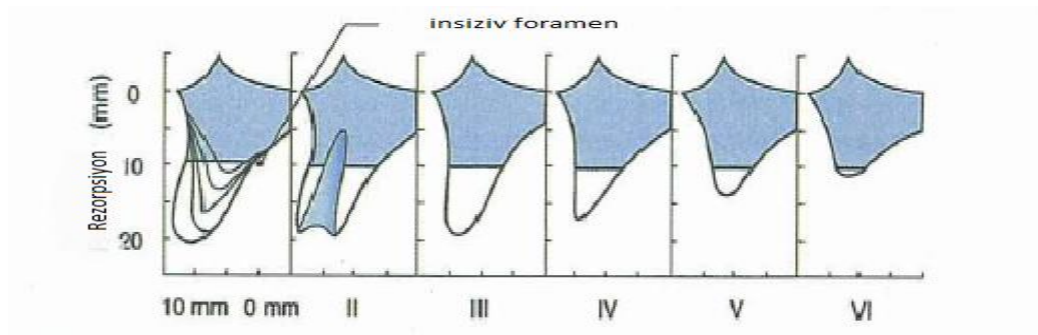
alveolar kemik yanak basıncına bağılı olarak vertikal ve horizontal yönde rezorbe olur.

1.3.1. Dişsiz Arkların Sınıflaması

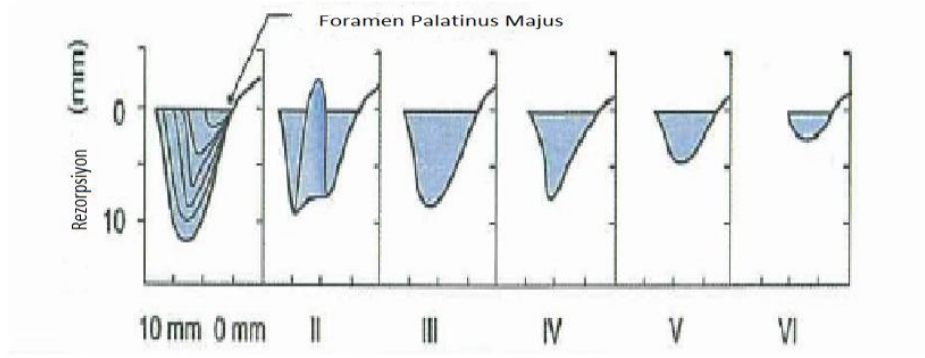
1.3.1.1. Cawood ve Howell Sınıflaması

Cawood ve Howell, kadavralar üzerinde yaptıkları incelemeler sonucu diş çekimi sonrası rezidüel krette görülen atrofiyi için bir sınıflama önermişlerdir (Cawood ve ark., 1988).

- Class I – Dişli çene
- Class II – Diş çekiminden hemen sonra
- Class III – Genişlik ve yüksekliği yeterli yuvarlak kret formu
- Class IV – Yüksekliği yeterli ancak genişliği yetersiz, bıçak sırtı şeklinde kret formu
- Class V – Yüksekliği ve genişliği yetersiz düz kret formu
- Class VI – Bazal kemiğin bir kısmında bariz kayıp gözlenen kret formu



Şekil 1.1. Cawood ve Howell sınıflamasına göre maksilla anterior bölgenin değerlendirilmesi (Cawood, 1991)



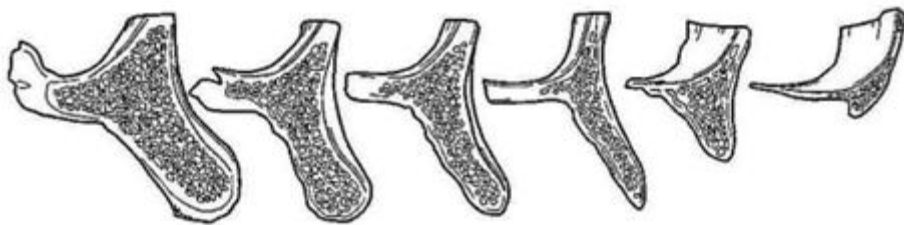
Şekil 1.2. Cawood ve Howell sınıflamasına göre maksilla posterior bölgenin değerlendirilmesi (Cawood ve ark., 1991)

Rezidüel kret rezorpsiyonu her hastada farklılık gösterdiği gibi, zaman içinde de farklılık gösterir (Atwood ve ark., 1971). Rezorpsiyonun en hızlı olduğu süre, diş çekiminden sonraki ilk bir yıldır (Tallgren, 1972).

Dişlerin kaybı ve rezidüel kemiğin rezorpsiyonu, çeneler arasındaki ilişkide, kas fonksiyonlarında, oral mukozada ve yüz morfolojisinde de değişimlere neden olur (Cawood ve ark., 1991).

1.3.1.2. Maksilla Posterior Dişsiz Bölgenin Misch Sınıflaması

1987 yılında Misch ve Judy tarafından dişsiz kretlerdeki sinüs morfolojisi ve kemik rezorpsiyonları modele edilmiştir (Misch, 2005, s:106).



Şekil 1.3. Misch'in posterior maksilla sınıflaması (Misch, 2005, s:106)

Bu çalışmada ideal implant tedavisi için implant yerleştirilecek bölgedeki minimum kemik hacmi hesaplanmış, kret genişliğinin 5mm, uzunluğu 7 mm ve yüksekliğinin 12 mm'den fazla olması gerektiği bildirilmiştir (Misch, 1990 ve Misch ve ark. 1999).

1.3.2. Alveoler Kemik Atrofisi Sonucu Maksillofasial Bölgede Görülen Değişimler

İnterark değişimler: Mandibular ve maksiller arklar, anteroposterior yönde kısalır. Transvers yönde maksiller ark daraldığı için mandibular ark göreceli olarak daha geniş kalır.

Vertikal yönde interark mesafe artar. Bunu dengelemek için mandibulanın otorotasyona uğrar. Alt yüz yüksekliği kısalır, alt çene daha belirgin ve prognatik gözüktür (Wilkie, 1975).

Kaslardaki değişimler: Sirkumoral ve ağız tabanındaki kaslar vestibüler ve lingual sulkus sığılaştığı için daha yüzeysel hale gelirler (Wilkie, 1975).

Mukozal değişimler: Yapışık ve yapışık olmayan diş eti miktarı belirgin şekilde azalır. Total protez kullanan hastalarda diş etine gelen basınca karşı ağrı ve patolojik cevap gelişir (Wilkie, 1975).

Fasial değişimler: Diş kaybı ve rezidüel kretin rezorbsiyonu mimik kaslarının tonusunu azaltır. Anterior dişlerin kaybı, yüzün diş desteğini kaybetmesine ve buksinatör kasın kışalmasına neden olur. Orbicularis oris kası ve bu kasla ilişkili mimik kasları kollapsa uğrar. Bunu sonucunda nazo-labial açısı artar. Komissuralar arası mesafe azalır. Class V ve VI hastalarda alt yüz yüksekliği çok belirgin miktarda azalır. Çene ucu çıkıklaşır (Cawood, 1991). On yıl boyunca total protez kullanan hastalarda yüz yüksekliği ortalama 7mm azalır (Tallgren, 2015)

1.4. Dental İmplantoloji ve Tarihçesi

İmplantlar, kaybolan fonksiyonların hastaya yeniden kazandırılması için vücut içerisine yerleştirilen biyouyumlu materyallerdir. İmplant kelimesi Latince; in ve planto kelimelerinin birleşiminden oluşur. İn içerisinde, planto ekme, yerleştirme anlamına gelmektedir (Ulusoy ve ark., 2010, s. 897).

Tarihte dental implant uygulamalarına ilk olarak Mayalara ait mezar kazılarında rastlanılmıştır (Hobo ve ark. 1996, s.12). Eski Mısır ve Çin kaynaklarına göre dental implant olarak kullanılan ilk materyaller çeşitli hayvanlara ait dişler, taşlar ve deniz kabuklarıdır (Lemos ve ark., 1986).

Dental implantolojiyle ilgili kayıtlı ilk çalışma 1809 yılında Maggiolo tarafından yapılmıştır. Maggiolo, diş kök formunda şekillendirilmiş 18 ayar altından yapılmış implantı, diş çekiminden hemen sonra çekim soketine yerleştirmiş, bir ay bekledikten sonra üst yapısını yapmıştır (Driskell, 1987).

1967 yılında yine diş kökü formunda, akrilikten üretilmiş dental implantlarla hayvan deneyleri yapılmıştır. 1968’de krom, nikel ve vanadyum dental implant materyali olarak denenmiş, blade-tip implantlar tasarlanmıştır. 1970’li yıllarda alüminyum oksit ve kristal safir implantlar geliştirilmiştir (Anusavice, 2003; Hobo ve ark., 1991 ve Schroeder ve ark., 1991)

1965 yılında Per-Ingvar Brånemark tarafından osteointegrasyon terimini açıklanması ile dental implantolojide büyük bir gelişme kaydedilmiş, implant materyali olarak titanyum kullanımı yaygınlaşmış, kemiksel iyileşme için bekleme süresi uzatılmış, cerrahi ve protetik tekniklerde değişiklikler yapılmıştır (Brånemark ve ark., 1977).

1981 yılında Adell ve arkadaşları tarafından uyguladıkları implantlara ait 15 yıllık sonuçları içeren yayın, modern implantolojinin doğmasına ve dünyada yaygınlaşmasına ışık tutmuştur.

1.5. Zigomatik İmplantlar

Zigoma implantları, konvansiyonel dental implantlardan farklı olarak, zigomatik kemikten ankraj alır. Maksillada implant destekli protez tedavisinde zigomatik kemiğin ankraj olarak kullanılması fikri 1980'li yıllarda ortaya atılmıştır. İlk olarak 1988 yılında Brånemark tarafından, hemimaksillektomi yapılmış kanser hastalarında uygulanmıştır (Brånemark, 1998). Ardından Weischer ve arkadaşları (1997) da hemimaksillektomi yapılmış hastalara zigoma implantı uygulanmasıyla ilgili çalışmalar yapmışlardır. 1996 yılında *Academy of Osseointegration Sinus Graft Consensus* Kongresinde sinüs lift işleminin başarısı üzerinde durulmuş, 5mm'den az kemik varlığında sinüs lift işlemiyle birlikte yerleştirilen implantların %61'inin başarısız olduğu açıklanmıştır (Ferrara ve ark., 2004). Bunun üzerine 2000'lerin başında sinüs lift işleminden kaçınmak için implantların açılı konulması üzerine çalışmalar yapılmıştır. Krekmanov ve arkadaşlarının (2000) çalışmasında maksilla ve mandibulada aşırı rezorbe bölgelerden ve anatomik oluşumlardan kaçınarak açılandırılan implantların başarı oranlarının yüksek olduğu gösterilmiştir. Aparicio ve arkadaşlarının (2001) da açılı implantların etkili ve güvenli bir alternatif olduğunu bildirmiştir. Zigoma implantlarına benzer açıda konulan bu implantların başarılı olması, atrofik maksillada implant üzeri sabit protetik restorasyon tedavisi için zigoma implantlarının kullanılabilceği fikrini yaygınlaştırmıştır (Ferrara ve ark., 2004). Zigomatik implantların parsiyel veya total dişsiz hastaların protetik tedavisinde oldukça kullanışlı bir çözüm olduğu savunulmuştur (Aparicio ve ark., 2008).

1.5.1. Zigomatik İmplantların Endikasyonları

Posterior maksillada kemik yüksekliği 4 mm'den, anterior bölgede 7mm'den az ise ideal zigoma implantı endikasyonudur (Aparicio ve ark., 2008). Eğer zigoma implantları, konvansiyonel implantlarla birlikte kullanılacaksa anterior maksillada kemik yüksekliği en az 10 mm, genişliği 4mm olmalı, ayrıca 2-4 konvansiyonel implant konulabilmelidir (Urgell ve ark., 2008). Daha fazla kemik kaybı varsa dörtlü zigoma implantı uygulaması (*quad zygoma technique*) tercih edilmelidir. Eğer anterior bölgede de ileri derecede kemik atrofisi gözleniyorsa, sadece anterior maksillada greftleme işlemleri yapılarak, zigoma implantları ile tedavi edilebilir. Böylece posterior bölgenin de greftlenmesi için gereken greft miktarından ve cerrahi işlemlerden kaçınılmış olunur (Aboul-Hosn Centenero ve ark., 2018).

Uchida ve arkadaşlarının kadavralar üzerinde yaptıkları çalışmada 3.75 mm çapında bir implantın yerleştirileceği zigomatik kemiğin en az 5.75 mm kalınlığında olması gerekmektedir (Uchida ve ark., 2001).

Zigomatik implantların ilk kullanımı tümör nedeniyle hemimaksillektomi yapılan hastalardır (Brånemark, 1998). Unilateral, bilateral veya parsiyel maksillektomi yapılmış hastalar (Gil ve ark., 2007) için olduğu gibi, ektodermal displazi (Balshi ve ark., 2002), yarık damak (Ferrara ve ark., 2004) veya epidermolizis büllosa gibi şiddetli maksiller atrofi görülen sistemik hastalığı olan hastalarda da zigoma implantları uygulanabilir (Peñarrocha ve ark., 2005).

İliak greft alınmasının kontrendike olduğu durumlarda da zigoma implantı endikasyonu vardır. Ayrıca yeterli cerrahi tecrübe edinilmişse ve operasyon 90 dakikadan kısa süreceyse lokal anestezi altında zigoma implantları yerleştirilebilir (Aparicio ve ark., 2008).

1.5.2. Zigomatik İmplantların Kontrendikasyonları

Kontrol altında olmayan diabet ve sistemik hastalıklar, bifosfonat kullanımı, kötü oral hijyen, aşırı sigara kullanımı, şiddetli parafonksiyonel alışkanlıklar, mandibular hipomobilitate konvansiyonel implantlarda olduğu gibi zigoma implantları için de kontrendikedir.

Maksilla ve zigoma patolojileri zigoma implantı uygulamadan önce tedavi edilmiş olmalıdır.

Lokal sinüs enfeksiyonları, aşırı kıvrımlı sinüs tabanı, dar sinüsler Underwood's septa varlığı (Velasquez-Plata ve ark., 2002), Caldwell-Luc operasyonu geçirmiş olmak sinüs ile temasta olacak olan zigoma implantları için kontrendikasyonlardır (Aparicio, 2012).

Ayrıca maksiller sinüsün havalanmasında tıkanıklığa neden olabilecek lokal enfeksiyonlar, ostium tıkanmasına neden olarak sinüzite yol açabilecek üst solunum yolu enfeksiyonları tedavi edilmeden zigoma implantı uygulaması kontrendikedir (Petruson, 2004).

İnteroklüzal mesafenin kısıtlı olması, uzun drillerin doğru açılmasını engeller. Bu da hastalarda temporomandibular eklem bozukluklarına yol açar. Karşıt arka doğal dişler veya sabit protez varsa zigoma implantı kontrendikedir. Son olarak travmaya bağlı yumuşak dokuda skar bulunması da zigoma implantı için kontrendikasyon olabilmektedir (Stella ve ark., 2000).

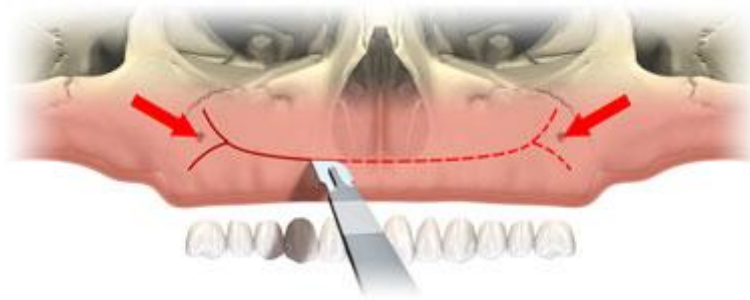
1.5.3. Cerrahi Prosedür

Zigomatik implantların yerleştirilmesi genellikle genel anestezi altında gerçekleştirilir. Cerrahi tecrübeye ve ameliyat süresine bağlı olarak derin sedasyon veya lokal anestezi altında da uygulanabilmektedir (Aparicio ve ark., 2008 ve Stella ve ark., 2000).

Farklı insizyon teknikleri kullanılabilir. Standart olarak Lefort I insizyonu uygulanmaktadır. Alternatif insizyonlar kret tepesinden veya palatinalden geçen insizyon ve zigomatik kemiğin altından geçen basit yatay insizyondur (Atalay, 2010).

1.5.3.1. İnsizyon Teknikleri

Le Fort I İnsizyonu

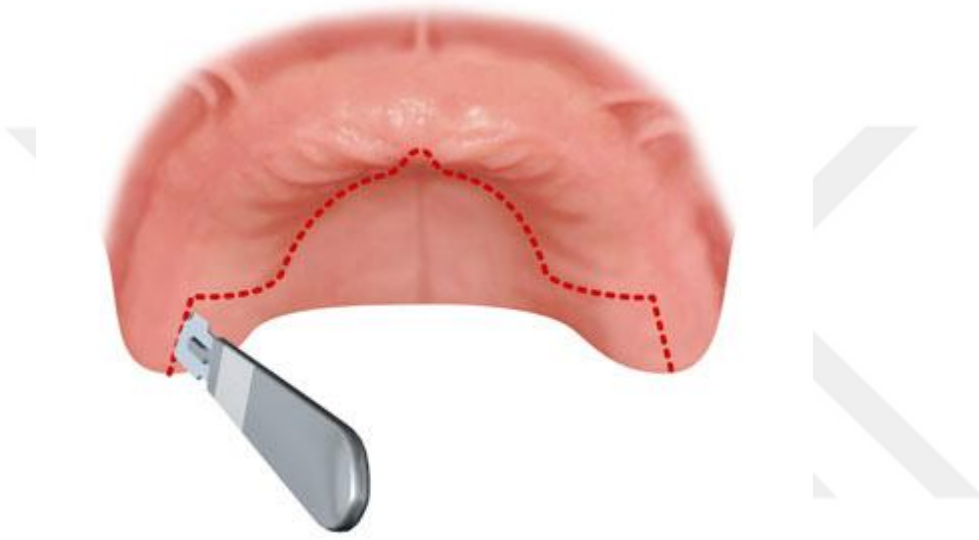


Şekil 1.4. Standart Le Fort I insizyonu (Nobel Biocare, 2014a. s.11)

Maksiller birinci molar dişler arası, Mukogingival birleşim hattının 5 mm superiorunden, zigomatikomaksiller butresstan anterior nazal spinaya kadar uzanan insizyon yapılarak mukoperiosteol flep kaldırılır (Fonseca, 2000, s:232-233). Bilateral olarak apertura piriformis, foramen infraorbitale ve zigomatik kemiğin inferior yarısının görüşü sağlanır.

Geniş yara alanı ve periost elde edilmesi, iyileşme sürecinde flebin açılma riskini azaltır. Ancak alveolar flep geniş olacağı için kret tepesinden yapılan insizyona nazaran cerrahiyi zorlaştırabilir. Ayrıca sütürlar, antrostomi bölgesinin üzerinde kalır (Stella ve ark., 2000).

Alternatif İnsizyon



Şekil 1.5. Alternatif insizyon şekli (Nobel Biocare, 2014a. s.11)

Maksiller kret tepesinden veya 5 mm palatinalinden geçecek şekilde tüber bölgesinden diğer taraftaki tüber bölgesine kadar insizyon yapılır. Mukoperiosteal flep, zigomatik kemiğe kadar kaldırılır. İnsizyonun posterior tarafında 10 mm uzunluğunda bilateral vertikal rahatlatıcı insizyonlar yapılır (Stella ve ark., 2000).

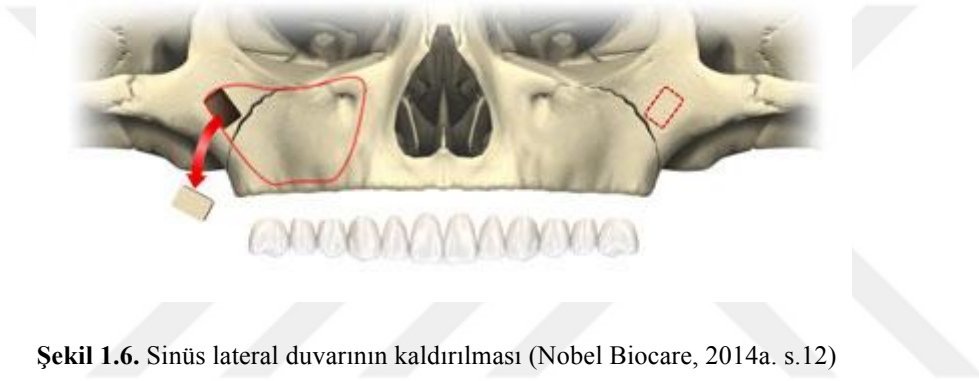
Bu yöntem, Le Fort I insizyonuna ek olarak alveolar kretin tamamen görülebilmesini sağlar.

Malevez'in tekniğinde, yarım çenede maksiller krete palatal 45 derece insizyonun ardından maksiller kretten zigomatik çıkıntıya kadar mukoperiosteal flep kaldırılır. Yarım çenede cerrahi işlem bittikten sonra birkaç sütür ile kapatılarak,

kemiğin hava ile teması ve kuruması önlenerek diğer yarım çenede flep kaldırılmasını önerir (Malevez ve ark, 2004).

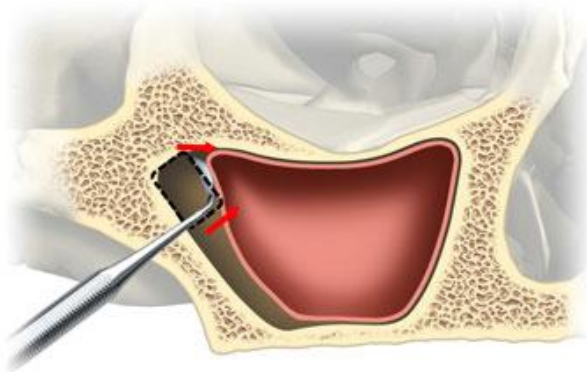
1.5.3.2. İntrasinüs Tekniği (Brånemark Protokolü)

Mukoperiosteal flep kaldırılarak zigomatik arkın anterior sınırı, zigomatik kompleksin santral ve posterior kısmı açığa çıkartılır.



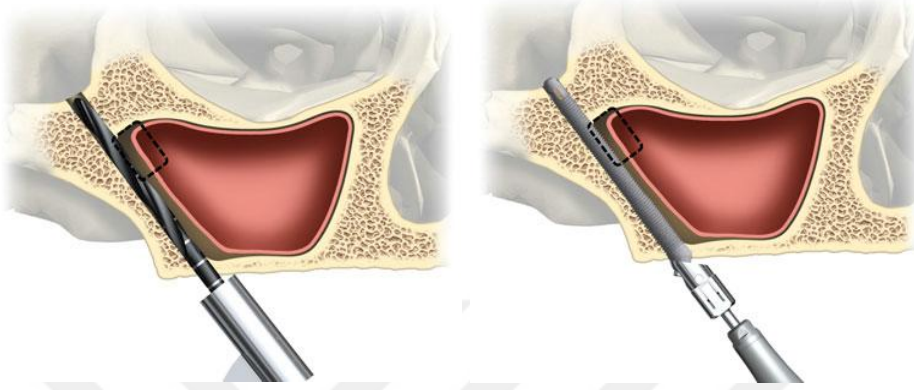
Şekil 1.6. Sinüs lateral duvarının kaldırılması (Nobel Biocare, 2014a. s.12)

Drilleme yönü belirlendikten sonra, zigoma implantının takip etmesi istenen yolda, maksiller sinüsün lateral duvarında 5x10 mm genişliğinde kemik penceresi açılır. Sinüs membranı dikkatlice diseke edilir.



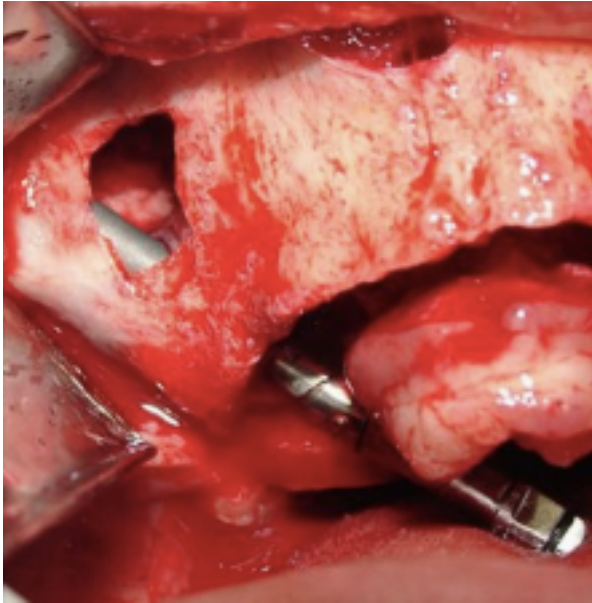
Şekil 1.7. Sinüs membranının kaldırılması (Nobel Biocare, 2014a. s.12)

Drillemeler yapıldıktan sonra zigoma implantı, ikinci premolar veya 1. Molar bölgesi civarında, alveolar kret tepesinin palatinalinden zigomatik kemiğe doğru yönlendirilerek yerleştirilir (Aparicio ve ark., 2008).



Şekil 1.8. Zigomatik implant drillerinin kullanılması ve implantın yerleştirilmesi (Nobel Biocare, 2014a. s.14, 18)

Zigoma implantları her ne kadar greftsiz tedavi seçeneği olsa da, Kaman ve arkadaşları (2017) sonlu eleman stres analizi yöntemiyle oluşturulan modellerde Brånemark protokolü ile yerleştirilmiş zigoma implantlarında greftli ve greftsiz modelleri karşılaştırmış, greftli modelde stres dağılımını daha iyi bulmuşlardır.

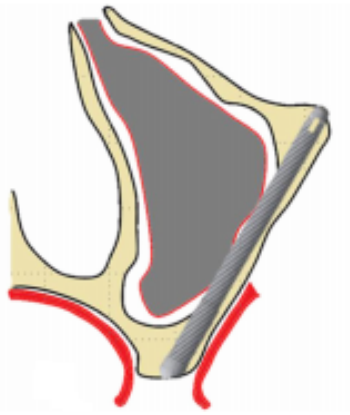


Şekil 1.9. Brånemark protokolü ile yerleştirilmiş zigomatik implant (Chrcanovic ve ark., 2013)

Bu yöntem sinüs taban elevasyonu gerektirdiği için cerrahi süresi uzundur. Ayrıca maksiller sinüs enfeksiyonlarına neden olma açısından tartışmalıdır. İmplantın servikal bölgesinin palatinalde olması, yapılacak protezin hacminin artmasına sebep olur. Olası komplikasyonlardan kaçınmak ve zigoma implantlarını vertikale yakın açıyla yerleştirebilmek için yeni teknikler geliştirilmiştir (Ishak ve ark., 2012).

1.5.3.3. Sinüs Slot Tekniği

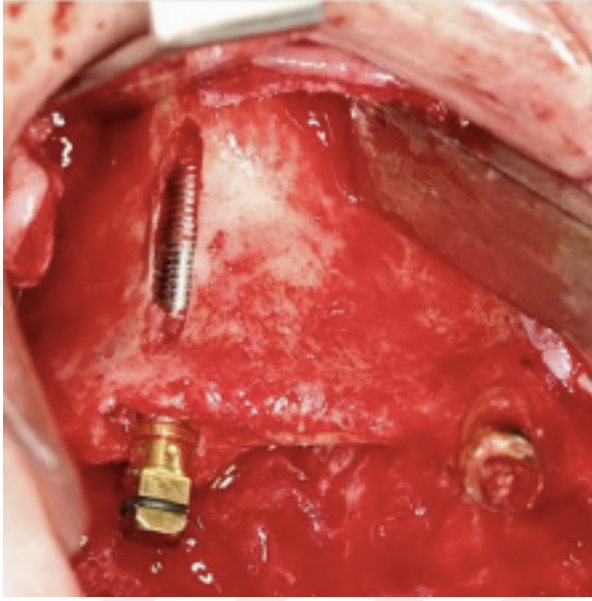
Stella ve Warner (2000) tarafından tanımlanan bu teknikte; Brånemark protokolünde olduğu gibi sinüs penceresi açılmaz. Dolayısıyla sinüs membranının eleve edilmesine de gerek kalmaz. Böylece hem cerrahi işlem kolaylaştırır hem de zaten atrofik olan maksillada, implant-kemik temas yüzeyini artırır. İmplantların giriş bölgesinin kret tepesine yakın olması ve daha vertikal açılı olması protetik avantaj sağlar.



Şekil 1.10. Sinüs slot tekniği (Araújo ve ark., 2016)

Fissür frez ile zigomatik buttress konturunun superiorundan sinüs kavitesine doğru bir delik açılır. Derinlik ölçer ile implantın yerleştirileceği açı simüle edilir. Kret tepesinden 5 mm uzakta aynı hat üzerinde ikinci delik açılır. Oluğun üst kısmı zigomanın tabanında, alt kısmı maksiller sinüs tabanıdır. Oluk buttress üzerinde

oluşturulur ve sinüs membranına zarar verilmez. İleri derecede maksiller atrofi gözlenen vakalarda, maksillanın lateral duvarında en az 5 mm intakt kemik bırakılmalıdır. Zigomatik implantı 1. molar seviyesinden bu oluğu takip ederek yerleştirilir (Stella ve ark., 2000).

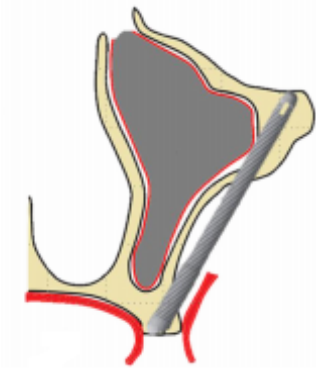


Şekil 1.11. Sinüs slot tekniği ile yerleştirilmiş zigomatik implant (Chrcanovic ve ark., 2013)

Bu teknikte karşılaşılabilecek zorluk, hazırlanan oluğa implantın tam olarak yerleştirilmesidir (Koçyiğit ve ark., 2015).

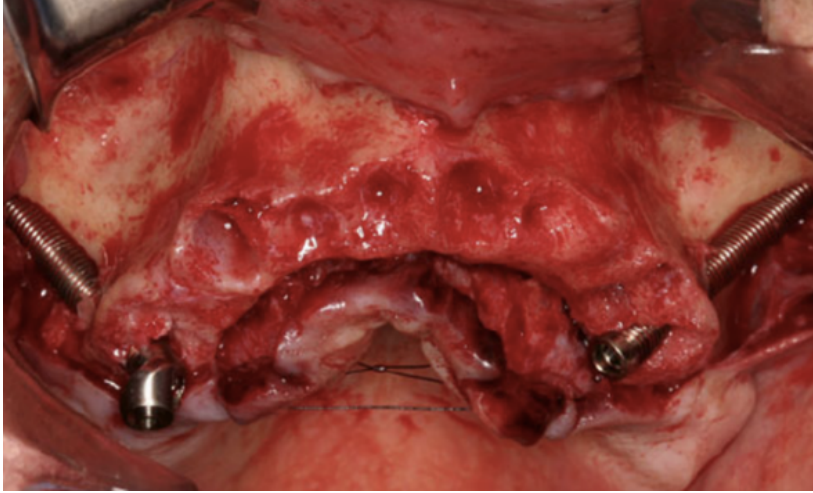
1.5.3.4. Ekstrasinüs Tekniği

Aparicio ve arkadaşları (2010) tarafından tanımlanan bu teknikte maksiller sinüs açılmaz ve sinüs membranına dokunulmaz. 2. Premolar veya 1. Molar diş bölgesinden drilleme yapılır.



Şekil 1.12. Ekstrasinüs tekniği (Araújo ve ark., 2016)

Zigoma implantı, maksiller sinüs tabanı seviyesinde maksillanın lateral duvarından çıkar. Maksillanın lateral duvarını takip ederek zigomatik kemiğin içine girer. Zigomatik arkın superiorundan implantın apikali görülür. Bukkal konkavitesi olan bireylerde zigoma implantı sinüsün lateral duvarı ile temas halindedir.

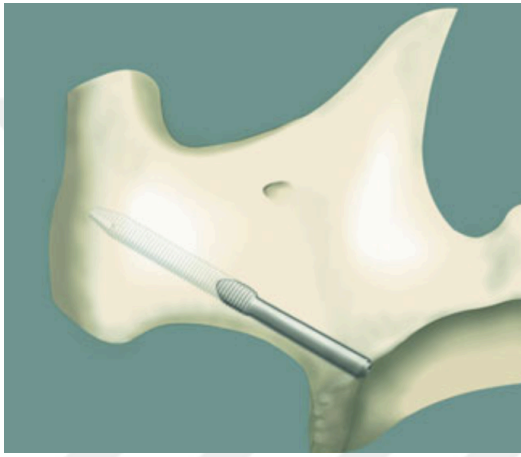


Şekil 1.13. Ekstrasinüs tekniği ile yerleştirilmiş zigomatik implantlar (Chrcanovic ve ark., 2013)

Extrasinüs tekniği, maksiller sinüsü koruduğu için sinüs enfeksiyonu riski oluşturmaz. Protetik yapıda, kantilever daha kısa olacağı için daha iyi biyomekanik sağlar (Parel ve ark., 2001).

1.5.3.5. Ekstramaksiller Teknik

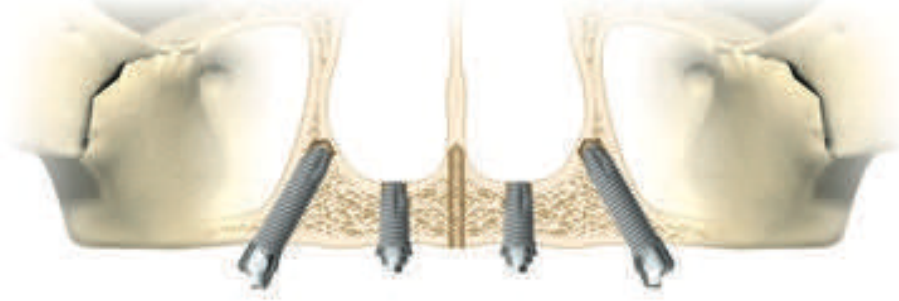
İmplantların sadece zigomatik kemikten ankraj aldığı bu teknikte, implantın zigomatik kemik dışında kalan yüzeyi yumuşak doku ile kaplanır. Diğer yöntemlerden daha az komplekstir ve bu yöntemlerin komplikasyonlarından kaçınmayı amaçlar. İmplant açısının protez için uygun şekilde ayarlanmasına olarak sağlar (Maló ve ark., 2008).



Şekil 1.14. Ekstramaksiller teknik (Maló, 2014)

Peri-implat yumuşak dokunun implant yüzeyine adezyonu için, implant yüzeyinin oksitlenmiş olması tavsiye edilir (Schüpbach ve ark., 2005).

1.6. All-on-4® Tedavi Konsepti



Şekil 1.15. Maksillada All-on-4® tedavi konsepti implant yerleşimi (Nobel Biocare, 2014b, s:11)

Günümüzde hedef, hem fonksiyon hem de estetiğin mümkün olan en basit cerrahi teknikle, en hızlı yükleme yapılabilecek şekilde ve en uygun maliyetle sağlanmasıdır (Maló ve ark., 2003). Ancak diş çekimi sonrası görülen kemik rezorpsiyonu özellikle posterior bölgedeki anatomik oluşumlardan dolayı implant yerleştirilmesini güçleştirir. Orta ve ileri derecede atrofi görülen hastalarda implant yerleştirmek için uygun kemik bulmak oldukça zordur.

1998 yılında, Maló All-on-4® tekniğini geliştirmiştir. All-on-4®, dişsiz arklarda greftlemeye ihtiyaç duymadan, 4 implant desteğiyle sabit full-ark protez kullanımına fırsat veren bir tedavi seçeneğidir. 4 implant ile tedavi tamamlandığı için düşük maliyetlidir. Cerrahi ve cerrahi sonrası bekleme süresini en aza indirir. All-on-4® konsepti, 2 tane anterior bölgede aksiyal ve 2 tane posterior bölgede distale eğimli 4 implant ve cerrahiyle aynı gün yerleştirilen tam-ark protezi içerir (Nobel Biocare, 2015, s:4).

1.6.1. All-on-4® Tedavi Konseptinin Avantajları

- Distal implantların açılandırılması, anatomik yapılarının korunmasını sağlar.

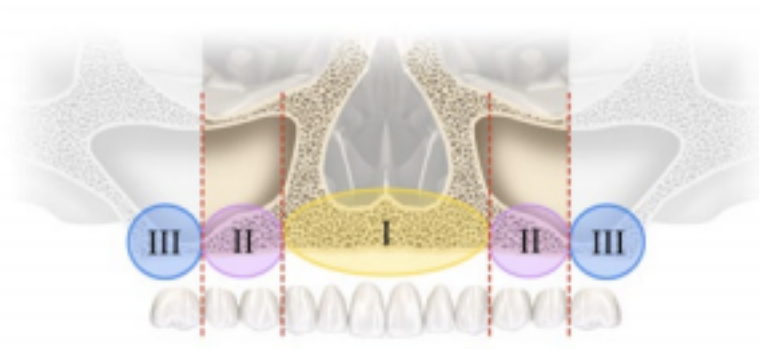
- Açılı posterior implantlar sayesinde daha uzun implantlar daha kaliteli kemikten ankraj sağlar.
- İmplant uzunluğunun artmasıyla implant-kemik temas yüzeyi arttığı için greft ihtiyacı elemine edilir.
- Başarı oranı yüksektir.
- İmmediate yükleme ile hastaya fonksiyon ve estetik hızlı bir şekilde kazandırılır.
- İmplantların aralıklı yerleştirilmesi temizlemeyi kolaylaştırır ve biyomekanik avantaj sağlar.
- Final restorasyon sabit veya hareketli olabilir.
- İmplant sayısı azaldığı ve vakaların genelinde greftlemeden kaçınıldığı için maliyet düşürülür (Christopher, 2012).
- Posterior kantilever kısalmır (Maló ve ark., 2015).

1.6.2. All-on-4® Tedavi Konseptinin Dezavantajları

- Cerrahi manipülasyon tecrübe gerektirir.
- Protetik seçenekler kısıtlıdır.
- Hassas bir teknik olduğu için cerrahi rehber hazırlanması önerilir (Taruna ve ark., 2014).
- Planlamada değişikliklere açık değildir. Tek bir implantın başarısızlığı bile protetik üst yapının yapılamamasına neden olur.

1.6.3. All-on-4® Konsepti Endikasyonları

Maksiller kemikte anterior ve premolar bölgede yeterli kemik varken, molar bölgede ciddi rezorbsiyon gözleniyorsa All-on-4® tedavisi uygulanabilir.



Şekil 1.16. Molar bölgede rezorbsiyon görülen maksilla (Nobel Biocare, 2016, s:16)

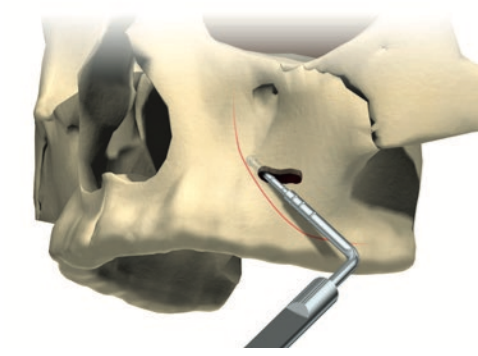
İmplantların yerleştirileceği kanin-kanin arası bölgede kemik genişliğinin minimum 5mm, yüksekliğinin ise 10 mm olması gerekmektedir.

1.6.4. Maksillada All-on-4® Uygulaması

Çekim soketi varsa güzelce temizlenmeli, mümkünse implantlar soketler arasındaki sağlam kemiğe yerleştirilmelidir (Nobel Biocare, 2014b. s:7).

1.6.4.1. Cerrahi Prosedür

Maksiller sinüsün anterior duvarını tespit etmek için, maksillanın lateral yüzünde anterior duvarın bulunduğu tahmin edilen noktadan maksiller sinüse bir pencere açılır. Künt uçlu bir sond yardımıyla pencerenin iç yüzeyinden anterior duvar tespit edilir.



Şekil 1.17. Maksiller sinüse pencere açılarak anterior duvarın tespiti (Nobel Biocare, 2014b, s:11)

İmplantların en uygun konumda ve doğru açıyla yerleştirilmesi için, özel rehberler kullanılır. Bu rehber standarttır. Üzerinde 30, 45 ve 90 dereceyi gösteren rehber çizgiler bulunur.



Şekil 1.18. Titanyum rehber (Nobel Biocare, 2014b, s:5)

2 mm'lik drill ile tam orta hatta bir boşluk oluşturulur ve rehberin parçası bu boşluğa oturtularak rehber sabitlenir. Titanyum bant, karşıt arkın oklüzal merkez çizgisi takip edilerek bükülür.



Şekil 1.19. Titanyum rehber ile posteriorde iki adet 30° açlandırılmış implant yerleştirilmesi (Nobel Biocare, 2016, s:25)

Posterior implantların boyun bölgesi alveolar kret üzerinde 1. Molar diş bölgesine denk gelmelidir. Bu mümkün değilse 2. veya 1. premolar bölgesine gelecek şekilde yerleştirilir.



Şekil 1.20. Posterior implantın konumlandırılması (Nobel Biocare, 2016, s:16)

Maksiller sinüsün anterior duvarının yaklaşık 4 mm uzağına olacak şekilde mümkün olan en posterior noktadan, 30-45 derece açı ile yerleştirilir. İmplant boynunun aşağı kısmı kemik seviyesine sıfır olmalıdır (Maló ve ark., 2015). Eğer mümkünse posterior implantların çapı 4 mm den büyük olmalıdır (Nobel Biocare, 2015, s:7). Anterior ve posterior implantların uzunlukları 10 mm'den ile 18 mm'ye kadar değişiklik gösterebilir.

Anterior implantlar çene anatomisi doğrultusunu izleyerek, birbirinden olabildiğince uzak, posterior implantların apeksine güvenli uzaklıkta olacak şekilde yerleştirilir.

İmpantların torku 35 Ncm'den büyükse immediat yükleme yapılabilir (Nobel Biocare, 2016, s:18)

1.7. Biyomekanik

Biyomekanik; organizmanın yaşamsal faaliyetlerini mekanik kurallarla açıklayan bilim dalıdır. Doku ve organların, maruz kaldıkları kuvvetler karşısında davranışlarını inceler.

Biyomekanik çalışmalar ile canlıların hareketleri, hareketlerin nasıl kontrol edildiği ve bu esnada oluşan kuvvetlerin etkileri incelenerek tedavi yöntemlerinin geliştirilmesi amaçlanır (Fung, 1965).

Ağız ortamı biyomekaniği oldukça karmaşıktır. Farklı mekanik özellikteki pek çok yapı bütünsel olarak incelenmelidir. İmplant ve implant üstü protezlerin planlanmasında da biyomekanik faktörler göz önüne alınmalıdır. İmplant sayısı, ideal pozisyon ve açısı, protetik üst yapının uygun tasarlanması, implant tedavisinin başarısını arttıracaktır.

1.7.1. Biyomekanik ile İlgili Temel Kavramlar

1.7.1.1. Kütle

Bir cismin hareketindeki değişime karşı gösterdiği direnç kütle olarak tanımlanır. Değişmez bir özelliktir. Cismin bulunduğu ortamdan ve yer çekiminden bağımsızdır.

1.7.1.2. Kuvvet

Kuvvet, bir cismin hareketini başlatabilen, değiştirebilen veya durdurabilen bir etki olarak tanımlanabilir. Formülü aşağıdaki gibidir.

$$F = m \times a$$

F: Kuvvet

m: Kütle

a: İvme

Birimi kilogram-kuvvet (kgf) veya Newton'dur (1kgf= 9,8 N) (Sancaklı, 2006).

Kuvvetler aksial (çekme veya basma), makaslama, eğilme ve bükölme gibi farklı tiplerde incelenirler. Bütün bu kuvvet tiplerinin bileşkesi aksial ve makaslama tiplerini oluşturur. İki kuvvet tipi aynı doğru üzerinde birbirinden uzaklaşacak şekilde uygulanırsa yapıda çekme, aynı doğru üzerinde birbirlerine yaklaşacak şekilde uygulanırsa basma, birbirine paralel farklı iki doğru üzerinde birbirlerine yaklaşacak veya uzaklaşacak şekilde uygulanırsa makaslama kuvvetleri oluştururlar (Powers ve ark., 2006, s. 54).

Çekme kuvveti altında yapıdaki moleküller birbirinden uzaklaşıp dağılmaya karşı, basma kuvveti altındaysa moleküller birbirlerine çok yaklaşıp sıkışmaya karşı bir direnç gösterirler. Makaslama kuvvetine maruz kalan yapıda, uygulanan kuvvetin yönüne göre moleküllerin diğeri üzerinden kaymasına karşı bir direnç oluşmaktadır. Materyallerin deformasyona karşı gösterdikleri bu direnç elastikiyet kalitesini belirler (Powers ve ark., 2006, s. 54).

Dental implantlar üzerinde etkili olan kuvvetlerde önemli olan; kuvvetin süresi, tipi, yönü, büyüklüğü ve şiddetidir. Protetik restorasyonların oklüzal morfolojisi de implant ve destek dokulara iletilen kuvvetin türünü direkt olarak belirler (Bidez ve ark., 2005, s. 309-310).

Diğer kuvvet türleriyle kıyaslandığında makaslama kuvvetleri, implantlar ve kemik dokusu üzerindeki en yıkıcı kuvvet tipidir. Özellikle kortikal kemik ve implant komponentleri çekme ve makaslama kuvvetlerine kıyasla sıkışma kuvvetlerine karşı daha dirençlidirler (Bidez ve ark., 2005, s. 311).

1.7.1.3. Gerilim (Stres)

Bir cisme kuvvet uygulandığında, dışarıdan uygulanan bu kuvvete karşı bir iç direnç gelişir. Stres olarak tanımlanan bu iç direnç, uygulanan dış kuvvetle eşdeğer şiddette ancak zıt yöndedir. Stres, birim alana uygulanan dış kuvvetin ölçülmesi ile hesaplanır. Formülü aşağıdaki gibidir.

$$\sigma = F \div N$$

σ : Stres (MPa)

F: Kuvvet

N: Alan (mm²)

Gerilim, vektörel bir niceliktir, büyüklük ve yönle tanımlanır. Yönü açısından üçe ayrılır (Baran, 1988).

Gerilme Stresi (*Tensile Stress*): Bir cisme aynı doğrultuda, farklı yönde iki kuvvetin uygulanması ile oluşur. Cismin moleküllerini birbirinden ayırmaya zorlanır.

Sıkıştırma Stresi (*Compressive Stress*): Aynı doğrultuda, zıt yönde, birbirine doğru iki kuvvet uygulaması ile oluşur. Cismin molekülleri birbirine yaklaşmaya zorlanır.

Makaslama Stresi (*Shear Stress*): Cismin farklı seviyelerde, zıt yönde iki kuvvet etkisi altında kalması ile oluşur. Cismin molekülleri birbiri üzerinde yüzeye paralel yönde kaymaya zorlanır.

Sıkıştırma ve gerilme streslerine normal stresler de denilmektedir ve “ σ ” sembolüyle gösterilmektedir. Makaslama stresi “ τ ” ile sembolize edilir. Yüke mağruz kalan cisimlerde, genellikle tek çeşit stres oluşmaz. Makaslama, sıkıştırma ve gerilme streslerinin bir arada bulunduğu bileşik stres oluşur (İnan, 1988; Sancaklı, 2006 ve Şeker, 2011).

1.7.1.4. Asal Gerilim (*Principal Stress*)

Üç boyutlu bir elemanda, en büyük stres değeri bütün makaslama stres bileşenlerinin sıfır olduğu konumda oluşur. Cisim bu konfigürasyondayken oluşan normal stresler asal stres olarak da adlandırılır. Asal stres; maksimum asal stres, ara asal stres ve minimum asal stres olmak üzere üçe ayrılır. σ_1 : en büyük pozitif değeri ($P_{\max}$); σ_2 en küçük değeri ($P_{\min}$); σ_3 ara değeri gösterir (İnan, 1988, s. 15-21 ve Shigley, 2004, s. 116-121).

1.7.1.5. Eşdeğer Gerilim (*Equivalent Stress, Von Mises Stress*)

Von Mises stresi kriterine göre bir yapının belli bir kısmındaki iç enerji belli bir değeri aşarsa, cisimde şekil değişikliği oluşur (Zyl ve ark, 1995). Von Mises ve arkadaşlarının tanımladığı şekil değiştirme enerjisi olarak isimlendirilen enerji

hipotezi sonlu elemanlar stres analizlerinde stres dağılımı ölçümlerinde kullanılır ve ‘ σ_e ’ simgesiyle tanımlanır (İnan, 1988 ve Sancaklı, 2006).

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

“ σ_1 ” en büyük pozitif değeri; “ σ_3 ”, “ σ_2 ” en küçük değerleri göstermektedir.

İmplantta oluşan Von Mises stres değeri, malzemenin (Ti-6Al-4V) gerilme dayanıklılığını (*yield strength*) geçerse başarısızlık olur. Bu nedenle implant, protetik üst yapı ve kemik atrofisi değerlendirilmesinde Von Mises stres değerlerinden yararlanır.

1.7.1.6. Gerinim (*Strain*)

Bir cisme etki eden kuvvetler, cisimde deformasyona yol açmaktadır. Çekme kuvvetleri cismi kuvvet yönünde uzatırken baskı kuvvetleri bunun aksine cismi kuvvet yönünde kısaltır. Makaslama kuvvetleri ise cisimde açısal değişiklikler oluşturur (Caputo ve ark., 1987).

Strese maruz kalan cismin birim uzunluğunda meydana gelen değişim gerinim (strain) olarak tanımlanır ve ‘ ε ’ ile sembolize edilir. Sadece bir niceliktir ve birimi yoktur. Formülü aşağıdaki gibidir (Craig, 2002; Çankaya 2005; İnan 1988 ve Sancaklı 2006).

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L_0}$$

ε : Gerinim

ΔL : Deformasyon

L_0 : Orjinal uzunluk

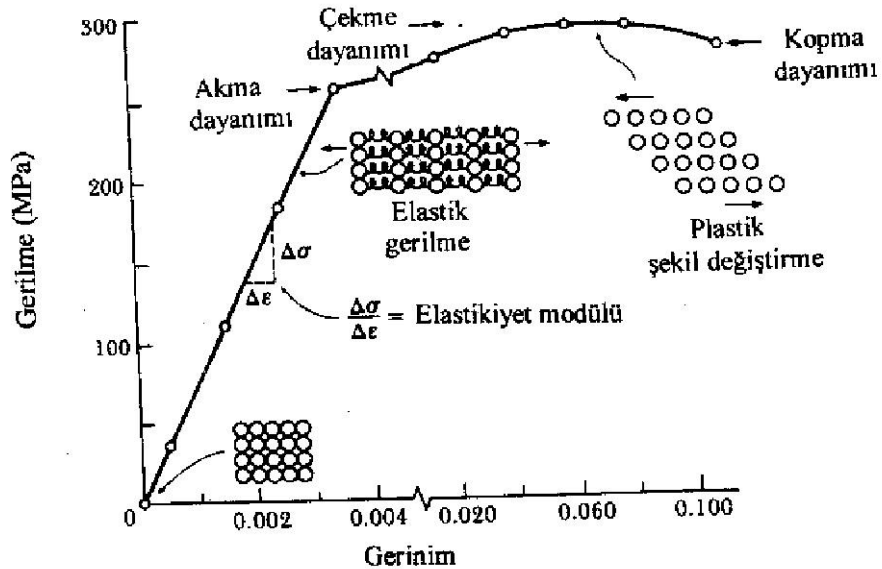
1.7.1.7. Esneklik Katsayısı (Young's Modülü)

İngiliz fizikçi Thomas Young tarafından tanımlanmış esneklik katsayısı, kuvvete maruz kalan cismin moleküler çekim kuvvetinin, birim uzamaya karşı direncidir. Bu değer materyalin sertliğini belirler (Caputo ve ark, 1987). Formülü aşağıdaki gibidir.

$$\text{Esneklik katsayısı} = \text{Gerilme (Stress) / Birim uzama (Strain)}$$

Geriminin birimi olmadığı için esneklik katsayısının birimi gerilme ile aynıdır (MPa veya GPa).

Sertlik arttıkça iç direnç de artacağı için esneklik katsayısı da artış gösterir. Gerilme-Gerinim grafiğindeki düz çizginin eğimi, materyalin elastisite modülü hakkında bilgi verir.



Şekil 1.21. Tipik bir Gerilme-Gerinim eğrisi (Pürçek, 2014)

Bu eğimin açısı ne kadar büyükse, belirli bir stres değerinde oluşan gerininin o kadar küçük olduğu yani malzemenin sertliğinin fazla olduğu anlaşılır. Elastisite modülünü, materyalin atomlar ve moleküller arası çekim kuvveti belirlediği için materyalin kalınlığı arttıkça sertliği artsa da elastisite modülü değişmez (Powers ve ark., 2006, s. 60).

1.7.1.8. Poisson Oranı

Katı bir cisim basma veya çekme kuvvetlerine maruz kaldığında, bu cismin yapısında aksiyel ve lateral yönde gerinim oluşur. Elastik sınırlar içerisinde lateral gerininin aksiyal gerinime oranına poisson oranı denir ve ' ν ' ile sembolize edilir. Birimi yoktur (Powers ve ark., 2006, s. 61). Malzemeye bağlı ayırıcı bir özelliktir ve -1 ile 0,5 arasında bir değere sahiptir. Metallerde bu oran 0,25-0,35 arasında değişmektedir (İnan, 1988, s. 51).

Poisson oranı, elastik deformasyon esnasında uzama ile çapraz kesit küçülmesinin orantılı olduğunu gösterir. Kuvvete maruz kalan cisim kırılana kadar çapraz kesitteki küçülme devam eder (Anusavice ve ark., 2012).

1.7.1.9. Hooke Kanunu

Katı bir cisme kuvvet uygulandığında cisimde şekil değişimi gözlenir. Bu şekil değişimi, kuvvet ortadan kalktığında cisim eski şekline dönüyorsa elastik şekil değişimi, cisimde kalıcı deformasyon gözleniyorsa plastik şekil değişimi olarak adlandırılır.

İngiliz bilim adamı Robert Hooke, elastik şekil değişimlerinde birim şekil değiştirmeler ile gerilimler arasında doğrusal bir ilişki olduğunu bulmuştur. Bu kanun belirli gerilme sınırları içinde cismin kuvvete karşı davranışını yaklaşık olarak

ifade eder. Formülü $F=k.x$ şeklindedir. Bu denklemde F uygulanan kuvveti, k sabiti uygulanan kuvvet ile oluşan esneme miktarı arasındaki orantı sabitini, x ise esneme miktarını temsil eder (Rho ve ark., 1993).

1.7.1.10. Lineer Elastik Cisim

Gerilme ile birim uzamanın doğru orantılı olduğu kabul edilerek ve aradaki ilişkinin ifade edilmesidir. Belli bir gerilme sınırından sonra bu varsayım geçersizdir (İnan, 1988, s. 5-6).

1.7.1.11. Homojen Cisim

Yapı içerisinde her noktada elastik özellikler aynıdır, değişkenlik göstermez (Hancı ve ark., 2000).

1.7.1.12. İzotropik Cisim

Üç asal ekseninde aynı elastik özellikleri gösterdiği kabul edilen cisimlere izotropik cisim denir. Yani farklı yönlerden kuvvet uygulandığında aynı mekanik özelliği gösterir. İzotropik cisimlerin gerilme-biçim değişikliği ilişkileri elastik modülü ve poisson oranına bağlı olarak ifade edilir (İnan, 1988, s.5-6).

1.7.1.13. Ortotropik Cisim

Farklı yönlerden kuvvet uygulandığında farklı mekanik özellik gösteren cisimlere ortotropik cisim denir. Elastik modülü, ortotropik cisimlerde kuvvetin yönüne göre değişiklik gösterir (Fung, 1965).

1.7.2. Stres Analiz Yöntemleri

Diş hekimliğinde kullanılan stres dağılımı saptama yöntemleri;

1. Gerilim ölçer ile analiz yöntemi,
2. Fotoelastik analiz yöntemi,
3. Holografik interferometre ile analiz yöntemi,
4. Kırılğan vernikle kaplama yöntemi,
5. Sonlu elemanlar analizi yöntemi (SESA) olarak sınıflandırılmıştır (Güngör, 2002).

1.7.2.1. Sonlu Eleman Stres Analizi

Sonlu eleman stres analizi, kompleks geometrik bir yapının bilgisayar ortamında ağ yapısına dönüştürülerek, maruz kaldığı stresleri ve uğradığı deformasyonu analiz etme yöntemidir. Yapı, birbirine düğümler vasıtasıyla bağlı sonlu elemanlara ayrılır. Bu elemanların tipi, dizilişi ve sayısı analizin sonucunu etkiler (Van Staden, 2006). Her bir düğümde oluşan stres ve yer değişimi hesaplanabilmektedir (Keyak ve ark., 1993).

SESA, 1960 yılında Courant tarafından geliştirilmiştir (Yettram, 1972). Daha sonra Tuner ve ark. bu sayısal analiz metodunu daha kapsamlı tanımlamıştır (Turner ve ark., 1956). Weinstein, 1976 yılında bu tekniği dental implantlarda kullanmıştır (Prasad ve ark., 2012).

1.7.2.1.1. SESA'nın Sınıflaması

Boyutlarına göre ;

- 1 boyutlu
- 2 boyutlu

- 3 boyutlu
- İzoparametrik
- Dönel elemanlar

Düğüm sayısındaki bilinmeyene ve problemin özelliklerine göre;

- Plak
- Levha
- Kabuk problemleri (Adıgüzel, 2010 ve Geng, 2001)

İnsan vücudunda pek çok bireysel varyasyon olduğu ve kompleks bir geometri gözlendiği için 1 ve 2 boyutlu analizler yetersiz kalmaktadır. Son yıllarda bilgisayarlı tomografi (BT) ve manyetik rezonans görüntüleme (MR) gelişmeler sayesinde taranmış yapıların sanal modelleri oluşturularak 3 boyutlu sonlu eleman stres analizleri yapılabilmektedir.

1.7.2.1.2. SESA'nın Avantajları

1. Lineer veya lineer olmayan karmaşık geometriye sahip katı cisimler modellenenebilir.
2. Geliştirilen yazılımlar sayesinde gerçeğe çok yakın modeller oluşturulabilir.
3. İstenilen sayıda model oluşturulabilir.
4. Modellerde farklı malzemeler değerlendirilebilir.
5. Uygulanan kuvvetin yönü, şiddeti, malzemenin özelliği ve geometrisi değiştirilerek analizler tekrarlanabilir.
6. Gerilme dağılımları ve lokasyonları detaylı incelenebilir.
7. Analiz süresi kısadır (Ebrahimi, 2012; Logan, 2007; Menicucci, 2002).
8. Non-invaziv bir tekniktir.
9. Operasyon öncesi, esnası ve sonrasındaki her türlü biyolojik durum simüle edilerek güvenilir sonuçlar elde edilebilir.
10. Statik ve dinamik analizler yapılabilir (Mohammed, 2014).

1.7.2.1.3. SESA'nın Dezavantajları

1. Veri, bilgi ve yorumlamadaki bir hata tamamen yanlış sonuç alınmasına neden olur.
2. İnsan yapılarının modellenmesi, karmaşık anatomileri ve mekanik davranışları nedeniyle oldukça zordur. Bazı varsayımlar kabul edilmek zorundadır.
3. Mine, dentin ve periodontal ligament, süngersi ve kortikal kemiği fiziksel özelliklerinin daha iyi tanımlanmasına ihtiyaç vardır (Mohammed, 2014).
4. Deneysel verilerin aktarılması ve analiz programının kullanımındaki teknik detaylar tamamen araştırmacılara bağlıdır (Logan, 2007).

1.7.2.1.4. Diş Hekimliğinde Sonlu Eleman Stres Analizi Yönteminin Uygulama Alanları

Restoratif Diş Hekimliği;

1. Diş yapısını oluşturan katmanlar (mine, dentin),
2. Amalgam,
3. Kompozit rezin,
4. Sementler,
5. Seramik,
6. Dental restorasyonlar,
7. Protetik diş hekimliği,
8. Metal ve metal sistemleri,
9. Seramik, porselen ve zinkonyum porselen,
10. Kronlar,
11. Sabit ve hareketli protezler,
12. Endodonti,
13. Kök kanal dolguları,
14. Ortodonti,
15. Diş hareketleri,

16. Ortodontik aygıtlar,
17. Oral ve maksillofasial cerrahi,
18. Maksilla ve mandibula,
19. Ortognatik cerrahi,
20. Temporomandibular eklem,
21. Travma,
22. Dental implantlar,
23. Maksillofasial cerrahide kullanılan materyaller (Mackarle, 2004).

İmplantoloji;

1. Dizayn ve materyal,
2. Çap, boy, sayı, lokasyon (DeTolla ve ark., 2000).

1.7.2.15. Sonlu Eleman Stres Analizinin Aşamaları

SESA, 3 aşamada gerçekleştirilir.

Hazırlık Aşaması: Sonlu eleman stres analizinin ilk aşaması yapının geometrik modelinin oluşturulmasıdır. Model oluşturulduktan sonra birbirine düğüm noktalarında bağlanan elemanlara bölünerek ağ yapısı meydana getirilir. Böylece düğüm noktaları ve elemanların koordinatları oluşturulur. Komşu elemanlar çakışmaz, aralarında fiziksel devamlılık ve boşluk bulunmaz (De Vree, 1983).

Ağ model oluşturulmasının ardından, yapıyı temsil eden elemanların her biri için matrislerinin tanımlanmasıdır. Bu eleman matrisleri toplanarak genel matrisi oluşturur. Bu da sonlu eleman modelindeki bütün düğümlerde kuvvet dengesini ve yer değiştirmelerin sürekliliğini sağlar (De Vree, 1983).

Çözüm Aşaması: Doğrusal ve doğrusal olmayan matematiksel denklemler bilgisayarda numerik analiz tekniği ile çözülür (Jafari, 2003).

Sonuçların Değerlendirilmesi Aşaması: Denklemlerin çözümü şekiller ve çizelgelerle gösterilir (Siegele ve ark, 1989).

Bu çalışmanın amacı, posterior maksillada orta ve şiddetli düzeyde kemik atrofisi gözlenen hastalarda kemik ogmentasyonu yapılmadan uygulanabilecek tedavi alternatifleri olan All-on-4® ve zigomatik implant konseptlerini karşılaştırarak özellikle sınır vakalarda ideal tedavinin seçilmesine yardımcı olmaktır.

2. GEREÇ VE YÖNTEM

2.1. Sonlu Eleman Stres Analizinde Kullanılacak Üç Boyutlu Modellerin Oluşturulması

Retrospektif tarama yapılarak maksillada diş bulunmayan ve vertikal yönde kemik atrofisi olan bir hastanın dijital volumetrik bilgisayarlı tomografisi (DVBT) seçildi. Hastadan teşhis amacıyla alınmış DVBT'den elde edilen Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) verileri Materialise Mimics (Materialise Medical Software, Leuven, Belçika) yazılımına yüklenerek iskeletsel modelleme 3 boyutlu olarak yapıldı.

Materialise 3-matic (Materialise Medical Software, Leuven, Belçika) ve ANSYS (ANSYS Inc. Southpointe, PA) yazılımlarında sonlu elemanlar oluşturularak ağısı yapı oluşturuldu.

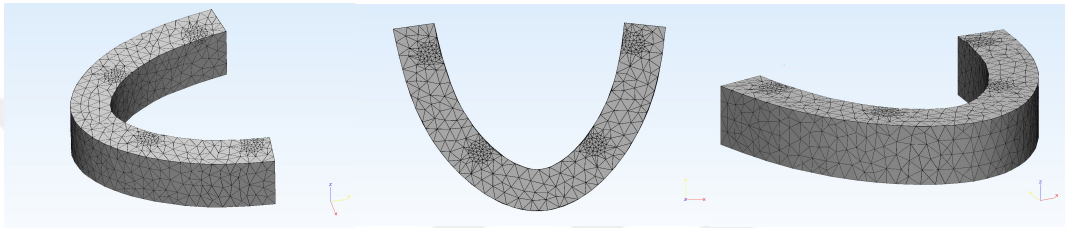
2.2. İmplantların ve Protetik Üst yapının Modellenmesi

Bu çalışmada zigomatik ve dental implantların tasarımında Nobel Biocare (Goteborg, İsveç) firmasına ait veriler kullanılmıştır. Zigoma implantı modellerinde 40 ve 50 mm uzunluğunda zigomatik implantlar, All-on-4® modellerinde 11,5 ve 13 mm uzunluğunda dental implantlar silindirik olarak Materialise 3-matic (Materialise Medical Software, Leuven, Belçika) programında tasarlandı. İmplant çapına bağlı stabilizasyon değişikliklerini elemine etmek için bütün implantlar 4,5 mm çapında kullanıldı.

Protetik üst yapılardaki bağlantı parçaları, farklı materyaller, oklüzyon, gnatoloji, hastanın çiğneme alışkanlıkları gibi pek çok değişken faktörü elemine etmek amacıyla kemik-implant ilişkisinin incelendiği sonlu eleman çalışmalarında

genellikle tek bir materyalden oluşan bar şeklinde bir protetik üst yapı tasarlanır (Freedman ve ark., 2013; Miyamoto ve ark., 2010; Ujigawa ve ark., 2007; Wang ve ark., 2013 ve Wen ve ark., 2014).

Bizim çalışmamızda da protetik üst yapı 10x8 mm simetrik olarak yuvarlatılmış, U şeklinde, altın alaşım olarak tasarlandı (Ujigawa ve ark., 2007 ve Wen ve ark., 2014).



Şekil 2.1. Barın görüntüsü

2.3. Materyallerin Tanımlanması

Materialise Mimics yazılımında malzemelerin nitelikleri tanımlandı. Maksiller kemik nonhomojen ve anizotropik nitelikte olduğu için kemiğin Youngs Modülü aşağıdaki formülle hesaplanmıştır.

$$\text{Density (app)} = -200 + 1,2 \text{ HU } [\text{kg}/\text{m}^3]$$

$$E \text{ (Young modülü)} = 0,024 \times \text{Yoğunluk (app)} 1.762 [\text{MPa}]$$

DVBT'den alınan yoğunluk verileri olan Hounsfield Unit (HU) değerleri kullanılarak kişiye özel mekanik parametreler belirlenmiştir. Gerçeğe en yakın hesaplamaları yapmak amacıyla, viskoelastik ve anizotropik özellikleri bulunan kemiğin bölgesel olarak değişiklik gösteren elastik değerleri, kurulan denklem ile hesaplandı (Bujtr ve ark., 2010). 0,05 GPa altındaki değerler aşırı elastik özellik

göstereceğinden dolayı kansellöz kemik alt limit olarak 0,05 GPa olarak alınmıştır (Bujtr ve ark., 2010).

Tüm kemik doku tomografideki radyoopasiteye göre 20 gruba ayrılmıştır.

Çizelge 2.1. Tanımlanan materyallerin elastik katsayıları ve poisson oranları

Materyal		Young Modülü (MPa)	Poisson Oranı	Referanslar
Kemik	Kortikal Kemik Kansellöz Kemik	2057	0,30	(Borchers ve ark., 1983 ve Saab ve ark., 2007)
		2352		
		2749		
		3215		
		3736		
		4304		
		4912		
		5558		
		6236		
		6945		
		7683		
		8448		
		9238		
		10052		
		10889		
		11748		
		12627		
		13527		
14447				
15385				
Titanyum implant		110 000	0,35	(Geng ve ark., 2001 ve Quaresma ve ark., 2008)
Altın alaşım bar		80 000	0.33	(Geng ve ark., 2001)

2.4. Sistemin Birleştirilmesi

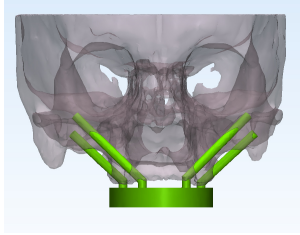
Matematiksel modellemeler ardından sonlu elemanlar stres analiz programlarının çalışabilmesi ve sonuçların doğru alınabilmesi için sistem elemanlarının analiz programına ayrı ayrı tanımlanması gereklidir. Bizim çalışmamızda sistem elemanlarını kemik dokusu, implant ve metal bar

oluşturmaktadır.

Çalışmamızda, kemik dokusunun kendi iç özelliklerine uygun olarak yük aktarımı yaptığı varsayıldı. İmplantlar ile destek dokular ve implant-protetik üst yapı arasındaki bağlantı, yük aktarımını kesintisiz iletecek şekilde sağlandı. İmplantlar kemik dokusu ile %100 osseoentegre kabul edildi.

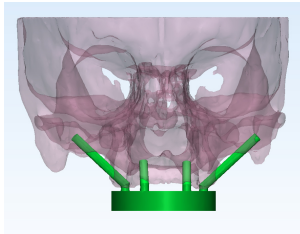
Çalışmamızda tam dişsiz, yeterli kemik genişliğine sahip ancak kemik yüksekliği azalmış maksillada, değişik tedavi alternatiflerini içeren 5 farklı senaryoya ait modeller hazırlandı ve kuvvet iletimi yönünden değerlendirildi.

Model A: Sağ ve sol tarafta 2 şer adet zigoma implantı (*Quad Zygoma Technique*)



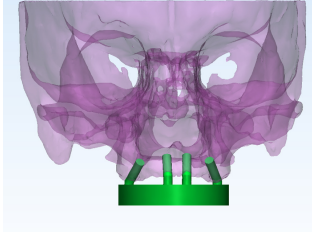
Şekil 2.3. A modelinin frontal görüntüsü

Model B: Sağ ve sol posterior bölgelerde birer zigoma implantı ve anteriorda 2 adet konvansiyonel implant



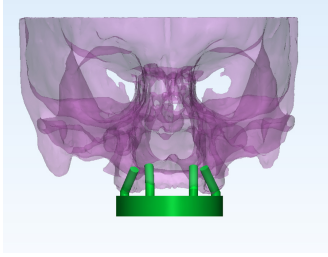
Şekil 2.4. B modelinin frontal görüntüsü

Model C: All-on-4® tekniği ile distale açılandırılmış 2 ve santral diş bölgesinde 2 konvansiyonel implant



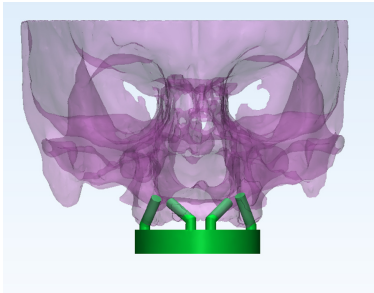
Şekil 2.5. C modelinin frontal görüntüsü

Model D: All-on-4® tekniği ile distale açılandırılmış 2 ve kanin diş bölgesinde 2 konvansiyonel implant



Şekil 2.6. D modelinin frontal görüntüsü

Model E: All-on-4® tekniği ile distale açılandırılmış 2 ve anterior bölgede meziale açılandırılmış 2 konvansiyonel implant

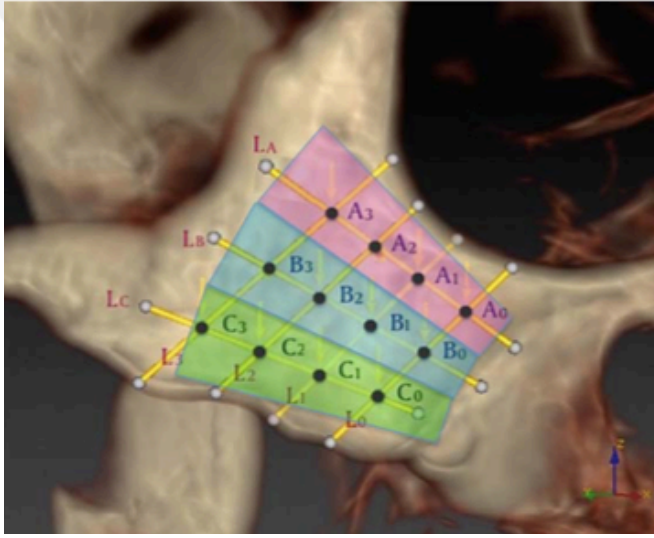


Şekil 2.7. E modelinin frontal görüntüsü

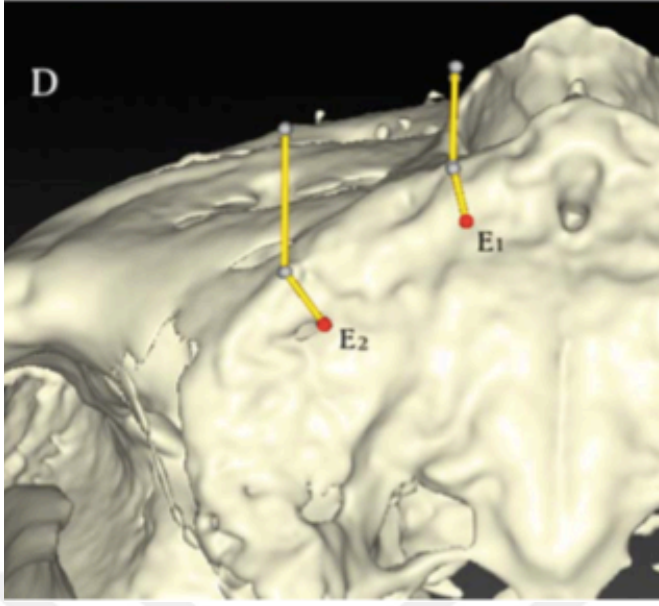
Çizelge 2.2. Modellerdeki düğüm ve eleman sayıları

	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5
Düğüm noktası	125161	122836	113159	120879	110484
Eleman sayısı	636302	615383	576162	608773	565541

Literatürde zigoma implant tekniklerini karşılaştıran araştırmalarda ekstrasinüs tekniği diğer cerrahi tekniklerden üstün bulunduğu için, zigoma implantları modele ekstrasinüs yerleştirildi (Wen ve ark., 2014; Ishak ve ark., 2012).



Şekil 2.8. Hung ve ark. tarafından zigomatik kemikte belirlenen noktalar (Hung ve ark., 2017)



Şekil 2.9. Hung ve ark. tarafından maksillanın oklüzal yüzeyinde belirlenen noktalar (Hung ve ark., 2017)

Hung ve arkadaşları (2017) zigoma implantlarının ideal konumunu saptamak amacıyla yaptıkları çalışmada zigoma implantlarının apekslerinin konumlandırılmasında kemik-implant kontakının en fazla, komplikasyon risklerininse en az olduğu noktaları A_3 ve B_1 olarak belirlemiştir (Şekil 2.8.). İmplantların marjinal kısımlarının alveolar kret tepesindeki ideal konumlarının da E_1 ve E_2 (Şekil 2.9.) noktaları olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda zigoma implantları anatomik sınırlamalar çerçevesinde, Hung ve arkadaşlarının araştırması referans alınarak konumlandırıldı.

Dental implantlar, alveolar kemiğin anatomisi takip edilerek konumlandırıldı. B, C ve D modellerinde anterior implantlar aksiyal yönde dik yerleştirildi. E modelinde meziale doğru 45° açıldı. C, D ve E modellerinde posterior implantlar, distale doğru 45° açıldı.

2.5. Yükleme Koşullarının Belirlenmesi

Çiğneme kuvvetlerini simule etmek için protetik üst yapıya santral, ikinci premolar, birinci molar ve ikinci molar diş bölgesinden ayrı ayrı 4 yükleme yapılarak 20 adet sonlu eleman stres analizi gerçekleştirildi.

Oklüzal düzemden 150 N vertikal (z ekseninde), palatinal yönde bileşkesi 50 N olacak şekilde hesaplanan lateral (x ekseninde 35 N distale doğru ve y ekseninde 35 N anteriore doğru) kuvvet uygulandı (Gross ve ark., 2001; Korkmaz ve ark., 2012 ve Ujigawa ve ark., 2007). Çiğneme eylemini taklit etmek için masseter kasının zigomatik arktaki ve maksillanın zigomatik proçesindeki insersiyö bölgesinden, kasın doğrultusunda 300 N kuvvet uygulandı (Tuxen ve ark., 1999 ve Miyamoto ve ark., 2010). Masseter kasın kuvvet vektörünün yönü Koriöth ve arkadaşlarının (1992) çiğneme kasları için yaptığı hesaplamalar rehber alınarak belirlendi. İncelenen bölgede sonuçları etkilemeyeceği için diğör çiğneme kaslarının etkileri çalışmaya dahil edilmedi. Çalışan taraf Koriöth'un çalışmasıyla aynı olacak şekilde sağ taraf seçildi.

Çizelge 2.3. Çiğneme kaslarının kuvvet değörleri (Koriöth ve ark., 1992)

KAS GRUBU	KAS GRUBU AĞIRLIKLARI (N ²)	SAĞ (çalışan taraf)	SOL (dengeleyen taraf)
M. Masseter Superficialis	190,40	0,72	0,60
M. Masseter Profunda	81,60	0,72	0,60
M. Pterygoideus Medialis	174,80	0,84	0,60
M. Temporalis Anterior	158,00	0,73	0,58
M. Temporalis Medius	95,60	0,66	0,67
M. Temporalis Posterior	75,60	0,59	0,39
M. Pterygoideus Lateralis Inferior	66,90	0,30	0,65

2.6. Sınır Koşulların Tanımlanması

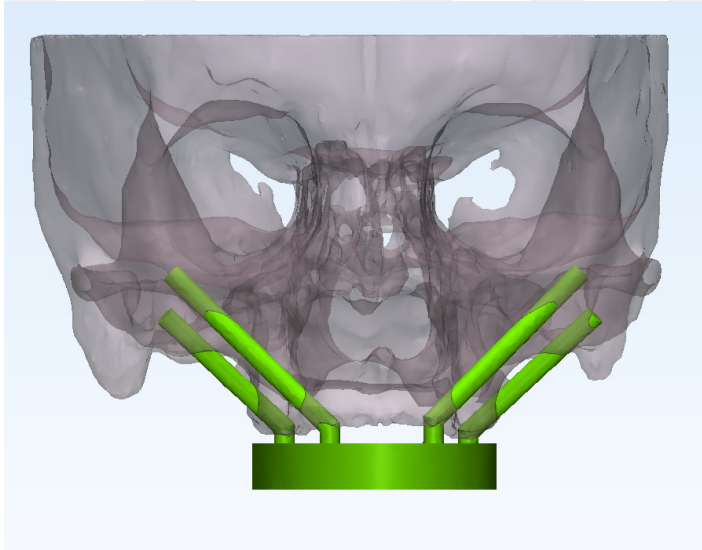
Oluşturulan bu model, üç boyutlu uzayda serbesttir. Analizlerin yapılabilmesi için sınırlarının belirlenmesi ve belli noktalardan sabitlenmesi gerekir. Bu sabitleme için analiz yapılacak bölgeden en uzak noktalar seçilerek kafatasının üst ve arka bölgelerinde özgürlük derecesi (degree of freedom) 0 olacak şekilde ayarlandı.



3. BULGULAR

Modellerde 4 farklı bölgeden kuvvet uygulanarak implantlarda, implantların çevresindeki alveolar kemikte ve zigoma implantları yerleştirilen modellerde zigomatik kemikte oluşan gerilimler, Von Misses stres analizi uygulanarak MPa (N/mm^2) cinsinden ölçülmüştür. Ayrıca protetik üst yapıyı temsil eden barın deplasman miktarı da mm cinsinden hesaplanmıştır.

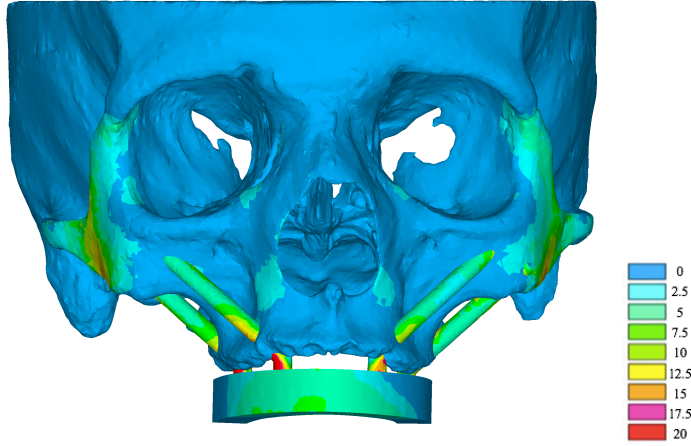
3.1. Model A



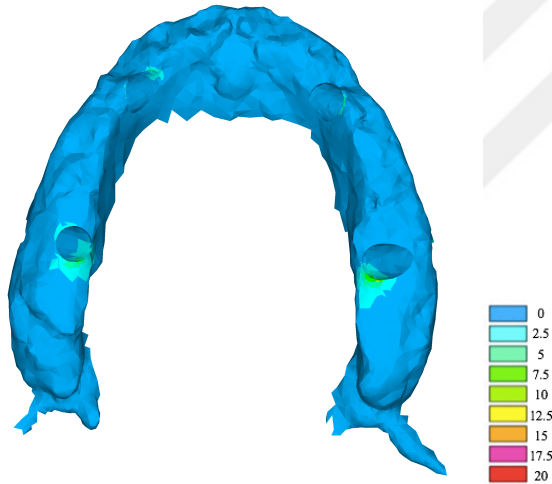
Şekil 3.1. A modelinin frontal görüntüsü

A modelinde sağ ve sol posterior bölgede marjinal kısmı 1. Molar diş bölgesine gelecek şekilde 50 mm uzunluğunda 4,5 mm çapında 2 adet zigoma implantı, anteriorde sağ ve sol kanin-1. premolar diş bölgesine 4,5 mm çapında 40 mm uzunluğunda 2 adet zigoma implantı yerleştirildi. İmplantlar 10x8 mm simetrik olarak yuvarlatılmış, U şeklinde, altın alaşım olarak tasarlanmış bar ile birbirine bağlandı.

3.1.1. Santral Diş Bölgesinden Okluzal Yükleme



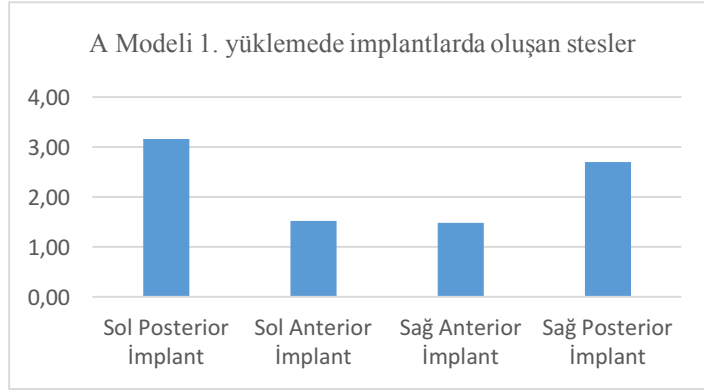
Şekil 3.2. A modelinin 1. yükleme esnasında frontal görünümü ve stres değerlerine ait skala



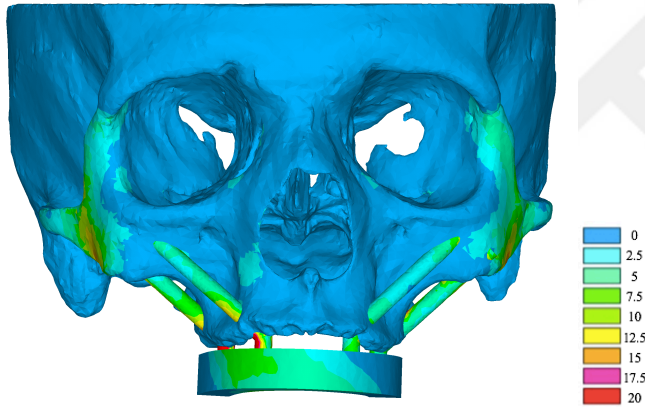
Şekil 3.3. A modelinin 1. yükleme esnasında oklüzal görünümü ve stres değerlerine ait skala

A modelinde sağ santral diş bölgesine oklüzal düzlemde kuvvet uygulandığında en çok stresin sol posteriordeki implantta, en az stresin ise sağ anteriordeki implantta olduğu gözlemlendi. Alveolar kemikteki stres 1,22 MPa, zigomatik kemikteki stres 2,39 MPa olarak ölçüldü.

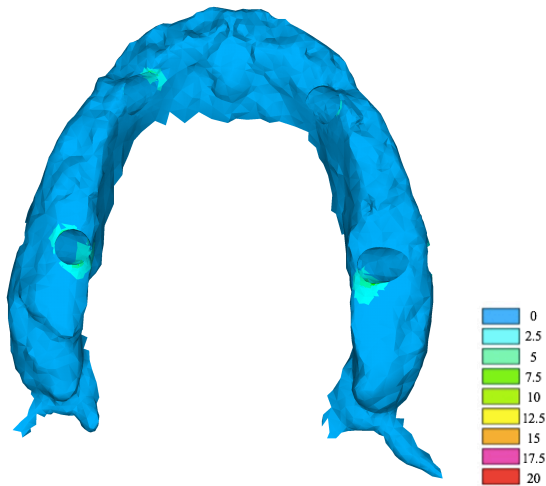
Çizelge 3.1. A modelinde 1. yüklemde implantlarda oluşan Von Mises stres değerleri



3.1.2. İkinci Premolar Diş Bölgesinden Oklüzal Yükleme



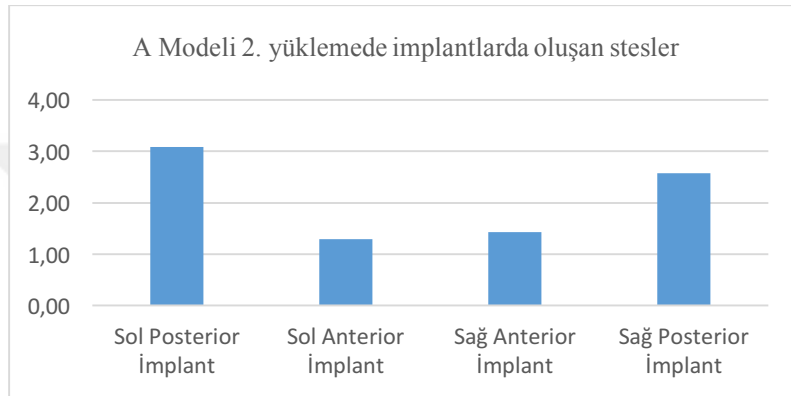
Şekil 3.4. A modelinin 2. yükleme esnasında frontal görünümü ve stres değerlerine ait skala



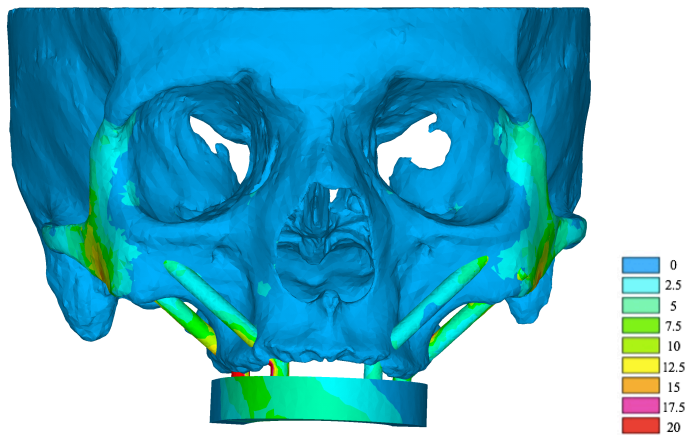
Şekil 3.5. A modelinin 2. yükleme esnasında oklüzal görünümü ve stres değerlerine ait skala

A modelinde sağ 2. premolar diş bölgesinden oklüzal düzlemde kuvvet uygulandığında en çok stresin sol posteriordeki implantta, en az stresin ise sol anteriordeki implantta oluştuğu gözlendi. Alveolar kemikteki stres 1,13 MPa, zigomatik kemikteki stres 2,36 MPa olarak ölçüldü.

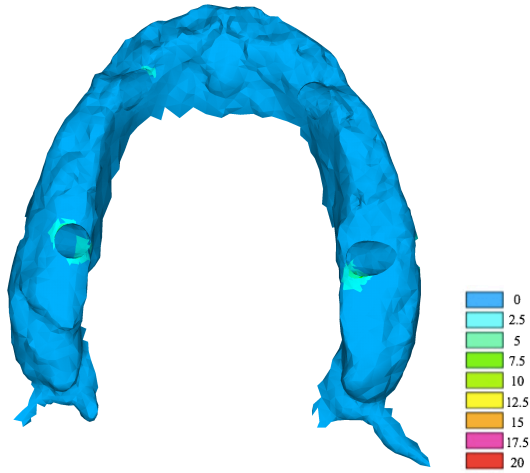
Çizelge 3.2. A modelinde 2. yüklemede implantlarda oluşan Von Mises stres değerleri



3.1.3. Birinci Molar Diş Bölgesinden Oklüzal Yükleme



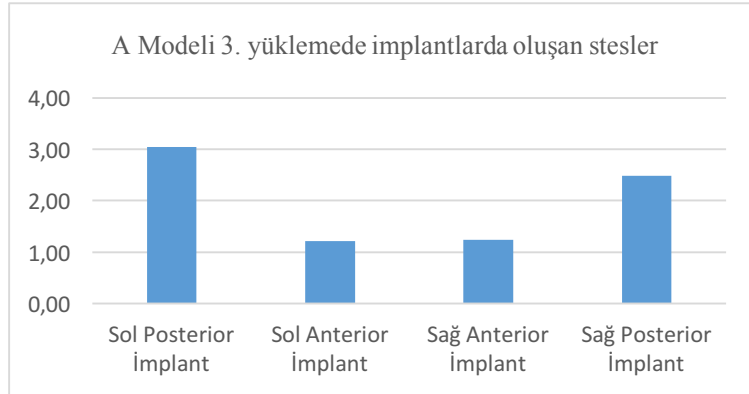
şekil 3.6. A modelinin 3. yükleme esnasında frontal görünümü ve stres değerlerine ait skala



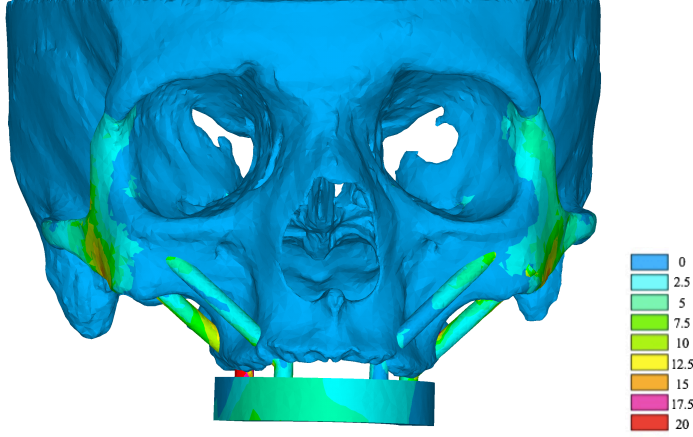
Şekil 3.7. A modelinin 3. yükleme esnasında oklüzal görünümü ve stres değerlerine ait skala

A modelinde sağ 1. molar diş bölgesinden oklüzal düzlemde kuvvet uygulandığında en çok stresin sol posteriordeki implantta, en az stresin ise sol anteriordeki implantta olduğu gözlemlendi. Alveolar kemikteki stres 1,02 MPa, zigomatik kemikteki stres 2,34 MPa olarak ölçüldü.

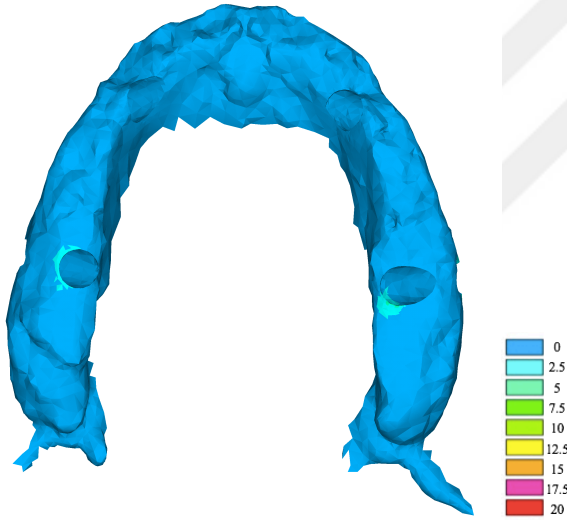
Çizelge 3.3. A modelinde 3. yüklemede implantlarda oluşan Von Mises stres değerleri



3.1.4. İkinci Molar Diş Bölgesinden Oklüzal Yükleme



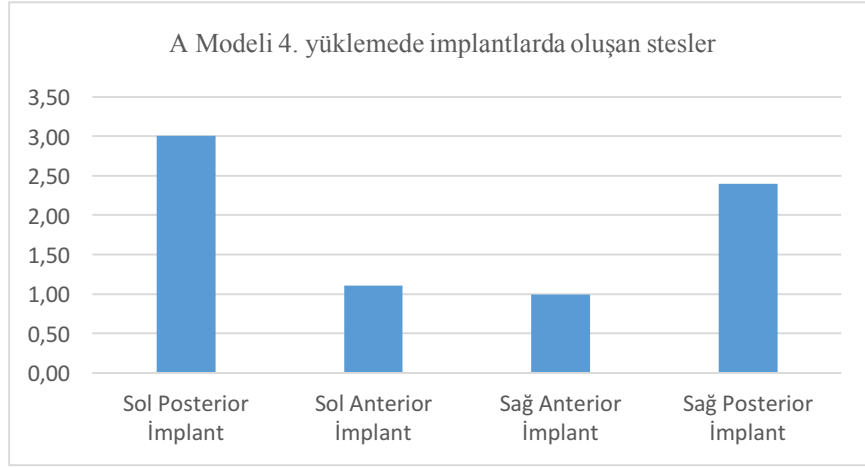
Şekil 3.8. A modelinin 4. yükleme esnasında frontal görünümü ve stres değerlerine ait skala



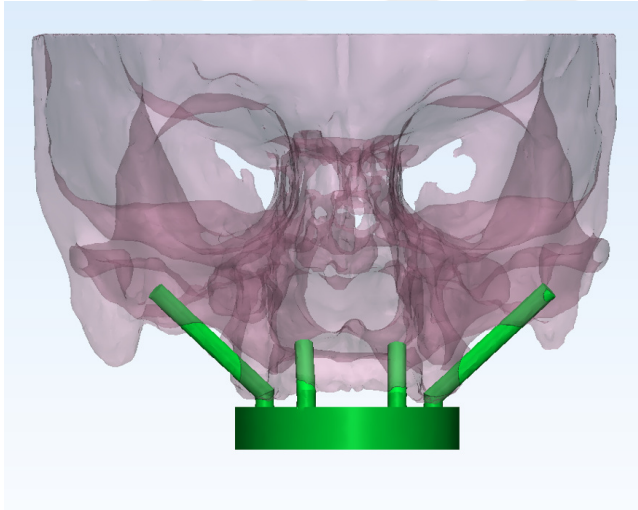
Şekil 3.9. A modelinin 4. yükleme esnasında oklüzal görünümü ve stres değerlerine ait skala

A modelinde sağ 2. molar diş bölgesinden yani barın protetik yapının kantilever bölgesini temsil eden bölgeden oklüzal düzlemde kuvvet uygulandığında en çok stresin sol posteriordeki implantta, en az stresin ise sağ anteriordeki implantta olduğu gözlemlendi. Alveolar kemikteki stres 0,89 MPa, zigomatik kemikteki stres 2,32 MPa olarak ölçüldü.

Çizelge 3.4. A modelinde 4. yüklemde implantlarda oluşan Von Mises stres değerleri



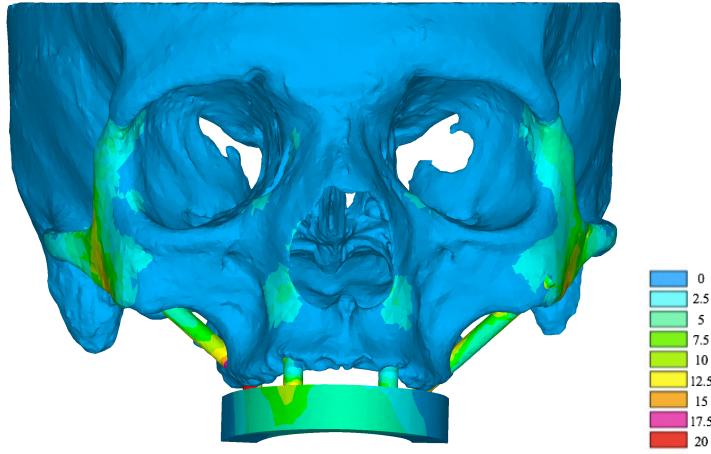
3.2. Model B



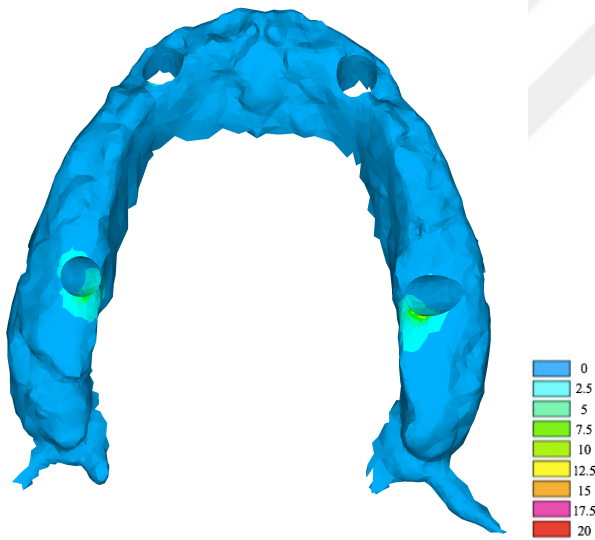
Şekil 3.10. B modelinin frontal görüntüsü

B modelinde sağ ve sol posterior bölgede marjinal kısmı 1. Molar diş bölgesine gelecek şekilde 50 mm uzunluğunda 4,5 mm çapında 2 adet zigoma implantı, anteriorde sağ ve sol kanin dişlerin bölgesine 4,5 mm çapında 11,5 mm uzunluğunda 2 adet dental implant yerleştirildi. İmplantlar 10x8 mm simetrik olarak yuvarlatılmış, U şeklinde, altın alaşım olarak tasarlanmış bar ile birbirine bağlandı.

3.2.1. Santral Diş Bölgesinden Okluzal Yükleme



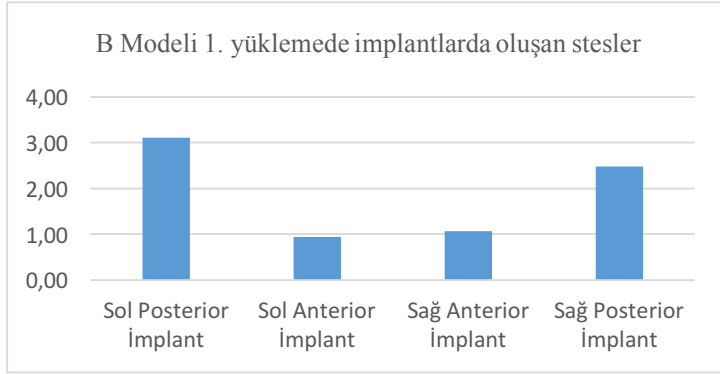
Şekil 3.11. B modelinin 1. yükleme esnasında frontal görünümü ve stres değerlerine ait skala



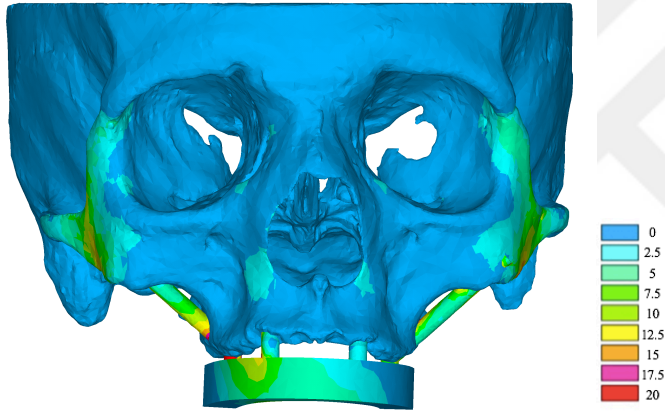
Şekil 3.12. B modelinin 1. yükleme esnasında oklüzal görünümü ve stres değerlerine ait skala

B modelinde sağ santral diş bölgesinden oklüzal düzlemden kuvvet uygulandığında en çok stresin sol posteriordeki implantta, en az stresin ise sol anteriordeki implantta olduğu gözlemlendi. Alveolar kemikteki stres 1,18 MPa, zigomatik kemikteki stres 3,25 MPa olarak ölçüldü.

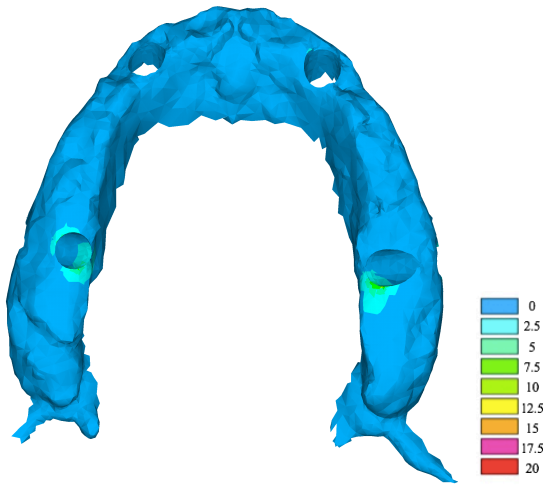
Çizelge 3.5. B modelinde 1. yüklemde implantlarda oluşan Von Mises stres değerleri



3.2.2. İkinci Premolar Diş Bölgesinden Oklüzal Yüklem



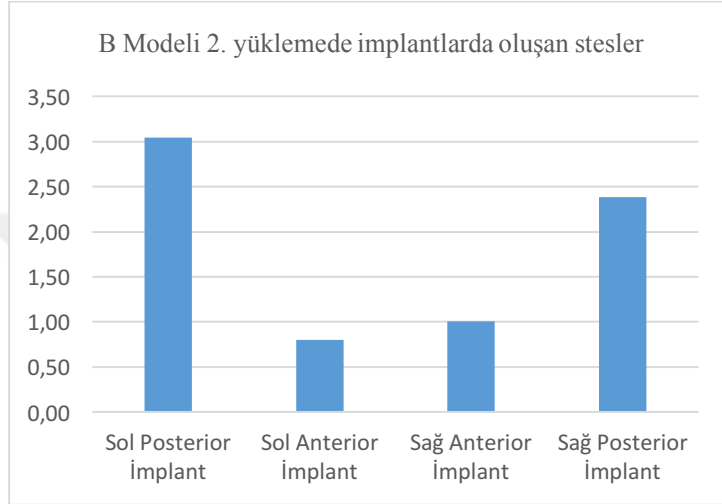
Şekil 3.13. B modelinin 2. yükleme esnasında frontal görünümü ve stres değerlerine ait skala



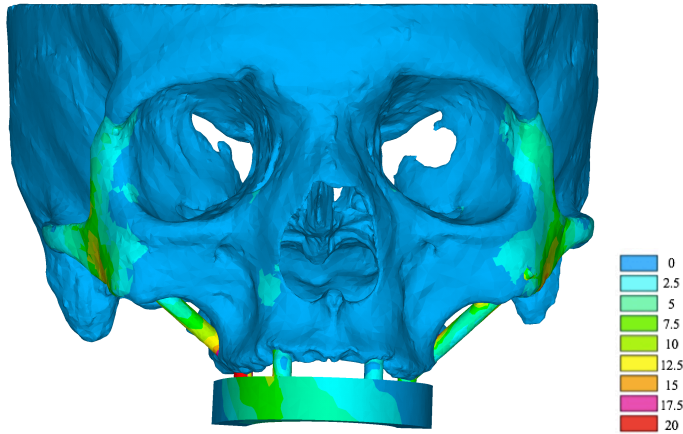
Şekil 3.14. B modelinin 2. yükleme esnasında oklüzal görünümü ve stres değerlerine ait skala

B modelinde sağ 2. premolar diş bölgesinden oklüzal düzlemde kuvvet uygulandığında en çok stresin sol posteriordeki implantta, en az stresin ise sol anteriordeki implantta oluştuğu gözlemlendi. Alveolar kemikteki stres 1,09 MPa, zigomatik kemikteki stres 3,25 MPa olarak ölçüldü.

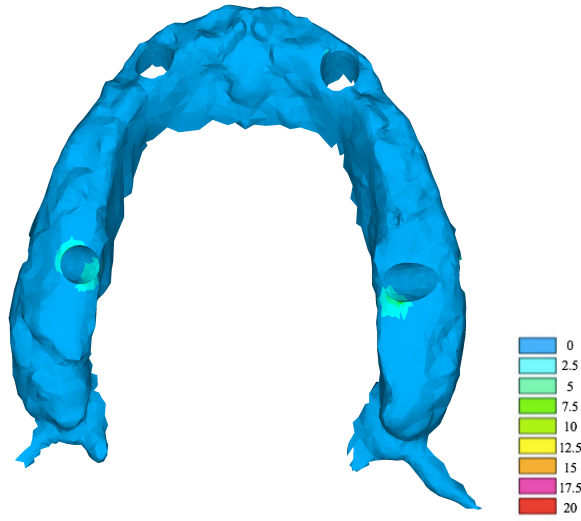
Çizelge 3.6. B modelinde 2. yüklemede implantlarda oluşan Von Mises stres değerleri



3.2.3. Birinci Molar Diş Bölgesinden Oklüzal Yükleme



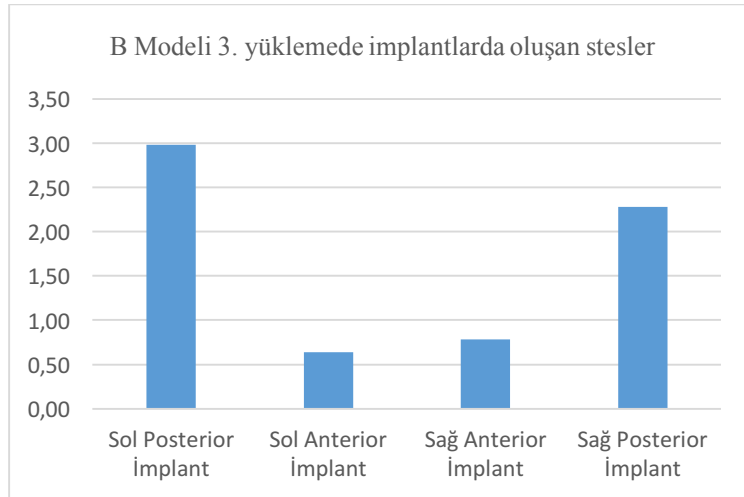
Şekil 3.15. B modelinin 3. yükleme esnasında frontal görünümü ve stres değerlerine ait skala



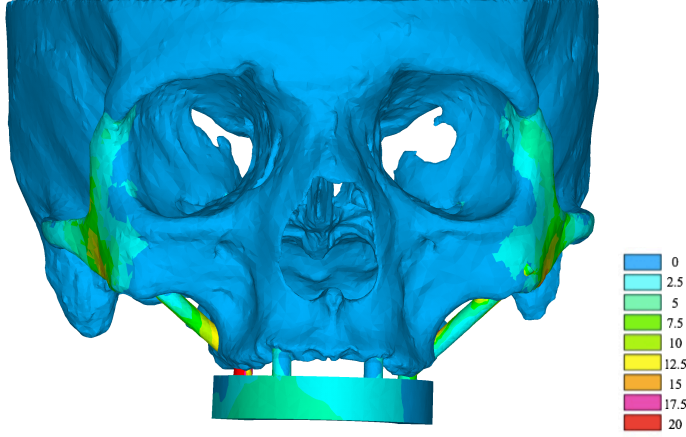
Şekil 3.16. B modelinin 3. yükleme esnasında oklüzal görünümü ve stres değerlerine ait skala

B modelinde sağ 1. molar diş bölgesinden oklüzal düzlemde kuvvet uygulandığında en çok stresin sol posteriordeki implantta, en az stresin ise sol anteriordeki implantta olduğu gözlemlendi. Alveolar kemikteki stres 0,97 MPa, zigomatik kemikteki stres 3,26 MPa olarak ölçüldü.

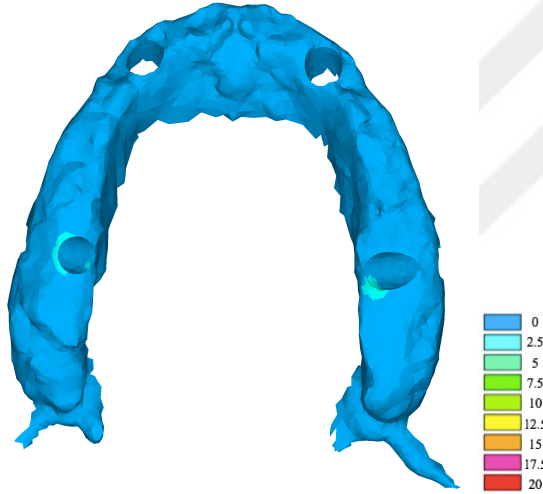
Çizelge 3.7. B modelinde 3. yüklemede implantlarda oluşan Von Mises stres değerleri



3.2.4. İkinci Molar Diş Bölgesinden Oklüzal Yükleme



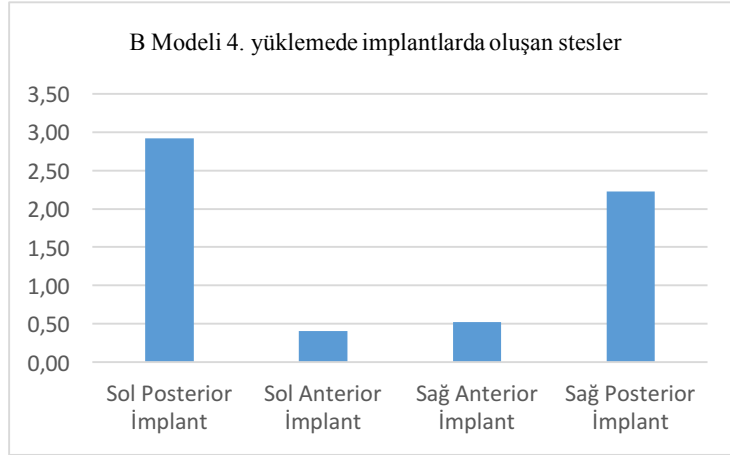
Şekil 3.17. B modelinin 4. yükleme esnasında frontal görünümü ve stres değerlerine ait skala



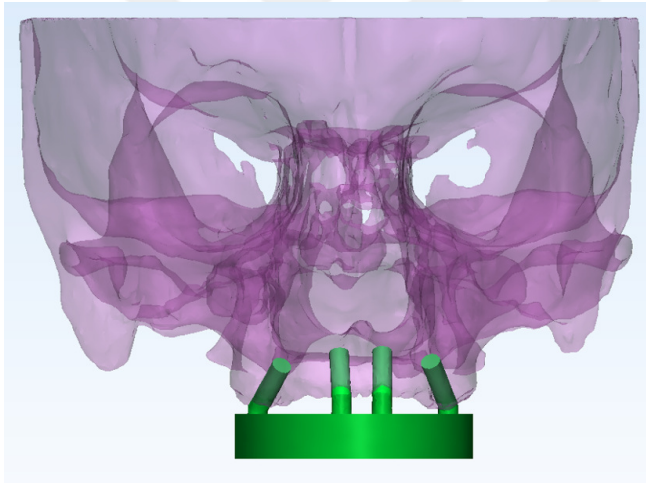
Şekil 3.18. B modelinin 4. yükleme esnasında oklüzal görünümü ve stres değerlerine ait skala

B modelinde sağ 2. molar diş bölgesinden oklüzal düzlemde kuvvet uygulandığında en çok stresin sol posteriordeki, en az stresin ise sol anteriordeki implantta olduğu gözlemlendi. Alveolar kemikteki stres 0,85 MPa, zigomatik kemikteki stres 3,28 MPa olarak ölçüldü.

Çizelge 3.8. B modelinde 4. yüklemde implantlarda oluşan Von Mises stres değerleri



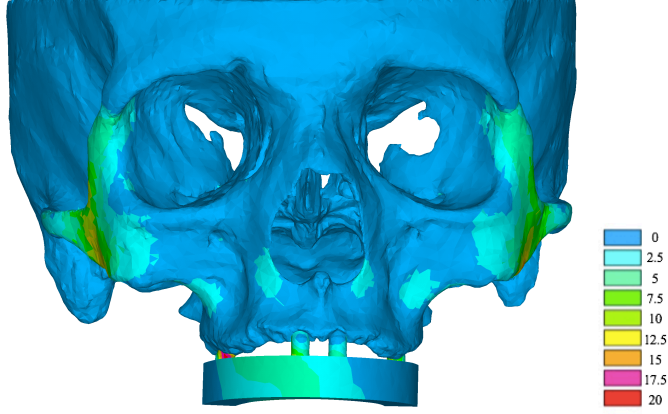
3.3. Model C



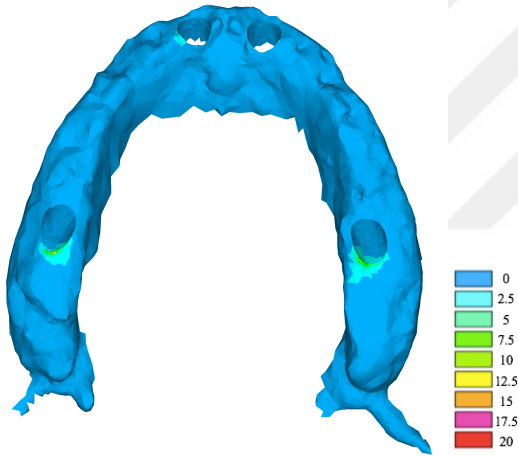
Şekil 3.19. C modelinin frontal görüntüsü

C modelinde sağ ve sol posteriordeki 13 mm uzunluğunda 4,5 mm çapındaki implantlar All-on-4® tekniğinde tanımlandığı gibi 45 derece distale açılarak, maksiller sinüs tabanının mücade ettiği en distal konumda yerleştirildi. İmplantların marjinal kısımlarının birinci molar diş bölgesinde olmasına özen gösterildi. Anteriorde 11 mm uzunluğunda 4,5 mm çapında 2 adet implant sağ ve sol santral dişlerin yerine yerleştirildi. İmplantlar 10x8 mm simetrik olarak yuvarlatılmış, U şeklinde, altın alaşım olarak tasarlanmış bar ile birbirine bağlandı.

3.3.1. Santral Diş Bölgesinden Okluzal Yükleme



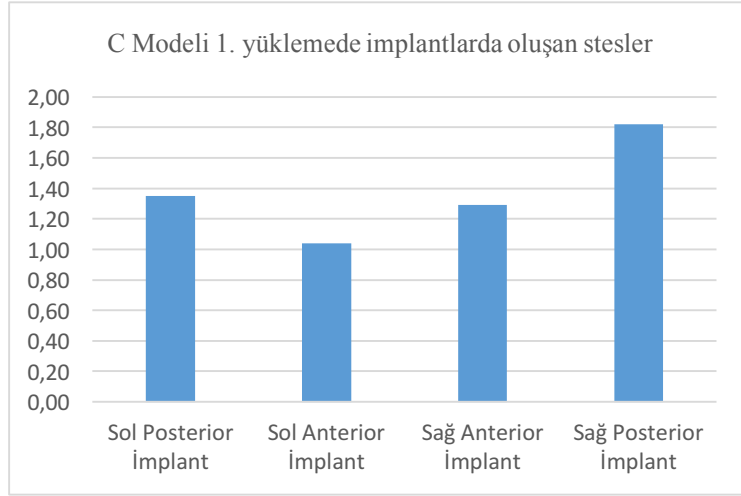
Şekil 3.20. C modelinin 1. yükleme esnasında frontal görünümü ve stres değerlerine ait skala



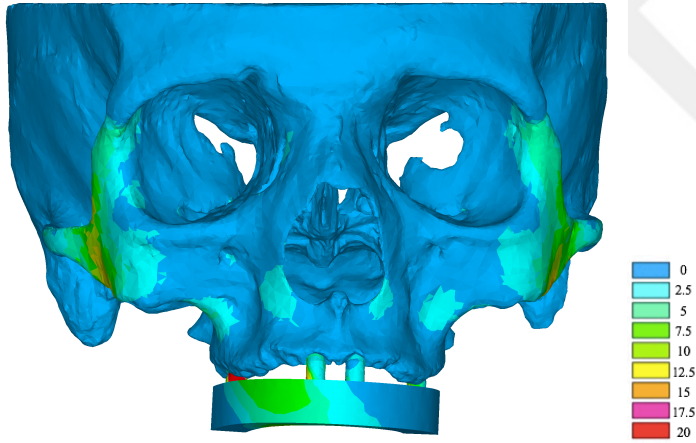
Şekil 3.21. C modelinin 1. yükleme esnasında oklüzal görünümü ve stres değerlerine ait skala

C modelinde sağ santral diş bölgesinden oklüzal düzlemden kuvvet uygulandığında en çok stresin sağ posteriordeki implantta, en az stresin ise sol anteriordeki implantta olduğu gözlemlendi. Alveolar kemikteki stres 1,10 MPa olarak ölçüldü.

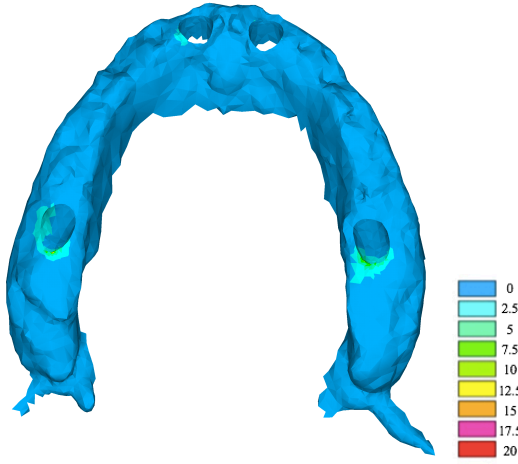
Çizelge 3.9. C modelinde 1. yüklemde implantlarda oluşan Von Mises stres değerleri



3.3.2. İkinci Premolar Diş Bölgesinden Oklüzal Yükleme



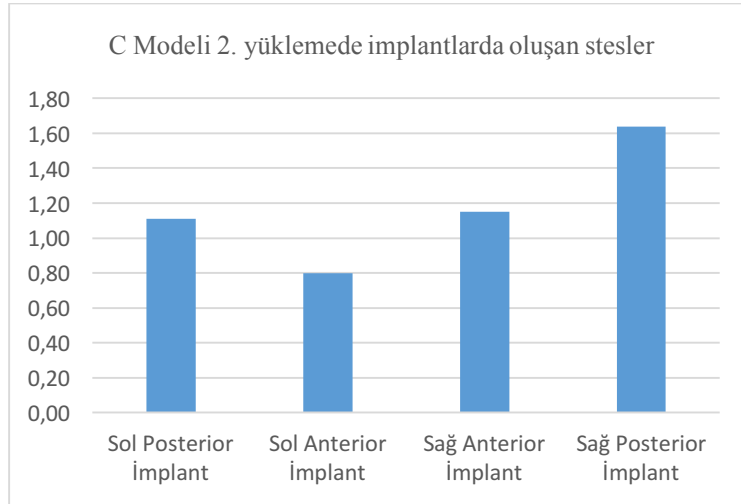
Şekil 3.22. C modelinin 2. yükleme esnasında frontal görünümü ve stres değerlerine ait skala



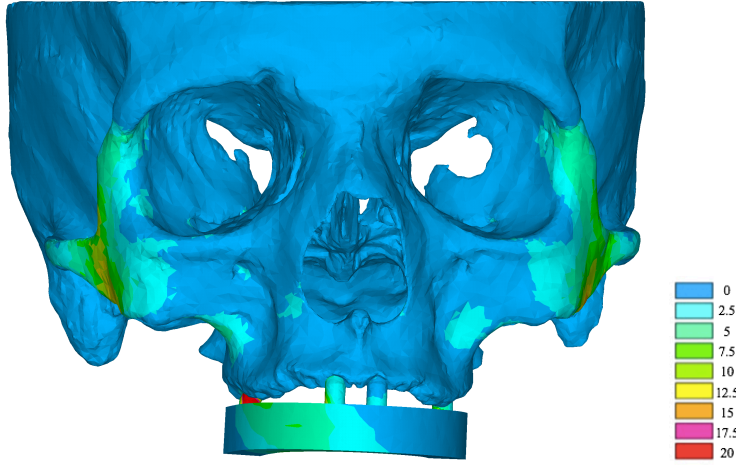
Şekil 3.23. C modelinin 2. yükleme esnasında oklüzal görünümü ve stres değerlerine ait skala

C modelinde sağ 2. premolar diş bölgesinden oklüzal düzlemde kuvvet uygulandığında en çok stresin sağ posteriordeki implantta, en az stresin ise sol anteriordeki implantta olduğu gözlemlendi. Alveolar kemikteki stres 0,95 MPa olarak ölçüldü.

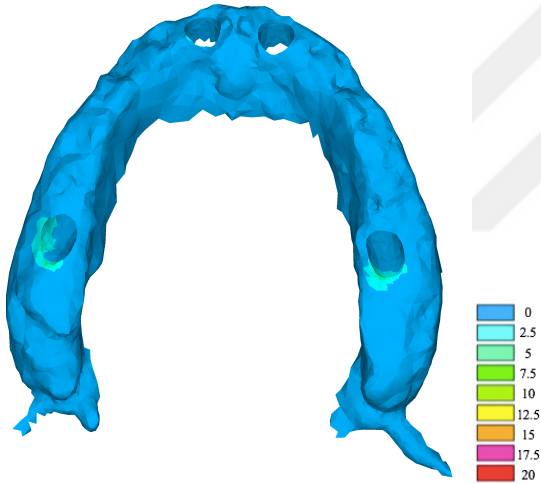
Çizelge 3.10. C modelinde 2. yüklemede implantlarda oluşan Von Mises stres değerleri



3.3.3. Birinci Molar Diş Bölgesinden Oklüzal Yükleme



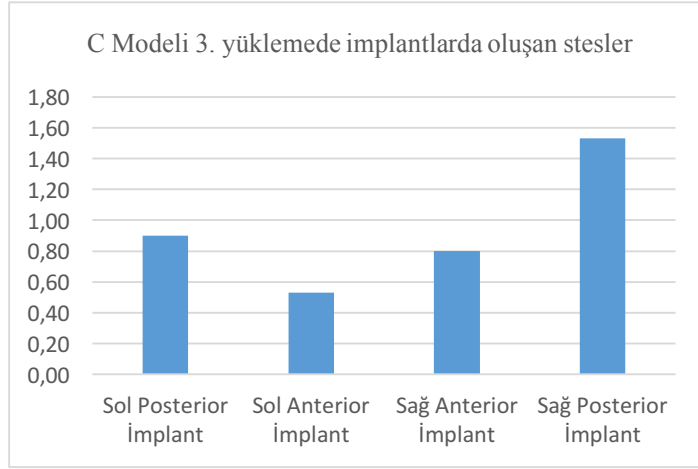
Şekil 3.24. C modelinin 3. yükleme esnasında frontal görünümü ve stres değerlerine ait skala



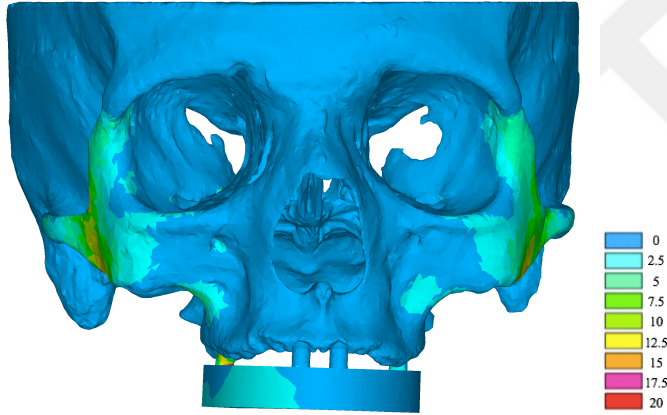
Şekil 3.25. C modelinin 3. yükleme esnasında oklüzal görünümü ve stres değerlerine ait skala

C modelinde sağ 1. molar diş bölgesinden oklüzal düzlemde kuvvet uygulandığında en çok stresin sağ posteriordeki implantta, en az stresin ise sol anteriordeki implantta olduğu gözlemlendi. Alveolar kemikteki stres 0,79 MPa olarak ölçüldü.

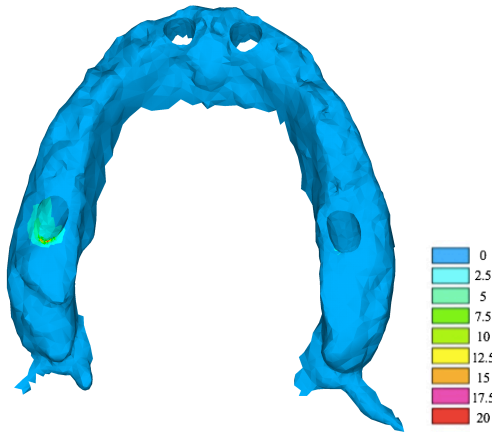
Çizelge 3.11. C modelinde 3. yüklemede implantlarda oluşan Von Mises stres değerleri



3.3.4. İkinci Molar Diş Bölgesinden Oklüzal Yükleme



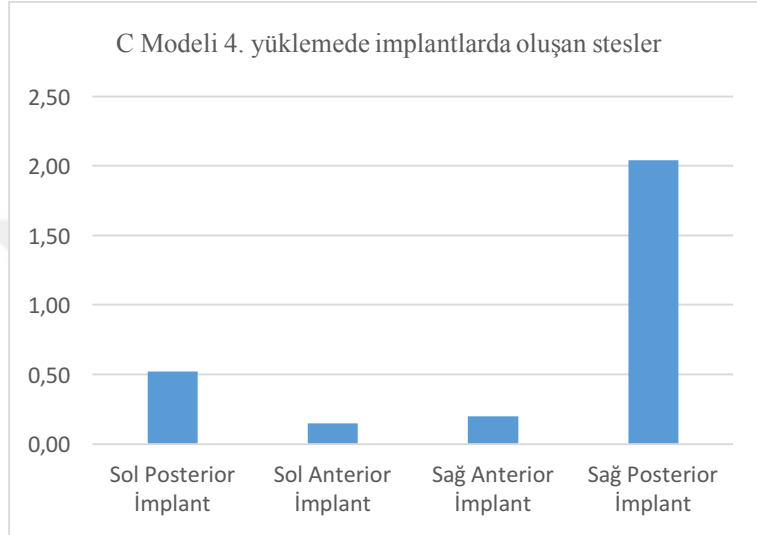
Şekil 3.26. C modelinin 4. yükleme esnasında frontal görünümü ve stres değerlerine ait skala



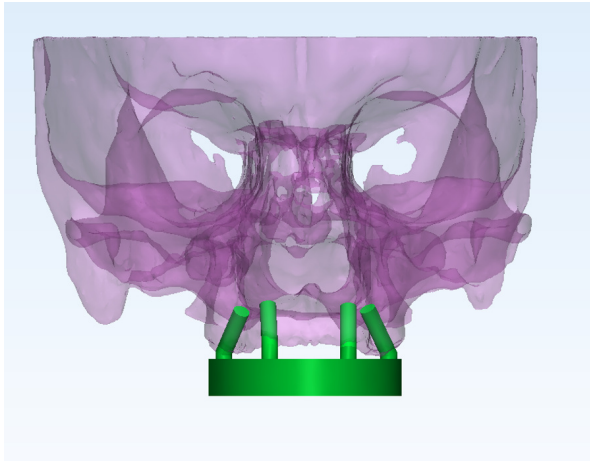
Şekil 3.27. C modelinin 4. yükleme esnasında oklüzal görünümü ve stres değerlerine ait skala

C modelinde sağ 2. molar diş bölgesinden yani barın protetik yapının kantilever bölgesini temsil eden bölgeden oklüzal düzlemde kuvvet uygulandığında en çok stresin sağ posteriordeki, en az stresin ise sol anteriordeki implantta olduğu gözlendi. Alveolar kemikteki stres 0,63 MPa olarak ölçüldü.

Çizelge 3.12. C modelinde 4. yüklemede implantlarda oluşan Von Mises stres değerleri



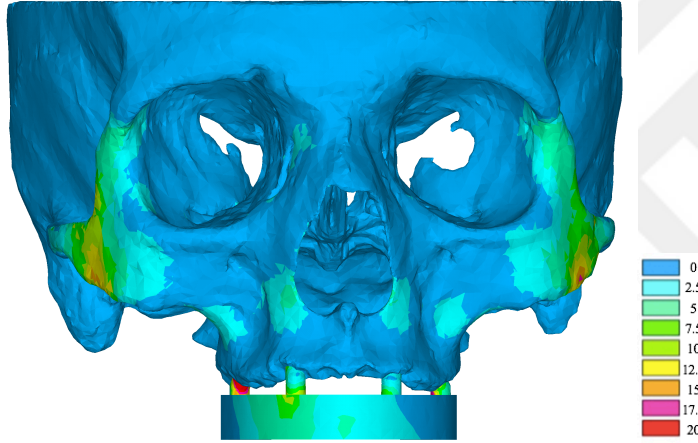
3.4. Model D



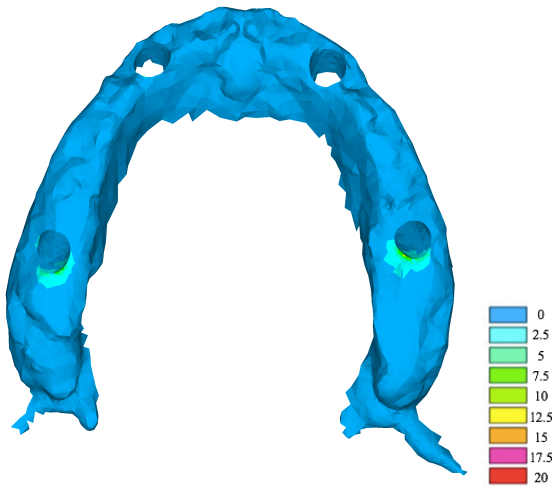
şekil 3.28. D modelinin frontal görüntüsü

D modelide sağ ve sol posteriordeki 13 mm uzunluğunda 4,5 mm çapındaki implantlar All-on-4® tekniğinde tanımlandığı gibi 45 derece distale aılandırılarak, maksiller sinüs tabanının müsade ettiği en distal konumda yerleştirildi. İmplantların marjinal kısımlarının birinci molar diş bölgesinde olmasına zen gösterildi. Anteriorde 11 mm uzunluğunda 4,5 mm çapında 2 adet implant sağ ve sol kanin dişlerin yerine yerleştirildi. İmplantlar 10x8 mm simetrik olarak yuvarlatılmış, U şeklinde, altın alaşım olarak tasarlanmış bar ile birbirine bağlandı.

3.4.1. Santral Diş Bölgesinden Okluzal Yükleme



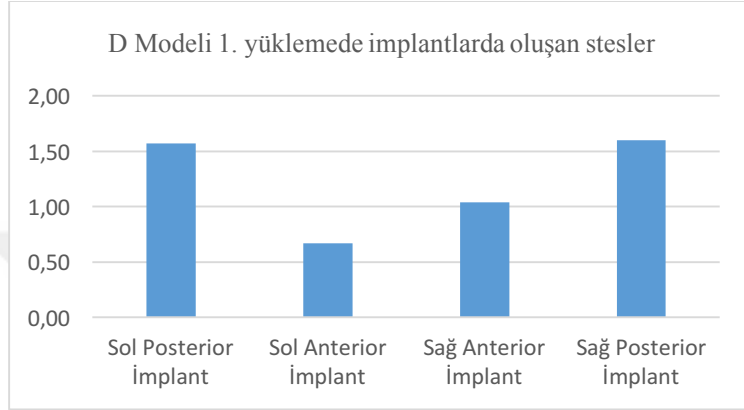
şekil 3.29. D modelinin 1. yükleme esnasında frontal görünümü ve stres değerlerine ait skala



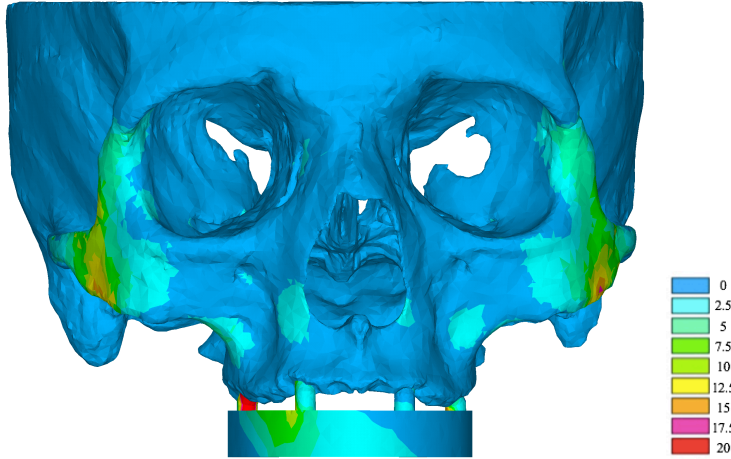
şekil 3.30. D modelinin 1. yükleme esnasında oklüzal görünümü ve stres değerlerine ait skala

D modelinde sağ santral diş bölgesinden oklüzal düzlemde kuvvet uygulandığında en çok stresin sağ posteriordeki, en az stresin ise sol anteriordeki implantta oluştuğu gözlemlendi. Alveolar kemikteki stres 0,98 MPa olarak ölçüldü.

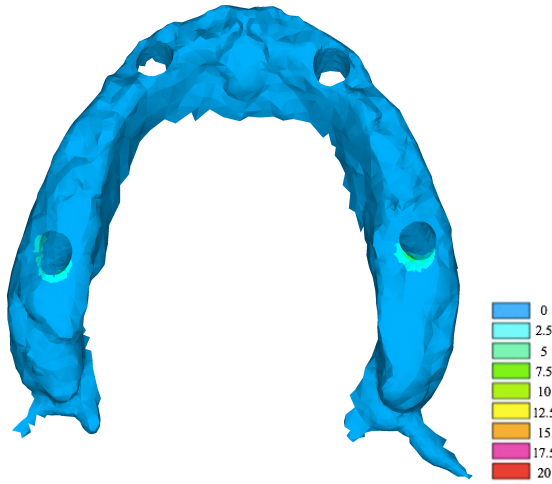
Çizelge 3.13. D modelinde 1. yüklemede implantlarda oluşan Von Mises stres değerleri



3.4.2. İkinci Premolar Diş Bölgesinden Oklüzal Yükleme



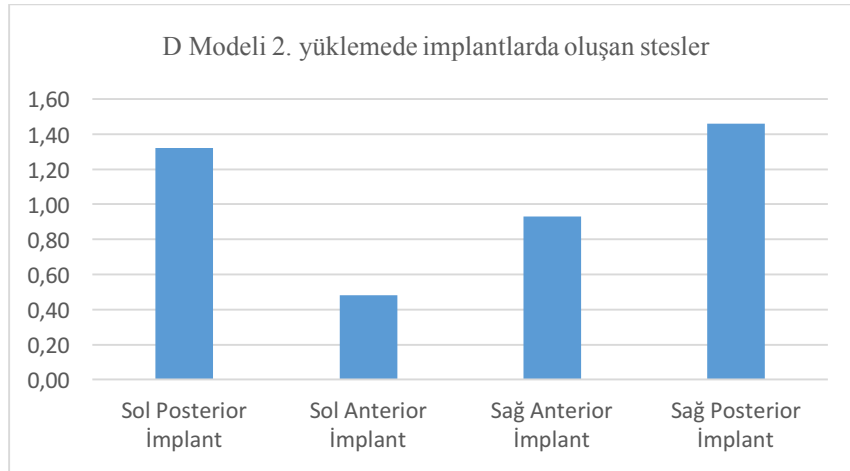
Şekil 3.31. D modelinin 2. yükleme esnasında frontal görünümü ve stres değerlerine ait skala



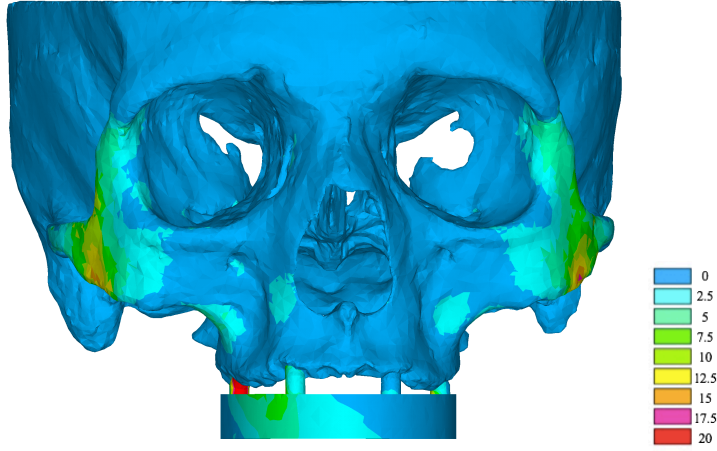
Şekil 3.32. D modelinin 2. yükleme esnasında oklüzal görünümü ve stres değerlerine ait skala

D modelinde sağ 2. premolar diş bölgesinden oklüzal düzlemde kuvvet uygulandığında en çok stresin sağ posteriordeki implantta, en az stresin ise sol anteriordeki implantta olduğu gözlemlendi. Alveolar kemikteki stres 0,85 MPa olarak ölçüldü.

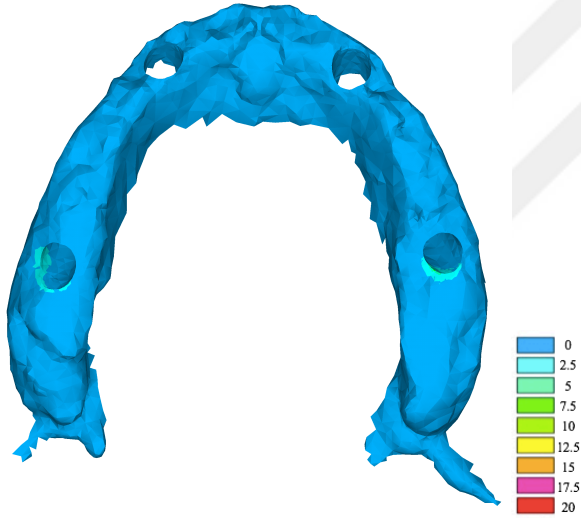
Çizelge 3.14. D modelinde 2. yüklemede implantlarda oluşan Von Mises stres değerleri



3.4.3. Birinci Molar Diş Bölgesinden Oklüzal Yükleme



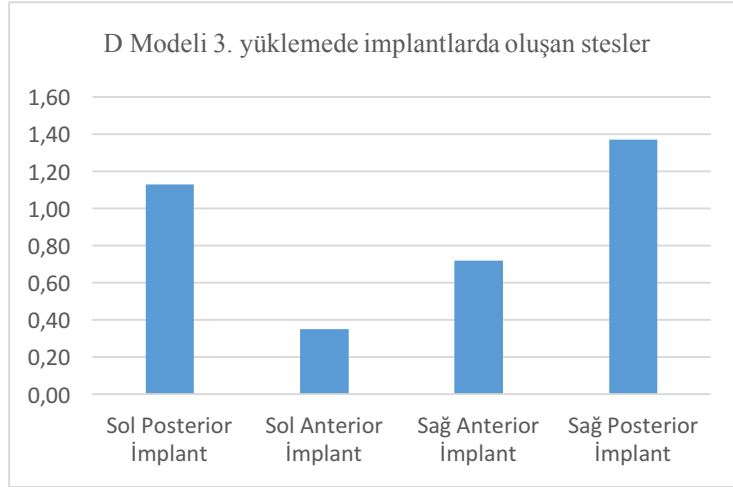
Şekil 3.33. D modelinin 3. yükleme esnasında frontal görünümü ve stres değerlerine ait skala



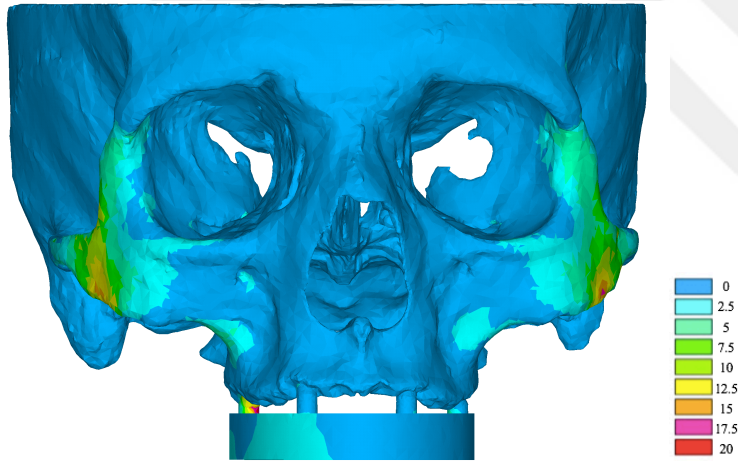
Şekil 3.34. D modelinin 3. yükleme esnasında oklüzal görünümü ve stres değerlerine ait skala

D modelinde sağ 1. molar diş bölgesinden oklüzal düzlemde kuvvet uygulandığında en çok stresin sağ posteriordeki, en az stresin ise sol anteriordeki implantta olduğu gözlemlendi. Alveolar kemikteki stres 0,72 MPa olarak ölçüldü.

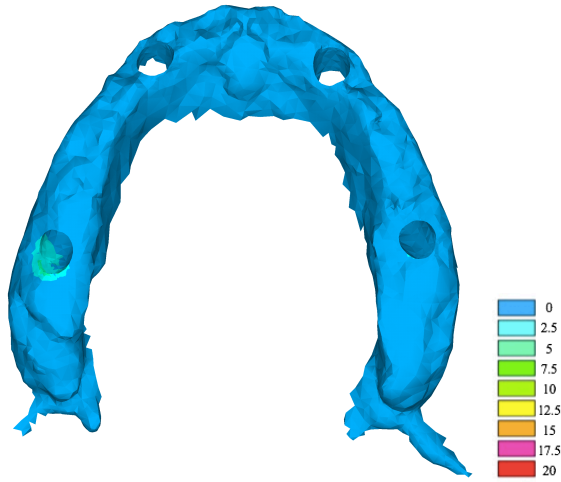
Çizelge 3.15. D modelinde 3. yüklemede implantlarda oluşan Von Mises stres değerleri



3.4.4. İkinci Molar Diş Bölgesinden Oklüzal Yükleme



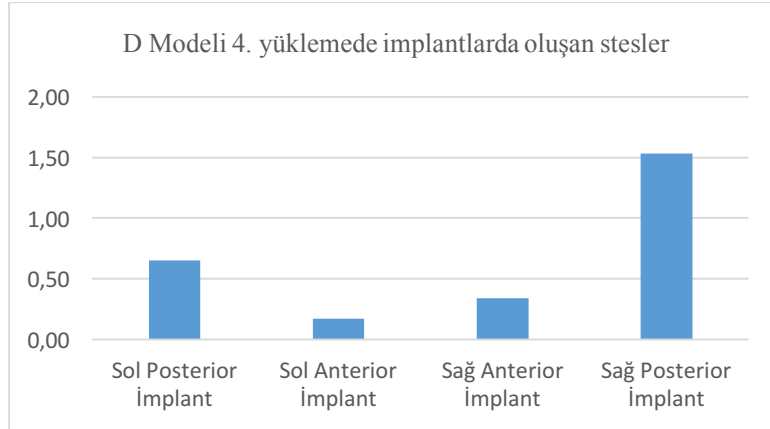
Şekil 3.35. D modelinin 4. yükleme esnasında frontal görünümü ve stres değerlerine ait skala



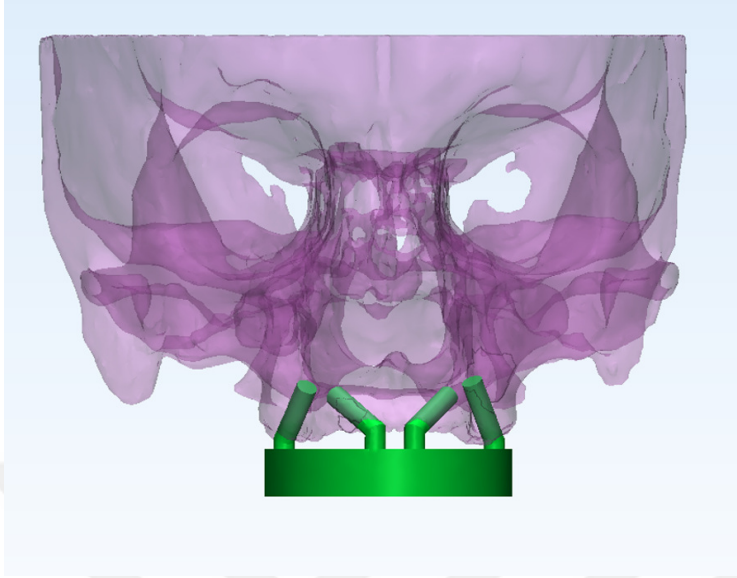
Şekil 3.36. D modelinin 4. yükleme esnasında oklüzal görünümü ve stres değerlerine ait skala

D modelinde sağ 2. molar diş bölgesinden yani barın protetik yapının kantilever bölgesini temsil eden bölgeden oklüzal düzlemde kuvvet uygulandığında en çok stresin sağ posteriordeki, en az stresin ise sol anteriordeki implantta oluştuğu gözlemlendi. Alveolar kemikteki stres 0,52 MPa olarak ölçüldü.

Çizelge 3.16. D modelinde 4. yüklemede implantlarda oluşan Von Mises stres değerleri



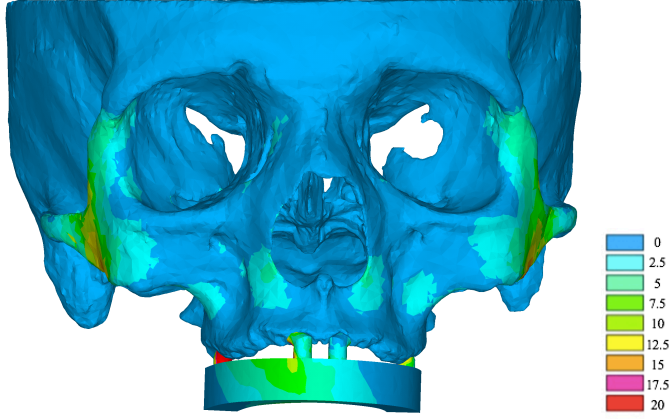
3.5. Model E



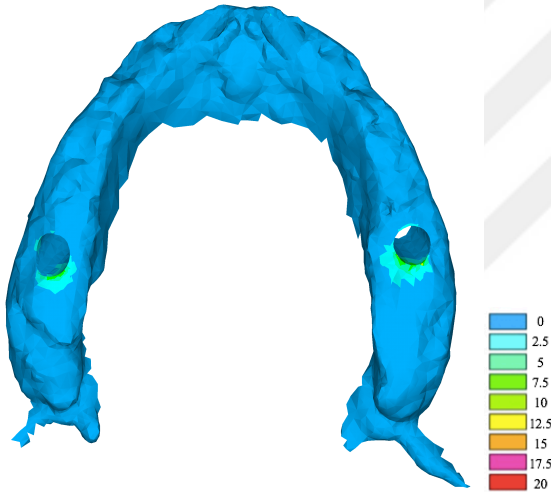
Şekil 3.37. E modelinin frontal görüntüsü

E modelinde 13 mm uzunluğunda 4,5 mm çapındaki implantlar sağ ve sol posterioerde All-on-4® tekniğinde tanımlandığı gibi 45 derece distale açılarak, maksiller sinüs tabanının mücade ettiği en distal konumda yerleştirildi. İmplantların marjinal kısımlarının birinci molar diş bölgesinde olmasına özen gösterildi. Anteriorde ise marjinal kısımları sağ ve sol santral dişlerin yerinde olacak şekilde meziale açılarak yerleştirildi. Bu açılma, anteriorde daha uzun implantlar yerleştirilebilmesini sağladı. İmplantlar 10x8 mm simetrik olarak yuvarlatılmış, U şeklinde, altın alaşım olarak tasarlanmış bar ile birbirine bağlandı.

3.5.1. Santral Diş Bölgesinden Okluzal Yükleme



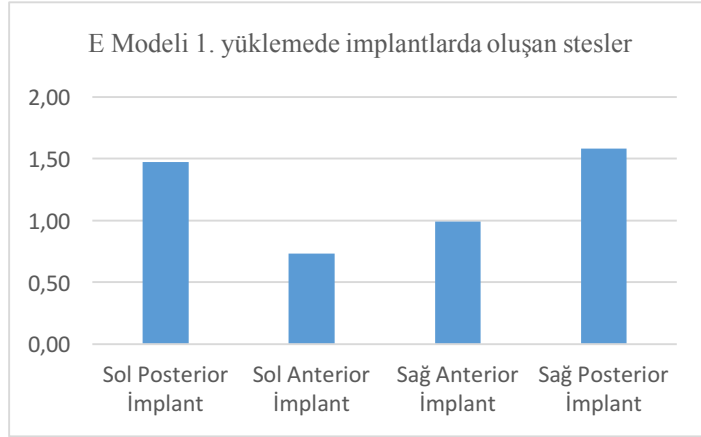
Şekil 3.38. E modelinin 1. yükleme esnasında frontal görünümü ve stres değerlerine ait skala



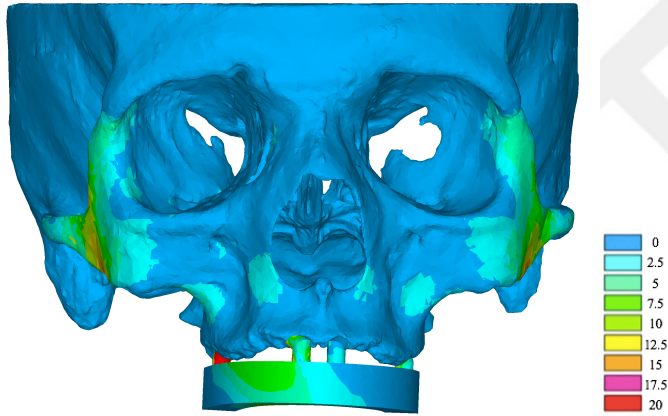
Şekil 3.39. E modelinin 1. yükleme esnasında oklüzal görünümü ve stres değerlerine ait skala

E modelinde sağ santral diş bölgesinden oklüzal düzlemden kuvvet uygulandığında en çok stresin sağ posteriordeki, en az stresin ise sol anteriordeki implantta olduğu gözlemlendi. Alveolar kemikteki stres 0,99 MPa olarak ölçüldü.

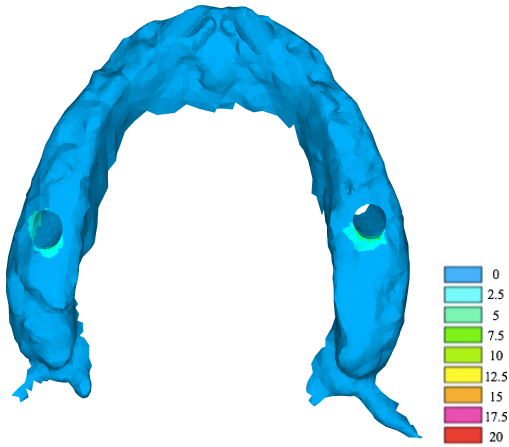
Çizelge 3.17. E modelinde 1. yüklemede implantlarda oluşan Von Mises stres değerleri



3.5.2. İkinci Premolar Diş Bölgesinden Oklüzal Yükleme



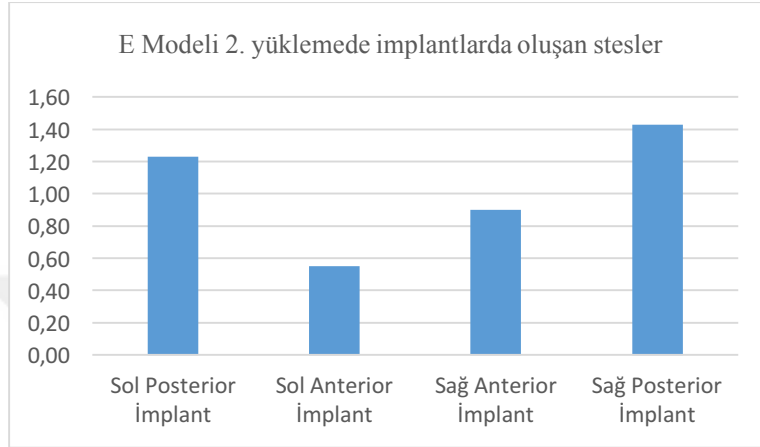
Şekil 3.40. E modelinin 2. yükleme esnasında frontal görünümü ve stres değerlerine ait skala



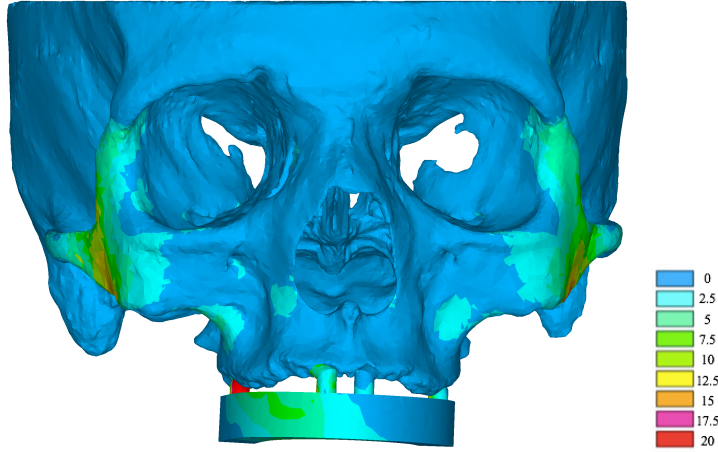
Şekil 3.41. E modelinin 2. yükleme esnasında oklüzal görünümü ve stres değerlerine ait skala

E modelinde sağ 2. premolar diş b3lgesinden okl3zal d3zlemde kuvvet uygulandığında en çok stresin sağ posteriordeki, en az stresin ise sol anteriordeki implantta oluştuğu g3zlendi. Alveolar kemikteki stres 0,87 MPa olarak 3l3ld3.

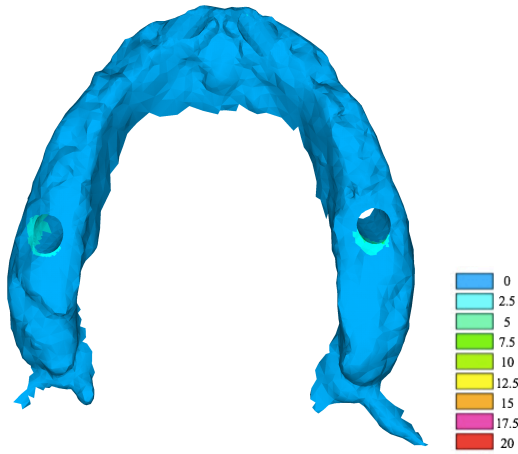
Çizelge 3.18. E modelinde 2. y3klemede implantlarda oluşan Von Mises stres değerleri



3.5.3. Birinci Molar Diş B3lgesinden Okl3zal Y3kleme



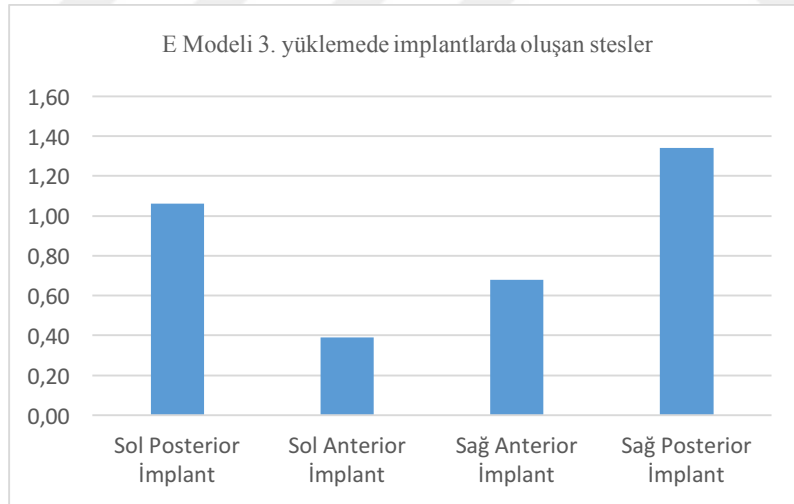
şekil 3.42. E modelinin 3. y3kleme esnasında frontal g3r3n3m3 ve stres değerlerine ait skala



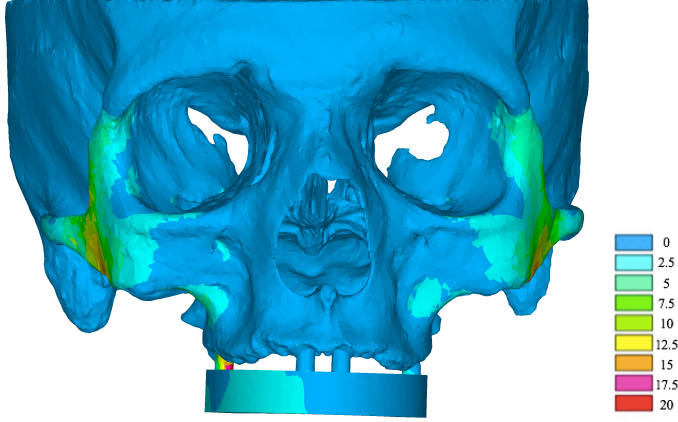
Şekil 3.43. E modelinin 3. yükleme esnasında oklüzal görünümü ve stres değerlerine ait skala

E modelinde sağ 1. molar diş bölgesinden oklüzal düzlemde kuvvet uygulandığında en çok stresin sağ posteriordeki, en az stresin ise sol anteriordeki implantta olduğu gözlemlendi. Alveolar kemikteki stres 0,74 MPa olarak ölçüldü.

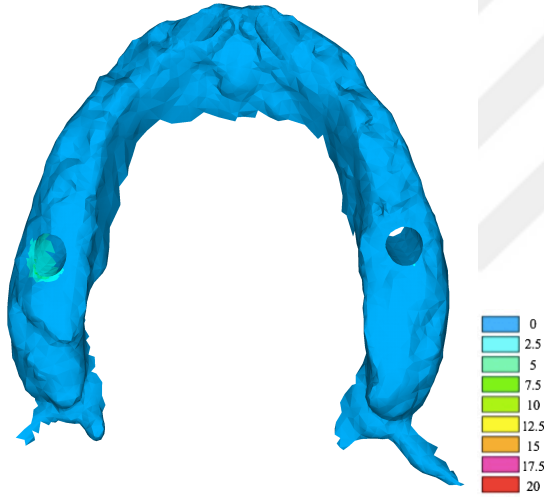
Çizelge 3.19. E modelinde 3. yüklemede implantlarda oluşan Von Mises stres değerleri



3.5.4. İkinci Molar Diş Bölgesinden Oklüzal Yükleme



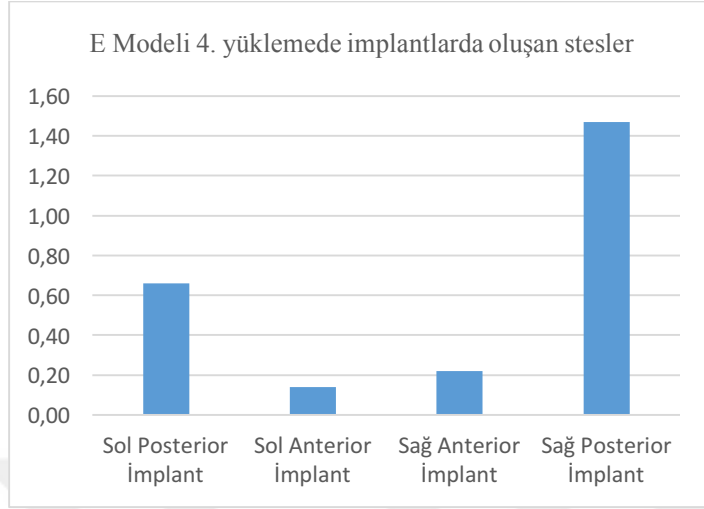
Şekil 3.44. E modelinin 4. yükleme esnasında frontal görünümü ve stres değerlerine ait skala



Şekil 3.45. E modelinin 4. yükleme esnasında oklüzal görünümü ve stres değerlerine ait skala

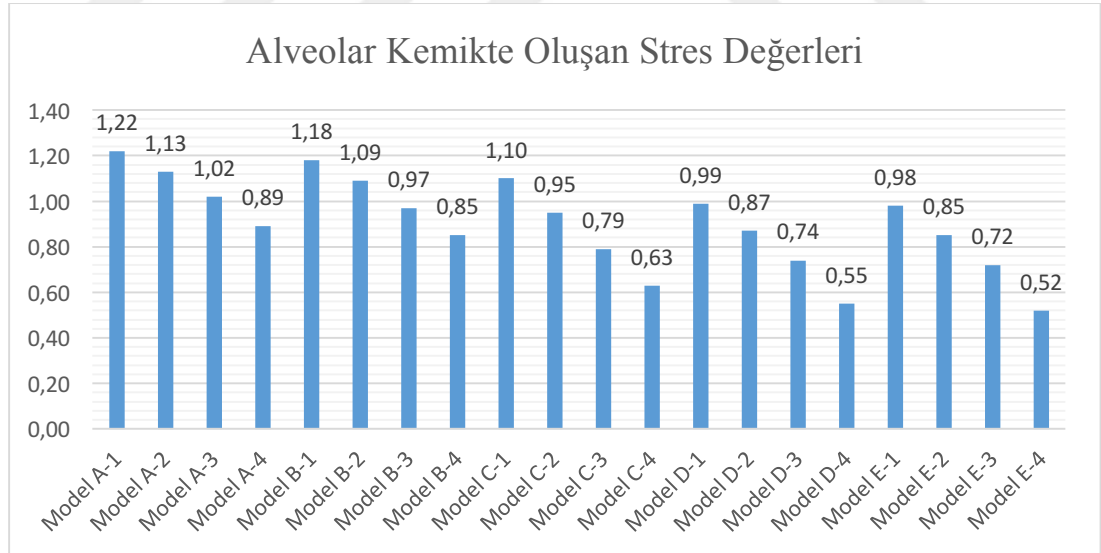
E modelinde sağ 2. molar diş bölgesinden yani barın, protetik yapının kantilever bölgesini temsil eden bölgeden oklüzal düzlemde kuvvet uygulandığında en çok stresin sağ posteriordeki, en az stresin ise sol anteriordeki implantta oluştuğu gözlemlendi. Alveolar kemikteki stres 0,55 MPa olarak ölçüldü.

Çizelge 3.20. E modelinde 4. yüklemde implantlarda oluşan Von Mises stres değerleri



3.6. Alveolar Streslerin Karşılaştırılması

Çizelge 3.21. Her yükleme için modellerdeki alveolar kemikte oluşan Von Mises stres değerleri



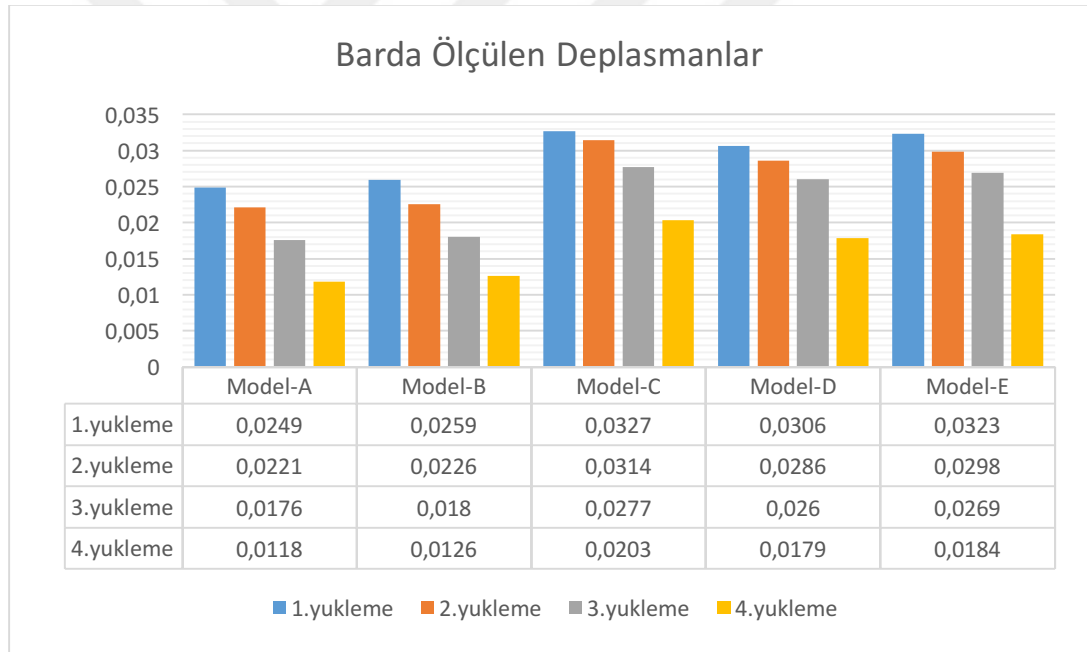
Tüm modellerde en yüksek Von Mises stresi birinci yüklemde ölçülmüştür. Yükleme anteriordan posteriora gittikçe kemikte oluşan stres azalmıştır.

Her yükleme için, en yüksek stres değerleri A modelinde ölçülmüştür. Bunu sırasıyla B, C, D ve E modeli izlemektedir. D ve E modellerinde birbirine çok yakın stres değerleri ölçüldü.

3.7. Barın Deplasman Miktarı

Barda oluşan deplasmanı ölçmek için, modelin sağ tarafında posteriorde barın alt köşesinden ve vertikal olarak aynı düzlemde maksiller kemiğin en alt sınırından birer nokta seçilerek deplasman miktarı mm cinden ölçüldü.

Çizelge 3.22. Her yükleme için modellerdeki barda ölçülen deplasman miktarları



Deplasman miktarlarında her yükleme için en düşük değerler A modelinde, en yüksek değerler ise C modelinde ölçüldü.

A ve B modellerindeki deplasman değerleri birbirine yakın bulundu. Aynı şekilde D ve E modellerinde de birbirine yakın deplasman değerleri ölçüldü.

4. TARTIŞMA

Günümüzde diş kaybı tedavisinde fonksiyon ve estetik beklentiler oldukça artmış, bunun sonucunda da implant uygulamaları yaygınlaşmıştır. Ancak implant uygulamasını sınırlayıcı faktörlerin başında gelen gerekli kemik miktarı ve uygun kemik kalitesi her zaman mevcut olmamaktadır (Akça ve ark. 2002; Hasan ve ark. 2010; Neldam ve ark., 2010 ve Raviv ve ark., 2010). Bu engeli aşmak için ogmentasyon yöntemleri geliştirilmiştir ve hala bu konuda çalışmalar devam etmektedir. Bununla birlikte ogmentasyon gerektirmeyen tedavi alternatifleri de geliştirilmekte ve popülerleşmektedir. Çalışmamızda bu tedavi alternatifleri karşılaştırılarak alveoler kemikte oluşan stresler değerlendirildi. Özellikle sınır vakalarda hastaya uygun minimal invaziv tedavi seçimlerine ışık tutulması amaçlandı.

Sonlu eleman stres analizleri, gerçek modelin dijital olarak taranması veya bilgisayarlı tomografi görüntüleri yardımıyla oluşturulan hassas geometrik modellerle yapılır. Benzer sonlu eleman stres analizi çalışmalarında bilgisayarlı tomografi yardımıyla modelleme yapılmıştır (Ishak ve ark., 2012, Ujigawa K ve ark., 2007). Bizim çalışmamızda da kliniğimize başvuran atrofik maksillaya sahip hastadan alınan bilgisayarlı tomografi görüntüleri referans alınarak modelleme yapılmıştır.

Sonlu eleman modellemelerinde genellikle materyaller homojen, izotropik ve lineer elastik olarak kabul edilir (Geng ve ark. 2001; Rieger ve ark. 1990; Ujigawa ve ark., 2007 ve Zhou ve ark 1999). Ancak doğal kemik nonhomojen ve anizotropik özelliktedir. Çalışmamızda doğala en yakın modellemeyi yapmak için HU değerlerini baz alan bir modelleme yapıldı. Kemiğin materyal özelliklerinin bu şekilde tanımlanması gerçeğe daha yakın, varsayımları azaltan bir model elde edilmesini sağladı. Sonuç olarak nonhomojen ve anizotropik modeller elde edildi.

Literatürde dental ve zigomatik implantla ilgili SESA çalışmalarında, kemik-implant bağlantısı %100 osteoentegre kabul edilmiştir. Bizim çalışmamızda da implantları %100 osteoentegre kabul edildi. Ancak hücresel düzeyde kemik-implant bağlantısının %100 teması mümkün değildir (Geng ve ark. 2001). Osteoentegrasyon miktarındaki azalma stres artışına neden olacaktır (Spivey ve ark. 1993).

Kemik, sürekli olarak rezorbsiyon-apozisyon mekanizmasının gerçekleştiği bir dokudur. Bu mekanizma fonksiyonel kuvvetlerin etkisiyle artar, azalır veya yönlenir. Kemikğin sağlığını koruyabilmesi için 1,4-5,0 MPa arasında strese ihtiyaç duyar. Bu aralığın dışındaki stres değerleri kemikte rezorbsiyona neden olur (Rieger ve ark., 1990). Bu nedenle doğal dişlerinin ekstraksiyonunu takiben alveoler kemikte rezorbsiyon başlar.

Posterior maksillada kemik yoğunluğunun düşük olması ve maksiller sinüsün havalanması nedeniyle diş kaybı sonrasında hızlı rezorbsiyon gözlenir (Bassi ve ark, 2016; Bhuminathan, ve ark., 2014). Yine aynı sebeplerden dolayı implant uygulanabilirliği zor ve başarı oranı düşüktür. Vertikal kemik yüksekliği yetersiz olduğunda başta sinüs taban elevasyonu olmak üzere, uygulanan augmentasyon yöntemlerinin ilave cerrahi işlemler gerektirmesi ve buna bağlı komplikasyon risklerini arttırması, tedavi maliyetinin yüksek olması, iyileşme sürecinin uzaması gibi dezavantajları mevcuttur. Literatürde bu dezavantajları elemine etmek için farklı planlama alternatifleri geliştirmeyi amaçlayan pek çok çalışma mevcuttur (Aparicio ve ark., 1993; Aparicio ve ark., 2001; Arlin, 2006; Brånemark, 1998; Felice ve ark., 2009; Fortin ve ark., 2009; Hasan ve ark., 2010; Koca ve ark., 2005; Krekmanov ve ark., 2000; Malevez ve ark., 2003; Maló ve ark., 2007; Pierrisnard ve ark., 2003; Ravive ve ark., 2010; Ridell ve ark., 2009; Weischer ve ark., 1997; Venturelli, 1996; Zampelis ve ark., 2007). Bu nedenle atrofik maksillanın implant tedavisinde son yıllarda zigoma implantlarının kullanımı ile birlikte 2000'li yılların başından itibaren de Al-on-4® tedavi konsepti yaygınlaşmıştır (Maló ve ark., 2003).

Zigoma implantları ilk defa 1988 yılında Brånemark tarafından tanımlanmıştır (Brånemark, 1998). İlk olarak hemimaksillektomi yapılmış hastalarda uygulanmıştır (Brånemark, 1998 ve Weischer ve ark., 1997). 2001 yılında açılı implantların başarısını gösteren çalışmaların ışığında zigoma implantlarının da atrofik maksiller kemikte kullanılması yaygınlaşmıştır (Aparicio ve ark., 2001).

Zigoma implantı yerleştirilmesi esnasında intraoperatif görülebilecek komplikasyonlar periorbital, konjunktival ödem ile hematoma oluşumu, maksiller sinüs perforasyonu ve implantın orbita boşluğuna gönderilmesidir. Ayrıca posterior superior alveoler ile infraorbital arterlerde perforasyon oluşması ve masseter kasın zedelenmesi kanamaya neden olur (Reychler ve ark., 2010).

Postoperatif komplikasyonlar cerrahi sonrası ilk 6 ayı kapsar. Bu dönemde parestezi, uzun drill kullanılmasına bağlı olarak labial yaralanmalar ve epistaksis görülebilir. Parestezi bukkal ve paranasal bölgedeki sinir hasarına bağlı oluşur ve 3-8 haftada düzelir. Epistaksis 1-3 gün arası devam edebilir. Eğer zigoma implantı intrasinüs yöntemle yerleştirildiyse, palatinal mukozada enflamasyon ve hiperplazi gözlemlenebilir. Postoperatif geç dönem komplikasyonlarda en sık görülen maksiller sinüzittir. (Kaman, 2015).

Zigoma implant cerrahisinden sonra oluşan sinüs rahatsızlıkları tedavisinde zigoma implantının çıkartılmasından önce farmakolojik tedavi denenir. Farmakolojik tedavinin yetersiz kaldığı durumlarda endoskopik sinüs cerrahisine ihtiyaç duyulur (Peterson, 2004). Brånemark ve arkadaşlarının (2004) çalışmasında 52 intrasinüzal zigoma implantı uygulanmış 28 hastadan dördüne sinüzit nedeniyle antrostomy uygulanması gerekmiştir. Bector ve arkadaşlarının (2005) çalışmasında da intrasinüs yöntemi ile zigoma implantı yerleştirilmiş 16 hastadan altısında maksiller sinüzit gözlemlenmiş, toplamda yerleştirilen 31 zigomatik implanttan 3 tanesi tekrarlayan sinüzit nedeniyle çıkartılmıştır.

Maló ve arkadaşlarının (2008) çalışmasında ise 29 hastaya ekstramaksiller olarak yerleştirilen 67 zigoma implantında ameliyattan 2 yıl sonra 4 hastada sinüzit gözlemlenmiştir.

Aparicio ve arkadaşlarının (2010) yaptığı çalışmada ise ekstrasinüs yerleştirilen zigoma implantlarının yerleştirilmesinden 1 yıl sonra 20 hastadan sadece birinde maksiller sinüzit gözlemlenmiştir.

Migliorança ve arkadaşlarının (2011) 150 ekstrasinüs tekniği ile yerleştirilmiş zigoma implantı vakalarında %1.3 implant kaybına karşı başarı oranı %97 olarak bildirilmiştir. Ameliyattan 1 yıl sonraki hasta memnuniyeti ise %80 olarak belirlenmiştir (Aparicio ve ark. 2014).

Brånemark tarafından kullanılan konvansiyonel (intrasinüs) cerrahi teknikte protez hacminin büyük olması oklüzal yükleme, hijyen sağlamada zorluk, protez etrafında yağ dokusu oluşması ve mukozitis gibi sıkıntılar görülmüştür. Sinüs penceresi açılması, cerrahi işlem süresini uzatmakta ve maksiller sinüs enfeksiyonlarına zemin hazırlamaktadır. (Gosain ve ark. 1998, Schmidt ve ark., 2004, Kaman ve ark., 2015). Ayrıca immediate yükleme yapıldığında da oroantral fistül gözlenebilmektedir (Kaman, 2015). Söz konusu komplikasyonların önüne geçmek ve implantları vertikale daha yakın açıyla yerleştirebilmek için farklı cerrahi teknikler geliştirilmiştir (Gosain ve ark. 1998).

Stella ve Warner tarafından 2000 yılında tanımlanan sinüs slot tekniğinde, implant giriş bölgesinin konvansiyonel tekniğe göre kret tepesine daha yakın olması protez boyutlarının artmasını engeller. Sinüs penceresi açılmadığı için maksiller sinüsle ilgili komplikasyonlar ekarte edilmiş olunur (Stella ve ark., 2000). Bu prosedürde de hazırlanan oluğa implantın yerleştirilmesi esnasında zorluk yaşanabilmektedir (Koçyigit ve ark., 2015).

Bir diğ er cerrahi teknik olan ektramaksiller teknikte, implant sadece zigomatik kemikten ankraj alır. Zigomatik kemiğ in d ışında kalan kısmı yumuşak doku ile kaplıdır. Amaç implantın yerleştirilme açısının protez için en uygun şekilde ayarlanmasıdır (Mal  ve ark., 2008). Bu teknik, SESA kullanılarak intrasinüs tekniğ i ile karşılaştırıldığında, ektramaksiller yerleştirilen modelde kemik ve implant çevresinde daha fazla stres, protezde ise daha fazla deplasman görülmüştür (Ishak ve ark., 2012). Freedman ve arkadaşları (2013) ektramaksiller yerleştirilerek alveoler bölgede desteklenmeyen zigomatik implantlarda oklüzal ve lateral kuvvetler altında daha fazla internal stres olduğunu bildirmişlerdir.

Wen ve arkadaşlarının (2014) sinüs slot, ekstrasinüs ve extramaksiller tekniklerin uygulandığı modeller üzerinde yaptıkları SESA çalışmasında, ekstrasinüs tekniğ i kullanılan model, biyomekanik açıdan diğ erlerinden üstün bulunmuştur. Bu nedenle çalışmamızda zigoma implantları ekstrasinüs tekniğ i ile yerleştirildi.

Aparicio ve arkadaşlarının (2010) tanımladığı ekstrasinüs tekniğ inde zigoma implantı, 2. premolar veya 1 molar diş seviyesinde alveoler kretten girilip, maksiller sinüsün tabanı seviyesinde maksilladan çıkartılarak yerleştirilir. İmplantın servikalinin alveoler krette konumlandırılması, cerrahi sırasında görüşün artması ve sinüs perforasyonu olmaması gibi avantajları sunmaktadır. Corvello ve arkadaşlarının (2011) intrasinüs ve ekstrasinüs tekniklerini karşılaştırdıkları çalışmaya göre zigomatik implantların bütün uzunluğ unun yaklaşık üçte biri kemik ile temas halindedir. Bu oran bütün cerrahi tekniklerde birbirine yakın bulunmuştur. Nkenke ve arkadaşları (2003) da çalışmalarında maksiller ve zigomatik kortikal kemik tabakalarıyla yeterli temasın olduğu ve bu oranın yeterli implant fiksasyonunu sağladığını bildirmişlerdir.

Protetik  st yapı, zigomatik implantlarda ve abutment bağlantı bölgelerindeki stresin azaltılması için, anterior maksiller bölgeden de implantlarla desteklenmelidir. Zigoma implantlarının en az 2 konvansiyonel implantla kombine edilmesi, fonksiyonel yüklerin dağıtılmasını sağlar ve rotasyonel hareketleri önler (Ujigawa,

2007). Balshi ve arkadaşları (2003), anterior bölgede konvansiyonel implantlarla desteklemek yerine 4 adet zigoma implantının da yerleştirilebileceğini bildirmişlerdir.

Çalışmamızda zigomatik implant içeren iki model tasarlandı. A modelinde 4 adet zigoma implantı yerleştirildi (*Quad Zygoma Technique*). B modelinde ise posterior bölgelere 2 adet zigomatik implant, kanin bölgelerine ise 2 adet dental implant konuldu. Analizler sonucunda alveoler kemikte oluşan von Mises stresleri A modelinde, B modelinden daha yüksek ölçüldü.

Wen ve arkadaşları (2014) da çeşitli zigomatik ve dental implant kombinasyonlarını inceledikleri SESA çalışmalarının sonucunda, zigomatik implantlarda ve kemikte en az stresin, sağ ve solda birer adet ekstrasinüs tekniği ile yerleştirilmiş zigomatik implant ve lateral dişlerin yerlerine yerleştirilmiş 2 adet dental implant bulunan modelde oluştuğunu bildirmeleri sonuçlarımızı desteklemektedir.

All-on-4[®] tedavi konsepti, düz ve açılı multi-unit abutment kullanımı ile, sadece dört implant üzerine tam-ark sabit restorasyon yapılabilmesine olanak sağlayan bir yöntemdir. Anteriorda dik olarak iki, posteriorde ise 45 dereceye kadar açılabilir olan iki implant yerleştirilir (Nobel Biocare, 2014b).

All-on-4[®] tekniğinin en büyük avantajı greftleme ve kemik augmentasyon işlemlerine gerek duyulmamasıdır. İmplantların posterioire açılarak yerleştirilmesi, anatomik yapılara zarar vermeden daha uzun implant konulmasını sağlar. İmplant uzunluğunun artması ise ankrajı artırır (Khatami ve ark., 2008 ve Sertgöz ve ark., 1996). Uzun dönem çalışmalar da bu tekniğin başarılı olduğunu göstermiştir. 245 hastanın 10 yıllık takibinde başarı oranını %94.8 olarak bildirmiştir (Maló ve ark., 2011).

Açılı yerleştirilen tekli implantlar oklüzal kuvvetler altında eğilme hareketi yapmaya zorlanır. Bu da implantı çevreleyen kemikte stres artışına neden olur.

Ancak birden fazla implantın birbirine bağlandığı protetik restorasyonlarda, eğilme kuvvetlerinin azaldığı görülmüştür (Khatami ve ark., 2008). Aynı şekilde Del Fabbro ve arkadaşları (2012) da ise implant başarısı ve periimplantitis açısından açılı implantlar ile aksiyal implantlar arasında fark bulamamışlardır.

Bütün bu avantajlarının yanında, cerrahi tecrübe gerektiren bir tekniktir. Cerrahi öncesi bir planlama yapılması ve CAD/CAM destekli cerrahi rehberlerin hazırlanması başarıyı arttıracaktır (Taruna ve ark., 2014). Daha sonradan planlama değişikliği imkanı çok kısıtlıdır ve implantlardan birinin başarısız olması protetik açıdan tolere edilemez.

All-on-4[®] cerrahisinde mandibulada mental foramenler, maksillada ise maksiller sinüs ve nazal fossa korunmalıdır. Mandibulada mukoperiosteal flepin kaldırılmasıyla foramenler tespit edilebilir. Ancak maksillada, sinüsün anterior duvarının tespiti için sinüs lateral duvarından küçük bir pencere açılması gerekir. Bu pencereden derinlik ölçer yardımıyla sinüsün anterior duvarı tespit edilerek bu sınırın 4 mm uzağından geçicek şekilde implantlar yerleştirilir (Nobel Biocare, 2014b, s:7).

İnterimplant mesafenin artışı total ark protezler için biyomekanik avantaj sağlar (Maló ve ark., 2011). Zampelis ve arkadaşlarının çalışması, distale açılandırılan implantların interimplant mesafeyi arttırarak biyomekanik üstünlük sağladığını bildirmiştir (Zampelis ve ark., 2007).

Çalışmamızda da her yüklemede alveoler kemikteki von Mises stresler, aynı çap ve boydaki anterior implantların kanin dişlerin yerine konulduğu D modelinde santral dişlerin yerine konulduğu C modelden az ölçülmüştür. Bunun nedeninin interimplant mesafenin artışı olduğu düşünülmektedir. E modelinde, D modeline çok yakın stres değerleri ölçülmüştür.

Barın deplasman miktarı her yüklemde C modelinde D ve E modellerinden fazla ölçülmüştür.

E modelinde anterior implantların açlandırılması bu bölgeye daha uzun implant yerleştirilebilmesini sağlamıştır. İmplantların marjinal kısımları santral diş bölgesinde konumlandırılmıştır. Anterior implantların santral diş bölgesinde 11,5 mm uzunluğunda aksiyel yerleştirildiği C modeli ile karşılaştırıldığında, 45° açılı yerleştirilen 13 mm implantların olduğu E modelinde alveoler kemikteki stresin ve protetik yapıdaki deplasmanın daha az olduğu görülmüştür. İmplant uzunluğunu konu alan çalışmalarda, implant çapı sabit kalmak koşulu ile uzunluk arttıkça kemik implant birleşim yüzeyi ve primer stabilizasyonun arttığı gösterilmiştir. İmplantın marjinal kısmını çevreleyen kemikteki streslerin azaldığı bildirilmiştir (Khatami ve ark., 2008; Sertgöz ve ark., 1996). İmplant boyunun artması maksimum von Mises streslerini azaltmaktadır (Himlová, 2004, Qian, 2009).

Zigoma implantı yerleştirilen ki modelde de alveoler kemikteki von Mises stresleri, All-on-4® modellerinden yüksek ölçülmüştür. Zigoma implantları, zigomatik kemikten ankraj alsa da açılı yerleştirilir. Bu da stres artışına neden olmaktadır. Himmlová ve arkadaşlarının (2004) implant çapı, boyu ve açısını değerlendirdikleri çalışmada en yüksek stres değerlerinin oblik yerleştirilen implantlarda ölçüldüğünü bildirmişleridir.

Bu çalışmanın ışığında, atrofik maksillaya sahip hastalarda All-on-4® tedavi konsepti alveoler stres açısından zigoma implantından üstün bulunmuştur. All-on-4® uygulanırken implantlar arası mesafenin arttırılması biyomekanik avantaj sağlamaktadır. İmplantların uzunluğunun artması von Mises streslerini azaltmaktadır. Bu amaçla anterior implantların da açlandırılması daha uzun implant yerleştirilmesine olanak sağlar.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Literatürde All-on-4® ve zigomatik implantları ayrı ayrı inceleyen pek çok çalışma olmasına rağmen iki sistemi karşılaştıran bir çalışma bulunmamaktadır. Bu çalışmada atrofik maksillada beş farklı planlama SESA ile değerlendirilerek, kemikte en az stres oluşturan planlamanın tespit edilmesi amaçlanmıştır.

Zigomatik implant yerleştirilen modellerde, All-on-4® modellerinden daha fazla alveoler stres ölçülmüştür. En yüksek stres değerleri dört adet zigomatik implant içeren A modelinde görülmüştür.

Zigomatik implant bulunan modellerde zigomada oluşan stres değerleri karşılaştırıldığında dört adet zigomatik implant yerleştirilen modelde, iki adet zigomatik implant yerleştirilen modelden daha fazla stres görülmüştür.

All-on-4® modellerinin hepsinde alveoler kemikte oluşan stres değerleri, zigomatik implant içeren modellerden daha az ölçülmüştür.

All-on-4® modellerin içerisinde en fazla stres, anterior implantların santral dişlerin yerine aksiyel doğrultuda yerleştirildiği modelde görülmüştür.

Anterior implantların kanin bölgesine yerleştirilmesi daha iyi stres dağılımı sağlamış, alveoler kemikte oluşan stres değeri azalmıştır.

Anterior implantların açıldırılarak yerleştirilmesi daha uzun implant yerleştirilebilmesini sağlamıştır. Aksiyel doğrultuda yerleştirilen modeller karşılaştırıldığında alveoler kemikte oluşan stresleri azaltığı görülmüştür.

Santral diş bölgesinden yükleme yapıldığında tüm modellerde en yüksek stres değeri ölçülmüştür. Ölçülen stres değerleri tüm modellerde yükleme bölgesi posteriora ilerledikçe azalmıştır.

Her modelde von Mises stres dağılımlarına bakıldığında, farklı değerler ölçülmüş olsa da aynı yükleme bölgelerinde maksimum stres noktalarının benzer olduğu görülmüştür.

Protetik üst yapıyı temsil eden barın kret tepesine göre deplasman miktarı mm cinsinden ölçüldüğünde zigomatik implant olan modellerde, All-on-4® modellerine göre daha az deplasman görülmüştür. Her yüklemede en az deplasman, dört zigoma implantı yerleştirilmiş modelde ölçülmüştür.

Tüm modellerde en fazla deplasman santral diş bölgesinden yükleme yapıldığında ölçülmüştür. Yükleme posteriora doğru gittikçe deplasman miktarında da azalma gözlenmiştir.

Sonuçlara bakıldığında zigomatik implantların alveolar kemikte yüksek stres yarattığı, zigomatik implantı sayısı arttıkça, zigomadaki stresin de arttığı görülmektedir. Buna dayanarak All-on-4® konseptinin alveoler kemikte daha az stres oluşturması, cerrahi prosedürün daha kolay olması ve maliyetin daha düşük olması nedeniyle daha avantajlı olduğu söylenebilir.

All-on-4® tedavisi planlanan hastada implantlar arasındaki mesafenin artması, alveoler kemikte oluşan stresi azaltmaktadır. Eğer bu mümkün değilse anterior implantların da açılarak yerleştirilmesi düşünülmelidir. Bu tasarımın daha uzun implant konulmasını sağladığı için alveoler kemikteki von Mises streslerini azalttığı görülmüştür.

Çalışmamızda kullanılan üç boyutlu modeller belirli bir klinik durumu yansıtabilecek şekilde bir hastaya ait tomografi görüntüsünden faydalanılarak

hazırlanmıştır. Kullanılan doku ve protetik malzemelere ait mekanik özellikler literatürde tanımlanan şekliyle belirlenmiş ve sınırlanmıştır. Ancak anatomik varyasyonlar ve kullanılan malzemelerdeki çeşitlilik bu çalışmanın şeklini ve elde edilecek bulguları değiştirebilir. İmplantların makro ve mikro yapısındaki farklılıklar ve implant tasarımları, bulgular üzerinde belirleyici rol oynayacaktır. Bu nedenle çalışmamızdan elde ettiğimiz sonuçlar farklı implant sistemleri için değişiklikler gösterebilir. Dolayısıyla ileride benzer çalışmalar farklı implant sistemleri için de yapılarak, implant sistemlerinin biyomekanik özellikleri karşılaştırılmalıdır. Ayrıca zigoma implantı ile beraber yerleştirilen dental implantların sayısı ve konumunun konsept etkisinin tam değerlendirilmesi için daha detaylı araştırmaların yapılması bu konu açısından aydınlatıcı olacaktır.

ÖZET

Atrofik Maksillaya Sahip Hastalarda Farklı Zigomatik İmplant ve All-On-4® Konseptlerinin 3 Boyutlu Sonlu Eleman Analizi İle Değerlendirilmesi

Diş kaybı konuşma, estetik ve çiğneme fonksiyonlarında azalmaya neden olarak yaşam kalitesini önemli ölçüde azaltır. Günümüzde dental implantlar, diş eksikliğinin tedavisinde rutin kullanılan başarılı bir tedavi seçeneği haline gelmiştir. Ancak yetersiz kemik yüksekliği implant tedavisi için önemli bir kısıtlayıcı faktördür. Kemik ogmentasyon teknikleri başarılı sonuçlar verse de, tedavi süresini ve komplikasyon riski arttırdığı için her zaman uygulanamamaktadır.

Şiddetli vertikal kemik atrofisi gözlenen hastalar için kemik ogmentasyonu planlanmadığında yaygın olarak tercih edilen tedavi seçenekleri zigomatik implantlar ve All-on-4® konseptidir. Zigoma implantları, zigomatik kemikten ankraj alır. İlk olarak hemimaksillektomi yapılmış hastalara uygulanmış, ardından parsiyel ve total dişsiz hastaların protetik tedavisinde de başarılı sonuçlar elde edilmiştir. All-on-4® konsepti ise, 2 tane anterior bölgede aksiyal ve 2 tane posterior bölgede distale eğimli 4 implant ile sabit protetik restorasyon kullanımına imkan sağlar.

Bu çalışmanın amacı, posterior maksillada orta ve şiddetli düzeyde kemik atrofisi gözlenen hastalarda kemik ogmentasyonu yapılmadan uygulanabilecek tedavi alternatifleri olan All-on-4® ve zigomatik implant konseptlerinin karşılaştırılmasıdır.

Çalışmamızda maksilla ve zigomatik kemikleri içeren model oluşturularak farklı zigomatik implant ve All-on-4® konseptleri üzerinde sonlu eleman stres analizi yapılmıştır. Çiğneme esnasında oluşan ısırma kuvveti tanımlanarak, protetik üst yapıyı temsil eden bar üzerinde farklı noktalardan uygulanmış ve oluşan von Mises stres değerleri karşılaştırılmıştır.

Sonuçlar incelendiğinde protetik barda en az deplasman 4 zigoma implantı yerleştirilen modelde tespit edilmiştir. Ancak alveoler kemikte en yüksek von Mises stresi de bu modelde ölçülmüştür. Bütün yüklemelerde zigoma implantı yerleştirilen modellerde, All-on-4® modellerinden daha fazla stres oluşmuştur. All-on-4® modellerinde inter-implant mesafenin artması kemikte oluşan stresi azaltmıştır. Anterior implanların aksiyel yerleştirilmeyip 45° açılandırılması, bu bölgeye daha uzun implant yerleştirilmesini sağlamış ve alveoler kemikte oluşan von Mises streslerini azaltmıştır.

Anahtar Sözcükler: All on four, Atrofi, İmplant, Sonlu eleman stres analizi, Zigomatik implant

SUMMARY

Evaluation of Different Zygomatic Implant ve All-On-4® Concepts in Patients with Atrophic Maxilla by Three-Dimensional Finite Element Analysis

Tooth loss causes problems in aesthetic, disability in speech and chewing function which significantly reduces quality of life. Today, dental implants have become a successful treatment option routinely used in the treatment of missing teeth deficiency. However, inadequate bone height is an important limiting factor for implant therapy. Although bone augmentation techniques have successful results, they are not always applicable as they increase the risk of complications and duration of treatment.

In patients with severe vertical bone atrophy, the commonly preferred treatment options are zygomatic implants and the All-on-4® concept especially when a bone augmentation procedure is not planned. Zygoma implants, receive anchorage from zygomatic bone. They were first applied to patients who underwent hemimaxillectomy. Afterwards successful results were obtained also in prosthetic treatment of partial and total edentulism. All-on-4® concept allows appliance of fixed prosthetic restorations by using 4 implants which are placed 2 axillar in anterior and 2 distally tilted in posterior.

The aim of this study is to evaluate the zygomatic implants and All-on-4® concepts in patients with moderate to severe bone atrophy in posterior maxilla when a bone augmentation procedure is not planned.

In this study, a model consisting of maxilla and zygomatic bones was created and finite element stress analysis was performed on different zygomatic implants and All-on-4® concepts. The bite force was defined and applied to different points on the bar which represents the prosthetic superstructure. Von Mises stress values of all models were compared.

The review the results revealed lower displacement in the prosthetic bar was measured in the model with 4 zygoma implants. However, the highest von Mises stress in the alveolar bone was also measured in this model. For all loads, higher stress was generated in the models with zygomatic implants than All-on-4® models. Increased inter-implant distance in the All-on-4® models, has reduced the bone stress. When anterior implants were tilted 45°, longer implants could be applied in this region and von Mises stress values in the alveolar bone decreased.

Keywords: All on four, Atrophy, Implant, Finite element stress analysis, Zygomatic implant

KAYNAKLAR

- ABOUL-HOSN CENTENERO S, LÁZARO A, GIRALT-HERNANDO M, HERNÁNDEZ-ALFARO F (2018). Zygoma quad compared with 2 zygomatic implants. *Implant Dentistry*, **27**: 1-8.
- ADIGÜZEL O (2010). Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Diş hekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dicle diş hekimliği dergisi*, **11**: 18-23.
- AKÇA K, CEHRELİ MC, İPLİKÇİOĞLU H (2002). A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *International Journal of Prosthodontics*, **15**(2): 115-121.
- ALGHAMDI HS (2018). Methods to improve osseointegration of dental implants in low quality (type-iv) bone: an overview. *Journal of Functional Biomaterials*, **9**(7).
- ANUSAVICE KJ (2003). Phillips' Science of Dental Materials. 11th Ed. St. Louis: Elsevier Mosby.
- APARICIO C, BRANEMARK PI, KELLER EE, OLIVE J (1993). Reconstruction of the premaxilla with autogenous iliac bone in combination with autogenous iliac bone in combination with osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **8**: 61-67.
- 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**: 39-49.
- APARICIO C, OUZZANI W, HATANO N (2008). The use of zygomatic implants for prosthetic rehabilitation of the severely resorbed maxilla. *Periodontology* 2000, **47**: 162-171.
- APARICIO CARLOS, OUZZANI W, APARICIO A, FORTES V, MUELA R, PASCUAL A, CODESAL M, BARLUENGA N, MANRESA C, FRANCH M (2010). Extrasinus zygomatic implants: three year experience from a new surgical approach for patients with pronounced buccal concavities in the edentulous maxilla. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, **12**: 55-61.
- APARICIO C. (2012). Zygomatic implants The Anatomy- Guided Approach Quintessence publishing Co.

- APARICIO C, MANRESA C, FRANCISCO K, OUAZZANI W, CLAROS P, POTAU JM, APARICIO A. (2014) The long-term use of zygomatic implants: a 10-year clinical and radiographic report. *Clin Implant Dent Relat Res.* **16**: 447-59.
- ARAÚJO PPT, SOUSA SA, DINIZ VBS, GOMES PP, SILVA JSP, GERMANO AR (2016). Evaluation of patients undergoing placement of zygomatic implants using sinus slot technique. *International Journal of Implant Dentistry*, **2**: 2.
- ARLIN ML (2006). Short dental implants as a treatment option: results from an observational study in a single private practice. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **21**: 769-776.
- ATALAY B (2010). İleri derecede rezorbe maksillaların zigomatik implantlarla rehabilitasyonu. *İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, **44**: 133-140.
- ATWOOD DA, COY WA (1971). Clinical, Cephalometric, and Densitometric Study of Reduction of Residual Ridges. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **26**: 280–95.
- BAJ A, TRAPPELLA G, LAURITANO D, CANDOTTO V, MANCINI GE, GIANNI AB (2016). An Overview on Bone Reconstruction of Atrophic Maxilla: Success Parameters and Critical Issues. *Journal of Biological Regulators and Homeostatic Agents*, **30**: 209–15.
- BALSHI TJ, WOLFINGER GJ (2002). Treatment of congenital ectodermal dysplasia with zygomatic implants: A case report. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, **17**: 277-28.
- BALSHI TJ, WOLFINGER GJ, PETROPOULOS VC (2003). Quadruple zygomatic implant support for retreatment of resorbed iliac crest bone graft transplant. *Implant Dentistry*, **12**: 47-53
- BARAN NM. (1988) Finite Element Analysis on Microcomputers, Mcgrow Hill, Ins. 27-60.
- BASSI AM , LOPEZ MA, ANDRISANI C, ORMANIER Z, GARGARI M (2016). Full arch rehabilitation in severe approach implant placement: maxillary atrophy with palatal approach implant placement: a case report. *Oral & Implantology*, **3**: 115–22.

- BECTOR JP, ISAKSSON S, ABRAHAMSSON P, SENNERBY L (2005). Evaluation of 31 zygomatic implants and 74 regular dental implants used in 16 patients for prosthetic reconstruction of the atrophic maxilla with cross-arch fixed bridges. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, **7**: 159-165.
- BHUMINATHAN S, SIVAKUMAR M, VENKATAESWARAN S (2014). Combination Syndrome - A Review. *Biosciences Biotechnology Research Asia*, **11**: 151-54.
- BIDEZ MW, MISCH CE (2005). Clinical Biomechanics in Implant Dentistry. Misch, C.E. (Ed.). *Dental Implant Prosthetics*. 9th Ed. St Louis: Elsevier Mosby.
- BORCHERS L, REICHART P (1983). Three-Dimensional Stress Distribution around a Dental Implant at Different Stages of Interface Development. *Journal of Dental Research*, **62 (81)**: 155-59.
- BRÅNEMARK PI, HANSSON B, ADELL R, BREINE U, LINDSTROM J, HALLEN O (1977). Osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl*, **16**: 1-132.
- BRÅNEMARK PI (1998). Surgery and Fixture Installation. Zygomaticus Fixture Clinical Procedures. 1st Ed. Goteborg, Sweden: Nobel Biocare AB.
- BRÅNEMARK PI, GRÖNDAHL K, ÖHRNELL LO, NILSSON P, PETRUSEN 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**: 70-85.
- ÇANKAYA MO (2005). Alt çene total dişsizlik vakalarında implant destekli protez uygulamalarında, implantların farklı lokalizasyonlarda yerleştirilmesinin ve farklı üst yapılarının kullanılmasının kemikteki kuvvet dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- CAPUTO AA, STANDLEEJP (1987). Biomechanics in clinical dentistry, Quintessence Publishing.
- CAWOOD JI, HOWELL RA (1988). A classification of the edentulous jaws. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, **17**: 232-36.

- CAWOOD JI, HOWELL RA (1991). Reconstructive preprosthetic surgery I. Anatomical Considerations. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg*, **20**: 75-82.
- CHRCANOVIC BR, PEDROSA AR, CUSTÓDIO ALN (2013). Zygomatic implants: a critical review of the surgical techniques. *Oral and Maxillofacial Surgery*, **17**: 1-9.
- CHRISTOPHER CK (2012). Implant rehabilitation in the edentulous jaw: the “All-on-4” immediate function concept. *Australasian Dental Practice*, 138-148.
- CORVELLO PC, MONTAGNER A, BATISTA FC, SMIDT R, SHINKAI RS (2011). Length of the drilling holes of zygomatic implants inserted with the standard technique or a revised method: a comparative study in dry skulls. *J Craniomaxillofac Surg*, **39**: 119–123.
- CRAIG RG (2002). Restorative Dental Materials. 11th Ed. Mosby Company, Toronto.
- DEL FABBRO M, BELLINI CM, ROMEO D, FRANCETTI L (2012). Tilted Implants for the Rehabilitation of Edentulous Jaws: A Systematic Review. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, **14**: 612–21.
- DETOLLA DH, ANDREANA S, PATRA A, BUHITE R, COMELLA B (2000) The role of the finite element model in dental implants. *Journal of Oral Implantology*, **26**: 77-81.
- DEVREE JH, PETERS MC, PLASSCHAERT AJ (1983). A comparison of photoelastic and finite element stress analysis in restored tooth structure. *J. Oral Rehabil*, **10**: 505-517.
- DRISCOLL CF, FREILICH MA, GUCKES AD, KNOERNSCHILD KL, MCGARRY TJ (2017). The Glossary of Prosthodontic Terms. *The Journal of Prosthetic Dentistry* **117**: C1-e105.
- DRISKELL TD (1987). History of implants, *J Calif Dent Assoc*, **15**: 16-25.
- EBRAHIMI F (2012). Finite element analysis-new trends and developments. *Intech*, s:5-20.
- FELICE P, CHECCI V, PISTILLI R, SCARANO A, PELLEGRINO G, ESPOSITO M (2009). Bone augmentation versus 5-mm dental implants in posterior atrophic jaws. Four-month post-loading results from a randomised controlled clinical trial. *European Journal of Oral Implantology*, **2(4)**: 267-281.

- FERRARA ED, STELLA JP (2004). Restoration of the edentulous maxilla: the case for the zygomatic implants. *Journal Of Oral And Maxillofacial Surgery*, **62**: 1418-1422.
- FONSECA RJ (2000). Oral and Maxillofacial Surgery; Volume 2 Orthognatic Surgery. Elsevier Science 1st Ed. s:232-33.
- FORTIN T, ISIDORI M, BOUCHET H (2009). Placement of posterior maxillary implants in partially edentulous patients with severe bone deficiency using CAD/CAM guidance to avoid sinus grafting: a clinical report of procedure. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **24(1)**: 96-102.
- FREEDMAN M, RING M, STASSEN LFA (2013). Effect of alveolar bone support on zygomatic implants: a finite element analysis study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery*, **42**: 671–76.
- FUNG YC (1965). Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues. Berlin, Springer-Verlag Comp.1st Ed. Chapter 1.
- GENG JP, TAN KB, LIU GR (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **85**: 585–98.
- GIL SG, DIAGO MP, MARTINEZ JB, BOWEN EM (2007). Rehabilitation of severely resorbed maxillae with zygomatic implants: An update. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, **12**: E216-20.
- GOSAIN AK, SONG L, CAPEL CC, CORRAO MA, LIM TH (1998). Biomechanical and histologie alteration of facial recipient boneafter reconstruction with autogenous bone grafts and alloplastic implants: a 1-year study. *Plast Reconstr Surg*, **101**: 1561-1571.
- GROSS MD, ARBEL G, HERSHKOVITZ I (2001). Three-Dimensional Finite Element Analysis of the Facial Skeleton on Simulated Occlusal Loading. *Journal of Oral Rehabilitation*, **28**: 684-694.
- GÜNGÖR MA, ARTUNÇ C, SONUGELEN M, TOPARLI M (2002). The evaluation of the removal forces on the conus crowned telescopic prostheses with the finite element analysis (FEA). *Journal of Oral Rehabilitation*, **29**: 1069-75.
- HANCI M, BOZDAG E, ARPACI A (2000). Biyomekanik. İstanbul: Logos Yayıncılık, 10-55.

- HASAN I, HEINEMANN F, AITLAHRACH M, BOURAUUEL C (2010). Biomechanical finite element analysis of small diameter and short dental implant. *Biomedical Technology (Berl)*, **55(6)**: 341-350.
- HIMMLOVÁ L, DOSTÁLOVÁ T, KÁCOVSKÝ A, KONVIČKOVÁ S (2004). Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **91**: 20-25.
- HOBO S, ICHIDA E, GARCIA LT (1991). Osseointegration and Occlusal Rehabilitation. 2nd Ed.; Osaka, Quintessence Pub. Co. Ltd.
- HUNG K, AI Q, FAN S, WANG F, HUANG W, WU Y (2017). Measurement of the Zygomatic Region for the Optimal Placement of Quad Zygomatic Implants. *Clin Implant Dent Relat Res*, **19**: 841–848.
- İNAN M (1988). Cisimlerin Mukavemeti. 6. Baskı. İstanbul: İstanbul Teknik Üniversitesi Vakfı.
- ISHAK MI, ABDUL KADIR MR, SULAIMAN E, ABU KASIM NH (2012). Finite element analysis of different surgical approaches in various occlusal loading locations for zygomatic implant placement for the treatment of atrophic maxillae. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* **41**: 1077–89.
- JAFARI A, SHETTY KS, KUMAR M (2003). Study of stress distribution and displacement of various craniofacial structures following application of transverse orthopedic forces: a three dimensional FEM study. *Angle Orthod*, **73**: 12-20.
- KAHNBERG KE, NILSSON P, RASMUSSEN L (1999). Le Fort I osteotomy with interpositional bone grafts and implants for rehabilitation of the severely resorbed maxilla: a 2-stage procedure. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **14**: 571-678.
- KAMAN S (2015). Sinüs Ogmentasyonlu Ve Ogmentasyon Olmadan Uygulanan Zigomatik İmplantların Mastikatory Stresleri Karşısındaki Kuvvet Analizi. Doktora tezi. Kırıkkale Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Kırıkkale.
- KAMAN S, ATIL F, TEKİN U, OZGUL O, ÖNDER ME, YILMAZ S, GÜNGÖR H, KOÇYİĞİT İD (2017). Stress analysis of zygomatic implants on the augmented maxillary sinus: is it necessary to graft?. *Implant Dentistry*, **26**: 1-8.
- KEYAK JH, FOURKAS MG, MEAGHER JM, SKINNER HB (1993). Validation of an automated method of three-dimensional finite element modelling of bone. *J Biomed Eng*, **15**: 505-9.

- KHATAMI AH, SMITH CR (2008). “All-on-Four” immediate function concept and clinical report of treatment of an edentulous mandible with a fixed complete denture and milled titanium framework. *Journal of Prosthodontics*, **17**: 47–51.
- KOCA OL, ESKITASCIOGLU G, USUMEZ A (2005). Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **93**(1): 38-44.
- KOÇYİĞİT ID, TITIRINLI K, ATIL F, TEKİN U, SUER BT, PEKPERDAHCI T, COŞKUNSES FM, ÖZGÜL Ö (2015). zigoma implantlarına genel ve güncel bakış. *Quintessence*, **2**: 25–34.
- KORIOTH TWP, ROMILLY DP, HANNAM AG (1992). Three-Dimensional Finite Element Stress Analysis of the Dentate Human Mandible. *American Journal of Physical Anthropology*, **88**: 69–96.
- KORKMAZ FM, KORKMAZ YT, YALUG S, KORKMAZ T (2012). Impact of dental and zygomatic implants on stress distribution in maxillary defects: a 3-dimensional finite element analysis study. *The Journal of Oral Implantology* **38** (5): 557–67.
- KREKMANOV L, KAHN M, RANGERT B, LINDSTÖM H (2000). Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, **15**: 405-414.
- LEMONS J, NATIELLA J (1986). Biomaterials, biocompatibility and peri-implant consideration. *Dent Clin Nort Am*, **30**: 3-23
- LOGAN DL (2007). First course in the finite element method. 5th Ed. Nelson Education Ltd. s:1-27.
- MACKERLE J (2004). Finite Element Modelling and Simulations in Dentistry: A Bibliography. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, **7**: 277-303.
- MALEVEZ C, ABARCA M, DURDU F, DAELEMANS P (2004). clinical outcome of 103 consecutive zygomatic implants: A 6–48 months follow-up study. *Clinical Oral Implants Research* **15**: 18–22.

- MALEVEZ C, DAELEMANS P, ADRIAENSSENS P, DURDU F (2003). Use of zygomatic implants to deal with resorbed posterior maxillae. *Periodontol 2000*, **33**: 82-89.
- MALÓ P, DE ARAÚJONOBRE M, RANGERT B (2007). Short implants placed one-stage in maxillae and mandibles: a retrospective clinical study with 1 to 9 years of follow-up. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, **9(1)**: 15-21.
- MALÓ P, NOBRE M, LOPES A, FERRO A, GRAVITO I (2015). All-on-4® treatment concept for the rehabilitation of the completely edentulous mandible: a 7-year clinical and 5-year radiographic retrospective case series with risk assessment for implant failure and marginal bone level. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, **17**: e531-541.
- MALÓ P, NOBRE M, LOPES I (2008). A new approach to rehabilitate the severely atrophic maxilla using extramaxillary anchored implants in immediate function: a pilot study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **100**: 354–66.
- MALO P, NOBRE MA, LOPES A, MOSS SM, MOLINA GJ (2011). A Longitudinal Study of the Survival of All-on-4 Implants in the Mandible with up to 10 Years of Follow-Up. *Journal of the American Dental Association*, **142**: 310–20.
- MALÓ P, RANGERT B, NOBRE M (2003). All-on-four immediate-function concept with Branemark system implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, **5**: 2–9.
- MENICUCCI G, MOSSOLOV A, MOZZATI M, LORENZETTI M, PRETI G (2002). Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clin Oral Implants Res*, **13**: 334-41.
- MIGLIORANÇA RM, COPPEDÊ A, DIAS REZENDE RCL, MAYO T (2011). Restoration of the edentulous maxilla using extrasinus zygomatic implants combined with anterior conventional implants: a retrospective study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* **26**: 665–72.
- MILES T (1998). Physiology of the nose, paranasal sinuses and nasopharynx. In G.M. English (ed.). *Otolaryngology, Vol 2. J.B. Lippincott Company Philadelphia*, **3**:1-75.

- MINGYI W, XINGZHOU Q, MIN C, DONGMEI W, CHENPING Z (2013). Biomechanical three-dimensional finite element analysis of prostheses retained with/without zygoma implants in maxillectomy patients. *Journal of Biomechanics*, **46**: 1155– 1161.
- MISCH CE (1990). Division of available bone in implant dentistry. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **7**: 9-17.
- MISCH CE, QU Z, BIDEZ MW (1999). Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: Implications for dental implant treatment planning and surgical placement. *J Oral Maxillofac Sur*, **57**: 700-706.
- MISCH CE (2005). Dental Implant Prosthetics. 9th ed. Elsevier Mosby.
- MIYAMOTO S, UJIGAWA K, KIZU Y, TONOGI M, YAMANE GY (2010). Biomechanical three-dimensional finite-element analysis of maxillary prostheses with implants. design of number and position of implants for maxillary prostheses after hemimaxillectomy. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* **39**: 1120–26.
- MOHAMMED SD, DESAI H (2014). Basics concepts of finite element analysis and its applications in dentistry: an overview. *Oral Hyg Health*, **2**: 156.
- NELDAM CA, PINHOLT EM (2010). State of the art of short dental implants: a systematic review of the literature. *Clinical Implants Dentistry and Related Research*, **14**: 622-632.
- NKENKE E, HAHN M, LELL M, WILTFANG J, SCHULTZE-MOSGAU S, STECH B, RADESPIEL-TROGER M, NEUKAM FW (2003) Anatomic site evaluation of the zygomatic bone for dental implant placement. *Clin Oral Implants Res*, **14**: 72–79.
- NOBEL BIO CARE (2014a). Brånemark System® Zygoma Procedures manual. Erişim adresi: [https://www.nobelbiocare.com/international/en/home/products-and-solutions/library/manuals.html]. Erişim Tarihi: 3/6/2018.
- NOBEL BIO CARE (2014b). All-On-4® Treatment Concept Procedures Manual. Erişim adresi: [https://www.nobelbiocare.com/international/en/home/products-and-solutions/library/manuals.html]. Erişim Tarihi: 3/6/2018.
- NOBEL BIO CARE (2016). How You Can Start With the All-on-4® Treatment Concept Erişim adresi: [https://www.artisbiotech.ro/wp-content/uploads/All-on-4-Manual.pdf]. Erişim Tarihi: 3/6/2018.

- ØZHAYAT EB, ÅKERMAN S, LUNDEGREN N, ÖWALL B (2016). Patients' Experience of Partial Tooth Loss and Expectations to Treatment: A Qualitative Study in Danish and Swedish Patients. *Journal of Oral Rehabilitation* **43**: 180–89.
- PAREL S, BRÅNEMARK PI, OHRNELL LO, SVENSSON B (2001). Remote implant anchorage for the rehabilitation of maxillary defects. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **86**: 377–381.
- PEÑARROCHA M, URIBE R, GARCIA B, MARTI E (2005). Zygomatic implants using sinus slot technique: Clinical report of a patient series. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, **20**: 788-792.
- PÉTERBUJTÁR P, SÁNDOR GKB, BOJTOS A, SZÚCS A, BARABÁS J (2010). Finite element analysis of the human mandible at 3 different stages of life. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, **110**: 301-309.
- PETRUSON B (2004). Sinuscopy in Patients with Titanium Implants in the Nose and Sinuses. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery and Hand Surgery* 38: 86–93.
- PIERRISNARD L, RENOARD F, RENAULT P, BARQUINS M (2003). Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, **5**: 254–262.
- PLISCHKA G (1960). Implantology In Dentistry. *Zahnartzl Prax* **21** (16): 181–83.
- POLZER I, SCHIMMEL M, MÜLLER F, BIFFAR R (2010). Edentulism as Part of the General Health Problems of Elderly Adults. *International Dental Journal* **59**: 5–11.
- POWERS JM, SAKAGUCHI RL (2006). Craig's Restorative Dental Material. 20th Ed. St. Louis: Elsevier Mosby.
- PRASAD K, TARANNUM SA (2012). Basic principles of finite element method and its applications in orthodontics. *Journal Of Pharmaceutical And Biomedical Sciences* **16**: 1-4.
- PÜRÇEK G (2014). Metalik malzemelere uygulanan mekanik deneyler. Ders Notları. Karadeniz Teknik Üniversitesi, Trabzon. s: 5

- QIAN L, MITSUGU T, YASUYUKI M, KIYOSHI K (2009). Effects of implant diameter, insertion depth, and loading angle on stress/strain fields in implant/jawbone systems: finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **24**: 877-886.
- QUARESMA SET, CURY PR, SENDYK WR, SENDYK C (2008). A finite element analysis of two different dental implants: stress distribution in the prosthesis, abutment, implant, and supporting bone. *Journal of Oral Implantology* **34**: 1–6.
- RAVIV E, TURCOTTE A, HAREL-RAVIV M (2010). Short dental implants in reduced alveolar bone height. *Quintessence International*, **41(7)**: 575-579.
- REYCHLER H, OLSZEWSKI R (2010). Intracerebral Penetration of a Zygomatic Dental Implant and Consequent Therapeutic Dilemmas: Case Report;. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **25**: 416-418
- RHO JY, ASHMAN RB, TURNER CH (1993). Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements. *J Biomech*, **26**: 111-119.
- RIDELL A, GRONDAHL K, SENNERBY L (2009). Placement of Brånemark implants in the maxillary tuber region: anatomical considerations, surgical technique and long-term results. *Clinical Oral Implants Research*, **20(1)**: 94-98.
- RIEGER MR, MAYBERRY M, BROSE MO (1990). Finite element analysis of six endosseous implants. *J Prosthet Dent* **63**: 671–76.
- SAAB XE, GRIGGS JA, POWERS JM (2007). Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla: a finite element Study. *Journal of Prosthetic Dentistry* **97 (2)**: 85–92.
- SANCAKLI E. (2006). Alt dişsiz çenede bar destekli implantüstü protezlerin stres dağılımlarının sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile değerlendirilmesi. Doktora Tezi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. İstanbul.
- SCHMIDT BL, POGREL MA, YOUNG CW, SHARMA A (2004). Reconstruction of extensive maxillary defects using zygomaticus implants. *J Oral Maxillofac Surg*, **62**: 82-9.
- SCHROEDER A, SUTTER F, BUSER D, KREKELER G (1991). Oral Implantology. New York, Theime Medical Pub. Inc.

- SCHÜPBACH P, GLAUSER R, ROCCI A, MARTIGNONI M, SENNERBY L, LUNDGREN A, GOTTLOW J (2005). The human bone-oxidized titanium implant interface: a light microscopic, scanning electron microscopic, back-scatter scanning electron microscopic, and energy-dispersive x-ray study of clinically retrieved dental implants. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, **7**: 36-43.
- ŞEKER E (2011). Greftlenmiş ve greftlenmemiş posterior maksillada uygulanan implant destekli farklı tasarımlı sabit protezlerin destek dokulardaki etkilerinin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi, K.K.T.C. Yakın Doğu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Programı, Doktora Tezi.
- 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**: 165–69.
- SHIGLEY JE, MISCHE CR, BUDYNAS RG (2004). Mechanical Engineering Design. 7th Ed. New York: McGraw-Hill Companies.
- SIEGELE D, SOLTESZ U (1989). Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int J Oral Maxillofac. Implants*, **4**: 333- 340.
- SPIVEY JD, KONG W, FOTOS PG (1993). Stress distribution at the bone-to-implant interface: A-3D finite element analysis. *J Dent Res*; **72**: 117-120.
- STELLA JP, WARNER MR (2000). Sinus Slot Technique for Simplification and Improved Orientation of Zygomaticus Dental Implants: A Technical Note. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* **15**: 889–93.
- TALLGREN A (1966). The reduction in face height of edentulous and partially edentulous subjects during long-term denture wear a longitudinal roentgenographic cephalometric study. *Acta Odontologica Scandinavica*, **24**: 195-239.
- TALLGREN A (1972). The Continuing Reduction of the residual alveolar ridges in complete Denture Wearers : A mixed-longitudinal study covering 25 Years. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **27**: 120-132.
- TARUNA M, CHITTARANJAN B, SUDHEER N, TELLA S, ABUSAAD MD (2014). Prosthodontic perspective to All- On-4 ® concept for dental implants. *Journal of Clinical and Diagnostic Research* **8**: 16–20.

- TURNER MJ, CLOUGH RW, MACTİNANDL HC (1956). Stiffness and deflection analysis of complex structure. *International Journal of Aeronautical and Space Sciences* **23**: 805-823.
- TUXEN A, BAKKE M, PINHOLT EM (1999). Comparative data from young men and women on masseter muscle fibres, function and facial morphology *Archives of Oral Biology*, **44**: 509–18.
- UCHIDA Y, GOTO M, KATSUKI T, AKIYOSHI T (2001) Measurement of the maxilla and zygoma as an aid in installing zygomatic implants. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, **59**: 1193-1198.
- UJIGAWA K, KATO Y, KIZU Y, TONOGI M, YAMANE GY (2007). Three-dimensional finite elemental analysis of zygomatic implants in craniofacial structures: three-dimensional finite elemental analysis of zygomatic implants in craniofacial structures. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* **36**: 620–25.
- ULUSOY M, AYDIN AK (2010). Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. 1. Cilt, 3. Baskı. Ankara Üniversitesi Basımevi.
- URGELL JP, GUTIÉRREZ VR, ESCODA CG (2008). Rehabilitation of Atrophic Maxilla: A Review of 101 Zygomatic Implants. *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal* 13: 363–70.
- VAN STADEN RC, GUAN H, LOO YC (2006). Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomechanics and Biomedical Engineering*, **9(4)**: 257-270.
- VAN STEENBERGHE D, NAERT I, ANDERSSON M, BRAJNOVIC I, CLEYNENBREUGEL JV, SUETENS P (2002). A Custom Template and Definitive Prosthesis Allowing Immediate Implant Loading in the Maxilla: A Clinical Report. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* **17**: 663–70.
- VELÁSQUEZ-PLATA D, LAWRENCE HR, CHRIS PC, MARDEN AE (2002). Maxillary sinus septa: a 3-dimensional computerized tomographic scan analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **17**: 854-860.
- VENTURELLI A (1996). A modified surgical protocol for placing implants in the maxillary tuberosity: clinical results at 36 months after loading with fixed partial dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **11**: 743–749.

- WANG M, QU X, CAO M, WANG D, ZHANG C (2013). biomechanical three-dimensional finite element analysis of prostheses retained with/without zygoma implants in maxillectomy patients. *Journal of Biomechanics* **46**: 1155–61.
- WEISCHER T, SCHETTLER D, MOHR C (1997). Titanium implants in the zygoma as retaining elements after hemimaxillectomy. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* **12**: 211-214.
- WEN H, GUO W, LIANG R, XIANG L, LONG G, WANG T, DENG M, TIAN W (2014). Finite Element Analysis of Three Zygomatic Implant Techniques for the Severely Atrophic Edentulous Maxilla. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **111**: 203–15.
- WILKIE ND (1975). The Role of the Prosthodontist in Preprosthetic Surgery. *The Journal of Prosthetic Dentistry* **33**: 386–97.
- YETTRAM AL, WRIGHT KW, PICKARD HM (1972). Finite element stress analysis of crowns of normal and restored teeth. *Journal of Dental Research*, **55**(6): 1004-1011.
- ZAMPELIS A, RANGERT B, HEIJL L (2007). Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **97**: 35-43.
- ZHOU X, ZHAO Z, ZHAO M, FAN Y (1999). The boundary design of mandibular model by means of the three-dimensional finite element method. *West China J Stomatol*; **17**: 1-6.
- ZYL PP, GRUNDLING NL, JOOSTE CH, TERBLANCHE E (1995). Threedimensional finite element model of a human mandible incorporating six osseointegrated implants for stress analysis of mandibular cantilever prostheses. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, **10**: 51-57.

ÖZGEÇMİŞ

I. Kişisel bilgiler

Adı ve Soyadı : Eda NAİFOĞLU
Doğum yeri ve tarihi : 05/09/1987
Uyruğu : Türkiye
Medeni durumu : Bekar
İletişim adresi : Harbiye Mah. İlke Sokak 9/23 Sokullu ANKARA
Telefon : 0532 739 92 32
E-posta adresi : edanaifoglu@gmail.com

II. Eğitimi

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız Diş Çene Hastalıkları ve Cerrahisi A.B.D. Doktora programı (2012)
Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (2007-2012)
Mehmet Emin Resulzade Anadolu Lisesi (2001-2005)
Namık Kemal İlköğretim Okulu (1993-2001)

Yabancı Dil : İngilizce

III. Ünvanları

Diş hekimi (2012)

IV. Mesleki Deneyimi

2012 : Diş Hekimi
2012-2018 : Ankara Üniversitesi Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı,
Doktora Öğrencisi

V. Üye Olduğu Bilimsel Kuruluşlar

American Dental Assosiation

Türk Diş Hekimleri Birliği

Ankara Diş Hekimleri Odası

Ağız ve Çene-Yüz Cerrahisi Birliği Derneği (ACBID)

Türk Oral ve Maksillofasiyal Cerrahi Derneği (TAOMS)

VI. Bilimsel ilgi Alanları

Ulusal Hakemli Dergilerde Yayınlanan Makaleler

1. GÜRSEL A., NAİFOĞLU E., CAMBAZOĞLU M. (2018) Tekrarlanan Sinus Kaldırma ve Gretleme İşleminde Simültane İmplantasyon, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.
2. SANCAK K., NAİFOĞLU E., YURTTUTAN E., TÜZÜNER ÖNCÜL A. (2017) Stafne Kemik Kavitesi: Bir Olgu Sunumu, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. Sayı:44 Issue:3 Sayfa: 159-162,
3. ARSLAN C., NAİFOĞLU E., SANCAK K., TUZUNER ONCUL A. M., ALTUG A. T., TOYGAR MEMİKOGLU T. U. (2017) Hiperdiverjan Büyüme Modeline Sahip İskeletsel Sınıf III Bireyin Bimaksiller Ortognatik Cerrahi Tedavisi – Vaka Raporu, TDB Dişhekimliğinde Klinik Dergisi, Sayı 7, Vol 7, 11-2017

Uluslararası Hakemli Dergilerde Yayınlanan Makaleler

1. NAİFOĞLU E., YURTTUTAN M. E., ARSLAN C., ALTUG A. T., TUZUNER ONCUL A. M. (2018) Orthognathic Surgery: A Case Report, Clinics in Surgery 2018; 3: 1883

Uluslararası Bilimsel Toplantılarda Sunulan ve Bildiri Kitabında Basılan Sözlü Bildiriler

1. NAİFOGLU E., SANCAK K., KADIOĞLU ERYASAR M., TUZUNER ONCUL A., Cleft Palate Closure After Flap Necrosis, 11th World Cleft Lip/Palate and Craniofacial Congress (ICPF) & 11th Chinese National Cleft Symposium (Sinocleft), 10-13 Kasım, Wuhan - China (2017)
2. SONMEZ G., ALTİNDAG A., NAİFOGLU E., KAMBUROGLU K., Diffuse Cronic Sclerising Osteomyelitis, TDA 23rd International Dental Congress, 21-24 Eylül, İstanbul- Türkiye (2017)
3. SANCAK K., ALKAYA M., NAİFOGLU E., YURTTUTAN M. E., TUZUNER ONCUL A., Reconstruction of Resected Premaxilla with Distraction Osteogenesis and Alveolar Bone Grafting in a Cleft Patient, 12th World Congress of the International Cleft Lip and Palate Foundation, 19-21 Nisan, Leipzig – Germany (2018)

Uluslararası Bilimsel Toplantılarda Sunulan ve Bildiri Kitabında Basılan Poster Bildirileri

1. NAİFOGLU E., YETA N., KAMBUROGLU K., KARAAHMETOGLU O., TUZUNER ONCUL A., Marsupialization as a Treatment Option for Large Keratocystic Odontogenic Tumor, 2 Case Reports, Ağız ve Çene Yüz Cerrahisi Birliği (AÇBİD), 9th International Congress, 27-31 Mayıs, Antalya- Türkiye (2015)
2. KAYA İ., NAİFOGLU E., Extraoral Fistula Case: Caused by Buccal Fat Pad Infection or Dental Abscess?, Türk Oral ve Maksilofasial Cerrahi Derneği (TAOMS) 24. Uluslararası Bilimsel Kongresi, 23-27 Mayıs, Bodrum – Türkiye (2017)
3. NAİFOGLU E., YILMAZ D., KAYA İ., CAMBAZOGLU M., İmplant Yerleştirilmeden Önce Demineralize Dondurulmuş – Kurutulmuş Kemik Tozu ile İki Defa Maksiller Sinüs Tabanı Elevasyonu, TDA 23rd International Dental Congress, 21-24 Eylül, İstanbul- Türkiye (2017)

4. NAİFOGLU E., SONMEZ G., TUZUNER ONCUL A., Büyük Odontojenik Kistlerin Dekompresyon Sonrası Kist Eksizyonu ile Tedavisi: 2 Olgu Sunumu, TDA 23rd International Dental Congress, 21-24 Eylül, İstanbul-Türkiye (2017)
5. NAİFOGLU E., OZDİLER O., SENOL A., OZDİLER E., ERSOY A. E., TUZUNER ONCUL A., Treatment of Maxillofacial Deformities with Orthognatic Surgery Before Dental Prosthesis, The 21th EDAD International Congress of Esthetic Dentistry, 13-15 Ekim, İstanbul – Türkiye (2017)
6. SANCAK K., ALKAYA M., NAİFOGLU E., YURTTUTAN E., TUZUNER ONCUL A., Late Cleft Palate and Alveolus Reconstruction of an Adult Patient, 11th World Cleft Lip/Palate and Craniofacial Congress (ICPF) & 11th Chinese National Cleft Symposium (Sinocleft), 10-13 Kasım, Wuhan - China (2017)
7. TUZUNER ONCUL, A., YURTTUTAN M. E., ALTUG DEMİRALP A. T., SANCAK K., ALKAYA M., NAİFOGLU E., Le Fort 1 Osteotomy Challenges In Alveolar Cleft Patients, 12th World Congress of the International Cleft Lip and Palate Foundation, 19-21 Nisan, Leipzig – Germany (2018)

VII. Bilimsel Etkinlikleri

Katılım Yapılan Ulusal ve Uluslararası Bilimsel Sempozyum, Kongre ve Kurslar

1. TDB / Dentsply Öğrenci Araştırma Programı 2011, 26 Mayıs 2011, İstanbul – Türkiye
2. TDB / Dentsply Öğrenci Araştırma Programı 2012, 1 Haziran 2012, Ankara – Türkiye
3. AÇBİD, Çene ve Yüz Deformitelerinde Güncel Tedaviler Sempozyumu, 21-24 Şubat 2013, Kayseri - Türkiye
4. ICOMS XXI International Conference on Oral & Maxillofacial Surgery, 21-24 Ekim 2013, Barselona - Spain

5. Ankara Üniversitesi Sürekli Eğitim Merkezi, Deney Hayvanları Kullanım Sertifikası Eğitim Programı, 16-25 Haziran 2014, Ankara - Türkiye
6. Türk Oral İmplantoloji Derneği XXVI. Uluslararası İmplantoloji Kongresi, 16-17 Ocak 2015, İstanbul - Türkiye
7. TAOMS, 13. Bilimsel Sempozyumu, 23-26 Ekim 2015, Trabzon - Türkiye
8. Planmed İmplantoloji Eğitim Grubu 8. Uluslararası Oral İmplantolojide İleri Protokoller Sempozyumu, 19-22 Mayıs 2016, Antalya - Türkiye
9. Nobel Biocare Symposium, 4-5 Mayıs 2017, Dubai –UAE
10. Training & Practice T.A.G. Dental Implants System, 18-21 Mayıs 2017, Tel Aviv - Israel
11. TDA 23rd International Dental Congress, 21-24 Eylül 2017, İstanbul-Türkiye
12. TDA 23rd International Dental Congress, Diş Hekimliğinde Lazer Kursu, 21-24 Eylül 2017, İstanbul - Türkiye
13. The 21th EDAD International Congress of Esthetic Dentistry, 13-15 Ekim 2017, İstanbul - Türkiye
14. 11th World Cleft Lip/Palate and Craniofacial Congress (ICPF) & 11th Chinese National Cleft Symposium (Sinocleft), 10-13 Kasım 2017, Wuhan - China
15. 12th World Congress of the International Cleft Lip and Palate Foundation, 19-21 Nisan 2018, Leipzig - Germany

Yer Aldığı Bilimsel Projeler

1. Ankara Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri: “Atrofik Maksillaya Sahip Hastalarda Farklı All-On-Four Konseptlerinin 3 Boyutlu Sonlu Eleman Analizi ile Değerlendirilmesi”.