

PARVIN JAFARGULIYEV

İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ SAĞ. BİL. ENST.

DOKTORA TEZİ

İSTANBUL - 2024

T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

DOKTORA TEZİ

BRUKSİZM MODELİNDE MATRIX DİGİTAL
İMLANTLAR VE GELENEKSEL İMLANTLARIN ÇENE
KEMİĞİNDE OLUŞTURDUĞU GERİLMELERİN SONLU
ELEMEN ANALİZİ İLE İNCELENMESİ

PARVİN JAFARGULİYEV

DANIŞMAN
PROF. DR. HÜMEYRA ARIKAN KOCAELLİ

AĞIZ DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI
AĞIZ DİŞ ÇENE HASTALIKLARI VE CERRAHİSİ
DOKTORA PROGRAMI

İSTANBUL - 2024

BEYAN

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

PARVİN JAFARGULİYEV

İTHAF

*Sevgilli kızım ELİF ASENA JAFARGULİYEVA'ya ve değerli AİLE'me
ithaf ediyorum.*

TEŞEKKÜR

Asistanlığım ve doktora eğitim sürecimin başından beri beni maddi ve manevi olarak destekleyip yetiştiren ve asla kendi evlatlarından ayırmayan sevgili danışman hocam Saygıdeğer Prof. Dr. HÜMEYRA ARIKAN KOCAELLİ' ye

Eğitim hayatımda bana katkıları olan Saygıdeğer HOCALARIM' a

Çalışmadaki desteklerinden dolayı Sayın ŞEVKİ IRMAK' a ve Sayın SUNAY ADEM' e

Hayatım boyunca beni destekleyen ve bu yerler gelmemde en büyük emeği olan canım ANNEM ve BABAM' a

Bütün zorlu süreçlerde hep yanımda olan değerli eşim Dt. NİGAR JAFARGULİYEV' a

En büyük motivasyon kaynağım olan canım KIZIM' a

teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

BEYAN	ii
İTHAF	iii
TEŞEKKÜR	iv
İÇİNDEKİLER.....	v
TABLolar LİSTESİ	xi
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	xii
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	xvi
ÖZET	xix
ABSTRACT	xx
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. TEMPOROMANDİBULAR EKLEM	3
2.1.1. TME EMBRİYOLOJİSİ.....	3
2.1.2. TME ANATOMİSİ	4
2.1.2.1. Artiküler Yüzeyler	4
2.1.2.2. Temporomandibular Ligament Kompleksi.....	9
2.1.2.3. Kas Komponenti	12
2.1.2.4. TME Kanlanması ve Lenfatik Drenajı.....	15
2.1.2.5. TME İnnervasyonu	16
2.1.3. ARTRO- VE OSTEOKİNEMATİK.....	16
2.2. BRUKSİZM.....	17
2.2.1. BRUKSİZMİN TANIMLANMASI	18
2.2.2. BRUKSİZMİN ETYOLOJİSİ	19
2.2.2.1. Santral veya Patofizyolojik Faktörler	19
2.2.2.2. Psikososyal Faktörler	21
2.2.2.3. Periferik Faktörler.....	22
2.2.3. BRUKSİZM EPİDEMİYOLOJİSİ.....	23
2.2.4. BRUKSİZM TEŞHİSİ VE DEĞERLENDİRİLMESİ	23
2.2.4.1. Anketler	24
2.2.4.2. Klinik Değerlendirme	25

2.2.4.3. İntraoral Apareyler.....	25
2.2.4.4. Çiğneme Kaslarının Elektromiyografik Kaydı	26
2.2.4.5. Uluslararası Uyku Bozukluğu Sınıflandırması - R Tanı Kriterleri.....	28
2.2.5. BRUKSİZMDE OLUŞAN OKLÜZAL/LATERAL KUVVETLER VE ETKİLERİ	28
2.2.5.1. Uygulanan Kuvvetin Yönü	29
2.2.5.2. Mandibular Pozisyon	29
2.2.5.3. Kas Kasılma Türü	29
2.2.5.4. Koruyucu Reflekslerin Etkisi.....	30
2.2.6. BRUKSİZM SINIFLANDIRILMASI VE DERECELENDİRİLMESİ.....	30
2.2.7. BRUKSİZM TEDAVİSİ	33
2.2.7.1. Oklüzal Ayarlamalar ve Dengeleme Tedavisi	34
2.2.7.2. Oklüzal Splintler	35
2.2.7.3. Davranışsal Stratejiler.....	36
2.2.7.4. Fiziksel Terapi	38
2.2.7.5. Farmakolojik Tedavi.....	39
2.3. KEMİK	41
2.3.1. KEMİK ANATOMİSİ.....	41
2.3.2. KEMİK BİLEŞİMİ	42
2.3.2.1. Kemik Hücreleri	42
2.3.2.2. Kemik Matriksi	43
2.3.3. KEMİK REMODELASYONU	44
2.3.4. KEMİK MİKTARI VE KALİTESİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ	44
2.3.4.1. Dental İmplantolojide Kemik Sınıflandırmaları	44
2.3.5. İMPLANTOLOJİDE POSTERİOR MAKSİLLA BÖLGESİ.....	46
2.3.6. OSTEOGENEZ, OSTEOKONDÜKSİYON VE OSTEOİNDÜKSİYON.....	47
2.4. DENTAL İMPLANTLAR	48
2.4.1. DENTAL İMPLANTLARIN TANIMI VE TARİHÇESİ.....	48
2.4.2. DENTAL İMPLANT TİPLERİ.....	49
2.4.2.1. Endosseöz İmplantlar.....	49
2.4.2.2. Epostea İmplantlar	50
2.4.2.3. Transosteal İmplantlar	51
2.4.2.4. Zigomatik ve Pterygoid (Tubero-Pterygo-Maksiller) İmplantlar	51

2.4.2.5. Ekstraoral İmplantlar	51
2.4.3. DENTAL İMPLANT BİLEŞENLERİ	52
2.4.4. İMPLANT BİYOMATERYALLERİ	53
2.4.4.1. Metaller ve Metal Alaşımları	53
2.4.4.2. Seramikler	54
2.4.4.3. Karbon ve Karbon Silikon Bileşikleri	56
2.4.4.4. Polimerler ve Kompozitler	56
2.4.5. DENTAL İMPLANTLARIN MAKRO VE MİKRO TASARIMLARI	57
2.4.6. İMPLANT PLATFORMLARI VE BAĞLANTILARI	58
2.4.6.1. Bağlantı Türü	58
2.4.6.2. Platform-Switched ve Platform-Matching	59
2.4.7. ÇEKİM SONRASI İMPLANT YERLEŞTİRME ZAMANLAMASI	59
2.4.8. CERRAHİ VE YÜKLEME PROTOKOLLERİ	60
2.4.8.1. Cerrahi Protokoller	60
2.4.8.2. Yükleme Protokolleri	61
2.4.9. İMPLANT TEDAVİSİNİN KONTRENDİKASYONLARI	61
2.4.10. İMPLANT BAŞARISIZLIK FAKTÖRLERİ	62
2.4.10.1. Erken Başarısızlıklar	63
2.4.10.2. Geç Başarısızlıklar	63
2.4.11. VİDA TUTUCULU VE SİMAN TUTUCULU RESTORASYONLAR	64
2.4.12. MONOLİTİK ZİRKONYA RESTORASYONLAR	64
2.5. OSSEOİNTTEGRASYON	65
2.5.1. OSSEOİNTTEGRASYONUN TANIMI	65
2.5.2. OSSEOİNTTEGRASYON AŞAMALARI	66
2.5.3. OSSEOKOALESANS	68
2.5.4. DOĞAL DİŞ VE OSSEOİNTEGRE İMPLANTIN KARŞILAŞTIRMALI ANATOMİSİ	68
2.5.5. OSSEOİNTTEGRASYONUN DEĞERLENDİRİLMESİ	69
2.5.6. BAŞARILI OSSEOİNTTEGRASYON İÇİN GEREKLİLİKLER	69
2.6. STRES ANALİZ YÖNTEMLERİ	71
2.6.1. FOTOELASTİK ANALİZ	72
2.6.2. STRAIN-GAUGE ANALİZİ (GERİNİM ÖLÇER)	73
2.6.3. KIRILABİLİR VERNİKLE KAPLAMA TEKNİĞİ	73

2.6.4. TERMOGRAFIK STRES ANALİZİ	74
2.6.5. HOLOGRAFIK İNTERFEROMETRİ	75
2.6.6. SONLU ELEMENLAR ANALİZİ	75
2.6.6.1. Sonlu Elemanlar Analizi ile İlgili Temel Kavramlar	77
3. GEREÇ VE YÖNTEM	83
3.1. SONLU ELEMENLAR ANALİZİNDE KULLANILACAK OLAN ÜÇ BOYUTLU MODELLERİN OLUŞTURULMASI	83
3.2. ELEMEN VE DÜĞÜM NOKTALARININ BELİRLENMESİ	89
3.3. SINIR KOŞULLARI	91
3.4. TRI®VENT İMPLANT VE TRI®BONE LEVEL MATRIX® İMPLANT GENEL TEKNİK ÖZELLİKLERİ	92
3.5. ARAYÜZ KOŞULLARI	92
3.6. ÇALIŞMADA UYGULANAN OKLÜZAL (DİKEY) KUVVETLER VE YERLERİ	92
3.7. ÇALIŞMADA UYGULANAN LATERAL (OBLİK) KUVVETLER VE YERLERİ:	93
3.8. ANALİZ SONUÇLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ VE OLUŞAN STRES DAĞILIMLARININ KARŞILAŞTIRILMASI AMACIYLA İNCELENEN REFERANSLAR VE STRES DEĞERLERİ	94
4. BULGULAR	95
4.1. OKLÜZAL (DİKEY) KUVVETLER SONUCUNDA ELDE EDİLEN BULGULAR	95
4.1.1. GRUP 1 MODELİ İÇİN OKLÜZAL (DİKEY) KUVVETLER SONUCU ELDE EDİLEN BULGULAR	96
4.1.1.1. Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum Asal Gerilme Bulguları	96
4.1.1.2. Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Asal Gerilme Bulguları	97
4.1.1.3. Kortikal Kemikte Total Deformasyon Bulguları	98
4.1.1.4. Spongeoz Kemikte Oluşan Maksimum Asal Gerilme Bulguları	98
4.1.1.5. Spongeoz Kemikte Oluşan Minimum Asal Gerilme Bulguları	99
4.1.1.6. Spongeoz Kemikte Oluşan Total Deformasyon Bulguları	100
4.1.1.7. İmplantlarda Oluşan Von Misses Gerilme Bulguları	100
4.1.1.8. İmplantlarda Oluşan Total Deformasyon Bulguları	101
4.1.1.9. İmplant Vidalarında Oluşan Von Misses Gerilme Bulguları	102
4.1.1.10. İmplant Vidalarında Oluşan Total Deformasyon Bulguları	103

4.1.1.11. Geleneksel İmplant Abutment’da Oluşan Von Misses Gerilme Bulguları	103
4.1.1.12. Geleneksel İmplant Abutment’da Oluşan Total Deformasyon Bulguları	104
4.1.1.13. Üst Yapılarda Oluşan Von Misses Gerilme Bulguları.....	105
4.1.1.14. Üst Yapılarda Oluşan Total Deformasyon Bulguları	105
4.1.2. GRUP 2 MODELİ İÇİN OKLÜZAL (DİKEY) KUVVETLER SONUCU ELDE EDİLEN BULGULAR.....	106
4.1.2.1. Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum Asal Gerilme Bulguları	106
4.1.2.2. Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Asal Gerilme Bulguları	107
4.1.2.3. Kortikal Kemikte Oluşan Total Deformasyon Bulguları.....	108
4.1.2.4. Spongeoz Kemikte Oluşan Maksimum Asal Gerilme Bulguları.....	108
4.1.2.5. Spongeoz Kemikte Oluşan Minimum Asal Gerilme Bulguları.....	109
4.1.2.6. Spongeoz Kemikte Oluşan Total Deformasyon Bulguları	110
4.1.2.7. İmplantlarda Oluşan Von Misses Gerilme Bulguları	110
4.1.2.8. İmplantlarda Oluşan Total Deformasyon Bulguları	111
4.1.2.9. İmplant Vidalarında Oluşan Von Misses Gerilme Bulguları.....	112
4.1.2.10. İmplant Vidalarında Oluşan Total Deformasyon Bulguları	112
4.1.2.11. Üstyapılarda Oluşan Von Misses Gerilme Bulguları	113
4.1.2.12. Üstyapılarda Oluşan Total Deformasyon Bulguları	114
4.2. LATERAL (OBLİK) KUVVETLER SONUCUNDA ELDE EDİLEN BULGULAR	114
4.2.1. GRUP 1 MODELİ İÇİN LATERAL (OBLİK) KUVVETLER SONUCU ELDE EDİLEN BULGULAR.....	115
4.2.1.1. Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum Asal Gerilme Bulguları	115
4.2.1.2. Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Asal Gerilme Bulguları	116
4.2.1.3. Kortikal Kemikte Oluşan Total Deformasyon Bulguları.....	117
4.2.1.4. Spongeoz Kemikte Oluşan Maksimum Asal Gerilme Bulguları.....	118
4.2.1.5. Spongeoz Kemikte Oluşan Minimum Asal Gerilme Bulguları.....	118
4.2.1.6. Spongeoz Kemikte Oluşan Total Deformasyon Bulguları	119
4.2.1.7. İmplantlarda Oluşan Von Misses Gerilme Bulguları	120
4.2.1.8. İmplantlarda Oluşan Total Deformasyon Bulguları	120
4.2.1.9. İmplant Vidalarında Oluşan Von Misses Gerilme Bulguları.....	121
4.2.1.10. İmplant Vidalarında Oluşan Total Deformasyon Bulguları	122

4.2.1.11. Geleneksel İmplant Abutment’da Oluşan Von Misses Gerilme Bulguları	122
4.2.1.12. Geleneksel İmplant Abutment’da Oluşan Total Deformasyon Bulguları	123
4.2.1.13. Üstyapılarda Oluşan Von Misses Gerilme Bulguları	124
4.2.1.14. Üstyapılarda Oluşan Total Deformasyon Bulguları	124
4.2.2. GRUP 2 MODELİ İÇİN LATERAL (OBLİK) KUVVETLER SONUCU ELDE EDİLEN BULGULAR.....	125
4.2.2.1. Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum Asal Gerilme Bulguları	125
4.2.2.2. Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Asal Gerilme Bulguları	126
4.2.2.3. Kortikal Kemikte Oluşan Total Deformasyon Bulguları.....	127
4.2.2.4. Spongeoz Kemikte Oluşan Maksimum Asal Gerilme Bulguları.....	127
4.2.2.5. Spongeoz Kemikte Oluşan Minimum Asal Gerilme Bulguları.....	128
4.2.2.6. Spongeoz Kemikte Oluşan Total Deformasyon Bulguları	129
4.2.2.7. İmplantlarda Oluşan Von Misses Gerilme Bulguları	129
4.2.2.8. İmplantlarda Oluşan Total Deformasyon Bulguları	130
4.2.2.9. İmplant Vidalarında Oluşan Von Misses Gerilme Bulguları.....	131
4.2.2.10. İmplant Vidalarında Oluşan Total Deformasyon Bulguları	132
4.2.2.11. Üstyapılarda Oluşan Von Misses Gerilme Bulguları	132
4.2.2.12. Üstyapılarda Oluşan Total Deformasyon Bulguları	133
4.3. Oklüzal (Dikey) Kuvvet Sonuçlarının Karşılaştırmalı Değerlendirilmesi	134
4.4. Lateral (Oblik) Kuvvet Sonuçlarının Karşılaştırmalı Değerlendirilmesi	137
5. TARTIŞMA.....	140
KAYNAKLAR.....	157
HAM VERİLER.....	172
FORMLAR.....	173
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI	174

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 3-1: Çalışmada kullanılan Elastisite modülü ve Poisson Oranları(205)	88
Tablo 3-2: İmplantların teknik özellikleri	92
Tablo 4-1: Oklüzal (dikey) kuvvetler sonucu kemikte oluşan gerilmelerin karşılaştırmalı değerlendirilmesi	134
Tablo 4-2: Oklüzal (dikey) kuvvetler sonucu implantlar ve üstyapılarda oluşan gerilmelerin karşılaştırmalı değerlendirilmesi.....	134
Tablo 4-3: Oklüzal (dikey) kuvvetler sonucu kemikte oluşan maksimum asal gerilmelerin karşılaştırmalı değerlendirilmesi.....	135
Tablo 4-4: Oklüzal (dikey) kuvvetler sonucu kemikte oluşan minimum asal gerilmelerin karşılaştırmalı değerlendirilmesi	135
Tablo 4-5: Oklüzal (dikey) kuvvetler sonucu implantlar ve üstyapılarda oluşan maksimum von Misses gerilmelerin karşılaştırmalı değerlendirilmesi.....	136
Tablo 4-6: Oklüzal (dikey) kuvvetler sonucu kemik, implantlar ve üstyapılarda oluşan total deformasyonların karşılaştırmalı değerlendirilmesi	136
Tablo 4-7: Lateral (oblik) kuvvetler sonucu kemikte oluşan gerilmelerin karşılaştırmalı değerlendirilmesi	137
Tablo 4-8: Lateral (oblik) kuvvetler sonucu implantlar ve üstyapılarda oluşan gerilmelerin karşılaştırmalı değerlendirilmesi.....	137
Tablo 4-9: Lateral (oblik) kuvvetler sonucu kemikte oluşan maksimum asal gerilmelerin karşılaştırmalı değerlendirilmesi	138
Tablo 4-10: Lateral (oblik) kuvvetler sonucu kemikte oluşan minimum asal gerilmelerin karşılaştırmalı değerlendirilmesi	138
Tablo 4-11: Lateral (oblik) kuvvetler sonucu implantlar ve üstyapılarda oluşan maksimum von Misses gerilmelerin karşılaştırmalı değerlendirilmesi.....	139
Tablo 4-12: Lateral (oblik) kuvvetler sonucu kemik, implantlar ve üstyapılarda oluşan total deformasyonların karşılaştırmalı değerlendirilmesi	139

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 3-1: Maksilla modeline ait 3B yüzey ağ yapısı (mesh).....	84
Şekil 3-2: <i>TRI®VENT</i> implant (STL).....	85
Şekil 3-3: <i>TRI®BONE LEVEL MATRIX®</i> implant (STL).....	85
Şekil 3-4: Maksilla 3B çalışma modelleri	86
Şekil 3-5: Modellerin <i>ANSYS WORKBENCH</i> yazılımına aktarımı.....	87
Şekil 3-6: Malzeme özelliklerinin tanımlanması.....	88
Şekil 3-7: Çalışmanın sonlu elemanlar modelinin yüzey temas noktalarının genel görünümü.....	89
Şekil 3-8: Bricks ve Tetrahedra Katı Modelleme Sistemi.....	90
Şekil 3-9: Düğüm noktası ve eleman sayıları.....	91
Şekil 3-10: Modelin sabitlenmesi - DOF.....	91
Şekil 3-11: Oklüzal (dikey) kuvvet noktaları	93
Şekil 3-12: Lateral (oblik) kuvvet noktaları	94
Şekil 4-1: Oklüzal (dikey) kuvvetler	96
Şekil 4-2: Grup 1 dikey kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri.....	97
Şekil 4-3: Grup 1 dikey kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değeri	97
Şekil 4-4: Grup 1 dikey kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum total deformasyon değeri	98
Şekil 4-5: Grup 1 dikey kuvvet uygulanması sonucunda spongeoz kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri.....	99
Şekil 4-6: Grup 1 dikey kuvvet uygulanması sonucunda spongeoz kemikte oluşan minimum asal gerilme değeri	99
Şekil 4-7: Grup 1 dikey kuvvet uygulanması sonucunda spongeoz kemikte oluşan maksimum total deformasyon değeri	100
Şekil 4-8: Grup 1 dikey kuvvet uygulanması sonucunda implantlarda oluşan maksimum von Misses gerilme değeri.....	101
Şekil 4-9: Grup 1 dikey kuvvet uygulanması sonucunda implantlarda oluşan maksimum total deformasyon değeri	102

Şekil 4-10: Grup 1 dikey kuvvet uygulanması sonucunda implant vidalarında oluşan maksimum von Misses gerilme değeri	102
Şekil 4-11: Grup 1 dikey kuvvet uygulanması sonucunda implant vidalarında oluşan maksimum total deformasyon değeri	103
Şekil 4-12: Grup 1 dikey kuvvet uygulanması sonucunda abutmentlarda oluşan maksimum von Misses gerilme değeri	104
Şekil 4-13: Grup 1 dikey kuvvet uygulanması sonucunda abutmentlarda oluşan maksimum total deformasyon değeri	104
Şekil 4-14: Grup 1 dikey kuvvet uygulanması sonucunda monolitik zirkon üstyapıda oluşan maksimum von Misses gerilme değeri.....	105
Şekil 4-15: Grup 1 dikey kuvvet uygulanması sonucunda monolitik zirkon üstyapıda oluşan maksimum total deformasyon değeri.....	106
Şekil 4-16: Grup 2 dikey kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri.....	107
Şekil 4-17: Grup 2 dikey kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değeri	107
Şekil 4-18: Grup 2 dikey kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum total deformasyon değeri	108
Şekil 4-19: Grup 2 dikey kuvvet uygulanması sonucunda spongeoz kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri	109
Şekil 4-20: Grup 2 dikey kuvvet uygulanması sonucunda spongeoz kemikte oluşan minimum asal gerilme değeri	109
Şekil 4-21: Grup 2 dikey kuvvet uygulanması sonucunda spongeoz kemikte oluşan maksimum total deformasyon değeri	110
Şekil 4-22: Grup 2 dikey kuvvet uygulanması sonucunda implantlarda oluşan maksimum von Misses gerilme değeri	111
Şekil 4-23: Grup 2 dikey kuvvet uygulanması sonucunda implantlarda oluşan maksimum total deformasyon değeri	111
Şekil 4-24: Grup 2 dikey kuvvet uygulanması sonucunda implant vidalarında oluşan maksimum von Misses gerilme değeri	112
Şekil 4-25: Grup 2 dikey kuvvet uygulanması sonucunda implant vidalarında oluşan maksimum total deformasyon değeri	113

Şekil 4-26: Grup 2 dikey kuvvet uygulanması sonucunda monolitik zirkon üstyapıda oluşan maksimum von Misses gerilme değeri.....	113
Şekil 4-27: Grup 2 dikey kuvvet uygulanması sonucunda monolitik zirkon üstyapıda oluşan maksimum total deformasyon değeri.....	114
Şekil 4-28: Lateral (oblik) kuvvetler	115
Şekil 4-29: Grup 1 oblik kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri.....	116
Şekil 4-30: Grup 1 oblik kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değeri	117
Şekil 4-31: Grup 1 oblik kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum total deformasyon değeri	117
Şekil 4-32: Grup 1 oblik kuvvet uygulanması sonucunda spongeoz kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri.....	118
Şekil 4-33: Grup 1 oblik kuvvet uygulanması sonucunda spongeoz kemikte oluşan minimum asal gerilme değeri	119
Şekil 4-34: Grup 1 oblik kuvvet uygulanması sonucunda spongeoz kemikte oluşan maksimum total deformasyon değeri	119
Şekil 4-35: Grup 1 oblik kuvvet uygulanması sonucunda implantlarda oluşan maksimum von Misses gerilme değeri.....	120
Şekil 4-36: Grup 1 oblik kuvvet uygulanması sonucunda implantlarda oluşan maksimum total deformasyon değeri	121
Şekil 4-37: Grup 1 oblik kuvvet uygulanması sonucunda implant vidalarında oluşan maksimum von Misses gerilme değeri.....	121
Şekil 4-38: Grup 1 oblik kuvvet uygulanması sonucunda implant vidalarında oluşan maksimum total deformasyon değeri	122
Şekil 4-39: Grup 1 oblik kuvvet uygulanması sonucunda abutmentlarda oluşan maksimum von Misses gerilme değeri.....	123
Şekil 4-40: Grup 1 oblik kuvvet uygulanması sonucunda abutmentlarda oluşan maksimum total deformasyon değeri	123
Şekil 4-41: Grup 1 oblik kuvvet uygulanması sonucunda monolitik zirkon üstyapıda oluşan maksimum von Misses gerilme değeri.....	124
Şekil 4-42: Grup 1 oblik kuvvet uygulanması sonucunda monolitik zirkon üstyapıda oluşan maksimum total deformasyon değeri.....	125

Şekil 4-43: Grup 2 oblik kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri	126
Şekil 4-44: Grup 2 oblik kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değeri	126
Şekil 4-45: Grup 2 oblik kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum total deformasyon değeri	127
Şekil 4-46: Grup 2 oblik kuvvet uygulanması sonucunda spongeoz kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri	128
Şekil 4-47: Grup 2 oblik kuvvet uygulanması sonucunda spongeoz kemikte oluşan minimum asal gerilme değeri	128
Şekil 4-48: Grup 2 oblik kuvvet uygulanması sonucunda spongeoz kemikte oluşan maksimum total deformasyon değeri	129
Şekil 4-49: Grup 2 oblik kuvvet uygulanması sonucunda implantlarda oluşan maksimum von Misses gerilme değeri	130
Şekil 4-50: Grup 2 oblik kuvvet uygulanması sonucunda implantlarda oluşan maksimum total deformasyon değeri	131
Şekil 4-51: Grup 2 oblik kuvvet uygulanması sonucunda implant vidalarında oluşan maksimum von Misses gerilme değeri	131
Şekil 4-52: Grup 2 oblik kuvvet uygulanması sonucunda implant vidalarında oluşan maksimum total deformasyon değeri	132
Şekil 4-53: Grup 2 oblik kuvvet uygulanması sonucunda monolitik zirkon üstyapıda oluşan maksimum von Misses gerilme değeri	133
Şekil 4-54: Grup 2 oblik kuvvet uygulanması sonucunda monolitik zirkon üstyapıda oluşan maksimum total deformasyon değeri	133

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

2B	: İki Boyutlu
3B	: Üç Boyutlu
AB	: Anterior Band
BBMD	: Bruxcore Bruxism Monitoring Device
BIC	: Bone Implant Contact
BMP	: Bone Morphogenetic Protein
BMU	: Bone Multicellular Units
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
CAD	: Computer Aided Design
CAM	: Computer Aided Manufacturing
CES	: Cranial Electrotherapy Stimulation
DBM	: Demineralized Bone Matrix
DOF	: Degree of Freedom
EMG	: Elektromiyografi
g	: Gram
GORD	: Gastro-Oesophageal reflux disease
GPa	: Gigapascal
GPT-8	: Glossary of Prosthodontic Terms 8th Edition
HA	: Hidroksiapatit
HI	: Holografik İnterferometri
ICSD-2	: International Classification of Sleep Disorders 2nd Edition
IgE	: İmmunglobulin E
ISFD	: Intra-Splint Force Detector
IZ	: Intermediate Zone

L-dopa	: Levodopa
LA	: Laser-treated/Acid-etched
LST	: Laser Surface Texturing
m.	: Musculus
ml	: Mililitre
mm	: Milimetre
MPa	: Megapascal
N	: Newton
n.	: nervous
nm	: Nanometre
Ø	: Eu (çap)
OFPG-4	: Orofacial Pain Guidelines 4th Edition
OSA	: Obstructive Sleep Apnea
P	: Pascal
PB	: Posterior Band
PDL	: Periodontal Ligament
PEEK	: Polietereeterketon
PMMA	: Polimetil Metakrilat
PSG	: Polisomnografi
PTFE	: Politetrafloroetilen
PU	: Poliüretan
<i>Ra</i>	: Ortalama Yüzey Pürüzlülüğü
RFA	: Resonance Frequency Analysis
<i>Sa</i>	: Bir ölçüm alanı üzerinde ortalama pürüzlülük
SDI	: Small Diameter Implants
SEA	: Sonlu Eleman Analizi

SLA	: Sandblasted/Acid-etched
SSRI	: Selective Serotonin Reuptake İnhibitors
STAB	: Standardised Tool for the Assessment of Bruxism
STL	: Stereolitografi
TENS	: Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation
TMB	: Temporomandibular Bozukluk
TME	: Temporomandibular Eklem
TML	: Temporomandibular Ligament
TSA	: Termografik Stres Analizi
μm	: Mikrometre
V3	: V Kafa Çifti Div. 3 (Mandibular Sinir)

ÖZET

Jafarguliyev PARVİN. Bruksizm Modelinde Matrix Digital İmplantlar ve Geleneksel İmplantların Çene Kemisinde Oluşturduğu Gerilmelerin Sonlu Eleman Analizi ile İncelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ağız Diş ve Çene Cerrahisi ABD. Doktora Tezi. İstanbul. 2024.

Giriş ve Amaç. Bruksizm ve dental implantlar arasındaki gerçek ilişki uzun süreli bir tartışma konusudur. Bruksizmin implant ve protetik restorasyonlarda oluşan komplikasyonlarla ilişkilendirilebilmesi için bruksizmin doğru şekilde tanımlanması ve teşhis edilmesi gerekmektedir. Çalışmamızda, yeni ve daha çok dijital bir implant olan ve en büyük fark olarak, abutment bileşenine sahip olmayan implant konsepti ile geleneksel implant konseptinin özellikle bruksizm sonucu artmış oklüzal ve lateral kuvvetler altında kemik, implant ve bileşenleri ve protetik üstyapıda oluşturduğu gerilmeleri SEA yöntemi ile karşılıklı olarak değerlendirilmesi amaçlanmaktadır.

Gereç ve Yöntem. Çalışmamızda, yeni ve geleneksel implant konseptine sahip implantlar iki ayrı grup halinde, D3 kemik yapısı göz önünde bulundurularak, tasarlanan maksilla modellerinde ikinci küçük azı ve birinci büyük azı diş bölgesine konumlandırılmıştır. Bruksizm sırasında oluşan kuvvetleri temsil etmek için, modellerde belirlenen noktalardan oklüzal düzleme 90 derece açıyla 1000 N dikey ve oklüzal düzleme 30 derece açıyla 500 N oblik kuvvetler uygulanmıştır. Sonuçlar SEA yöntemi ile karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir.

Bulgular. Çalışmamızın bulgularına göre, yeni implant konsepti geleneksel implantla karşılaştırılabilir sonuçlar göstermiştir. Çalışmada, oklüzal ve özellikle de yıkıcı kuvvetler diye adlandırdığımız lateral kuvvetler sonucu, kortikal kemikte oluşan gerilmeleri geleneksel konseptte olan implanta oranla azaltmış ve daha çok spongeoz kemik üzerine dağıtmıştır. Protetik üstyapı üzerinde oluşan gerilmelerin de geleneksel konseptte oranla daha az olduğu izlenmiştir. Ayrıca, yeni konseptin abutment içermemesi, implant vidasında geleneksel konseptte oranla, daha yüksek gerilim değeri izlenmesine sebep olmuştur.

Sonuç. Bu tez çalışmasının sınırları içerisinde, yeni sunulan implant konsepti bruksizm hastalarında tercih edilebilir bir alternatif olarak görülmektedir. Ancak, bulgularımızın bilimsel açıdan değerlendirilebilmesi için daha kapsamlı çalışmalar gerekmektedir.

Anahtar Kelimeler: Bruksizm, Dental İmplant, Osseointegrasyon, Sonlu Elemanlar Analizi, Temporomandibular Eklem

ABSTRACT

Jafarguliyev PARVIN. Evaluation of the Stresses Occured in the Jaw Bone by Matrix Digital Implants and Conventional Implants in Bruxism Model with Finite Element Analysis. İstanbul University, Institute of Health Sciences, Department of Oral and Maxillofacial Surgery. PhD Thesis. Istanbul. 2024.

Introduction and Aim: The true relationship between bruxism and dental implants has been the subject of a long-standing debate. Bruxism needs to be accurately defined and diagnosed so that it can be associated with complications in implant and prosthetic restorations. The aim of this study is to evaluate the stresses in bone, implant and its components, and prosthetic superstructure under increased occlusal and lateral forces, especially as a result of bruxism, between the new and more digital implant concept, which does not have an abutment component as the biggest difference, and the traditional implant concept, using the SEA method.

Materials and Methods: In our study, implants with new and conventional implant concepts were positioned in two different groups in the second premolar and first molar regions of the maxilla models designed considering the D3 bone structure. To simulate the forces generated during bruxism, vertical forces of 1000 N at an angle of 90 degrees to the occlusal plane and oblique forces of 500 N at an angle of 30 degrees to the occlusal plane were applied from the points determined in the models. The results were evaluated comparatively with the FEM method.

Results. According to the findings of our study, the new implant concept showed comparable results to the conventional implant. In the study, the stresses on the cortical bone as a result of occlusal and especially lateral forces, which we call destructive forces, were reduced and distributed more on the spongy bone compared to the implant with the conventional concept. It was also observed that the stresses on the prosthetic superstructure were less compared to the conventional concept. In addition, the new concept did not include an abutment, which resulted in a higher stress value on the implant screw compared to the conventional concept.

Conclusion. Within the limits of this thesis, the newly presented implant concept seems to be a preferable alternative in bruxism patients. However, more comprehensive studies are required to evaluate our findings scientifically.

Key Words: Bruxism, Dental Implant, Osseointegration, Finite Element Analysis, Temporomandibular Joint

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Bruksizm, dişlerin istemsiz olarak gıcırdatılması veya sıkılması ile karakterize, yetişkin nüfusun önemli bir bölümünü etkileyen yaygın bir diş bozukluğu olarak kabul edilmiştir. (1, 2) Özellikle son dönemlerde, artan sosyal ve ekonomik faktörler, pandemi, izolasyon ve bunlara bağlı normal rutindeki değişikliklerle ve bunların ruh sağlığı üzerindeki yüksek stres ve anksiyete gibi kaçınılmaz etkileri sonucu toplumda sıklıkla görülmektedir. (3) Etiyolojisi multifaktöriyeldir ve bruksizmin etkilerini azaltmak için spesifik bir tedavi seçeneği yoktur. (4-6) Bruksizm tanısı için altın standart, günlük pratikte nadiren kullanılan PSG olarak belirlenmiştir. Pratikte çoğu hastada yalnızca ayrıntılı tıbbi öykü ve klinik muayeneye dayanarak tanı koyulmaktadır. Bruksizm yalnızca klinik muayenede diş atrizyon fasetlerinin bulunmasıyla teşhis edilemez, çünkü diş atrizyonu güçlü temasların bir kanıtıdır ancak bruksizmin bir kanıtı değildir. (7-9)

Bruksizm ve dental implantlar arasındaki gerçek ilişki uzun süreli bir tartışma konusudur. (10, 11) Sağlıklı bireylerde bruksizm bir bozukluk olarak değil, çeşitli sağlık sonuçları göz önüne alındığında zararlı veya koruyucu olabilecek bir davranış olarak görülmektedir. (5) Bruksizm, mandibulanın parafonksiyonel hareketlerine yol açarak daha yüksek lateral kuvvetlere neden olmaktadır. (6, 12) Fakat, bruksizm alışkanlıklarının endosteal dental implantların osseointegrasyonu ve sağkalımı üzerindeki gerçek etkisi hala tam olarak belirlenmemiştir, ancak mekanik komplikasyonlar için bir risk faktörü olabileceğine dair bazı görüşler vardır. (13, 14) Materyallerin, kuvvetin yoğunluğu ve sıklığı ile ilişkili bir yorulma eğrisi vardır. (15) Bruksizm hastaları buna bağlı olarak, zaman içinde mekanik komplikasyonlar açısından daha büyük risk altındadır, çünkü kaslar güçlendikçe ve döngü sayısı arttıkça kuvvetin büyüklüğü de artacaktır. (7, 12, 16, 17) Bruksizmin implant destekli protezler üzerindeki biyolojik ve biyomekanik etkisini retrospektif, prospektif veya deneysel çalışmalarla değerlendiren çok az makale bulunmaktadır. (17-19) Bunlara ek olarak, immedat veya erken yüklemenin kullanılmaya başlanmasıyla yaşanan son gelişmelerin ardından, bruksizmin klinik yönetimi implant protezleri için önemli bir konu haline gelmiştir. (20, 21)

İmplant tedavisinin birçok yönünün biyomekanik prensiplere dayanması nedeniyle implant biyomekaniği giderek büyüyen bir araştırma alanıdır. (22)

Yüklenen implantlara karşı kemik reaksiyonlarının temel ilkeleri hakkında bazı kanıtlar mevcuttur, ancak bu konudaki bilgiler hala yetersizdir. (10, 11, 23) Mühendislik bilgilerinin diş hekimliğinde uygulanması, osseointegre implantlarla ilgili biyomekanik konuların anlaşılmasına yardımcı olur. Sayısal bir teknik olan sonlu elemanlar yöntemi, diş hekimliğinde stres analizi araştırmaları için önemli bir potansiyel sunmaktadır. Yapılan deneyler hiçbir etik kaygı olmadan tekrarlanabilmekte ve çalışma tasarımları ihtiyaca göre değiştirilebilmektedir. Teknoloji her alanda olduğu gibi, sağlık alanında gün geçtikçe daha fazla gelişmeye devam etmektedir. Bununla birlikte, daha pratik, daha estetik ve fonksiyonel çözümler için yeni implant konseptleri ortaya çıkmaktadır. İn vivo ve in vitro çalışmalarla yapılamayan yenilikçi öneriler, biyomekanik bir ortamı simüle etmek için tıbbi araştırmalarda kendi sınırlamaları olan SEA'ya güvenmemizi sağlamaktadır Ayrıca, yayınlanan tasarımın etkili olduğunu doğrulamak için SEA sonuçlarına in vitro ve/veya in vivo çalışmalarında eşlik etmeli olduğunu vurgulamak gerekmektedir. (24-26)

Sonuçları tahmin etme becerisi, bir implant uygulamasında risk yönetiminin önemli bir parçasıdır. Hastayı daha yüksek başarısızlık riskine sokan durumları tanımak, cerrahın bilinçli kararlar almasına ve sonuçları optimize etmek için tedavi planını iyileştirmesine olanak tanıyacaktır.

İmplantların kullanımının yaygınlaşması ve önümüzdeki yıllarda artacak olması, bununla beraber diş hekimlerinin implant başarısızlığı ve buna bağlı sonuçlarla daha sık karşılaşacağını göstermektedir. Bruksizmin implant ve protetik restorasyonlarda oluşan komplikasyonlarla ilişkilendirilebilmesi için bruksizmin doğru şekilde tanımlanması ve teşhis edilmesi gerekmektedir. (27-29)

Çalışmamızda, yeni ve daha çok dijital bir implant olan ve en büyük fark olarak, abutment bileşenine sahip olmayan yeni implant konsepti ile geleneksel implant konseptinin özellikle bruksizm sonucu artmış oklüzal ve lateral kuvvetlerin kemik, implant, implant bileşenleri ve protetik üstyapıda oluşturduğu gerilmeleri SEA yöntemi ile karşılıklı olarak değerlendirilmesi amaçlanmaktadır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. TEMPOROMANDİBULAR EKLEM

Stomatognatik sistem, çiğneme, ağzın açılması, yutma, nefes alınması, fonasyon, emme ve farklı yüz ifadelerinin gerçekleştirilmesini sağlayan çeşitli anatomik yapıları içerir. Bu yapılar temporomandibular eklem (TME), maksilla ve mandibula, kas dokuları ve tendonlar, diş arkları, tükürük bezlerinin yanı sıra hyoid kemik ve bu kemiği skapula ve sternuma bağlayan boyun kaslarından oluşmaktadır. (30, 31)

TME, farklı ortogonal düzlemler ve çoklu rotasyon eksenleri üzerindeki karmaşık hareketleri sayesinde az önce listelenen tüm yapılarla sinerji içinde çalışır. Aynı zamanda konumu ve yapısı onu tüm vücuda yayılan bilgi ve etkilerin kesiştiği bir nokta haline getirir ve aynı şekilde bunun tersi de geçerlidir; diğer vücut bölgelerinin mekanik etkileri de TME'ye yansır. (30, 31)

TME'nin en önemli fonksiyonu ise çiğneme ve konuşmadır ve diş hekimleri, ortodontistler, klinisyenler ve radyologlar tarafından büyük ilgi görmektedir. Bu ilgi, yapı, fonksiyon, uyarlanabilirlik, semptomatoloji, patoloji ve görüntüleme açısından kaynaklanmaktadır. (31, 32)

2.1.1. TME EMBRİYOLOJİSİ

TME, gebeliğin 10. haftasında gelişmeye başlar. Temporal kemik (glenoid fossa) ve kondiler bileşenler için ikişer mezenkimal kondensasyon gelişir. Araya giren mezenkim de araya giren eklem diskine farklılaşan hücrelerin yoğunlaşmasını gösterir. Temporal ve kondiler mezenkimal hücreler, membranöz kemik oluşturmak üzere osteoblastlara farklılaşır. Kondiler bileşenin merkezi, subkondral kemik oluşumunu kolaylaştıran beyaz fibrokartilaja dönüşür (endokondral mekanizma), böylece yetişkinliğe kadar kondiler büyümeye katkıda bulunur. Eklem diski ise, anteriorda lateral pterygoid kasın içine ve posteriorda diskomalleolar ligament (Pintos ligamenti) olarak devam eden oldukça hücresel vasküler bir diske dönüşür. (33)

2.1.2. TME ANATOMİSİ

Temporomandibular eklem (TME), bilateral (sağ ve sol) olarak, iki eklem yüzeyinden oluşan diartrodial, bileşik ve ginglymoarthrodial synovial bir kraniyomandibular eklemdir. (33) Mandibular kondil ve temporal kemiğinin glenoid fossası TME'nin temelini oluşturur. (34) Bikonkav disk, kondil ve glenoid fossanın direk temasını önlemektedir. Bu artiküler disk, fonksiyonel olarak eklem kompleks hareketlerine izin veren osseöz olmayan bir kemik yapı gibi hareket eder. Bu nedenle TME bileşik bir eklem olarak da adlandırılabilir. (31)

2.1.2.1. Artiküler Yüzeyler

Temporomandibular veya kraniyomandibular eklem, mandibula ile kranium arasındaki eklemdir. Bu artikülasyonun kemik unsurları aşağıda mandibular kondiller ve yukarıda skuamöz temporal kemiklerdir. Değişken miktarlarda fibrokartilaj içeren yoğun fibröz bağ dokusundan oluşan bir eklem diski, eklem boşluğunu üst ve alt kompartmanlara ayırarak temporal kemik ile mandibula arasına yerleşmiştir. Kayma veya rotasyonel hareketler öncelikle üst kompartmanda meydana gelirken, alt kompartman öncelikle bir menteşe veya döner eklem olarak işlev görür. Bu nedenle, TME genellikle hareketli bir sokete sahip bir menteşe eklemi olarak sınıflandırılır. (12)

TME hem morfolojik hem de fonksiyonel olarak karmaşık bir eklemdir. (12) TME, synovial sıvı tarafından lubrike edilen ve beslenen synovial membran ile kaplı bir eklem kapsülüne sahip synovial bir eklemdir. Ancak diğer synovial eklemlerden farklı olarak eklem yüzeyi hyalin kıkırdakla değil beyaz fibrokartilajla kaplıdır ve bu da eklem ağırlık taşıyan veya taşımayan eklem olarak adlandırılması konusunda tartışmalara yol açmıştır. (33) Çünkü, bilinen yük taşıyan synovial eklemler hyalin kıkırdak ile kaplıdır. Ancak son 25 ila 30 yılda, TME'nin de yük taşıyan bir eklem olduğunu gösteren önemli miktarda kanıt birikmiştir. (12)

Dolayısıyla, TME'nin eklem yüzeylerinde hyalin kıkırdak bulunmaması, bu eklem reaksiyon kuvveti taşıyamadığını göstermekten ziyade, benzersiz ontogenetik ve filogenetik gelişimini yansıtır. Büyüyen mandibulanın kondilinde ikincil bir kıkırdak olmasına rağmen, bu kıkırdak eklem yüzeyinin bir parçasını oluşturmaz, çünkü periost kaynaklı eklem dokuları onu örter. (12)

a. Mandibular komponent

Bu komponent, dar bir mandibular boyun üzerine oturan ovoid, eliptik şekilli bir kondiler proçesten oluşur. Kondilin eklem yüzeyi yandan bakıldığında oldukça dışbükeydir ve önden bakıldığında daha az dışbükeydir. Kondilin medial ve lateral olmak üzere iki kutbu vardır. Kondilin lateral kutbu pürüzlü, künt sivri uçludur ve ramus düzleminden sadece orta derecede çıkıntı yaparken, medial kutup bu düzlemden keskin bir şekilde içe doğru uzanır. Eklem yüzeyi anterosuperior yönü üzerinde uzanır ve böylece temporal kemiğin artiküler eminensinin posterior eğimine bakar. Daha sonra medial olarak, kondilin medial kutbundan aşağıya ve çevresine doğru devam ederek, çenenin oklüzal pozisyonunda tutulduğu temporal kemiğin entoglenoid proçesine bakar. (31-33)

Kondiler proçes, artiküler yüzeyinin ön-alt sınırını oluşturan ve lateralden mediale uzanan collum mandibula üzerindeki fovea pterygoideanın üst sınırı olan bir sırta sahiptir. Lateral pterygoid kasın üst kısmı buraya yapışır. Kondiler proçesin osseöz yüzeyi ince fibrokartilaj tabaka ile kaplıdır. (31)

Mandibular kondilin görünümü farklı yaş grupları ve bireyler arasında büyük farklılıklar, hatta aynı bireyde farklılık ve asimetri gösterebilir. (34) Kondilin eklem yüzeyini fibroblast ve kondrosit içeren kalın bir fibroelastik doku tabakası kaplar. Yetişkin kondilin arka yüzünü kaplayan fibröz tabaka çok incedir ve doğrudan alttaki kemiğe bağlanır. Ancak konveksite üzerinde, araya giren bir fibrokartilaj tabakası ile kalınlaşır. Kıkırdak varlığı, kondilin hiperplastik hale gelerek aşırı yüklenmeye uyum sağlamasını kolaylaştırır. Yaşlanan kondilde, kıkırdığın yalnızca kalıntıları kalır ve kalsifiye olur. (33)

Morfolojik değişiklikler basit gelişimsel değişkenliğin yanı sıra gelişimsel varyasyonlara, maloklüzyona, travmaya ve diğer gelişimsel anormalliklere bağlı patolojik koşullar altında, mandibular kondil şekli daha büyük ölçüde değişebilir. Bu, uyum sağlamak için kondilin remodelasyonuna bağlı olarak ortaya çıkabilir. (32, 34)

b. Kranial komponent

- Glenoid (mandibular) fossa ve artiküler eminens

Glenoid fossa, mandibular fossa ve artiküler fossa terimleri sıklıkla birbirinin yerine kullanılır. (12) TME'nin kranial yüzeyi temporal kemiğin skuamöz alanından oluşur ve glenoid fossa adını alır. (30) Glenoid fossa, mandibular kondili barındıran temporal kemik içindeki içbükeyliktir. Ön duvarı

skumöz temporal kemiğin artiküler çıkıntısı ve arka duvarı da dış akustik kanalın ön duvarını oluşturan timpanik plak tarafından oluşturulur. Glenoid fossanın kemik çatısı kağıt inceliğindedir ve ışığa tutulduğunda sıklıkla yarı saydam görünür. Bu, bu fossa çatısının TME'nin temporal bileşeninin ana yük taşıyan kısmı olmadığına bir göstergesidir. (12)

Temporal kemiğin glenoid fossasının anterior sınırı, zigomatik kemiğin posterior sınırında medial bir kemik çıkıntısı oluşturan artiküler tüberkül oluşturur. (30-32) Yani, eminensia articularisin en lateralinde tuberculum articulare vardır. (34) Artiküler tüberkül bir eklem yüzeyi değildir. Bunun yerine TML'nin bazı bölümleri için bağlantı alanı görevi görür. (12)

Artiküler eminensin ön eğimi olan preglenoid düzlem, skumöz temporal kemiğin infratemporal yüzeyinden yavaşça yükselir; kesin ön sınırı çoğu zaman belirsizdir. Kondil ve disk, geniş açılma sırasında eminens tepesinin anterioruna ve preglenoid düzleme doğru hareket eder. (12) Nazik anterior eğim, eklem diskinin ve kondilin hareketlerini sağlar ve kolaylaştırır. (32)

Fossanın posterior bölgesi posterior artiküler eminens olarak bilinir; bu bölgenin lateralinde postglenoid proçes adı verilen bir kemik kısmı bulunur. Postglenoid proçes alanı, dış akustik meatusun üst duvarının oluşmasına katkıda bulunur ve TME bölgesinden ayırır. (30) Bu iki yapı arasında medialde petroskuamozal fissür (medioanterior) ve petrotimpanik fissür (medioposterior) olarak ayrılan skuamotimpanik fissür (her zaman ayrı bir varlık olarak mevcut değildir) bulunur. Chorda tympani siniri (dil ön üçte ikisine tat duyusu sağlar) ve küçük kan damarları petrotimpanik fissürden geçer. Petrotimpanik fissür kondiler hareketlerin olduğu bölgenin posteriorunda yer aldığı için, kondilin bu yapılara bası yapması olası değildir. (12)

Glenoid fossa hem mediolateral hem de anteroposteriorde içbükey olmasına rağmen mediolateralde anteroposteriordan daha geniştir. (12, 30) Glenoid fossanın inferior artiküler yüzeyi mandibulanın superior bölgesini temsil eder. (30)

Glenoid fossa da kondiler proçese benzer şekilde ince fibrokartilaj ile kaplıdır. Fonksiyonel aktivite artiküler eminensin posteroinferioru ile kondiler proçesin anterosuperioru arasındaki bikonveks olan yüzeyler arasında gerçekleşir. (31) Glenoid fossadan farklı olarak, artiküler eminens fonksiyon sırasında yüklenmeye maruz kalır. (33)

c. Artiküler disk

Eklem diski TME'nin en önemli anatomik yapısıdır. (32) Mandibular

kondil ile eklem temporal kemik bileşeni arasında yer alan sert, oval, bikonkav fibro-kartilöz bir yapıdır. (30) Alt yüzey kondilin üst yüzeyine uyacak şekilde konkav iken, üst yüzeyi ise posterior bölgede konveks anteriorda ise eyer şeklinde olup, artiküler eminense doğru konkav bir form almıştır. Artiküler disk avasküler ve sinir içermeyen dens fibroelastik konnektif dokudan oluşmuştur. Oval şekle sahip olan disk her yerinde eşit kalınlıkta değildir. (35)

Parasagittal görünümde (eklem boyunca anteroposterior kesit), eklem diski morfolojik olarak üç kısma ayrılır: bir ön bant (AB), daha ince bir ara bölge (IZ) ve (daha geniş) bir arka bant (PB). PB en kalın olanıdır. (12) Önden görünümde ise disk medialde laterale göre daha kalındır. Bunun nedeni eklem medialinde, kondil ve artiküler fossa arasındaki mesafenin daha fazla olmasıdır. (31) Diskin mediolateral yöndeki farklı kalınlığının en yaygın açıklaması, mandibular hareketler sırasındaki farklı yüklenme modelidir. (12)

Orta kısmı olan ara bölge, çevresindeki anterior ve posterior bantlara göre oldukça incedir. (12) AB ve PB ağırlıklı olarak transversal çalışan liflere sahipken, IZ anteroposterior yönelimli liflere sahiptir. (32) Anteriorda disk anterior bağlantı olarak devam eder ve TME kapsülüne kaynaşmıştır. Posteriorsa disk, kalın bir çift katmanlı vaskülarize bağ dokusu olan posterior bağlantı veya bilaminar bölge olarak devam eder. (12) Posterior olarak, bilaminar bölge, gevşek bağ dokusu ile ayrılmış iki lif tabakasından (superior ve inferior lamina) oluşur. (32)

Superior veya temporal lamina elastinden oluşur ve eklem gerçek arka sınırı olan postglenoid proçesin medial uzantısına tutunur. Esneme hareketi sırasında diskin kaymasını önler. Liflerin alt tabakası ya da inferior lamina kondilin arkasından aşağıya doğru kıvrılarak eklem aralığının en alt sınırında kapsül ve kondiler boynun arkası ile birleşir. Diskin kondil üzerinde aşırı rotasyonunu engeller. (32)

Posteriorsa bu iki tabaka arasında kalan kısmı gevşek konnektif doku, kan damarları, damarsal boşluklar ve yağ dokusu ile ayrılmaktadır. Aynı zamanda bu kısım posteriorsa bir ven pleksusuyla ilişkilidir. (36) İki tabaka arasında, kan damarları ve sinirlerden oluşan genişleyebilen, yumuşak bir tampon (pad) bulunur ve kapanma hareketlerinin geri tepmesi sırasında damarların büzülmesine ve diskin geri çekilmesine yardımcı olan elastik liflerle sarılır. (32)

Mandibula ağız kapalı pozisyondayken kalın olan PB saat 12 pozisyonuna yakın kondilin hemen üzerinde yer alır. %95'lik dilimde görülen ve normal olarak kabul edilen, PB ile bilaminar bölgenin birleşme noktasının, vertikal pozisyona göre 10 derecelik açı dahilinde olmasıdır. Deplasman açısı 10 dereceyi aşarsa, patolojik bir durumun mevcut olduğu kabul edilir. Bazı

çalışmalar diskin deplasmanının çok sayıda asemptomatik gönüllüde (%33) görüldüğünü gösterirken, yazarlar IZ'yi referans noktası olarak kullanmakta ve bu yaklaşım PB'ın yer değiştirme açısını dikkate almamaktadır. (32)

Diskin mandibular kondil ile hareket etmesini diskin bağlantıları sağlamaktadır. Diskin anterior ve posterior bölgeleri üst ve alttan kapsüler ligamente tutunur. Aynı zamanda anteriorda disk tendinöz fibriller ile kapsüler bağlantı arasından lateral pterygoid kasın superior başı ile de bağlantı yapmaktadır. Sıklıkla diskin kondile göre konumunun lateral pterygoid kasın superior başının çekiminden etkilendiği belirtilmektedir. Bu nedenle, lateral pterygoid kasın superior başının kasılmasının diski anteromedial olarak uzattığı veya diskin posterolateral retraksiyon hareketlerini sınırladığı düşünülmektedir. Ancak bu kasın eklem diski üzerindeki etkisi kesinleşmiş bir konu değildir. (12)

Artiküler disk sadece ön ve arkada değil, medial ve lateralde de kapsüler ligamentle birleşir ve kapsül de kondilin medial ve lateral kutbuna tutunur. Bu bağlantının sonucunda eklem üst ve alt eklem boşluğu olarak adlandırılan iki ayrı bölüme ayrılır. Üst eklem boşluğu mandibular fossa ve artiküler disk üst yüzeyi ile alt eklem boşluğu ise artiküler disk alt yüzeyi ve mandibular kondil ile sınırlanmıştır. Artiküler diskin alt ve üst yüzeyleri dışındaki tüm yüzeyler synovial membranla döşelidir. Synovial membran iki tabakadan oluşur. Birinci tabaka eklem boşluklarına bakan kısımdır. İkinci tabaka ise subintimal ya da synovial doku olarak bilinir. Üst eklem boşluğunun önünde ve arkasında mediolateral yönde uzun synovial katlantılar vardır. Kondiler proçes geçiş hareketinde artiküler eminens üzerine geldiğinde diskin kondille hareketine izin verecek şekilde arka katlantılar düzleşir. Bu yapılar lenfatik kapillerlerle ilişki halindedir ve synovial sıvının sıvı fazının salgılanmasında rol oynarlar. (12, 31)

TME synovial eklem olarak değerlendirilir ve nonvasküler artiküler dokuların metabolik gereksinimi synovial sıvı sayesinde sağlanır. Kapsüler damarlar, artiküler doku ve synovial sıvı arasında hızlı ve serbest madde değişimi sağlanmaktadır. Synovial sıvı aynı zamanda sert veya osseoz artiküler yüzeyler olan mandibular fossa, kondil ve artiküler diskin lubrikasyonunu sağlayarak sütnmeyi minimize eder. (31)

Artiküler diskin primer fonksiyonları, bir menteşe hareketini ve ayrıca temporal ve mandibular eklem kemiği arasındaki kayma hareketlerini sağlamaktır. (32)

Fakat son yıllar içinde, eklem diskinin ana işlevlerinden birinin mandibular kondil ve skuamöz temporal kemiğin eklem yüzeyleri arasındaki stres konsantrasyonlarını azaltmak olduğu da öne sürülmüştür; yani, diskin uyumlu yapısı reaksiyon kuvvetinin bu eklem yüzeyleri boyunca daha eşit bir şekilde

dağıtılmasına yardımcı olur. Yani, aynı zamanda darbe emici olarak görev yapar. (12, 33)

2.1.2.2. Temporomandibular Ligament Kompleksi

Diğer tüm eklemlere benzer şekilde eklem bileşenlerinin korunması görevinde ligamentler önemli rol oynamaktadır. Bu ligamentler farklı uzunluklara sahiptirler ve kolajen içeren konnektif dokudan oluşmaktadır. Gerilme özellikleri yoktur. Yani aktif olarak direk eklem hareketi zamanı fonksiyon görmezler. Ani eklem hareketlerinde kısıtlama görevi görürler. Fakat kronik veya akut aşırı yüklenme zamanı uzama gösterebilirler. Bu da hem ligamentin ve doğal olarak hem de eklem fonksiyonunu bozabilir. (31)

TME ligamentleri fonksiyonel, aksesuar ve diğer ligamentler olarak sınıflandırılabilir: (33)

- Fonksiyonel ligamentler: kollateral ligament, kapsüler ligament (fibröz kapsül), temporomandibular ligament (TML)
- Aksesuar ligamentler: sfenomandibular ligament, stylomandibular ligament
- Diğer ligamentler: otomandibular ligament, diskomalleolar ligament, Pinto ligament, Tanaka bağları, mallelomandibular ligament

a. Fibröz kapsül (Kapsüler ligament) ve TML

Kapsüler ligament veya eklem kapsülü olarakta isimlendirilmektedir. Fibröz kapsül, eklemi tamamen çevreleyen ince bir doku kılıfıdır. Fibrilleri kraniyal eklem yüzeyinin çevresinden yani, glenoid fossa ve artiküler eminensin artiküler yüzeylerine ve kondil boynuna kadar uzanır. Kapsüler ligament medial, lateral ya da inferior kuvvetlere karşı artiküler yüzeylerin dislokasyonuna engel olur, synovial sıvının retansiyonunu sağlar. (32, 35) Kapsülü kaplayan oldukça vaskülarize bir bağ dokusu tabakası olan synovial membran kompresif reaksiyon kuvvetine maruz kalmayan fibrokartilaj hariç tüm intraartiküler yüzeyleri kaplar.(12, 34) Synovial sıvının iki kaynağı vardır: biri diyaliz yoluyla plazmadan, diğeri ise A ve B tipi synoviyositlerden salgılanarak elde edilir. Hacmi 1961 yılında Toller tarafından kontrast radyografi çalışmaları kullanılarak değerlendirilmiş ve üst kompartmanın aşırı basınç olmadan yaklaşık 1,2 ml sıvı hacmini barındırabileceğini, alt kompartmanın ise yaklaşık 0,9 ml kapasiteye sahip olduğunu tahmin etmiştir. Sıvı, negatif eklem içi basınç altında bulunur.

Synovial sıvının yüzey gerilimi, sıvının eklem yüzeyleri üzerinde kapiller bir film olarak yayılmasına yardımcı olur ve böylece kondilin hareketi sırasında eklem kayganlaşmasına yardımcı olur. Synovial sıvı, lubrikasyona yardımcı olan ve synovial eklemlerin eklem yüzeyleri arasındaki sürtünmeyi azaltan lubricin olarak bilinen glikoprotein içerir. (32, 33)

Fibröz kapsül ve diske kan akışı esas olarak maksiller arterden gelen dallar tarafından sağlanır. Proprioepsiyon ve ağrı için duyuusal sinirler aurikulotemporal, derin temporal ve masseterik sinirlerin dallarıdır. Eklem diskinin ve fibröz kapsülün posterior kısımlarında çok sayıda kan damarı ve sinir bulunur. (12, 31, 37)

Fibröz kapsül anteromedial, medial ve posteriorda oldukça incedir, ancak anterolateral ve lateralde eklem tüberkülüne bağlandığı yerde kalındır. Kapsülün bu güçlendirilmiş lateral kısmı temporomandibular ligamenttir. (12, 31)

Fibröz kapsülün ve TML'nin anatomisi biraz tartışmalıdır ve bunun nedeni muhtemelen önemli ölçüde değişkenlik göstermeleridir. DuBrul, TML'yi iki katmana ayrılmış olarak tanımlamıştır: geniş, yelpaze şeklinde bir yüzeysel kısım ve dar bir derin kısım. Yüzeysel kısmın eklem tüberkülü boyunca geniş bir şekilde ortaya çıkması ve kondiler boyun boyunca daha dar bir şekilde yerleşmesi, yelpaze şeklindeki morfolojisini açıklamaktadır. Ön lifleri eklem tüberkülünden oblik olarak aşağı ve arkaya doğru uzanırken, arka lifleri daha dikey bir yönetime sahiptir. Derin kısmın liflerinin horizontal olarak (anteroposterior) uzandığı söylenir ve bu kısım mandibular kondilin lateral kutbu boyunca bağlanan ve artiküler tüberkül boyunca yer alan bir tepeye uzanan ligamentöz bir bant olarak tanımlanır. (12, 31)

Scapino'nun TME anatomisine ilişkin mükemmel tanımına dayanarak, DuBrul tarafından tanımlanan derin horizontal bandın muhtemelen eklem kapsülü ve diskin lateral yönünün bir parçası olduğu görülmektedir. Scapino bu lateral bandı lateral polar ligament olarak adlandırmaktadır. (12)

TML de eklem kapsülüne benzer şekilde ani mandibula hareketlerini sınırlama işlevi görür. Vertikal lifler kondilin artiküler eminens ve fossadan distraksiyon hareketlerini sınırlar, horizontal lifler (polar ligamentler) kondilin aşırı retrusif hareketlerini önler ve kapsülün posterior kısmı protrusif hareketleri sınırlar. Son olarak, kapsülün ön kısmının ve TML'nin anterolateral kısmının çene açılması sırasında kondiler rotasyon miktarını sınırlayabileceği, ancak bu sınırlamanın çoğunun gerilmiş çene kapama kasları tarafından uygulandığı öne sürülmüştür. (12, 37)

b. Kollateral ligament

Kollateral ligament, artiküler diskin ara fasyası seviyesinde ortaya çıkar ve diskin medial ve lateral kenarlarını, mandibular kondilin medial ve lateral kutuplarına bağlamaktadır. Medial ve lateral diskal ligament olarak ikiye ayrılırlar. Kollateral ligament eklemi mediolateral olarak alt ve üst eklem kompartmanlarına ayırır. Diski kondile bağlamaya yarar. Diskin kondilden uzaklaşmasına engel olurlar ve aynı şekilde birlikte pasif hareketini sağlar. Aynı zamanda diskin kondiler artiküler yüzey üzerinde ön ve arkaya doğru rotasyonunu sağlar. İnervasyon ve vaskülarizasyona sahip olduğundan, baskı ağrısına neden olmaktadır. (30, 35)

c. Sfenomandibular ligament

Sfenomandibular ligament bir Meckel kıkırdağı kalıntısıdır. Sfenoid omurgadan (pterygospinoz ligament de buradan çıkar) köken alır ve çeneye doğru ilerlerken TME eklem kapsülünün medial duvarına yapışır. (30) Mandibular foramenin üst sınırı boyunca yer alan mandibular lingulada mandibulaya yapışır. Çoğu bireyde sfenomandibular ligament, ön ve arka sınırları belirsiz olan ince bir bağ dokusu tabakası şeklindedir. (12)

Lateral pterygoid kas, internal maksiller arter ve aurikülotemporal sinir, inferior alveolar sinir ve medial meningeal arter ile superior ve lateral ilişki içindedir. (30) Bu ligamentin mandibular foramenden geçen kan damarlarını ve sinirleri çenenin açılması ve kapanması sırasında ek gerilme stresinden koruduğu öne sürülmüştür. (12) Ana görevi, ağzın 10 derece açılmasından sonra TME'yi kondilin aşırı translasyonundan korumaktır. (32)

d. Stylomandibular ligament

Stylomandibular ligament, temporal kemiğin styloid proçesinden ramusun posterior kenarına veya angulus mandibulaya köşesine kadar uzanır. Derin servikal fasyanın (özellikle parotis fasyasının) kalınlaşması olarak kabul edilir. (32) Çenenin aşırı protrüzyonunu sınırlamaya yardımcı olur. Embriyolojik türevi, orta kulak stapesinin türeyeceği (Reichert kıkırdağı yoluyla) birinci ve ikinci brankiyal ark ile ilgilidir. (30, 35) M. massetericus ve m. pterygoideus medialis ayırır. Çeneler kapalıyken gevşektir ve ağız açıldığında belirgin şekilde gevşer çünkü kondil aşağı ve öne doğru kayarken mandibula köşesi yukarı ve geriye doğru hareket eder. (32, 35) Bu bağ sadece aşırı protruzif hareketlerde gerginleşir. (33) Bu nedenle, yalnızca fonksiyonu belirsiz bir aksesuar bağ olarak düşünülebilir. (32, 35)

e. Pterygomandibular ligament

Pterygomandibular ligament veya raphe pterygomandibulare bukkofarengeal fasyanın kalınlaşmasıdır. Kafatasının internal pterygoid düzleminin hamulus apeksinden mandibular kemiğin retromolar trigonunun posterior bölgesine kadar uzanır. Bazı kaslar pterygomandibular ligament ile temas halindedir: buccinator kası (anteriorda) ve faringeal konstriktör kas (posteriorda). Embriyolojik olarak bağ, iki brankiyal arkın (birinci ve ikinci) mezenkimal bağlantısından türemiştir. Pterygomandibular ligament aşırı çene hareketlerini sınırlar. (30, 37)

f. Pinto (malleolomandibular) veya diskomalleolar ligament.

Embriyolojik açıdan bakıldığında timpanik kısımdan türemiştir. Bağı iki bölümü vardır. Birincisi orta kulakla malleusla ilgilidir, ikincisi ekstra timpanik alanı, yani TME eklem kapsülünün posterosuperior, retrodiskal dokularla temas eden kısmını içerir (petrotimpanik fissürden geçerek). İşlevleri iki yönlüdür. TME için synovial membranı çevredeki yapıların gerilimlerine karşı korur. Orta kulak için, kulağın bu bölgesi için yeterli basıncı yönetiyor veya etkiliyor gibi görünmektedir. (30, 37)

2.1.2.3. Kas Komponenti

Baş, yüz ve servikal omurgada bulunan kas sistemi TME'nin hareketine ve stabilitesine katkıda bulunur. (34) Bu nedenle mandibulanın karşılıklı hareketleri için farklı kaslar gereklidir. (32) Primer kaslar, mekanik sindirimle ilgili olmaları nedeniyle çiğneme kasları olarak adlandırılır. Çiğneme kasları abdüktör (çene açıcı) ve addüktör (çene kapatıcı) kaslar olarak iki gruba ayrılır. Açma bazen mandibular depresyon olarak adlandırılırken, kapama bazen mandibular elevasyon olarak adlandırılır. (32, 34) Çeneyi kapatma işlevi gören kaslar masseter, temporal, lateral veya eksternal pterygoid kaslardır. Çeneyi açan kaslar medial veya internal pterygoid, geniohyoideus, mylohyoideus ve digastrik kaslardır. (30, 37)

TME ile doğrudan temas eden kaslar dört tanedir: masseter, temporal ve iki pterygoid. (37, 38) Diğerleri ise yardımcı kaslar olarak isimlendirilebilir. (30, 37)

a. Çeneyi kapatan kaslar:

M. Massetericus: Çiğnemenin ana ve en güçlü kası, temporal kemikten kaynaklanan ve kondilin lateral sınırı boyunca geniş bir insersiyonla mandibulanın dışından alt köşesine kadar uzanan masseterdir. Dikdörtgen bir plaka şeklinde uzanır. Pars superficialis (yüzeysel) ve pars profunda (derin) olmak üzere ayrılmaktadır. Pars superficialis pars profunda bölümünden daha büyük olup zigomatik arkın alt sınırının 2/3 alt kısmından başlar, güçlü tendinöz lifler olarak ortaya çıkar. Posteriora yüzeysel kısmın orijini zigomatikotemporal suture boyunca sonlanır. Pars profunda zigomatik arkın inferiorunun 1/3 posteromedial kenarından başlar, lifleri öne ve aşağıya doğru uzanır, mandibular ramusun lateral yüzünün superiorunda, koronoid prosesin lateral yüzünde sonlanır. Fonksiyonu çeneyi eleve ederek kapanmasını sağlamaktır. Masseter kasının derin kısmı mandibula üzerinde dikey bir kuvvet uygular. Bunun aksine, yüzeysel kısım ise mandibula üzerinde molar dişlerin oklüzal düzlemine yaklaşık olarak dik olan, dikey ve hafifçe anteriora doğru yönlendirilmiş bir kuvvet uygular. Masseter kası ayrıca mandibula üzerinde lateral bir kuvvet bileşeni de uygulamaktadır. Kasın innervasyonu spesifik olarak, trigeminal sinirin mandibular veya üçüncü bölümünden (V3) küçük bir dal olan masseterik sinir tarafından sağlanır. (32, 37, 38)

M. Pterygoideus medialis: Kapanmayı sağlayan ikinci kas medial pterygoiddir. Medial pterygoid kası mandibular ramusun medial tarafında yer alır ve masseter kasına paralel olarak çenenin iç tarafında uzanır. (37)

Pterygoid prosesin lamina lateralisinin medialinden, fossa pterygoideanın alt yarısından ve palatinal kemiğin pyramidal prosesindeki oluktan başlayan lifleri aşağı-arkaya ve dışa doğru uzanır ve angulus mandibulanın iç yüzünde tuberositas pterygoideada sonlanır. Güçlü tendinöz bir yapıya sahiptir. (35, 38)

Medial pterygoid kasın lateral görünümdeki genel lif oryantasyonu masseter kasın yüzeysel kısmıninkine benzer ve bu nedenle öncelikle mandibulanın bir elevatörüdür. Bununla birlikte, mandibula üzerinde lateral bir kuvvet bileşeni uygulayan masseterin aksine, medial pterygoid mandibula üzerinde medial bir kuvvet bileşeni uygular. (12) Bu kas aynı zamanda mandibular protrüzyonda da aktiftir. Tek taraflı kasılma mandibulayı mediotruziv pozisyona getirir. N. mandibularis'in n. pterygoideus medialisinden innerve olur. (38)

M. Temporalis: Kapanışı sağlayan üçüncü kas ise temporalistir. Yelpeze şeklinde ve temporal fossanı doldurur. Kafatasının lateral yüzeyi boyunca uzanır. Tabanı tümü ile fascia temporalisin lamina profundusundan başlar. Aşağı ve öne doğru bir araya toplanarak uzanan kas lifleri birleşerek arcus zygomaticusun medialinden geçer, koronoid proçesin tepesi iç yüzü ön kenarı ve son molar dişe kadar mandibular ramusun anterior kenarına yapışarak sonlanır. Çenenin elevasyonunu sağlar, horizontale yakın seyreden arka lifleri ise kondil anteriora doğru daha protruziv bir pozisyona çevrildiğinde, bu posterior lifler mandibulayı retrüze eder. Temporalis kası, V3'ün anterior gövdesinin derin temporal dalları tarafından innerve edilir. (37, 38)

b. Çeneyi açan kaslar:

M. Pterygoideus lateralis: Çiğnerken ağzınızı sadece dikey olarak değil, aynı zamanda ileri ve geri (protrusif olarak) ve bir yandan diğer yana (lateral olarak) hareket ettirirsiniz. Bu hareketler büyük ölçüde bir çift lateral pterygoid kas tarafından üretilir. İnferior ve superior olmak üzere iki bölümden oluşur. (38) İnferior kısım, superior kısımdan yaklaşık üç kat daha büyüktür. (12) Üst bölüm, büyük sfenoid kanadın ekstrakraniyal yüzünden çıkarak eklem kapsülünün anteromedialine ve/veya pterygoid foveanın üst kısmındaki kondil boynunun anteromedial yüzüne yerleşir. Diskle anteromedial yönde temas eder. İnferior bölüm, sfenoid kemiğin pterygoid proçesinin lateral laminasının lateral yüzünden çıkar ve pterygoid foveaya yerleşir. (30, 37) Lateral pterygoid kasın iki kısmı başlangıçta geniş bir aralıkla ayrılır, ancak TME'nin önünde birleşir. Lateral pterygoidin bu tanımı çok sayıda yazarın çalışmalarına dayanmaktadır. Lateral pterygoidin bu tanımına itiraz eden Griffith ve Sharpe ve Honée iki kısmın TME önünde kaynaşmadığını ve superior kısmın tamamının kapsül ve diske bağlı olduğunu belirtmişlerdir. Ancak, Meyenberg ve arkadaşları yaptıkları, TME diseksiyonları sonucunda, lateral pterygoidin iki kısmının her zaman TME önünde kaynaşmasına rağmen, lateral pterygoidin superior kısmının diseksiyonlarının %40'ında eklem diskine yapışmadığını bulmuşlardır. Bu olgularda, lateral pterygoid tamamen pterygoid foveaya yapışmıştır. Kalan %60'ında ise lateral pterygoidin superior başının küçük bir kısmı eklem kapsülü ve diskin anteromedial yönüne tutunurken, kasın geri kalanı pterygoid foveaya tutunmuştur. Benzer şekilde, Wilkinson'un çalışması da Meyenberg ve arkadaşlarının sonuçlarını doğrulamaktadır. (12)

Lateral pterygoidin superior ve inferior kısımlarının kondiler proçes ve artiküler diske olan yapışıklığı, eklem protrüzyon, retrüzyon hareketlerinde ve

çenenin elevasyon yaparak kapanması zamanı son derece önemlidir. (38)

Eksternal pterygoidin bilateral aktivasyonu mandibulayı protrüze ederken, tek taraflı aktivasyonu mandibular kemiğin kontralateral lateral deviasyonuna neden olur. Eksternal pterygoid kas, ağzın açılma fazında kondili öne doğru çeker; kapanma fazında ise diski anteromediale doğru çeker. (30)

Mandibulanın lateral hareketleri, lateral ve medial pterygoid kasların aynı tarafta ve karşı tarafta da temporal kasın birlikte kasılmasıyla sağlanır. (37)

Ağzın açılması ve protrüzyonda özellikle inferior kısım önemliken, superior kısmı ise kondil ve artiküler diskin mandibulanın kapanma hareketi sırasında artiküler eminense doğru olan hareketinde önemli bir stabilizatör rolü oynamaktadır. (12, 37) Genellikle V3'ün dalı olan n. pterygoideus lateralis tarafından innerve edilir. (38)

Çenenin açılmasında rol oynayan yardımcı kaslar: Bu kaslar suprahoid üstü kaslar olup çenenin depresyonu ve yutkunma zamanı görev alırlar. Bu kaslar digastrik, geniohyoid, mylohyoid ve stylohyoid kaslarıdır. (37) İnfrahoid kaslar, hyoidin hem stabilize edilmesinde hem de depresyonunda önemli bir role sahiptir. Ayrıca, hyoidin yukarıya doğru hareketini kontrol etmek veya sınırlamak için de işlev görebilirler. Bu nedenle, suprahoid kas grubu (yani stylohyoid, mylohyoid, geniohyoid ve digastrik kaslar) ile birlikte çalışan bu kaslar hyoid, dil ve mandibular pozisyonları kontrol etme işlevi görürler. (12)

2.1.2.4. TME Kanlanması ve Lenfatik Drenajı

TME'nin venöz patern daha yaygındır ve kapsülün her tarafında bol miktarda plexus oluşturur. Posteriora retrodiskal alan bol miktarda geniş venöz kanallarla doludur. (32) Venöz drenaj, retrodiskal alanda pterygoid plexus yoluyla, internal maksiller ven, sfenopalatin ven, medial meningeal venler, derin temporal venler, masseterin venler ve inferior alveolar ven ile bağlantı halinde gerçekleşir. Bu kavernoöz boşluklar, kondil ritmik olarak ileri ve geri sallandıkça dolup boşalır ve normal eklem hareketinde engellenmeyen çevik hareket sağlar. Benzer bir venöz özellik anteriorda da görülür, ancak daha düşük bir derecededir. (30)

TME başlıca, maksiller arter ve yüzeyel temporal arter tarafından beslenir. Maksiller arterin eklemi besleyen dalları derin auriküler arter, anterior timpanik arter ve asendan farengeal arterdir. Kondil vasküler desteğini inferior alveolar arterden ve kemik iliği yoluyla alır. (37, 38)

Lenfatik drenajı tanımlamak her zaman kolay değildir çünkü TME hastalığı durumunda lenf düğümleri sayıca artabilir. Genel olarak, TME'yi etkileyen lenfatik sistem submandibular üçgen bölgesinden gelir. (37, 38)

2.1.2.5. TME İnnervasyonu

TME, özellikle artiküler diskin parankiminde olmak üzere çeşitli proprioseptif reseptörlere sahiptir: Golgi-Mazzoni ve Ruffini; miyelinli ve miyelinsiz sinir lifleri. (30)

Anterolateral kısımdaki eklem kapsülü, trigeminal sinirin ikinci dalının bir dalı olan masseterik sinir tarafından innervasyon alır. Kapsülün lateral bölgesi ise trigeminal sinirin üçüncü dalının aurikülotemporal dalı tarafından innerve edilir. (38)

Hilton yasası, bir eklemi besleyen sinirlerin aynı zamanda onu hareket ettiren kası da innerve ettiğini belirtir. Bu, esas olarak aurikülotemporal ve ayrıca masseterik ve posterior derin temporal sinirlerin dalları tarafından beslenen TME tarafından iyi bir şekilde gösterilmiştir. (33)

2.1.3. ARTRO- VE OSTEOKİNEMATİK

TME bir ginglymoartrodial eklemdir; ginglymus bir düzlemde yalnızca ileri ve geri harekete izin vermesi, artrodia ise eklem yüzeylerinin kayma hareketine izin vermesi anlamına gelir. (12, 31) TME bir menteşe ve kayma eklemi olarak tanımlanmıştır, ancak ilave olarak hem dönme hem de kompresyon hareketlerini de kullandığı bilinmektedir. (34, 37)

TME ve diğer synovial eklemlerin ortak özellikleri arasında bir disk, kemik, fibröz kapsül, sıvı, synovial membran ve ligamentler bulunur. Ancak TME'yi farklı ve benzersiz kılan özelliği eklem yüzeyinin hyalin kıkırdak yerine fibrokartilajla kaplı olmasıdır. (32, 38)

Hareket sadece kemiklerin, kasların ve bağların şekliyle değil, aynı zamanda dişlerin oklüzyonuyla da yönlendirilir, çünkü her iki eklem tek bir mandibula kemiği ile birleşir ve birbirinden bağımsız hareket edemez. (30)

Kas kasılması sırasında, yarı rijit mandibula maksilla, temporal kemik ve kraniuma göre hareket ederken sağ ve sol eklemler sinerjik olarak hareket eder. Ağız açılmaya başladığında, diskomandibular alanda rotasyon ve diskotemporal alanda anterior translasyonun bir kombinasyonu söz

konusudur.(33) Ağız açma genellikle iki parçalı bir sıraya bölünmüştür, öyle ki ilk olarak diskomandibular hareket ve ikinci olarak diskotemporal hareket gerçekleşir. Ancak kanıtlar, iki hareket alt bileşeni arasındaki ilişkinin doğası gereği daha doğrusal olduğunu ve her iki hareketin de mevcut aralık boyunca gerçekleştiğini göstermektedir. Ek olarak, açılma sırasında tüm eklemler aynı düzende hareket etmez ve herhangi bir eklem farklı hareket girişimlerinde farklı rotasyon eksenlerini kullanabilir. (12, 34)

Artrokinematik olarak, lateral deviasyon sırasında kondiler baş hareketi, kontralateral anterior translasyon ve medial rotasyon ile birlikte ipsilateral lateral rotasyon (dönme) olarak tanımlanmıştır. Bununla birlikte, ipsilateral mandibular kondil başlangıçta laterale dönerken, bunu genellikle anterolateral kayma takip eder. Ayrıca kondil, diski temporal kemiğin posterioruna itecek şekilde posteriora doğru hareket edebilir. Kontralateral kondil anteriora doğru kayar, ancak hareket paterni açısından denekler arasında önemli ölçüde değişkenlik gösterir. Temporomandibular protrüzyon, mandibular kondillerin bilateral anterior translasyonu kadar basit görünmektedir, ancak bu hareket paterni hakkında mevcut çalışmalar yetersizdir. (12, 31, 34)

TME'nin bu karmaşık hareketleri çiğneme, emme, yutma, fonasyon, yüz ifadeleri, nefes alma, çenenin protrüzyon, retrüzyon ve lateralizasyonu, ağız açma ve orta kulağın basıncını korumak gibi birden fazla fonksiyona izin verir. (30, 38)

2.2. BRUKSİZM

Çiğneme sistemi aktiviteleri, çiğneme ve konuşmayı içeren fonksiyonel ve diş sıkma veya gıcırdatma (bruksizm), yanak-dudak veya herhangi bir nesneyi ısırma, tırnak yeme gibi oromandibular ve lingual aktiviteleri içeren parafonksiyonel olarak ikiye ayrılır. Parafonksiyon terimi Drum tarafından çiğneme ve yutma sırasında uygulanan oklüzal stres ile normal fonksiyon dışında oluşan oklüzal stres arasındaki ayrımı ortaya koymak için ortaya atılmıştır. Fonksiyonel aktiviteler, çiğneme sisteminin bu sistemin yapılarına minimum zarar vererek gerekli işlevleri yerine getirmesini sağlayan çok kontrollü kas aktiviteleridir. Ancak, bazı interferans yapan diş temaslarının fonksiyonel kas aktivitesi üzerinde etkileri vardır. Bu nedenle, fonksiyonel aktiviteler zamanı buna bağlı olarak çene kasları ve TME oklüzyondan doğrudan etkilenebilmektedir. Parafonksiyonel aktiviteler ise aynı zamanda kas hiperaktivitesi olarak da bilinir. (4, 6, 39)

Bruksizm, bireyin çiğneme veya yutkunma olmadığı zamanlarda

dişlerini alışkanlık haline getirdiği şekilde sıkması veya gıcırdatması olarak da bilinir ve farklı motor fenomenleri kapsayan geniş bir olgudur. (39-41)

Bruksizm, dental, nörolojik ve uyku tıbbı alanlarında hem araştırmacıların hem de klinisyenlerin büyük ilgi gösterdiği bir durumdur. Sebebi ise orofasiyal ağrı, TME problemleri, dişlerde aşınma, dental implantlar ve restoratif tedavilerin başarısızlığı gibi bir dizi klinik problemle ilişkili olmasından kaynaklanmaktadır. (28, 42)

Bazı araştırmacılar tarafından bruksizm sağlıklı bireylerde bir bozukluk olarak değil, çeşitli sağlık sonuçları göz önüne alındığında zararlı veya koruyucu olabilecek bir davranış olarak belirtilmiştir. Son yapılan çalışmalar da bunu desteklemektedir. Bununla birlikte, örneğin uyku apnesi gibi diğer klinik durumların varlığında genellikle daha fazla değerlendirme yapılması önerilmektedir. (5)

2.2.1. BRUKSİZMİN TANIMLANMASI

“Bruksomani” terimi 1907 yılında Marie ve Pletkiewicz tarafından önerilen Fransızca “la bruxomanie” kelimesinden türetilmiştir. Daha sonradan bruksizm birçok araştırmacı tarafından tanımlanmıştır. Mevcut kullanımda en yaygın bruksizm tanımları, Prostodonti Terimleri Sözlüğü’nün (GPT-8) sekizinci baskısında, Uluslararası Uyku Bozuklukları Sınıflandırması’nın (ICSD-2) ikinci baskısında ve Amerikan Orofasiyal Ağrı Akademi’si tarafından yayınlanan Orofasiyal Ağrı Kılavuz’ları (OFPG-4) dördüncü baskısında formüle edilenlerdir. (4, 28, 29)

2013 yılında, uluslararası uzlaşi raporuna göre, bruksizmin uyku (uyku bruksizmi) veya uyanıklık (uyanık bruksizm) sırasında meydana gelen diş sıkma veya gıcırdatma veya mandibulanın desteklenmesi veya itilmesi ile karakterize tekrarlayan çiğneme kas aktivitesi olarak, net bir tanımı üzerinde fikir birliği sağlanmıştır. (1, 5, 43)

2018 yılı, güncellenmiş uluslararası uzlaşi raporuna göre, bruksizm davranışı, potansiyel olumsuz sonuçları olsa da bir bozukluktan ziyade sağlıklı bireylerde bir süreklilik olarak tanımlanmıştır. (27)

1983 yılında diş sıkma ve gıcırdatma arasında bir ayırım yapılmıştır. Diş sıkma sentrik bruksizm, gıcırdatma ise eksentrik bruksizm olarak belirlenmiştir. Daha detaylı söyleyecek olursak, diş sıkma, maksimum interküspasyon veya eksantrik pozisyonda mandibulanın maksilla ile statik ilişkisinde karşıt dentisyonun kuvvetli bir şekilde kapanmasıdır. Diş gıcırdatma ise, mandibular ark

çeşitli ekskürsif pozisyonlar boyunca hareket ederken dinamik bir maksillomandibular ilişkide karşıt dişin kuvvetle kapanmasıdır. (6)

2.2.2. BRUKSİZMİN ETYOLOJİSİ

Bruksizmin nedeni büyük ölçüde bilinmemekle birlikte genellikle birden fazla nedeni olduğu kabul edilmektedir. Psiko-duygusal faktörler en önemli etiyojik faktörlerden biri olarak kabul edilmektedir. Ancak etiyojisi lokal, sistemik ve nörolojik faktörlerle de ilişkilidir. Lokal faktörler arasında travmatik oklüzyon, dental travma, erken temas, fazla restorasyonlar, dentigeröz kistler, süt ve daimî dişlerin atipik erüpsiyonu yer almaktadır. Maloklüzyonlar, hatalı restorasyonlar, periodontal diş taşı, diş mobilitesi, dudak deformiteleri, dişeti hiperplazisi ve oklüzal fizyolojiyle ilgili diğer faktörler ise oluşumunu destekler. Sistemik faktörler arasında beslenme yetersizliği, parazitoz, Down sendromu, gastrointestinal bozukluk, alerjik reaksiyonlar, ilaçlar, kontrolsüz enzimatik sindirim, beyin hasarları, ilaç yan etkileri, mental retardasyon ve serebral palsi yer alır. Santral sinir sistemini uyarak anksiyete ve stresi artırdıkları ve dolayısıyla bruksizmi tetikledikleri için ksantinli içeceklerin (kahve, çay, çikolata, meşrubat) tüketimi ve sigara içme alışkanlıkları gibi beslenme faktörleri de söz konusu olabilir. Lokal ve sistemik risk faktörlerinin yanı sıra, rekabet içeren sporlar yapmak gibi mesleki risk faktörleri de vardır. Fakat kesin olan bir şey, bruksizmden sorumlu tek bir faktör olmamasıdır. Bunun sonucunda bruksizmi ortadan kaldırmak veya hatta azaltmak için de etkili olan tek bir tedavi yönteminin olmadığı da oldukça açıktır. (4, 6, 44, 45)

Bruksizmin etiyojisi genellikle multifaktöriyeldir veya yukarıdaki faktörlerden herhangi birinin kombinasyonudur. Daha da önemlisi, mevcut bilgiler hala sınırlı olsa da bruksizmin her iki sirkadiyen fenotipi ile ilişkili faktörlerin farklı olduğu düşünülmektedir. (1, 5, 9, 41)

2.2.2.1. Santral veya Patofizyolojik Faktörler

Bruksizm sıklıkla uyku zamanı ortaya çıktığı için, uyku fizyolojisi, özellikle de “uyarılma yanıtı”, bozukluğun olası nedenlerini araştırmak için kapsamlı bir şekilde incelenmiştir. Macaluso ve arkadaşları, yaptıkları çalışmada bruksizm ataklarının %86’sının istemsiz bacak hareketleri ile birlikte, uyarılma tepkisi ile ilişkili olduğunu göstermiştir. Bu da bruksizmin uyarılma yanıtının bir

parçası olduğunu göstermektedir. Yapılan sistematik derlemeler de bruksizmin uyku bozuklukları ile ilişkili olduğunu göstermektedir. (4, 5, 40, 42)

Yetişkin popülasyonlarında, uykuda solunum bozuklukları ile ilgili olarak, De Luca Canto ve diğerleri, mevcut kanıtların uyku bruksizmi ile ilişkisinin olduğunu söylemek veya inkâr etmek için yetersiz olduğunu öne sürmüştür. Benzer şekilde, 2018 tarihli bir sistematik derlemede ise, bazı klinik özellikler her iki durumda da ortak gibi görünse de obstrüktif uyku apnesi (OSA) ve uyku bruksizmi arasında açık bir nedensel bağlantı tanımlamak için yeterli bilimsel veri olmadığı sonucuna varılmıştır. (5)

Son zamanlarda, santral nörotransmitter sistemindeki bozuklukların, bruksizmin etiyolojisinde rol oynayabileceği belirlenmiştir. Bruksizm ayrıca nörolojik bozukluğu olan, nöroleptik ve antikonvülsan ilaç kullanan hastalarda ve levodopa kullanan beyin anormallikleri olan hastalarda da tespit edilmiştir. Risk faktörleri arasında amfetaminler ve antidepresanlar gibi uyarıcıların kullanımı yer almaktadır ve son zamanlarda bu parafonksiyonun ana nedeninin uyarılma teorisi ile açıklanan bir uyku bozukluğu olduğu düşüncesine yol açmıştır. (45, 46)

Hareketlerin koordinasyonunda rol oynayan beş subkortikal çekirdekten oluşan bazal ganglionun direkt ve indirekt yollarının bruksizm hastalarında bozulduğu varsayılmaktadır. Her iki yol arasındaki dengesizlik, Parkinson hastalığı gibi hareket bozukluklarına neden olur ve bu dengesizlik, aksiyon potansiyelinin dopamin aracılı iletimindeki bozukluklarla ortaya çıkar. Bruksizm durumunda her iki yolda da bir dengesizlik olabilir. Bruksizm ayrıca nörolojik bozukluğu olan, nöroleptik ve antikonvülsan ilaç kullanan hastalarda ve levodopa (L-dopa) kullanan beyin anormallikleri olan hastalarda da tespit edilmiştir. L-dopa gibi dopamin öncüllerinin akut kullanımı bruksizm aktivitesini inhibe ederken, L-dopa'nın kronik uzun süreli kullanımı bruksizm aktivitesinde artışa neden olmaktadır. Dopamin salınımını kolaylaştırarak dopamin konsantrasyonunu artıran amfetaminin bruksizmi artırdığı gözlenmiştir. Buna ek olarak, nikotin merkezi dopaminerjik aktiviteleri uyarır, bunun sonucunda da sigara içenlerde içmeyenlere göre iki kat daha fazla bruksizm gözlemlenmiştir. (4, 40, 42)

Bruksizmin selektif serotonin geri alım inhibitörleri tarafından başlatıldığı düşünülen bazı olgularda, dozun azaltılması yan etkiyi gidermiştir. Diğer kaynaklar, selektif serotonin geri alım inhibitörlerinin bruksizme neden olduğuna dair raporların nadir olduğunu ve bunun yalnızca uzun süreli kullanımda meydana geldiğini belirtmektedir. (47)

Alerjiler ve bağırsak parazitleriyle ilgili olarak, bu rahatsızlıkların bruksizmle ilişkisini açıklamaya odaklanan birkaç çalışma vardır. Çalışmalar sonucunda IgE, eozinofil seviyeleri ve bruksizm arasında yakın bir ilişki olduğu

izlenmiştir. (45, 46)

Bunlardan başka epilepsi, down sendromu, atipik yüz ağrısı, serebral palsi ve genetik de etyolojik faktörler arasındadır. (40, 41, 47)

Castroflorio ve arkadaşları tarafından, gastro-özofageal reflü hastalığı (GORD), genetik polimorfizmler, çocukluk döneminde görülen uyku bruksizmi ve diğer faktörler ile ilgili olarak uyku bruksizmi için önemli ölçüde artmış oranlar gözlemlenmiştir. Buna ek olarak, Feu ve arkadaşları, özofageal asidifikasyonun uyku bruksizmini indükleyebileceğini öne sürerken, sigara içmenin de doza bağlı bir şekilde uyku bruksizmi ile tutarlı bir şekilde ilişkili olduğunu belirtmiştir. Benzer şekilde, daha yeni bir sistematik derlemede de alkol, kafein ve tütün kullanımının da uyku bruksizmi ile tutarlı bir şekilde ilişkili olduğu gösterilmiştir. (5)

2.2.2.2. Psikososyal Faktörler

Literatürde bruksizm etiyolojisinde psikososyal faktörlerin rolüne ilişkin çok sayıda çalışma yayınlanmıştır, ancak bunların hiçbirisi büyük ölçekli uzunlamasına çalışmaların olmaması nedeniyle kesin nitelikte değildir. Bruksizm hastaları depresyon, artmış hostilite ve stres duyarlılığı açısından sağlıklı bireylerden farklılık göstermektedir. Uyku bruksizmine yönelik çok faktörlü geniş ölçekli bir popülasyon çalışması, yüksek stresli yaşamın önemli bir risk faktörü olduğunu ortaya koymuştur. Van Selms ve arkadaşları tarafından yapılan bir çalışma, gündüz diş sıkmanın önemli ölçüde yaşanan stresle açıklanabileceğini, ancak yaşanan stres ve beklenen stresin ambulator cihazlarla kaydedilen uyku bruksizmi ile ilişkisiz olduğunu göstermiştir. Çalışmalar bruksizm ve çeşitli psikososyal faktörler arasındaki olası ilişkinin arttığını ancak kesin olmadığını göstermektedir. (4, 41, 42)

İki sistematik derleme bruksizm ile çeşitli psikotropik ilaçların kullanımı arasındaki olası ilişkiyi değerlendirmiştir. Garret ve arkadaşları, olgu raporlarından elde edilen yetersiz kanıtlara dayanarak, antidepresan ile ilişkili bruksizmin çocuk ve yetişkin hastalarda ortaya çıkabileceğini ve fluoksetin, sertralin ve venlafaksin en sık bildirilen ajanlar olduğunu öne sürmüştür. Melo ve arkadaşları, uyku bruksizminin yetişkinler arasında duloksetin, paroksetin ve venlafaksin kullanımı ile tutarlı bir şekilde ilişkili olabileceğini, barbitüratlar ve metilfenidatın ise daha genç popülasyonlarda uyku bruksizmi varlığı ile tutarlı bir ilişki sergileyebileceğini öne sürmüştür. Stresle ilgili sonuçlarla ilgili olarak, bir sistematik derlemede, yazarlar tarafından genel olarak tanımlandığı gibi, günlük

yaşamda artan sıkıntının uyku bruksizmi için makul bir ilişkili faktör olabileceği öne sürülmüştür. (5)

Bu belirtilenlere ek olarak, son dönemde yaşanan pandemi sırasında artan işsizlik, izolasyon ve normal rutindeki değişikliklerle birlikte, bunların ruh sağlığı üzerindeki etkileri kaçınılmazdır. Yüksek stres ve anksiyete seviyelerinin bruksizm ile iyi kurulmuş bir bağlantısı olduğu çalışmalarla gösterilmiştir. (3)

2.2.2.3. Periferik Faktörler

Oklüzal uyumsuzluklar bruksizmi tetikleyen faktörler olarak işlev görür. Restorasyonlardaki lokalize yüksek noktalar veya uygun olmayan restorasyonlar, doğal olarak oluşan oklüzal interferanslar ve maloklüzyon bruksizme neden olabilir. Hasta, özellikle gece bruksizminde, oklüzal interferansları ortadan kaldırmak için diş yapısında kendi kendine bir dengeleme veya ayarlama yapmak için bilinçaltı bir girişimde bulunur. (41, 42, 47)

Çocuklarla yapılan bir çalışmada, çeşitli oklüzal faktörlerin öz bildirime dayalı bruksizm ile ilişkili olduğu öne sürülmüştür. Giffin makalesinde, bruksizmin etkili bir şekilde tedavi edilebilmesi için maksimum interküsasyon ve sentrik ilişki arasında uyum sağlanması gerektiğinden bahsetmiştir. Ancak bu konuda literatürde yayınlanan çalışmaların çoğu, yetişkinlerde klinik olarak belirlenmiş bruksizm ile oklüzal faktörler arasında bir ilişki olmadığı ya da çok az ilişki olduğu konusunda hemfikirdir. Manfredini ve arkadaşları ise, yaptıkları literatür derlemesinde, bruksizm etiyolojisinde oklüzal faktörlerin önemini kesin olarak çürütecek metodolojik olarak sağlam çalışmaların hala eksik olduğunu belirtmişlerdir. (4, 40)

Bruksizm geçmişte bazı diş hekimleri tarafından “oklüzal bir hastalık” olarak kabul edilmiştir, ancak aksi yöndeki bu tarihsel inançlara rağmen, Lobbezoo ve arkadaşları, 46 makalenin gözden geçirilmesinde bruksizmde oklüzal faktörlerin nedensel rolünü destekleyen hiçbir kanıt bulamamışlardır. (9)

Kanıtlara dayalı olarak, bruksizm ve TMB arasındaki ilişki ise her iki bozukluğun etiyolojisi ve tanısının karmaşıklığı nedeniyle literatürde hala tartışmalıdır. Aslında, bruksizm ile TMB arasında pozitif bir ilişki olduğunu gösteren bazı çalışmalar olmasına rağmen hem varlığı hem de neden-sonuç ilişkisi hala tanımlanmamıştır. TMB’lerin multifaktöriyel bir etiyolojisi vardır ve bunlar arasında bruksizm nedeniyle oluşan aşırı yüklenme ve travma gibi bazı durumlar da olabilir. (48, 49)

Manfredini ve arkadaşları, öz bildirime veya klinik bruksizme dayalı

araştırmaların TMB ağrısı ile makul bir ilişki gösterdiğini, ancak potansiyel yanlışlığı ve tanı düzeyindeki ortak tespitlerin dahil edilen çalışmalarda majör endişeler olduğunu öne sürmüştür. (49) Daha sonra, Cunali ve diğerleri, kanıtların özellikle uyku bruksizmi ile TMB arasındaki ilişkiyi desteklemek için yetersiz olduğu sonucuna varırken, Jiménez-Silva ve diğerleri, genel (uyku ve uyanık bruksizm arasında ayırım olmaksızın) bruksizmin miyofasyal ağrı, artralji ve eklem patolojisi ile makul bir şekilde ilişkili olabileceğini öne sürmüşlerdir. (5, 50)

2.2.3. BRUKSİZM EPİDEMİYOLOJİSİ

Muhtemelen bruksizm olgusu insanlık tarihine her zaman eşlik etmiştir. Standart tanı yöntemlerinin eksikliğinden dolayı yüksek yaygınlık değişkenliği büyük olasılıkla mevcut olsa da tüm yaş gruplarında, sosyal sınıflarda ve kültürlerde yaygın olarak görülmektedir. (51, 52)

Bruksizm prevalansı, çalışmalar arasında büyük farklılıklar göstermekte olup, %5'ten %90'a kadar değişmektedir. Bununla birlikte, halkın bruksizm konusundaki farkındalığının düşük olduğu ve genellikle yeterince bildirilmediği konusunda bir fikir birliği var gibi görünmektedir. Yapılan çalışmalar ve sistematik derlemelerde, yetişkinlerde genel bruksizm için, (yani uyanık ve uyku bruksizmi arasında bir ayırım olmaksızın) %8 ila 31 arasında, uyanık bruksizm için, %22 ila 31 arasında ve uyku bruksizmi için ise ortalama 13 ± 3 prevalans aralığına sahip olduğu gösterilmiştir. Çocuklarda ve ergenlerde %3,5 ile %40,6 arasında geniş bir yaygınlık aralığı bildirilmiştir. Uyanık bruksizm daha yaygın ve kadınlarda daha sık görülmektedir. Uyku bruksizmi için ise cinsiyet farkı görülmemektedir. (29, 39, 51, 53)

Bruksizm zamanla kendiliğinden düzelebilir ve yaşamın ilerleyen dönemlerinde tekrarlayabilir, ancak genel olarak yaşlılarda daha az görülür. Çalışmalar, bruksizm insidansının yaşamın ilk ila dördüncü dekadında en yüksek olduğunu ve bu parafonksiyonel davranışın yaşla birlikte azaldığını göstermektedir. Uyku bruksizmi yapılan çalışmalarda çocuklarda %14-18 ve yaşlılarda ise yaklaşık %3 olarak bildirilmiştir. (4, 5, 9, 29, 41-44)

2.2.4. BRUKSİZM TEŞHİSİ VE DEĞERLENDİRİLMESİ

Bruksizm genellikle sürecin kendisinden ziyade etkileri (en yaygın

olarak diş aşınması ve ağrı) nedeniyle tespit edilir. Diş sıkma veya gıcırdatma sırasında, bireyin diş sıkma başına 2,5 saniyelik süreler boyunca bir diş 20 g'dan fazla yük bindirebileceği tahmin edilmektedir. Bu, normal fonksiyonel streslerin ve nedenlerin çok ötesindedir. (47) Bruksizmin yaygın belirti ve semptomları baş ağrısı, restorasyonlarda tekrarlayan simantasyon kayıpları, uyanınca çene kemiğinde rahatsızlık hissi ve kas hassasiyetidir. Bruksizmin klinik belirtileri temporal ve masseter kasların boyutunda artış, kasların palpasyonuna karşı hassasiyet, ağız açıldığında mandibular deviasyon, sınırlı oklüzal açıklık, dental mobilite, dişlerin servikal yüzeyinin abfraksiyonu ve dişlerin veya restorasyonların kırılmasıdır. (16)

Bu problemler sonucunda, yaşam kalitesini etkileyebilmektedir. Bu nedenle erken teşhis ve önleyici tedbirler, oklüzyonu korumak çok önemlidir. Değerlendirme ve teşhis yöntemleri anket, klinik bulgular, intraoral apareyler ve çiğneme kaslarının elektromiyografik kayıtları sonucunda yapılmaktadır. (40)

Bunlara ek olarak, 2018'de başlayan uzun bir geliştirme sürecinin ardından, multidisipliner uzmanlar arasında uzlaşmacı bir yaklaşımla bruksizm durumu, eşlik eden durumlar, etiyoloji ve sonuçların çok boyutlu bir değerlendirmesini sağlamak için, Standartlaştırılmış Bruksizm Değerlendirme Aracı (STAB) geliştirilmiştir. STAB, bir bruksizm değerlendirme aracı için "A4 ilkesini", yani 'Accurate' (güvenilir ve geçerli), 'Applicable' (uygulanabilir), 'Affordable' (uygun maliyetli) ve 'Accesible' (günlük klinik kullanıma uygun) olmayı tam olarak karşılayamadığından, buna paralel olarak, STAB geliştiricilerinin çekirdek grubu tarafından büyük ölçekli epidemiyolojik araştırma projelerinde ve özellikle genel diş hekimliği uygulamalarında kullanılmak üzere Bruksizm Tarama Aracı (BruxScreen) geliştirilmiştir. (54, 55)

2.2.4.1. Anketler

Anketler hem araştırma hem de klinik durumlarda yardımcı araçlardır. Bu yöntem geniş bir popülasyona uygulanabilir, ancak yanıtların subjektif doğası bu yöntemin kısıtlamasıdır. Bruksizm ataklarının çoğuna ses eşlik etmez. Bu nedenle, yetişkinlerin ve çocukların büyük bir yüzdesi bruksizm aktivitelerinin farkında olmazlar ve bu nedenle kendilerini bruksizm hastası olarak tanımlayamazlar. (1, 40)

2.2.4.2. Klinik Değerlendirme

Bruksizmin erken teşhisi, meydana gelebilecek olası hasar ve yaşam kalitesi üzerindeki zararlı etkisi nedeniyle faydalıdır. Bruksizm tanısı genellikle klinik olarak konur ve esas olarak kişinin hikayesine (örneğin gıcırdatma sesleri raporları) ve tipik belirti ve semptomların varlığına dayanır. Bruksizm semptomları, kişinin yatak partnerini bile uyandırabilecek karakteristik bir ses eşliğinde diş gıcırdatma, TME’de ağrı ve bazen ses şikayetleri, çiğneme ve boyun kaslarında miyalji ve gerginlik hissi, baş ağrısı (özellikle hasta sabah uyandığında temporal bölgede), aşırı hassas dişler, aşırı diş hareketliliği ve kötü uyku kalitesi sonucunda görülen yorgunluk olarak özetlenebilir. (1, 47, 56)

Hastalarda izlenen tanısal klinik ve radyografik bulgular ise; dişlerin oklüzal ve insizal yüzeylerinde atrizyon fasetleri, radyografik olarak periodontal ligament aralığında genişleme ve dişlerde mobilite, alveolar kemik trabekülasyonu ve ekzostoz oluşumu, restorasyonların yanı sıra dişlerin kırılması, çiğneme kaslarının palpasyonuna karşı hassasiyet ve temporal, masseter, lateral pterygoid kas hipertrofisi, dil ve yanakta izlenen girintilerle yanaşı ısırma düzlemi boyunca görülen linea alba şeklinde özetlenebilir. (41, 46)

Diş aşınmasının bruksizm ile eş anlamlı olduğu varsayılmaktadır. Bazı çalışmalar diş aşınması ve bruksizm arasında pozitif bir ilişki olduğunu gösterirken, diğerleri negatif sonuçlar ortaya koymuştur. Diş aşınmasının sınıflandırılması ve ölçümü için çeşitli sistemler ortaya konmuştur. Bu sınıflandırmalardan biri, insizal ve oklüzal aşınmaya göre kategorize eden ve diş aşınmasının yaygınlığını ve şiddetini araştırmak için geliştirilen Diş Aşınma İndeksidir. (4)

Diş aşınması hem fonksiyonel hem de parafonksiyonel aktivitelerin kümülatif bir kaydıdır ve yaş, cinsiyet, diyet ve bruksizm gibi çeşitli faktörler diş aşınması ile ilişkilidir. Gazlı içeceklerden kaynaklanan erozyon, diş aşınmasına katkıda bulunan önemli bir faktördür. Tüm modaliteler genellikle aşınmaya neden olmak için birbirleriyle etkileşim halindedir. Bu nedenle, gerçek bruksizmi belirlemek için diş aşınmasının değerlendirilmesi tartışmalıdır ve bu nedenle bruksizmin tek başına diş aşınmasına katkı derecesini tahmin etmek zordur. (41, 46, 51, 53)

2.2.4.3. İntraoral Apeyler

Bruksizm aktivitesi intraoral apeyler kullanılarak ölçülebilir. Yapılan

bazı çalışmalar oklüzal splint üzerinde tekrarlayan bir aşınma modeli tanımlarken, diğer çalışmalar tam ark oklüzal stabilizasyon splintleri üzerindeki parafonksiyonel nokturnal dental ativitenin hem asimetrik hem de düzensiz aşınmaya neden olduğunu belirtmiştir. Ancak bu yöntemlerin doğruluğu tam olatak tespit edilmemiştir. İntraoral apareylerle bruksizm ölçümü için bazı cihazlar tanıtılmıştır ve bunlarla ilgili çalışmalar yapılmıştır. (57)

- Bruxcore Bruksizm İzleme Cihazı (BBMD): BBMD gece bruksizm aktivitesini ölçmek için tanıtılmıştır. Bruxcore plak, yüzeyindeki aşınmış mikro noktaların sayısını sayarak ve aşınmanın hacimsel büyüklüğünü puanlayarak bruksizm olaylarını değerlendirmek için kullanılır. BBMD, en üst yüzeyinde iki alternatif renk ve nokta ekranı bulunan dört katmandan oluşan 0,51 mm kalınlığında polivinil klorür plak kullanır. Eksik mikro noktaların sayısı aşınmış alanı değerlendirmek için sayılır ve ortaya çıkarılan katmanların sayısı derinlik parametresini temsil eder. Bu parametrelerin her ikisi de bruksizm aktivitesinin miktarı için bir indeks elde etmek üzere birleştirilir. Bu yöntemin en büyük dezavantajı, eksik noktaların sayısını kesin bir doğrulukla saymanın zor olmasıdır. (58)
- Takeuchi ve arkadaşları uykuda bruksizm için bir kayıt cihazı olan Intra-splint kuvvet dedektörünü (ISFD) geliştirmişlerdir. Bu cihaz, dişin cihaza temas etmesiyle oluşan kuvveti ölçmek için intraoral bir cihaz kullanmaktadır. ISFD, apareyin oklüzal yüzeyinin 1-2 mm altına yerleştirilen ince, deformasyona duyarlı bir piezoelektrik film kullanarak kuvveti tespit eder. Ancak ISFD, sabit durum diş sıkma davranışı sırasında kuvvetin büyüklüğünü tespit etmek için uygun değildir. (59)

2.2.4.4. Çiğneme Kaslarının Elektromiyografik Kaydı

Çok sayıda değerlendirme aracından biri olan EMG kaydı, gerçek uyku bruksizmi aktivitesini doğrudan ölçmek için kullanılmıştır. Ana avantajı, bruksizmin, doğal bruksizm aktivitesini değiştirebilecek intraoral cihazlar olmadan ölçülebilmesidir. Klinisyen, bir hastanın uyku ya da uyanıklık bruksizmi olduğundan şüphelendiğinde, bu alışkanlığın teşhisi kadar spesifik olarak ne olduğunu ayırt etmek de önemlidir. Uyku ve uyanık bruksizm arasında ayırım yapmak için klinisyen çiğneme kaslarının elektromiyografik aktivitesini ölçerek kesin teşhis koyabilir. (57)

- Taşınabilir EMG kayıt cihazları: 1970'lerden bu yana, pille çalışan EMG

kayıt cihazları kullanılarak hastaların evlerinde belirli bir süre boyunca uyku bruksizmi epizotları ölçülmüştür. Taşınabilir EMG kayıt sistemi ile uyku bruksizminin tespiti için kriterler önerilmiştir ancak bunların geniş bir popülasyonda geçerliliği henüz doğrulanmamıştır. Diğer orofasiyal aktiviteler (örneğin öksürme ve mırıldanma) nedeniyle uykuda bruksizmin izole edilmesi zordur. Ayrıca, mikro uyarılma, taşikardi ve uyku evresi değişimi gibi diğer uyku bozuklukları da göz ardı edilemez. Kalp atış hızının kaydedilmesi, uykuda bruksizm tanısının doğruluğunu artırmak için telafi edici önlemlerden biri olarak önerilmiştir. Kayıtların doğruluğunu artırmak için dahili bir tampon amplifikatöre sahip bir yüzey EMG elektrodu ve kablolu tipte bir EMG ölçüm sistemi de geliştirilmiştir. (42, 57)

- Minyatür bağımsız EMG dedektör analizörü: Minyatür, bağımsız bir EMG dedektör analizörü (Bite-Strip) orta ve yüksek seviyedeki bruksizm hastaları için bir tarama testi olarak geliştirilmiştir. Dikkat çekici özelliği, bruksizm olaylarının sayısının, sadece masseter kasının üzerindeki cilde takılarak objektif olarak tahmin edilebilmesidir. (40, 60) Yakın zamanda, uykuda bruksizm için bir dedektör ve biyo-geribildirim cihazı olarak biyo-geribildirim işlevine sahip minyatür bir bağımsız EMG dedektör-analizörü (Grindcare, Medotech, Danimarka) geliştirilmiştir. Bir tür koşullu elektrik stimülasyonu (CES) sağlamaktadır. Anterior temporalis kasının EMG aktivitesinin çevrimiçi olarak kaydedilmesini, diş gıcırdatma ve sıkmanın tespit edilmesi için EMG sinyallerinin çevrimiçi olarak işlenmesini ve ayrıca uyku bruksizmi aktivitelerinin azaltılması için biyo-geribildirim stimülasyonunu sağlamaktadır. Bilimsel doğrulamaya ihtiyaç duyulmasına rağmen, uyku bruksizmini tespit etmek ve aynı zamanda yönetmek için güçlü cihazlardan biri olarak kabul edilmektedir. (40, 42)
- Polisomnografi: Uyku bruksizmi için PSG (uyku laboratuvarı) kayıtlar, eş zamanlı ses-video kayıtları ile birlikte elektroensefalogram, EMG, elektrokardiyogram ve termal olarak hassas rezistans (hava akışını izleme) sinyallerini içermektedir. Uyku laboratuvarı ortamı oldukça kontrollü bir kayıt ortamı sunar, dolayısıyla diğer uyku bozuklukları (örneğin, uyku apnesi ve uykusuzluk) ekarte edilebilir ve uyku bruksizmi diğer orofasiyal aktivitelerden (örneğin, miklonus, yutma ve öksürme) ayırt edilebilir. (40, 42, 53, 57) Polisomnografi, Trindade ve Rodriguez tarafından bruksizm teşhisinde altın standart olarak kabul edilen tamamlayıcı bir yöntemdir. (61)

EMG taşınabilir cihazları aracılığıyla uyku bruksizmi değerlendirmesi,

polisomnografiye kıyasla araştırmalarda ve klinik uygulamada kolayca kullanılabilir daha pratik bir yaklaşımdır. Genel olarak, meta-analizde klinisyenleri bu yöntemleri denemeye teşvik edebilecek iyi bir tanısal kapasite gözlemlenmiştir. (62)

Bu tanı araçlarından herhangi biri tek başına kullanılmamalıdır, çünkü hastalar bruksizmin varlığının farkında olmayabilir, bruksizmin klinik belirtileri şu andaki bir sorundan ziyade geçmişteki bir sorunu yansıtabilir ve EMG ve PSG, zaman içinde dalgalanan bir bozukluğun yalnızca rastgele bir göstergesini verir. (45)

Tanı, öykü alma ve kapsamlı bir klinik muayene süreci ile konulabilir. Kesin tanı altın standart olarak bildirilen “polisomnografik” veya “ambulator kayıtlar sistemi” gibi elektrofizyolojik araçlar kullanılarak konulabilir. Diş hekimleri için bruksizmin tanınması esas olarak klinik gözlemlere dayanır, ancak koltuk başı tanısının sınırlamaları olduğu unutulmamalıdır. (40, 41, 46, 47, 61)

2.2.4.5. Uluslararası Uyku Bozukluğu Sınıflandırması - R Tanı Kriterleri

ICSD-R uyku bruksizmi için tanı ölçütlerini listelemiştir. (28, 47) Tanı aşağıdaki kriterlerden minimum ikisini içerir:

1. Uyku sırasında diş gıcırdatma veya diş sıkma belirtisi
Aşağıdakilerden biri veya daha fazlası:

2. Anormal diş aşınması
3. Gıcırdatma sesleri
4. Çene kaslarında rahatsızlık.

Tanıyı destekleyen aşağıdaki kriterler de dikkate alınabilir:

5. Polisomnografik her ikisini de gösterir:
 - 1) Uyku sırasında çene kaslarının aktivitesi
 - 2) İlişkili epileptik aktivite yokluğu
 - Başka tıbbi veya mental bozukluk olmaması (örnek olarak, uyku sırasında anormal hareketlere neden olabilen uyku ile ilişkili epilepsi).
 - Diğer uyku bozukluklarının varlığı (örnek olarak, obstrüktif uyku apne sendromu).

2.2.5. BRUKSİZMDE OLUŞAN OKLÜZAL/LATERAL KUVVETLER VE ETKİLERİ

2.2.5.1. Uygulanan Kuvvetin Yönü

Çiğneme ve yutma sırasında alt çene dikey yönde hareket eder. Kapanırken ve diş temaları meydana gelirken, dişlere uygulanan baskın kuvvetler de dişlerin destekleyici yapıları tarafından iyi kabul edilen dikey bir yöndedir, ancak bruksizm sırasında, mandibula bir yandan diğer yana kayarken, dişlere iyi kabul edilmeyen ve dişlere ve/veya destekleyici yapılara zarar verme olasılığını artıran ağır yatay kuvvetler uygulanır. (31)

2.2.5.2. Mandibular Pozisyon

Mandibulanın fonksiyonel aktivitesinin çoğu sentrik oklüzyon pozisyonunda veya buna yakın gerçekleşir. Fonksiyonel aktiviteyle ilgili kuvvetler, tek bir diş gelebilecek olası hasarı en aza indirecek şekilde birçok diş dağıtılır. Bruksizm ise eksantrik pozisyonlarda meydana gelir. Aktivite sırasında az sayıda diş teması meydana gelir ve bu aktivitede mandibular pozisyon stabil pozisyonundan uzaktır. Mandibulanın bu pozisyonu çiğneme sistemi üzerinde daha fazla zorlanmaya neden olarak onu bozulmaya daha yatkın hale getirir. Bu da birkaç diş daha fazla kuvvet uygulanmasına neden olur. (6, 31)

2.2.5.3. Kas Kasılma Türü

Çenelerde meydana gelen çoğu fonksiyonel aktivite, kasların iyi kontrol edilmiş, ritmik kasılma ve gevşemesinden oluşur. Bu ritmik aktivite, dokulara oksijen sağlayan ve hücrel düzeyde biriken yan ürünleri ortadan kaldıran yeterli kan akışına izin verir. Bruksizm ise kasların uzun süreler boyunca sürekli kasılmasına neden olur. Bu tür bir aktivite, kan akışı azaldığı için kas dokuları içindeki oksijenlenmeyi azaltır. Sonuç olarak, kas dokusu içinde karbondioksit ve hücrel atık yan ürün seviyeleri artarak yorgunluk, ağrı ve spazm semptomlarına yol açar. (31)

Diş sıkma nedeniyle kasın aşırı yüklenmesi, lokal kan akışı ve mikrodolaşım bozuklukları ve iskemiden kaynaklanan ağrı ile ilişkili olabilir, ikincisi kas nosiseptörlerini hassaslaştıran maddelerle ilgilidir. (6)

2.2.5.4. Koruyucu Reflekslerin Etkisi

Nöromusküler refleksler fonksiyonel aktiviteler sırasında mevcuttur ve diş yapılarını hasardan korur. Ancak bruksizm sırasında nöromusküler koruyucu mekanizmalar yok gibi görünmektedir, ya da en azından refleks eşikleri yükselmekte, bu da kas aktivitesi üzerinde daha az etkiye neden olmaktadır. Bu nedenle, fonksiyon sırasında kas aktivitesini inhibe eden aynı diş temaslari, parafonksiyonel aktiviteyi inhibe etmez. Bu durum, ilgili yapıların bozulmasına neden olabilecek parafonksiyonel aktivite seviyelerini artırır. (6, 50)

2.2.6. BRUKSİZM SINIFLANDIRILMASI VE DERECELENDİRİLMESİ

Bruksizmin sınıflandırmaları ve tanımları çok sayıdadır ve onlarca yıldır büyük farklılıklar göstermiştir. 2013 yılında ise, bruksizmin diş sıkma veya gıcırdatma ve/veya alt çenenin desteklenmesi veya itilmesi ile karakterize edilen ve sirkadiyen fenotipine bağlı olarak uyku bruksizmi veya uyanık bruksizm olarak belirtilen tekrarlayan çiğneme kas aktivitesi olarak basit ve pragmatik bir tanımı üzerinde uluslararası fikir birliği sağlanmıştır. (4, 27, 44)

Bruksizmin iki farklı sirkadiyen fenotipi vardır. Amerikan Uyku Bozuklukları Akademisi “uykuda bruksizm” (nokturnal) ve “uyanık bruksizm” (diurnal) terimlerini önermiştir. Uyku ve uyanık bruksizm, muhtemelen farklı etiyolojilere ve farklı varsayılan risk faktörlerine sahip ayrı varlıklar olarak düşünülmelidir. Uyku ve uyanıklık bruksizmi genellikle sırasıyla uyku ve uyanıklık sırasında gözlenen farklı davranışlar olarak kabul edildiğinden, bruksizm için tek tanımın 2 ayrı tanım lehine kullanımdan kaldırılması önerilmektedir: (6, 27, 43, 63)

- Uyku bruksizmi, uyku sırasında ritmik (fazik) veya ritmik olmayan (tonik) olarak karakterize edilen çiğneme kas aktivitesidir ve sağlıklı bireylerde bir hareket bozukluğu veya uyku bozukluğu değildir.
- Uyanık bruksizm, uyanıklık sırasında tekrarlayan veya sürekli diş teması ve/veya alt çenenin desteklenmesi veya itilmesi ile karakterize edilen çiğneme kas aktivitesidir ve sağlıklı bireylerde bir hareket bozukluğu değildir.

Uyanık bruksizm, ailevi sorumluluk veya iş baskısı, anksiyete ve stresle ilgilidir. Uyanık bruksizm kadınlarda erkeklere kıyasla daha sık görülür. Uyku bruksizmi ise uyku ile ilişkili bir oromandibular hareket bozukluğu olarak kabul edilmektedir. Uyku sırasında bruksizm yapan bireylerde diğer uyku bozuklukları, horlama ve solunum duraklamaları (uyku apnesi) görülme olasılığı daha yüksektir. Son uyku bozuklukları sınıflandırmasına göre uyku ile ilişkili bir hareket bozukluğu olarak sınıflandırılmıştır. Bazen diurnal ve nokturnal bruksizm kombine olarak da görülebilmektedir. (41, 42, 47)

Bruksizm aynı zamanda primer veya sekonder olarak sınıflandırılabilir. Primer bruksizm idiyopatik olarak kabul edilirken, sekonder bruksizm sıklıkla ilaç kullanımının veya nörolojik ve gelişimsel bozuklukların bir yan etkisi olarak görülür. (16)

Uyku ve uyanıklık bruksizmi, sistemik veya psikiyatrik net bir tıbbi neden bulunmadığında primer olarak sınıflandırılır. Bruksizm, dişlerin statik olarak sıkılması, gıcırdatılması veya ikisinin bir karışımını içerebilir. Uyku bruksistlerinin yaklaşık üçte birinde bu aktiviteye ses eşlik eder. Uyanık bruksizm, genellikle sessiz, statik bir diş sıkmadır; uyanırken gıcırdatmak genellikle ilaçlarla veya nörolojik bozukluklarla, örneğin diskinezilerle sekonder olarak ilişkili olabilir. (1, 9, 46)

Bruksizm motor aktivite türüne göre tonik, fazik ve kombine olarak sınıflandırılabilir. Kas kasılması 2 saniyeden uzun süre devam ediyorsa tonik, her biri 0,25 ila 2 saniye arasında süren üç veya daha fazla ardışık elektromiyografik aktivite atağına sahip çiğneme kaslarının kısa, tekrarlanan kasılmaları mevcutsa fazik ve tonik ve fazik atakların dönüşümlü olarak ortaya çıkması ile kombine olarak sınıflandırılır. Uyku bruksizmi ataklarının yaklaşık %90'ı, atakların ağırlıklı olarak tonik olduğu uyanık bruksizmin aksine, fazik veya kombine ataklardır. Oluşum dönemine göre ise geçmiş ve mevcut ya da halen devam eden bruksizm olarak sınıflandırılabilir. Fakat bunların ayırt edilmesi zordur. (47)

Bruksizm en yaygın, karmaşık ve yıkıcı dental fonksiyon bozukluklarından biridir. Bu nedenle bruksizm, şiddet derecesine göre stomatognatik sistem yapılarında lezyon kanıtlarının olduğu orta, şiddetli ve aşırı olarak sınıflandırılabilir. Ayrıca sentrik ve eksantrik olarak da sınıflandırılabilir. Sentrik bruksizm, belirli bir süre boyunca dişlerin sürekli sıkılması, destek yapılarının tahrip edilmesi ve aynı zamanda çiğneme kasları ve temporomandibular eklemi içeren durumlardan oluşur. Eksantrik bruksizmde, izotonik kas kasılmaları ve özellikle ön arkta dişlerin insizal kenarlarında aşınma vardır. Bununla birlikte, insizal kenarların aşındığı tüm olgular bu

parafonksiyonel aktiviteden kaynaklanmaz, tırnak yeme, nesneleri ısırma gibi diğer alışkanlıklarla ilişkili olabilir. Bruksizm ayrıca kronik, akut ve subakut olarak da sınıflandırılmaktadır. Literatür, hasta belirti ve/veya kas semptomları sergilediğinde oklüzal bir uyumsuzluğun bruksizme müdahale ettiğini belirtmektedir. Bu durum sentrik ilişkide ve/veya fonksiyonel lateral ve protruziv fazlarda ortaya çıkar. (46, 64)

Bruksizmin bir bozukluk olarak kabul edilip edilmeyeceğine ilişkin bir dizi tartışma arasında, Raphael ve arkadaşları, daha yüksek çiğneme kası aktivitesi seviyelerinin olumsuz ağız sağlığı sonuçları (örneğin, şiddetli çiğneme kası ağrısı veya temporomandibular eklem ağrısı, aşırı mekanik diş aşınması, protez komplikasyonları) riskini artırması durumunda, bruksizmin sağlıklı bireylerde bir bozukluktan ziyade bir risk faktörü olarak kabul edilmesi gerektiğine işaret etmiştir. Bruksizm sağlıklı bireylerde bir bozukluk olmayabilir ancak olumsuz ağız sağlığı sonuçları için bir risk faktörü olabilir. (44) Eğer başka bir bozukluk için risk faktörü değilse, bruksizm sadece multifaktöriyel etiyolojiye sahip bir motor davranış olabilir. Özellikle, destekleyici kanıtlar hala yetersiz olsa da bazı bireylerde davranışın bruksizm yapan kişi için olumlu sonuçları bile olabilir. Uyku bruksizmi aktivitesinin, bir uyarılma epizodu sırasında solunumda bir artış ile ilişkili olduğu gösterilmiştir, bu da bruksizmin uyku sırasında hava yolu açıklığını eski haline getirme veya sürdürmede bir rolü olabileceği hipotezine yol açmaktadır. Obstrüktif uyku apnesi (OSA) olan kişilerde uyku bruksizmi prevalansı artmış gibi görünmektedir, ancak uyku bruksizmi arasındaki bu ilişki, çeşitli katkıda bulunan faktörlerle karmaşıktır. İkisi arasında tutarlı bir zamansal veya nedensel ilişkiyi açıklama girişimleri başarılı olmamıştır. (27, 44, 65)

Gastroözofageal reflü hastalığı (GORD) da uyku bruksizmi için bir risk faktörü gibi görünmektedir ve bu ilişkinin, tükürük akışının koruyucu bir işlevi olan uyku bruksizmi aracılığıyla olduğu varsayılmıştır. (66) Miyawaki ve arkadaşları, uyku bruksizmi olan deneklerin daha fazla GORD epizoduna sahip olduğunu ve uyku bruksizmi epizodlarının %60'ının reflü sırasında meydana geldiğini bulmuşlardır ve proton pompası inhibitör ilacının uygulanması, plasebo ve kontrollere kıyasla uyku bruksizmi epizodlarında bir azalmaya yol açmıştır. (67) Uyku sırasında yutma aktivitesi, yalnızca uyarılma epizodlarını takiben ve uyku bruksizmi epizodlarının yaklaşık yarısından sonra not edilmiştir ve bu, uyku bruksizminin uyku sırasında tükürük akışını uyarmakla ilişkili olduğu hipotezine yol açmıştır. (9) Bunlar bruksizmi olumsuz bir sağlık sonucu olasılığını azaltan bir özellik olan potansiyel bir koruyucu faktör olarak sınıflandırılabilir. (67)

Bruksist aktivitenin idiyopatik, hava yolu açıklığı ile ilişkili, uyku ile ilgili hareket bozuklukları ile ilişkili, yutma ile ilişkili olarak farklı türleri olabileceği gibi, bunların hepsinin aynı hastada bir arada bulunması da söz konusu olabilir. Klinik sonuçları açısından bruksizm aşağıdakilerden herhangi biri olarak da sınıflandırılabilir: (5, 9, 27)

- Risk veya koruyucu faktör değildir: bruksizm, zararsız bir davranıştır.
- Bir risk faktörüdür: bruksizm, 1 veya daha fazla olumsuz sağlık sonucu ile ilişkilidir.
- Koruyucu bir faktördür: bruksizm, 1 veya daha fazla olumlu sağlık sonucuyla ilişkilidir.

Lobbezoo ve arkadaşları, nöropatik ağrının derecelendirilmesi için önerilen yaklaşımı takip ederek, klinik ve araştırma amaçlı olarak “şüpheli”, “olası” ve “kesin” uyku veya uyanık bruksizm tanısı derecelendirme sistemi önermişlerdir. Bu belirli bir değerlendirmenin gerçekten geçerli bir sonuç verme olasılığını belirlemek amacıyla önerilmiştir. (28)

Raphael ve arkadaşları, tarafından bu derecelendirme sistemine getirilen temel eleştirilerden biri, sistemin “toplanabilir” (yani, öz-bildirim artı klinik muayene [artı enstrümental değerlendirme]) olduğu, dolayısıyla hem öz-bildirimin, hem de klinik değerlendirmenin altın standart enstrümental değerlendirmeye kıyasla, tamamen hassas ancak yeterince spesifik olmayan sonuçlar verdiğini varsaymasıdır. (68)

2.2.7. BRUKSİZM TEDAVİSİ

Oklüzal bozuklukların tedavisi genellikle hem diş hekimi hem de hasta için zorlu bir süreçtir. Bu durumların belirtileri genellikle değişken olduğundan, teşhis edilmeleri zordur. Şu anda, uyku bruksizmi için spesifik bir tedavi mevcut değildir. Üzerinde anlaşmaya varılmış kesin bir tedavi olmamasına rağmen, mevcut tedaviler oklüzal, davranışsal, fiziksel ve farmakolojik olarak sınıflandırılabilir. Tedaviler terapötik olmakla, stomatognatik sistemin daha fazla zarar görmesini önlemeye yöneliktir. (1, 41, 42, 47)

Lobbezoo ve arkadaşları tarafından, konuyla ilgili yapılan bir derleme, makalelerin çoğunun düşük metodolojik kalite nedeniyle kesin bir öneri noktasına

gelmediğini öne sürmüştür. (42)

Mevcut kanıtlar dahilinde bruksizmi yönetmek için en yaygın olarak uygun stratejinin oral apareyler (plaque), davranışsal stratejiler (pep talk) ve santral etkili ilaçlar (pills) bir kombinasyonuna dayanan “üçlü P” yaklaşımı olduğu öne sürülmüştür. (41, 45, 53)

Son incelemeler, interoklüzal apareylerin uyku bruksizminin yönetiminde yararlı yardımcıları olduğu, ancak bruksizmin veya temporomandibular bozuklukların belirti ve semptomlarının kesin veya iyileştirici bir tedavisini sunmadığı sonucuna varmıştır. Bu terapötik yöntemlerden bazılarına ilişkin kanıtların genellikle zayıf olduğu ve bu nedenle kullanımlarında dikkatli olunması gerektiği belirtilmelidir. Bununla birlikte, günlük uygulamada, klinisyenlerin bruksizmi yönetmek için bir tedaviye ihtiyaç olup olmadığının farkına varmayı da içeren en uygun yaklaşıma karar vermeleri gerekmektedir. (5, 6, 44, 45)

Genel olarak bruksizm yönetimi, durumun gelişimiyle ilişkili potansiyel nedensel faktörlerin tanınmasına dayanır. Diurnal bruksizm, alışkanlık modifikasyonu, rahatlama terapisi ve biyo-geribildirim gibi müdahaleler dikkate alınarak yönetilebilir. Psikolojik veya psikososyal faktörlerden etkilenmemiş gibi görünen uyku bruksizmi olan hastalarda, uygun müdahale aparey tedavisini içerebilir. İlaç veya ilaca bağlı bruksizmi olan hastalarda, ilaçların kesilmesi veya değiştirilmesi düşünülmelidir. Rekreatif ilaçlar kullanılıyorsa, müdahale psikolojik danışmanlığı içermelidir. (1, 45)

Manfredini ve arkadaşları, oklüzal apareyler, farmakolojik yaklaşımlar, biyo-geribildirim ve bilişsel-davranışçı yaklaşımlar ve masseter kasları için elektriksel uyarı ile ilgili sonuçlar bildirmiştir. Yazarlar, tutarlı etkililik kanıtlarının bulunduğu oklüzal apareyler dışında, uyku bruksizmi yönetimi için bir standart referans yaklaşımı tanımlamak için yeterli kanıt olmadığı sonucuna varmışlardır. (69)

2.2.7.1. Oklüzal Ayarlamalar ve Dengeleme Tedavisi

Erken temaslar veya oklüzal interferanslar geçmişte bruksizm oluşumu ile ilişkilendirilmiştir ve bazı diş hekimleri hala bruksizmi tedavi etmek için oklüzal düzenlemeler yapılmasını savunmaktadır. Ancak, bozukluğun etiolojisinin artık periferik değil, esas olarak santral olarak düzenlendiği

bilindiğinden, bu tür geri dönüşü olmayan prosedürleri uygulamak için kanıt temeli yok gibi görünmektedir. Greene ve arkadaşları, oklüzal düzenlemelerin diş yapısını bruksizmin yarattığının ötesinde daha da bozduğunu belirtmiştir. (1, 4, 42, 45, 70)

Bruksizm tedavisinde dişlerin oklüzal yüzeylerinin geri dönüşümsüz ayarlanması literatür tarafından desteklenmemektedir. (5, 9, 45, 48)

2.2.7.2. Oklüzal Splintler

Bruksizm için oklüzal yönetim stratejilerinin ikinci kategorisi, sık kullanılan oklüzal apareyleri içerir. Literatürde çeşitli splint tipleri için klinik ve laboratuvar prosedürleri açıklanmaktadır. Bu splintlerin farklı isimleri (örnek olarak, oklüzal ısırma koruyucusu, bruksizm apareyi, ısırma plağı, gece koruyucusu, oklüzal cihaz) ve biraz farklı görünüm ve özellikleri vardır, ancak özünde çoğu, çoğunlukla üst çeneye takılan sert akrilik-rezin stabilizasyon apareyleridir. (5, 42, 45)

İntraoral apareyler öncelikle dişleri diş sıkma/gıcırdatma nedeniyle oluşan hasarlardan korumayı amaçlar. Kas aktivitesi üzerindeki etkilerine dair kanıtlar çelişkilidir. Oral splintler ayrıca terapötik etkilerinin uyku bruksizmi üzerindeki etkilerinden bağımsız olabileceği temporomandibular bozuklukların tedavisinde de kullanılır. Bu splintler tam oklüzal kaplama ile oluşturulmalı ve kanin rehberliği ile ark boyunca dengeli oklüzal temas sağlamalıdır. İdeal olarak, oklüzyon, retrüze temas pozisyonunda sağlanmalıdır. Sert akrilik splintlerin yumuşak olanlara kıyasla bruksizmi azaltmada daha etkili olduğu bildirilmiştir. (5, 9, 29, 41, 42, 45)

Çalışmalar, oklüzal splint tedavisinin hastaların yaklaşık yarısında nokturnal EMG aktivitelerinde azalmaya yol açtığı, diğer yarısında ise özellikle yumuşak splint kullananlarda EMG aktivitesinde herhangi bir değişiklik olmadığı, hatta artış olduğu gösterilmiştir. (1, 42, 45)

Sınırlı olsa da bazı kanıtlar, stabilizasyon splintlerinin obstrüktif uyku apnesini ağırlaştırabileceğini öne sürmüştür. Hastaları bu riske karşı uyarmak ve uyku apnesi doktorlarına danışana kadar mevcut OSA tanısı olanlara stabilizasyon splintleri uygularken dikkatli olunmasını belirtmiştir. (9, 65, 71)

Araştırmalar sonucunda, çalışmaların azlığı nedeniyle, bruksizm tedavisinde oral splintlerin kullanımını, bozukluğun neden olabileceği diş

hasarının önlenmesi veya mevcut hasarların sınırlandırılması ile sınırlandırmanın daha doğru olacağı bildirilmiştir. (42, 45)

2.2.7.3. Davranışsal Stratejiler

Psikanaliz, hipnoz, progresif rahatlama terapisi, meditasyon, kendi kendini izleme, uyku hijyeni ve alışkanlıkların tersine çevrilmesi ve biyolojik geri bildirim dahil olmak üzere çeşitli davranış stratejileri tanımlanmıştır. (9, 39, 41, 42, 45, 72)

Biyolojik geri bildirim, bir uyaran kişinin olumsuz çene kası aktivitelerinin farkına varmasını sağladığında (“olumsuz koşullanma”) bruksizm yapanların davranışlarını “unutabilecekleri” paradigmasını kullanır. Bu teknik, uyku bruksizminin yanı sıra uyanıklık sırasındaki bruksizm için de uygulanmıştır. Teknikler şunları içermektedir: işitsel, titreşimli veya elektrik uyarıcı geri bildirimli EMG, diş sıkma/çiğneme sırasında kötü bir tat bırakan oklüzal splintler ve bir uyku bruksizmi epizodu sırasında bir hastayı uykudan uyandırmayı amaçlayan cihazlar. Biyolojik geribildirim stratejilerinin etkinliğine dair uzun vadeli bir kanıt yoktur ve uykuyu bozan tekniklerin gündüz aşırı uykululuğa yol açabileceğine dair endişeler mevcuttur. (4, 9, 45)

Biyolojik geri bildirim tedavileri ile ilgili olarak, Wang ve diğerleri, uyku bruksizmi tedavisinde biyolojik geri bildirim yönteminin kullanımını destekleyecek güçlü bir kanıt olmadığı sonucuna varmışlardır. (73) Öte yandan, Jokubauskas ve arkadaşları, konuyla ilgili literatürü güncellemiş ve biyolojik geri bildirim modalitelerinden biri olan koşullu elektrik stimülasyonunun (CES) kısa süreli bir tedavi döneminden sonra uyku bruksizmi ile ilgili motor aktiviteleri azaltmada makul derecede etkili olduğunu öne sürmüşlerdir. (74)

Jokubauskas ve Baltrušaitytė, biyolojik geri bildirim tedavisinin uyku bruksizmi üzerindeki etkinliği hakkında bir sistematik inceleme ve meta-analiz gerçekleştirmiş ve meta-analizde yer alan sınırlı sayıda çalışma nedeniyle kanıt eksikliği olduğu sonucuna varmışlardır. (75)

Shimada ve arkadaşları, farklı yoğunluktaki koşullu elektriksel stimülasyonun (CES) uyku sırasında EMG aktivitesi üzerindeki etkisini belirlemek için “şüpheli” uyku bruksizmi ile altmış katılımcıdan oluşan randomize kontrollü çalışma gerçekleştirmişler. Katılımcılar rastgele, yüksek CES, düşük CES veya plasebo kohortuna ayrılmıştır. Yüksek yoğunluklu CES’in

uyku sırasında çiğneme kası EMG aktivitesi üzerinde inhibitör etki gösterdiğini ve çene kası semptomlarında (hoş olmayan yorgunluk/ağrı) önemli azalmalarla ilişkili olduğunu ancak ağrı tepkilerinde bulunmadığını bildirmişlerdir. (29)

Araştırmacıların biyolojik geri bildirimle gösterdikleri büyük ilgiye rağmen, bunun özellikle uzun dönemde bruksizm için gerçekten etkili bir tedavi olup olmadığı konusunda ciddi şüpheler ve çalışma eksikliği bulunmaktadır. Ayrıca, bu teknik bruksizm hastalarının güvenli tedavisi için uygulanmadan önce, gündüz aşırı uyku hali gibi sık uyarılmaların olası sonuçlarına daha fazla dikkat edilmesi gerekmektedir. (45)

Mevcut literatür arama stratejisi ile bulunan en eski derleme makalesinde, Olkinuora, bruksizm için psikanaliz ve otomatik telkin gibi çeşitli psikiyatrik tedavi tekniklerini tanımlamıştır. Ne yazık ki, başkaları tarafından da kısaca gözden geçirilmiş olan bu ilgi çekici yaklaşım bilimsel güçten yoksundur. Bir diğer yaklaşım olan hipnoz, otuz yıldan daha uzun bir süre önce Goldberg tarafından gözden geçirilmiştir. Bu yöntem için birkaç çalışma daha yapılmıştır. Bu olguların bilimsel kanıt açısından yeterli düzeyde güçlü olmadığı durumlarda, Clarke ve Reynolds, daha güçlü bir çalışma tasarımı (yani bir olgu kontrol çalışması) dayanarak ve gece EMG kayıtlarını kullanarak hipnoterapinin gece bruksizmi ile ilgili sorunlarda derin bir rahatlama sağladığı sonucuna vardıkları bir özet paylaşmışlardır. Bu sonuçlar daha sonra uzun bir makale olarak, ancak bu kez tek kohortlu bir çalışma olarak ve öz bildirimle değerlendirilen uzun vadeli etkiler eklenerek yayınlanmıştır. Sonuç aynı kalmış ve 4-36 aylık takip süresi için de geçerli olduğu görülmüştür. (42)

Bruksizm yönetimi ile ilgili olarak çeşitli rahatlama teknikleri tanımlanmıştır. Rahatlama terapisi ve meditasyon bütünsel bir yaklaşımın parçası olarak tanımlanmıştır, bu da tüm vücudun farkındalığının ve sağlığının desteklendiği anlamına gelmektedir. Ancak, bu yaklaşımın bruksizm tedavisindeki etkinliğine ilişkin literatürde herhangi bir bilgi bulunamamıştır. Sadece Restrepo ve arkadaşları, tarafından yapılan karşılaştırmalı bir çalışma, bruksizmden muzdarip 3 ila 6 yaşındaki çocuklarda rahatlama terapisinin olumlu etkisi için biraz daha güçlü kanıtlar sağlamıştır. Bununla birlikte, bu çalışmanın bir dezavantajı, bruksizm için sonuçların kesin bir şekilde yorumlanmasını engelleyen indirekt ölçümlerin kullanılmasıdır. Özellikle uyanık (diurnal) bruksizm için, kendini izleme veya “alışkanlık farkındalığı” uygun bir terapi olarak önerilmiştir. Rosen’e göre, bruksizm hastaları kendi kendini izleme prosedürünü kullanarak gündüz diş sıkma eylemini kontrol altına alabilmektedir. Ne yazık ki Rosen’in makalesi bir olgu raporu niteliğindedir ve bilimsel

dayanaktan yoksundur. Nokturnal bruksizm için, uyku hijyeni önlemleri gibi özel bir yaklaşım önerilmiştir. Yatmadan birkaç saat önce uyarıcı maddelerden (örn. kafein, nikotin) kaçınma ve düzenli bir uyku programı sürdürme gibi önlemlerin amacı daha iyi bir uykuyu teşvik etmektir. (1, 42, 46)

Valiente Lopez ve arkadaşları, tarafından 16 katılımcıyla yapılan randomize kontrollü bir çalışma, uyku hijyeni ve gevşemenin uyku bruksizmi üzerinde hiçbir etkisi olmadığını bulsa da bu önlemler psikolojik stresin uyku bruksizmi üzerindeki herhangi bir etkisini azaltmayı amaçlamaktadır. (1, 9)

Alışkanlıkların tersine çevrilmesi/alışkanlıkların yeniden eğitilmesi ve toplu uygulama gibi davranışsal tekniklerin ortak noktası, olumsuz davranışla, yani bruksizmle aktif olarak mücadele edilmesidir. Toplam beş olguyu tanımlayan iki makale, kaliteli kanıtların eksik olmasına rağmen, bu tekniğin başarılı olduğunu iddia etmiştir. Zeldow, “alışkanlıkların yeniden eğitimi” yani kötü bir alışkanlığın iyi bir alışkanlıkla değiştirilmesi adını verdiği benzer bir yöntemin reçetesini yayınlamıştır. İyi alışkanlık serbest geçiş alanını korumak olduğundan, “alışkanlıkların yeniden eğitilmesinin” aslında “alışkanlıkların tersine çevrilmesinin” bir varyasyonu olduğu açıktır. Özellikle geçtiğimiz yüzyılın altmışlı yıllarının sonları ve yetmişli yıllarının başlarında, bruksizm için toplu uygulama terapisi nispeten yaygın bir şekilde çalışılmıştır. Bu yöntemle ilgili ilk makale Ayer ve Gale tarafından hazırlanan bir olgu raporudur. Bu yazarlar, bruksizmin toplu uygulama terapisi ile ortadan kaldırılabilceğini öne sürmüşlerdir. Aynı yazarlar, tarafından yapılan karşılaştırmalı çalışmalar da aynı sonuca varmıştır. Hatta toplu uygulamanın iddia edilen etkinliğini açıklamak için teorik bir model ortaya koymuşlardır. Ayrıca, Vasta ve Wortman, bruksizm aktivitesinin otomatik bir zaman örnekleme prosedürü aracılığıyla objektif olarak değerlendirildiği tek bir bruksizm hastasının tedavisinde, toplu uygulama terapisinin başarılı bir şekilde uygulandığını açıklamıştır. (1, 9, 70)

Kısaca özetleyecek olursak, yukarıda açıklanan davranışsal yaklaşımların değeri tartışmalıdır, çünkü hepsi sağlam bir bilimsel temelden yoksundur. Şimdiye kadarki çalışmaların çoğu olgu raporları, öneriler ve karşılaştırmalı çalışmalardır. Bu nedenle, bu yaklaşımların bruksizm tedavisinde kullanımı konusunda daha iyi tasarlanmış araştırmalara ihtiyaç olduğu açıktır. (45)

2.2.7.4. Fiziksel Terapi

Bruksizm kas ağrısı ve sertliği ile ilişkiliyse fizik tedavi önerilebilir. Şu anda fizik tedavi temel olarak iki amaca odaklanmaktadır: bruksizmin çiğneme sistemi üzerindeki olumsuz etkilerini azaltmak ve bu parafonksiyonel alışkanlık hakkında kişisel farkındalığı artırmak. Teknikler arasında terapötik egzersizler, manuel terapi, elektroterapi, akupunktur ve kas gevşemesi gibi teknikler yer almaktadır. Elektroterapide kas gevşemesi için, elektrogalvanik stimülasyon bruksizm tedavisinde kullanılmaktadır. (1, 76)

Ultrason ve TENS de bu yönden araştırılmaktadır. TENS'in yara yeri iyileşmesini, metabolik etkiyi hızlandırması, ağrıyı azaltması ve yumuşak ve kemik dokusu üzerindeki pozitif etkileri daha önceki çalışmalarla gösterilmiştir. (77, 78)

Akupunktur tedavisinde kas gevşemesini sağlamak için vücudun bilinen bölgeleri manipüle edilir. Klinik uygulamada çiğneme kaslarının intra ve ekstraoral masajı ve servikal kasların masajı kullanılır ve lokal dolaşım ve metabolik iyileşmelerin yanı sıra azalan kas tonusu ile ilişkilidir. Germe egzersizleri, mandibular hareket açıklığını arttırmayı, dolayısıyla ağrıyı azaltmayı ve daha iyi mandibular istirahat pozisyonuna izin vermeyi amaçlar. Progresif kas gevşemesi gibi gevşeme terapileri, farklı kas gruplarının kontrollü kasılma ve gevşeme döngülerinin uygulanmasını içeren bir dizi prosedürden oluşur. Bu teknikler, kas gerginliğinin öz farkındalığını ve normal yaşamla ilgili faaliyetlerde kas gevşemesi ilkeleri konusunda eğitimi teşvik eder. Diyafram nefesi eğitimi ve hayal gücü (rahat ortamların veya aktivitelerin zihinsel görüntülerini oluşturmayı öğrenmek) bu terapilerin ilgili parçalarıdır. (1, 41, 46, 76)

Jardini ve arkadaşları, tarafından yapılan randomize kontrollü çalışmada bruksizm semptomlarında egzersiz sonucu iyileşme olduğu gözlemlenmiştir. Bu süreçte katılımcılar herhangi bir oklüzal aparey kullanmamışlardır. (79)

Gouw ve arkadaşları tarafından yapılan yakın tarihli bir randomize kontrollü çalışmada ise, ağrı ve/veya disfonksiyon yokluğunda kas gerdirmenin uyku bruksizmini azaltmada etkili olmadığı sonucuna varmışlardır. (80)

2.2.7.5. Farmakolojik Tedavi

Bruksizm için spesifik farmakolojik bir tedavi yoktur. Çeşitli ilaçlar, uyku bruksizminin oluşumunda merkezi mekanizmaların yer alma olasılığını destekleyen, uyku bruksizmi aktivitesinde hem azalma hem de artış ile

ilişkilendirilmiştir. Özellikle dopaminerjik, serotoninerjik ve adrenerjik sistemlerin orofasiyal motor aktivitede yer aldığı düşünülmektedir. Bununla birlikte, uyku bruksizmi hastaları için ilaçların hem etkinliği hem de güvenliği konusunda hala kanıt yoktur ve farmakolojik tedaviler yalnızca semptomatik olarak ciddi şekilde etkilenen hastalarda, oklüzal apareylerin ve psikolojik yaklaşımların etkisiz kaldığı şiddetli olgularda ve yalnızca kısa süreli tedavi olarak düşünülmelidir. Farmakolojik yönetim, anti-anksiyete ajanları, sakinleştiriciler, sedatifler ve kas gevşeticilerin kullanımını içerir. (1, 9, 41, 70, 71)

Uyumadan önce alınan benzodiazepinlerin ve santral etkili kas gevşeticilerin uyku sırasında oromotor aktiviteyi azalttığı bildirilmiştir. Dopamin öncüsü L-dopa uygulaması, primer bruksizm hastalarında uyku bruksizmini yaklaşık %30 oranında azaltmaktadır. Antidepresan ilaçlar ise bruksizm üzerinde farklı etkiler gösterebilir: ya durumu şiddetlendirirler (selektif serotonin geri alım inhibitörleri, SSRI) ya da etkisizdirler (amitriptilin). Uyku bruksizmi tedavisinde antikonvülsanlar, serotonerjik ve dopaminerjik ilaçların etkilerini değerlendirmek için çeşitli çalışmalar yapılmıştır, fakat bruksizm üzerindeki etkileri hala belirsizliğini korumaktadır. Bruksizm için bazı farmakolojik yaklaşımlar umut verici görünse de klinik önerilerde bulunulmadan önce hepsinin daha fazla etkinlik ve güvenlik değerlendirmesine ihtiyacı olduğu sonucuna varılabilir. (4, 41, 45, 46, 71)

Farmakolojik tedavilerle ilgili olarak, Macedo ve arkadaşları, bir Cochrane incelemesinde, uyku tedavisi için farmakoterapinin etkinliğine ilişkin kanıtların hala yetersiz olduğunu öne sürmüştür. (81)

Botulinum toksini (Botox), bruksizm için bir tedavi olarak önerilmiştir. Botulinum toksini, nöromüsküler kavşaklarda asetilkolin salınımını inhibe ederek kas felcine neden olur. Botoks enjeksiyonları bruksizmde, toksinin seyreltik bir çözeltisinin temporalis ve masseter dahil olmak üzere bruksizm ile tetiklenen çiğneme kaslarına botulinum toksinleri enjekte ederek kasları kısmen felç edeceği ve zorla sıkma yeteneklerini azaltacağı ve konuşma ve yemek yeme gibi normal aktiviteleri sağlamak için yeterli kas fonksiyonunu korumayı amaçlarken çeneyi sıkacağı teorisine dayanarak kullanılır. Nöromüsküler kavşakta asetilkolin salınımını engelleyerek kaslar üzerinde paralitik etki gösteren botulinum toksininin özellikle koma, beyin hasarı, amfetamin kullanımı, Huntington hastalığı ve otizm gibi komorbiditeleri olan ciddi olgularda bruksizm aktivitesini azalttığı bildirilmiştir. (4, 45)

Çiğneme kaslarına botulinum toksininin (Botox) uygulanması, bruksizm

sıklığını azaltıyor gibi görünmektedir. Ayrıca, özellikle botulinum toksin enjeksiyonları ile ilgili olarak hem Long ve arkadaşlarının hem de De La Torres Canales ve arkadaşlarının sistematik derlemesi, bu terapötik yöntemin uyku ve uyanık bruksizm ayırt etmeden yani jenerik bruksizm hastalarında uygulandığında kas kasılmasının yoğunluğunu azaltabileceğini öne sürmüştür. Fakat etkinlik ve uzun vadeli sonuçları belirlemek için daha fazla çalışmaya ihtiyaç olduğu bildirilmiştir. Botox uygulamasının kondillerde ve kas bağlanma bölgelerinde osteopenik değişikliklere yol açabileceğine dair endişelerin olduğu unutulmamalıdır. Lobbezoo ve meslektaşları, bu tedavinin çok fazla literatür desteğine sahip olmadığı için klinisyenlerin ancak daha minimal invaziv yaklaşımları denedikten sonra kullanılması gerektiğini savunmaktadırlar. (5, 9, 28, 47, 53)

Aynı anda birden fazla tedavi yöntemini değerlendiren iki sistematik derlemede; Machado ve diğerleri, uyku bruksizmi için birçok tedavi seçeneği olduğu sonucuna varmıştır, ancak birçoğunun bilimsel desteği yoktur. Benzer şekilde, Manfredini ve arkadaşları, oklüzal apareyler, farmakolojik yaklaşımlar, biyolojik geri bildirim ve bilişsel-davranışçı yaklaşımlar ve masseter kasları için elektriksel uyarı ile ilgili sonuçlar bildirmiştir. Yazarlar, tutarlı etkililik kanıtlarının bulunduğu oklüzal apareyler dışında, uyku bruksizmi yönetimi için bir standart referans yaklaşımı tanımlamak için yeterli kanıt olmadığı sonucuna varmışlardır. (5, 69)

2.3. KEMİK

2.3.1. KEMİK ANATOMİSİ

Kemiğin genel yapısı, kemik dokusu ve periost ile çevrili merkezi medüller veya kemik iliği boşluğu olarak düşünülebilir. Kemiğin iki ana yapısal türü, kortikal ve süngerimsi kemiktir. Kemiğe maksimum direnç sağlayan ve basınç dayanımı kazandıran, yüzde 5 ila 10 gözenekliliğe sahip kortikal kemiktir. Yüzde 50 ila 90 gözenekliliğe sahip olan kansellöz (süngerimsi) kemik ise daha yüksek metabolik aktivite ve remodelasyon oranına sahiptir ve mekanik uyarılara daha hızlı yanıt verir, çünkü primer kemik hücreleri yüzeyde bulunur ve dolaşımdaki büyüme faktörleri ve sitokinlere daha yakındır. Süngerimsi kemiğin temel işlevi ise deformasyonu engellemek ve yükleri absorbe

etmektedir.(82)

Kemiğin histolojik olarak ise primer/örgü (woven) kemik ve sekonder/lamellar kemik olmak üzere iki tipi vardır. Örgü kemik embriyonik iskeleti oluşturur, daha sonra rezorbe olur ve yerini lameller kemikle değiştirilir. Büyüme plaklarında ve kırık kallus oluşumunun erken aşamalarında oluşan ilk kemik olmasına rağmen, yetişkin iskeletinde nadiren varlığını sürdürür. Lamellar kemik, osteositlerin ve kemik matriksinin homojen dağılımına sahip tabakalar halinde sıkıca paketlenmiş kolajen fibrilleriyle karakterize, oldukça organize bir yapıdır. (83, 84)

Periosteum kemiğin dış yüzeyini kaplar ve “Sharpey lifleri” adı verilen kalın kolajen lifler aracılığıyla dış kortekse bağlanır. Periost, eklem kapsüllerine kadar devam eden ve komşu kemikleri birbirine bağlayan yoğun, hiposelüler bir dış tabakaya ve osteoprogenitör hücreler ve vasküler pleksus içeren bir iç tabaka olan kambiyuma sahip iki katmanlı bir yapıdır. Periost, bazı bağlar ve tendonlar için bir bağlantı bölgesi sağlamanın yanı sıra, kemik korteksinin dış üçte birlik kısmına ağırlıklı olarak beslenmeyi sağlayarak kemik kan akışına da katkıda bulunur. Ayrıca lokal veya sistemik uyarılara yanıt olarak kemiği rezorbe etme ve oluşturma yeteneğine de sahiptir ve akut kırık iyileşmesi sırasında primer stabilite ve kallus oluşumuna önemli bir katkıda bulunur. (83, 85)

Endosteum, kemiğin iç yüzeylerini örten ve Volkman kanallarını kaplayan membranöz bir yapıdır. Endosteum nispeten hücrelidir ve kemik iliği boşluğu ile doğrudan iletişim halinde olan osteoprogenitör hücrelerin yanı sıra damarsal yapıya da sahiptir. (83, 85, 86)

2.3.2. KEMİK BİLEŞİMİ

2.3.2.1. Kemik Hücreleri

Kemik hücreleri toplam kemik hacminin yaklaşık %10'unu oluşturmaktadır. (87) Kemik içinde farklı hücresel bileşenler tanımlanabilir. Bu hücre popülasyonları arasında osteoprogenitör hücreler, osteoblastlar, osteoklastlar, osteositler ve kemik iliğinin hematopoetik elemanları yer almaktadır. (83, 88)

- Osteoprogenitör hücreler bir bölgeye göç etmek, proliferere olmak ve osteoblastlara farklılaşmak için sinyaller alana kadar diferansiye olmadan kalırlar. Bunlar kemiğin “kök hücreleridir”.
- Osteoblastlar (kemik yapıcı hücreler) nihai olarak kemik oluşumundan sorumlu hücrelerdir. Organik matriks bileşenlerini sentezler ve matriksin mineralizasyonuna aracılık ederler.
- Osteositler veya mekanosensör hücreler tüm kemik hücrelerinin yaklaşık %90’ını oluştururlar. Lacunae adı verilen vakuoller içinde yaşamak için kendilerini organik matriks ile çevreleyen osteoblastlardır. Osteositler kemik matriksini korur ve kalsiyum homeostazına aracılık eder. Ayrıca paratiroid hormonu tarafından doğrudan kemiği rezorbe etmeleri için uyarılabilirler.
- Osteoklastlar, monosit/makrofaj hematopoetik kökenli özelleşmiş multinükleer hücrelerdir. Bu hücreler gelişip kemik matriksine yapışarak kemik ve kalsifiye kıkırdığın mineral ve organik bileşenlerini degrade edip parçalayan asit ve litik enzimler salgılama kapasitesine sahiptir. Kemik oluşum faaliyeti, osteoklastlar tarafından başlatılan ve sürdürülen kemik rezorpsiyonu ile sürekli olarak bağlantılıdır. (82, 87-89)

2.3.2.2. Kemik Matriksi

Kemik, organik ve inorganik elementlerden oluşan özelleşmiş bir bağ dokusudur. (83, 90) Kemik matriksi toplam kemik hacminin yaklaşık %90’ını oluşturur. İnorganik veya mineral matriks (%65), organik matriks (%20) ve lipidler ve su (%15) olmak üzere dört ana bileşenden oluşmaktadır. İnorganik kemik matriksi vücudun kalsiyum deposunun yüzde %99’unu, fosforun yüzde %85’ini ve magnezyum ve sodyum depolarının %40 ila %60’ını oluşturmakla beraber, hidroksiapatit formundadır ve kemik mukavemetini, sertliğini ve basınç kuvvetlerine karşı direncinin büyük kısmını sağlamaktadır. (91)

Osteoblastlar tarafından salgılanan ve henüz mineralize olmamış haliyle osteoid olarak bilinen organik matriks ise ağırlıklı olarak tip I kolajendir (%90) ancak proteoglikanlar, glikoproteinler ve büyüme faktörleri de içerir. Bu faktörlerin hepsi kemik osteogenezinde, mineralizasyonunda ve kemiğin yeniden şekillenmesinde önemli rol oynar. Organik matriks kemiğe şeklini verir ve gerilme kuvvetlerine karşı direnç sağlar. (87, 90)

2.3.3. KEMİK REMODELASYONU

Kemik, fizyolojik ihtiyaçlara göre uyum sağlama kapasitesine sahip oldukça dinamik bir dokudur. Bu nedenle kemik, mekanik özelliklerini metabolik ve mekanik gereksinimlere göre ayarlar. (88)

Kemik remodelasyonu, osteoklastik ve osteoblastik fonksiyonun tanımlanmış bir remodelasyon birimine önemli bir “bağlanması” yoluyla gerçekleşir. Remodelasyon doğumda başlar ve yetişkinlikten ölüm zamanına kadar devam eder. (87) Remodelasyon süreci kemik multiselüler ünitelerinde (BMU) gerçekleşir. (86, 88)

2.3.4. KEMİK MİKTARI VE KALİTESİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Kemik kalitesi veya kemik yoğunluğu kemiğin iç yapısını ifade eder. Dişsiz bölgedeki kemik yoğunluğu, endosteal implant başarısı için temel belirleyicidir. Her diş çekimi alveolar kemiğin remodelasyonuna ve ilk 3 ayda daha fazla olmak üzere kemik kaybına yol açar. Remodelasyon çoğunlukla 1 yıl sonra tamamlanır. Kemik kaybı hem vertikal hem de horizontal düzlemlerde meydana gelir. Bu yüzden kemiğin kalite ve miktarının değerlendirilmesi çok önemlidir. (88)

Kemiğin dayanıklılığı, doğrudan kemik yoğunluğu ile ilişkilidir. Kemik kalitesi, kemik döngüsü, mikro yapısı, mineralizasyon miktarı ve dağılımı gibi çeşitli faktörler tarafından belirlenir. Hastalar için kemik kalitesinin değerlendirilmesini standartlaştırmak amacıyla birkaç sınıflandırma sistemi geliştirilmiştir. Sınıflandırma, yoğunluk ve elastikiyet modülü dahil olmak üzere kemiğin mekanik özelliklerine dayanmaktadır. (92)

2.3.4.1. Dental İmplantolojide Kemik Sınıflandırmaları

A.Lekholm ve Zarb sınıflandırması

Lekholm ve Zarb tarafından 1985 yılında kemiği kalite ve miktarını değerlendirmek için yapılan sınıflandırma çok pratik ve kullanışlı olup, günümüzde de yoğun olarak kullanılmaktadır. Lekholm ve Zarb tarafından kemik

kalitesinin değerlendirilmesi aşağıdaki gibidir: (88)

- Tip 1: Çenenin neredeyse tamamı homojen kompakt kemikten oluşmaktadır.
- Tip 2: Kalın bir kompakt kemik tabakası yoğun bir trabeküler kemik çekirdeğini çevreler.
- Tip 3: İnce bir kortikal kemik tabakası, uygun güçte yoğun bir trabeküler kemik çekirdeğini çevreler.
- Tip 4: İnce bir kortikal kemik tabakası düşük yoğunluklu trabeküler kemik çekirdeğini çevreler.

Lekholm ve Zarb tarafından kemik miktarının değerlendirilmesi ise aşağıdaki gibidir: (88)

- A. Alveolar kemiğin çoğu mevcuttur.
- B. Orta derecede rezidüel kret rezorbsiyonu meydana gelmiştir.
- C. İleri derecede rezidüel kret rezorbsiyonu meydana gelmiştir ve sadece bazal kemik kalmıştır.
- D. Bazal kemikte bir miktar rezorbsiyon meydana gelmiştir.
- E. Bazal kemikte aşırı rezorbsiyon meydana gelmiştir.

B.Misch sınıflandırması

Carl E. Misch ise maksilla ve mandibulada dişsiz kretteki kemik yoğunluğuna göre 4 kemik tipini D1, D2, D3 ve D4 olarak sınıflandırmıştır: (93)

- D1: Esas olarak kortikal kemikten oluşur
- D2: Kalın, yoğun ve poröz dış kortikal kemik ve kaba iç trabeküler kemik
- D3: İnce poröz dış kortikal kemik ve ince trabeküler kemik
- D4: Alveolar kemik kreti üzerinde az miktarda kortikal kemik ve çoğunlukla trabeküler kemikten oluşur

Düşük yoğunluklu kemik, tamamlanmamış mineralizasyon, çok fazla boşluk içeren trabeküler kemik veya olgunlaşmamış kemik ise D5 kemik tipi olarak sınıflandırılabilir. D2 kemik tipi en çok mandibulada bulunur ancak

rezorbe olmuş anterior mandibula olgularının yaklaşık %25'i, erkeklerde daha sık olmak üzere D1 kemik kalitesine sahip olabilir. D3 kemik tipi en çok anterior maksillada bulunur (%65). D4 kemik tipi ise en çok posterior maksillada bulunur (%40). İmplant yerleştirilmesi için uygun olan kemik yoğunluğu D1 veya D2'dir. Ayrıca D1 ve D2 kemiği ile kret atrofisi olan hastalarda implant yerleştirilmesinden hemen sonra yükleme kuvveti uygulanabilir. Dental implantların başarı oranı, dental implant primer stabilitesi, kalan kemik yapısı, dental implant tasarımı, cerrahi stratejiler, yara iyileşme süresi ve restorasyondaki yükleme protokolü ile ilişkilidir. (92, 94)

2.3.5. İMPLANTOLOJİDE POSTERİÖR MAKSİLLA BÖLGESİ

Posterior maksilla, implant diş hekimliği için en zor ve sorunlu intraoral bölge olarak bilinmektedir ve başarılı bir cerrahi için maksimum dikkat gerektirir. Hem anatomik yapılar hem de çiğneme dinamikleri, bu bölgedeki endosseöz dental implantların uzun vadeli sağkalım oranlarına katkıda bulunur. Posterior maksillada yetersiz kemik kalitesi ve miktarı, bu bölgede implant uygulamalarını zorlaştıran yaygın bir klinik durumdur. Bunun temel nedeni, diş kaybını takiben sinüsün pnömatisasyonu ve buna eşlik eden aşırı alveolar rezorbsiyondur. Buna ek olarak posterior maksillaya anatomik konumu nedeniyle ve interoklüzal boşluk eksikliği nedeniyle yeterli cerrahi erişim genellikle zor bir sorundur. Konak kemiğin kalitesi ve miktarı, başarılı dental implantlar için temel belirleyicilerdir. Kemik dayanıklılığı doğrudan yoğunluğuyla ilişkilidir ve bu bölgenin düşük yoğunluklu kemiği, anterior mandibulada bulunan kemiğe kıyasla genellikle beş ila on kat daha zayıftır. Çeşitli kemik yoğunlukları, kuvvetlerin kemiğe iletilmesini sağlayan kemik-implant temas (BIC) yüzdesini doğrudan etkiler. Posterior maksillada en yaygın olarak, D3 ve D4 kemik görülmektedir. D4 kemik, çok az kortikal kemik içeren ince trabeküllerle karakterizedir. D4 kemiğine yerleştirilen implantlar kemik kaybına ve artan morbiditeye en duyarlı olanlardır. (93, 95-97)

BIC en az D4 kemiğinde olduğundan, bu kemik tipindeki stres paternleri (yani biyomekanik kuvvetten kaynaklanan) implantın apeksine doğru daha uzağa göç eder. Sonuç olarak, kemik kaybı daha belirgindir ve implant gövdesi boyunca daha apikalde meydana gelirken, daha yoğun kemik tiplerinde (D1) sadece krestal kemik kaybı görülür. Bu nedenle, BIC'yi artırmak için posterior maksillaya implant yerleştirirken stratejik cerrahi teknikler önerilmektedir. (92)

2.3.6. OSTEOGENEZ, OSTEOKONDÜKSİYON VE OSTEOİNDÜKSİYON

Bir yaralanma, hastalık veya travma sonucu kaybedilen alveolar kemik, esasen endokondral ve intramembranöz komplementer osteojenik süreçlerin bir kombinasyonu olan bir onarım sürecinden geçer. Benzer bir süreç, osteokondüksiyon, osteoindüksiyon ve osteogenezin kullanıldığı kemikle ilgili implant bölgesi geliştirme tekniklerinin çoğunda meydana gelir. (90)

- Osteogenez, canlı osteoblastlar ve osteoprogenitör hücrelerin greft materyaliyle birlikte kemik oluşum merkezleri oluşturabilecekleri defektlere nakledildiğinde meydana gelir. Otojen iliak kemik ve kemik iliği greftleri osteojenik özelliklere sahip nakillere örnektir. (90)
- Osteoindüksiyon, osteogenezin (yani bağ dokusu veya kırıkta osteokompetan hücrelerden yeni kemik oluşumu) indüklendiği süreç olarak tanımlanmaktadır. Aslında bu fenomen çoğu kemik iyileşme sürecinde yer alır ve osteoindüktif materyaller ilkel, farklılaşmamış ve pluripotent stromal hücrelerin osteoblast veya preosteoblastlara, kemik oluşturan bir soyun ilk hücresel evresine indüksiyonu, toplanması, uyarılması ve farklılaşması için biyolojik bir uyarıcı sağlar. Osteoindüktif materyaller arasında otogreftler, demineralize kemik matrisi (DBM) ve iskelet içinde ve iskelet dışında doğal olarak kemik oluşturan spesifik kemik morfogenetik proteinleri (BMP'ler) bulunmaktadır. (62)
- Osteokondüksiyon, lokal kemik dokusundan yüzeylere kemik büyümesi süreci olarak tanımlanır. Orijinal tanım, biyomateryallerle kesin olarak sınırlandırılmamıştır, ancak, çağdaş osteokondüktif materyal kavramı, materyal kemiğe yerleştirildiğinde, bileşimi, şekli veya yüzey dokusu sayesinde kemik oluşumunun yüzeyine yapışmaya ve uyum sağlamaya teşvik edildiği bir kavramdır. Aslında, bu materyaller gelişmiş kemik oluşumunu kolaylaştıran alıcı iskeletler olarak hareket eder. Hidroksiapatit (HA) gibi tamamen osteokondüktif biyomateryaller genellikle kemik dışında kemik oluşumuyla ilişkili değildir. (98)

Osteoindüksiyon, osteokondüksiyon ve osseointegrasyon kemik rejenerasyonunda birbiriyle ilişkili güçlü fenomenlerdir ve sırasıyla kemik morfogenetik proteinleri, kemik büyüme faktörleri ve doğrudan kemik ankras faktörleriyle yakından ilişkilidir. Bunların mutlak değil göreceli terimler olduğu unutulmamalıdır. Osteoindüksiyon normal kemik iyileşmesinin bir parçasıdır ve

örneğin bir kırık veya bir implantın yerleştirilmesinden sonra yeni oluşan kemiğin çoğundan sorumludur. İmplantın kendisi osteoindüktif olabilir, ancak bu kemik indüksiyonu için bir ön koşul değildir. Osteokondüksiyon artık genellikle implantlarla birlikte kullanılan bir terimdir. Osteokondüksiyon ve osseointegrasyonun her ikisi de yalnızca biyolojik faktörlere değil, aynı zamanda yabancı bir materyale verilen yanıtla da bağlıdır. Osteokondüktif yanıt oldukça kısa ömürlü olabilir, ancak başarılı osseointegrasyon uzun bir süre boyunca kemik ankrajını korur. (98, 99)

2.4. DENTAL İMPLANTLAR

2.4.1. DENTAL İMPLANTLARIN TANIMI VE TARİHÇESİ

Hastalar sıklıkla dişlerini çürük, periodontal problemler, kaza sonucu travma ve başka nedenlerle kısmen veya tamamen kaybede bilmektedirler. Kaybedilen dişlerin dental implantlarla replasmanı, 50 yılı aşkın bir süredir kullanılmakta ve etkili bir tedavi seçeneği olarak kabul edilmektedir. Dünya çapında yapılan birçok çalışma ve klinik deney sonucu, dental implantların endodontik tedaviden, geleneksel ve rezin bağlı köprülerden daha öngörülebilir bir tedavi olduğunu göstermiştir. (92, 94)

İmplantlar eksik dişlerin yerini almakla beraber, kraniyofasiyal iskeleti yeniden inşa etmek, ortodontik tedaviler sırasında ankraj sağlamak ve hatta distraksiyon osteogenezi sürecinde yeni kemik oluşumuna yardımcı olmak için de kullanılır. (100)

1986 yılında Avrupa Biyomateryal Derneği, biyomateryalleri “biyolojik sistemle bir etkileşim elde etmek amacıyla tıbbi uygulama için kullanılan cansız malzemeler” olarak tanımlamıştır. Biyomateryal aynı zamanda “vücudun herhangi bir dokusunu, organını veya fonksiyonunu tedavi eden, artıran veya değiştiren bir sistemin parçası olarak herhangi bir süre için kullanılabilen ilaç dışındaki herhangi bir madde” olarak da tanımlanmıştır. (101)

Dental implant, sabit bir protezi desteklemek veya çıkarılabilir protezi stabilize etmek için çene kemiğinin içine (endosseöz) veya üzerine (subperiosteal) yerleştirilen alloplastik ve biyouyumlu bir materyal olarak tanımlanır. (94, 102)

Diş kaybının düzeltilmesi eski uygarlıklarda da gözlemlenmiştir, bazı Mısır mumyalarında komşu dişlere bağlanmış küçük protezler bulunmuştur. Fransa’daki bir Gallo-Roma nekropolünde 1. yüzyıldan kalma metal bir takma diş

bulunmuştur. Dental implantların tarihinin ise yedinci yüzyıla kadar uzandığına inanılmaktadır. Modern implantların kökeni, 1960’larda titanyumun bir kemiğe implante edildiğinde kendisini kemiğe bağladığını keşfeden Branemark adlı İsveçli bir Ortopedi profesörünün keşfine dayanmaktadır. Titanyumun kemiğe bağlanmasını “osseointegrasyon” olarak adlandırmış ve 1965 yılında ilk titanyum dental implantını bir gönüllü insanda kullanmıştır. Sonraki yıllarda araştırmacılar da titanyumun dental implantlar için sürekli olarak başarılı olan malzeme olduğunu fark ettiler. Dr. Branemark’ın çalışmalarından önce, birçok araştırmacı tarafından denenen gümüş ve altın da dahil olmak üzere diğer metallerin çoğu başarısız olmuştur. Hatta bu çalışmalarda donör insan dişleri bile denenmişti. Dr. Branemark yaklaşık otuz yıl boyunca çalışmalarına devam etmiş ve bulgularını 1981’de yayınlamadan önce bazıları insanlar üzerinde olmak üzere çok sayıda test yapmıştı. 1982 yılında implantoloji için kılavuz ilkeler Toronto Klinik Diş Hekimliği Konferansı sırasında belirlenmiş, süreç standartize edilmiştir. Günümüzde ise titanyum hem ortopedik hem de oral ve maksillo-fasiyal cerrahide en sık kullanılan biyomateryallerden biri haline gelmiştir. (94, 102-104)

2.4.2. DENTAL İMPLANT TİPLERİ

İmplantasyon bölgesine bağlı olarak endosseöz, eposteal ve transosteal olmak üzere üç ana dental implant türü vardır. Bunlara ilave olarak, zigomatik ark ve pterygoid proçes gibi ekstraoral ankraj bölgelerine bağlanan implantlar da mevcuttur. (93)

2.4.2.1. Endosseöz İmplantlar

Endosteal veya endosseöz dental implantlar, implantın gövdesini kemik içinde tutarak, mandibula veya maksilladaki alveolar veya bazal kemiğe yerleştirilmek üzere tasarlanmışlardır. Blade ve kök formu implantlar olmak üzere iki temel endosseöz implant türü vardır. Endosseöz implantlar şu anda en yaygın kullanılan implant tipleridir. Blade implantlar düz bir şekle sahip endosseöz implantlardır ve tek parçalı veya iki parçalı tasarımları mevcuttur. Kök formu implantların yaygın kullanımı ve yüksek başarı oranlarıyla birlikte, blade implantların genel kullanımı azalmıştır. Ancak çeşitli üreticilerden temin edilebilmektedir ve dar kemik kreterlerinde horizontal kemik grefti için bir seçenek olarak kullanım alanı bulmaktadır. (93, 102, 105, 106)

A. Tek parçalı ve iki parçalı implantlar

İki parçalı implant tasarımı, kemik içinde ankraj sağlayan bir implant gövdesi (fikstür) ve bağlantı sağlayan bir platformdan oluşmaktadır. Bu bağlantı, implantı çeşitli aletlere ve bileşenlere ve son olarak bir abutmente veya proteze bağlamak için kullanılır. Tek parçalı bir implant ise, implantın bir parçası olarak bir abutmente sahiptir. (93, 102)

B. Kısa ve dar çaplı implantlar

2016'da Avrupa uzlaşısı raporuna göre, kısa implantların kemik içi uzunluğu ≤ 8 mm ve çapı $\geq 3,75$ mm olan implantlar olduğu belirlenmiştir. Genellikle mini implantlar olarak adlandırılan dar çaplı implantlar (SDI'lar) ise çapları 1,8 ila 2,9 mm ve uzunlukları 10 ila 18 mm arasında değişen vida şeklindeki implantlardır. SDI'lar ve kısa implantlar, atrofik çenelerin rehabilitasyonunda komplike ogmentasyon yöntemlerine, daha basit, maliyeti daha düşük ve daha kısa işlem sürecine sahip bir alternatif olarak kullanılmaktadırlar. (93, 107, 108)

C. Kemik seviyesi ve doku seviyesinde implantlar

Kök formulu implantların çoğu kemik seviyesinde implantlar olarak tanımlanabilir, çünkü bu implantlar boynu kemik seviyesinde veya yakınında olacak şekilde yerleştirilmek üzere tasarlanmıştır. Bu tasarım, implant restorasyonunun yumuşak doku çıkış profilinin oluşturulması için ek esneklik sağlar. Yumuşak doku sınırında veya yakınında bulunan boyun ile yerleştirilmek üzere tasarlanan implantlar ise doku seviyesi implantlar olarak adlandırılır. Gerekli biyolojik aralığı sağlamak için, implant-abutment arayüzünün kemik yüzeyinden uzaklığını artırmak üzere doku seviyesinde implantlar geliştirilmiştir. Günümüzde, kemik seviyesi tasarımlar da daha sonra benzer amaçlara hizmet eden konik bağlantılar ve platform değişimleri ile geliştirilmiştir. (93, 102)

2.4.2.2. Eposteal İmplantlar

Eposteal implantlar primer desteklerini çenenin kalan kemiğine temas ederek alırlar. Subperiosteal implant, bu kategoride en fazla kullanım ve çalışma alan eposteal implant sistemidir. Bir başka eposteal implant tasarımı ise ramus

iskeleti (frame) de önemli klinik belgelere sahiptir. Bu, sadece mandibulada kullanılan, cerrahi olarak ilgili sağ ve sol yükselen ramus içine yerleştirilen, sağ ve sol posterior uzantılara ve cerrahi olarak simfiz kemiğine yerleştirilen bir anterior ayağa sahip tek parçalı bir implanttır. Ramus iskeleti ve subperiosteal implantların uzun vadeli sonuçları kök formundaki implantlardan daha az başarılı olduğundan, bu tasarımlar şu anda dişsiz arkın tedavisi için ilk seçenek olarak düşünülmemektedir. (93, 109)

2.4.2.3. Transosteal İmplantlar

Transosteal implantlar, kemiğin içinden tamamen geçen bir grup implant tasarımıdır. Buna örnek olarak, Transmandibular implant, protezin tutturulduğu metal bir iskeleti sabitlemek için postların alt-üst yönde mandibula içinden yerleştirildiği bir tasarımı ifade eder. Bu kategoriye dahil olan implantlar arasında Smooth Staple implant ve Bosker bulunmaktadır. (93, 110)

2.4.2.4. Zigomatik ve Pterygoid (Tubero-Pterigo-Maksiller) İmplantlar

Zigomatik implant, yüksek oranda rezorbe olmuş maksillası olan hastalar için değerli bir tedavi seçeneği olarak kabul edilmiştir. Zigomatik implant, klinisyenin implantları yeterli hacim ve yoğunluktaki yüz kemiğine ankrajlayarak maksiller protez için destek sağlamasına olanak tanır. Pterygoid implantlar, posterior maksillaya implant yerleştirmek için kullanılabilir kemiğin maksimize edilmesine yönelik başka bir yöntem olarak tanıtılmıştır. (93, 111, 112)

2.4.2.5. Ekstraoral İmplantlar

İmplantların ağız içi uygulamalardaki başarısının farkına varan çene-yüz protez uzmanları ve cerrahlar titanyum fiktürlerin kullanımını ağız dışı uygulamalara doğru genişletmişlerdir. Ekstraoral implantlar artık doğuştan, travma veya patolojik durumlardan kaynaklanan defektleri olan hastalar için protez kulakları, gözleri ve burunları sabitlemek için de kullanılmaktadır. (102)

2.4.3. DENTAL İMPLANT BİLEŞENLERİ

Bir dental implantın, implant gövdesi veya fikstürü ve abutment olmak üzere iki ana bileşeni vardır. Bunlara ek olarak, kapak vidası, iyileşme başlığı ve diğer protetik kısımlardan oluşmaktadır. (113)

- **İmplant gövdesi veya fikstürü:** İmplant gövdesi veya fikstür, ameliyatın ilk aşamasında kemik içine yerleştirilen implant bileşenidir. (102, 113)
- **Kapak vidası:** Bazen iyileşme vidası olarak da adlandırılan kapak vidası, iki aşamalı bir prosedür sırasında implantın gömülü iyileşme sürecinde implant bağlantısını kapatmak için kullanılan bir bileşendir. (93)
- **İyileşme başlığı:** Bu parça aynı zamanda permukozal uzantı, permukozal abutment veya iyileşme abutmentı olarak da adlandırılır. İyileşme abutmentı, dental implanta bağlanan ve yumuşak dokudan çıkıntı yapan bir bileşendir. İki aşamalı cerrahi teknikte implanta bağlanabilir veya ikinci bir ameliyat ihtiyacını ortadan kaldırmak için implant yerleştirme sırasında yerleştirilebilir. İyileşme başlıkları tipik olarak silindirik şekle sahip, üretici tarafından hazır parçalar olarak sağlanır, ancak belirli bir olgu için özelleştirilebilirler. (93)
- **Abutment:** Abutment, implantın bir protezi veya implant üst yapısını destekleyen veya tutan kısmıdır. Üst yapı, implant platformuna veya implant abutmentlerine bağlanan ve çıkarılabilir bir protez veya sabit bir protez için tutuculuk sağlayan metal veya zirkonya bir altyapı olarak tanımlanır. Abutmentler, protezin veya üst yapının abutmente tutturulduğu yönetime göre tanımlanır. Abutmentler 3 ana kategoriye ayrılabilir: vida tutuculu, siman tutuculu ve prefabrik bağlantı abutmentleri. Vida tutuculu abutmentte protezi veya üst yapıyı tutmak için bir vida kullanılır, siman tutuculu abutmentte ise protezi veya üst yapıyı tutmak için simantasyon işlemi uygulanır. Prefabrik bağlantı abutmentı ise (örnek olarak, Locator veya O-ring bağlantıları) çıkarılabilir bir protezin tutulmasına yardımcı olur. Günümüzde CAD/CAM teknolojisi giderek yaygınlaşmaktadır. Bireysel durum için özel olarak bir abutment veya üst yapı tasarlama ve aynı bileşeni titanyum veya zirkonyumda muazzam bir doğrulukla işleyebilme becerisi, implant protezlerinde büyük bir etki yaratmıştır. (102, 112, 113)
- **Protez tutucu vida:** Protez tutucu vidalar protez abutmentleri, vidalı kronları veya altyapıları implant fikstürüne veya implant abutmentına tutturmak için tasarlanmıştır. Vidalar genellikle titanyum, titanyum alaşımı veya altın alaşımından yapılır ve implant veya abutment sisteminin tipine, boyutuna ve

tasarımına göre özel olarak boyutlandırılır. (114)

- **Protetik yardımcı parçalar:** Protetik yardımcı parçalar, genel olarak ölçü kopingi ve implant analoğu şeklindedir. Bunlara ek olarak üretici firmalara göre yardımcı implant parçaları mevcut olabilmekte ve üreticilere göre değişkenlik göstere bilmektedir. (112, 114)

Genelde, implant restoratif bileşenleri, implant üreticisi tarafından üretilen hazır standartlaştırılmış parçalardır. Kişiye özel bileşenler ise, restorasyonların belirli bir hasta için özelleştirilmesiyle aynı şekilde belirli bir bölge için tasarlanır ve üretilir. (114)

2.4.4. İMPLANT BİYOMATERYALLERİ

Başlangıçtan bu yana dental implantların üretimi için çok sayıda malzeme denenmiştir. Bunlar, metaller ve metal alaşımları, seramikler, karbon ve karbon-silikon bileşenleri, polimerler ve kompozitler olarak sıralanabilir. (115)

2.4.4.1. Metaller ve Metal Alaşımları

Metaller ve metal alaşımları implant üretiminde en yaygın kullanılan malzemelerdir. Bunlar titanyum, tantalum, vanadyum, kobalt, krom, molibden ve nikel vb. içerir. Restorasyonlarda geniş uygulama alanına sahip olmasına rağmen, değerli metaller implant üretiminde nadiren kullanılır. (101, 115-117)

- **Titanyum:** Mükemmel biyoyumluluğu nedeniyle titanyum, implant üretimi için yaygın olarak kullanılan bir malzemedir. Fiziksel ve mekanik özelliklerinin birçoğu onu implant malzemesi olarak tercih edilir kılmaktadır. Günümüzde dental implantların çoğu ticari olarak saf titanyumdan (CP-Ti grade 4) veya titanyum alaşımı Ti-6Al-4V ELI'den (ekstra düşük interstisyel) üretilmektedir. Titanyum, dental implantlar için ideal bir malzemedir. Bu malzeme seçimi, 2-10 nm kalınlığındaki doğal yüzey oksit (TiO_2) tabakasına atfedilen bu malzemelerin iyi bilinen biyoyumluluk ve korozyon direnci özelliklerine dayanmaktadır. Titanyum biyolojik olarak inerttir, dolayısıyla yabancı cisim reaksiyonlarını tetiklemez. Son zamanlarda, alaşıma zirkonyum, niyobyum ve tantalum gibi çeşitli elementlerin eklenmesi toksisite veya herhangi bir zararlı doku reaksiyonu göstermemiş ve daha iyi bir korozyon

direnci sergilemiştir. Son dönem çalışmalarda, dar çaplı implantların yapımı için yeni bir alaşım olan “Roxolid” gündeme gelmiştir. Straumann tarafından geliştirilen bu alaşım, saf titanyumdan daha yüksek yorulma mukavemeti ve elastikiyet gibi üstün mekanik özelliklere sahip olduğu ve böylece dental implantologların tüm kriterlerini karşılamakta ve titanyumdan %50 daha güçlü olduğu savunulmaktadır. Bununla birlikte, titanyumun en büyük dezavantajı, hastalar için estetik bir endişe kaynağı olduğunu kanıtlayan peri-implant mukozasında yansıyan koyu gri rengidir. (15, 100, 101, 115-117)

- **Kobalt-Krom-Molibden bazlı alaşımlar:** Bu alaşımlar subperiosteal iskeletler gibi özel tasarlanmış implantların yapımında kullanılmaktadırlar. Bu alaşım %63 kobalt, %30 krom ve %5 molibden içerir. Krom korozyon direnci sağlarken, molibden dayanıklılık ve toplu korozyon direnci sağlar. Ancak bu alaşım korozyona karşı titanyum kadar dayanıklı değildir. (101, 115-117)

- **Demir-Krom-Nikel bazlı alaşımlar:** Bu alaşım temel olarak cerrahi çelik veya diğer adıyla östenitik çeliktir. Uzun zamandan beri ortopedik cihazların ve dental implantların yapımında kullanılmaktadır. Bu alaşım titanyum sistemleri ile birleştirildiğinde yüksek mukavemet ve yüksek süneklik sergilemektedir. En yaygın olarak ramus blade, ramus iskeleti, stabilizatör pimleri ve bazı mukozal insert sistemlerinin imalatında kullanılmaktadır. Bu alaşım yüksek mekanik mukavemete sahip ve daha ucuz olmasına rağmen, korozyon özellikleri titanyumdan daha düşüktür. Bu nedenle implant malzemesi olarak kullanımı sınırlıdır. (101, 115-117)

- **Değerli metaller:** Tantalyum, platin, indiyum, altın, paladyum gibi çeşitli değerli metaller ve bu metallerin alaşımları da dental implant biyomateryali olarak kullanılmıştır. Korozyon direnci ve iyi biyouyumluluk gibi çeşitli avantajlara sahiptir. Bununla birlikte, yüksek maliyet ve düşük mekanik mukavemet gibi bazı sınırlamalar nedeniyle, implant biyomateryali olarak günümüzde tercih edilmemektedirler. (101, 115-117)

2.4.4.2. Seramikler

Dental implant malzemesi olarak alüminyum oksit, zirkonya, hidroksapatit, kalsiyum fosfat, biyocam gibi seramikler de kullanılmaktadır. (115)

- **Alüminyum oksit (Al_2O_3):** Biyo-inert doğası nedeniyle, seramik dental implantlar için mükemmel biyomateryal olarak kabul edilir. Mükemmel korozyon direnci, iyi uyumluluk, yüksek aşınma direnci ve yüksek mukavemeti

nedeniyle implant biyomateryali olarak kabul edilmiştir. Alüminyum oksit dental implantlar iyi osseointegrasyon göstermiştir ancak zayıf sağkalım oranı nedeniyle piyasadan çekilmiştir. (115, 116, 118)

- **Kalsiyum fosfat seramik:** İmmünojenik değildir ve konak dokularla biyouyumludur. Hidroksiapatit ve trikalsiyum fosfat en yaygın kullanılan iki kalsiyum fosfattır. İmplant ve kemik arasında doğrudan bağ kurma yetenekleri nedeniyle, genellikle yeni kemik oluşumunu kolaylaştırmak için greft malzemesi olarak kullanılmaktadırlar. (115, 118)

- **Biyocam (SiO₂-CaO-Na₂O-P₂O₅-MgO):** Biyocam, kemik oluşumunu hızlandırdığı için biyoaktif olarak sınıflandırılan bir başka seramik malzemedir. Olumlu osteoindüktif yeteneklerine rağmen, doğası gereği çok kırılğan olması bazı stres taşıyan alanlarda kullanımını sınırlamaktadır. İmplantların kaplama materyali olarak kullanılmasından ziyade, kret defektleri veya diğer kemik defektlerinin varlığında greft materyali olarak daha yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. (101, 115-118)

- **Zirkonya :** Zirkonyanın üstün mekanik özelliklerinin yanı sıra, düşük korozyon potansiyeli, düşük sitotoksitesi, biyouyumluluğu ve minimum düzeyde bakteri adezyonu gibi avantajlı biyolojik özelliklere sahip olması 1970'lerden bu yana, özellikle de son 10 yılda tıp ve diş hekimliğinde, dayanımının birçok alışıma rakip olduğu stres taşıyıcı rollerde nasıl kullanılacağına dair önemli biyomedikal araştırmaları motive etmiş, onu kobalt,krom veya titanyum gibi ortopedik eklem replasman malzemelerine uygun bir alternatif haline getirmiştir. Diş hekimliğinde zirkonya kullanımına ilk referans 1970'lerde olmuş, ilk kez 2008 yılında endosseöz dental implant olarak kullanılmıştır. Günümüzde zirkonya, öncelikle endosseöz implant fikstürleri, endosseöz implantlar için abutmentler ve tam seramik kronlar olmak üzere birçok dental kullanıma yaygın olarak adapte edilmiştir. Diş hekimliğinde zirkonya endosseöz dental implantların yeniliği, titanyuma karşı alerjisi olan veya metal içermeyen diş replasmanı talep eden hastalar için değerli bir alternatif olmaktadır. Biyouyumluluk özelliklerine ek olarak, zirkonyanın titanyuma göre daha doğal görünümü, ince dişeti fenotipi veya yumuşak doku çekilmesi olan hastalarda grimsi metal görünümünü önlemesi, estetik sonuçları artırmaktadır. Ek olarak, yapılan çalışmalarla sonucunda zirkonya implantların alveolar kemikle yeterince osseointegrasyon yeteneğine sahip olduğu ve peri-implant kemik seviyelerini ve yumuşak doku sağlığını koruyabildiğini gösterilmiştir. 2004 yılından bu yana, zirkonya implantlar özellikle Avrupa'da kullanılabilir hale gelmiştir. Günümüz hastalarının sağlık ve estetik konusunda daha bilinçli olmasıyla, seramik implantlara olan talebin artmaya devam etmektedir. Fakat bu implantların uzun

dönem performansı ilgili çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır. Zirkonyanın dental implant abutmentleri için kullanımı, zirkonya endosseöz dental implantların piyasaya sürülmesiyle yaklaşık aynı zamanda gerçekleşmiştir. İmplantların aksine, zirkonya abutmentler son on yılda daha hızlı popülerlik kazanmıştır. Bu abutmentlerin mekanik performansının ve klinik sonuçlarının daha iyi anlaşılmasını sağlayan kapsamlı laboratuvar ve klinik veriler mevcut hale gelmiştir. Umut verici sağkalım oranlarına rağmen, özellikle posterior diş bölgelerindeki yüksek zirkonya abutment başarısızlığı insidansı endişe kaynağı olmaya devam etmektedir. Bu nedenle günümüzde mukozal periimplant yumuşak dokunun ince bir fenotip sergilediği anterior estetik bölgede daha sık kullanılmaktadırlar. (119-122)

2.4.4.3. Karbon ve Karbon Silikon Bileşikleri

Karbon, çeşitli formlarda bulunabilen bir elementtir. İmplant Diş Hekimliğinde karbon ve karbon silikon bileşiklerinin kullanımı ilk olarak 1970 yılında rapor edilmiştir. İyi biyouyumluluğu ve mekanik özelliklerinin kemik dokusuna benzerliği nedeniyle, ortopedik implantlar için daha iyi bir seçenek olarak düşünülebilir. Diğer malzemelerle karşılaştırıldığında, bu malzemeler yorulmaya maruz kalmaz. Bununla birlikte, düşük gerilme mukavemeti ve kırılgan yapısı, yalnızca ana yük taşıma alanlarında kullanımını sınırlamıştır. (115, 116)

2.4.4.4. Polimerler ve Kompozitler

Polimerlerin implant biyomalzemesi olarak kullanımı ilk kez 1930'larda rapor edilmiştir. O dönemde kullanılan polimerler polimetil metakrilat (PMMA) ve politetrafloroetilen (PTFE) idi. Daha sonra implant malzemesi olarak kullanılan diğer polimer türleri arasında poliamid, polietilen, poliüretan (PU), polipropilen, polidimetilsiloksan, polisülfon ve silikon yer almıştır. Diğer biyomateryallerle karşılaştırıldığında, polimerik implantlar daha düşük mukavemetlere, elastik modüllere ve daha yüksek kırılma uzamasına sahiptir. Çoğu polimer, yumuşak dokulara neredeyse benzer elastik modül sergilemektedir. Son zamanlarda, dental implant üretimi için kullanılan polimerlere yeni bir ek polieter eter ketondur (PEEK). Bu malzemenin titanyum ve zirkonyum gibi diğer malzemelere göre ana avantajı, kemiğe daha yakın olan

elastik modülüne sahip olmasıdır (3,6 GPa). Ek olarak, bu malzeme kortikal kemiğe yakın olan 17,4 GPa'lık bir elastikiyet modülü elde etmek için karbon fiber ile güçlendirilebilmektedir. Ayrıca, daha iyi estetik özelliklere sahip olması ve titanyuma alerjisi olan hastalar için uygunluğu da bir diğer avantajıdır. (123-125)

Nanoteknolojinin kullanılmaya başlanması implant diş hekimliği alanında yeni bir kapı açmıştır. Son yıllarda, polimer nano kompozitler gibi nano yapıli materyallerin ortaya çıkması, bize önceden belirlenmiş şekil ve gözeneklere sahip bilgisayar modeli tasarımıli yeni implant materyallerinin geliştirilmesi için fırsat sağlamıştır. Bununla birlikte, nano-şekillendirmenin mikro-şekillendirmeden önemli ölçüde daha iyi olduğu henüz net değildir. (115, 126)

2.4.5. DENTAL İMPLANTLARIN MAKRO VE MİKRO TASARIMLARI

Modern endosseöz implantlar, başlangıçtaki stabiliteyi optimize eden bir makro yapı ve osseointegrasyonu destekleyen bir mikro yapı veya yüzey dokusu ile tasarlanmıştır. (100)

- **Dental implantların makro tasarımı:** İmplant makro yapısı veya genel şekli, hassas yerleştirmeyi, kemik içindeki primer stabiliteyi ve kemik içindeki kuvvet dağılımını optimize etmek için tasarlanmıştır. Günümüzde çoğu implant, implantı kemiğe güçlü bir şekilde sabitlemeyi amaçlayan bir vida tasarımına sahip “kök formu” implantlardır. Yiv derinliği ve genişliği, yiv aralığı, yiv geometrisi ve heliks açısı gibi ek tasarım özelliklerinin tümü, implantı başlangıçta desteklemek ve yerinde tutmak için implant üreticileri tarafından optimize edilebilmektedir. (93, 103)
- **Dental implantların mikro tasarımı:** Dental implantların yüzey özelliklerinin biyolojik reaksiyon ve kemik-implant teması üzerindeki etkisi çalışmalarla ve deneylerle kapsamlı olarak incelenmiştir. Yüzey işlemleri aktif yüzey alanını artırarak, çevre dokulara daha sıkı bir mekanik bağlantı sağlamaktadır. Buna ek olarak, yüzey topografisi daha hızlı ve daha güçlü kemik ankrajına yol açar ve iyileşme sürecinde daha iyi stabilite sağlayabilir, böylece implantın daha erken yüklenmesine izin verebilir. “Orta derecede pürüzlü bir yüzey” olarak tanımlanan 1 ila 2 μm arasındaki ortalama yükseklik sapma parametrelerinin (Ra ve Sa) başarılı bir osseointegrasyon süreci için en uygun olduğu bulunmuştur. İstenilen derecede yüzey pürüzlülüğü elde etmek için günümüzde çok çeşitli yüzey işlemleri

mevcuttur. Farklı yüzey modifikasyonları işlenmemiş, plazma sprey ve lazer pürüzlendirme (lazer yüzey işlemi, LST), asitle aşındırma, kumlama ve ardından asitle aşındırma, anodizasyon ve biyomimetik kaplama olmak üzere altı türe ayrılabilir. Bunlar arasında kumlama, en yaygın dental implant yüzey işlemlerinden biridir. *Sa* değerleri 0,6 ila 2,1 μm arasında değişen kumlanmış yüzey pürüzlülüğü, implantın osseointegrasyonu için ideal olarak kabul edilmektedir. Bu işlem sırasında, implantlar hava püskürtmeli sert seramik parçacıkları (Al_2O_3 , TiO_2 ve $\text{Ca}_2\text{P}_2\text{O}_7$) ile kumlanır. Seramik parçacıkların boyutuna ve hızına bağlı olarak, implant yüzeyinde farklı yüzey pürüzlülüğü seviyeleri üretilebilir. Son yıllarda, asitle aşındırma (SLA) ile kombine edilmiş kumlama implant yüzey işlemi için yaygın olarak kullanılmaktadır, fakat güncel çalışmalarda hem kumlama işleminin kontrolü hem de yüzey kontaminasyonu gibi dezavantajlarının olduğu bildirilmiştir. Bu kontaminasyonun da osseointegrasyonun uzun vadeli stabilitesi için potansiyel bir tehdit olduğu bildirilmiştir. Son zamanlarda, titanyum yüzeyinde daha iyi yüzey morfolojileri üretmek için temassız, doğru kontrol, yüksek oranda tekrarlanabilir ve yüksek verimlilik özellikleri nedeniyle lazerle işlenmiş/asitle aşındırılmış (LA) teknik kullanılmış ve bu tekniğin titanyum yüzeylerin korozyon direncini arttırdığı da bildirilmiştir. Karşılaştırmalı yapılan çalışmalarda ise, LA yöntemi SLA yöntemine kıyasla daha temiz ve daha homojen yüzeyler üretse de çalışma sonucunda her iki yöntem de iyi biyouyumlulukla sonuçlanmış ve iyi implant osseointegrasyonunu desteklemiştir. (15, 104, 113, 127)

2.4.6. İMPLANT PLATFORMLARI VE BAĞLANTILARI

2.4.6.1. Bağlantı Türü

İmplant bağlantıları, bağlantı elemanlarının geometrisi ile tanımlanmaktadır. Brånemark implant tasarımı, implant üzerinde abutment üzerindeki internal bir heks ile eşleşen eksternal bir heks içermektedir. Bunun aksine, internal bağlantılı implantlar, implant gövdesi içinde abutmentin eksternal çıkıntısının bağlanabileceği bir bölmeye sahiptir. Yaygın olarak kullanılan internal bağlantılar arasında heksagon, oktagon ve trichannel bulunur ve bunların çoğu internal geometrilerinin bir parçası olarak konik bir arayüz içermektedir. Eksternal heks tasarımlar, internal bağlantıların mekanik ve restoratif avantajları

nedeniyle günümüzde daha az kullanılmaktadır. Vida gevşemesi eksternal heks bağlantılar için bir risktir, çünkü bağlantı vidasına daha büyük lateral kuvvetler aktarılır ve vidanın ön yüklemesi oklüzal kuvvetlere direnen tek kuvvettir. (93, 112, 114)

2.4.6.2. Platform-Switched ve Platform-Matching

Brånemark eksternal heks gibi geleneksel implant tasarımları, implant boynundan abutmentın implanta bağlanan kısmına kadar aynı çapı koruyarak “platform-matched” olarak bilinen bir tasarıma sahipti. İnternal konik bağlantının ortaya çıkmasıyla birlikte, abutmentın çapını azaltırken stabil bir implant-abutment bağlantısı oluşturmak mümkün hale geldi. Abutmentın bağlantıdaki implanttan daha dar olduğu durum “platform switching” olarak adlandırılır. Platform-switching’in implant çevresindeki kemik kaybını azaltmada faydalı olduğu gösterilmiştir ve yumuşak doku estetiğinin elde edilmesine yardımcı olmak için implant-abutment arayüzünde daha büyük bir yumuşak doku hacmine izin vermektedir. (112, 114)

2.4.7. ÇEKİM SONRASI İMPLANT YERLEŞTİRME ZAMANLAMASI

Dişlerin çekilmesinden sonra implant yerleştirme zamanlamasını belirtmek için bir dizi tanımlayıcı terim kullanılmıştır. Wilson ve Weber, yumuşak doku iyileşmesi ve bariyer membranlar kullanılarak yönlendirilmiş kemik rejeneratif prosedürlerinin öngörülebilirliği ile ilişkili olarak implant yerleştirme zamanlamasını tanımlamak için "immediat", "erken", "gecikmiş" ve "geç" terimlerini önermiştir. Mayfield ve arkadaşları ise 1999 yılında, "gecikmiş" ve "geç" terimleri sırasıyla ekstraksiyondan sonra 6 ila 10 hafta ve 6 ay veya daha uzun zaman aralıklarını tanımlamak için kullanılmıştır. Daha sonra Chen ve meslektaşları tarafından 2004 yılında, "erken" implant yerleştirme terimini, ilk yumuşak ve sert doku iyileşmesinden sonra, ancak socketin tam iyileşmesi gerçekleşmeden önce implant yerleştirmeyi tanımlamak için kullanılmıştır. (128)

Dental literatürdeki tanımlayıcı terminolojideki çeşitlilik Üçüncü ITI Uzlaşım Konferansında tartışılmış ve diş çekiminden sonra implant yerleştirme zamanlaması için yeni bir sınıflandırma sistemi önerilmiştir. Bu sınıflandırma sistemi, tanımlayıcı terimler veya çekimi takip eden katı zaman çerçeveleri yerine, yara iyileşme sürecinde istenen klinik sonuca dayanmaktadır. Bu

bağlamda, Tip 1 yerleştirme, diş çekiminin yapıldığı gün ve aynı cerrahi prosedür sırasında bir implantın yerleştirilmesini ifade eder. Tip 2, yumuşak doku iyileşmesinden sonra, ancak soket içinde klinik olarak anlamlı herhangi bir kemik oluşumu gerçekleşmeden önce implant yerleştirilmesini ifade eder. Tip 3 yerleştirme, soketin klinik ve/veya radyografik olarak önemli ölçüde kemikle dolmasını takiben implant yerleştirilmesini tanımlar. Tip 4 yerleştirme ise, bir implantın tamamen iyileşmiş bir bölgeye yerleştirilmesini ifade eder. Tipik olarak, erken yerleştirme (Tip 2) için yeterli yumuşak doku iyileşmesi için 4 ila 8 hafta arasında iyileşme gereklidir. Kısmi kemik iyileşmesi ile erken yerleştirme (Tip 3) için genellikle 12 ila 16 haftalık bir iyileşme süresi gereklidir. Tip 2 ve Tip 3 yerleştirme için iyileşme ve istenilen klinik sonuca ulaşma süresinin ne kadar olacağı çekim bölgesinin başlangıçtaki durumuna ve soketin boyutlarına bağlıdır. Geç yerleştirme (Tip 4) iyileşmesinde, kemiğin tamamen iyileşmesi için genellikle 6 ay veya daha uzun bir süre gereklidir. (128, 129)

XV Avrupa Periodontoloji Çalıştayı raporunda, klinisyenlere çekim sonrası implant yerleştirme zamanlaması için klinik karar verme sürecinde yardımcı olacak altı husus belirlenmiştir. Bu hususlar, ilgili bölgede enfeksiyon varlığı, restorasyona uygun pozisyonda primer stabilitenin sağlanamaması, hasarlı alveol varlığı, periodontal fenotip, estetik talepler ve sistemik koşullar şeklindedir. (130)

Geleneksel protokoller, çekim soketi içinde iyileşme ve kemik olgunlaşması için yeterli zaman tanındıktan sonra gecikmeli implant yerleştirme konseptini izlemiştir. Aksine, son kanıtlar ise immedat ve erken implant yerleştirmenin rezidüel alveolar kret yüksekliğini ve genişliğini koruyabildiğini göstermektedir. (21, 131, 132)

2.4.8. CERRAHİ VE YÜKLEME PROTOKOLLERİ

2.4.8.1. Cerrahi Protokoller

İki parçalı implant sistemleri için üç farklı cerrahi protokol kullanılmıştır: (93)

1. Standart veya iki aşamalı protokolde, implant gövdesi bir kapak vidası ile primer kemik iyileşmesi gerçekleşene kadar, yumuşak dokunun altına gömülür. İkinci aşama ameliyat sırasında, yumuşak dokular implant

bağlantısından yumuşak dokuya geçen ve ağız boşluğuna giren bir bileşeni takmak için reflekte edilir.

2. Tek aşamalı cerrahi yaklaşımla, cerrah implant gövdesini (fiktürü) ve yumuşak dokudan çıkan geçici bir iyileşme abutmentini yerleştirir. Restoratif süreç sırasında, iyileşme abutmentı değiştirilir, böylece protez abutmentı veya restorasyon bağlanabilir ve ikinci bir ameliyat ihtiyacı ortadan kalkar.
3. İmmediat restorasyon yaklaşımında, implant gövdesi (fiktürü) ve protetik abutmentın her ikisi de ilk ameliyat zamanı yerleştirilir. Daha sonra abutmente geçici bir restorasyon eklenir.

2.4.8.2. Yükleme Protokolleri

Dental implantların restorasyonu, protezin bir veya daha fazla implanta bağlanması için gereken prosedürlerden oluşur. Restorasyon bu temel yükleme protokollerinden biri kullanılarak gerçekleştirilir: (114, 133)

- Konvansiyonel yükleme: Restorasyon, primer kemik ve yumuşak doku iyileşme sürecinden sonra, kemik yoğunluğuna bağlı olarak genellikle 3 ila 6 ay içinde gerçekleşir.
- İmmediat yükleme: İmplant yerleştirme sırasında bir protez bağlanır. Bu genellikle geçici bir restorasyondur ve implant ve yumuşak doku iyileşmesinden sonra daimî bir restorasyonla değiştirilir.
- Erken yükleme: Protez bağlantısı implantın yerleştirilmesinden 2 ila 3 hafta sonra gerçekleşir. Bu daha az öngörülebilir bir yükleme protokolü olarak kabul edilir, çünkü restorasyon bazen implant stabilitesinin en düşük olduğu dönem olan stabilite düşüşü sırasında yerleştirilir.
- Gecikmeli yükleme: Protez, implant yerleştirildikten 6 ila 12 ay sonra bağlanır. Bu yöntem genellikle düşük kaliteli kemikte ve cerrahi yerleştirme sırasında primer stabilitenin sağlanamadığı durumlarda seçilir.

İmplantların immedat yüklenmesi için başarı oranı 1 yıl sonra %80 ile %100 arasında değişmektedir ve mandibulada maksillaya göre daha yüksek başarı oranları kaydedilmiştir. Konvansiyonel olarak yüklenen implantların 1 yıl sonra hayatta kalma oranı %98 olarak bildirilmiştir. (88, 134)

2.4.9. İMPLANT TEDAVİSİNİN KONTRENDİKASYONLARI

Kontrendikasyonlar mutlak veya göreceli olarak kabul edilir. Mutlak bir kontrendikasyon, prosedürün yaşamı tehdit eden bir olaya neden olabileceğini veya prosedürün riskinin, olası herhangi bir terapötik faydadan açıkça daha ağır bastığını gösterir. Göreceli bir kontrendikasyon ise dikkatli olunması gerektiğini gösterir ve prosedürün yararının içerdiği risklerden daha ağır basması muhtemeldir. Göreceli kontrendikasyonlar, advers olay, implant başarısızlığı veya postoperatif problem riskini artırabilecek bir sağlık durumuyla kategorize edilen hastalarla ilişkili durumlardır. Bu hastalar, Amerikan Anesteziyoloji Derneği hasta durumu kategori IV veya üzeri olarak kategorize edilenleri içerir. (79)

Kontrendikasyonlar artık iyi tanımlanmış ve sınıflandırılmıştır. Genel kontrendikasyonlar psikiyatrik bozukluklar, ciddi kardiyovasküler sorunlar, hematolojik maligniteler ve devam eden terapötik işlemlerdir. Malign bir hastalık için intravenöz amino-bisfosfonat alan hastalara özel bir dikkat gösterilir. Çene osteonekrozuna neden olma riskinin yüksek olması nedeniyle, bilimsel topluluklar ve sağlık kurumları, bu özel durumlarda dental implantların yasak olduğunu düşünmektedir. Bununla birlikte, osteoporoz gibi diğer metabolik kemik hastalıkları için bifosfonat tedavisi bir kontrendikasyon değildir, fakat tavsiyelere dikkatle uyulmalıdır. Lokal kontrendikasyonlar ise, bölgede aktif enfeksiyon varlığı, ağız hijyeninin olmaması, büyük kemik kayıpları ve oklüzal bozukluklarla temsil edilir. Sigara içmek tartışılan bir kontrendikasyondur. Sigara içenlerde özellikle de maksillada implant başarısızlıklarının önemli ölçüde daha yüksek bir yüzdesinin meydana gelebileceği gösterilmiştir. Ancak sigara implant uygulanmasını engellemez. Ek olarak, sigara içen bireyler peri-implantitis açısından daha fazla risk altında oldukları konusunda bilgilendirilmelidir. (93, 103, 134)

2.4.10. İMPLANT BAŞARISIZLIK FAKTÖRLERİ

Bir dental implant, yetersiz kemik hacmi veya kalitesi, yanlış cerrahi teknikler, bakteriyel enfeksiyon, aşırı yükleme, tedavi edilmemiş periodontitis, sık sigara kullanımı, diyabet gibi metabolik altta yatan ve özellikle de kontrol altında olmayan sistemik hastalıklar ve yetersiz ağız bakımı gibi çeşitli nedenlerle başarısız olabilir. (102, 135)

İmmediat implantasyon veya erken yükleme, planlanan implantların düşük yerleştirme torku, daha kısa boylu implantların kullanılması, silindirik (yivsiz) implantların kullanılması ve implant destekli overdenture'lar ile protetik rehabilitasyon gibi faktörlerin ise implant başarısızlık oranını artırmakla ilişkili

olduğu öne sürülebilir. (136, 137)

Dental implantların başarısızlığı, başarısızlığın zamanlamasına göre erken veya geç ortaya çıkabilir. (138)

Erken başarısızlıklar, implantasyondan en geç 6 ay sonra veya implantlar yüklenmeden önce meydana gelir. Geç başarısızlıklar ise, implantasyondan sonraki ilk 6 aylık dönemin sonrasında ortaya çıkar. (15)

Erken başarısızlık, osseointegrasyonun sağlanamaması anlamına gelirken, geç başarısızlık implantın yerleşik osseointegrasyonunda veya fonksiyonunda bir bozulma ile sonuçlanır. (139)

2.4.10.1. Erken Başarısızlıklar

Erken başarısızlıklar çoğunlukla biyolojik niteliktedir. Bu durumda, osseointegrasyon süreci cerrahi travma, enfeksiyon, immedat implantasyon veya erken yüklemenin bir sonucu olarak, implant mikro hareketleri gibi çeşitli nedenlerden dolayı başarılı olamamıştır. İmplant kayıplarının %50'sinden fazlası erken kayıplar olarak görülmektedir. (15, 137)

2.4.10.2. Geç Başarısızlıklar

Geç başarısızlıklar nedenlerine göre kategorize edilir. Kötü implant tasarımı, yetersiz implant boyutu veya konumu, aşırı oklüzal (ısıрма) kuvvetler veya uygun olmayan protez üretimi gibi birçok faktör etkili olabilir. (126)

Genel olarak bakıldığında ise, geç başarısızlıkların birinci ve en önemli sebebi, peri-implantitis olarak bilinen enfeksiyon veya inflamasyonun bir sonucu olarak kemik desteğinin progresif kaybı gibi biyolojik nedenlerdir. (140) İmplant kayıplarının yaklaşık %50'si geç evrelerde, en çok da yüklemekten sonraki ilk yıl içinde kemik desteği kaybına bağlı olarak meydana gelir. Snauwaert ve arkadaşları, geç biyolojik başarısızlıkların çoğunun yüklemekten sadece 1 yıl sonra (%60), geri kalanının ise ikinci yıldan itibaren meydana geldiğini bildirmiştir. (15)

Geç başarısızlık sonucu implant kaybının ikinci nedeni ise, mekanik komplikasyonlarla ilgilidir. Biyomekanik başarısızlıklar, implant bileşenlerinin kırılmasını veya gevşemesini içerebilir. (141)

Biyomekanik başarısızlık, implant veya protez bileşenleri (kron veya abutment gibi) düzenli ısırma kuvvetleri altında başarısız olduğunda ortaya

çıkar.(142)

Biyomekanik aşırı yüklemenin metal yorgunluğunun önde gelen nedeni olduğuna inanılmaktadır. Dental implantlar düzenli olarak çiğneme ve ısırma kuvvetlerinin basıncına maruz kalmaktadır. Bir süre sonra, tekrarlanan zorlanmalar implant parçalarında, özellikle de abutmentler veya vidalar gibi parçalarda abrazyona ve yorgunluğa neden olabilir. (143)

Dental implantları oluşturmak için, titanyum veya titanyum alaşımı gibi biyoyouyumlu malzemeler kullanılmaktadır. Bu materyaller zamanla bozulabilir ve bu da implant başarısızlığına neden olabilir. Korozyon, aşınma ve yıpranma ve ağız ortamındaki kimyasal etkileşimler, implant yapısını bozabilecek ve stabilitesini tehlikeye atabilecek faktörlere birkaç örnektir. (118, 144)

Mekanik komplikasyonlar, biyolojik komplikasyonlardan çok daha geç ve sık ortaya çıkmakta, ancak tedavinin karmaşıklığı nedeniyle ciddiyetleri çok daha belirgin olmaktadır. (15, 118)

Bunlara ek olarak, gerçekte, bazı implantların neden öncelikle başarısız olduğunu bilinmemektedir. Bu tür başarısızlıkların sıklığı azdır, çoğu klinik raporda %1-2 aralığında olduğu bildirilmektedir. (137)

2.4.11. VİDA TUTUCULU VE SİMAN TUTUCULU RESTORASYONLAR

Sabit implant restorasyonları vida tutuculu veya siman tutuculu olabilir. Vida tutuculu restorasyonlarda, protez implanta direkt veya standartlaştırılmış bir abutment kullanılarak indirekt olarak tutturulabilir. Siman tutuculu restorasyonlarda, belirli bir olgu için modifiye edilmiş standart bir abutment veya daha yaygın olarak, belirli bir olgu için tasarlanmış özel bir abutment kullanılabilir. Kişiye özel abutmentler ise, titanyum, altın alaşım veya titanyum tabanlı zirkonyadan, dökülebilir bir abutment kullanılarak ya da bilgisayar destekli tasarım (CAD)/bilgisayar destekli üretim (CAM) süreci ile üretilir. (93, 112, 114)

2.4.12. MONOLİTİK ZİRKONYA RESTORASYONLAR

Son yirmi yılda, dental restorasyonları büyük ölçüde geleneksel metal-seramik kronlardan tam seramik kronlara doğru kaymıştır. Estetik açıdan daha başarılı dental restorasyonlarına yönelik artan talep nedeniyle, zirkonya esaslı tam seramik restorasyonlar günümüzde baskın bir restoratif seçenek haline gelmiştir.

Mevcut literatür, zirkonya kronların geleneksel metal-seramik kronlarla karşılaştırılabilir klinik başarı oranlarına sahip olduğunu göstermektedir. Bununla birlikte, molar bölgelerdeki nispeten düşük başarı, kaplama seramik malzemelerinin düşük fleksiyon direnci nedeniyle, bu alanlarda dikkatli olunması önerilmektedir. Son dönemlerde, CAD/CAM teknolojilerinin ilerlemesi, tek parça yani monolitik veya tam kontur olarak adlandırılan zirkonya kronların hızlı ve doğru bir şekilde üretilmesini sağlamıştır. Bu kronlarda geleneksel iki katmanlı zirkonya kronlardan farklı olarak, zirkonya kor üzerinde ikinci bir kaplama tabakası kullanılmaz. Kaplama seramiği katmanının ortadan kaldırılması, monolitik zirkonya kronlar kaplama seramiğinin kırılması/parçalanması gibi sorunların riskini azaltmaktadır. Bununla birlikte, geleneksel zirkonyanın yarı saydamlığı düşük olduğundan üreticiler estetiği iyileştirmek için geleneksel zirkonya formülasyonlarının bileşimini değiştirmiş ve böylece monolitik zirkonya kronlar estetik açıdan daha makul hale gelmiştir. Monolitik zirkonya kronlarda kaplama tabakasının olmaması, restorasyondaki zirkonya malzemesinin kalınlığını önemli ölçüde artırmayı mümkün kılmaktadır. Ramos ve arkadaşları, tarafından yapılan in-vitro çalışmada, monolitik zirkonya kronların iki katmanlı zirkonya kronlardan veya geleneksel metal-seramik kronlardan daha yüksek kırılma dayanımına sahip olduğu gösterilmiştir. Sun ve arkadaşları, tarafından yapılan bir başka çalışmada ise, kalınlığı 1,0 mm olan monolitik zirkonya kronların kırılma direncinin, çift katmanlı zirkonya kronlar ve kalınlığı 1,5 mm olan metal-seramik kuronlarla eşdeğer olduğu yada daha yüksek kırılma direnci gösterdiği bildirilmiştir. Sorrentino ve arkadaşları ise, monolitik zirkonya kronların oklüzal kalınlığının 0,5 mm'ye düşürülebileceğini ve yine de oklüzal (ısıрма) kuvvetlere dayanmak için yeterli dayanıklılığa sahip olacağını bildirmişlerdir. Monolitik kronların yüksek kırılma direncine sahip olması, minimum diş preparasyonu, metal-seramik veya seramik kronlara bir tedavi alternatifi haline gelmesinin nedenlerinden biridir. (119-122, 145-147)

2.5. OSSEOİTEGRASYON

2.5.1. OSSEOİTEGRASYONUN TANIMI

Per-Ingvar Brånemark ve arkadaşları, implantın osseointegrasyonunu “düzenli, canlı kemik ile yük taşıyan implant yüzeyi arasında doğrudan yapısal ve fonksiyonel bağlantı” olarak tanımlamışlardır. Amerikan İmplant Diş Hekimliği

Akademisi tarafından 1986’da osseointegrasyon tanımı “kemik ve implant yüzeyi arasında doğrudan temas” olarak basitleştirilmiştir. (94, 113, 148)

Daha sonra, Protetik Terimler Sözlüğü-8 (GPT-8) bunu “kemik dokusunun, araya bağ dokusu girmeden inert, alloplastik bir malzemeye görünür şekilde doğrudan bağlanması” olarak tanımlamıştır. (149)

Zarb ve Albrektsson, fonksiyonel yükleme sırasında kemikte asemptomatik olarak muhafaza edildiğinde alloplastik bir materyalin rijit fiksasyon süreci olarak daha klinik bir tanımlama önermiştir. (150, 151)

Histolojik olarak tanımlandığında ise osseointegrasyon, implant ve kemik arasındaki boşluğa yumuşak doku girmeden oluşan organize, canlı kemik ve yük taşıyan implant yüzeyi arasındaki doğrudan yapısal ve fonksiyonel bağlantıdır. (102, 151)

Özetlemek gerekirse, implant yerleştirmedeki temel amaç, kemik ile implant arasında yakın bir bağlantı elde etmek ve bunu sürdürmektir. Bu kavram dental osseointegrasyon olarak bilinir. Dental osseointegrasyon klinik olarak alloplastik bir materyalin, yani implantın oklüzal kuvvetlere dayanma yeteneği ile kemikteki asemptomatik rijit fiksasyonu olarak açıklanabilir. (102, 113, 118)

2.5.2. OSSEOİTEGRASYON AŞAMALARI

İmplantasyon sonrasında hem biyolojik tarafta hem de materyal tarafında belirli bir moleküler süreç gerçekleşir. Kasemo ve Lausmaa’nın “arayüz senaryosuna” göre, primer moleküler olaylar, sonuçta belirli hücre ve doku tepkileriyle sonuçlanan sekonder olaylara yol açar. (100)

Histolojik çalışmalar, osseointegrasyonun, diş çekimi soketlerinin, vida ve plaklarla yeniden konumlandırılan kırık ve augmentasyon bölgeleri gibi küçük stabil defektlerdeki kemik iyileşmesinin, benzerlikler göstererek klasik yara iyileşmesine eşdeğer olduğunu göstermiştir. (136, 148)

Defektlerde, primer kırık iyileşmesinde ve osseointegrasyonda olduğu gibi direkt kemik iyileşmesi, önceden var olan kemik matriksinde oluşan hasar ile aktive olur. Matriks ekstraselüler sıvıya maruz kaldığında, kolajen olmayan proteinler ve büyüme faktörleri serbest kalır ve kemik onarımını aktive eder. Aktive edildikten sonra; osseointegrasyon, 3 aşamaya ayrılan ortak, biyolojik olarak belirlenmiş bir süreci takip eder: (113, 134, 136, 151)

1. Örgü (woven) kemik oluşumu ile inkorporasyon;
2. Kemik kütlesinin yüke adaptasyonu (lamellar ve paralel lifli kemik depozisyonu);
3. Kemik yapısının yüke adaptasyonu (kemik remodelasyonu).

İyileşme fazı olarak adlandırılan ilk 18 ay boyunca primer ve sekonder kemik iyileşmesi gerçekleşir. İyileşme evresiyle örtüşen ve 3 ayda başlayan remodelasyon evresi 18 ayda sona erer. Bu dönemden sonra, fiksür üzerine etki eden kuvvetler ile ankraj kemiğinin remodelasyon kapasitesi arasında bir dengenin kurulduğu dinamik denge fazı başlar. (133)

Osseointegrasyon bölgesindeki progenitör hücreler, kırık iyileşmesi bölgesindekilerden farklı olarak, tamamen osteoblastlara ve ardından intramembranöz kemikleşmeye dönüşmekte, hiçbir hücre popülasyonu kondroblastlara dönüşmemekte ve endokondral kemikleşmeye yardımcı olmamaktadır. Bir diğer önemli farklılık da implant ve implant yüzeyinin varlığı ya da yokluğunda yatmaktadır. Kırık bölgelerinin aksine, kemik boşluğunun büyük bir kısmı implantın gövdesi (fiksürü) ile doldurulur ve yeni kemik tarafından yeniden doldurulacak alan en aza indirilir. Ayrıca, implantın yüzey özellikleri ve yeni yüzey işlemleri de osteojenik hücre yanıtı için önemlidir. (149)

Proteinler ve diğer biyolojik moleküller implant yüzeyine toplanır. Birçok çalışma, kemik ve implant yüzeyi arasında mineralize olmamış kolajen ve proteoglikanlardan oluşan amorf bir tabaka olduğunu göstermiştir. Fibronektin, vitronektin, osteopontin, fibrinojen ve trombospondin gibi çok sayıda adeziv protein hücre, adezyon mekanizmasında rol oynamaktadır. (134, 150)

İmplant yerleştirildikten sonra hem hazırlanan osteotomi duvarında hem de implant yüzeyinde eş zamanlı olarak yeni kemik oluşumu başlar. İmplant yüzeyinde başlayan yeni kemik sentezine (osteogenez) “kontakt osteogenez”, eş zamanlı olarak osteotomi duvarında başlayan diğer senteze ise “distant osteogenez” adı verilir. Her iki osteogenez sürecinin tamamlanması, implant-konak kemik arayüzünde tam yeni kemik sentezi ile sonuçlanır ve bu da çene kemiği ile “implant osseointegrasyonu” olarak adlandırılır. (94, 100)

Kemik sürekli olarak remodelasyon ve modelizasyon olarak adlandırılan yapısal adaptasyonlar geçirdiğinden, osseointegrasyon kalıcı bir süreçtir. Bununla birlikte, asıl zorluk zaman içinde osseointegrasyonun sürdürülmesidir. (136)

2.5.3. OSSEOKOALESANS

Osseointegrasyon kemik-implant arasındaki fiziksel bütünleşmeyi veya mekanik fiksasyonunu ifade eder. Tamamen fiziksel etkileşim ile bu arayüz kesme kuvvetlerine dayanabilir, ancak arayüz orta dereceli çekme kuvvetlerine bile dayanamaz. “Osseokoalesans” terimi özellikle implantların kemik dokusuna kimyasal entegrasyonunu ifade eder. Bu terim, kemik ve biyomateryal arasında kimyasal bağlanmaya yol açan reaksiyonlara maruz kalan kalsiyum fosfatlar ve biyoaktif camlar gibi yüzey reaktif malzemeler için geçerlidir. Bu malzemelerle, dokular implantla etkili bir şekilde birleşir. Kimyasal bağlanmanın niteliksel kanıtlarına bir örnek, kırılma çizgilerinin implant veya doku boyunca yayılması, ancak arayüz boyunca yayılmamasıdır. Osseokoalezlenmiş implantlar hem kesme hem de çekme yüklerine karşı direnç gösterir. Ne yazık ki, bu terim yaygın bir kullanım alanı bulamamıştır ve osseointegrasyon hala biyoaktif materyaller ve kemik arasındaki etkileşimleri tanımlarken sıklıkla kullanılmaktadır. (94, 100)

2.5.4. DOĞAL DİŞ VE OSSEOİNTEGRE İMPLANTIN KARŞILAŞTIRMALI ANATOMİSİ

Dental implant, restorasyondan sonra klinik olarak doğal diş gibi görünse de implant yüzeyine ve üst yapılarına kemik ve yumuşak doku entegrasyonu doğal dişe kıyasla çeşitli biyolojik farklılıklar gösterir. Doğal diş, periodontal sert ve yumuşak dokulara bakım ve uzun süreli hayatta kalmaları için ek besin kaynağı sağlamakla kalmayıp, aynı zamanda diş üzerindeki aşırı kuvvetlere karşı amortisör görevi gören periodontal ligament boşluğuna sahiptir. Kemikle doğrudan osseointegre olan ve periodontal ligament gibi bir yapı göstermeyen implant, peri-implant dokuya yalnızca sınırlı miktarda beslenme kaynağı sağlar ve ayrıca tüm oklüzal kuvvetleri doğrudan kemiğe iletir. Bunun sonucunda, fiziksel ve kimyasal yaralanmalar genellikle implant çevresinde kemik rezorbsiyonuna neden olabilir. Dental implantların kemik ankrajı bu nedenle “fonksiyonel ankiloz” olarak adlandırılır. Ankiloz dental implantlar için hayati önem taşır, fakat dişler için ise istenmeyen bir durumdur. Kemik seviyesinde, bir diş ile bir dental implant arasındaki fark açıktır. Dişlerin biyolojik genişliği, diş eti kenarından alveolar kemiğin tepesine kadar olan boyut olarak, dental implantlarda ise ilk kemik-implant teması olarak tanımlanmaktadır. (94, 136)

2.5.5. OSSEOİTEGRASYONUN DEĞERLENDİRİLMESİ

İmplantların başarısı için, osseointegrasyon durumunun sürekli ve güvenilir bir şekilde izlenmesi önerilmektedir. İmplant stabilitesi, daha spesifik olarak sekonder implant stabilitesi, osseointegrasyonun kalitesini yansıtır. Mikroskopik veya histolojik analiz, yüzyıllardır osseointegrasyon durumunu değerlendirmek için standart metodoloji olmuştur, ancak invaziv olması nedeniyle günümüzde implant stabilitesini tanımlamak için standardize radyografiler, kesme torku direnç testi, modal analiz ve Rezonans frekans analizi (RFA) gibi çeşitli tanısal analizler önerilmiştir. (152)

Bunlara ek olarak, klinik ortamında yapılan pratik mobilite ve perküsyon testi de kullanılmaktadır. Fakat klinik olarak stabilitenin varlığı osseointegrasyon için kesin kanıt olarak kabul edilemez. Buna ek olarak perküsyon testinde fibröz dokuya sabitlenmiş implantın aksine osseointegre implant için tanımlanmış tipik bir “ses diyagramı” yoktur. Bu nedenle, implant arayüzey düzenlemelerinin klinik testleri yalnızca gerçek doku yanıtlarını kabaca gösterebilir. (153)

Osseointegrasyonu geliştirmek ve iyileştirmek için son zamanlarda, makro, mikro ve nanotopografik geliştirmeler, yüzey ıslanabilirliğinin iyileştirilmesi, fotofonksiyonelleştirme, yeni kemik büyümesinin osteokondüksiyonunu teşvik eden hidrofilik özelliklere sahip implant yüzeyleri, implant yüzeyinde veya implant yerleştirme işleminin bir parçası olarak rekombinant insan büyüme faktörlerinin kullanılması, kemik büyümesini hızlandırmak için yüzey kimyası modifikasyonları gibi işlemler ve bunlara ek olarak daha az yoğunluklu kemik bölgelerinde küçük boyutlu frezleme ve osseodensifikasyon gibi cerrahi teknikler kullanılmaktadır. (149, 151)

2.5.6. BAŞARILI OSSEOİTEGRASYON İÇİN GEREKLİLİKLER

Bir dental implantın osseointegrasyonu, kemik rejenerasyonunun temel prensibine ve biyomateryalin osteokondüktivitesine dayanır. (136)

Dental implantasyonun başarısı için ilk ön koşul, yeterli primer stabilitenin sağlanması ile temsil edilir. Bu, implantın yerleştirilmesinden sonra hareketliliğinin olmaması olarak tanımlanır ve fiksürün çevre kemikle mekanik olarak birleşmesine bağlıdır. Kemik iyileşmesi sırasında, yetersiz primer stabilite

kemik-implant arayüzünde aşırı mikrohareketlenmelere (>50-100 µm) neden olabilir. Bu tür mikrohareketler osseointegrasyonu engelleyebilir ve fibröz skar dokusu oluşumuna ve çevredeki trabeküler kemiğin hipertrofisine yol açabilir. Bu nedenle, optimum primer stabilitenin elde edilmesi, implant gövdesi (fıktürü) ve kemik arasında bir bağ dokusu tabakasının oluşmasını önler. Bu, implantı çevreleyen kemiğin remodelasyonu ve fonksiyonel rejenerasyonu (yani implantın osseointegrasyonu) ile belirlenen sekonder stabiliteyi ("biyolojik stabilite") sağlar. Farklı çalışmalara göre bu süreç 4-6 ay sürebilir. Primer stabilite sekonder stabilite için bir gerekliliktir. Ancak sekonder stabilite, fonksiyonel yükleme süresini belirler. Sekonder stabilite ise kemik rejenerasyonu ve remodelasyonu yoluyla biyolojik stabilite sunar. İmplantın primer stabilitesinin cerrahi yöntemle (frez boyutu ve fıktür boyutu arasındaki ilişki) ve implantın mikroskobik/makroskobik morfolojisine (yani şekil, yüzey pürüzlülüğü) bağlı olduğu bulunmuştur. İmplant bölgesindeki kemiğin miktarı (kalınlığı) ve kalitesi (yoğunluğu) de primer stabiliteyi etkiler. İmplant osseointegrasyonunun sonuçlarındaki farklılıklar, kemiğin anatomisi ve morfolojisindeki lokal farklılıklarla gerekçelendirilebilir. (92, 94, 102, 154)

Özetlemek gerekirse, başarılı osseointegrasyon, implant materyalinin biyoyumumluluğu, implant yüzeyinin makro ve mikroskobik topografisi, implantın tasarımı, implant bölgesindeki kemik morfolojisi ve kalitesi, uygulanan cerrahi teknik, iyileşme aşamasında lokal ve sistemik sağlığın stabilitesi, yükleme koşulları ve izlenen protokol gibi çeşitli faktörlerin birbiriyle ilişkisine bağlıdır. (149, 151)

Başarılı osseointegrasyon sonucunda, klinik olarak implantlar rijit, asemptomatik, enfeksiyon veya periimplanter radyolüsensi yokluğu ve sağlıklı yumuşak doku istenmektedir. Bunlara ek olarak stabil krestal seviye (fonksiyonda ilk yıldan sonra yıllık kemik kaybı oranı 0,2 mm'den az olmalı) sağlıklı ve başarılı bir osteointegrasyonun göstergesi ve hedefidir. (92, 94)

Osseointegrasyonun başarısızlığını etkileyen bir dizi faktör vardır. Lokal faktörler arasında biyomateryal özellikleri ve implant yüzey özellikleri, alveolar kemiğin kalitesi, periodontal hastalık ve ağız hijyeni yer alır. Sistemik faktörler ise genel sağlık, hasta bağışıklığı, sigara içme durumu, genetik ve metabolik hastalıkları içermektedir. (113, 151)

Ayrıca, arayüz bölgesindeki korozyon da osseointegrasyon ve implant başarısızlığı için bir faktör olabilir. Metal korozyonu osteoblast fonksiyonunu baskılayarak kemik oluşumunu azaltarak ve osteolize katkıda bulunarak implant ile kemik dokusu arasındaki yakın teması (osseointegrasyon) etkileyebilir ve

implant başarısızlığına sebep olabilir. (118)

Ek olarak, fonksiyonel yumuşak doku-implant arayüzü, implant destekli protezlerin uzun vadeli başarısı için osseointegrasyon kadar önemlidir. Bu nedenle, uzun vadeli implant başarısı için mevcut yumuşak dokunun dikkatli bir şekilde manipüle edilmesi ve korunması da çok önemlidir. (94, 102)

2.6. STRES ANALİZ YÖNTEMLERİ

Ağız içi ortam karmaşık bir biyomekanik sistemdir. Bu nedenle, hareketli, sabit protezler ve implant destekli protezlerin mekanik davranışları üzerine yapılan araştırmaların çoğu in vitro olarak gerçekleştirilmiştir. (155)

Kuvvet analiz yöntemleri, bir cisme gelen kuvvetlerin nerede yoğunlaştığını ve buna göre cismin şeklinin nasıl oluşturulması gerektiğini gösteren yöntemlerdir. Diş hekimliğinde kuvvet analiz yöntemleri, tedavi sırasında uygulanan kuvvetlerin biyolojik yapılar üzerinde oluşturduğu gerilme ve gerinimlerin, bunların yoğunlaştığı bölgelerin, çene ve diş yapısında meydana gelebilecek deformasyonların izlenmesi amacıyla kullanılmaktadır. (156-158)

Diş hekimliğindeki biyomekanik araştırmalarda da kullanılan stres analiz yöntemleri; kırılabilir vernikle kaplama tekniği (brittle lacquer coating), fotoelastik kuvvet analizi (photoelastic stress analysis), termografik stres analiz (thermographic stress analysis), gerinim ölçerin kullanıldığı stres analizi (stress analysis by using strain-gauges), lazer ışınli stres analizi (holografik interferometri) ve sonlu elemanlar stres analizidir. (155, 159, 160)

Bu yöntemlerden pek çoğunun metabolik ve yapısal ihtiyaçlara cevap verebilen, canlı ve kompleks bir doku olarak tanımlanan kemik yapısının iç birimlerindeki stres dağılımını ve yer değiştirmeleri değerlendirmede sınırlı kaldığı belirtilmektedir. Bu durum biyomekanik davranışların daha ayrıntılı olarak tanımlanmasına gereksinim olduğunu göstermektedir. Sonlu elemanlar stres analizi ile analitik çözümü bulunmayan problemlere yaklaşık çözüm bulunabilmekte; bu nedenle de deneysel metotlara alternatif yeni bir simülasyon ve deney aracı olarak kullanılabilir. (160)

Dental implantlar üzerindeki biyomekanik yükü değerlendirmek için kullanılan mevcut teknikler arasında matematiksel hesaplamalar, fotoelastik stres analizi, iki boyutlu (2B) veya üç boyutlu (3B) sonlu eleman stres analizi ve strain-gauge (gerinim ölçer) analizi yer almaktadır. (155, 159)

2.6.1. FOTOELASTİK ANALİZ

Fotoelastik analiz, diş hekimliğinde 1949 yılında Noona tarafından tanıtılmıştır ve bu yöntem restoratif diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. (159) İmplantoloji alanında fotoelastisite, ilk olarak 1980 yılında Haraldson tarafından kullanılmıştır. (161)

Fotoelastik analiz tekniği, strese/deformasyona maruz kaldığında, kırılma indislerinde renk değişimini teşvik eden değişiklikler gösteren belirli renksiz plastik malzemelerin optik özelliğine dayanmaktadır. (155, 159)

Fotoelastik stres analizi, kemiğin homojen olmayan ve anizotropik özelliklerini modelleme kapasitesinde doğal sınırlamalara sahiptir. Bununla birlikte, protez restorasyonların ve implantların doku tepkisi ve fiziksel özelliklerinin etkileşimini incelemek için diş hekimliğinde yaygın ve başarılı bir şekilde kullanılmıştır. (155)

Goiato ve arkadaşlarına göre, 3 fotoelastisite tekniği mevcuttur: iki boyutlu, üç boyutlu ve yarı üç boyutlu (model 3 boyutludur, ancak saçaklar 2 boyutta gözlemlenir ve analiz edilir). (162)

Ayrıca, Fernandes ve arkadaşları tarafından, 2003 yılında reflektif fotoelastisite tekniği de tanımlanmıştır. (163)

Mahler ve Peyton, in vitro örnekler arasındaki karşılaştırmalar için referans olarak saçak sırasını (N): 0 (siyah), 1 (kırmızı/mavi geçişi), 2 (kırmızı/yeşil geçişi), 3 (pembe/yeşil geçişi) değerlerine göre tanımlamıştır. (164)

Stres yoğunluğunun değerlendirilmesi, modelde oluşan saçak sayısına göre bir sınıflandırmaya dayanmaktadır: (155)

- 1 veya daha az saçak için düşük stres
- 1 ila 3 saçak arasında orta stres
- 3'ten fazla saçak için yüksek stres.

Fotoelastik yöntemin en büyük avantajı, ağız yapıları gibi karmaşık yapılarıdaki stresleri görselleştirme ve tüm modeldeki stres modellerini gözlemleyerek araştırmacının stres büyüklüğünü lokalize etmesine ve ölçmesine olanak sağlamasıdır. (159, 165)

Fotoelastisite, streslerin genel konumu ve konsantrasyonu hakkında iyi

kalitatif bilgi sağlar, ancak sınırlı kantitatif bilgi üretir. (155, 166)

2.6.2. STRAIN-GAUGE ANALİZİ (GERİNİM ÖLÇER)

Gerinim ölçerler, hafif deformasyon altında akımlarında oluşan direnci değiştiren küçük elektrik rezistanslarıdır. Yakalanan elektrik sinyali bir veri toplama kartına gönderilir, dijital bir sinyale dönüştürülür ve bilgisayar tarafından okunur. Gerinim ölçerlere dayalı yöntemler doku stresini ve gerinimini ölçmek yerine, hesaplamak için kullanılmıştır. (159, 167)

Elektriksel gerinim ölçerler, karşılaşılan gerilmelerin nicel bir analizini vermek için kullanılmıştır. Herhangi bir materyal için, stres ve gerinim arasında iyi tanımlanmış bir ilişki mevcuttur. Protezin belirli bir bölgesindeki gerinim ölçülürse, malzemenin elastik modülünün bilinmesi koşuluyla, stres değeri hesaplanabilir. Stres ölçümü için elektrikli gerinim ölçerlerin kullanılmasında bu prensipten yararlanılır. Bir alet gerinimi ölçer ve yukarıda açıklanan ilişki kullanılarak stres hesaplanır. Kegli ve Kydd, mandibular taban deformasyonunu incelemek için, gerinim ölçeri uygulayan ilk kişilerdir. (167)

Gerinim ölçer analizi, doğru klinik tahmin için implantlar üzerindeki biyomekanik yükleri değerlendirmek üzere yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu yöntemin dental implantlara uygulanması, elektrik dirençli gerinim ölçer ve ilgili ekipmanın kullanımına dayanır ve statik ve dinamik yükler altında hem in vitro hem de in vivo ölçümler sağlar. Gerinim ölçer ölçümleri yalnızca ölçerdeki gerinime ilişkin veri sağlar ve ölçer boyutunun etkisi belirsiz kalır. (155, 168, 169)

Bazı yazarlar gerinim ölçer tekniğini, fotoelastisite tekniği veya SEA ile birlikte kullanmayı tavsiye etmektedir. (159, 168, 169)

2.6.3. KIRILABİLİR VERNİKLE KAPLAMA TEKNİĞİ

Bu teknik, 1940’larda De Forest ve arkadaşları tarafından geliştirilmiştir. Önceden deforme olmuş bir cisimdeki gerinim paternlerinin, kantitatif ve kabaca nicel bir analizini verir. Bu teknik, bir yapının yüzeyindeki gerinimlerin tespit edilmesi ve ölçülmesinin yanı sıra, gerilme gerinimlerinin yönünü ve sırasını göstermede özellikle yararlıdır. Kalitatif analiz, test edilecek

gövdenin yüzeyine kolofon rezin bileşenli bir verniğin özel ekipmanlarla püskürtülmesini içerir. Bunun kurumasına izin verilir ve yükler istenen şekilde uygulanır. Maksimum gerilme stresinin olduğu bölgelerde vernikte çatlaklar ortaya çıkar. Yükün artırılması, gerilme stresinin verniğin kırılması için gereken değeri aştığı diğer noktalarda çatlakların oluşmasına neden olur. Bu tekniğin en büyük dezavantajı, yük uygulandığında nispeten kolaylıkla görülebilen çatlakların yük kaldırıldığında kaybolmasıdır. Ayrıca çatlaklar yüzeye çıkmadığından, boya kullanmadan önce üst yüzeyin kazınması gerekir. Bu teknik aynı zamanda sıcaklık ve nemdeki dalgalanmalara karşı hassastır ve streslerin yalnızca niteliksel bir değerlendirmesini verir. Basitliği nedeniyle, bu yöntem diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır ve ilk olarak Matthews ve Wain tarafından, protezlerdeki streslerin incelenmesinde uygulanmıştır. Niteliksel olarak bu teknik, primer modifikasyon ihtiyacına yönelik bir kılavuz olarak hızlı ve kolay bir test sağlar. Protezlerde kantitatif ölçümler için kırılabilir vernikle kaplama tekniğinin elektrikli gerinim ölçerlerle birlikte kullanılması önerilmiştir. (167, 170)

2.6.4. TERMOGRAFIK STRES ANALİZİ

Termoelastisite teorisi, stres ve gerinimleri elastik cisimlerdeki sıcaklık dağılımlarıyla ilişkilendirir veya alternatif olarak etkili bir sıcaklık dağılımını elastik deformasyonlarla ilişkilendirir. Bu etki ilk olarak, Lord Kelvin tarafından analitik olarak tanımlanmış ve Biot tarafından daha da geliştirilmiştir. Adyabatik (veya adyabatiğe yakın) koşullar altında, elastik bir malzemedeki hacimsel bir değişiklik, buna karşılık gelen bir sıcaklık değişikliği üretecektir. Bu prensibe dayanarak, termografik stres analizi (TSA) yüzey ısı akışındaki değişiklikleri (yüzey sıcaklığındaki değişikliklerle ilgili olan) ölçer ve bunları birleşik bir gerinim veya stres formuyla ilişkilendirir. Diferansiyel kızılötesi termografi veya deneysel termoelastisite olarak da bilinen TSA, diğer teknikleri tamamlayan ancak onların yerini almayan bir tekniktir. Geleneksel yöntemlere göre hem dezavantajları hem de avantajları vardır. Dezavantajları arasında yükleme kısıtlamaları ve birleşik gerinimler (veya stresler) yer alır. Ancak, TSA'nın avantajları da vardır. Yüzey biyomekaniği ile ilişkilendirilebilen bir ölçek değerinin (yüzey boyunca ısı akışı) tam alan nicel haritalamasını sağlamaktadır. (171, 172)

2.6.5. HOLOGRAFİK İNTERFEROMETRİ

Holografik interferometri, en az bir hologram kullanılarak kaydedilen ve yeniden yapılandırılan çeşitli dalgaların oluşturduğu interferans paternlerini elde etmek ve yorumlamak için bir dizi yöntem olarak tanımlanabilir. Deformasyonların ve streslerin yüksek hassasiyetli analizi, numune profilinin yeniden yapılandırılması, kırılma indislerinin dağılımının belirlenmesi veya tahribatsız testler için güçlü bir uyumlu optik ölçüm tekniğidir. (173, 174)

Holografik interferometri, diş hekimliğinin çeşitli alanlarında kullanılmaktadır. Bu yöntem, nanometre mertebesindeki küçük hareketlerin tespit edilmesinin yanı sıra yük uygulaması üzerine oluşan streslerin izlediği yörüngenin genel niteliksel ve niceliksel olarak görselleştirilmesini sağlar. (175)

1965 yılı, HI'nin farklı gruplar tarafından eş zamanlı olarak keşfedildiği yıl olmuştur. HI'nin icadı ise genellikle Powell ve Stetson'a atfedilmektedir. (176)

Holografi geleneksel fotoğrafçılıktan farklı bir prensip izler. Tutarlı, monokromatik bir ışık demeti üretmek için bir lazer gereklidir. Bir referans ışını ile nesne ışını (analiz edilecek) arasındaki faz farkı, yüksek çözünürlüklü bir fotoğraf plağına (hologram) kaydedilen bir girişim deseni üretir. Geliştirildiğinde ve uygun şekilde lazer ışığına maruz bırakıldığında, bu hologram nesnenin üç boyutlu bir görüntüsünü yeniden oluşturur. Çözünürlük lazer dalga boyu ya da fotoğraf filmi düzeyindedir. Holografik yöntem küçük kemik yer değiştirmelerine ve deformasyonlarına karşı oldukça hassastır. (175)

2.6.6. SONLU ELEMENLAR ANALİZİ

SEA ilk olarak 1960'ların başında inşaat ve havacılık mühendisliğindeki karmaşık elastisite ve yapısal analiz problemlerini çözme ihtiyacından doğmuştur, ısı transferi, sıvı akışı, kütle taşınımı ve elektromanyetik alanlardaki problemleri çözmek için geliştirilmiştir. Günümüzde, dental implant-kemik sistemi bileşenlerinin geometrik karmaşıklığı nedeniyle, SEA bunları analiz etmek için uygun bir araç olarak görülmektedir. (155, 159)

İmplant diş hekimliğinde, ilk olarak 1976 yılında Weinstein ve arkadaşları tarafından, poröz yapılı dental implantların stres dağılımını değerlendirmek için kullanılmıştır. (177)

SEA, karmaşık yapıların ilerleyen direncini ve stres dağılımını simüle etmek ve test etmek için sanal modeller kullanır. SEA yöntemi, mekanik problemlerin incelenmesine, eleman probleminin çok sayıda daha küçük ve basit elemana bölünerek, bir eleman ağı oluşturulmasına ve matematiksel fonksiyonlar kullanılarak problemin çözülmesine olanak sağlamaktadır. (159)

Stres analizi için SEA ile yapılan bir çalışma, tipik olarak aşağıdaki adımları içermektedir: (155, 167, 178)

- I. Değerlendirilmesi gereken fiziksel bir sorunu temsil eden bir modelin doğrudan SEA bilgisayar programında veya bilgisayar destekli tasarım yazılımı kullanılarak geliştirilmesi.
- II. Yapının sonlu elemanlara bölünmesi. Ön işleme adı verilen mesh oluşturma programları, kullanıcıya bu işi yaparken yardımcı olur.
- III. Eleman özelliklerinin formüle edilmesi. Bu, izin verilen tüm eleman deformasyon durumlarıyla ilişkili düğüm (node) yüklerinin belirlenmesi anlamına gelir.
- IV. Yapının sonlu eleman modelini elde etmek için elemanların birleştirilmesi.
- V. Bilinen yüklerin uygulanması (düğüm kuvvetleri ve/veya momentler).
- VI. Yapının nasıl desteklendiğinin belirlenmesi. Bu adım, birkaç düğüm noktası yer değiştirmesinin bilinen değerlere ayarlanmasını içerir.
- VII. Düğüm noktası yer değiştirmesini belirlemek için eşzamanlı doğrusal matematiksel denklemlerin çözümü.
- VIII. Düğüm noktası deplasmanından ve eleman deplasman alanı enterpolasyonundan eleman gerilmelerinin hesaplanması ve son olarak gerilmelerden gerilmelerin hesaplanması. Son işlemciler olarak adlandırılan çıktı yorumlama programları, kullanıcının çıktıyı sıralamasına ve grafik biçiminde görüntülemesine yardımcı olur.

Sonlu elemanlar yönteminin, temel gücü çok yönlülüğünde yatmaktadır. Bu büyük çok yönlülüğün, tek bir bilgisayar programının içinde yer almasından ve seçimlerin kullanıcı tarafından isteğe bağlı olarak oluşturulmasına olanak tanimasından kaynaklıdır. Yöntem çeşitli fiziksel problemlere uygulanabilir. Analiz edilen yapı isteğe bağlı şekil, yük ve destek koşullarına sahip olabilir. Ağ, farklı tip, şekil ve fiziksel özelliklere sahip elemanları bir araya getirebilir. Sonlu elemanların bir diğer çekici özelliği de gerçek yapı ile sonlu eleman modeli

arasındaki yakın fiziksel benzerliktir. Model basit bir soyutlama değildir; bu nedenle iyi bir model tanımlamak için deneyim ve iyi bir mühendislik yargısı gereklidir. Stres dağılımı, geometri, malzeme özellikleri, sınır koşulları ve kemik-implant arayüzünün modellenmesinde yapılan varsayımlara bağlıdır. Daha doğru stres tahminleri elde etmek için, kemik geometrisini daha gerçekçi bir şekilde modellemek üzere gelişmiş dijital görüntüleme teknikleri uygulanabilir. Malzemenin anizotropik ve homojen olmayan yapısı ve sınır koşulları hesaplamalı modelleme tekniklerinin kullanımıyla dikkatlice ele alınmalıdır. Buna ek olarak, kemik-implant arayüzünün modellenmesi, kortikal kemikteki gerçek osseointegrasyon temas alanının yanı sıra SEA'daki temas algoritmalarının kullanımı yoluyla, ayrıntılı trabeküler kemik temas modelini de içermelidir. (155, 179, 180)

Bununla birlikte, SEA'nın bazı dezavantajları ve eleştirileri vardır. Reddy ve arkadaşları, ile Sirekha ve arkadaşları, avantajları ve sınırlamaları basitleştirilmiş bir şekilde özetlemişlerdir. Buradaki en önemli konu, çok karmaşık modellerin oluşturulmasıdır. (179)

Dental implant çalışmalarında ise, genellikle benimsenen bazı basitleştirmeler ve varsayımlar, kemiğin homojen ve izotropik olduğunu varsayarak, kemik veya implant sisteminin geometrisinin sadeleştirilmesini, sınır koşullarını, tutarsız kemik-implant arayüz tipini vb. içermektedir. (159, 168, 169)

2.6.6.1. Sonlu Elemanlar Analizi ile İlgili Temel Kavramlar

Kuvvet

Hareket eden bir cismi durduran, duran bir cismi hareket ettiren, cisimlerin şekil, yön ve doğrultularını değiştiren etkiye kuvvet denir. Fizikte büyüklükler, skaler ve vektörel büyüklükler olmak üzere iki gruba ayrılmaktadır. Sadece bir sayı ve bir birimle ifade edilen büyüklüğe skaler büyüklük; yönü, doğrultusu ve değeri olan büyüklüklere ise vektörel büyüklük denmektedir. (181) Kuvvet vektörel bir büyüklük olup; belirli bir doğrultusu, yönü, süresi ve şiddeti bulunmaktadır. (182) Kuvvet birimi Uluslararası Birimler Sistemi'nde "Newton" (N)'dur. Ortodonti literatüründe kuvvet miktarı genellikle "gram-kuvvet" cinsinden verilmekte olup çoğunlukla "gram" (gr) olarak ifade edilmektedir. 1 newton, 101,97 gram-kuvvet'e eşittir. Bir cisme diğer cisimlerin yaptığı etki dış kuvvet, cismin çeşitli parçaları arasındaki etki ve tepki ise iç kuvvettir.

Biyomekanikte diş yapısı üzerine etkiyen bir dış kuvvet, önce periodontal ligamente oradan da kemiğe iletilir ve bu iletimler sırasında iç kuvvetler oluşmaktadır. (156, 181)

Homojen Cisim

Cisim içerisinde elastik özelliklerin her noktada aynı olduğu cisimlerdir.(157)

Eleman (Element)

Sonlu elemanlar analizinde oluşturulan geometrik model, “eleman” (element) adı verilen basit geometrik şekillere ayrılır. Elemanlar, geometrik şekil (üçgen, paralel kenar, dörtgen), boyut (tek boyutlu, iki boyutlu, üç boyutlu) ve düğüm sayısı gibi özelliklere göre sınıflandırılırlar. (157)

Rijit Eleman

Rijit elemanlar kuvveti ileten, ama deformasyona uğramayan ve de gerilme yüklenmeyen elemanlardır. Bağlandıkları düğümlerin (node) arasındaki mesafeyi sabit tutmaya yararlar. (157)

Düğüm Noktası (Node)

Sonlu elemanlar analizinde, modellerin bölünmesiyle oluşan sonlu sayıda eleman belli noktalardan birbirleriyle bağlanmakta ve bu noktalara düğüm (node) adı verilmektedir. Modellerde, her bir elemandaki yer değiştirmeler, doğrudan düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler ile ilişkilidir. Sonlu elemanlar analizinde, bu düğüm noktalarının belirli yerlerden birbirlerine sabitlenmesi gereklidir. (180) Bu şekilde cebrik bir denklem takımı elde edilir. Stres analizinde, bu denklemler düğümlerdeki denge denklemleridir. İncelenen probleme bağlı olarak bu şekilde yüzlerce, hatta binlerce denklem elde edilir. Bu denklem takımının çözümü ise bilgisayar kullanımını zorunlu kılmaktadır. (157, 183)

Ağ Yapısı (Mesh) Oluşturma

Düğüm noktalarının ve elemanların koordinatları, ağ yapısı (mesh)

oluşturma işlemi ile oluşturulur. Mesh üretimi programlar tarafından otomatik olarak yapılabilirdiği gibi, kullanıcıya da mesh üretme imkânı tanınmaktadır. Kullanıcı tarafından girilen minimum bilgiye karşılık, uygun değer otomatik olarak düğüm noktalarını ve elemanları sıralar, numaralanmasını sağlar. Mesh üretme konusunda kullanıcının ayrıca üzerinde mesh üretilecek alanda, hangi bölgelerin eleman yoğunluğunun fazla olacağına, hangi bölgelerin eleman yoğunluğunun daha az olacağına karar vermesi gerekebilir. Önemli olan, seçilen eleman kullanılarak, modelin en iyi bir şekilde nasıl daha iyi küçük parçalara bölüneceği ve nasıl mesh edileceğidir. (184)

Mesh oluşturmada, modeller sonlu sayıda elemanlara bölünür. Genellikle, önemli olduğu veya kendi içinde büyük değişime sahip olduğu bilinen veya tahmin edilebilen bölgelerde, birim alana daha fazla eleman yerleştirilir. Mesh işleminden sonra, cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin neresinden uygulandığını gösteren sınır şartları belirlenir. Eleman sayısı artırılarak, eleman tipi değiştirilerek, mesh üretim yöntemi değiştirilerek, yeniden mesh oluşturularak çözüm tekrarlanabilir. (180)

Sınır Şartları

Sınır şartları streslerin ve yer değiştirmelerin (deplasman) sınır ifadelerini kapsar. Cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin nereden uygulandığını gösterir. (180)

Gerilme (Stress)

Bir cisme kuvvet uygulandığı zaman, uygulanan bu kuvvete karşı cisim içinde birim alanda oluşan tepkidir. Dış kuvvete içeriden uygulanan tepki, dış kuvvete eşit ancak zıt yöndedir. Her iki kuvvet cismin tüm alanı üzerinde dağılır. Buna göre cismin içindeki gerilme, birim alana gelen kuvvet olarak ifade edilir. (185).

Gerilme = Kuvvet / Alan olarak formüle edilir.

Gerilme birimi Paskal (P veya N/m²)'dır. Dış hekimliğinde ise, incelenen dokuların milimetrik olması nedeniyle genellikle Megapaskal (MPa veya N/mm²) kullanılmaktadır.

1MPa=10⁶ N/m²'dir.

Farklı açı veya doğrultudan uygulanan kuvvetler çoğu zaman karmaşık gerilmeler oluşturmaktadır. Kuvvet uygulanması ile cisimde temel olarak, uzama, sıkışma ve makaslama (kayma) olmak üzere üç tip gerilme oluşabilir: (186, 187)

- 1) **Çekme gerilimi (Tensile stress):** Cismin moleküllerini birbirinden ayrılmaya zorlayan, aynı doğrultuda, fakat ters yönde iki kuvvetin cismi etkilemesi ile oluşan gerilme tipidir.
- 2) **Basma gerilimi (Compressive stress):** Cismin moleküllerini birbirine yaklaşmaya zorlayan, aynı doğrultuda ve ters yönde iki kuvvetin cismi etkilemesi ile oluşan gerilme tipidir.
- 3) **Makaslama ya da kayma gerilimi (Shear stress):** Cismin moleküllerini birbiri üzerinde kaymaya zorlayan farklı seviyelerde yüzeye paralel ve ters yönde olan iki kuvvetin cismi aynı anda etkilemesi ile oluşan gerilme tipidir.
- 4) **Asal Gerilmeler (Principal Stress):** Bütün düzlemlerde makaslama gerilmelerinin sıfır olduğu ve sadece alana dik olan normal gerilmelerden oluşan gerilmeler asal gerilmeler (Principal stress) adını alırlar. Asal gerilme; maksimum, ara ve minimum olarak üçe ayrılır. Ancak yük uygulanan cisimlerde genellikle tek bir tip gerilme yerine üç tip gerilmenin bir arada bulunduğu bileşik gerilme hali meydana gelmektedir. (183, 188)
 - Maksimum asal gerilme (Maximum principle stress): Pozitif değerdedir ve en yüksek çekme gerilmelerini ifade eder. (189)
 - Minimum asal gerilme (Minimum principle stress): Negatif değerdedir ve en yüksek basma gerilmelerini ifade eder. Analiz sonuçlarında elde edilen pozitif değerler çekme şeklinde gerilmeleri, negatif değerler ise basma şeklinde gerilmeleri (sıkışma) ifade etmektedir. Mutlak değeri daha büyük olan gerilme, bir düğüm noktasında etkin olan gerilme şeklidir. (190)
- 5) **Von Misses Gerilmesi (von Misses stress):** Belirli bir kuvvet uygulanan cisimde oluşan gerilme dağılımının gösterilmesi için kullanılmaktadır. (191) Von Mises gerilmesi “Bir yapının belli bir bölümündeki iç enerji belli bir değeri aşarsa, yapı bu noktada şekil değiştirecektir” prensibi ile elde edilmiş bir kıstastır. (188, 192) Von Mises gerilme değerleri ayrıca gerilmenin dağılımı ve yoğunlaşma bölgeleri hakkında genel bir bilgi edinmek amacıyla değerlendirilebilmektedir.
- 6) **Total Deformasyon:** Deformasyon stres altında yer değiştirmeyi ifade etmektedir. Cismin total deformasyonu, “normal” ve “kayma” zorlanmalarının toplamı olarak ifade edilir. (193-195)

Gerinim (strain, şekil değiştirme)

Gerinim, cisme uygulanan belirli bir kuvvet sonucu cismin birim boyutta oluşan boyutsal şekil değişimidir. Cisme uygulanan kuvvet gerilme oluşturduğunda, aynı zamanda gerinim de oluşturur. (196) Herhangi bir ölçü birimi yoktur. Gerilme, büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken; gerinim bir kuvvet değil sadece skaler bir büyüklüktür. (157, 185)

Hooke Kanunu, belli sınırlar içinde cisimdeki gerilimin gerinim ile doğru orantılı olarak arttığını öngörür.

Gerinim (strain) = Boyuttaki değişim / Orjinal boyut olarak formüle edilir.

Cisimlere kuvvet uygulandığında iki farklı biçimde şekil değiştirebilirler:

- **Elastik şekil değiştirme:** Cismin kuvvet ortadan kalktıktan sonra tekrar başlangıç durumuna dönmesidir.
- **Plastik şekil değiştirme:** Cismin kuvvet ortadan kalktıktan sonra tekrar başlangıç durumuna dönmemesidir. (197)

Elastiklik - Viskoelastiklik

Bir cismin, uygulanan kuvvet ortadan kalktıktan sonra ilk baştaki şekline dönme özelliği o cismin elastiklik özelliğidir. Elastik materyallere belirli sınırlar içerisinde yük uygulandığında şekil değiştirirler ve yük ortadan kalktığında gecikmeden eski şekillerini alırlar. Viskoelastik materyaller ise, şekil değiştirirken hem elastik hem de yapışkan (visköz) özellik gösterirler. Bu materyaller yapışkanlık özellikleri sayesinde zamana bağlı olarak artan bir gerinim gösterirler ve yük ortadan kalktığında tekrar ilk baştaki şekillerine gecikmeli olarak dönerler. (183, 198)

Elastiklik modülü (Elastisite modülü, Young's Modulus)

Elastiklik sınırları içinde gerilmenin gerinime (stres/strain) oranı olup, cismin dayanıklılığını gösterir, birimi GPa (Gigapaskal)'dır. (182) Elastisite modülü arttıkça cismin katılığı da artar. (185) Yüksek elastisite modülüne sahip bir cisim, aynı kuvvetler altında, düşük elastisite modülüne sahip bir cisimden daha az deformasyona uğrar. (199)

Poisson oranı (Poisson's Ratio)

Çekme veya basma kuvvetleri altında cisimlerin, elastik sınır içerisinde, en/boy arasındaki birim boyut değişiminin oranıdır. Örnek olarak bir cisme uygulanan çekme kuvveti etki sonucu yükün geldiği yönde boyda uzama olurken, yüke dik olan diğer boyutlarda ise boy kısalması olmaktadır. (200) Poisson oranı, bütün maddeler için 0 ile 0,5 arasında değişkenlik gösterir ve elastisite modülü gibi cisme ait ayırıcı bir özelliktir.

İzotropi ve Anizotropi

İzotropi, bir cismin farklı doğrultularda aynı elastik özellikleri göstermesidir. (201) İzotrop cisimler, farklı doğrultulardan uygulanan kuvvetler sonucu oluşan çekme, basma ve makaslama gerilmelerinde aynı elastiklik modülüne sahiptirler. Anizotrop cisimler ise, farklı elastiklik modülüne sahiptirler. (202, 203)

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi, Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Ana Bilim Dalı ve Medikal Dizayn Ltd. Şti. laboratuvarında gerçekleştirilmiştir. Çalışmamızda, SOBOTTA anatomi atlasına (204) göre Misch'in (93) maksilla ve mandibula için kemik yoğunluğu sınıflamasından D3 kemik modeli göz önüne alınarak maksilla tasarımı dizayn edilmiştir.

Yapılan modellemede kemik dokusu, kortikal ve spongeoz elementlerden oluşan izotropik ve kompozit bir materyal olarak modellenmiştir. Üç boyutlu maksilla modelinde, geleneksel implant konsepti (TRI®VENT IMPLANT, Ø4.1mm-L10mm) - GRUP 1 ve yeni implant konsepti (TRI®BONE LEVEL MATRIX® IMPLANT, Ø4.1mm-L10mm) - GRUP 2 olacak şekilde, çalışmaya uygun olarak iki farklı grupta, üç boyutlu olarak yapılandırılmış ve implantlar ikinci küçük azı ve birinci büyük azı diş bölgesine denk gelecek şekilde konumlandırılmıştır.

TRI®-BONE LEVEL MATRIX® implant modeli, yeni bir konsepte sahip olmakla beraber, abutment bileşenine sahip değildir ve sadece vida ile bağlantı sağlanmaktadır. TRI®-VENT implant modeli ise, geleneksel implant konseptine sahip olup abutment ve vida içermektedir.

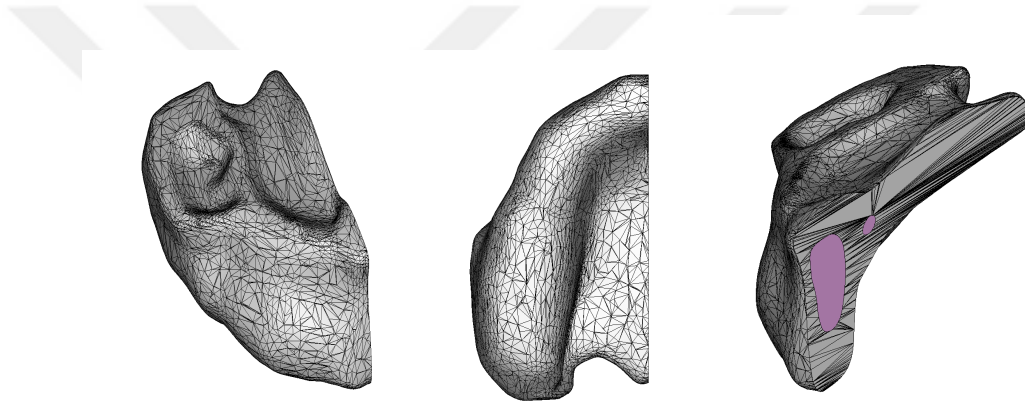
3.1. SONLU ELEMENLAR ANALİZİNDE KULLANILACAK OLAN ÜÇ BOYUTLU MODELLERİN OLUŞTURULMASI

Üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi, homojen hale getirilmesi, üç boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için 11th Gen Intel(R) Core(TM) i5-11400H @ 2.70GHz 2.69 GHz işlemci, 500gb Hard Disk, 32 GB RAM donanımlı ve Windows 11 işletim sistemi olan bilgisayardan, SOLIDWORKS (175 Wyman Street, Weltham, Massachusetts 02451 USA) ve MATERIALISE MIMICS NV TECHNOLOGIELAAN (15 3001 LEUVEN BELGIUM) 3 boyutlu modelleme yazılımından, ANSYS FEA ANALYSIS (2600 ANSYS DR, CANONSBURG, USA) analiz programından yararlanıldı.

Modeller, SOLIDWORKS yazılımı ile geometrik olarak incelenmesi ve

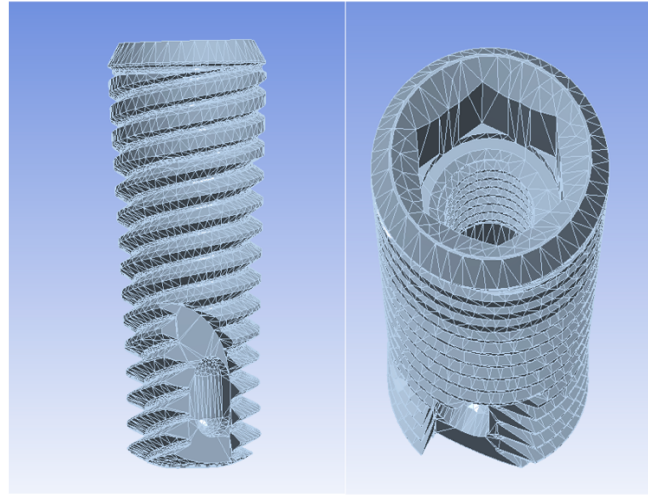
daha detaylı anatomik modellerin tasarlanabilmesi için MIMICS 17 (Materialise's Interactive Medical Image Control System) yazılımına alındı. MIMICS 17 yazılımı, magnetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi de olmak üzere pek çok görüntüleme yöntemi ile elde edilen görüntülerin, bilgisayar ortamında yeniden oluşturulabildiği bir yazılımdır. Yazılım ile yeniden oluşturulan görüntüler üzerinde sadeleştirme ve yeniden biçimlendirme gibi değişiklikler yapılabilmektedir.

Yukarıdaki protokollerde tasarlanmış D3 KEMİK MODELİ ham verileri, Metarialise N.V. Şirketine ait MIMICS versiyon 17 programına aktarılmış ve maksiller modele ait üç boyutlu yüzey ağ yapısı (mesh) oluşturulmuştur (Şekil 3-1).

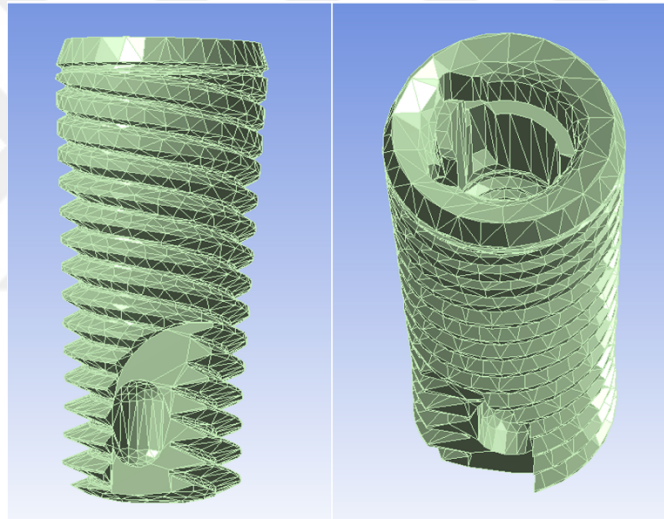


Şekil 3-1: Maksilla modeline ait 3B yüzey ağ yapısı (mesh)

Modellenen maksilla modelinde posterior bölgede, TRI®VENT IMPLANT, Ø4.1mm-L10mm (Şekil 3-2) ve TRI®BONE LEVEL MATRIX® IMPLANT, Ø4.1mm-L10mm-P37 (Şekil 3-3) boyutlarında implantlar konumlandırılmıştır.



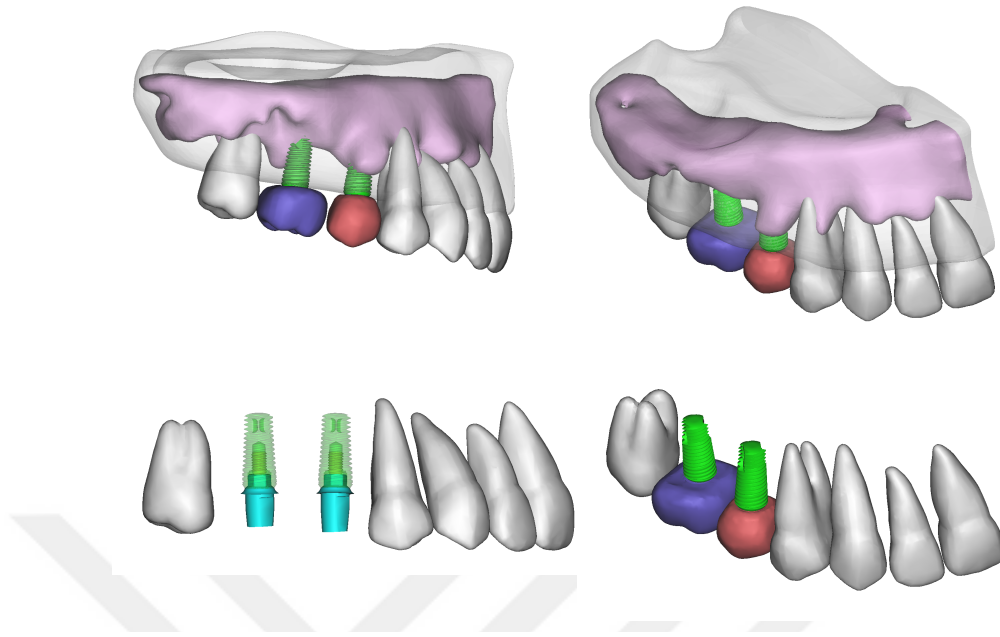
Şekil 3-2: TRI@VENT implant (STL)



Şekil 3-3: TRI@BONE LEVEL MATRIX® implant (STL)

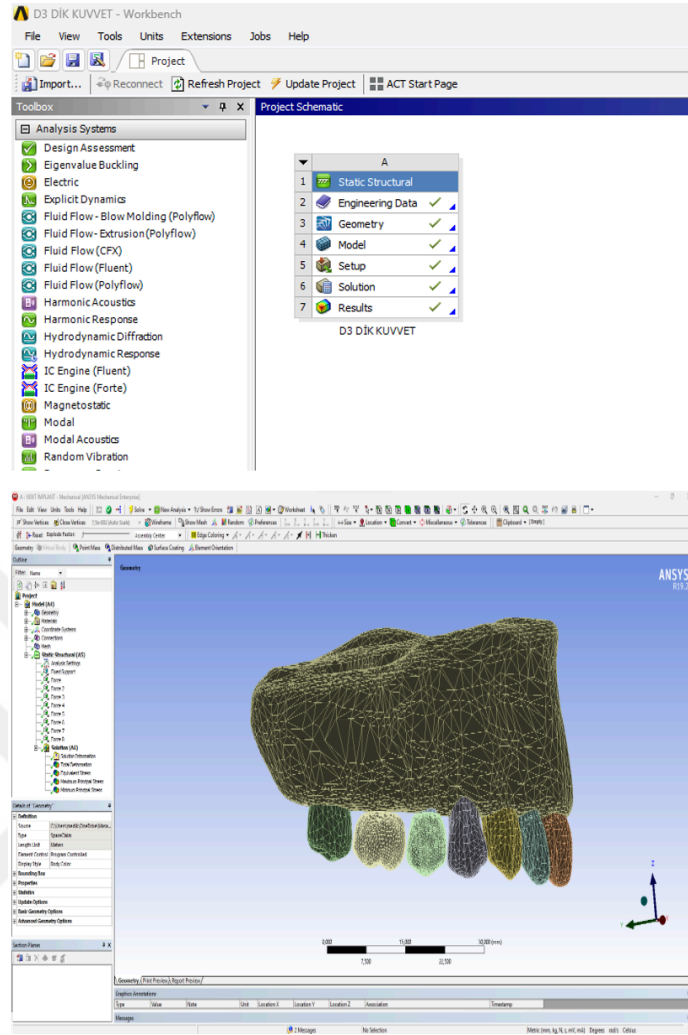
D3 kemik yapısına uygun olarak modellenen maksilla da implantlar posterior bölgede konumlandırılarak TRI@VENT ve TRI@BONE LEVEL MATRIX® implantlar kullanılarak GRUP 1 ve GRUP 2 olmak üzere iki farklı çalışma modeli hazırlanmıştır.

Analiz için çalışma modelleri STL dosyası olarak dışa aktarım yapılmıştır (Şekil 3-4).



Şekil 3-4: Maksilla 3B çalışma modelleri

Üç boyutlu olarak yaratılan tüm modeller STL formatında ANSYS WORKBENCH yazılımına aktarılmıştır (Şekil 3-5).



Şekil 3-5: Modellerin *ANSYS WORKBENCH* yazılımına aktarımı

STL formatı, üç boyutlu modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. STL formatında, düğümlerin koordinat bilgilerinin de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı diğer kullanılan programlarla kıyaslandığında minimum olarak kabul edilmiştir.

ANSYS WORKBENCH yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin üst çeneye ait olduğunu, tüm anatomik yapılarının ve kullanılan malzemelerin hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir (Şekil 3-6). Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve Poisson oranı) değerleri verilmiştir (Tablo 3-1).

Outline of Schematic A2: Engineering Data				
	A			
1	Contents of Engineering Data			
2	Material			
3	Composite resin			
4	CORTICAL BONE			
5	TITANIUM			
6	TOOTH			
7	Trabecular bone			
8	Zirconia			

Properties of Outline Row 4: CORTICAL BONE				
	A	B	C	D E
1	Property	Value	Unit	
2	Material Field Variables	Table		
3	Isotropic Elasticity			
4	Derive from	Young's Modulus and Poisson...		
5	Young's Modulus	13700	MPa	
6	Poisson's Ratio	0,3		
7	Bulk Modulus	1,1417E+10	Pa	
8	Shear Modulus	5,2692E+09	Pa	

Şekil 3-6: Malzeme özelliklerinin tanımlanması

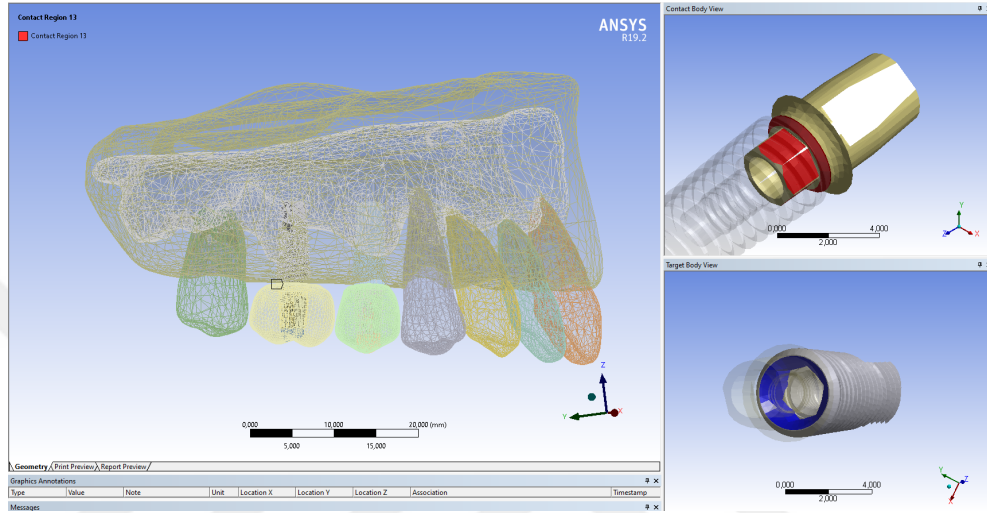
Tablo 3-1: Çalışmada kullanılan Elastisite modülü ve Poisson Oranları(205)

Elastisite Modülü ve Poisson Oranları		
	Elastisite modülü (MPa)	Poisson oranı
Kortikal kemik	13,700	0.30
Trabeküler kemik	1,370	0.30
Titanyum (implant)	110,000	0.35
Zirkonyum	205,000	0.22
Co-Cr (kobalt-krom)	218,000	0.33

SEA’da kullanılan düğüm nokta sayısı ve eleman boyutu arttıkça analizin doğruluğu artmaktadır. Ancak düğüm nokta sayısı ve eleman sayısı arttıkça çözüm süreleri uzamaktadır. Çok uzun süreli çözümlerde bilgisayar kaynakları yeterli olmadığından çözüm imkânsız hale gelebilmektedir. Belli bir eleman boyutundan sonra sonuçlardaki değişim çok küçük oranlarda kalmaktadır. Bu nedenle bizim çalışmamızda, streslerin inceleneceği bölgelerdeki eleman ve düğüm sayısını arttırmak için küçük boyutlarda elemanlar, diğer tüm bölgelerde ise toplam düğüm sayısının bilgisayarın hesaplama gücünün üzerine çıkmaması için büyük boyutlarda elemanlar kullanılmıştır. SEA modeli oluşturmak için en yüksek 4,0 mm ve en düşük 0,5 mm boyutlarında elemanlar kullanılmıştır.

Eleman ağı oluşturulurken, önemli bölgelerde diğer bölgelere kıyasla düğüm noktası ve eleman bakımından daha yoğun şekilde modellenmiştir.

SEA modelini oluşturan parçaların birbirlerine bağlantısı “BONDED” bağlantı modeliyle oluşturulmuştur. Bu modelde birbirine temas halindeki düğüm noktalarıyla lineer bir bağlantı kurarak yük aktarımını sağlamaktadır (Şekil 3-7).

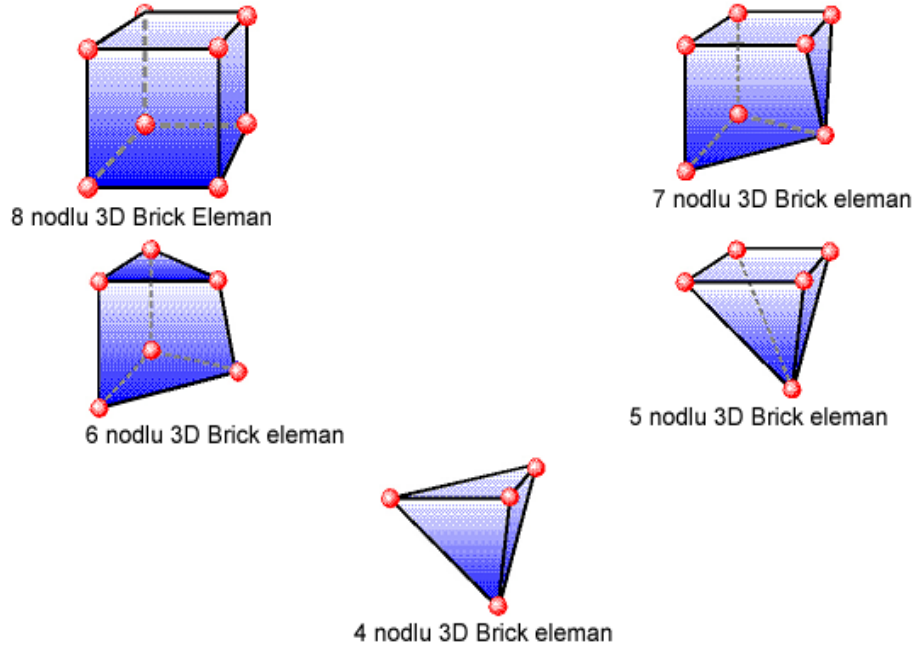


Şekil 3-7: Çalışmanın sonlu elemanlar modelinin yüzey temas noktalarının genel görünümü

SEA sonuçlarının, gerçek rakamlara yakın ve hatasız olması için element sayı ve nodüllerinin yüksek olması gereklidir. Sonlu elemanlar analizlerinin yapılabilmesi için modelin sabitlenmesi gerekmektedir. Bu sebeple modelin uygun yerlerindeki serbestlik dereceleri kısıtlanmalıdır. Tüm malzeme özellikleri ve serbestlik dereceleri atandıktan sonra, ortaya çıkan sonlu elemanlar modeli çözümlenmesi için ANSYS WORKBENCH yazılımı ile çözdürülmüştür.

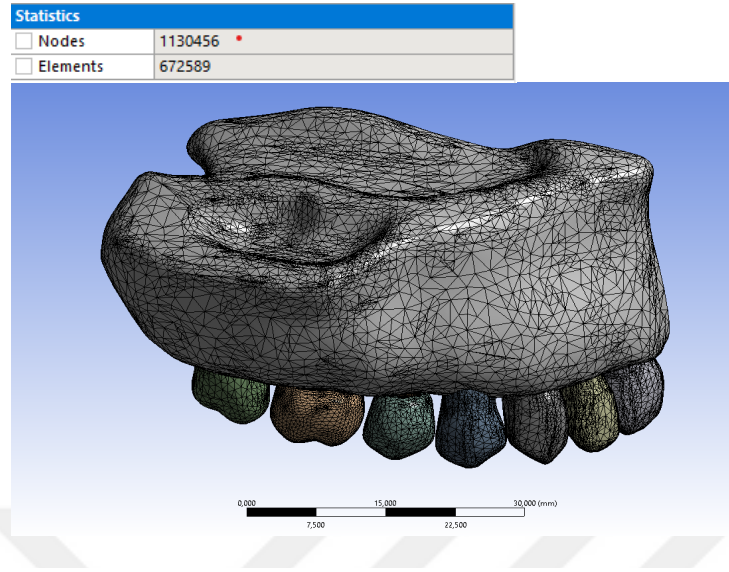
3.2. ELEMAN VE DÜĞÜM NOKTALARININ BELİRLENMESİ

“MIMICS” programında yapılan modellemeler, 3 boyutlu koordinatlar korunarak “ANSYS WORKBENCH” yazılımına aktarıldı. Burada modeller “Bricks ve Tetrahedra” elemanlar şeklinde katı modellere çevrildi. “Bricks ve Tetrahedra” katı modelleme sisteminde, modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanıldı. 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılmıştır (Şekil 3-8).



Şekil 3-8: Bricks ve Tetrahedra Katı Modelleme Sistemi

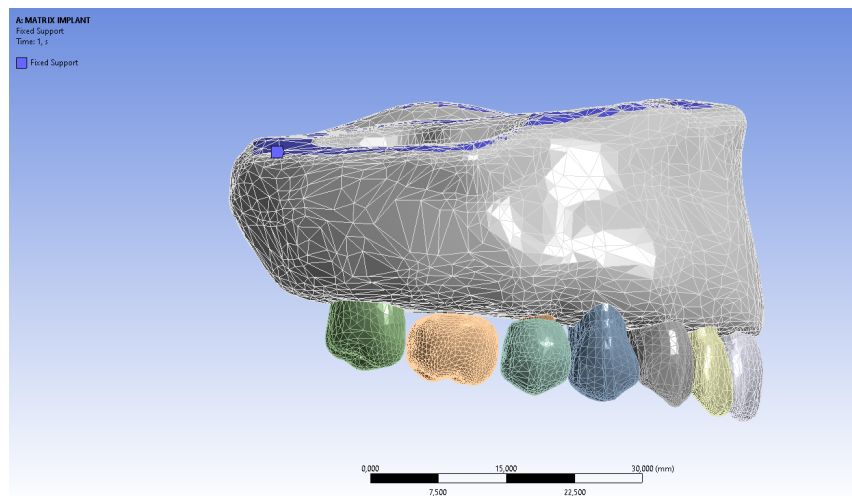
Tüm modeller lineer, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edilmiştir. Bir materyalin homojen olması, mekanik özelliklerinin yapısal her elemanda benzer olduğunu gösterir. İzotropik ise, yapısal elemanın her yönde materyal özelliklerinin aynı olduğu durumu tanımlamaktadır. Modelin tamamında toplam düğüm noktası ve tamamı Bricks ve Tetrahedra olmak üzere toplam eleman sayıları belirtilmiştir (Şekil 3-9).



Şekil 3-9: Düğüm noktası ve eleman sayıları

3.3. SINIR KOŞULLARI

Sonlu elemanlar analizlerinin yapılabilmesi için modelin sabitlenmesi gerekmektedir. Bu sebeple modelin uygun yerlerindeki serbestlik dereceleri kısıtlanmalıdır. Oluşturulan model maksilla modelde uygulanan horizontal kesinin en üst noktasından (DOF) sıfır harekete sahip olacak şekilde sabitlenmiştir (Şekil 3-10).



Şekil 3-10: Modelin sabitlenmesi - DOF

3.4. TRI®VENT İMPLANT VE TRI®BONE LEVEL MATRIX® İMPLANT GENEL TEKNİK ÖZELLİKLERİ

Çalışmada kullanılan implantların genel teknik özellikleri Tablo 3-2’de detaylı bir şekilde gösterilmiştir.

Tablo 3-2: İmplantların teknik özellikleri

TRI®Vent İmplant	TRI®Bone Level Matrix® İmplant
Teknik Özellikler	Teknik Özellikler
• Seviye: Kemik Seviyesi • Bağlantı Tipi: Internal • Bağlantı Şekli: Hekzagon • Baş Şekli: Düz • Baş Mikroyivler: Hayır • Gövde Şekli: Konik • Gövde Yivleri: V Şeklinde • Apeks Şekli: Kubbe • Apeks Deliği: Dikdörtgen • Apeks Kanalları: Evet	• Seviye: Kemik Seviyesi • Bağlantı Tipi: Internal • Bağlantı Şekli: Özel tasarım • Baş Şekli: Düz • Baş Mikroyivler: Hayır • Gövde Şekli: Konik • Gövde Yivleri: V Şeklinde • Apeks Şekli: Kubbe • Apeks Deliği: Delik Yok • Apeks Kanalları: Evet

3.5. ARAYÜZ KOŞULLARI

İmplantlar, tüm arayüzü boyunca kemik modeline rijit bir şekilde sabitlenmiştir. Aynı temas türü protez-abutment arayüzünde de sağlanmıştır.

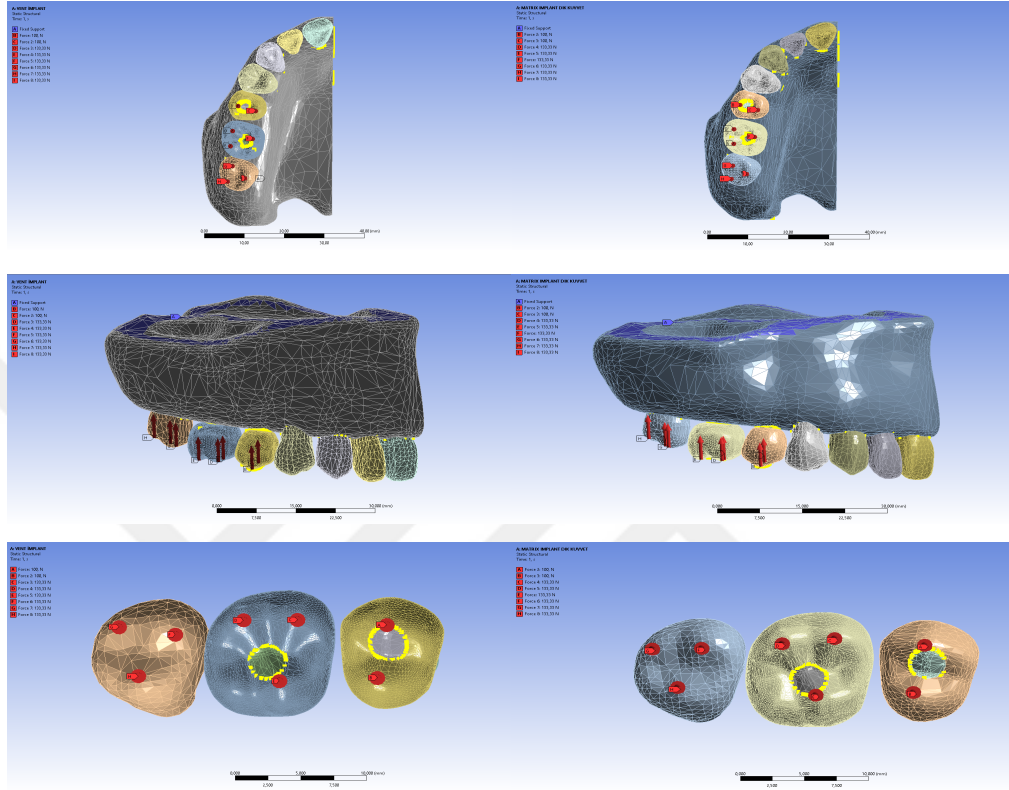
3.6. ÇALIŞMADA UYGULANAN OKLÜZAL (DİKEY) KUVVETLER VE YERLERİ

Oklüzal (dikey) kuvvetler her iki modelde de toplam 1000 N olacak şekilde 90 derece açı ile uygulanmıştır (Şekil 3-11).

- 5 no’lu diş bölgesi: Bukkal ve palatinal tüberküllerin eğimli yüzeylerinden 90 derece açı ile belirlenmiş 2 noktadan toplam 200 N
- 6 no’lu diş bölgesi: Bukkal ve palatinal tüberküllerin eğimli yüzeylerinden 90

derece açı ile belirlenmiş 3 noktadan toplam 400 N

- 7 no'lu diş: Bukkal ve palatinal tüberküllerin eğimli yüzeylerinden 90 derece açı ile belirlenmiş 3 noktadan toplam 400 N

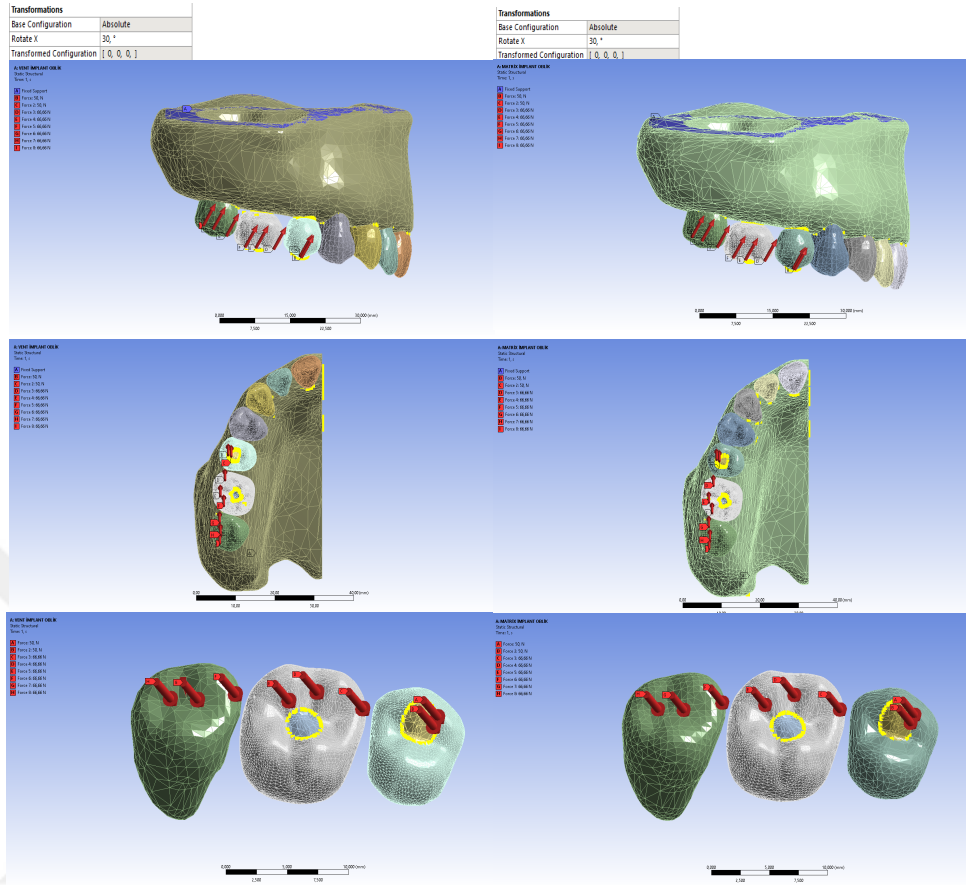


Şekil 3-11: Oklüzal (dikey) kuvvet noktaları

3.7. ÇALIŞMADA UYGULANAN LATERAL (OBLİK) KUVVETLER VE YERLERİ:

Oblik (lateral) kuvvetler her iki modelde de toplam 500 N olacak şekilde 30 derece açı ile uygulanmıştır (Şekil 3-12).

- 5 no'lu diş bölgesi: Bukkal tüberkül üzerinde 30 derece açı ile belirlenmiş 2 noktadan toplam 100 N
- 6 no'lu diş bölgesi: Bukkal tüberkül üzerinde 30 derece açı ile belirlenmiş 3 noktadan toplam 200 N
- 7 no'lu diş: Bukkal tüberkül üzerinde 30 derece açı ile belirlenmiş 3 noktadan toplam 200 N



Şekil 3-12: Lateral (oblik) kuvvet noktaları

3.8. ANALİZ SONUÇLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ VE OLUŞAN STRES DAĞILIMLARININ KARŞILAŞTIRILMASI AMACIYLA İNCELENEN REFERANSLAR VE STRES DEĞERLERİ

1. Kortikal ve spongeoz kemik üzerinde ölçülen maksimum ve minimum asal gerilme ve total deformasyon değerleri
2. Titanyum implant, titanyum abutment ve titanyum vidalarda ölçülen von Misses gerilme ve total deformasyon değerleri
3. Monolitik zirkonyadan oluşan üst yapının tamamında oluşan von Misses gerilme ve total deformasyon değerleri

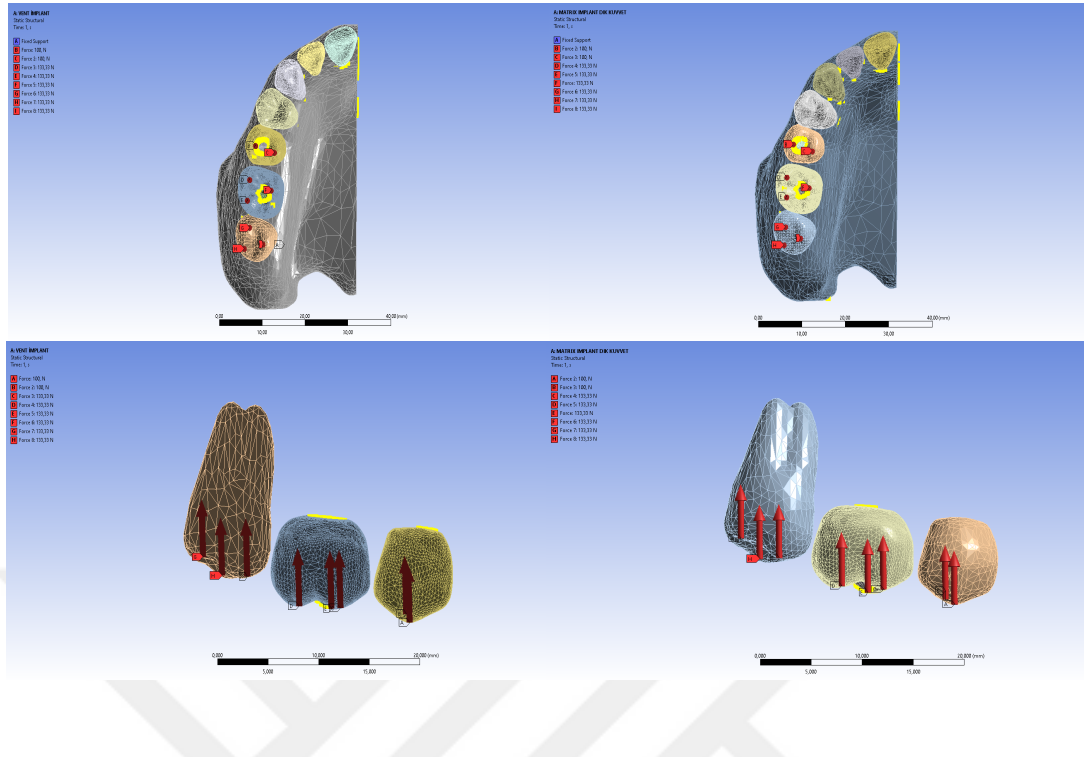
4. BULGULAR

Bu çalışmada, bruksizm paternine sahip bireylerde oluşan dikey ve oblik oklüzal kuvvetler altında, ikinci küçük azı diş ve birinci büyük azı diş bölgesine uygulanan implantlarda, implant üst yapısında (monolitik zirkon), abutmentlarda, implant vidalarında von Misses ve total deformasyon değerlerine ve kortikal ve spongioz kemikte oluşan maksimum asal, minimum asal ve total deformasyon değerlerine bakılmıştır.

Konvansiyonel implant modeli (TRI®-Vent Implant Ø4.1mm-L10mm) ve yeni implant konsepti (TRI®-Bone Level Matrix® Implant Ø4.1mm-L10mm-P37) uygulanan, maksilla modelinde oluşan dikey ve oblik kuvvetler ve bu kuvvetlerin bahsedilen yapılar üzerindeki etkileri karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir. Modeller Grup 1 ve Grup 2 şeklinde isimlendirilmiştir. Yeni konsept implant modelinde abutment olmadığından abutment üzerindeki kuvvetler karşılaştırmalı olarak değerlendirilememiştir. Elde edilen tüm bulgular aşağıda sunulmuştur.

4.1. OKLÜZAL (DİKEY) KUVVETLER SONUCUNDA ELDE EDİLEN BULGULAR

Oklüzal düzlem ile 90⁰ açılı olan dikey kuvvetler ikinci küçük azı dişin bukkal ve palatinal tüberküllerinin eğimli yüzeylerinden belirlenmiş 2 noktadan toplam 200 N, birinci ve ikinci büyük azı dişlerin ise bukkal ve palatinal tüberküllerinde belirlenmiş 3 noktadan toplam 800 N olacak şekilde, tüm dişlere 1000 N dikey kuvvet uygulanmıştır (Şekil 4-1).



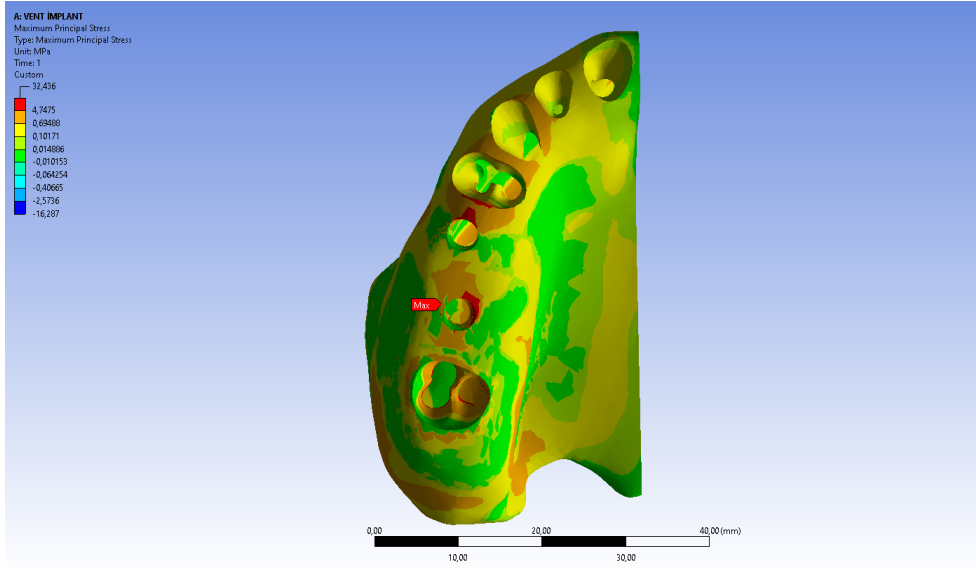
Şekil 4-1: Oklüzal (dikey) kuvvetler

4.1.1. GRUP 1 MODELİ İÇİN OKLÜZAL (DİKEY) KUVVETLER SONUCU ELDE EDİLEN BULGULAR

Çalışmada, Grup 1 modelinde ikinci küçük azı diş ve birinci büyük azı diş bölgesine 10 mm uzunluğunda ve 4.1 mm çapında titanyum implant ve abutmentlerle desteklenmiş 1mm oklüzal kalınlığa sahip 2 ayrı üye olmak üzere monolitik zirkondan oluşan protetik üstyapı (kron) kullanılmıştır.

4.1.1.1. Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum Asal Gerilme Bulguları

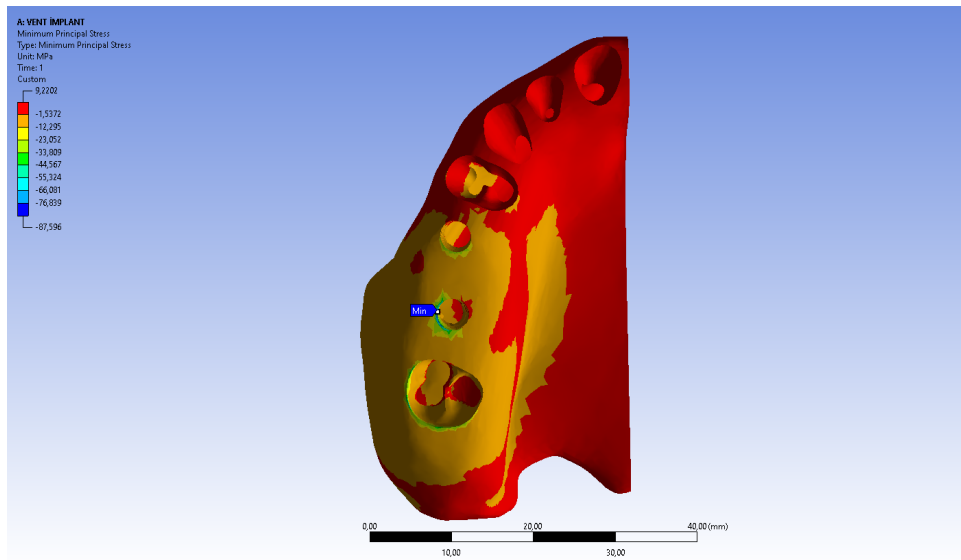
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri birinci büyük azı diş bölgesine uygulanan implantın bukkal boyun bölgesine denk gelen kısımda yaklaşık 32,4 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4-2).



Şekil 4-2: Grup 1 dikey kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri

4.1.1.2. Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Asal Gerilme Bulguları

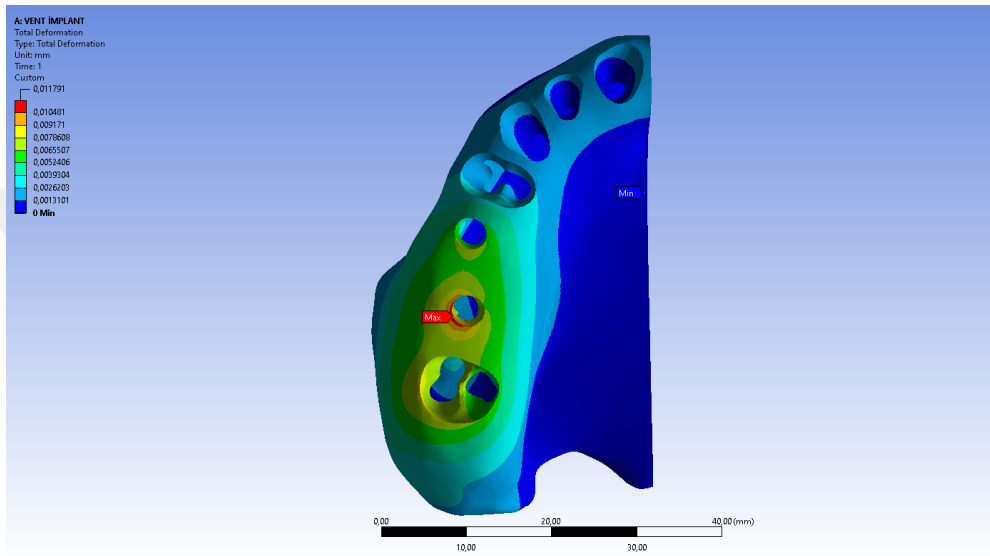
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değeri birinci büyük azı diş bölgesine uygulanan implantın bukkal boyun bölgesine denk gelen kısmında yaklaşık -87,6 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4-3).



Şekil 4-3: Grup 1 dikey kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değeri

4.1.1.3. Kortikal Kemikte Total Deformasyon Bulguları

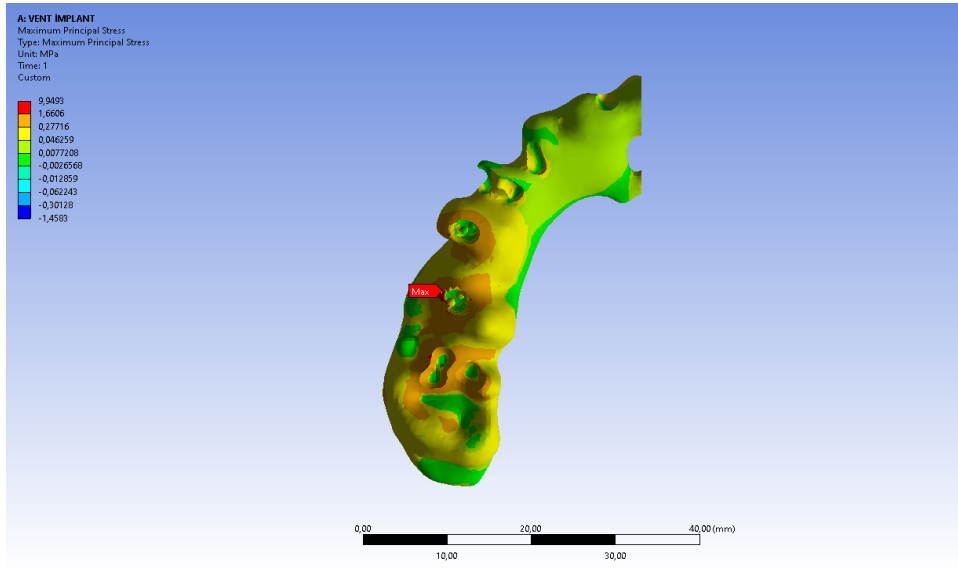
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum total deformasyon değeri birinci büyük azı diş bölgesine uygulanan implantın bukkal boyun bölgesine denk gelen kısmında yaklaşık 0,012 mm olarak ölçülmüştür (Şekil 4-4).



Şekil 4-4: Grup 1 dikey kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum total deformasyon değeri

4.1.1.4. Spongeoz Kemikte Oluşan Maksimum Asal Gerilme Bulguları

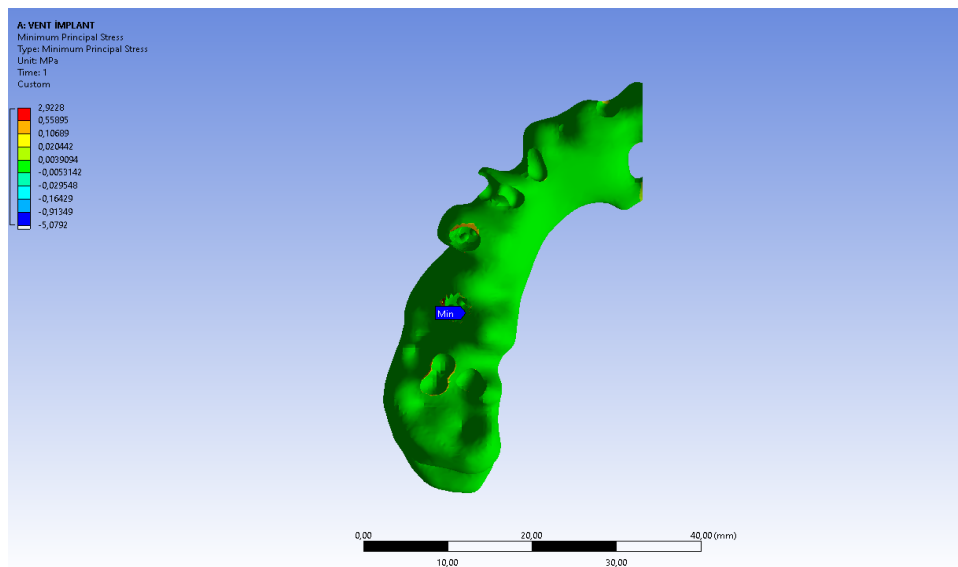
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda spongeoz kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri birinci büyük azı diş bölgesine uygulanan implantın bukkal bölgesine denk gelen kısmında yaklaşık 9,9 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4-5).



Şekil 4-5: Grup 1 dikey kuvvet uygulanması sonucunda spongeoz kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri

4.1.1.5. Spongeoz Kemikte Oluşan Minimum Asal Gerilme Bulguları

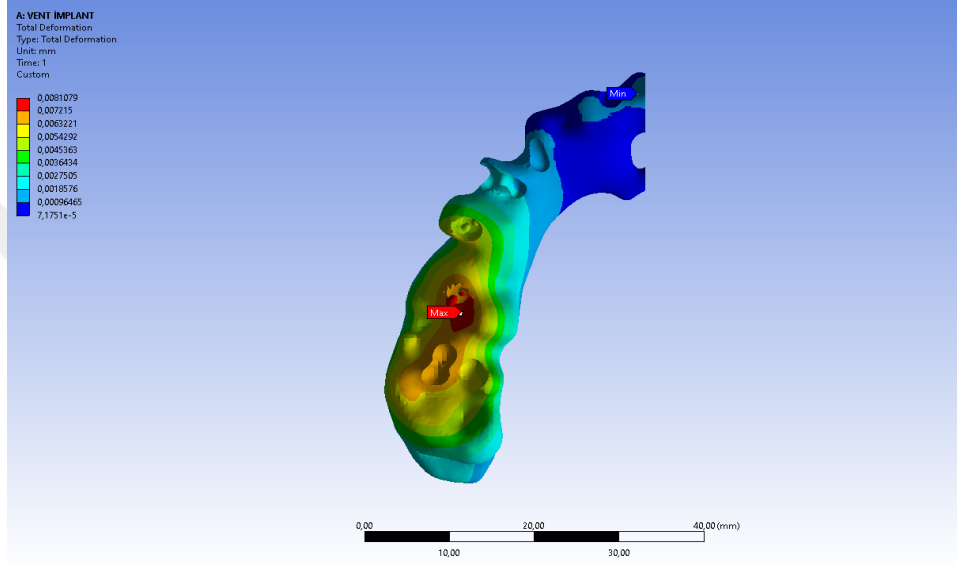
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda spongeoz kemikte oluşan minimum asal gerilme değeri birinci büyük azı diş bölgesine uygulanan implantın palatinal bölgesine denk gelen ksmında yaklaşık -5,1 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4-6).



Şekil 4-6: Grup 1 dikey kuvvet uygulanması sonucunda spongeoz kemikte oluşan minimum asal gerilme değeri

4.1.1.6. Spongez Kemikte Oluşan Total Deformasyon Bulguları

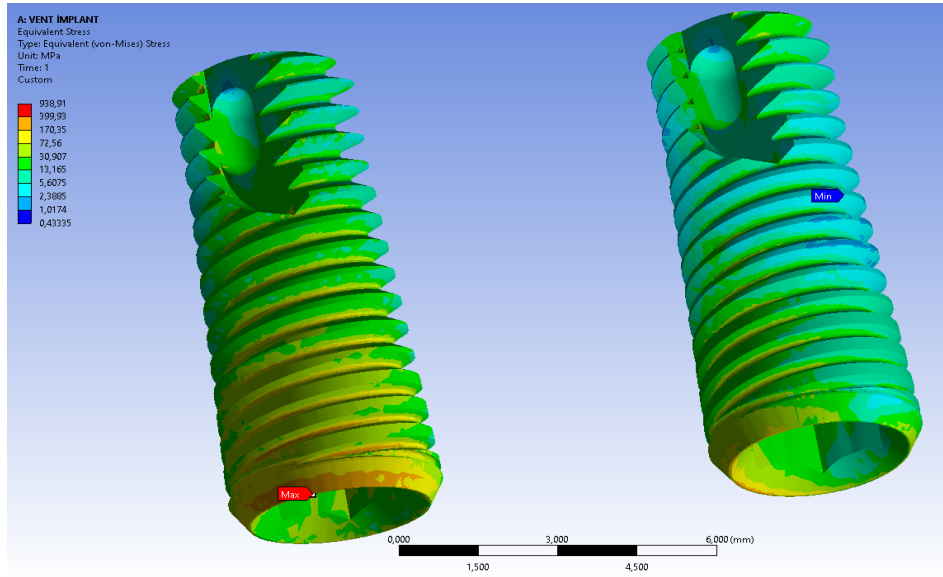
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda spongez kemikte oluşan maksimum total deformasyon değeri birinci büyük büyük diş bölgesine uygulanan implantın palatinal bölgesine denk gelen kısmında yaklaşık 0,008 mm olarak ölçülmüştür (Şekil 4-7).



Şekil 4-7: Grup 1 dikey kuvvet uygulanması sonucunda spongez kemikte oluşan maksimum total deformasyon değeri

4.1.1.7. İmplantlarda Oluşan Von Misses Gerilme Bulguları

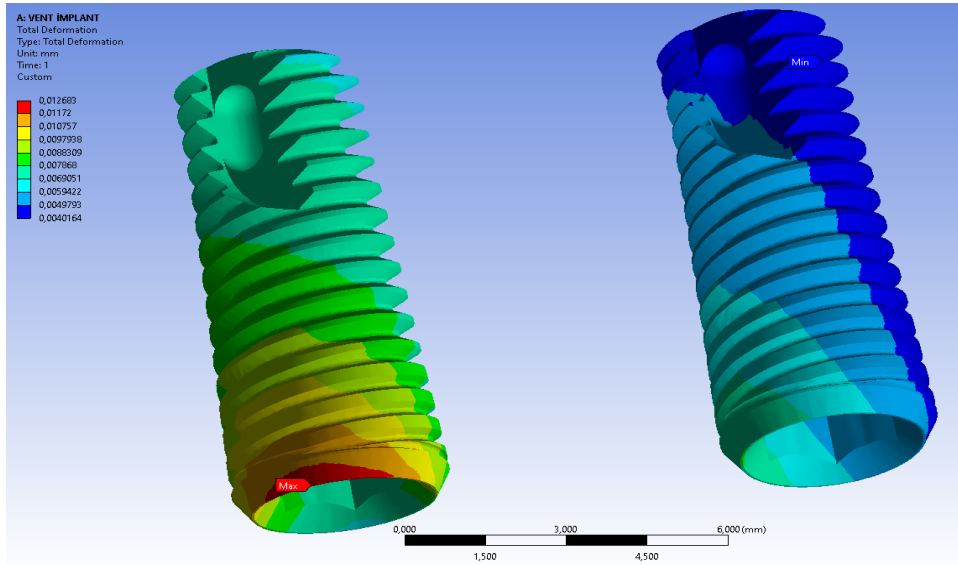
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda implantlarda oluşan maksimum von Misses gerilme değeri birinci büyük azı diş bölgesine uygulanan implantın bukkal boyun bölgesine denk gelen kısmında yaklaşık 938,9 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4-8).



Şekil 4-8: Grup 1 dikey kuvvet uygulanması sonucunda implantlarda oluşan maksimum von Misses gerilme değeri

4.1.1.8. İmplantlarda Oluşan Total Deformasyon Bulguları

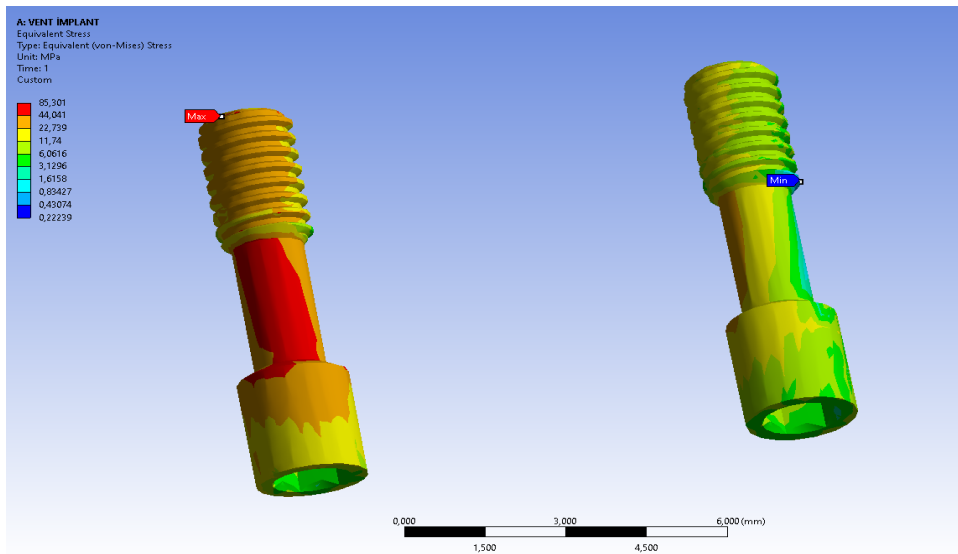
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda implantlarda oluşan maksimum total deformasyon değeri ise birinci büyük azı diş bölgesine uygulanan implantın bukkal boyun bölgesine denk gelen kısmında yaklaşık 0,012 mm olarak ölçülmüştür (Şekil 4-9).



Şekil 4-9: Grup 1 dikey kuvvet uygulanması sonucunda implantlarda oluşan maksimum total deformasyon değeri

4.1.1.9. İmplant Vidalarında Oluşan Von Misses Gerilme Bulguları

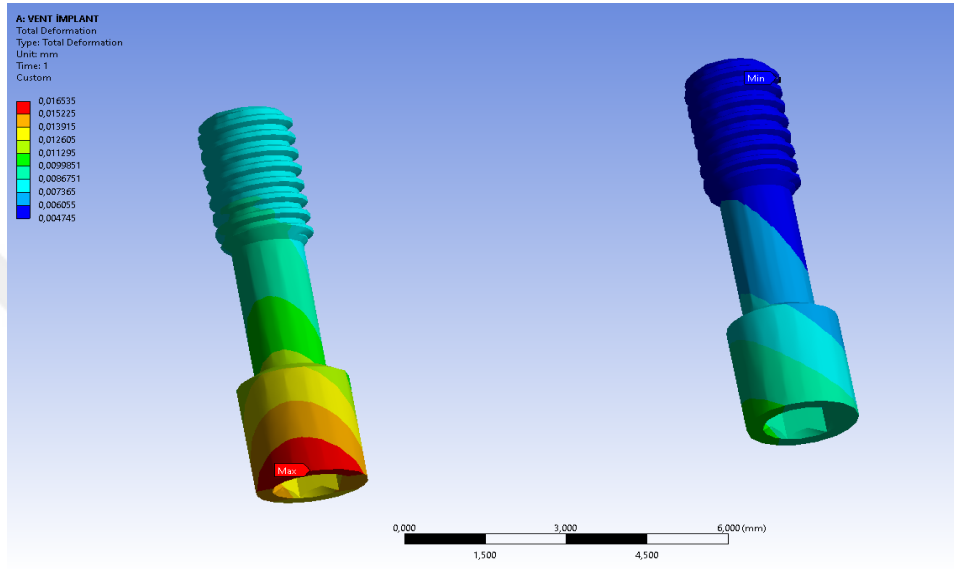
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda implant vidalarında oluşan maksimum von Misses gerilme değeri birinci büyük azı diş bölgesine uygulanan implant vidasında yaklaşık 85,3 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4-10).



Şekil 4-10: Grup 1 dikey kuvvet uygulanması sonucunda implant vidalarında oluşan maksimum von Misses gerilme değeri

4.1.1.10. İmplant Vidalarında Oluşan Total Deformasyon Bulguları

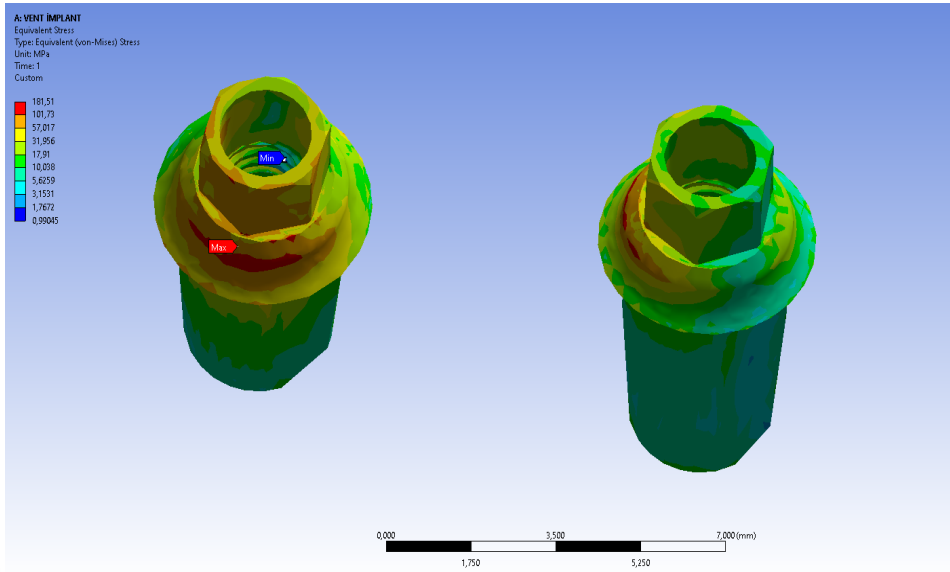
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda implant vidalarında oluşan maksimum total deformasyon değeri birinci büyük azı diş bölgesine uygulanan implant vidasında yaklaşık 0,017 mm olarak ölçülmüştür (Şekil 4-11).



Şekil 4-11: Grup 1 dikey kuvvet uygulanması sonucunda implant vidalarında oluşan maksimum total deformasyon değeri

4.1.1.11. Geleneksel İmplant Abutment’da Oluşan Von Misses Gerilme Bulguları

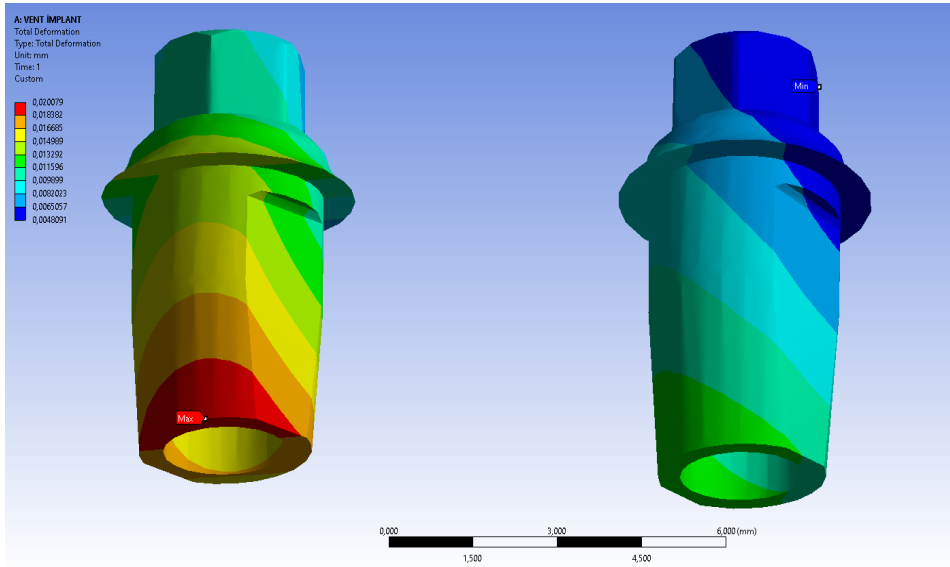
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda abutmentlarda oluşan maksimum von Misses gerilme değeri birinci büyük azı diş bölgesine uygulanan implant abutmentında yaklaşık 181,51 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4-12).



Şekil 4-12: Grup 1 dikey kuvvet uygulanması sonucunda abutmentlerde oluşan maksimum von Mises gerilme değeri

4.1.1.12. Geleneksel İmplant Abutment’da Oluşan Total Deformasyon Bulguları

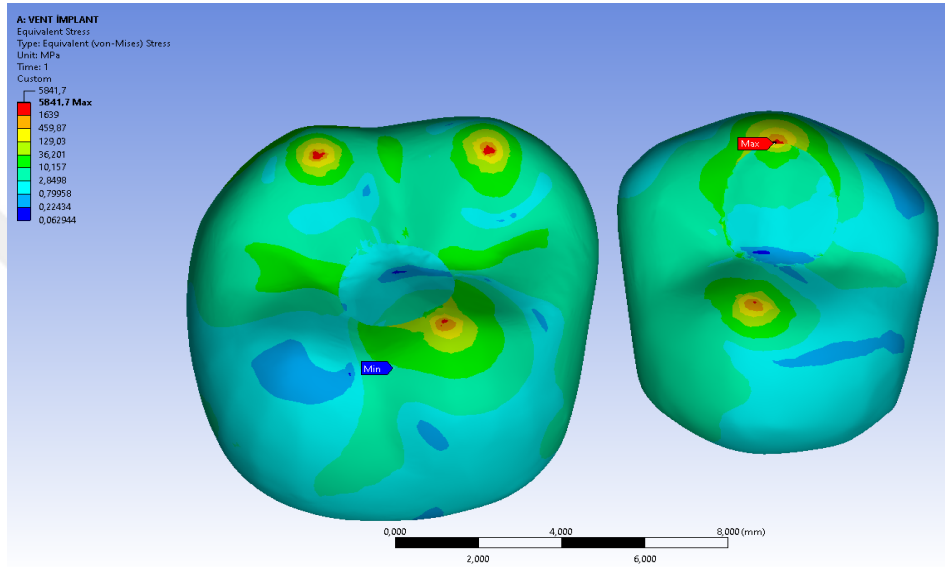
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda abutmentlerde oluşan maksimum total deformasyon değeri birinci büyük azı diş bölgesine uygulanan implant abutmentında yaklaşık 0,02 mm olarak ölçülmüştür (Şekil 4-13).



Şekil 4-13: Grup 1 dikey kuvvet uygulanması sonucunda abutmentlerde oluşan maksimum total deformasyon değeri

4.1.1.13. Üst Yapılarda Oluşan Von Misses Gerilme Bulguları

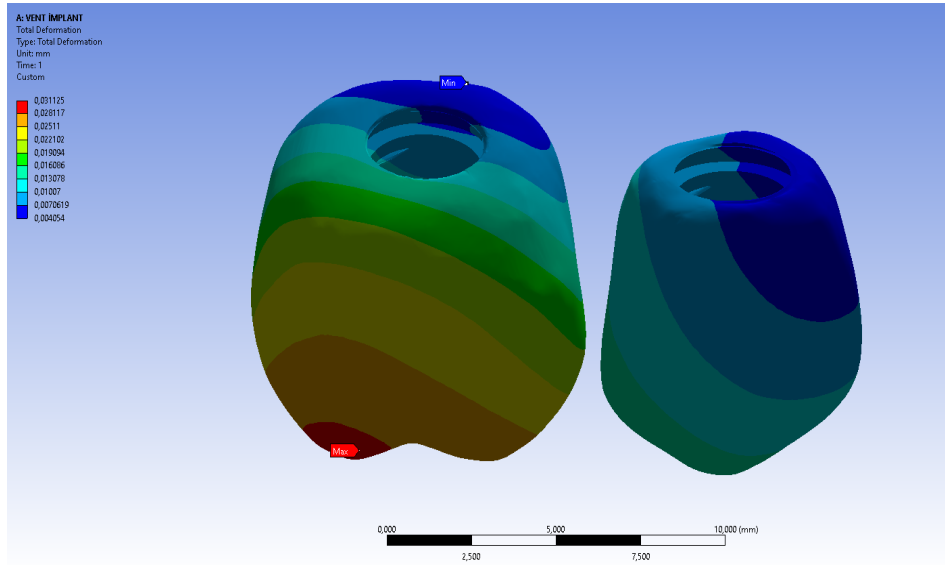
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda monolitik zirkon üstyapıda oluşan maksimum von Misses gerilme değeri ikinci küçük azı diş bölgesine uygulanan üst yapının bukkal tüberkülünde yaklaşık 5841,7 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4-14).



Şekil 4-14: Grup 1 dikey kuvvet uygulanması sonucunda monolitik zirkon üstyapıda oluşan maksimum von Misses gerilme değeri

4.1.1.14. Üst Yapılarda Oluşan Total Deformasyon Bulguları

Dikey kuvvet uygulanması sonucunda monolitik zirkon üstyapıda oluşan maksimum total deformasyon değeri birinci büyük azı diş bölgesine uygulanan üst yapının distobukkal tüberkülünde yaklaşık 0,031 mm olarak ölçülmüştür (Şekil 4-15).



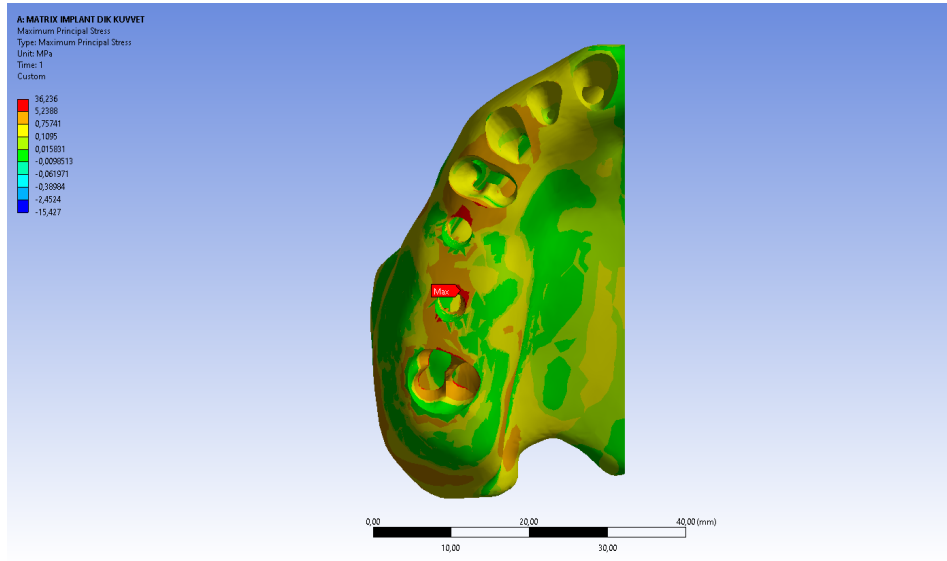
Şekil 4-15: Grup 1 dikey kuvvet uygulanması sonucunda monolitik zirkon üstyapıda oluşan maksimum total deformasyon değeri

4.1.2. GRUP 2 MODELİ İÇİN OKLÜZAL (DİKEY) KUVVETLER SONUCU ELDE EDİLEN BULGULAR

Çalışmada, Grup 2 modelinde ikinci küçük azı diş ve birinci büyük azı diş bölgesine 10 mm uzunluğunda ve 4.1 mm çapında abutmenta sahip olmayan titanyum implant ve 1mm oklüzal kalınlığa sahip vida ile sabitlenmiş 2 ayrı üye olmak üzere monolitik zirkondan oluşan protetik üstyapı (kron) kullanılmıştır.

4.1.2.1. Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum Asal Gerilme Bulguları

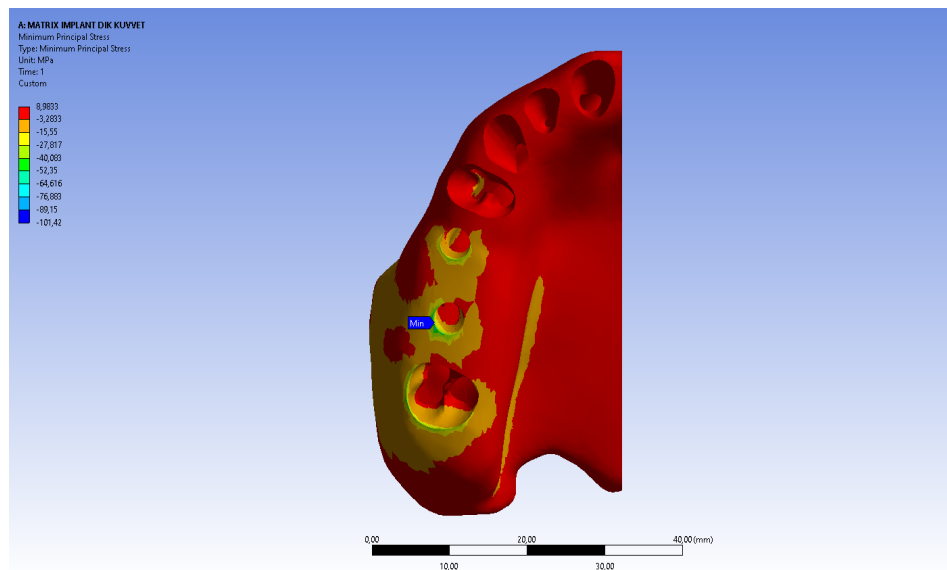
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri birinci büyük azı diş bölgesine uygulanan implantın meziopalatal boyun bölgesine denk gelen kısımda yaklaşık 36,2 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4-16).



Şekil 4-16: Grup 2 dikey kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri

4.1.2.2. Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Asal Gerilme Bulguları

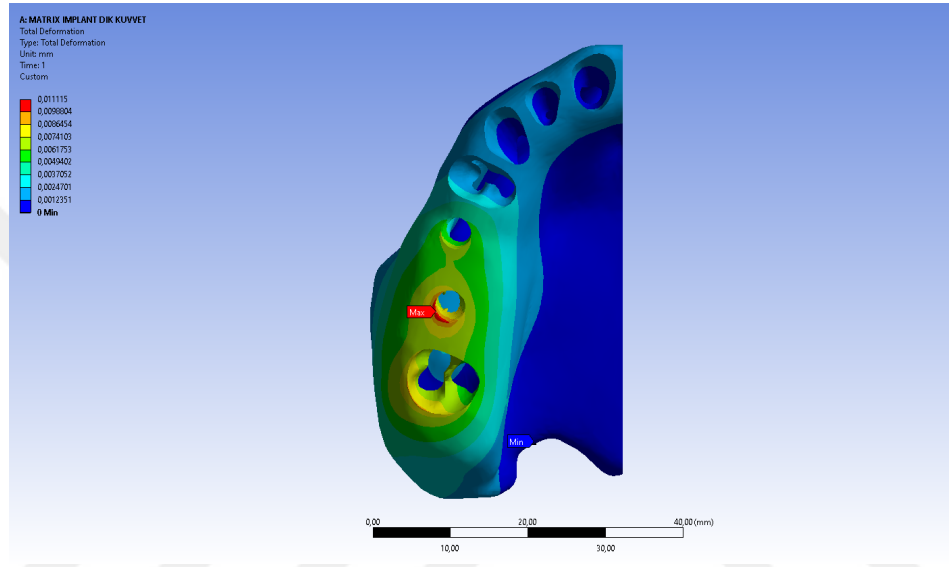
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değeri birinci büyük azı diş bölgesine uygulanan implantın bukkal boyun bölgesine denk gelen kısmında yaklaşık -101,4 MPa olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-17).



Şekil 4-17: Grup 2 dikey kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değeri

4.1.2.3. Kortikal Kemikte Oluşan Total Deformasyon Bulguları

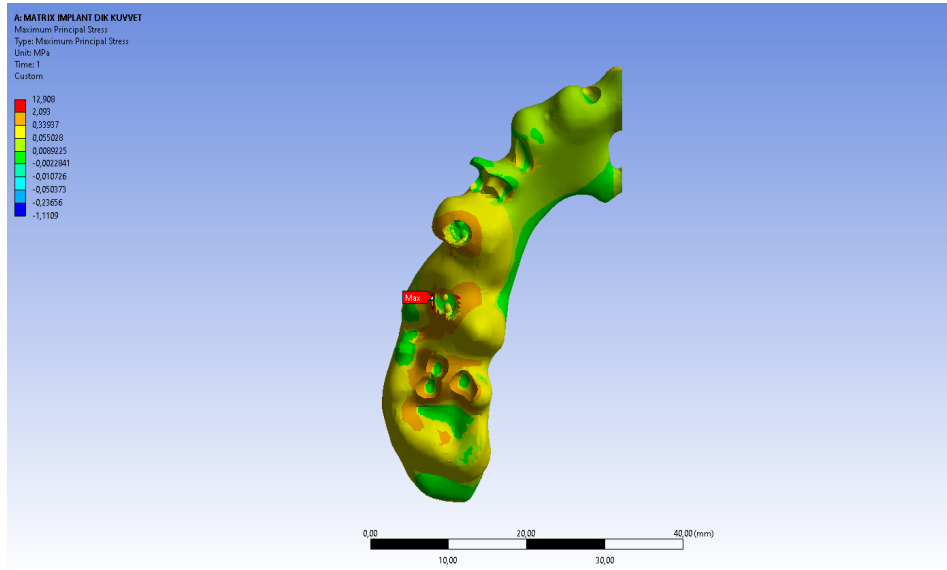
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum total deformasyon değeri birinci büyük azı diş bölgesine uygulanan implantın bukkal boyun bölgesine denk gelen kısmında yaklaşık 0,011 mm olarak ölçülmüştür (Şekil 4-18).



Şekil 4-18: Grup 2 dikey kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum total deformasyon değeri

4.1.2.4. Spongeoz Kemikte Oluşan Maksimum Asal Gerilme Bulguları

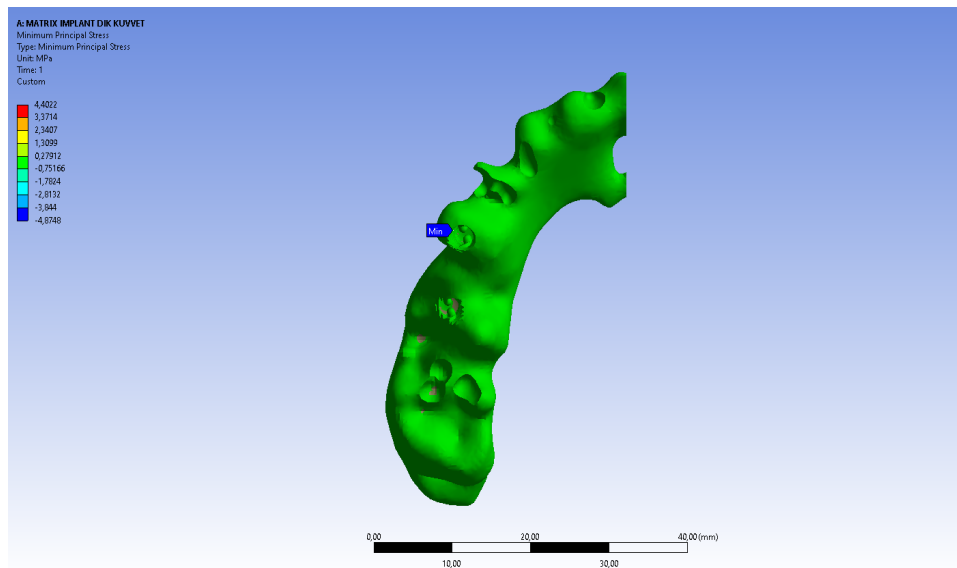
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda spongeoz kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri birinci büyük azı diş bölgesine uygulanan implantın bukkal bölgesine denk gelen kısmında yaklaşık 12,9 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4-19).



Şekil 4-19: Grup 2 dikey kuvvet uygulanması sonucunda spongeoz kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri

4.1.2.5. Spongeoz Kemikte Oluşan Minimum Asal Gerilme Bulguları

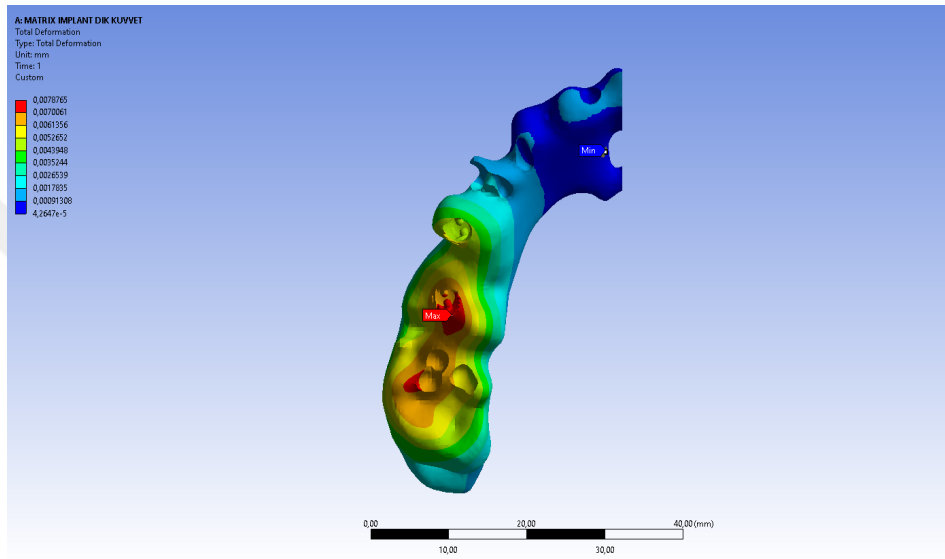
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda spongeoz kemikte oluşan minimum asal gerilme değeri ikinci küçük azı dış bölgesine uygulanan implantın bukkal kısmında yaklaşık -4,9 MPa olarak ölçülmüştü (Şekil 4-20).



Şekil 4-20: Grup 2 dikey kuvvet uygulanması sonucunda spongeoz kemikte oluşan minimum asal gerilme değeri

4.1.2.6. Spongeoz Kemikte Oluşan Total Deformasyon Bulguları

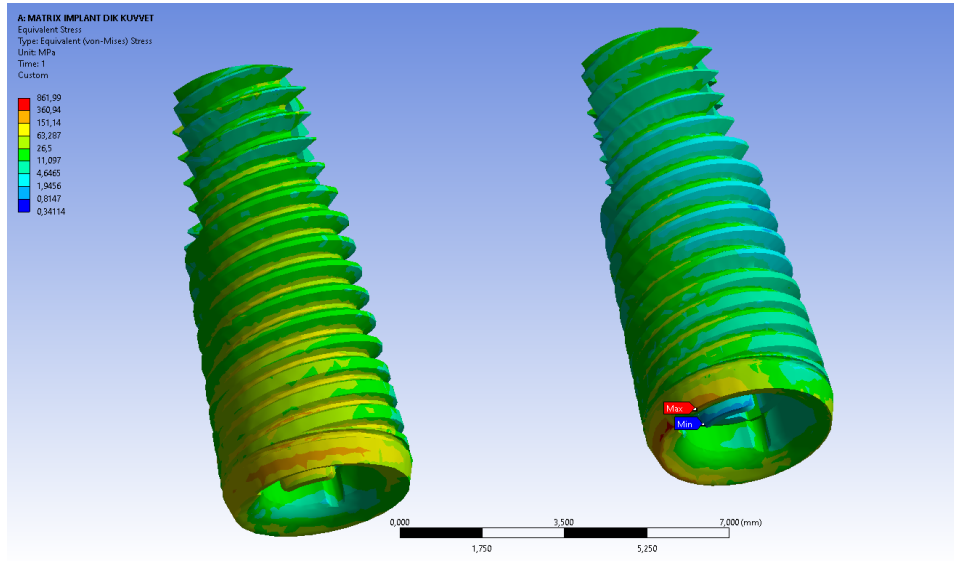
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda spongeoz kemikte oluşan maksimum total deformasyon değeri birinci büyük azı diş bölgesine uygulanan implantın palatinal bölgesine denk gelen kısımda yaklaşık 0.008 mm olarak ölçülmüştür (Şekil 4-21).



Şekil 4-21: Grup 2 dikey kuvvet uygulanması sonucunda spongeoz kemikte oluşan maksimum total deformasyon değeri

4.1.2.7. İmplantlarda Oluşan Von Misses Gerilme Bulguları

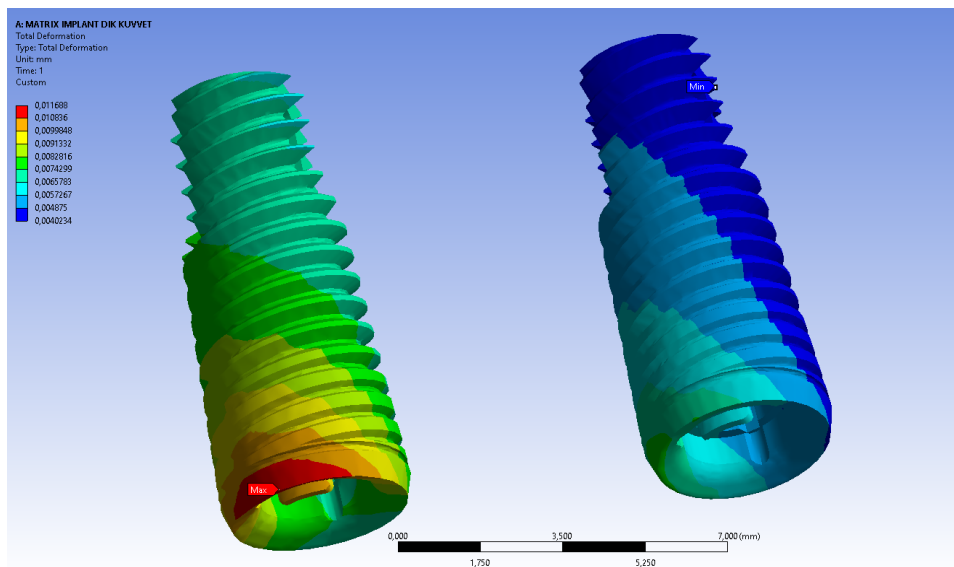
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda implantlarda oluşan maksimum von Misses gerilme değeri ikinci küçük azı diş bölgesine uygulanan implantın bukkal boyun bölgesine denk gelen kısımda yaklaşık 862 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4-22).



Şekil 4-22: Grup 2 dikey kuvvet uygulanması sonucunda implantlarda oluşan maksimum von Misses gerilme değeri

4.1.2.8. İmplantlarda Oluşan Total Deformasyon Bulguları

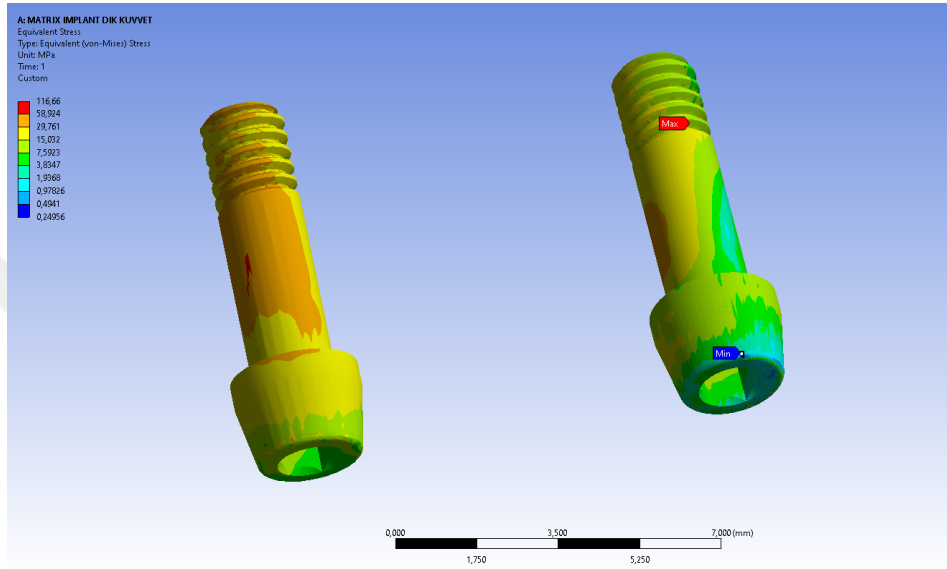
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda implantlarda oluşan maksimum total deformasyon değeri birinci büyük azı diş bölgesine uygulanan implantın bukkal boyun bölgesine denk gelen kısmında yaklaşık 0,012 mm olarak ölçülmüştür (Şekil 4-23).



Şekil 4-23: Grup 2 dikey kuvvet uygulanması sonucunda implantlarda oluşan maksimum total deformasyon değeri

4.1.2.9. İmplant Vidalarında Oluşan Von Misses Gerilme Bulguları

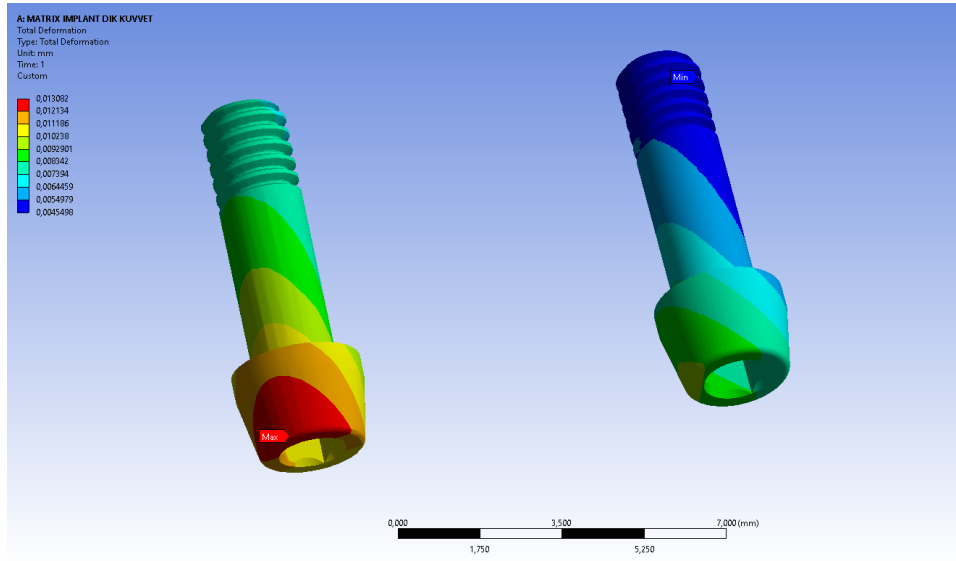
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda implant vidalarında oluşan maksimum von Misses gerilme değeri ikinci küçük azı diş bölgesine uygulanan implant vidasında yaklaşık 116,7 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4-24).



Şekil 4-24: Grup 2 dikey kuvvet uygulanması sonucunda implant vidalarında oluşan maksimum von Misses gerilme değeri

4.1.2.10. İmplant Vidalarında Oluşan Total Deformasyon Bulguları

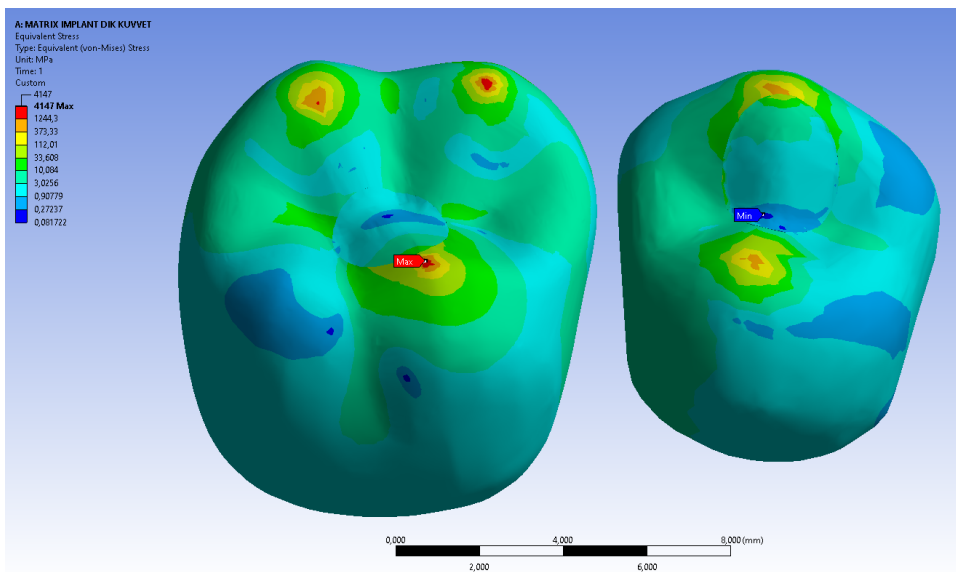
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda implant vidalarında oluşan maksimum total deformasyon değeri birinci büyük azı diş bölgesine uygulanan implant vidasında yaklaşık 0.013 mm olarak ölçülmüştür (Şekil 4-25).



Şekil 4-25: Grup 2 dikey kuvvet uygulanması sonucunda implant vidalarında oluşan maksimum total deformasyon değeri

4.1.2.11. Üstyapılarda Oluşan Von Misses Gerilme Bulguları

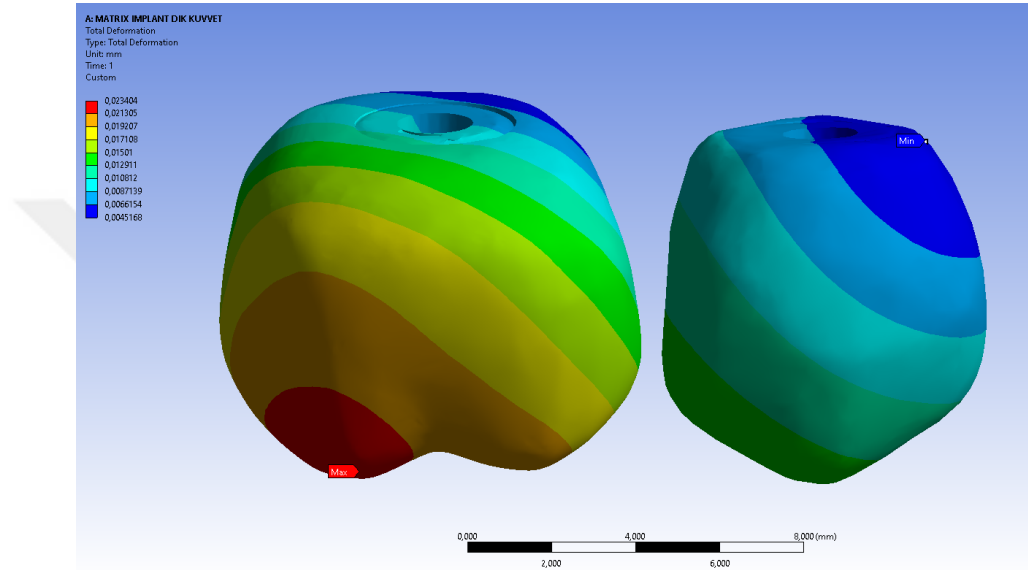
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda monolitik zirkon üstyapıda oluşan maksimum von Misses gerilme değeri birinci büyük azı diş bölgesine uygulanan üst yapının meziopalatal tüberkülünde yaklaşık 4147 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4-26).



Şekil 4-26: Grup 2 dikey kuvvet uygulanması sonucunda monolitik zirkon üstyapıda oluşan maksimum von Misses gerilme değeri

4.1.2.12. Üstyapılarda Oluşan Total Deformasyon Bulguları

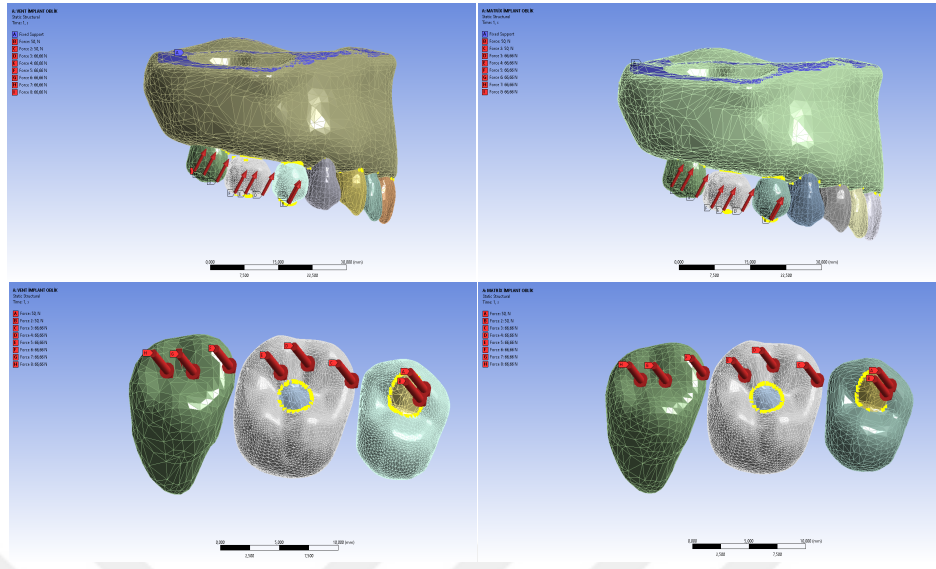
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda monolitik zirkon üstyapıda oluşan maksimum total deformasyon değeri birinci büyük azı diş bölgesine uygulanan üst yapının distobukkal tüberkülünde yaklaşık 0,023 mm olarak ölçülmüştür (Şekil 4-27).



Şekil 4-27: Grup 2 dikey kuvvet uygulanması sonucunda monolitik zirkon üstyapıda oluşan maksimum total deformasyon değeri

4.2. LATERAL (OBLİK) KUVVETLER SONUCUNDA ELDE EDİLEN BULGULAR

Oklüzal düzlem ile 30^0 açılı olan oblik kuvvetler ikinci küçük azı dişin bukkal tüberkülü üzerinde belirlenmiş 2 noktadan toplam 100 N, birinci ve ikinci büyük azı dişlerin ise bukkal tüberküllerinde belirlenmiş 3 noktadan toplam 400 N olacak şekilde, tüm dişlere 500 N kuvvet uygulanmıştır (Şekil 4-28).



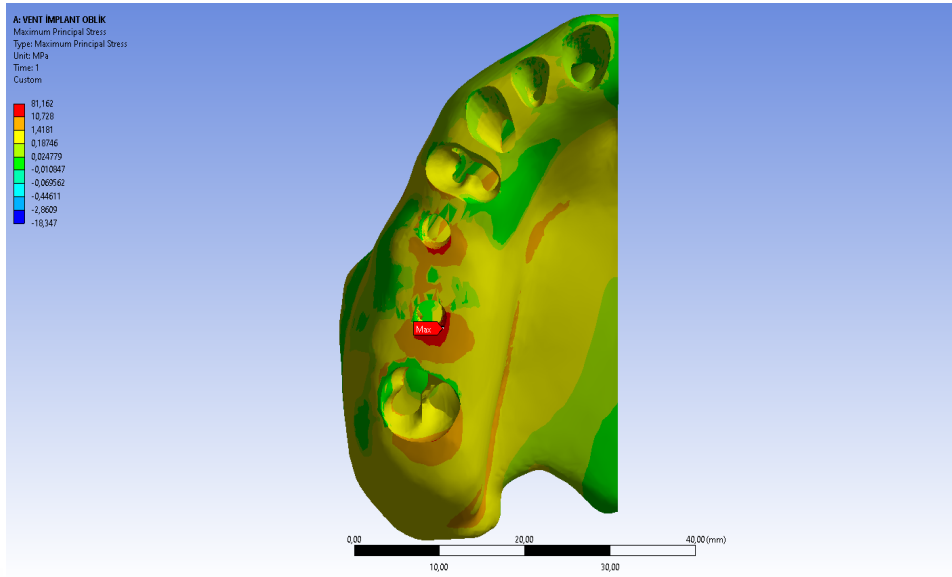
Şekil 4-28: Lateral (oblik) kuvvetler

Çalışmada, Grup 1 modelinde ikinci küçük azı diş ve birinci büyük azı diş bölgesine 10 mm uzunluğunda ve 4.1 mm çapında titanyum implant ve abutmentlerle desteklenmiş 1mm oklüzal kalınlığa sahip 2 ayrı üye olmak üzere monolitik zirkondan oluşan protetik üstyapı (kron) kullanılmıştır.

4.2.1. GRUP 1 MODELİ İÇİN LATERAL (OBLİK) KUVVETLER SONUCU ELDE EDİLEN BULGULAR

4.2.1.1. Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum Asal Gerilme Bulguları

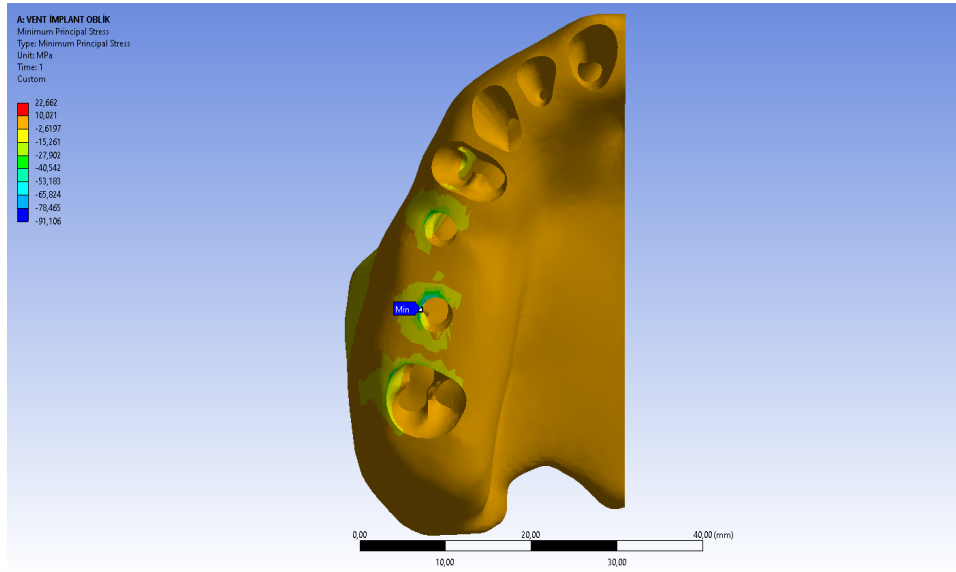
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri birinci büyük azı diş bölgesine uygulanan implantın palatinal boyun bölgesine denk gelen kısımda yaklaşık 81,2 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4-29).



Şekil 4-29: Grup 1 oblik kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri

4.2.1.2. Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Asal Gerilme Bulguları

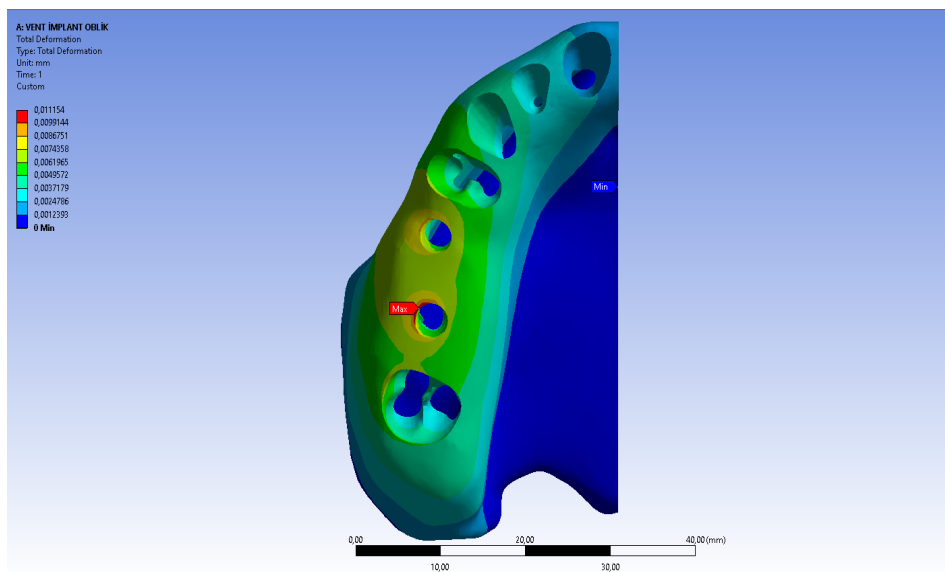
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değeri birinci büyük azı diş bölgesine uygulanan implantın bukkal boyun bölgesine denk gelen kısmında yaklaşık -91,1 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4-30).



Şekil 4-30: Grup 1 oblik kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değeri

4.2.1.3. Kortikal Kemikte Oluşan Total Deformasyon Bulguları

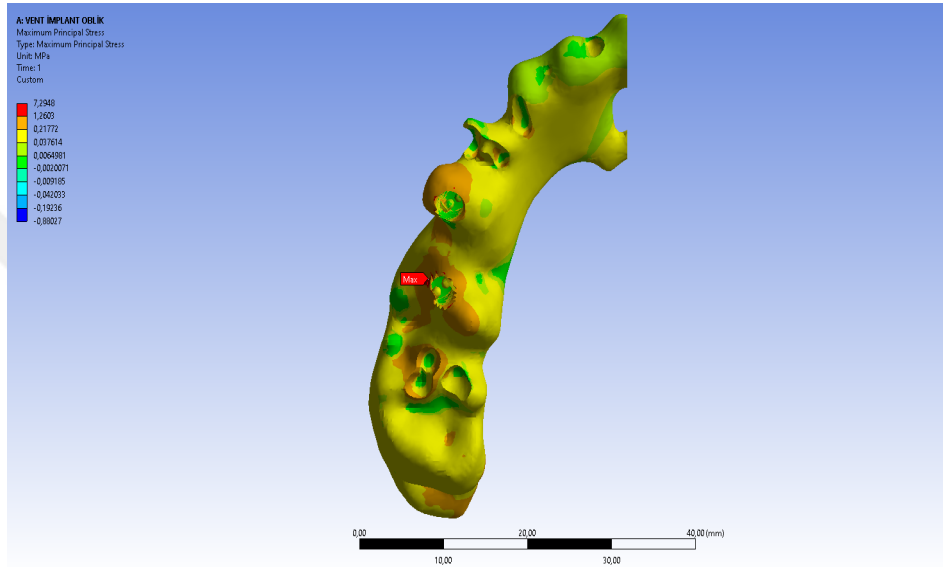
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum total deformasyon değeri birinci büyük azı diş bölgesine uygulanan implantın bukkal boyun bölgesine denk gelen kısmında yaklaşık 0,011 mm olarak ölçülmüştür (Şekil 4-31).



Şekil 4-31: Grup 1 oblik kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum total deformasyon değeri

4.2.1.4. Spongeoz Kemikte Oluşan Maksimum Asal Gerilme Bulguları

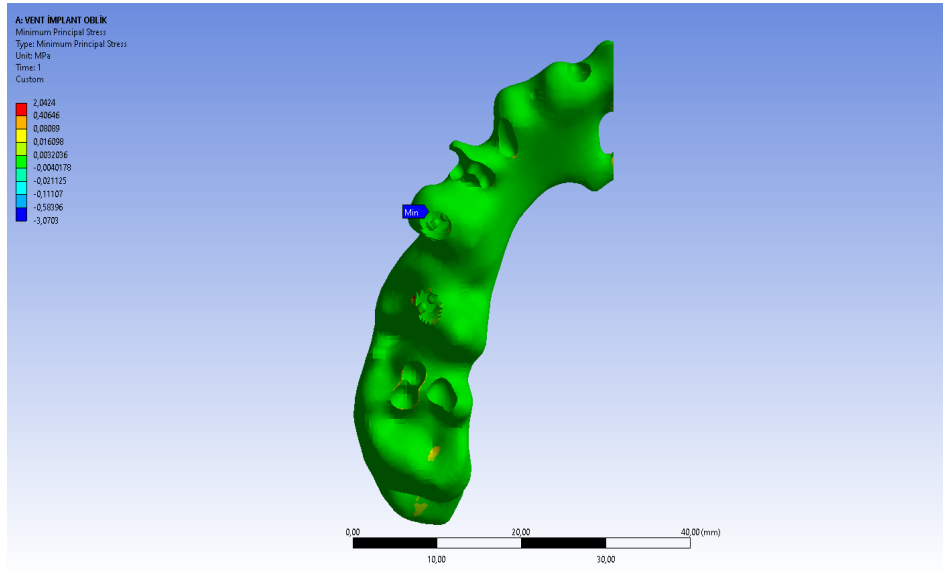
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda spongeoz kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri birinci büyük azı diş bölgesine uygulanan implantın bukkal bölgesine denk gelen kısmında yaklaşık 7,3 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4-32).



Şekil 4-32: Grup 1 oblik kuvvet uygulanması sonucunda spongeoz kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri

4.2.1.5. Spongeoz Kemikte Oluşan Minimum Asal Gerilme Bulguları

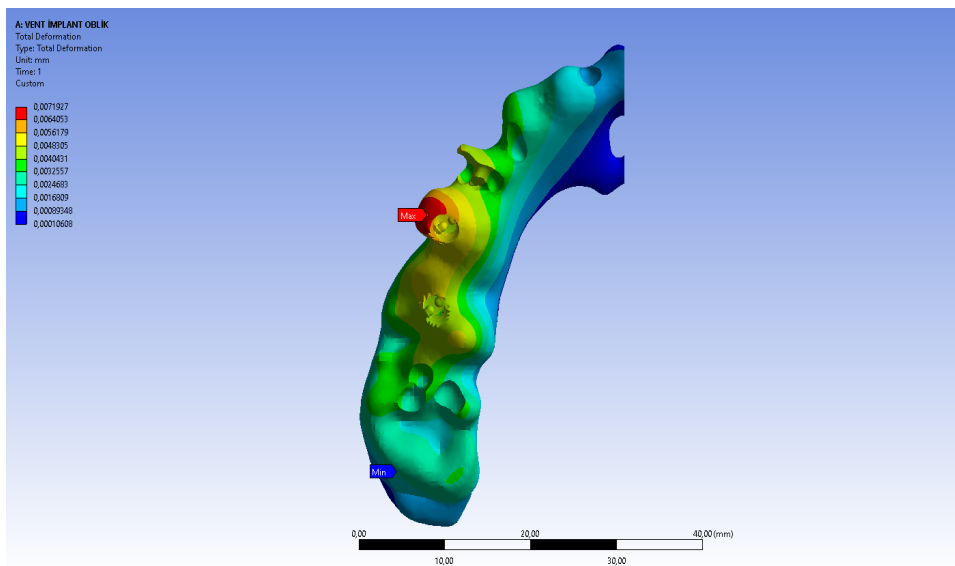
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda spongeoz kemikte oluşan minimum asal gerilme değeri ikinci küçük azı diş bölgesine uygulanan implantın meziyobukkal kısmında yaklaşık -3.1 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4-33).



Şekil 4-33: Grup 1 oblik kuvvet uygulanması sonucunda spongeoz kemikte oluşan minimum asal gerilme değeri

4.2.1.6. Spongeoz Kemikte Oluşan Total Deformasyon Bulguları

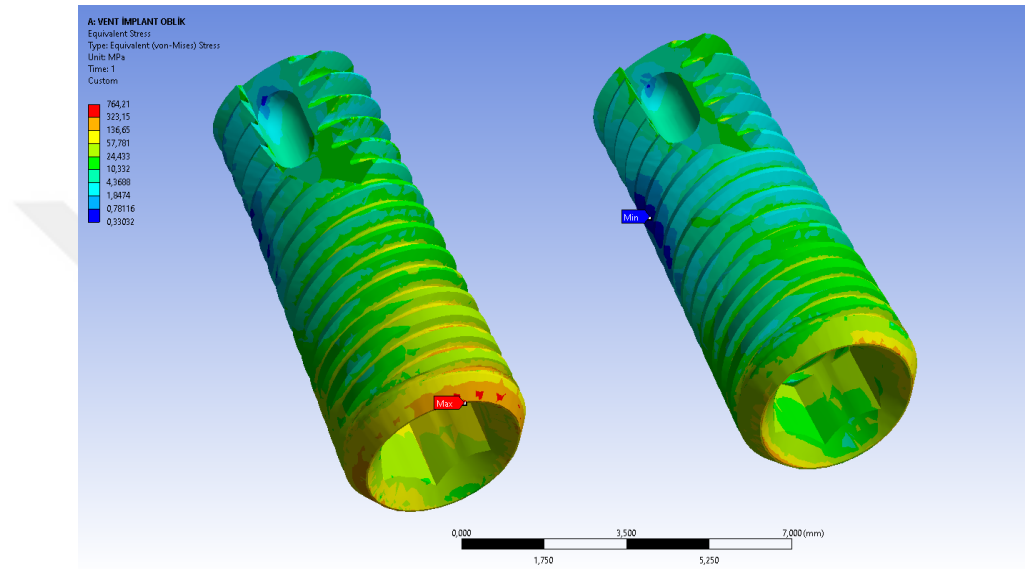
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda spongeoz kemikte oluşan maksimum total deformasyon değeri ikinci küçük azı diş bölgesine uygulanan implantın bukkal bölgesine denk gelen kısmında yaklaşık 0,007 mm olarak ölçülmüştür (Şekil 4-34).



Şekil 4-34: Grup 1 oblik kuvvet uygulanması sonucunda spongeoz kemikte oluşan maksimum total deformasyon değeri

4.2.1.7. İmplantlarda Oluşan Von Misses Gerilme Bulguları

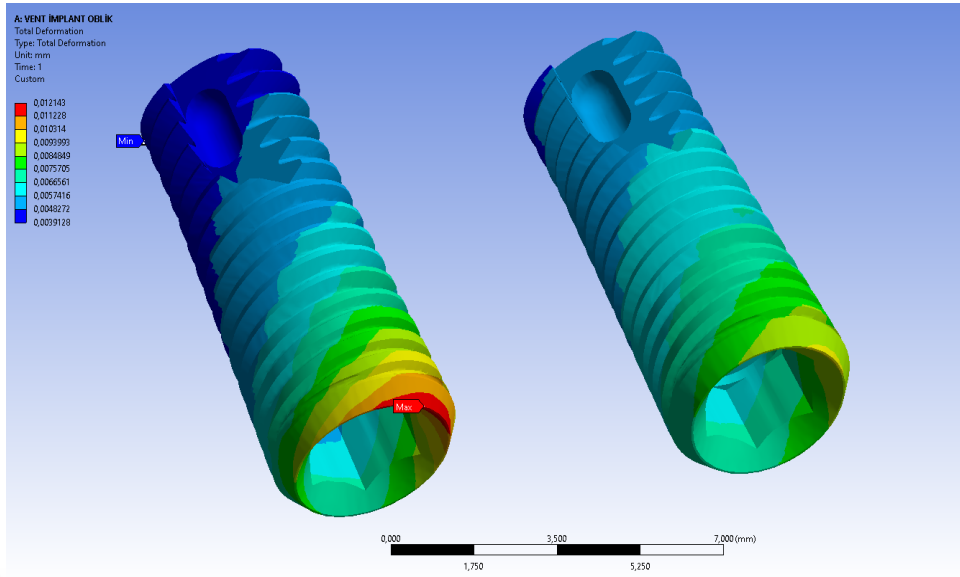
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda implantlarda oluşan maksimum von Misses gerilme değeri birinci büyük azı diş bölgesine uygulanan implantın bukkal boyun bölgesine denk gelen kısmında yaklaşık 764,2 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4-35).



Şekil 4-35: Grup 1 oblik kuvvet uygulanması sonucunda implantlarda oluşan maksimum von Misses gerilme değeri

4.2.1.8. İmplantlarda Oluşan Total Deformasyon Bulguları

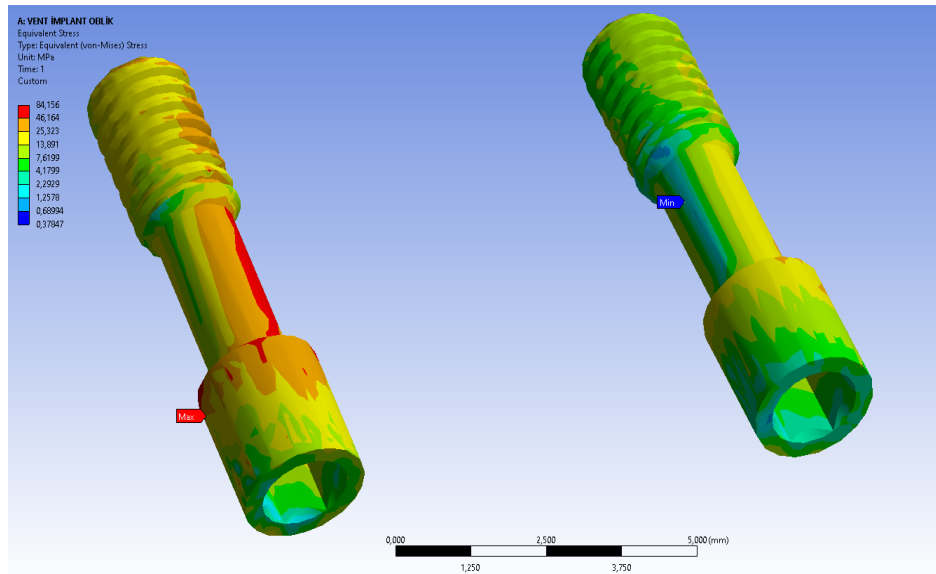
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda implantlarda oluşan maksimum total deformasyon değeri birinci büyük azı diş bölgesine uygulanan implantın meziobukkal bölgesine denk gelen kısmında yaklaşık 0,012 mm olarak ölçülmüştür (Şekil 4-36).



Şekil 4-36: Grup 1 oblik kuvvet uygulanması sonucunda implantlarda oluşan maksimum total deformasyon değeri

4.2.1.9. İmplant Vidalarında Oluşan Von Misses Gerilme Bulguları

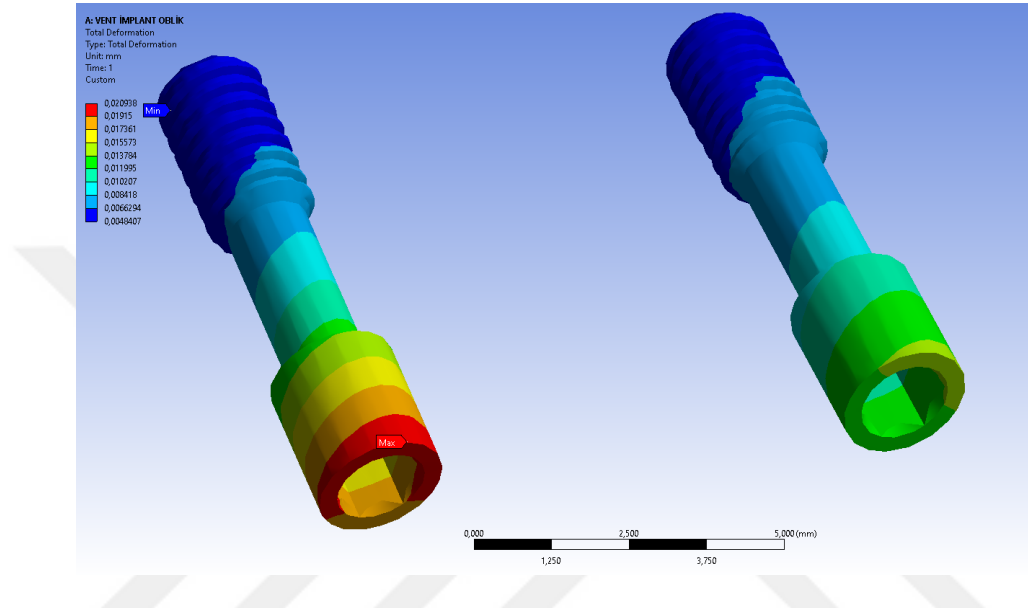
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda implant vidalarında oluşan maksimum von Misses gerilme değeri birinci büyük azı diş bölgesine uygulanan implant vidasında yaklaşık 84,2 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4-37).



Şekil 4-37: Grup 1 oblik kuvvet uygulanması sonucunda implant vidalarında oluşan maksimum von Misses gerilme değeri

4.2.1.10. İmplant Vidalarında Oluşan Total Deformasyon Bulguları

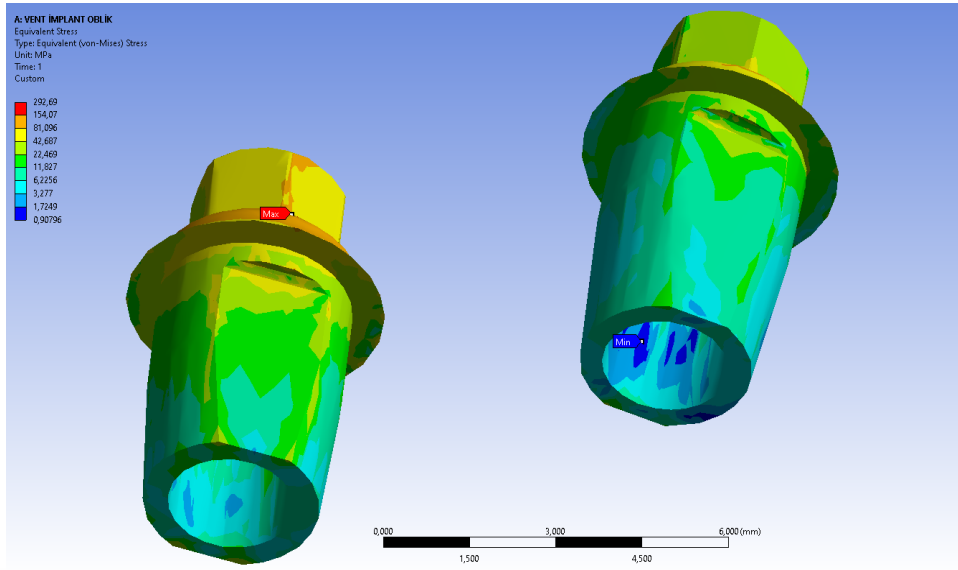
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda implant vidalarında oluşan maksimum total deformasyon değeri birinci büyük azı diş bölgesine uygulanan implant vidasında yaklaşık 0,021 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4-38).



Şekil 4-38: Grup 1 oblik kuvvet uygulanması sonucunda implant vidalarında oluşan maksimum total deformasyon değeri

4.2.1.11. Geleneksel İmplant Abutment’da Oluşan Von Misses Gerilme Bulguları

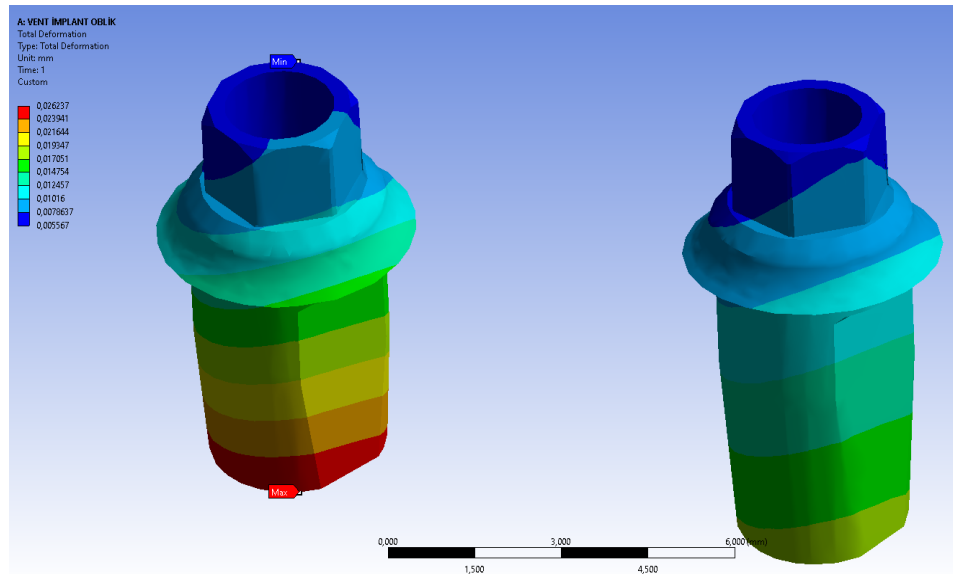
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda abutmentlarda oluşan maksimum von Misses gerilme değeri birinci büyük azı diş bölgesine uygulanan implant abutmentında yaklaşık 292,69 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4-39).



Şekil 4-39: Grup 1 oblik kuvvet uygulanması sonucunda abutmentlarda oluşan maksimum von Mises gerilme değeri

4.2.1.12. Geleneksel İmplant Abutment’da Oluşan Total Deformasyon Bulguları

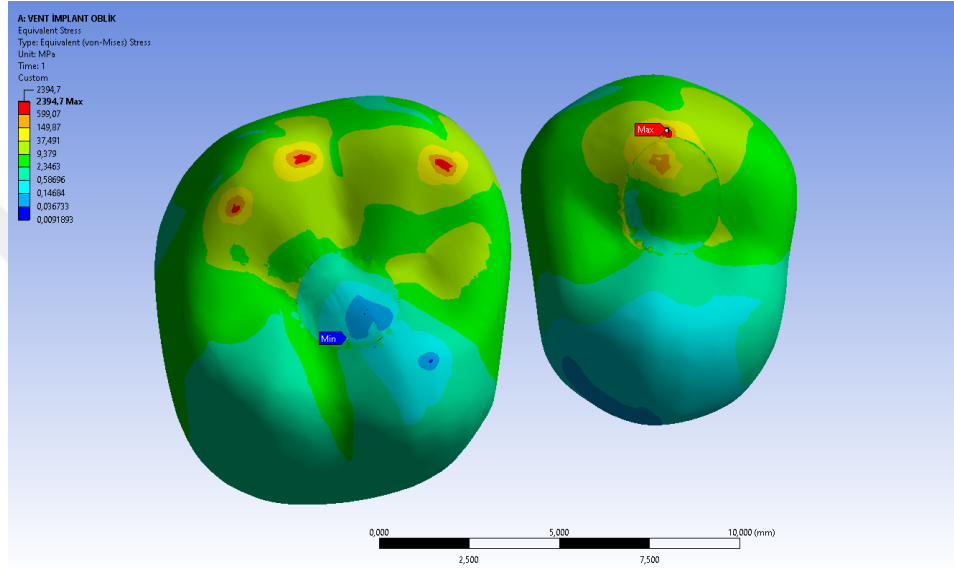
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda abutmentlarda oluşan maksimum total deformasyon değeri birinci büyük azı diş bölgesine uygulanan implant abutmentında yaklaşık 0,026 mm olarak ölçülmüştür (Şekil 4-40).



Şekil 4-40: Grup 1 oblik kuvvet uygulanması sonucunda abutmentlarda oluşan maksimum total deformasyon değeri

4.2.1.13. Üstyapılarda Oluşan Von Misses Gerilme Bulguları

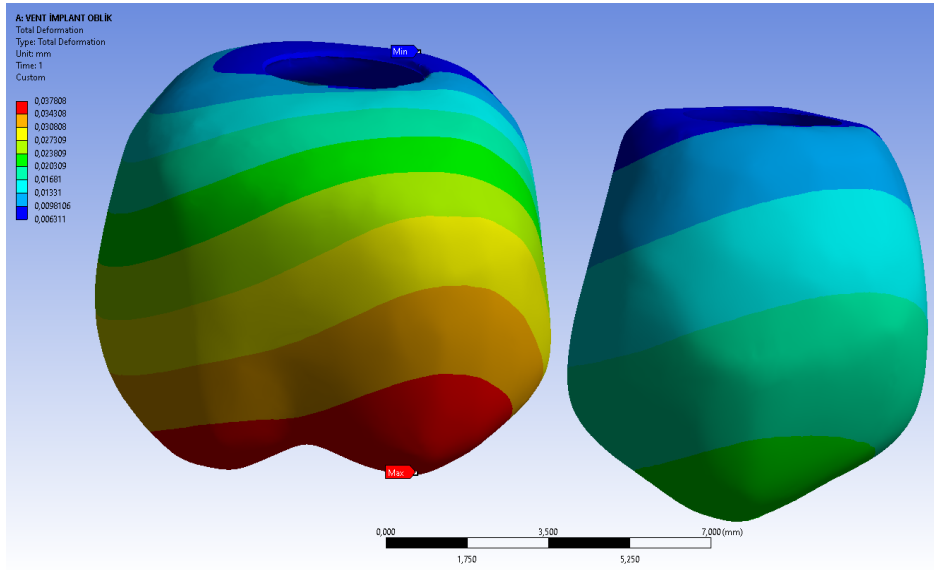
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda monolitik zirkon üstyapıda oluşan maksimum von Misses gerilme değeri özellikle ikinci küçük azı diş bölgesine uygulanan üst yapının bukkal tüberkülünde yaklaşık 2394,7 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4-41).



Şekil 4-41: Grup 1 oblik kuvvet uygulanması sonucunda monolitik zirkon üstyapıda oluşan maksimum von Misses gerilme değeri

4.2.1.14. Üstyapılarda Oluşan Total Deformasyon Bulguları

Oblik kuvvet uygulanması sonucunda monolitik zirkon üstyapıda oluşan maksimum total deformasyon değeri birinci büyük azı diş bölgesine uygulanan üst yapının meziyobukkal tüberkülünde yaklaşık 0,038 mm olarak ölçülmüştür (Şekil 4-42).

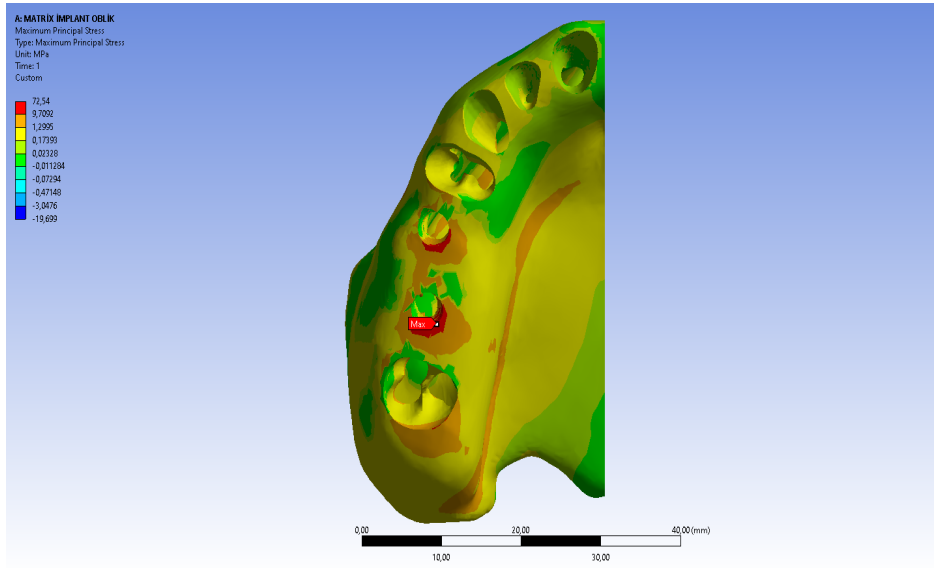


Şekil 4-42: Grup 1 oblik kuvvet uygulanması sonucunda monolitik zirkon üstyapıda oluşan maksimum total deformasyon değeri

4.2.2. GRUP 2 MODELİ İÇİN LATERAL (OBLİK) KUVVETLER SONUCU ELDE EDİLEN BULGULAR

4.2.2.1. Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum Asal Gerilme Bulguları

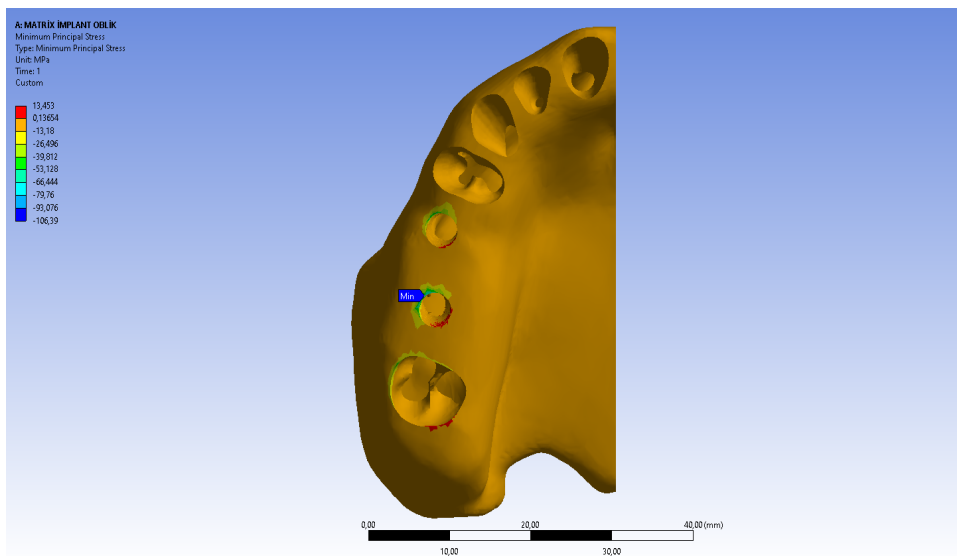
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri birinci büyük azı diş bölgesine uygulanan implantın distopalatal boyun bölgesine denk gelen kısmında yaklaşık 72,5 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4-43).



Şekil 4-43: Grup 2 oblik kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri

4.2.2.2. Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Asal Gerilme Bulguları

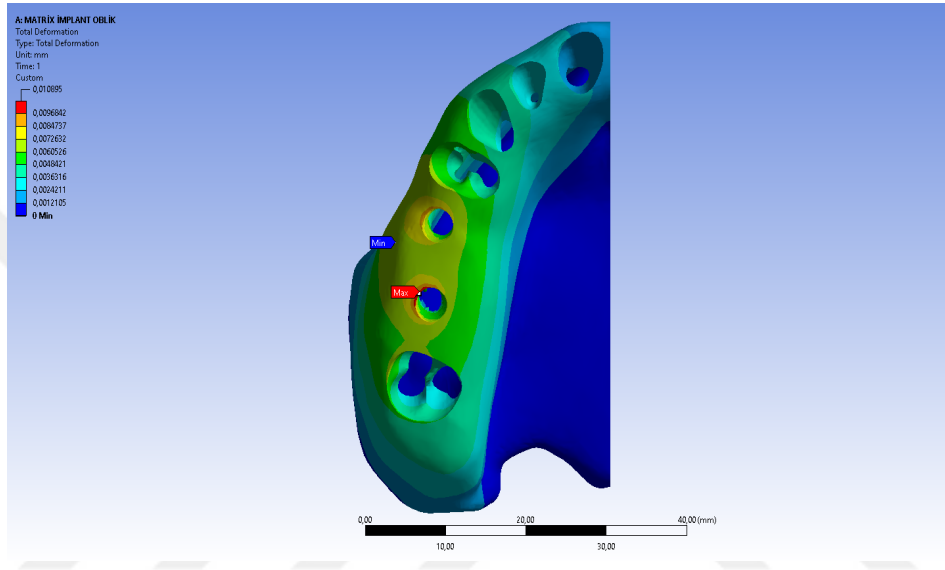
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değeri birinci büyük azı diş bölgesine uygulanan implantın meziyobukkal boyun bölgesine denk gelen kısmında yaklaşık -106,4 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4-44).



Şekil 4-44: Grup 2 oblik kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değeri

4.2.2.3. Kortikal Kemikte Oluşan Total Deformasyon Bulguları

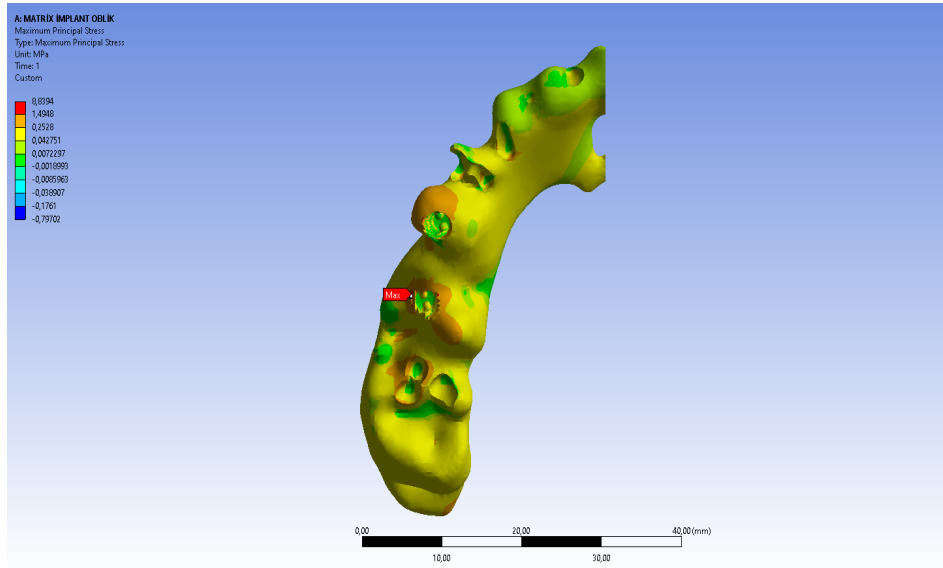
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum total deformasyon değeri birinci büyük azı diş bölgesine uygulanan implantın bukkal boyun bölgesine denk gelen kısmında yaklaşık 0.011 mm olarak ölçülmüştür (Şekil 4-45).



Şekil 4-45: Grup 2 oblik kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum total deformasyon değeri

4.2.2.4. Spongeoz Kemikte Oluşan Maksimum Asal Gerilme Bulguları

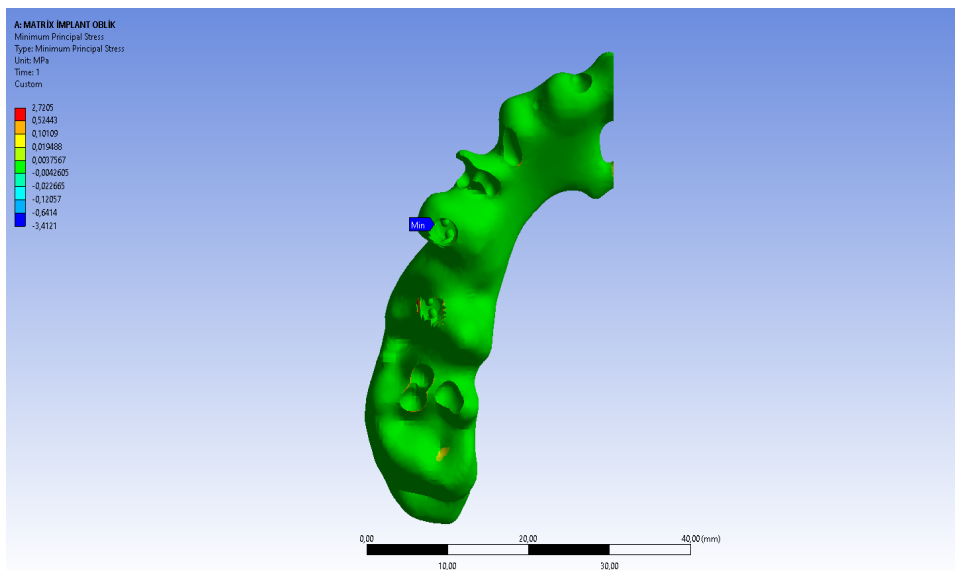
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda spongeoz kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri özellikle birinci büyük azı diş bölgesine uygulanan implantın bukkal bölgesine denk gelen kısmında yaklaşık 8,8 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4-46).



Şekil 4-46: Grup 2 oblik kuvvet uygulanması sonucunda spongeoz kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri

4.2.2.5. Spongeoz Kemikte Oluşan Minimum Asal Gerilme Bulguları

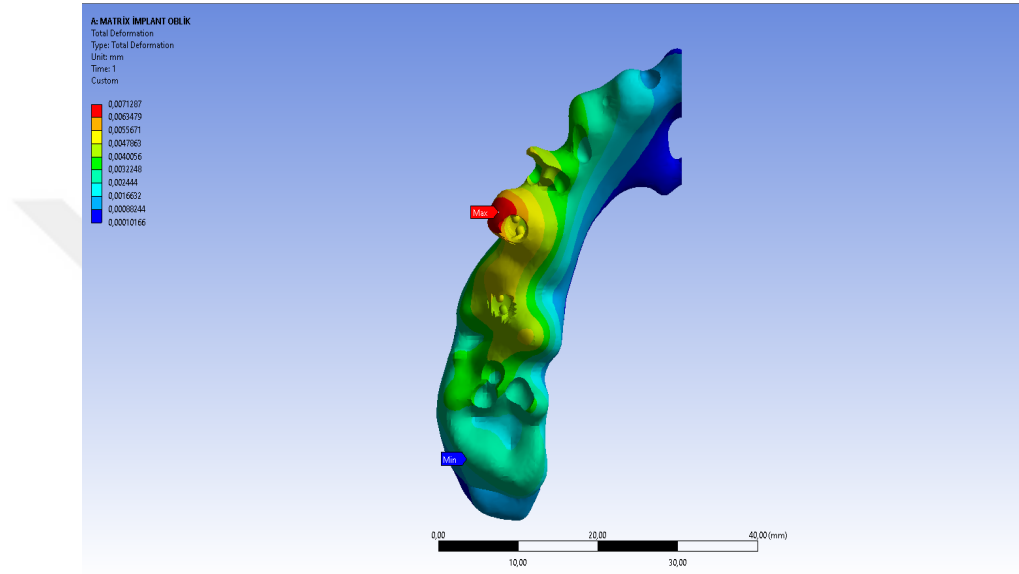
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda spongeoz kemikte oluşan minimum asal gerilme değeri ikinci küçük azı diş bölgesine uygulanan implantın bukkal bölgesine denk gelen kısımda yaklaşık -3,4 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4-47).



Şekil 4-47: Grup 2 oblik kuvvet uygulanması sonucunda spongeoz kemikte oluşan minimum asal gerilme değeri

4.2.2.6. Spongeoz Kemikte Oluşan Total Deformasyon Bulguları

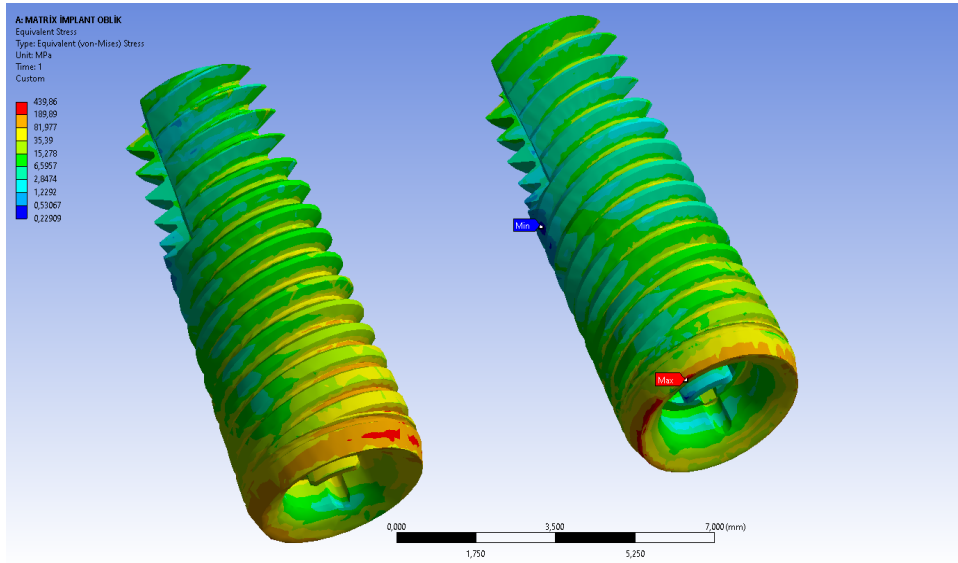
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda spongeoz kemikte oluşan maksimum total deformasyon değeri ikinci küçük azı diş bölgesine uygulanan implantın bukkal bölgesine denk gelen kısmında yaklaşık 0,007 mm olarak ölçülmüştür (Şekil 4-48).



Şekil 4-48: Grup 2 oblik kuvvet uygulanması sonucunda spongeoz kemikte oluşan maksimum total deformasyon değeri

4.2.2.7. İmplantlarda Oluşan Von Misses Gerilme Bulguları

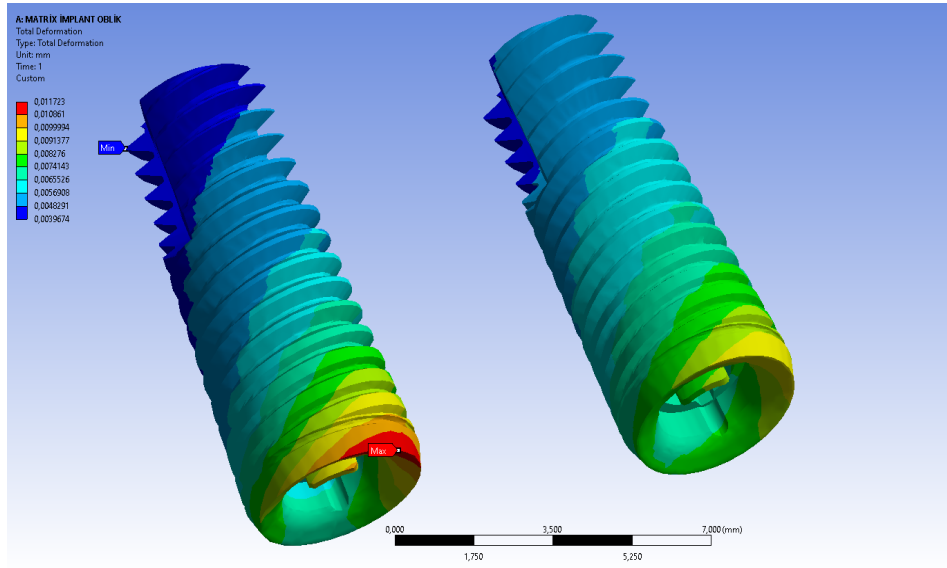
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda implantlarda oluşan maksimum von Misses gerilme değeri ikinci küçük azı diş bölgesine uygulanan implantın bukkal boyun bölgesine denk gelen kısmında yaklaşık 439,9 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4-49).



Şekil 4-49: Grup 2 oblik kuvvet uygulanması sonucunda implantlarda oluşan maksimum von Misses gerilme değeri

4.2.2.8. İmplantlarda Oluşan Total Deformasyon Bulguları

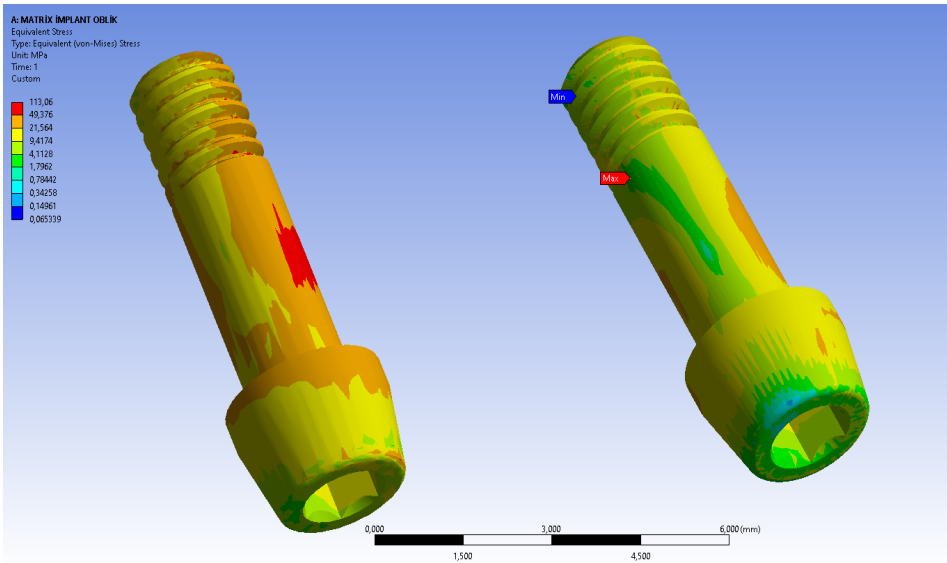
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda implantlarda oluşan maksimum total deformasyon değeri birinci büyük azı diş bölgesine uygulanan implantın mezial boyun bölgesine denk gelen kısmında yaklaşık 0,012 mm olarak ölçülmüştür (Şekil 4-50).



Şekil 4-50: Grup 2 oblik kuvvet uygulanması sonucunda implantlarda oluşan maksimum total deformasyon değeri

4.2.2.9. İmplant Vidalarında Oluşan Von Misses Gerilme Bulguları

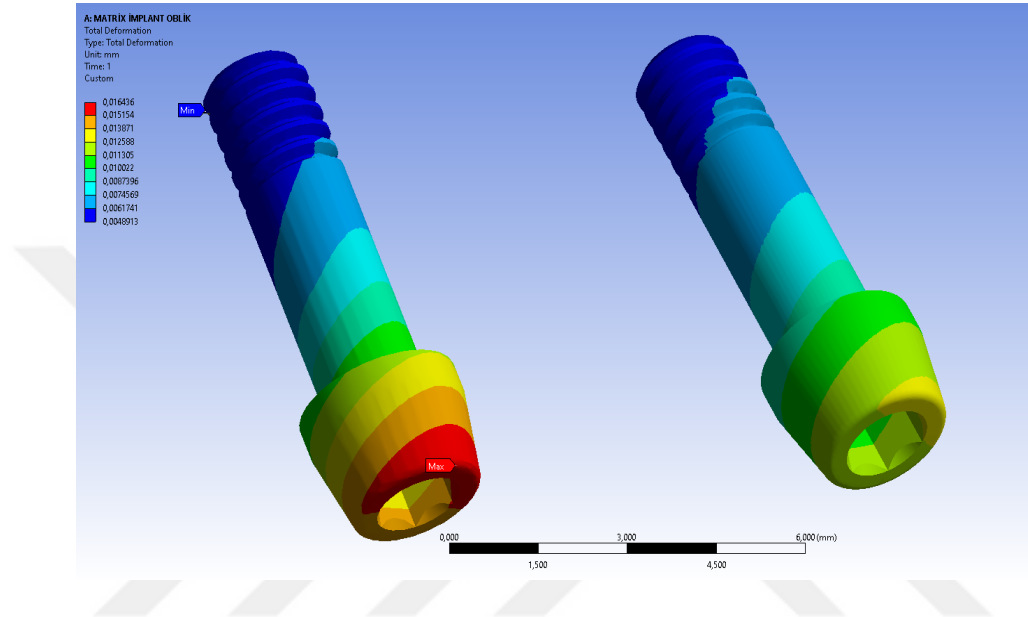
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda implant vidalarında oluşan maksimum von Misses gerilme değeri ikinci küçük azı diş bölgesine uygulanan implant vidasında yaklaşık 113,1 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4-51).



Şekil 4-51: Grup 2 oblik kuvvet uygulanması sonucunda implant vidalarında oluşan maksimum von Misses gerilme değeri

4.2.2.10. İmplant Vidalarında Oluşan Total Deformasyon Bulguları

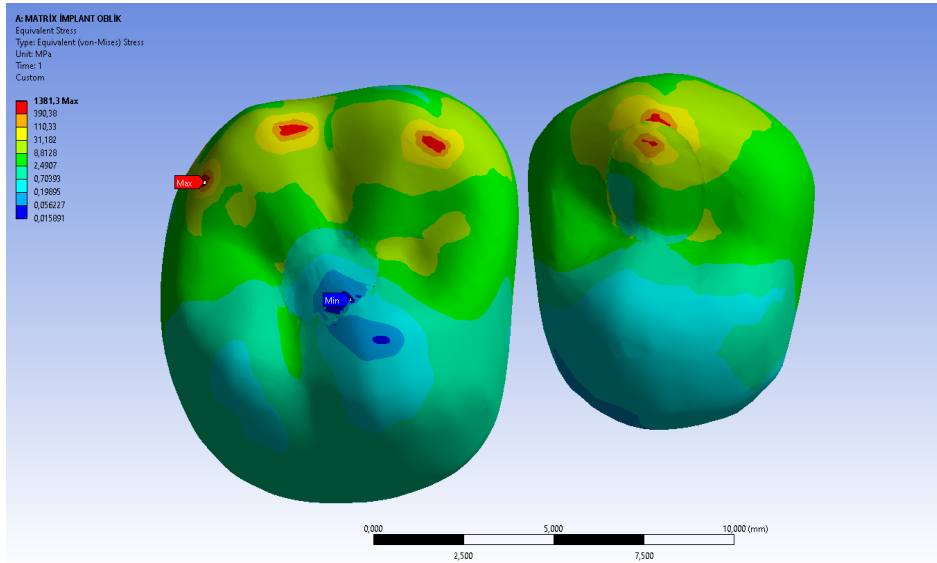
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda implant vidalarında oluşan maksimum total deformasyon değeri birinci azı diş bölgesine uygulanan implant vidasında yaklaşık 0,016 mm olarak ölçülmüştür (Şekil 4-52).



Şekil 4-52: Grup 2 oblik kuvvet uygulanması sonucunda implant vidalarında oluşan maksimum total deformasyon değeri

4.2.2.11. Üstyapılarda Oluşan Von Misses Gerilme Bulguları

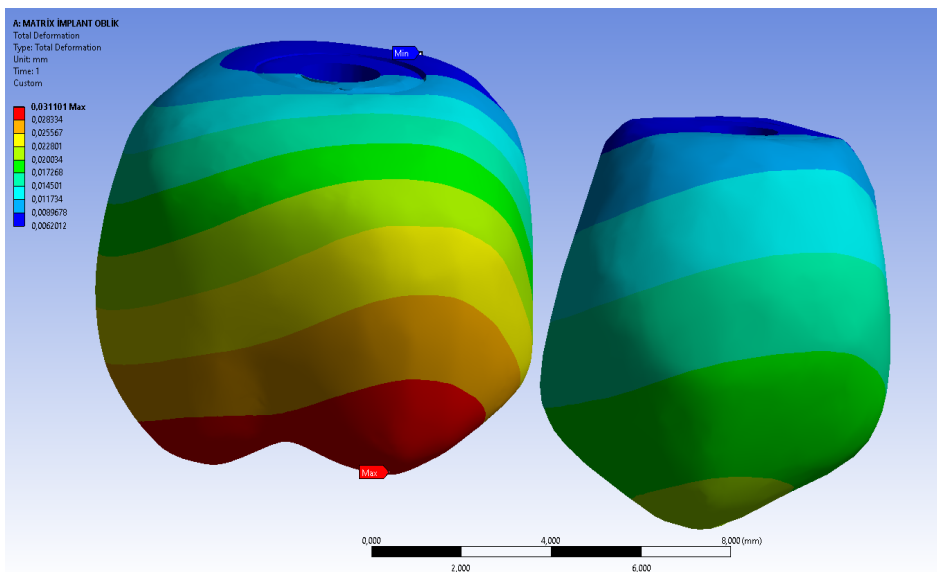
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda monolitik zirkon üstyapıda oluşan maksimum von Misses gerilme değeri birinci büyük azı diş bölgesine uygulanan üst yapının distobukkal tüberkülünde yaklaşık 1381,3 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4-53).



Şekil 4-53: Grup 2 oblik kuvvet uygulanması sonucunda monolitik zirkon üstyapıda oluşan maksimum von Misses gerilme değeri

4.2.2.12. Üstyapılarda Oluşan Total Deformasyon Bulguları

Oblik kuvvet uygulanması sonucunda monolitik zirkon üstyapıda oluşan maksimum total deformasyon değeri birinci büyük azı diş bölgesine uygulanan üst yapının meziyobukkal tüberkülünde yaklaşık 0,031 mm olarak ölçülmüştür (Şekil 4-54).



Şekil 4-54: Grup 2 oblik kuvvet uygulanması sonucunda monolitik zirkon üstyapıda oluşan maksimum total deformasyon değeri

4.3. Oklüzal (Dikey) Kuvvet Sonuçlarının Karşılaştırmalı Değerlendirilmesi

Tablo 4-1: Oklüzal (dikey) kuvvetler sonucu kemikte oluşan gerilmelerin karşılaştırmalı değerlendirilmesi

KARŞILAŞTIRMALI OKLÜZAL (DİKEY) KUVVET SONUÇLARI

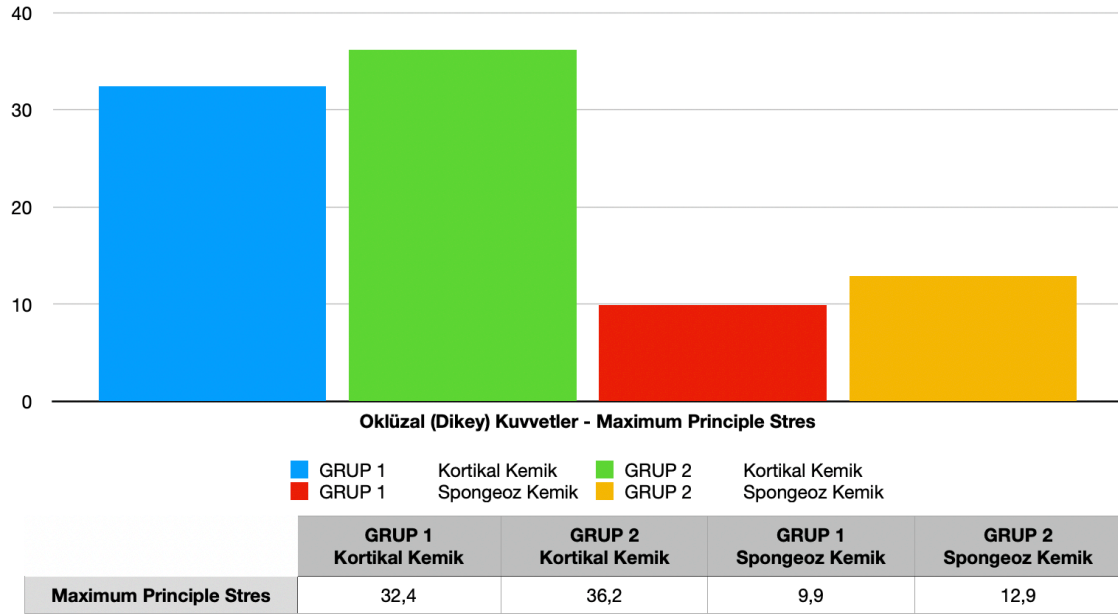
		MAXİMUM PRİNCİPAL	MİNİMUM PRİNCİPAL	TOTAL DEFORMASYON	
		MAX	MİN	MAX	MİN
KORTİKAL KEMİK	VENT	32,4	-87,6	0,012	0
	MATRİX	36,2	-101,4	0,011	0
SPONGİÖZ KEMİK	VENT	9,9	-5,1	0,008	7,1751e ⁻⁵
	MATRİX	12,9	-4,9	0,008	4,2647 e ⁻⁵

Tablo 4-2: Oklüzal (dikey) kuvvetler sonucu implantlar ve üstyapılarda oluşan gerilmelerin karşılaştırmalı değerlendirilmesi

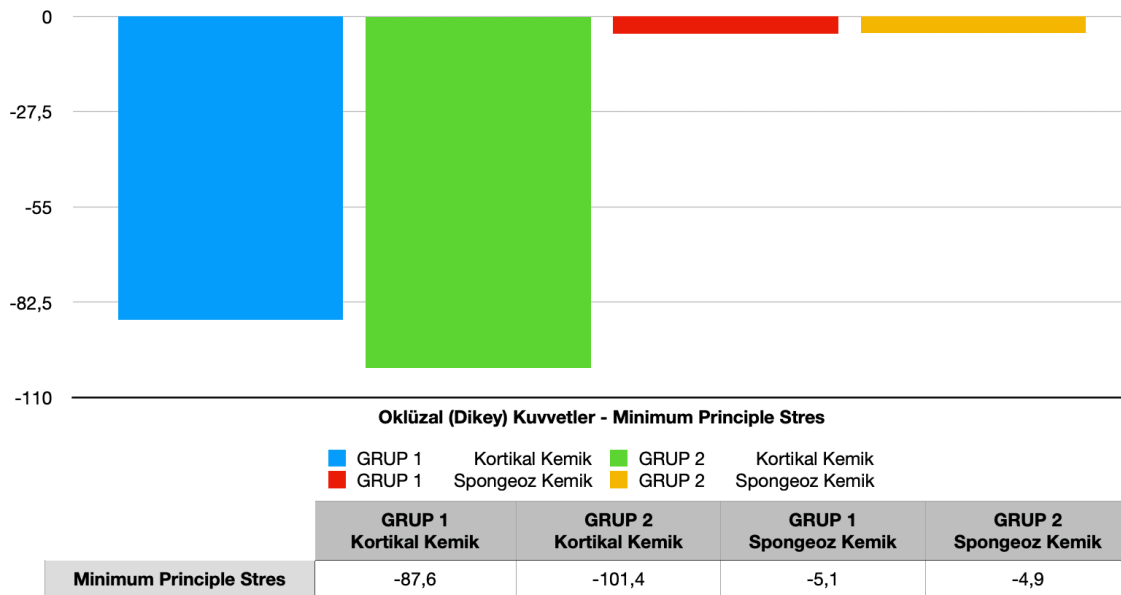
KARŞILAŞTIRMALI OKLÜZAL (DİKEY) KUVVET SONUÇLARI

		VON-MİSSES		TOTAL DEFORMASYON	
		MAX	MİN	MAX	MİN
İMLANT	VENT	938,9	0,43	0,012	0,004
	MATRİX	862	0,34	0,012	0,004
VİDA	VENT	85,3	0,22	0,017	0,005
	MATRİX	116,7	0,25	0,013	0,005
KRON	VENT	5841,7	0,06	0,031	0,004
	MATRİX	4147	0,08	0,023	0,005

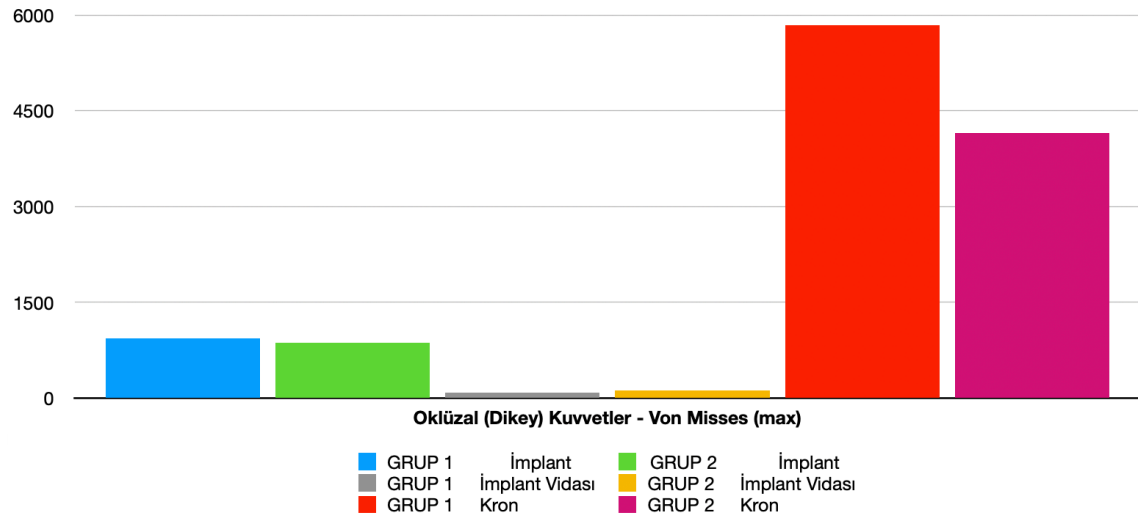
Tablo 4-3: Oklüzal (dikey) kuvvetler sonucu kemikte oluşan maksimum asal gerilmelerin karşılaştırmalı değerlendirilmesi



Tablo 4-4: Oklüzal (dikey) kuvvetler sonucu kemikte oluşan minimum asal gerilmelerin karşılaştırmalı değerlendirilmesi

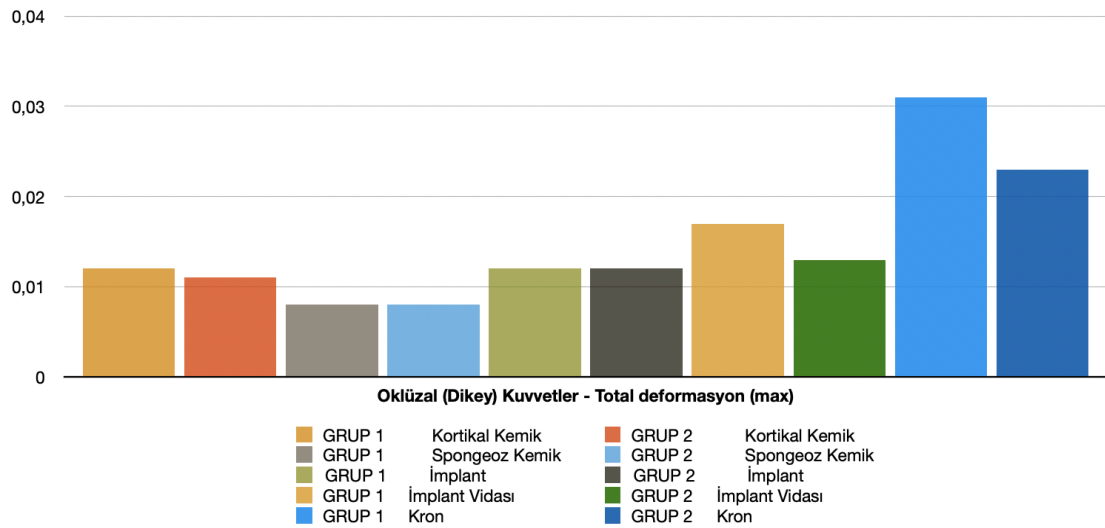


Tablo 4-5: Oklüzal (dikey) kuvvetler sonucu implantlar ve üstyapılarda oluşan maksimum von Misses gerilmelerin karşılaştırmalı değerlendirilmesi



	GRUP 1 İmplant	GRUP 2 İmplant	GRUP 1 İmplant Vidası	GRUP 2 İmplant Vidası	GRUP 1 Kron	GRUP 2 Kron
Von Misses Stres (max)	938,9	862	85,3	116,7	5841,7	4147

Tablo 4-6: Oklüzal (dikey) kuvvetler sonucu kemik, implantlar ve üstyapılarda oluşan total deformasyonların karşılaştırmalı değerlendirilmesi



	GRUP 1 Kortikal Kemik	GRUP 2 Kortikal Kemik	GRUP 1 Sponjeoz Kemik	GRUP 2 Sponjeoz Kemik	GRUP 1 İmplant	GRUP 2 İmplant	GRUP 1 İmplant Vidası	GRUP 2 İmplant Vidası	GRUP 1 Kron	GRUP 2 Kron
Total Deformasyon (max)	0,012	0,011	0,008	0,008	0,012	0,012	0,017	0,013	0,031	0,023

4.4. Lateral (Oblik) Kuvvet Sonuçlarının Karşılaştırmalı Değerlendirilmesi

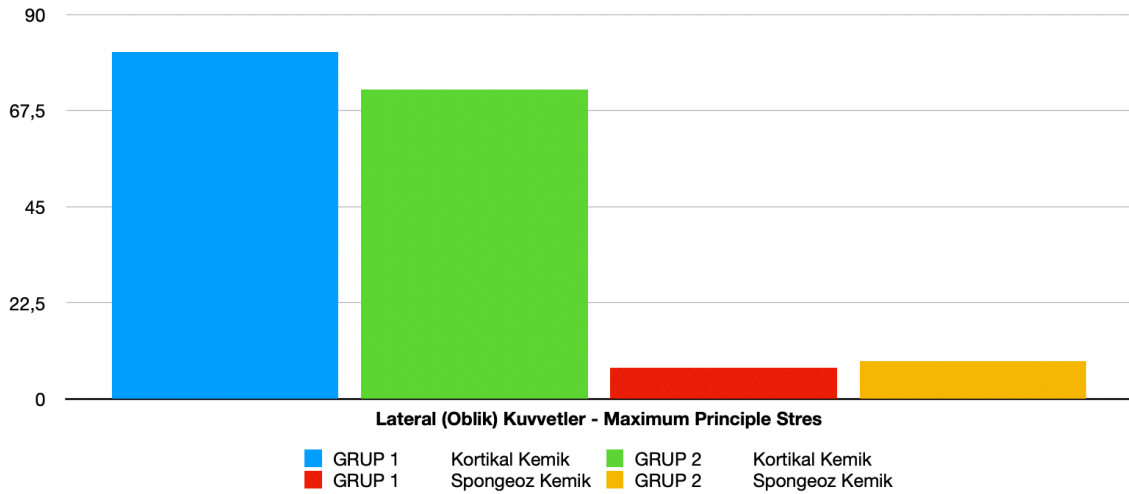
Tablo 4-7: Lateral (oblik) kuvvetler sonucu kemikte oluşan gerilmelerin karşılaştırmalı değerlendirilmesi

KARŞILAŞTIRMALI LATERAL (OBLİK) KUVVET SONUÇLARI					
		MAXIMUM PRİNCİPAL	MİNİMUM PRİNCİPAL	TOTAL DEFORMASYON	
		MAX	MİN	MAX	MİN
KORTİKAL KEMİK	VENT	81,2	-91,1	0,011	0
	MATRİX	72,5	-106,4	0,011	0
SPONGİOZ KEMİK	VENT	7,3	-3,1	0,007	0,00011
	MATRİX	8,8	-3,4	0,007	0,00010

Tablo 4-8: Lateral (oblik) kuvvetler sonucu implantlar ve üstyapılarda oluşan gerilmelerin karşılaştırmalı değerlendirilmesi

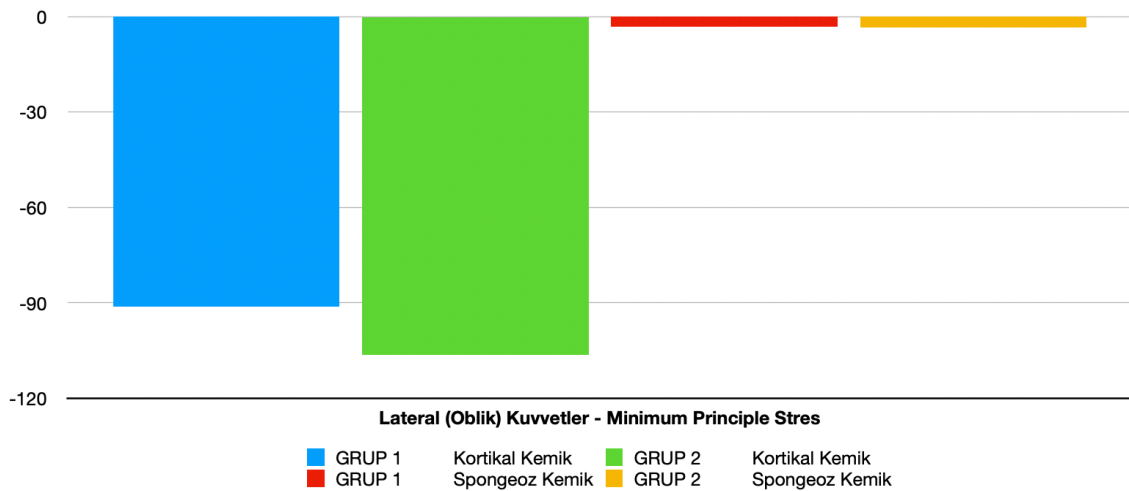
KARŞILAŞTIRMALI LATERAL (OBLİK) KUVVET SONUÇLARI					
		VON-MİSSES		TOTAL DEFORMASYON	
		MAX	MİN	MAX	MİN
İMLANT	VENT	764,2	0,33	0,012	0,004
	MATRİX	439,9	0,23	0,012	0,004
VİDA	VENT	84,2	0,38	0,021	0,005
	MATRİX	113,1	0,07	0,016	0,005
KRON	VENT	2394,7	0,01	0,038	0,006
	MATRİX	1381,3	0,02	0,031	0,006

Tablo 4-9: Lateral (oblik) kuvvetler sonucu kemikte oluşan maksimum asal gerilmelerin karşılaştırmalı değerlendirilmesi



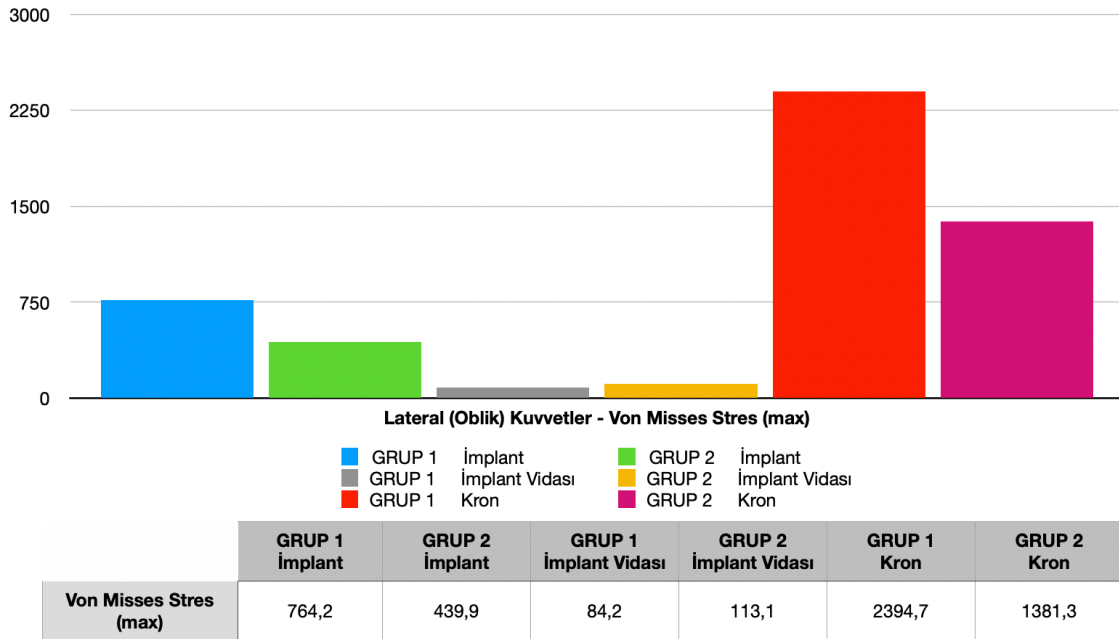
	GRUP 1 Kortikal Kemik	GRUP 2 Kortikal Kemik	GRUP 1 Sponjeoz Kemik	GRUP 2 Sponjeoz Kemik
Maximum Principle Stres	81,2	72,5	7,3	8,8

Tablo 4-10: Lateral (oblik) kuvvetler sonucu kemikte oluşan minimum asal gerilmelerin karşılaştırmalı değerlendirilmesi

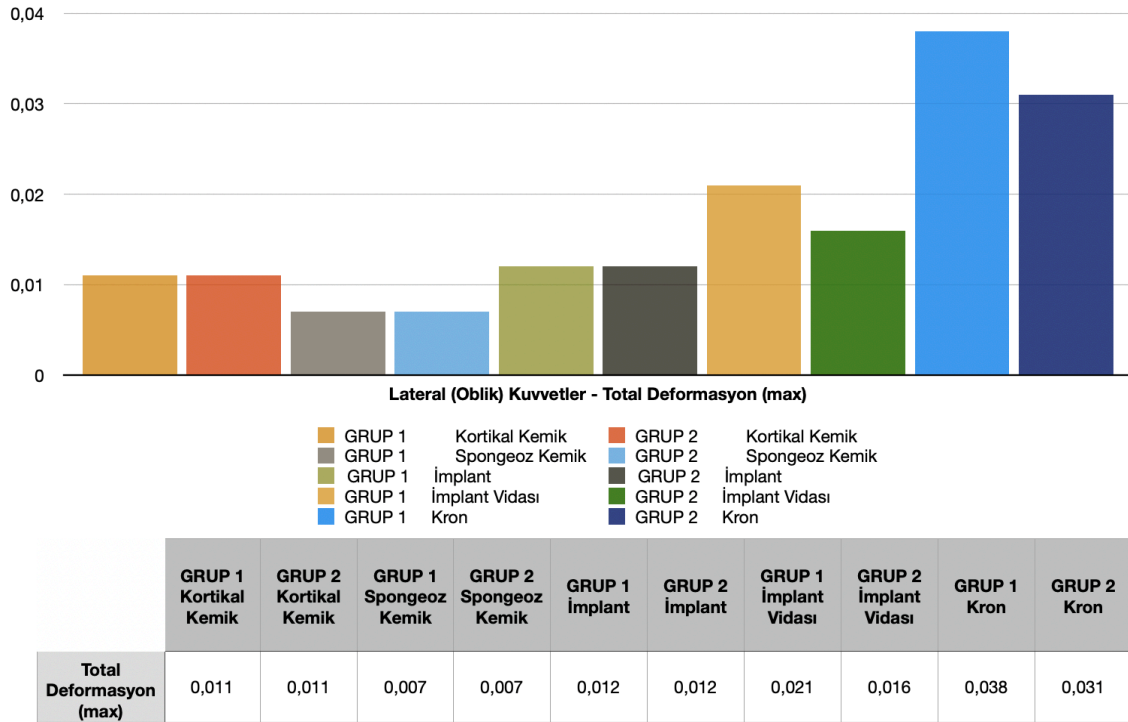


	GRUP 1 Kortikal Kemik	GRUP 2 Kortikal Kemik	GRUP 1 Sponjeoz Kemik	GRUP 2 Sponjeoz Kemik
Minimum Principle Stres	-91,1	-106,4	-3,1	-3,4

Tablo 4-11: Lateral (oblik) kuvvetler sonucu implantlar ve üstyapılarda oluşan maksimum von Misses gerilmelerin karşılaştırmalı değerlendirilmesi



Tablo 4-12: Lateral (oblik) kuvvetler sonucu kemik, implantlar ve üstyapılarda oluşan total deformasyonların karşılaştırmalı değerlendirilmesi



5. TARTIŞMA

Bu çalışmada, abutment bileşeni olmayan yeni konsept implantlar ile geleneksel implantların, özellikle artmış oklüzal (dikey) ve oblik (lateral) kuvvetler sonucu aşırı yüklenmesine neden olan bruksizmlili hastalarda, kortikal ve spongioz kemikte, implant, implant bileşenleri ve protetik üstyapıda oluşan stres dağılımının SEA yöntemi ile incelenerek karşılaştırmalı değerlendirilmesi amaçlanmaktadır.

Son yıllarda, teknolojik yenilikler implantoloji alanını değiştirmektedir. Eksik dişlerin yerine konması için yeni tedavi konseptleri ve protokolleri sunulmaktadır. Ayrıca, anında yükleme gibi protetik ve cerrahi tekniklerdeki ilerlemeler, tedavi olanaklarını genişletmiş ve dental implant tedavilerinden faydalanabilecek hasta kitlesini artırmıştır. Teknolojik gelişmeler, ağız içi koşullara, yüz özelliklerine ve iskelet temeline dayalı tedavi planlaması yapmak için veri elde edilmesine olanak sağlamış, böylece doğru nihai sonuçlar elde edilmiştir. Buna göre, fotoğraf cihazları gibi ağız dışı, ağız içi ve tomografik tarayıcılardan elde edilen dijital verilerin entegrasyonu yoluyla sanal bir hasta oluşturulabilir. Böylece farklı tedavi seçenekleri sanal olarak simüle edilebilmekte, disiplinler arası ekiple ve hastayla tartışılabilmektedir. Cerrahi planlama ile ilgili olarak, yeni teknolojiler anatomik yapıların teşhisini ve tespitini geliştirmekte, olgunun karmaşıklığına bakılmaksızın cerrahi prosedürlerin güvenilirliğini ve güvenliğini artırmaktadır. Konik ışınli bilgisayarlı tomografi gibi dijital cihazlar, anatomik yapıların üç boyutlu görselleştirilmesinin yanı sıra kantitatif ve kalitatif kemik değerlendirmelerine de olanak sağlamaktadır. Ayrıca, dental implant yüzeyinin basılması ve geliştirilmesi yoluyla, dijital planlamayı cerrahi ve protetik prosedürlerle entegre etme imkânı, daha hızlı ve daha güvenilir bir dental implant rehabilitasyonu sağlamaktadır. Dental materyalin optimizasyonu, anında dental implant yerleştirilmesini ve yüklenmesini sağlayarak tedavi süresini ve iş akışını önemli ölçüde azaltmakta ve geleneksel protokollerle aynı veya daha iyi sonuçlar sağlamaktadır. (206-208)

Osseointegrasyon üzerine yapılan ilk çalışmalardan bu yana, dental implantlar artık özellikle son otuz yılda tam ve parsiyel dişsiz hastaların rehabilitasyonu için yaygın olarak kullanılmaktadır. Ancak, eksik dişlerin yerine tercih edilen dental implantlar komplikasyonlardan yoksun değildir. (209, 210)

Çok sayıda klinik çalışma tarafından bildirilen, yüksek başarı oranlarına

rağmen, erken veya geç implant başarısızlıkları hala kaçınılmazdır. Geç implant başarısızlıkları protez tesliminden sonra görülür ve çoğunlukla biyomekanik komplikasyonlarla ilişkilidir. (139)

İmplant destekli bir protez üzerine harici bir yük uygulanması, implantın yük taşıyıcı sistemi içinde streslere ve destekleyici kemikte teorik olarak aynı büyüklükte, fakat zıt yönlerde stres reaksiyonlarına sebep olur. İmplantlar üzerindeki ve kemikteki bu kuvvetlerin nitelendirilmesi ve nicelendirilmesi, implantların in vivo davranışını anlamak için gereklidir. Yine de birçok çalışmanın sonuçlarının implantların in vivo biyomekanik karakterizasyonunu gerçekten yansıtıp yansıtmadığı tam olarak bilinmemektedir. (209)

Oral rehabilitasyon, oral dokunun son derece karmaşık yapısal tepkiler vermesine neden olan ağız içindeki fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetler nedeniyle doğası gereği zordur. (211)

Misch tarafından yapılan literatür taramasına göre, kuvvetler büyüklük, süre, yön, tip ve sıklık açısından tanımlanabilir. Bu değişkenler arttığında, gecikmiş dental implant başarısızlığının ana nedeni olan kuvvet paternlerini indükleyebilirler. (212)

Mekanik stres, kemik dokusu ve oral implantın osseointegrasyonunun sürdürülmesi için olumlu ve olumsuz sonuçlar doğurabilmektedir. Kemik-implant arayüzündeki stres konsantrasyonunun tahmini, dental implant araştırmalarında son derece önemlidir. SEA, oral implantoloji alanında peri-implant stres ve gerinimi tahmin etmek için yaygın olarak kullanılmaktadır. Ayrıca, analiz edilen materyallerin fiziksel özelliklerini etkilemediği için kolayca tekrarlanabilme özelliğine sahiptir. (25, 211, 213, 214)

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde, modeller iki boyutlu ve üç boyutlu olarak modellenen bilmektedir. Üç boyutlu bir sonlu eleman modelinde, bir protezin oklüzal yüzeyinde önceden belirlenmiş noktalar üzerinde hassas yükleme gerçekleştirilebilir. (215, 216) İki boyutlu bir modelde ise, lateral kuvvet uygulanması zamanı bukko-lingual stresler model üzerinde incelenememektedir. (217)

Bununla birlikte, klinik senaryo ile aynı düzeyde güvenilir sonuçlar elde etmek için, eleman ve düğüm sayısının 30.000 ila 2.000.000 olması gerekir ki, burada eleman sayısının artırılması daha doğru sonuçlar sağlamaktadır. Ancak, daha yüksek dereceli elemanlar, düğümlerin ve dolayısıyla serbestlik derecelerinin artması nedeniyle modelin hesaplama gereksinimlerini artırır. (24, 26, 213, 218)

Çalışmamızda, sonuçların daha gerçeğe yakın olması için üç boyutlu modelleme yöntemi kullanılmıştır. Ve her model için, eleman sayısı 600.000'nin ve düğüm sayısı ise 1.000.000'nun üzerinde olacak şekilde geometrik modeller oluşturulmuştur.

Birçok SEA çalışması, biyolojik malzemeleri izotropik, lineer ve elastik olarak temsil eder. Bu durumlarda sadece iki parametre gereklidir: elastisite modülü ve Poisson oranı. Ancak, biyolojik malzemeler genellikle daha karmaşıktır ve izotropik, doğrusal ve elastik bir malzeme gibi davranmaz. Öte yandan, modellenen malzeme özellikleri ne kadar karmaşık olursa, sonuçların yanlış olma veya yanlış yorumlanma riski de o kadar yüksek olur. (211, 218)

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde, yapılan çalışmalarda kullanılan materyallerin Elastisite modülü ve Poisson oranı ile ilgili ne yazık ki, evrensel olarak kabul edilmiş sabit veriler eksiktir. (219)

Bu nedenle çalışmamızda, kullanılacak olan katsayılar çalışmalarda en çok kullanılan, klinik testlerin sonuçlarıyla uygunluğu tespit edilmiş analizlerde kullanılan katsayılar referans alınarak seçilmiştir. (205)

Genj ve arkadaşları, implant diş hekimliğinde SEA uygulamalarının mevcut durumunu gözden geçirmiş ve SEA çalışmalarından elde edilen bulguları tartışmıştır. Yazarlar, daha gerçekçi modeller elde etmek için, kemik geometrisini daha ayrıntılı modellenmesini sağlayacak gelişmiş dijital görüntüleme tekniklerinin kullanılabileceği ve malzemenin anizotropik ve homojen olmayan doğasının dikkate alınması ve sınır koşullarının iyileştirilmesi gerektiği sonucuna varmışlardır. (26, 214)

Clelland ve arkadaşlarına göre, kemiğin yapısının izotropik yerine ortotropik olması, analiz sonuçlarının etkilemekte ve stresin %25 daha fazla olmasına sebep olmaktadır. (220)

Ayrıntılı trabeküler mimarinin dikkate alınmasının, kemik-implant arayüzündeki stresi ve gerinimi değerlendirmek ve buna bağlı olarak implant stabilitesini ve başarısını değerlendirmek için önemli bir faktör olduğu gösterilmiştir. Trabeküler kemiğin ince organizasyonunu hesaba katan sonlu eleman modellerinin oluşturulmasına olanak tanıyan, mikro-BT görüntülerinden trabeküler ağın organizasyonu türetilir. (26) Marcian ve arkadaşları, farklı implant geometrilerini göz önünde bulundurarak osseointegrasyonun farklı aşamalarında yüklenmiş dental implantların neden olduğu mikro gerinim ve deplasmanı değerlendirmek için mikro-BT'den türetilen sonlu eleman modellerini kullanmışlardır. (221, 222)

Daha önce yapılan çoğu SEA çalışmasında, kemik-implant arayüzünde %100 osseointegrasyon durumunun olduğu varsayılmıştır. Bu, kortikal ve trabeküler kemiğin implanta mükemmel şekilde bağlandığı ve implant-kemik arayüzünde ne kayma ne de ayrılmanın gözlemlenmediği anlamına gelmektedir. Ancak bu durum gerçek bir klinik senaryoda gerçekleşmeyebilir. Bu nedenle, daha karmaşık temas ve bunun implanttan kemiğe yük aktarımı üzerindeki etkisinin modelde dikkate alınması gerekmektedir. (26)

Çalışmamızda, kemik dokusu, kortikal ve spongeoz olmak üzere izotropik ve kompozit bir materyal olarak modellenmiş ve kemik-implant arayüzünde %100 osseointegrasyon durumunun olduğu varsayılmıştır.

D3 ve D4 kemikte, brüksizm uzun vadeli osseointegrasyon üzerinde daha belirgin bir etkiye sahip olabilir. Dental implantların brüksizm veya diğer para-fonksiyonel kuvvetler tarafından eksen dışı ve lateral yüklenmesi, hızlandırılmış kemik kaybı ve protez başarısızlığı açısından uzun vadede zararlı olabilir. (83)

Skinner ve arkadaşları, yaptıkları çalışmada, femoral implantların implantasyonu sırasında maksimum asal gerilme ve von Mises gerilmelerinin büyüklüğünü değerlendirmiş ve kemik yoğunluğu ile maksimum asal gerilme ve von Mises gerilmesi arasında doğrudan bir ilişki olduğu sonucuna varmışlardır. (223) Kemik yoğunluğunun daha yüksek olduğu implantasyon bölgesinde veya başka bir deyişle yoğun kortikal kemik varlığında daha yüksek gerilim değerleri gözlemlenmiştir. Bu sonuç, diğer çalışmalarla da uyumludur. (211, 213)

Truhlar ve çalışma arkadaşları, 2131 implant arasında, tip 1 kemiğin en yüksek başarısızlık oranını yaşadığını, tip 2 ve 3 kemiğin ise en düşük implant başarısızlığı insidansına sahip olduğunu bildirmiştir. (224)

SEA yönteminde, sonucu etkileyen önemli faktörlerinden biri kortikal kemik kalınlığıdır. Clelland ve arkadaşlarının çalışmasında, kortikal kemik kalınlığı 1.5 mm'den 3.0 mm'ye artırılmış, sonuçta kemikte oluşan stres %50 oranında azalmıştır. (220) Okumura ve arkadaşlarının çalışmasında ise, sadece spongeoz kemik içeren modellerde diğerlerine oranla daha yüksek stres değerleri izlenmiştir. (225)

Çalışmamızda, kortikal kemik kalınlığı modellerin farklı bölgelerinde 1.6 ila 1.8 mm aralığında, spongeoz kemik kalınlığı ise 18.9 ila 20 mm aralığında olmak üzere, Misch sınıflamasına göre D3 kemiğin özelliklerini yansıtabilecek şekilde Poisson oranı ve Elastisite modülü verileri kullanılarak modellenmiştir.

Kemik, implant ve kemik-implant arayüzündeki mekanik gerilimi

değerlendirmek için von Mises gerilimi, maksimum kesme gerilimi, maksimum ve minimum asal gerilim gibi çeşitli değerlendirmeler kullanılır. Bunlar arasında von Mises gerilimi, dental materyallerin akma ve/veya başarısızlık davranışını değerlendirmek için en sık ve temel olarak kullanılan skaler değerli gerilim değişmezidir. Minimum asal gerilim, basınç gerilimi hakkında fikir verirken, maksimum asal gerilim, çekme gerilimi hakkında fikir verir. Von Mises kriterinin yalnızca eşit basınç veya çekme mukavemetine sahip sünek malzemeler için geçerli olduğu bilinmektedir. Kemik hem sünek hem de kırılğan özelliklere sahip olduğundan, asal gerilimin kullanımı bu tür çalışmalar için daha uygun kabul edilmektedir. (25, 226)

Maksimum asal gerilmeler, diğer gerilme bileşenlerinin sıfır olduğu durumdaki gerilim bileşenleridir ve belirli bir bölgede yoğunlaşan gerilimi tanımlar. Von Mises gerilmesi ise herhangi bir yapıya etki eden gerilmelerden elde edilen skaler bir büyüklüktür. Von Mises gerilmesinin mandibula üzerinde tüm eksenel düzlemlerde dağılan genel gerilimin bir ölçüsü olduğu konusunda kritik bir noktaya sahiptir. Buna karşılık, maksimum asal gerilim, tanımda da belirtildiği gibi, tek eksenli yükleme sırasında belirli bir alanda uygulanan gerilimle sınırlıdır. Maksimum asal gerilim ve von Mises gerilimi megapaskal (MPa) birimleriyle ölçülmektedir. (213)

İmplant diş hekimliğinde deformasyon, implant protezi için bir iskelete uygulanan ve sistemde fleksiyona neden olan deformasyon enerjisi üreten yük olarak tanımlanır. İskelet maksimum miktarda deformasyon enerjisi kullanırsa, iletilen enerjide bir azalma olur ve bu da yapıdaki gerilimin azalmasına neden olur. (227)

Çalışmamızda, kortikal ve spongeoz kemikte oluşan gerilimler maksimum ve minimum asal gerilimler ile değerlendirilirken; implantlar, abutment, vidalar ve monolitik zirkonya üst yapılarda oluşan gerilimler ise von Mises gerilimleri ile değerlendirilmiştir.

Lau Kraisen'in çalışmasına göre, bruksizm, merkezi sinir sisteminden gelen sinyallerden kaynaklanan bilinçsiz kas hiperaktivitesi ile karakterize, dental yapılar ve protezler üzerinde kompresif ve kayma kuvvetlerine neden olan nöromüsküler bir bozukluk olarak tanımlanmaktadır. (228)

Parafonksiyona bağlı aşırı yüklenme ile ilgili olarak, oklüzal yüzey aşınması, vida ve üstyapılarda kırılma, vidaların gevşemesi veya abutment ve implant kırılması gibi çeşitli komplikasyonlara neden olabilir. Parafonksiyon sıklığı çok yaygın olduğundan, parafonksiyonel alışkanlıkları olan hastalarda

implant kullanımı kaçınılmazdır. Dahası, implant destekli üst yapıları olan hastalarda, özellikle son dönemlerde pandemi, ekonomik stres ve başka psikososyal faktörlere bağlı yeni kazanılmış parafonksiyon yüzdesinin oldukça yüksek olduğu bildirilmiştir. (10, 11, 229)

Çalışmaların sonuçlarına göre, biyolojik veya mekanik bir komplikasyonun meydana gelme olasılığı bruksizm hastalarında bruksizm olmayanlara oranla neredeyse dört kat daha fazladır. (10, 230, 231)

Wannfors ve arkadaşları ile Ekfeldt ve arkadaşlarına göre, bruksizmi olan hastalarda çiğneme kas hiperaktivitesi olmayan hastalara kıyasla önemli ölçüde daha fazla sayıda implant başarısızlığı gözlemlenmiştir. (212)

Chrcanovic ve arkadaşları tarafından yakın zamanda yapılan bir sistematik incelemede, bruksizimli hastalara uygulanan dental implantlar için 2,93'lük bir risk oranı elde edilmiştir. (232)

Chitumalla ve arkadaşları yakın zamanda yaptıkları 5 yıllık retrospektif bir çalışmada, bruksizm alışkanlığı olanlarda dental implantların sağkalım oranının 1 yıl sonra %90, 2 yıl sonra %87, 3 yıl sonra %85, 4 yıl sonra %75 ve 5 yıl sonra %72 olduğunu bildirmişlerdir. (210)

Zhou ve arkadaşları, bruksizm ve dental implant başarısızlığı arasındaki ilişkiyi değerlendirmek için yaptıkları meta-analizde, bruksizm sorunu yaşayanlarda implant protezlerinin bruksizm sorunu yaşamayanlara göre daha yüksek bir başarısızlık oranına sahip olduğunu ve bruksizmin dental implantın teknik/biyolojik komplikasyonlarının gelişmesine katkıda bulunan bir faktör olduğu sonucuna varmıştır. (231)

Bruksizm, mandibulanın parafonksiyonel hareketlerine yol açarak daha yüksek lateral kuvvetlere neden olur ve sürekli olarak daha yüksek peri-implant stres riskini sürdürür ve implantların başarılı bir şekilde osseointegrasyonundan ve protez yüklemesinden sonra geç implant başarısızlıklarına katkıda bulunabilir. Do ve arkadaşları, farklı potansiyel risk faktörlerinin geç dental implant başarısızlığı insidansı üzerindeki etkilerini incelemiş ve geç başarısızlık için ortak risk faktörlerinden birinin radyasyon tedavisi öyküsü, periodontitis, bruksizm ve erken implant başarısızlığı ile ilişkili olduğunu bulmuştur. (233)

Buna karşı, implant destekli protezleri olan bruksizm hastalarının osseointegrasyon kaybı riski altında olabileceği düşüncesine karşı yapılan sistematik incelemeler sonucunda, oklüzal kuvvetler ile osseointegrasyon kaybı arasında bir ilişki olmadığı sonucuna varılmıştır. (234)

Çok sayıda çalışma ise, bruksizmin öngörülemeyen uzun vadeli tedavi sonuçları ve ek hasta maliyetleri nedeniyle dental implant yerleştirilmesi için bir kontrendikasyon olduğunu göstermektedir. Bununla birlikte, bruksizm ve dental implant başarısızlığı arasında hala nedensel bir korelasyon yoktur, bunun başlıca nedeni bruksizmin teşhis edilmesinin zor olmasıdır. (11, 13, 14, 17, 230, 235)

Bruksizm hastalarında daha doğru bir tanı için altın standart olarak kabul edilen polisomnografik analiz önerilmiştir, ancak polisomnografi yoluyla uyku bruksizmi tanısı koyma sürecinin bazı yazarlar tarafından karmaşık olduğu düşünülmektedir. Bu nedenle, bruksizmi tespit etmek için daha doğru ve objektif bir metodolojiye ihtiyaç olduğu görülmektedir. Bu nedenle, bruksizm ve implant yetmezliği arasındaki olası neden-sonuç ilişkisi tutarlı ve spesifik sonuçlar vermemektedir. (7, 11, 61)

Bruksizm hastalarında başarısızlığın ana nedeni, uygun klinik yönetim ile kontrol edilebilecek bir faktör olan implantın aşırı yüklenmesi ile ilgili olabilir. Aşırı yük meydana geldiğinde, implant-kemik arayüzündeki gerilim konsantrasyonu seviyesi, fonksiyonel yüklerin yönü, yani aksiyal ve oblik kuvvetler, implantın ve alveolar kemiğin esneklik özellikleri gibi yük transferi ile ilgili çeşitli faktörlere bağlıdır. (17)

Raadsheer ve arkadaşları, maksimum istemli ısırma kuvvetlerini erkeklerde 545,7 N, kadınlarda ise 383,6 N olarak; ölçülen maksimum ısırma kuvvetini ise erkeklerde 888 N ve kadınlarda 576 N olarak bildirmiştir. (236)

Maksimum ısırma kuvvetleri, destek dokuların kuvveti tolere etme kapasitesine ve kuvvet ölçümleri sırasında hastanın zihinsel durumuna bağlıdır. Temel olarak statik kuvvet ölçümlerine dayanan mevcut kanıtlar, yetişkin erkeklerde ortalama ısırma kuvvetinin 100-150 N olduğunu ve erkeklerin kadınlardan daha yüksek ısırma kuvvetine sahip olduğunu göstermektedir. (209)

Isırma kuvveti ile bruksizm arasındaki olası ilişki belirsizdir. Cinsiyetin maksimum ısırma kuvvetinde önemli bir rol oynadığı da öne sürülmüştür. Sadece vücut boyutları değil, popülasyonun çiğneme alışkanlıkları da ısırma kuvvetini etkileyebilir ve bu da bazı çalışmalarda cinsiyetler arasındaki benzerliği açıklayabilir. (237) Gibbs ve arkadaşları, bruksizm hastalarında kontrol grubuna kıyasla posterior bölgede daha yüksek ısırma kuvveti değerleri bulmuştur. (238)

Isırma kuvvetlerini ölçmek için en yaygın kabul gören kayıt cihazı, “gerinim ölçer ısırma kuvveti dönüştürücüsü”dür. Bruksizm hastalarında ortalama ısırma kuvveti ölçümlerinin 620 N, standart sapma ile 827 N olduğu gösterilmiştir. Bruksizm alışkanlığına sahip kişiler, bruksizm alışkanlığına sahip

olmayan kişilere göre hem daha yüksek kuvvet büyüklüğü, hem de daha yüksek diş teması frekansı oluşturlar. (231, 239)

Bildirilen ortalama çiğneme kuvveti 11 ile 150 N arasında değişirken, kuvvet zirveleri anteriorda 200 N, posteriorda 350 N ve bruksizmde ise 1000 N kadar olabilmektedir. (211, 240)

Çiğneme sırasında uygulanan stres molar, premolar, kanin ve kesici diş bölgelerinde sırasıyla 441 N ile 981 N, 245 N ile 491 N, 147 N ile 368 N ve 98 N ile 270 N arasında değişebilir. (241)

Jansen van Vuuren ve arkadaşarı tarafından yapılan çalışmada, sistemik ve oral olarak sağlıklı olan her iki cinsiyette de molar bölgenin premolar bölgeden daha yüksek maksimum istemli ısırma kuvveti değerlerine sahip olduğu gösterilmiştir. (242)

Nishigawa ve arkadaşları, uyku bruksizmi ile uyanık bruksizmi esnasında kuvvetlerin birbirinden farklı olduğunu, uyku bruksizminde maksimum ısırma kuvvetinin 415 N, uyanık bruksizminde ise 775 N olduğunu belirtmişlerdir. (243)

SEA, bruksizmi ölçme ve ayrıca temporomandibular eklem bölgesini çevreleyen stres ve gerinim ilişkilerini araştırma amaçlı uygulama alanı bulmaktadır. Araştırmacılar tarafından ayrıca diş sıkma, gıcırdatma ve farklı boyutlardaki boluslarla çiğneme sırasında ve ayrıca dental implantlar mandibula/maksillada farklı pozisyonlara yerleştirildiğinde implantlarda, dişlerde ve PDL'de oluşan stres dağılımlarını belirlemede de kullanılmaktadır. (179)

Türker ve arkadaşları, farklı oklüzal şemalara sahip all-on-four konseptini kullanarak implantlara ve destek dokulara uygulanan kuvvetlerin sonlu elemanlar stres analizini yapmış ve implant üzerindeki en yüksek gerilimin anterior bölgeye kıyasla, mandibulanın posterior bölgesinde yoğunlaştığı sonucuna varmıştır. (244)

Güven ve arkadaşları tarafından yapılan bir çalışmada, 3 ve 5 üniteli dental ve implant destekli zirkonya restorasyonlarda periodontal ve peri-implant kemik dokularında stres dağılımı SEA kullanılarak değerlendirilmiş ve implant destekli protetik model için maksimum ana stresin premolar ve molar bölgede gözlemlendiği sonucuna varılmıştır. (245)

Bu veriler, ağzın posterior bölgesine yerleştirilen implantların aşırı yüklenme açısından daha büyük risk altında olduğunu göstermektedir.

Lobbezoo ve arkadaşları tarafından yapılan literatür taramasına göre,

bruksizm genellikle dental implantların yerleştirilmesi için bir kontrendikasyon olarak kabul edilmektedir ve bruksizm hastalarında implant başarısızlığı olasılığını en aza indirmek için, birkaç pratik kılavuz bildirilmiştir. (246) Bunlar, öngörülemeyen sonuçlarla zor tedaviler gerektiren bruksizmin kendisini azaltma veya ortadan kaldırma önerisini, daha büyük çaplı daha uzun implantların kullanımını, daha fazla implant yerleştirilmesini, oklüzyon ve artikülasyon paternlerinin değiştirilmiş bir tasarımının benimsenmesi ve gece kullanımı için sert bir oklüzal stabilizasyon splinti ile nihai oral rehabilitasyonun korunmasını içermektedir. (10, 212, 232, 235, 247)

Yokoyama ve arkadaşları ise, SEA yardımıyla yaptıkları çalışma sonucunda implantlardaki uzunluk artışının biyomekanik stresleri anlamlı düzeyde etkilemediğini bildirmişlerdir. (248)

Lee ve arkadaşları ise çalışmalarında, implant uzunluğunun belli bir miktar etkili olduğunu ancak, streslerin boyun bölgesinde birikmesinden kaynaklı olarak implant uzunluğunun stresi olumlu şekilde etkilemediğini bildirmişlerdir. (249)

Anitua ve arkadaşları, sonlu eleman analizi yoluyla, iki değişkenin (implant çapı ve kemik kalitesi) kemik stresi üzerindeki etkisini araştırmışlardır. İmplant çapından bağımsız olarak kemik kalitesindeki bir iyileşmenin kemik stresinde bir azalmaya yol açtığını göstermişlerdir. Bununla birlikte, kemik stresini azaltma etkisi, implant çapının artırılmasıyla daha belirgin hale gelmiştir. (250)

Baggi ve arkadaşları yaptıkları sonlu eleman çalışmasında, implant çapının artırılmasının kortikal kemikteki stres değerlerinde ve konsantrasyon alanlarında azalmaya yol açtığını, buna karşı implant uzunluğunun artırılmasıyla süngerimsi kemik için daha etkili stres dağılımları yaşandığını bulmuşlardır. (251)

Matsushita ve arkadaşları, çalışmalarında implant çapındaki artışın dik ve oblik kuvvetler zamanı implant direncini artırarak kortikal kemikteki stresi azalttığını bildirmişlerdir. (252)

Chrcanovic ve arkadaşları ise, bruksizmli hasta grubunda implant başarısızlıkları üzerine yaptıkları çalışmada implant çapının artmasının, direnci artıracığı için dolayısıyla başarı oranını artırabileceğini belirtmişlerdir. (253)

Doğal dişlerin periodontal ligamenti, duyuşsal algı ve motor kontrol için merkezi sinir sistemine geri bildirim sağlarken, dental implantların etrafındaki proprioepsiyon, periodontal ligamentin yokluğu nedeniyle sınırlıdır ve daha

düşük proprioseptif hassasiyete neden olur. Bunun sonucunda, çene kapama kaslarına yönelik proprioseptif geri bildirim mekanizmaları da sınırlıdır. İmplantların etrafındaki bu düşük ve sınırlı proprioseptif geri bildirim nedeniyle, bruksizm implant destekli restorasyonlara daha yüksek yüklerin uygulanma riski artırabilir, bu da onları oklüzal aşırı yüklenmeye ve olası sonraki başarısızlığa daha yatkın hale getirir. (10, 11, 17, 23, 232, 239, 254)

Sonlu elemanlar yöntemi, günümüzde karmaşık şekilli dental yapıların tasarımı ve mekanik davranışlarının analizi için vazgeçilmez bir yöntemdir. Davranış yasaları (elastik, elastoplastik) ve farklı mekanik özelliklere sahip kemik dokusu üzerinde çeşitli statik veya dinamik stres türleri uygulama imkânı sunmaktadır. (255)

Statik kuvvetlerin kemik dokusu üzerinde çok az etkisi olduğu veya hiç etkisi olmadığı iyi bilinen bir gerçektir. Aksine, dinamik kuvvetler ise kemiğin biçimini, kütlesini ve iç yapısını etkilemektedir. Dinamik kuvvetlerin oral implantların etrafındaki kemik reaksiyonları üzerindeki biyolojik etkileri iyi belgelenmemiştir. Aşırı dinamik yükleme implantların boyun çevresindeki kemik yoğunluğunu azaltabilir ve krater benzeri defektlere yol açabilir. (23, 26, 209)

Wang ve arkadaşları, bruksizmde gözlenen diş sıkma ve gıcırdatma olaylarında olduğu gibi yavaş mandibular hareketler simüle edildiğinde statik analiz yönteminin kullanılması gerektiğini belirtmişlerdir. (256)

Buna ek olarak, yükler açısından, çoğu sonlu eleman çalışması, daha gerçekçi koşulları simüle etmek ve böylece daha gerçekçi bir mekanik yanıt elde etmek için yalnızca dikey yükleri ve yatay kuvvetleri değil, aynı zamanda birleşik yükleri (örneğin, oblik oklüzal kuvvetler) simüle eden statik yükleri de dikkate almıştır. Bununla birlikte, dental implantlar sadece statik yüklere değil, aynı zamanda implantın kırılma veya yorulma arızalarının olası nedenlerini analiz etmek için dikkate alınması gereken dinamik yüklere de maruz kalmaktadır. Fakat çok az sayıda SEA çalışması dinamik yüklerin etkisini araştırmıştır. (26)

SEA'dan elde edilen sonuçları doğrudan klinik bir duruma uygulamak mümkün değildir, ancak modelin gerçek durumu olabildiğince yakından temsil edecek şekilde tasarlanması ve analizin dikkatle yorumlanması gerekmektedir. (211)

Kas aktivitesi ve kraniyofasiyal morfoloji, gerçek klinik durumda oklüzal yükü etkilemesine rağmen, SEA modellemesinde bireysel kas kuvvetlerini simüle etmek şu anda zordur. Bu nedenle, genellikle dişler veya implant üzerindeki dikey veya oblik kuvvet SEA'da girdi yükü olarak

kullanılmaktadır. (25)

Dikey kuvvetler basma tipi kuvvet oluştururken, oblik ve yatay kuvvetler devirici tipte çekme kuvveti oluşmasına neden olmaktadır. (257) Dikey kuvvetler dişler ve/veya destekleyici dokular tarafından iyi kabul edilmektedir, bunun aksine ağır oblik ve yatay kuvvetler ise dişler ve/veya destekleyici yapılara zarar verme olasılığını artırmaktadır. (6)

Bruksizm, mandibulanın parafonksiyonel hareketlerine yol aarak daha yüksek lateral kuvvetlere neden olur ve sürekli olarak daha yüksek peri-implant stres riskini sürdürür ve implantların başarılı bir şekilde osseointegrasyonundan ve protez yüklemesinden sonra geç implant başarısızlıklarına katkıda bulunabilir. (23, 232, 258)

Göre ve arkadaşlarının yaptıkları SEA çalışmalarında, oklüzal düzleme dik yönde yani 90 derece olacak şekilde uygulanan kuvvet diş sıkmasını, 30 derece olacak şekilde oblik yönde kuvvet uygulaması ise diş gıdırdatma esnasında oluşan kuvvet bileşkesinin yönünü simüle etmektedir. (259)

Çalışmamızda, oluşturulan her iki grupta da ikinci küçük azı ve birinci azı diş bölgesi olmak üzere Ø4.1mm-L10mm ölçülerinde iki farklı implant konsepti uygulanmış ve yukarıdaki bilgiler doğrultusunda bruksizm sırasında oluşan parafonksiyonel hareketlere bağlı kuvvetleri temsil etmek için ikinci küçük azı, birinci ve ikinci azı dişler üzerinde belirlenmiş noktalardan dikey yönde yani oklüzal düzleme 90 derece açıyla toplamda 1000 N, oblik yönde ise oklüzal düzleme 30 derece açıyla toplamda 500 N olacak şekilde statik kuvvet uygulanması yapılmıştır.

Doğal dişler, implantlara kıyasla daha düşük bir minimal baskı algılama eşiğine sahiptir, ancak gerilimler etraflarında eşit olarak dağıılırken, implantların etrafındaki gerilimler kendilerini eşit olarak dağııtmak yerine krestal kemik bölgesinde yoğunlaşma eğilimindedir. Mineralize kemik matrisi, önceki uyaranlar için mekanik ve biyolojik bir "hafızaya" sahiptir. Kemik biyolojisi üzerine yapılan çalışmalar, implantın aşırı yüklenmesinin implant başarısızlığına yol açabileceğini göstermektedir. Aşırı yüklendiğinde, implantları çevreleyen kemikte yüksek deformasyonlar (2000-3000 mikro gerilmenin üzerinde) meydana gelir. Patolojik aşırı yükleme meydana geldiğinde (4000 mikro gerilimin üzerinde), gerilim ve gerinim gradyanları kemiğin fizyolojik tolerans eşiğini aşar ve kemik-implant arayüzünde mikro kırıklara neden olur. Aşırı yüklenme durumunda, kemik rezorbsiyonu ve birikimi arasındaki denge bozulur ve böylece kemik-implant arayüzünde ve çevresinde yorulmaya bağlı mikro kırıklara neden

olur. Aşırı dinamik yükleme zamanı, implantların boyun çevresindeki kemik yoğunluğunu azalabilir ve krater benzeri defektlere yol açabilir. (10, 11, 23, 231, 239)

Hastaların %20 ila %35,9'u dental implantların etrafındaki kemiğin mikro kırıklarına neden olacak büyüklükte kuvvetler oluşturabilir ve buna eşlik eden kemik kaybı ve bruksizm nedeniyle, implant yetmezliği görülebilir. (239)

Bragger ve arkadaşları, bruksizm ile üstyapının kırılması arasında nedensel bir ilişki olduğunu kabul etmişler, ancak bruksizm ile implantın kendisinin başarısızlığı arasındaki ilişkiyi gösterememişlerdir. (7, 19)

Engel ve arkadaşları, oklüzal aşınmanın dental implantların kemik kaybı ve periotest değeri üzerindeki etkisini inceledikleri çalışmalarında, dental implantların çevresinde herhangi bir kemik kaybına rastlamamışlardır. (210, 260)

Podaropoulos ve arkadaşları, kontrollü progresif ortodontik yüklemeye tabi tutulan implantların etrafındaki peri-implant kemik reaksiyonunu histolojik ve histomorfometrik olarak değerlendirmiştir ve krestal kemik rezorbsiyonu yüklenen ve yüklenmeyen implantlar arasında farklılık göstermemiştir. (23)

Çelişkili kanıtlara rağmen, iki sonuç çıkarılmıştır. Birkaç araştırmada aşırı yüklemekten kaynaklanan ani kemik kaybı gösterilmiştir, ancak daha yeni hayvan çalışmalarının çoğu bu bulguları tekrarlamamıştır. Uygulanan kuvvet biyolojik eşiği aştığında bütünleşmiş bir implantın osseointegrasyonunun tamamen kaybı mümkün görünmektedir, ancak bu sınır şu anda bilinmemektedir ve kemik kalitesine ve muhtemelen inflamasyon seviyesine bağlıdır. (226, 239)

Puleo ve Nanci tarafından belirtildiği gibi, kemik biyomekanik yanıtının tam olarak anlaşılması için kemik-implant arayüzündeki olayların daha iyi araştırılması gerekmektedir. (26)

Sonlu eleman analizi ile yapılan çalışmaların sonucunda, kortikal kemikte, özellikle de implantların boyun bölgesinde daha fazla stres birikimi izlenmiş ve implantın boyun bölgesinde daha yüksek kemik rezorbsiyonu riski olduğu bildirilmiştir. (16, 214, 261, 262)

Çalışmamızda, her iki grupta da dikey yükleme altında maksimum asal gerilim değerleri implantların bukkal ve palatinal boyun bölgesinde, minimum asal gerilim değerleri ise bukkal boyun bölgesinde yoğunlaşmıştır. Oblik yükleme altında ise maksimum asal gerilim değerleri palatinal boyun bölgesinde, minimum asal gerilim değerleri ise bukkal boyun bölgesinde yoğunlaşmıştır. Dikey yükleme altında minimum asal gerilim değerlerine bakıldığında ise

spongeoz kemikte gruplar arasında belirgin fark gözlemlenmemiştir. Kortikal kemikte ise, Grup 2 implant modelinde Grup 1 implant modeline oranla daha yüksek kuvvet etkisi gözlemlenmiştir.

Sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında yıkıcı gerilim birikimlerinin oblik yükleme zamanı daha belirgin bir şekilde meydana geldiğinden, sonucu belirleyecek olan yükleme koşulunun oblik yükleme koşulu olduğu düşünülmektedir. (263)

Çalışmamızda, oblik kuvvetler altında oluşan maksimum asal gerilimlerin değerlendirilmesi sonucu Grup 2 implant modelinde, Grup 1 implant modeline oranla kortikal kemikte oluşan gerilim miktarı daha az iken, spongeoz kemikte daha yüksek gerilim miktarı gözlemlenmiştir. Oblik kuvvetler altında oluşan minimum asal gerilimlerin değerlendirilmesi sonucunda ise, spongeoz kemikte gruplar arası belirgin fark olmaması ile birlikte, kortikal kemikte Grup 2 implant modelinde Grup 1 modeline oranla daha yüksek kuvvet etkisi gözlemlenmiştir.

Dental implantlarla ilgili olarak, bruksizm aşırı yüklenmeye neden olabilir ve daha yüksek implant başarısızlığı riski, implant destekli restorasyonların teknik komplikasyonları ve başarısızlıkları, hatta implantların kırılması ile ilişkilendirilmiştir. Dolayısıyla, bruksizm hem implant başarısızlıklarının oranı hem de implant destekli restorasyonların mekanik ve teknik komplikasyonları ile ilişkilidir. (10, 210, 230, 232)

Manfredini ve arkadaşları, bruksizmin biyolojik komplikasyonlar için bir risk faktörü olmasının muhtemel olmadığını, ancak mekanik komplikasyonlar için bir risk faktörü olabileceği sonucuna varmışlardır. (14)

Dental implant kırığı nadirdir ancak en ciddi komplikasyonları oluşturur. Bir çalışmada, 4636 implant 15 yıl boyunca takip edilmiş ve toplam kırık oranı %5'in altında bulunmuştur. İmplant ve vida kırıklarının çoğu premolar ve molar bölgede meydana gelmiştir. Burada çiğneme ve lateral mandibular hareketler ile birlikte cusp eğimi istenmeyen kuvvetler oluşturmaktadır. Protetik restorasyonun, biyomekanik olarak aşırı yüklenmesi implant kırığının en yaygın nedeni olarak tanımlanmıştır. (7)

Rangert ve arkadaşları, çalışma grubunun %56'sında implant kırığının bruksizm ve aşırı oklüzal yüklerle birlikte görüldüğünü tespit etmiştir. Buna ek olarak, çalışmadaki tüm implant çaplarının 3,75 mm çapında olduğu belirtilmiştir. Ancak literatürde standart 4,1 mm çaplı solid vidalı implant kırığı ile ilgili bir rapor bulunmamaktadır. (7, 209)

Prager ve arkadaşları, bruksizm ile protez kırıkları arasında nedensel bir ilişki olduğunu kabul etmiş, ancak araştırmacılar bruksizm ile implantın kendisinin kaybı arasında bir bağlantı olduğunu kanıtlamamışlardır. (228)

Tosun ve arkadaşları, 368 hasta üzerinde retrospektif bir çalışma yürütmüş ve bruksizm sonucunda, implant ve abutment kırıkları, oklüzal yüzeyde hasar ve altın vidalarda gevşeme tespit etmişlerdir. (264)

Bruksizmde olduğu gibi ağır oklüzal yüklenme durumlarında, sadece restoratif materyalin kendisinin ve karşıt dentisyonun aşınma riskini değil, aynı zamanda uygulanan yüke dayanabilmek için üst yapının tüm bileşenlerinde yeterli dayanıklılık ihtiyacının da göz önünde bulundurulması gerektiğinden, durum çok karmaşık bir hal almaktadır. Protez malzemesi seçimi oldukça kısıtlıdır. Metal veya metal-seramik restorasyonlar aşırı yüklenme durumlarında en güvenli seçenek gibi görünse de aşırı yüklenme koşulları altında çok uzun süre dayanacak bir malzeme bulunmamaktadır. Son birkaç yılda, örneğin zirkonya gibi yeni seramikler, laboratuvar çalışmalarında gelişmiş mekanik özellikler göstermiştir ve bruksizmle ilişkili diş aşınmasının tedavisinde umut verici olabileceği bildirilmiştir. (10, 235)

Mar ve arkadaşları, 5 yıllık prospektif bir çalışma sonucunda monolitik zirkonya kronlar için %98 sağkalım oranı bildirmiştir. (240)

Melo ve arkadaşları, mevcut kanıtlara göre uyku bruksizmi ile seramik restorasyonlar için artan başarısızlık olasılığı arasında herhangi bir ilişki bulunmadığı sonucuna varmışlardır. (265)

Yakın tarihli çalışmalarda, araştırmacılar bruksizimli hastalarda diş ve implant destekli monolitik zirkonya restorasyonlarda küçük teknik komplikasyonlarla birlikte tüm restorasyonlar için genel ortalama yüksek sağkalım ve başarı oranı bildirmişlerdir. (266-268)

Kronun kırılma yükü testi yöntemine odaklanan çeşitli çalışmalar yapılmıştır. Tinschert ve arkadaşları, üç üniteli sabit bölümlü protezde zirkonyanın kırılma direncinin 2000 N'den yüksek olduğunu bildirirken, Sundh ve arkadaşları, zirkonyanın kırılma yükünün 2700 N ile 4100 N arasında olduğunu bildirmiştir. (269)

Juntavee ve arkadaşları, monolitik zirkonya kronların kırılma direncini diğer değişken faktörleri kontrol ederken marjin kalınlığına göre rapor etmiş ve 3211 ± 778 N değerine sahip olan 0,8 mm'lik marjine kıyasla, 1,2 mm'lik marjinde 4376 ± 1043 N'lik daha yüksek bir kırılma yükü değeri gösterilmiştir. (269)

Øilo ve arkadaşları ise, in vitro çalışmalarında monolitik zirkonya kronları için 1700 N ila 6000 N arasında değişen çok yüksek kırılma mukavemeti değerleri bildirmişlerdir. (270)

Zirkonya numunelerin analizleri, kalınlıklarının kırılma direncini etkilediğini göstermektedir. Çoğu implant destekli zirkon protez tasarımının, minimum 0,7 mm kalınlığa sahip olması gerektiği bildirilmiştir. (271)

Çalışmamızda, 1mm kalınlığa sahip monolitik zirkondan oluşturulan implant üstü protetik restorasyon modellerinde Grup 2 implant modelinde, Grup 1 implant modeline oranla daha az von Misses gerilme değeri gözlemlenmiştir.

Siman tipi fiksasyon, sabit parsiyel protezin abutment üzerine lanse edildiği ve bunun da implanta bağlandığı fiksasyondur. Tercihen porselenle kaynaşmış metal protezlerde tekli veya çoklu kronlarda uygulanır. Geliştirilmiş estetik ve oklüzal uyum avantajlarına sahiptir. Siman tipi fiksasyon ile protezlerin uyumu mükemmel hale gelir. Fakat, siman tipi fiksasyonlarda daha fazla komplikasyon görülmüştür. Vida tipi protezlerde direkt metal-metal bağlantısı vardır ve bu nedenle hataya yer yoktur. Günümüzde en çok tercih edilen fiksasyon yöntemi olarak kabul edilmektedir. (210)

Buna ek olarak, siman tipi fiksasyonlarda kullanılan fazla siman parçasının kalıcı bir enflamatuvar reaksiyona yol açan bir biyofilm tutma bölgesi sağlaması sonucu, periimplantitis açısından daha fazla risk altında olduğu bildirilmiştir. (136)

Protez tipi implant yükleme şeklini etkiler. Siman tutuculu implant restorasyonlarında oklüzal yüzey vida deliklerinden yoksundur ve aksiyel yükleme ihtiyacına yanıt veren bir oklüzyon geliştirilebilir. Bununla birlikte, vida tutuculu sabit protezler veya overdenture'lar, bükülme momentlerinde önemli bir artışa neden olan off-set yüklere maruz kalmaktadır. (209)

Lewis ve Klineberg tarafından yapılan bir çalışmada dental implantlarda vida tipi fiksasyonun başarı oranı %95,8 olarak bulunmuştur. (210)

Yakın zamanda yapılan bir sistematik derlemede, siman ve vida tutuculu protezler (tek kron, parsiyel protez veya tam protez) arasında sağkalım veya başarısızlık oranları açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır. (7)

Siman ve vida tutuculu implant restorasyonlarını karşılaştıran klinik çalışmalar, sonuçlarda herhangi bir fark olmadığını ortaya koymaktadır. Laboratuvar ve SEA çalışmalarından elde edilen kanıtlar, internal tip bağlantıya sahip implantların eksen dışı yükleme ile daha iyi gerilim dağılımı sergilediğini

göstermektedir. (211)

İmplant/abutment bağlantısı ile ilgili olarak, implantlar oyuktur, bu nedenle içi boş boru gövdelerin kırılma direnci dikkate alınmalıdır. Bu nedenle, bir implant gövdesinin iç açıklığındaki bir artış, implantın direncini azaltır. Böylece, mevcut en büyük iç çapa sahip dahili altıgen bağlantılı bir implant, aynı çaptaki harici altıgen implanta kıyasla %40 daha az dirençlidir. Bu, bruksizmi olan hastalarda dış altıgeni daha belirgin hale getirir. Bununla birlikte, klinik deneylerin henüz bruksizmi hastalarda Morse taper kullanımını dikkate almadığını vurgulamak önemlidir. (17, 272)

Abutmentlerin döngüsel mekanik yükleme öncesi kırılma dayanımı üç çalışmada değerlendirilmiştir. Bu çalışmalarda, abutmentlerin tümü titanyumdan yapılmıştır ve kırılma dayanımı 430 ± 59 N ile 1955 ± 18 N arasında değişmekte olan sonuçlar elde edilmiştir. (273-275)

Coray ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada ise, titanyum (508.9 ± 334.6 N) ve zirkonya abutmentlerin (698.6 ± 452.6 N) kırılma dayanımı döngüsel yükleme sonrasında anlamlı farklılık göstermemiştir. İnternal implant-abutment bağlantıları (774.0 ± 582.3 N) ise, eksternal implant-abutment bağlantılarına (481.2 ± 137.5 N) kıyasla döngüsel yükleme sonrasında anlamlı derecede daha yüksek kırılma dayanımı göstermiştir. Tüm abutment tiplerinin ortalama kırılma dayanımı, yükleme döngüsü sayısının 1.000.000 döngüyü aştığında önemli ölçüde azaldığı gösterilmiştir. (241)

Çalışmamızda hem oklüzal hem de oblik yükleme altında Grup 1 modelde abutment ve vida üzerinde oluşan von Misses gerilim değerleri, abutment içermeyen Grup 2 modelde vida üzerinde oluşan von Misses gerilim değerlerine oranla daha yüksek gözlemlenmiştir.

İlave olarak, çalışmamızın sonuçlarında kuvvetler sonucu oluşan total deformasyonlar değerlendirilirken, gruplar arasında kemikte, implantlarda ve bileşenlerinde ve monolitik zirkon üstyapılarda fark gözlemlenmemiştir.

Çalışmamızın bulgularına göre, yeni implant konsepti olan ve en büyük farkı abutment bileşenine sahip olmaması ile karakterize olan, TRI®-Bone Level Matrix implant geleneksel implantla karşılaştırılabilir sonuçlar göstermiştir. Çalışmada, oklüzal ve özellikle de yıkıcı kuvvetler diye adlandırdığımız lateral kuvvetler sonucu, kortikal kemikte oluşan gerilimleri geleneksel konseptte olan implanta oranla azaltmış ve daha çok spongeoz kemik üzerine dağıtmıştır. İlave olarak, protetik üstyapı üzerinde oluşan gerilimlerin de geleneksel konseptte oranla daha az olduğu izlenmiştir. Fakat, yeni konseptin abutment içermemesi,

implant vidasında geleneksel konsepte oranla, daha yüksek gerilim değeri izlenmesine sebep olmuştur. Titanyum vidalar üzerine yapılan daha önceki çalışmalarda yüksek kuvvetlere karşı dayanım izlenmiş olsa da bu durumun vida kırığı komplikasyonu ve buna bağlı implant başarısızlığı açısından değerlendirilmesi tavsiye edilmektedir.

Sonuç olarak, tez çalışmamızın sınırlamaları dahilinde, yeni sunulan abutment bileşensiz implant konsepti konvansiyonel implantlara göre brüksizm hastalarında tercih edilebilir bir alternatif olarak görülmektedir. Bulgularımızın bilimsel açıdan gerçek anlamda değerlendirilebilmesi için, daha fazla in vivo, in vitro ve özellikle klinik çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.



KAYNAKLAR

1. Lal SJ, Sankari A, Weber DK. Bruxism Management. StatPearls. Treasure Island (FL)2024.
2. Lavigne GJ, Khoury S, Abe S, Yamaguchi T, Raphael K. Bruxism physiology and pathology: an overview for clinicians. *J Oral Rehabil.* 2008;35(7):476-94.
3. Dadnam D, Dadnam C, Al-Saffar H. Pandemic bruxism. *Br Dent J.* 2021;230(5):271.
4. Shetty S, Pitti V, Satish Babu CL, Surendra Kumar GP, Deepthi BC. Bruxism: a literature review. *J Indian Prosthodont Soc.* 2010;10(3):141-8.
5. Melo G, Duarte J, Pauletto P, Porporatti AL, Stuginski-Barbosa J, Winocur E, et al. Bruxism: An umbrella review of systematic reviews. *J Oral Rehabil.* 2019;46(7):666-90.
6. Reddy SV, Kumar MP, Sravanthi D, Mohsin AH, Anuhya V. Bruxism: a literature review. *J Int Oral Health.* 2014;6(6):105-9.
7. Anitua E, Saracho J, Almeida GZ, Duran-Cantolla J, Alkhraisat MH. Frequency of Prosthetic Complications Related to Implant-Borne Prosthesis in a Sleep Disorder Unit. *J Oral Implantol.* 2017;43(1):19-23.
8. D K, Swaminathan A, Prasad D A. A REVIEW OF CURRENT CONCEPTS IN BRUXISM – DIAGNOSIS AND MANAGEMENT. *Journal of Health and Allied Sciences NU.* 2014;04:129-36.
9. Beddis H, Pemberton M, Davies S. Sleep bruxism: an overview for clinicians. *Br Dent J.* 2018;225(6):497-501.
10. Haggman-Henrikson B, Ali D, Aljamal M, Chrcanovic BR. Bruxism and dental implants: A systematic review and meta-analysis. *J Oral Rehabil.* 2024;51(1):202-17.
11. Chrcanovic BR, Albrektsson T, Wennerberg A. Bruxism and Dental Implants: A Meta-Analysis. *Implant Dent.* 2015;24(5):505-16.
12. Laskin DM, Greene CS, Hylander WL. Temporomandibular disorders: an evidence-based approach to diagnosis and treatment. 2006.
13. Song JY. Implant complications in bruxism patients. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg.* 2021;47(2):149-50.
14. Manfredini D, Poggio CE, Lobbezoo F. Is bruxism a risk factor for dental implants? A systematic review of the literature. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014;16(3):460-9.
15. Shemtov-Yona K, Rittel D. An overview of the mechanical integrity of dental implants. *BioMed research international.* 2015;2015.
16. Oliveros-López L-G, Castillo-de-Oyagüe R, Serrera-Figallo M-Á, Martínez-González Á-J, Pérez-Velasco A, Torres-Lagares D, et al. Bone loss in bruxist patients wearing dental implant prostheses: A finite element analysis. *Metals.* 2020;10(9):1132.
17. Sarmiento HR, Dantas RV, Pereira-Cenci T, Faot F. Elements of implant-supported rehabilitation planning in patients with bruxism. *J Craniofac Surg.* 2012;23(6):1905-9.
18. Stoichkov B, Kirov D. Analysis of the causes of dental implant fracture: A retrospective clinical study. *Quintessence Int.* 2018;49(4):279-86.

19. Komiyama O, Lobbezoo F, De Laat A, Iida T, Kitagawa T, Murakami H, et al. Clinical management of implant prostheses in patients with bruxism. *Int J Biomater.* 2012;2012:369063.
20. Yang Q, Guan X, Wang B, Zhang D, Bai J, Zhang X, et al. Implant survival rate and marginal bone loss with the all-on-4 immediate-loading strategy: A clinical retrospective study with 1 to 4 years of follow-up. *J Prosthet Dent.* 2023;130(6):849-57.
21. Bassir SH, El Kholy K, Chen CY, Lee KH, Intini G. Outcome of early dental implant placement versus other dental implant placement protocols: A systematic review and meta-analysis. *J Periodontol.* 2019;90(5):493-506.
22. Manea A, Bran S, Dinu C, Rotaru H, Barbur I, Crisan B, et al. Principles of biomechanics in oral implantology. *Med Pharm Rep.* 2019;92(Suppl No 3):S14-S9.
23. Bertolini MM, Del Bel Cury AA, Pizzoloto L, Acapa IRH, Shibli JA, Bordin D. Does traumatic occlusal forces lead to peri-implant bone loss? A systematic review. *Braz Oral Res.* 2019;33(suppl 1):e069.
24. Romanyk DL, Vafaeian B, Addison O, Adeeb S, editors. The use of finite element analysis in dentistry and orthodontics: Critical points for model development and interpreting results. *Seminars in Orthodontics*; 2020: Elsevier.
25. Trivedi S. Finite element analysis: A boon to dentistry. *J Oral Biol Craniofac Res.* 2014;4(3):200-3.
26. Falcinelli C, Valente F, Vasta M, Traini T. Finite element analysis in implant dentistry: State of the art and future directions. *Dent Mater.* 2023;39(6):539-56.
27. Lobbezoo F, Ahlberg J, Raphael KG, Wetselaar P, Glaros AG, Kato T, et al. International consensus on the assessment of bruxism: Report of a work in progress. *J Oral Rehabil.* 2018;45(11):837-44.
28. Lobbezoo F, Ahlberg J, Glaros AG, Kato T, Koyano K, Lavigne GJ, et al. Bruxism defined and graded: an international consensus. *J Oral Rehabil.* 2013;40(1):2-4.
29. Goldstein G, DeSantis L, Goodacre C. Bruxism: Best Evidence Consensus Statement. *J Prosthodont.* 2021;30(S1):91-101.
30. Bordoni B, Varacallo M. *Anatomy, Head and Neck, Temporomandibular Joint.* StatPearls. Treasure Island (FL)2024.
31. Okeson JP, Ckeson JP. *Management of temporomandibular disorders and occlusion*: Elsevier/Mosby St. Louis, MO; 2013.
32. Alomar X, Medrano J, Cabratosa J, Clavero JA, Lorente M, Serra I, et al. Anatomy of the temporomandibular joint. *Semin Ultrasound CT MR.* 2007;28(3):170-83.
33. Balaji S, Balaji PP. *Textbook of Oral & Maxillofacial Surgery-E Book*: Elsevier Health Sciences; 2018.
34. Shaffer SM, Brismee JM, Sizer PS, Courtney CA. Temporomandibular disorders. Part 1: anatomy and examination/diagnosis. *J Man Manip Ther.* 2014;22(1):2-12.
35. LA R. The structure and function of the mandibular joint. *Br Dent J.* 1954;96:125-33.
36. Benigno MI, Azeredo RA, Lemos JL, Konig Junior B, Liberti EA. The structure of the bilaminar zone in the human temporomandibular joint: a light and scanning electron microscopy study in young and elderly subjects. *J Oral Rehabil.* 2001;28(2):113-9.
37. Norton NS. *Netter's Head and Neck Anatomy for Dentistry E-Book*: Netter's Head and Neck Anatomy for Dentistry E-Book: Elsevier Health Sciences; 2016.

38. Arıncı K, Elhan A. *Anatomi ders kitabı. Güneş kitapevi, Ankara. 2001;58.*
39. Markowiak S, Wardęszkiewicz M, Jabłońska W, Kasprzak A, Świercz M, Truchta M, et al. Bruxism-a common problem in the adult population. *Journal of Education, Health and Sport. 2024;51:129-39.*
40. Cid-Verdejo R, Chavez Farias C, Martinez-Pozas O, Melendez Oliva E, Cuenca-Zaldivar JN, Ardizzone Garcia I, et al. Instrumental assessment of sleep bruxism: A systematic review and meta-analysis. *Sleep Med Rev. 2024;74:101906.*
41. Pigozzi LB, Rehm DDS, Fagundes SC, Pellizzer EP, Grossi ML. Current Methods of Bruxism Diagnosis: A Short Communication. *Int J Prosthodont. 2019;32(3):263-4.*
42. Lobbezoo F, van der Zaag J, van Selms MK, Hamburger HL, Naeije M. Principles for the management of bruxism. *J Oral Rehabil. 2008;35(7):509-23.*
43. Calic A, Peterlin B. Epigenetics and Bruxism: Possible Role of Epigenetics in the Etiology of Bruxism. *Int J Prosthodont. 2015;28(6):594-9.*
44. Manfredini D, Serra-Negra J, Carboncini F, Lobbezoo F. Current Concepts of Bruxism. *Int J Prosthodont. 2017;30(5):437-8.*
45. Murali RV, Rangarajan P, Mounissamy A. Bruxism: Conceptual discussion and review. *J Pharm Bioallied Sci. 2015;7(Suppl 1):S265-70.*
46. Viddyasagar Mopagar UK, Shantanu Choudhari, Vishwavijet Mopagar, Shridhar Shetty. BRUXISM: A CLINICAL REVIEW. *International Journal of Emerging Technologies and Innovative Research (www.jetir.org). 2022;9(3):f600-f6.*
47. Veiga N, Angelo T, Ribeiro O, Baptista A. Bruxism–literature review. *International journal of dentistry and oral health. 2015;15(5).*
48. Manfredini D, Poggio CE. Prosthodontic planning in patients with temporomandibular disorders and/or bruxism: A systematic review. *J Prosthet Dent. 2017;117(5):606-13.*
49. Manfredini D, Lobbezoo F. Relationship between bruxism and temporomandibular disorders: a systematic review of literature from 1998 to 2008. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2010;109(6):e26-50.*
50. Jimenez-Silva A, Pena-Duran C, Tobar-Reyes J, Frugone-Zambra R. Sleep and awake bruxism in adults and its relationship with temporomandibular disorders: A systematic review from 2003 to 2014. *Acta Odontol Scand. 2017;75(1):36-58.*
51. Garrett AR, Hawley JS. SSRI-associated bruxism: A systematic review of published case reports. *Neurol Clin Pract. 2018;8(2):135-41.*
52. Kuhn M, Turp JC. Risk factors for bruxism. *Swiss Dent J. 2018;128(2):118-24.*
53. Goldstein RE, Auclair Clark W. The clinical management of awake bruxism. *J Am Dent Assoc. 2017;148(6):387-91.*
54. Lobbezoo F, Ahlberg J, Verhoeff MC, Aarab G, Bracci A, Koutris M, et al. The bruxism screener (BruxScreen): Development, pilot testing and face validity. *J Oral Rehabil. 2024;51(1):59-66.*
55. Manfredini D, Ahlberg J, Aarab G, Bender S, Bracci A, Cistulli PA, et al. Standardised Tool for the Assessment of Bruxism. *J Oral Rehabil. 2024;51(1):29-58.*
56. Castrillon EE, Expoto FG. Sleep Bruxism and Pain. *Dent Clin North Am. 2018;62(4):657-63.*
57. Kanathila H, Pangi A, Poojary B, Doddamani M. Diagnosis and treatment of bruxism: Concepts from past to present. *Int J Appl Dent Sci. 2018;4(1):290-5.*
58. Ommerborn MA, Giraki M, Schneider C, Fuck LM, Zimmer S, Franz M, et al. Clinical significance of sleep bruxism on several occlusal and functional parameters. *Cranio. 2010;28(4):238-48.*

59. Takeuchi H, Ikeda T, Clark GT. A piezoelectric film-based intrasplint detection method for bruxism. *J Prosthet Dent*. 2001;86(2):195-202.
60. Shochat T, Gavish A, Arons E, Hadas N, Molotsky A, Lavie P, et al. Validation of the BiteStrip screener for sleep bruxism. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2007;104(3):e32-9.
61. Fluerasu M, Ciurte D, Nichimis A, Muntean C, Chisnoiu A, Antonela B, et al. Current developments in bruxism identification. *Balneo and PRM Research Journal*. 2023;14:639.
62. Di Silvio L, Jayakumar P. Cellular response to osteoinductive materials in orthopaedic surgery. *Cellular response to biomaterials: Elsevier*; 2009. p. 313-43.
63. Lobbezoo F, Visscher CM, Ahlberg J, Manfredini D. Bruxism and genetics: a review of the literature. *J Oral Rehabil*. 2014;41(9):709-14.
64. Demjaha G, Kapusevska B, Pejkovska-Shahpaska B. Bruxism Unconscious Oral Habit in Everyday Life. *Open Access Maced J Med Sci*. 2019;7(5):876-81.
65. Martynowicz H, Gac P, Brzecka A, Poreba R, Wojakowska A, Mazur G, et al. The Relationship between Sleep Bruxism and Obstructive Sleep Apnea Based on Polysomnographic Findings. *J Clin Med*. 2019;8(10).
66. Nota A, Pittari L, Paggi M, Abati S, Tecco S. Correlation between Bruxism and Gastroesophageal Reflux Disorder and Their Effects on Tooth Wear. A Systematic Review. *J Clin Med*. 2022;11(4).
67. Miyawaki S, Tanimoto Y, Araki Y, Katayama A, Fujii A, Takano-Yamamoto T. Association between nocturnal bruxism and gastroesophageal reflux. *Sleep*. 2003;26(7):888-92.
68. Raphael KG, Santiago V, Lobbezoo F. Is bruxism a disorder or a behaviour? Rethinking the international consensus on defining and grading of bruxism. *J Oral Rehabil*. 2016;43(10):791-8.
69. Manfredini D, Ahlberg J, Winocur E, Lobbezoo F. Management of sleep bruxism in adults: a qualitative systematic literature review. *J Oral Rehabil*. 2015;42(11):862-74.
70. Klasser GD, Rei N, Lavigne GJ. Sleep bruxism etiology: the evolution of a changing paradigm. *J Can Dent Assoc*. 2015;81:f2.
71. Guaita M, Hogl B. Current Treatments of Bruxism. *Curr Treat Options Neurol*. 2016;18(2):10.
72. Eren S, Kocaelli H, Tamam C, Kasapoğlu Ç. Bruxism and Current Treatment Approaches. *Arşiv Kaynak Tarama Dergisi*. 2016;25:241.
73. Wang LF, Long H, Deng M, Xu H, Fang J, Fan Y, et al. Biofeedback treatment for sleep bruxism: a systematic review. *Sleep Breath*. 2014;18(2):235-42.
74. Jokubauskas L, Baltrušaitytė A. Efficacy of biofeedback therapy on sleep bruxism: A systematic review and meta-analysis. *J Oral Rehabil*. 2018;45(6):485-95.
75. Jokubauskas L, Baltrušaitytė A. Relationship between obstructive sleep apnoea syndrome and sleep bruxism: a systematic review. *Journal of oral rehabilitation*. 2017;44(2):144-53.
76. Santos Miotto Amorim C, Firsoff EF, Vieira GF, Costa JR, Marques AP. Effectiveness of two physical therapy interventions, relative to dental treatment in individuals with bruxism: study protocol of a randomized clinical trial. *Trials*. 2014;15:8.
77. Ayhan M, KOCAELLİ H. The Effects of Corona Stimulation on the Osseointegration of Dental Implants: An Experimental Study. *Medical Records*. 6(1):1-7.

78. Kocaelli H. Korona stimülasyonunun ağız cerrahisi girişimlerinde iyileşme sürecinin etkisinin deneysel araştırılması: Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 88s; 2000.
79. Jardini RS, Ruiz LS, Moysés MA. Electromyographic analysis of the masseter and buccinator muscles with the pro-fono facial exerciser use in bruxers. *CRANIO®*. 2006;24(1):29-37.
80. Gouw S, de Wijer A, Kalaykova SI, Creugers NHJ. Masticatory muscle stretching for the management of sleep bruxism: A randomised controlled trial. *J Oral Rehabil*. 2018;45(10):770-6.
81. Macedo CR, Macedo EC, Torloni MR, Silva AB, Prado GF. Pharmacotherapy for sleep bruxism. *Cochrane Database Syst Rev*. 2014;2014(10):CD005578.
82. Baig MA, Bacha D. Histology, Bone. *StatPearls*. Treasure Island (FL)2024.
83. Michael M. Peterson's Principles of Oral and Maxillofacial Surgery Fourth Edition/Michael Miloro: Springer Nature Switzerland AG; 2022.
84. Hart NH, Newton RU, Tan J, Rantalainen T, Chivers P, Siafarikas A, et al. Biological basis of bone strength: anatomy, physiology and measurement. *Journal of musculoskeletal & neuronal interactions*. 2020;20(3):347.
85. Nahian A, Chauhan PR. Histology, Periosteum And Endosteum. *StatPearls*. Treasure Island (FL)2024.
86. Clarke B. Normal bone anatomy and physiology. *Clinical journal of the American Society of Nephrology*. 2008;3(Supplement_3):S131-S9.
87. Buck DW, Dumanian GA. Bone biology and physiology: Part I. The fundamentals. *Plastic and reconstructive surgery*. 2012;129(6):1314-20.
88. Langdon JD, Patel MF, Ord R, Brennan PA. Operative oral and maxillofacial surgery: CRC Press; 2017.
89. Datta HK, Ng WF, Walker JA, Tuck SP, Varanasi SS. The cell biology of bone metabolism. *J Clin Pathol*. 2008;61(5):577-87.
90. Sonick M, Hwang D. Implant site development: John Wiley & Sons; 2011.
91. El Sayed SA, Nezwiek TA, Varacallo M. Physiology, Bone. *StatPearls*. Treasure Island (FL)2024.
92. Monstaporn M, Rungsiyakull C, Jia-mahasap W, Pleumsamran N, Mahrous A, Rungsiyakull P. Effects of bone types on bone remodeling of a dental implant: a review of the literature. *Chiang Mai Dental Journal (CMDJ)*. 2021;42(2):14-7.
93. Resnik R. Misch's Contemporary Implant Dentistry E-Book: Misch's Contemporary Implant Dentistry E-Book: Elsevier Health Sciences; 2020.
94. Singh AV. Clinical Implantology: Elsevier India; 2019.
95. Pabst AM, Walter C, Ehbauer S, Zwiener I, Ziebart T, Al-Nawas B, et al. Analysis of implant-failure predictors in the posterior maxilla: a retrospective study of 1395 implants. *J Craniomaxillofac Surg*. 2015;43(3):414-20.
96. Karacayli U, Dikicier E, Dikicier S. Dental implant placement in inadequate posterior maxilla. *Current Concepts in Dental Implantology Rijeka, Croatia: InTech*. 2015:105-25.
97. Dolanmaz D, Senel FC, Pektas ZÖ. Dental implants in posterior maxilla: diagnostic and treatment aspects. *Hindawi*; 2012.
98. Albrektsson T, Johansson C. Osteoinduction, osteoconduction and osseointegration. *European spine journal*. 2001;10(Suppl 2):S96-S101.
99. Weber FE. Reconsidering Osteoconduction in the Era of Additive Manufacturing. *Tissue Eng Part B Rev*. 2019;25(5):375-86.

100. Puleo DA, Thomas MV. Implant surfaces. *Dent Clin North Am*. 2006;50(3):323-38, v.
101. Saini M, Singh Y, Arora P, Arora V, Jain K. Implant biomaterials: A comprehensive review. *World Journal of Clinical Cases: WJCC*. 2015;3(1):52.
102. Fain DW. Introduction to implant dentistry: a student guide. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2017;75(2):1-100.
103. Guillaume B. Dental implants: A review. *Morphologie*. 2016;100(331):189-98.
104. Kligman S, Ren Z, Chung CH, Perillo MA, Chang YC, Koo H, et al. The Impact of Dental Implant Surface Modifications on Osseointegration and Biofilm Formation. *J Clin Med*. 2021;10(8).
105. Linkow LI, Winkler S, Shulman M, Dal Carlo L, Pasqualini ME, Rossi F, et al. A New Look at the Blade Implant. *J Oral Implantol*. 2016;42(4):373-80.
106. Linkow L. The endosseous blade vent. *Newsletter American Academy of Implant Dentistry*. 1969;18(2):15-24.
107. Neugebauer J, Nickenig H-J, Zöller JE, Bolz W, Bowen A, Deporter D, et al. Guideline 2016 Update on short, angulated and diameter-reduced implants. *Eur Assoc Dent Implantol*. 2016.
108. Cullum DR, Deporter D. *Minimally Invasive Dental Implant Surgery*: John Wiley & Sons; 2015.
109. Dantas TA, Vaz P, Samuel FS. Subperiosteal dental implants: past or future? a critical review on clinical trials/case reports and future directions. *Journal of Dental Implants*. 2023;13(1):35-48.
110. Block MS. Dental Implants: The Last 100 Years. *J Oral Maxillofac Surg*. 2018;76(1):11-26.
111. Chrcanovic BR, Albrektsson T, Wennerberg A. Survival and Complications of Zygomatic Implants: An Updated Systematic Review. *J Oral Maxillofac Surg*. 2016;74(10):1949-64.
112. Diker N, Alkan A. *İmplantoloji Akıl Notları*. 2020.
113. Najeeb S, Mali M, Syed AUY, Zafar MS, Khurshid Z, Alwadaani A, et al. Dental implants materials and surface treatments. *Advanced dental biomaterials: Elsevier*; 2019. p. 581-98.
114. Drago C. *Implant restorations: A step-by-step guide*: John Wiley & Sons; 2020.
115. Oza U, Parikh H, Duseja S, Agrawal C. Dental implant biomaterials: a comprehensive review. *Int J Dent Res*. 2020;5:87-92.
116. Lemons JE. Dental implant biomaterials. *Journal of the American Dental Association* (1939). 1990;121(6):716-9.
117. Amarnath G, Muddugangadhar B, Tripathi S, Dikshit S, MS D. Biomaterials for dental implants: An overview. *International Journal of Oral Implantology & Clinical Research*. 2011;2(1):13-24.
118. Guglielmotti MB, Olmedo DG, Cabrini RL. Research on implants and osseointegration. *Periodontology 2000*. 2019;79(1):178-89.
119. Laumbacher H, Strasser T, Knüttel H, Rosentritt M. Long-term clinical performance and complications of zirconia-based tooth- and implant-supported fixed prosthodontic restorations: A summary of systematic reviews. *J Dent*. 2021;111:103723.
120. Pjetursson BE, Valente NA, Strasding M, Zwahlen M, Liu S, Sailer I. A systematic review of the survival and complication rates of zirconia-ceramic and metal-ceramic single crowns. *Clin Oral Implants Res*. 2018;29 Suppl 16:199-214.
121. Zhang Y, Lawn BR. Evaluating dental zirconia. *Dent Mater*. 2019;35(1):15-23.

122. Chen YW, Moussi J, Drury JL, Wataha JC. Zirconia in biomedical applications. *Expert Rev Med Devices*. 2016;13(10):945-63.
123. Williams D. Polyetheretherketone for long-term implantable devices. *Medical device technology*. 2008;19:8, 10-1.
124. Shrivastava SP, Dable R, Raj APN, Mutneja P, Srivastava SB, Haque M. Comparison of Mechanical Properties of PEEK and PMMA: An In Vitro Study. *J Contemp Dent Pract*. 2021;22(2):179-83.
125. Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *Journal of prosthodontic research*. 2016;60(1):12-9.
126. Michalakakis KX, Calvani PL, Muftu S, Pissiotis A, Hirayama H. The effect of different implant-abutment connections on screw joint stability. *J Oral Implantol*. 2014;40(2):146-52.
127. Rong M, Lu H, Wan L, Zhang X, Lin X, Li S, et al. Comparison of early osseointegration between laser-treated/acid-etched and sandblasted/acid-etched titanium implant surfaces. *J Mater Sci Mater Med*. 2018;29(4):43.
128. Buser D, Wismeijer D, Belser UC. *Implant Placement in Post-Extraction Sites: Treatment Options*: Quintessenz Verlag; 2019.
129. Hammerle CH, Chen ST, Wilson TG, Jr. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding the placement of implants in extraction sockets. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19 Suppl:26-8.
130. Tonetti MS, Jung RE, Avila-Ortiz G, Blanco J, Cosyn J, Fickl S, et al. Management of the extraction socket and timing of implant placement: Consensus report and clinical recommendations of group 3 of the XV European Workshop in Periodontology. *J Clin Periodontol*. 2019;46 Suppl 21:183-94.
131. Canellas J, Medeiros PJD, Figueredo C, Fischer RG, Ritto FG. Which is the best choice after tooth extraction, immediate implant placement or delayed placement with alveolar ridge preservation? A systematic review and meta-analysis. *J Craniomaxillofac Surg*. 2019;47(11):1793-802.
132. Donos N, Asche NV, Akbar AN, Francisco H, Gonzales O, Gotfredsen K, et al. Impact of timing of dental implant placement and loading: Summary and consensus statements of group 1-The 6th EAO Consensus Conference 2021. *Clin Oral Implants Res*. 2021;32 Suppl 21:85-92.
133. Bedrossian E. *Implant treatment planning for the edentulous patient: a graftless approach to immediate loading*: Elsevier Health Sciences; 2010.
134. Alghamdi A, Al-Motari K, Sundar C, Jansen JA, Alghamdi H. *Dental implants treatment: Clinical indications*. *Dental Implants and Bone Grafts*: Elsevier; 2020. p. 23-42.
135. Greenstein G, Cavallaro J. Failed dental implants: diagnosis, removal and survival of reimplantations. *J Am Dent Assoc*. 2014;145(8):835-42.
136. Gruber R, Bosshardt DD. *Dental implantology and implants-tissue interface*. *Stem Cell Biology and Tissue Engineering in Dental Sciences*: Elsevier; 2015. p. 735-47.
137. Chrcanovic BR, Albrektsson T, Wennerberg A. Reasons for failures of oral implants. *J Oral Rehabil*. 2014;41(6):443-76.
138. Manor Y, Oubaid S, Mardinger O, Chaushu G, Nissan J. Characteristics of early versus late implant failure: a retrospective study. *J Oral Maxillofac Surg*. 2009;67(12):2649-52.

139. Tonetti MS, Schmid J. Pathogenesis of implant failures. *Periodontol* 2000. 1994;4:127-38.
140. Mouhyi J, Dohan Ehrenfest DM, Albrektsson T. The peri-implantitis: implant surfaces, microstructure, and physicochemical aspects. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012;14(2):170-83.
141. Chee W, Jivraj S. Failures in implant dentistry. *Br Dent J*. 2007;202(3):123-9.
142. Verri FR, Batista VE, Santiago JF, Jr., Almeida DA, Pellizzer EP. Effect of crown-to-implant ratio on peri-implant stress: a finite element analysis. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2014;45:234-40.
143. De Stefano M, Aliberti SM, Ruggiero A. (Bio) tribocorrosion in dental implants: principles and techniques of investigation. *Applied Sciences*. 2022;12(15):7421.
144. Kullar AS, Miller CS. Are There Contraindications for Placing Dental Implants? *Dent Clin North Am*. 2019;63(3):345-62.
145. Heller H, Sreter D, Arieli A, Beitlitum I, Pilo R, Levartovsky S. Survival and success rates of monolithic zirconia restorations supported by teeth and implants in bruxer versus non-bruxer patients: a retrospective study. *Materials*. 2022;15(3):833.
146. Tajti P, Solyom E, Czumbel LM, Szabo B, Fazekas R, Nemeth O, et al. Monolithic zirconia as a valid alternative to metal-ceramic for implant-supported single crowns in the posterior region: A systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *J Prosthet Dent*. 2023.
147. Leitao C, Fernandes GVO, Azevedo LPP, Araujo FM, Donato H, Correia ARM. Clinical performance of monolithic CAD/CAM tooth-supported zirconia restorations: systematic review and meta-analysis. *J Prosthodont Res*. 2022;66(3):374-84.
148. Schenk RK, Buser D. Osseointegration: a reality. *Periodontology* 2000. 1998;17(1):22-35.
149. Pandey C, Rokaya D, Bhattarai BP. Contemporary concepts in osseointegration of dental implants: a review. *BioMed research international*. 2022;2022.
150. Barfeie A, Wilson J, Rees J. Implant surface characteristics and their effect on osseointegration. *Br Dent J*. 2015;218(5):E9.
151. Parithimarkalaignan S, Padmanabhan T. Osseointegration: an update. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2013;13(1):2-6.
152. Bafijari D, Benedetti A, Stamatovski A, Baftijari F, Susak Z, Veljanovski D. Influence of Resonance Frequency Analysis (RFA) Measurements for Successful Osseointegration of Dental Implants During the Healing Period and Its Impact on Implant Assessed by Osstell Mentor Device. *Open Access Maced J Med Sci*. 2019;7(23):4110-5.
153. Atsumi M, Park S-H, Wang H-L. Methods used to assess implant stability: Current status. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2007;22:743-54.
154. Di Stefano DA, Arosio P, Cappare P, Barbon S, Gherlone EF. Stability of Dental Implants and Thickness of Cortical Bone: Clinical Research and Future Perspectives. A Systematic Review. *Materials (Basel)*. 2021;14(23).
155. Assuncao WG, Barao VA, Tabata LF, Gomes EA, Delben JA, dos Santos PH. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *J Craniofac Surg*. 2009;20(4):1173-7.
156. Holzapfel GA, Gasser TC. Computational stress-deformation analysis of arterial walls including high-pressure response. *Int J Cardiol*. 2007;116(1):78-85.
157. Moaveni S. Finite element analysis theory and application with ANSYS, 3/e: Pearson Education India; 2011.

158. Nicholson DW. Finite Element Analysis: Thermomechanics of Solids: CRC Press; 2008.
159. Pesqueira AA, Goiato MC, Filho HG, Monteiro DR, Santos DM, Haddad MF, et al. Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *J Oral Implantol*. 2014;40(2):217-28.
160. Eskitaşçıoğlu G, Elemanlar YBDHS. Stres Analiz Yöntemi. *AÜ Diş Hek Fak Derg*. 1995;22:201-5.
161. Haraldson T. A photoelastic study of some biomechanical factors affecting the anchorage of osseointegrated implants in the jaw. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery*. 1980;14(3):209-14.
162. Goiato MC, Tonella BP, do Prado Ribeiro P, Ferrão R, Pellizzer EP. Methods used for assessing stresses in buccomaxillary prostheses: photoelasticity, finite element technique, and extensometry. *Journal of Craniofacial Surgery*. 2009;20(2):561-4.
163. Fernandes CP, Glantz P-OJ, Svensson SA, Bergmark A. Reflection photoelasticity: a new method for studies of clinical mechanics in prosthetic dentistry. *Dental Materials*. 2003;19(2):106-17.
164. Mahler DB, Peyton FA. Photoelasticity as a research technique for analyzing stresses in dental structures. *J Dent Res*. 1955;34(6):831-8.
165. Pellizzer EP, Carli RI, Falcon-Antenucci RM, Verri FR, Goiato MC, Villa LM. Photoelastic analysis of stress distribution with different implant systems. *J Oral Implantol*. 2014;40(2):117-22.
166. Marin-Miranda M, Wintergerst AM, Moreno-Vargas YA, Juarez-Lopez MLA, Tavera-Ruiz C. Photoelasticity for Stress Concentration Analysis in Dentistry and Medicine. *Materials (Basel)*. 2022;15(19).
167. Darbar UR, Huggett R, Harrison A. Stress analysis techniques in complete dentures. *J Dent*. 1994;22(5):259-64.
168. Akca K, Cehreli MC, Iplikcioglu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int J Prosthodont*. 2002;15(2):115-21.
169. Karl M, Dickinson A, Holst S, Holst A. Biomechanical methods applied in dentistry: a comparative overview of photoelastic examinations, strain gauge measurements, finite element analysis and three-dimensional deformation analysis. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2009;17(2):50-7.
170. Rockey K. Stress Analysis Using the Brittle Lacquer Process. *Transactions*. 1951;63(1).
171. Zdero R, Brzozowski P, Schemitsch EH. Biomechanical stress analysis using thermography: A review. *J Biomech*. 2023;160:111822.
172. Vanderby R, Jr., Kohles SS. Thermographic stress analysis in cortical bone. *J Biomech Eng*. 1991;113(4):418-22.
173. Petrov V, Pogoda A, Sementin V, Sevryugin A, Shalymov E, Venediktov D, et al. Advances in digital holographic interferometry. *Journal of Imaging*. 2022;8(7):196.
174. Ovrzyn B. Holographic interferometry. *Crit Rev Biomed Eng*. 1989;16(4):269-322.
175. Campos TN, Adachi LK, Chorres JE, Campos AC, Muramatsu M, Gioso MA. Holographic interferometry method for assessment of static load stress distribution in dog mandible. *Braz Dent J*. 2006;17(4):279-84.
176. Georges M. Holographic interferometry: from history to modern applications. *Optical Holography*: Elsevier; 2020. p. 121-63.

177. Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R. Stress analysis of porous rooted dental implants. *Journal of dental research*. 1976;55(5):772-7.
178. Moratal D. Finite element analysis: From biomedical applications to industrial developments: BoD–Books on Demand; 2012.
179. Shivakumar S, Kudagi VS, Talwade P. Applications of finite element analysis in dentistry: A review. *Journal of International Oral Health*. 2021;13(5):415-22.
180. Geng J-P, Tan KB, Liu G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2001;85(6):585-98.
181. Asaro R, Lubarda V. *Mechanics of solids and materials*: Cambridge University Press; 2006.
182. Tosun Y. Sabit Ortodontik Apareylerin Biomekanik Prensipleri, İzmir. Birinci Baskı İzmir: Ege Üniversitesi Basımevi. 1999.
183. Marghitu DB, Crocker MJ. *Analytical elements of mechanisms*: Cambridge University Press; 2001.
184. Şahin MK. Dört farklı cam fiber postun in vitro bükülme dirençlerinin ve sonlu elemanlar metodu ile stres dağılımlarının analizi. 2008.
185. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection*: Quintessence Chicago; 2002.
186. McCabe JF. *Diş Hekimliği Maddeler Bilgisi*. Baskı İstanbul: İÜ Basımevi ve Film Merkezi. 1999.
187. Craig R, Power J. *Restorative Dental Materials*, 11th Editon. St Loius: CV Mosby. 2002:281.
188. İnan M. Cisimlerin mukavemeti,(6. baskı)!. İstanbul: İTÜ Vakfı Yayın No: 25, 12. 1988;342.
189. Ebrahimi F. Finite element analysis: new trends and developments: BoD–Books on Demand; 2012.
190. Gümüş H. Üç farklı dental implant yiv tasarımının ve iki farklı dental implant çapının değişik yoğunluktaki kemik üzerinde oluşturdıkları streslerin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile karşılaştırılması. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Ankara: Hacettepe Üniversitesi. 2007.
191. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The transfer of occlusal forces through the maxillary molars: a finite element study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2003;123(4):367-73.
192. Keskin C. Farklı Yöntemlerle Kanin Distalizasyonu Biomekaniğinin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Gerilme Analizi Yöntemi İle İncelenmesi: Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 1996.
193. Wittmann F, Roelfstra P. Total deformation of loaded drying concrete. *Cement and Concrete Research*. 1980;10(5):601-10.
194. Balwant K, Parminder K, Ankush K. Analysis of deformation of RC beam with addition of fly ash: a finite element based modeling. *Int Res J Eng Technol*. 2020.
195. Günay D. Mühendisler için sonlu elemanlar metodunun temelleri. Sakarya Üniversitesi; 1993.
196. Fisher FE. STRESS ANALYSIS. *Mechanical Engineers' Handbook*, Volume 1: Materials and Engineering Mechanics. 2015;1:555.
197. Ülgen M. Ortodontik tedavi prensipleri. 1993.
198. Toms SR, Dakin GJ, Lemons JE, Eberhardt AW. Quasi-linear viscoelastic behavior of the human periodontal ligament. *Journal of biomechanics*. 2002;35(10):1411-5.

199. Eraslan O. Farklı okluzyon tiplerinin temporomandibuler eklem üzerinde oluşturdıkları fonksiyonel streslerin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi: Doktora tezi. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2004.
200. Shaw A, Sameshima G, Vu H. Mechanical stress generated by orthodontic forces on apical root cementum: a finite element model. *Orthodontics & craniofacial research*. 2004;7(2):98-107.
201. Hughes TJ. The finite element method: linear static and dynamic finite element analysis: Courier Corporation; 2012.
202. Toms SR, Lemons JE, Bartolucci AA, Eberhardt AW. Nonlinear stress-strain behavior of periodontal ligament under orthodontic loading. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2002;122(2):174-9.
203. Provatidis CG. A comparative FEM-study of tooth mobility using isotropic and anisotropic models of the periodontal ligament. *Medical Engineering & Physics*. 2000;22(5):359-70.
204. Paulsen F, Waschke J. Sobotta Atlas of Anatomy, Vol. 3, English/Latin: Head, Neck and Neuroanatomy: Elsevier Health Sciences; 2023.
205. Sezer T, Kilic K, Esim E. Effect of Implant Diameter and Bruxism on Biomechanical Performance in Maxillary All-on-4 Treatment: A 3D Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2022;37(4):709-21.
206. Chen J. [Application of digital technique in shaping of emergence profile for prostheses supported by dental implant]. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*. 2022;57(4):334-9.
207. Stefanelli LV, Franchina A, Pagliarulo M, Burgess D, Patil S, Bhandi S, et al. Management of a Complex Case during COVID-19 Time Using One-day Digital Dentistry: A Case Report. *J Contemp Dent Pract*. 2020;21(11):1284-92.
208. Bohner L, Hanisch M. New Treatment Concepts in Implantology-The Role of Digital Innovations for an Individualized Dental Implant Rehabilitation. *J Clin Med*. 2022;11(19).
209. Sahin S, Cehreli MC, Yalcin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses--a review. *J Dent*. 2002;30(7-8):271-82.
210. Chitumalla R, Halini Kumari KV, Mohapatra A, Parihar AS, Anand KS, Katragadda P. Assessment of Survival Rate of Dental Implants in Patients with Bruxism: A 5-year Retrospective Study. *Contemp Clin Dent*. 2018;9(Suppl 2):S278-S82.
211. Borcic J, Braut A. Finite element analysis in dental medicine. *Finite Element Analysis: New Trends and Developments*. 2012;10:1.
212. TORCATO LB, ZUIM PRJ, BRANDINI DA, FALCÓN-ANTENUCCI RM. Relação entre bruxismo e próteses sobre implantes. *RGO-Revista Gaúcha de Odontologia*. 2014;62:371-6.
213. Yemini BC, Mahendra J, Nasina J, Mahendra L, Shivasubramanian L, Perika SB. Evaluation of Maximum Principal Stress, Von Mises Stress, and Deformation on Surrounding Mandibular Bone During Insertion of an Implant: A Three-Dimensional Finite Element Study. *Cureus*. 2020;12(7):e9430.
214. Piccioni MAR, Campos EA, Saad JRC, de Andrade MF, Galvão MR, Abi Rached A. Application of the finite element method in dentistry. *RSBO Revista Sul-Brasileira de Odontologia*. 2013;10(4):369-77.
215. Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1998;13(1).

216. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating Parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *Journal of Oral Implantology*. 1998;24(2):80-8.
217. Kayabaşı O, Yüzbaşıoğlu E, Erzincanlı F. Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. *Advances in engineering software*. 2006;37(10):649-58.
218. Meira JB, Jikihara AN, Capetillo P, Roscoe MG, Cattaneo PM, Ballester RY. Finite element analysis in dentistry. *Dental biomaterials: World Scientific*; 2019. p. 67-89.
219. Zhou X, Zhao Z, Zhao M, Fan Y. [The boundary design of mandibular model by means of the three-dimensional finite element method]. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*. 1999;17(1):29-32.
220. Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Gilat A. Use of an axisymmetric finite element method to compare maxillary bone variables for a loaded implant. *Journal of Prosthodontics*. 1993;2(3):183-9.
221. Marcián P, Wolff J, Horácková L, Kaiser J, Zikmund T, Borák L. Micro finite element analysis of dental implants under different loading conditions. *Computers in biology and medicine*. 2018;96:157-65.
222. Marcian P, Borak L, Valasek J, Kaiser J, Florian Z, Wolff J. Finite element analysis of dental implant loading on atrophic and non-atrophic cancellous and cortical mandibular bone - a feasibility study. *J Biomech*. 2014;47(16):3830-6.
223. Skinner HB, Kilgus DJ, Keyak J, Shimaoka EE, Kim AS, Tipton JS. Correlation of computed finite element stresses to bone density after remodeling around cementless femoral implants. *Clin Orthop Relat Res*. 1994(305):178-89.
224. Truhlar RS, Morris HF, Ochi S, Winkler S. Second-stage failures related to bone quality in patients receiving endosseous dental implants: DICRG Interim Report No. 7. Dental Implant Clinical Research Group. *Implant Dent*. 1994;3(4):252-5.
225. Okumura N, Stegaroiu R, Kitamura E, Kurokawa K, Nomura S. Influence of maxillary cortical bone thickness, implant design and implant diameter on stress around implants: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthodont Res*. 2010;54(3):133-42.
226. Bandela V, Kanaparthi S. Finite element analysis and its applications in dentistry. *Finite Element Methods and Their Applications*. 2020:316.
227. Benzing UR, Gall H, Weber H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995;10(2):188-98.
228. Hasan AS, Jalil LH, Saleh TM, Jumaah AA, Abdulkafi AQ. Study complications associated with dental implants in patients with bruxism. *Journal of Population Therapeutics and Clinical Pharmacology*. 2023;30(1):268-75.
229. Shalev-Antsel T, Winocur-Arias O, Friedman-Rubin P, Naim G, Keren L, Eli I, et al. The continuous adverse impact of COVID-19 on temporomandibular disorders and bruxism: comparison of pre- during- and post-pandemic time periods. *BMC Oral Health*. 2023;23(1):716.
230. Durrani F. Implant for Posterior Molar with Parafunctional Habit; Cautious Approach. *International Journal*. 2015;3(4):107-10.
231. Zhou Y, Gao J, Luo L, Wang Y. Does Bruxism Contribute to Dental Implant Failure? A Systematic Review and Meta-Analysis. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2016;18(2):410-20.

232. Chrcanovic BR, Kisch J, Albrektsson T, Wennerberg A. Bruxism and dental implant failures: a multilevel mixed effects parametric survival analysis approach. *J Oral Rehabil.* 2016;43(11):813-23.
233. Do TA, Le HS, Shen YW, Huang HL, Fuh LJ. Risk Factors related to Late Failure of Dental Implant-A Systematic Review of Recent Studies. *Int J Environ Res Public Health.* 2020;17(11).
234. Mohapatra A, Choudhury G, Choudhury, Panda S, Dhar U. Current Concept of Bruxism and its Treatment Options. *Indian Journal of Forensic Medicine & Toxicology.* 2021;14:8221.
235. Pelivan I, Rebrina M, Vuletić M. Correlation Between Bruxism And Dental Implant Failure-Review. *Research Journal of Pharmaceutical, Biological and Chemical Sciences.* 2019;10:533-7.
236. Raadsheer MC, van Eijden TM, van Ginkel FC, Prahl-Andersen B. Contribution of jaw muscle size and craniofacial morphology to human bite force magnitude. *J Dent Res.* 1999;78(1):31-42.
237. Calderon Pdos S, Kogawa EM, Lauris JR, Conti PC. The influence of gender and bruxism on the human maximum bite force. *J Appl Oral Sci.* 2006;14(6):448-53.
238. Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK. Limits of human bite strength. *J Prosthet Dent.* 1986;56(2):226-9.
239. Sadowsky SJ. Occlusal overload with dental implants: a review. *Int J Implant Dent.* 2019;5(1):29.
240. Lovera-Prado K, Vanaclocha V, Atienza CM, Vanaclocha A, Jorda-Gomez P, Saiz-Sapena N, et al. Barbed Dental Ti6Al4V Alloy Screw: Design and Bench Testing. *Materials (Basel).* 2023;16(6).
241. Coray R, Zeltner M, Ozcan M. Fracture strength of implant abutments after fatigue testing: A systematic review and a meta-analysis. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016;62:333-46.
242. Jansen van Vuuren L, Broadbent JM, Duncan WJ, Waddell JN. Maximum voluntary bite force, occlusal contact points and associated stresses on posterior teeth. *Journal of the Royal Society of new Zealand.* 2020;50(1):132-43.
243. Nishigawa K, Bando E, Nakano M. Quantitative study of bite force during sleep associated bruxism. *J Oral Rehabil.* 2001;28(5):485-91.
244. Turker N, Buyukkaplan US, Sadowsky SJ, Ozarslan MM. Finite Element Stress Analysis of Applied Forces to Implants and Supporting Tissues Using the "All-on-Four" Concept with Different Occlusal Schemes. *J Prosthodont.* 2019;28(2):185-94.
245. Guven S, Beydemir K, Dundar S, Eratilla V. Evaluation of stress distributions in peri-implant and periodontal bone tissues in 3- and 5-unit tooth and implant-supported fixed zirconia restorations by finite elements analysis. *Eur J Dent.* 2015;9(3):329-39.
246. Lobbezoo F, Brouwers JE, Cune MS, Naeije M. Dental implants in patients with bruxing habits. *J Oral Rehabil.* 2006;33(2):152-9.
247. Papi P, Di Carlo S, Mencio F, Rosella D, De Angelis F, Pompa G. Dental Implants Placed in Patients with Mechanical Risk Factors: A Long-term Follow-up Retrospective Study. *J Int Soc Prev Community Dent.* 2017;7(Suppl 1):S48-S51.
248. Yokoyama S, Wakabayashi N, Shiota M, Ohyama T. The influence of implant location and length on stress distribution for three-unit implant-supported posterior cantilever fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 2004;91(3):234-40.
249. Lee JH, Frias V, Lee KW, Wright RF. Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *J Prosthet Dent.* 2005;94(4):377-81.

250. Anitua E, Larrazabal Saez de Ibarra N, Morales Martin I, Saracho Rotaecche L. Influence of Dental Implant Diameter and Bone Quality on the Biomechanics of Single-Crown Restoration. A Finite Element Analysis. *Dent J (Basel)*. 2021;9(9).
251. Baggi L, Cappelloni I, Maceri F, Vairo G. Stress-based performance evaluation of osseointegrated dental implants by finite-element simulation. *Simulation Modelling Practice and Theory*. 2008;16(8):971-87.
252. Matsushita Y, Kito M, Mizuta K, Ikeda H, Suetsugu T. Two-dimensional FEM analysis of hydroxyapatite implants: diameter effects on stress distribution. *J Oral Implantol*. 1990;16(1):6-11.
253. Chrcanovic BR, Kisch J, Albrektsson T, Wennerberg A. Bruxism and dental implant treatment complications: a retrospective comparative study of 98 bruxer patients and a matched group. *Clin Oral Implants Res*. 2017;28(7):e1-e9.
254. Lin WS, Ercoli C, Lowenguth R, Yerke LM, Morton D. Oral rehabilitation of a patient with bruxism and cluster implant failures in the edentulous maxilla: a clinical report. *J Prosthet Dent*. 2012;108(1):1-8.
255. Chelahi Chikr Y, Boutabout B, Merdji A, Bouzouina K. Numerical Analysis of the Equivalent Stress at the Interface Bone/Threaded Dental Implant. *Journal of Biomimetics, Biomaterials and Biomedical Engineering*. 2017;34:82-93.
256. Wang TM, Leu LJ, Wang J, Lin LD. Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: a numeric analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002;17(2):231-7.
257. Moeen F, Nisar S, Dar N. A STEP BY STEP GUIDE TO FINITE ELEMENT ANALYSIS IN DENTAL IMPLANTOLOGY. *Pakistan Oral & Dental Journal*. 2014;34(1).
258. Jepsen S, Caton JG, Albandar JM, Bissada NF, Bouchard P, Cortellini P, et al. Periodontal manifestations of systemic diseases and developmental and acquired conditions: Consensus report of workgroup 3 of the 2017 World Workshop on the Classification of Periodontal and Peri-Implant Diseases and Conditions. *J Periodontol*. 2018;89 Suppl 1:S237-S48.
259. Gore E, Evlioglu G. Assessment of the effect of two occlusal concepts for implant-supported fixed prostheses by finite element analysis in patients with bruxism. *J Oral Implantol*. 2014;40(1):68-75.
260. Deo SS, Singh DP, Dogra N. Bruxism: Its multiple causes and its effects on Dental Implants: A review. *Journal of oral health and craniofacial science*. 2017;2:57-63.
261. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1996;76(6):633-40.
262. Himmlova L, Dostalova T, Kacovsky A, Konvickova S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2004;91(1):20-5.
263. Akca K, Iplikcioglu H. Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. *J Oral Rehabil*. 2002;29(4):350-6.
264. Tosun T, Karabuda C, Cuhadaroglu C. Evaluation of sleep bruxism by polysomnographic analysis in patients with dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003;18(2):286-92.

265. de Souza Melo G, Batistella EA, Bertazzo-Silveira E, Simek Vega Goncalves TM, Mendes de Souza BD, Porporatti AL, et al. Association of sleep bruxism with ceramic restoration failure: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent.* 2018;119(3):354-62.
266. Hansen TL, Schriwer C, Oilo M, Gjengedal H. Monolithic zirconia crowns in the aesthetic zone in heavy grinders with severe tooth wear - An observational case-series. *J Dent.* 2018;72:14-20.
267. Koenig V, Wulfman C, Bekaert S, Dupont N, Le Goff S, Eldafrawy M, et al. Clinical behavior of second-generation zirconia monolithic posterior restorations: Two-year results of a prospective study with Ex vivo analyses including patients with clinical signs of bruxism. *J Dent.* 2019;91:103229.
268. Levartovsky S, Pilo R, Shadur A, Matalon S, Winocur E. Complete rehabilitation of patients with bruxism by veneered and non-veneered zirconia restorations with an increased vertical dimension of occlusion: an observational case-series study. *J Prosthodont Res.* 2019;63(4):440-6.
269. Kim SH, Yeo MY, Choi SY, Park EJ. Fracture Resistance of Monolithic Zirconia Crowns Depending on Different Marginal Thicknesses. *Materials (Basel).* 2022;15(14).
270. Øilo M, Kvam K, Gjerdet NR. Simulation of clinical fractures for three different all-ceramic crowns. *European journal of oral sciences.* 2014;122(3):245-50.
271. Lan TH, Liu PH, Chou MM, Lee HE. Fracture resistance of monolithic zirconia crowns with different occlusal thicknesses in implant prostheses. *J Prosthet Dent.* 2016;115(1):76-83.
272. Kochar SP, Reche A, Paul P. The Etiology and Management of Dental Implant Failure: A Review. *Cureus.* 2022;14(10):e30455.
273. Boggan RS, Strong JT, Misch CE, Bidez MW. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *J Prosthet Dent.* 1999;82(4):436-40.
274. Dittmer MP, Dittmer S, Borchers L, Kohorst P, Stiesch M. Influence of the interface design on the yield force of the implant–abutment complex before and after cyclic mechanical loading. *Journal of Prosthodontic Research.* 2012;56(1):19-24.
275. Yao K-T, Kao H-C, Cheng C-K, Fang H-W, Huang C-H, Hsu M-L. Mechanical performance of conical implant-abutment connections under different cyclic loading conditions. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials.* 2019;90:426-32.

HAM VERİLER

FORMLAR

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI