



ADYAMAN ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

**BİLATERAL TEMPOROMANDİBULAR EKLEM PROTEZLİ
ATROFİK MANDİBULAYA UYGULANAN GELENEKSEL TOTAL
PROTEZ, İMPLANT DESTEKLİ OVERDENTURE VE “ALL- ON-
FOUR” SİSTEMİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ
YÖNTEMİYLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ

ERCAN UÇAR

DANIŞMAN

PROF. DR. MAHMUT KOPARAL

Adıyaman/2025

T.C.
ADİYAMAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

**BİLATERAL TEMPOROMANDİBULAR EKLEM PROTEZLİ
ATROFİK MANDİBULAYA UYGULANAN GELENEKSEL TOTAL
PROTEZ, İMPLANT DESTEKLİ OVERDENTURE VE “ALL- ON-
FOUR” SİSTEMİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ
YÖNTEMİYLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ

ERCAN UÇAR

DANIŞMAN

PROF. DR. MAHMUT KOPARAL

ADİYAMAN, 2025

T.C.
ADİYAMAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

**BİLATERAL TEMPOROMANDİBULAR EKLEM PROTEZLİ
ATROFİK MANDİBULAYA UYGULANAN GELENEKSEL TOTAL
PROTEZ, İMPLANT DESTEKLİ OVERDENTURE VE “ALL- ON-
FOUR” SİSTEMİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ
YÖNTEMİYLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ

ERCAN UÇAR

DANIŞMAN

PROF. DR. MAHMUT KOPARAL

ADİYAMAN, 2025

Bu tez çalışması BAP Komisyonu tarafından kabul edilen DHFDUP/2024-0001’ nolu proje kapsamında desteklenmiştir.

JÜRİ VE ENSTİTÜ ONAYI

Adıyaman Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalında Prof. Dr. Mahmut KOPARAL danışmanlığında Arş. Gör. Ercan UÇAR tarafından hazırlanan “**Bilateral Temporomandibular Eklem Protezli Atrofik Mandibulaya Uygulanan Geleneksel Total Protez, İmplant Destekli Overdenture Ve “All- On-Four” Sisteminin Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemiyle Değerlendirilmesi**” adlı tez çalışması 16/06/2025 tarihinde yapılan tez savunma sınavı sonrası tarafımızca yapılan değerlendirme sonucu jürimiz tarafından Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalında Uzmanlık Tezi olarak başarılı bulunmuş ve kabul edilmiştir.

Jüri Üyesinin Ünvanı/Adı/Soyadı:

İmza :

Başkan : Prof. Dr. Mahmut KOPARAL

Üye (Tez Danışmanı) : Prof. Dr. Mahmut KOPARAL

Üye : Doç. Dr. Mehmet Emrah POLAT

Üye : Dr. Öğr. Üyesi Halil İbrahim DURMUŞ

Yukarıdaki imzaların adı geçen öğretim üyelerine ait olduğunu onaylarım

Prof. Dr. Yasin ÇİÇEK

**Diş Hekimliği Fakültesi
Dekani**

Uzmanlık Tezi

Adıyaman 2025

ÖZET

BİLATERAL TEMPOROMANDİBULAR EKLEM PROTEZLİ ATROFİK MANDİBULAYA UYGULANAN GELENEKSEL TOTAL PROTEZ, İMPLANT DESTEKLİ OVERDENTURE VE “ALL-ON- FOUR” SİSTEMİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ YÖNTEMİYLE DEĞERLENDİRİLMESİ

Ercan UÇAR

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı
Adıyaman Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi 16/06/2025
Danışman: Prof. Dr. Mahmut KOPARAL

Amaç: Çalışmamızın amacı, temporomandibular eklem disfonksiyonu sonrası alloplastik total eklem replasmanı gerçekleştirilen ve atrofik mandibulaya sahip hastalarda dişsizlik durumunu rehabilite etmek amacıyla uygulanan geleneksel total protez ve implant üstü protetik restorasyonların çiğneme kuvvetleri altında çevre kemik doku, eklem protezi ve bileşenlerine olan etkilerini sonlu elemanlar analizi yöntemiyle değerlendirmektir.

Materyal ve Metod: Çalışmada, standart bir total TME protezi kullanılarak bilgisayar ortamında 3 boyutlu bir eklem protezi modeli elde edildi. Bu model, BT görüntülerinden yine bilgisayar ortamında hastalardan elde edilen verilerle oluşturulan 3 boyutlu dişsiz atrofik mandibula modeline, gerçek TME replasmanına benzer şekilde entegre edildi. Oluşturulan TME protezli atrofik mandibula modeline geleneksel total protez, iki implant üstü overdenture protez ve All- on Four implant üstü protez sistemi uygulayarak 3 ayrı model oluşturuldu. Bu modellere daha önceki çalışmalarda kullanılan değerler örnek alınarak, 150 N’luk kuvvet posteriorda sağ ve sol birinci molar dişlere ve anteriorda keser dişlere toplamda 450 N vertikal çiğneme kuvveti uygulandı. 100 N kuvvet ise posteriorda sağ ve sol birinci molar dişlere ve anteriorda keser dişlere toplamda 300 N oblik çiğneme kuvveti uygulandı. Çiğneme kuvvetleri sonucunda TME protezi ve çevre kemik dokuya gelen yükler sonlu elemanlar analizi yöntemiyle hesaplandı.

Bulgular: Vertikal yönde uygulanan 450 N çiğneme kuvvetleri altında, ramus komponenti titanyum vidaları çevresindeki kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilim değerleri incelendiğinde, Model 1’de 317 MPa, Model 2’de 308 MPa ve Model 3’te 252 MPa olarak ölçülmüştür. Von Mises gerilimleri açısından değerlendirildiğinde, ramus

komponentinde en düşük gerilim Model 3'te 849.9 MPa olarak gözlemlenirken, bu değer Model 1'de 888.8 MPa ve Model 2'de 888.6 MPa olarak tespit edilmiştir. Fossa komponenti üzerindeki Von Mises gerilimleri, Model 3'te 101.6 MPa ile en yüksek seviyede kaydedilmiş; Model 1 ve Model 2'de ise bu değer 98.8 MPa olarak ölçülmüştür. Ramus komponenti vida bölgelerindeki Von Mises gerilim değerleri karşılaştırıldığında, Model 3'te en üstteki 1. vida üzerinde 288.1 MPa ile en yüksek gerilim oluşurken, Model 1 ve Model 2'de bu değerler sırasıyla 280.9 MPa ve 283.6 MPa olarak bulunmuştur. Fossa komponenti vidalarındaki Von Mises gerilimleri incelendiğinde ise, Model 1'de 2. vida üzerinde 116.8 MPa ile en yüksek değer gözlemlenmiş; bu değer Model 2 ve Model 3'te sırasıyla 110.2 MPa ve 110.5 MPa olarak ölçülmüştür.

Oblik yönde uygulanan 300 N çiğneme kuvvetleri altında ise, ramus komponenti titanyum vidaları çevresindeki kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilim Model 1'de 186 MPa ile en yüksek seviyede gerçekleşmiş, bu değer Model 2'de 180.7 MPa ve Model 3'te 150.5 MPa olarak ölçülmüştür. Ramus komponentindeki Von Mises gerilimleri değerlendirildiğinde, Model 3'te 802.7 MPa ile en düşük değer elde edilmiştir; bu değer Model 1 ve Model 2'de sırasıyla 846.1 MPa ve 845.7 MPa olarak kaydedilmiştir. Fossa komponentinde gözlenen Von Mises gerilimleri Model 1'de 54.9 MPa, Model 2'de 52.1 MPa ve Model 3'te 52.3 MPa olarak ölçülmüş ve modeller arasında benzer seviyelerde olduğu görülmüştür. Ramus komponenti vidalarında oluşan Von Mises gerilim değerleri açısından Model 3'te en üstteki 1. vida üzerinde 234.8 MPa ile en yüksek gerilim değerine ulaşılmış; bu değer Model 1 ve Model 2'de sırasıyla 227.8 MPa ve 229.5 MPa olarak ölçülmüştür. Fossa komponenti vidalarındaki Von Mises gerilimlerine bakıldığında ise, Model 1'de 3. vida üzerinde 54.9 MPa ile en yüksek değer gözlemlenmiş; Model 2 ve Model 3'te bu değerler sırasıyla 52.1 MPa ve 52.3 MPa olarak kaydedilmiştir.

Sonuç: Çalışmamızın sonuçları temporomandibular eklem protezlerinin ve implant sistemlerinin tasarımında önemli iyileştirmeler için yol göstermektedir. Özellikle “All-on-Four” sistemi, temporomandibular eklem protezli atrofik mandibula vakalarında daha stabil ve uzun süreli bir tedavi sunma potansiyeline sahip olduğu gösterilmiştir. Gelecekte yapılacak çalışmalar, farklı çiğneme kuvvetlerinin etkilerini, farklı malzeme ve implant sistemlerinin karşılaştırmasını ve biyomekanik testlerle klinik gözlemlerin entegrasyonunu daha detaylı inceleyerek, bu alandaki bilgi birikimini arttıracaktır.

Anahtar Kelimeler: TME protezi, All-on Four, Sonlu Elemanlar Analizi

ABSTRACT

EVALUATION OF TRADITIONAL TOTAL PROSTHESIS, IMPLANT SUPPORTED OVERDENTURE AND "ALL-ON-FOUR" SYSTEM APPLIED TO ATROPHIC MANDIBLE WITH BILATERAL TEMPOROMANDIBULAR JOINT PROSTHESIS USING FINITE ELEMENT ANALYSIS METHOD

Ercan UÇAR

Oral and Maxillofacial Surgery Department
Adiyaman University, Dentistry Faculty, 16/06/2025
Supervisor: Prof. Dr. Mahmut KOPARAL

Aim: The aim of our study is to evaluate the effects of conventional total prostheses and implant-supported prosthetic restorations on the surrounding bone tissue, the joint prosthesis, and its components under chewing forces in patients who have undergone alloplastic total joint replacement for temporomandibular joint dysfunction and have atrophic mandibles. This evaluation will be conducted using finite element analysis.

Material and Method: In this study, a three-dimensional (3D) model of a total temporomandibular joint (TMJ) prosthesis was created in a digital environment using a standard total TMJ prosthesis. This model was integrated into a 3D edentulous atrophic mandible model, which was reconstructed from CT scans of patients using computer-aided design, in a manner simulating an actual TMJ replacement. Three different models were generated by applying a conventional complete denture, a two-implant-supported overdenture, and an All-on-Four implant-supported prosthetic system to the TMJ prosthesis-integrated atrophic mandible model. Based on values used in previous studies, a total of 450 N of vertical chewing force was applied—150 N to the right and left first molars posteriorly and to the incisors anteriorly. Additionally, a total of 300 N of oblique chewing force was applied—100 N to the right and left first molars posteriorly and to the incisors anteriorly. The loads transmitted to the TMJ prosthesis and surrounding bone tissue as a result of these chewing forces were calculated using the finite element analysis method.

Result: Under vertically applied 450 N masticatory forces, the maximum principal stress values in the cortical bone around the titanium screws of the ramus component were

measured as 317 MPa in Model 1, 308 MPa in Model 2, and 252 MPa in Model 3. Regarding Von Mises stress values in the ramus component, the lowest stress was observed in Model 3 (849.9 MPa), while Models 1 and 2 showed higher values of 888.8 MPa and 888.6 MPa, respectively. The fossa component exhibited the highest Von Mises stress in Model 3 (101.6 MPa), whereas Models 1 and 2 showed equal values of 98.8 MPa. For the screws in the ramus component, the highest Von Mises stress was recorded on the uppermost (1st) screw in Model 3 at 288.1 MPa, compared to 280.9 MPa in Model 1 and 283.6 MPa in Model 2. In the fossa component screws, the highest stress value was observed on the 2nd screw in Model 1 (116.8 MPa), while Models 2 and 3 had similar values of 110.2 MPa and 110.5 MPa, respectively.

Under oblique 300 N masticatory forces, the maximum principal stress in the cortical bone around the ramus screws was 186 MPa in Model 1, 180.7 MPa in Model 2, and 150.5 MPa in Model 3. The lowest Von Mises stress in the ramus component was recorded in Model 3 (802.7 MPa), whereas Models 1 and 2 showed values of 846.1 MPa and 845.7 MPa, respectively. The Von Mises stress values in the fossa component were relatively similar across all models: 54.9 MPa in Model 1, 52.1 MPa in Model 2, and 52.3 MPa in Model 3. For the ramus component screws, the highest stress in Model 3 was found on the uppermost screw (234.8 MPa), followed by 227.8 MPa in Model 1 and 229.5 MPa in Model 2. For the fossa component screws, the highest stress was observed on the 3rd screw in Model 1 (54.9 MPa), with Models 2 and 3 showing similar stress values of 52.1 MPa and 52.3 MPa, respectively.

Conclusion: Our study demonstrates the potential of finite element analysis to provide guidance for clinical applications, but it should be kept in mind that simulations need to be supported by clinical trials. The findings provide insights for significant improvements in the design of temporomandibular joint prostheses and implant systems. In particular, the all-on-four system has been shown to have the potential to provide a more stable and long-lasting treatment in atrophic mandible cases with temporomandibular joint prostheses. Future studies will examine the effects of different chewing forces, compare different materials and implant systems, and integrate biomechanical tests with clinical observations in more detail, thereby increasing the knowledge in this field. This will lead to more successful outcomes in prosthesis design and improve the quality of life for patients.

Keywords: TMJ prosthesis, All-on-Four, Finite Element Analysis

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince bilgi ve deneyimlerini benimle cömertçe paylaşan, mesleki becerilerimi kazanmamda büyük katkıları olan, yol göstericiliği ve desteğiyle her zaman yanımda olan değerli danışman hocam Sayın Prof. Dr. Mahmut KOPARAL' a

Cerrahi pratiğe ve mesleki vizyonuma olan bakışımı değiştiren, gerçekleştirdiği cerrahi müdahalelerle bizlere ilham veren kıymetli hocam Sayın Dr. Öğr. Üyesi Halil İbrahim DURMUŞ' a

Tez sürecimde bilgi ve tecrübelerini paylaşarak çalışmama katkı sağlayan Sayın Dr. Öğr. Üyesi Ümit SOLMAZ' a,

Eğitim sürecim boyunca desteklerini esirgemeyen Anabilim Dalı'ndaki tüm asistan arkadaşlarıma ve çalışma arkadaşlarıma

Hayatımın her anında yanımda olan, sevgileri ve destekleriyle beni her zaman güçlü kılan kıymetli aileme ve eşime sonsuz teşekkür ederim.

ETİK İLKE VE KURALLARA UYGUNLUK BEYANNAMESİ

Bu tezin bana ait, özgün bir çalışma olduğunu; çalışmamın hazırlık, veri toplama, analiz ve bilgilerin sunumu olmak üzere tüm aşamalarında bilimsel etik ilke ve kurallara uygun davrandığımı; bu çalışma kapsamında elde edilen tüm veri ve bilgiler için kaynak gösterdiğimi ve bu kaynaklara kaynakçada yer verdiğimi; bu çalışmanın Adıyaman Üniversitesi tarafından kullanılan “bilimsel intihal tespit programı”yla tarandığını ve hiçbir şekilde “intihal içermediğini” beyan ederim. Herhangi bir zamanda, çalışmamla ilgili yaptığım bu beyana aykırı bir durumun saptanması durumunda, ortaya çıkacak tüm ahlaki ve hukuki sonuçları kabul ettiğimi bildiririm.

Ercan UÇAR

İÇİNDEKİLER

ÖZET	iii
ABSTRACT	v
TEŞEKKÜR.....	vii
ETİK İLKE VE KURALLARA UYGUNLUK BEYANNAMESİ	viii
İÇİNDEKİLER.....	ix
TABLolar DİZİNİ.....	xii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xiii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	xvi
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Temporomandibular Eklem	4
2.2. Temporomandibular Eklem Anatomisi	4
2.3. Temporomandibular Eklem Ligamentleri.....	5
2.4. Çiğneme Kasları	7
2.5. Tempromandibular Eklem İnnervasyonu	10
2.6. Temporomandibular Eklem Kanlanması	10
2.7. Temporomandibular Eklem Hastalıklarının Sınıflandırılması	10
2.8. Temporomandinular Eklem Hastalıklarının Tedavileri	12
2.9. Temporomandibular Eklem Protezleri	17
2.9.1. Temporomandibular eklem protezlerinde kullanılan biyomateryaller	19
2.9.2. Temporomandibular eklem protezi cerrahi uygulaması	19
2.10. Dental İmplantlar	22
2.10.1. Osseointegrasyon kavramı	23
2.10.2. İmplant materyal özellikleri.....	23
2.11. Mandibular Kemik Değerlendirilmesi ve Rezorpsiyon	25

2.11.1. Alveolar Kemik Rezorpsiyon Sınıflaması	26
2.12. Atrofik Mandibulada Protetik Tedavi Seçenekleri	27
2.12.1. Konvansiyonel doku destekli hareketli total protezler	27
2.12.2. Alt çene implant destekli overdenture protezler	27
2.12.3. Bar ataçmanlı overdenture protezler	28
2.12.4. Ball ataçmanlı overdenture protezler	28
2.12.5. Locator ataçmanlı overdenture protezler	29
2.15.1. Sonlu elemanlar kuvvet analizi yöntemi	37
2.15.2. Sonlu elemanlar kuvvet analizi yönteminin diş hekimliğinde kullanımı	38
3.1. Üç Boyutlu Modellerin Oluşturulması	40
3.1.1. Mandibular kemiğin modellenmesi	40
3.1.2. Temporomandibular eklem protez parçalarının modellenmesi	41
3.1.3. Dental implantlar, abutmentlar, metal alt yapı ve protetik üst yapı elemanlarının modellenmesi	43
3.2. Çalışma Modellerinin Oluşturulması	44
3.3. Ağ Yapısının Oluşturulması, Eleman ve Düğüm Sayılarının Belirlenmesi	47
3.4. Sınır Şartları ve Yükleme Koşulları	48
3.5. Malzeme Özellikleri	49
4. BULGULAR	50
4.1. Vertikal Kuvvetler	51
4.1.1. Ramus Komponenti Titanyum Vidaları Çevresindeki Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilimlerin Değerlendirilmesi	51
4.1.2. Ramus Komponentinde Meydana Gelen Von Mises Gerilimlerin Değerlendirilmesi	53
4.1.3. Fossa Komponentindeki Von Mises Gerilimlerin Değerlendirilmesi	55
4.1.4. Ramus Komponenti Vidalarında Meydana Gelen Von Mises Gerilimlerin Değerlendirilmesi	57
4.1.5. Fossa Komponenti Vidalarında Oluşan Von Mises Gerilimlerin Değerlendirilmesi	59
4.2. Oblik Kuvvetler	61

4.2.1. Ramus Komponenti Titanyum Vidalarının Çevresindeki Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilimlerin Değerlendirilmesi.....	61
4.2.2. Ramus Komponentinde Meydana Gelen Von Mises Gerilimlerin Değerlendirilmesi	63
4.2.3. Fossa Komponentindeki Von Mises Gerilimlerin Değerlendirilmesi.....	65
4.2.4. Ramus Komponenti Vidalarında Meydana Gelen Von Mises Gerilimlerin Değerlendirilmesi.....	67
4.2.5. Fossa Komponenti Vidalarında Oluşan Von Mises Gerilimlerin Değerlendirilmesi.....	69
5. TARTIŞMA.....	73
6. SONUÇ ve ÖNERİLER	85

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 1. İmplant için titanyum bloğun mekanik özellikleri [90].	24
Tablo 2. Eleman ve nod sayıları	47
Tablo 3. Malzemeler ve mekanik özellikleri	49
Tablo 4. Model 1 analiz sonuçları	71
Tablo 5. Model 2 analiz sonuçları	71
Tablo 6. Model 3 analiz sonuçları	72

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2. 1. TME' nin anatomisi [26].....	4
Şekil 2. 2. TME' nin ligamentleri; kollateral ligament [27].....	6
Şekil 2. 3. TME' nin ligamentleri [28].....	7
Şekil 2. 4. Çiğneme kasları [30].....	9
Şekil 2. 5. TME eklem protezi [68].....	19
Şekil 2. 6. TME protez cerrahisi [70].....	21
Şekil 2. 7. Cawood ve Howell'in mandibula rezorbsiyon sınıflaması [96].	26
Şekil 2. 8. Luhr atrofik mandibula sınıflaması [97], [98].....	27
Şekil 2. 9. Locator tutucu sisteminin ağız içi görüntüsü [114].	29
Şekil 2. 10. All-on-fourimplant dizaynı [123].....	31
Şekil 3. 1. Mandibula Modeli.....	41
Şekil 3. 2. Ramus komponenti	42
Şekil 3. 3. Fossa komponenti.....	42
Şekil 3. 4. Dental implant, multiunit ve locator elemanları	43
Şekil 3. 5. All-on-fourmetal altyapı modeli	43
Şekil 3. 6. Protez üstyapı modeli.....	44
Şekil 3. 7. Model 1 frontal görünüm (a,b).....	44
Şekil 3. 8. Model 1 lateral görünüm.....	45
Şekil 3. 9. Model 2 frontal görünüm (a,b).....	45
Şekil 3. 10. Model 2 lateral görünüm.....	46

Şekil 3. 11. Model 3 frontal görünüm (a,b).....	46
Şekil 3. 12. Model 3 lateral görünüm.....	47
Şekil 3. 13. Çiğneme kuvveti uygulama yerleri (a,b).....	48
Şekil 4. 1. Model 1 kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilimler (a) ve minimum asal gerilimler (b).....	51
Şekil 4. 2. Model 2 kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilimler (a) ve minimum asal gerilimler (b).....	52
Şekil 4. 3. Model 3 kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilimler (a) ve minimum asal gerilimler (b).....	52
Şekil 4. 4. Model 1 ramus komponenti maksimum Von Mises gerilimleri	53
Şekil 4. 5. Model 2 ramus komponenti maksimum Von Mises gerilimleri	54
Şekil 4. 6. Model 3 ramus komponenti maksimum Von Mises gerilimleri	54
Şekil 4. 7. Model 1 fossa komponenti Von Mises gerilimi	55
Şekil 4. 8. Model 2 fossa komponenti Von Mises gerilimi	56
Şekil 4. 9. Model 3 fossa komponenti Von Mises gerilimi	56
Şekil 4. 10. Model 1 ramus komponenti vidaları Von Mises gerilimleri.....	57
Şekil 4. 11. Model 2 ramus komponenti vidaları Von Mises gerilimleri.....	58
Şekil 4. 12. Model 3 ramus komponenti vidaları Von Mises gerilimleri.....	58
Şekil 4. 13. Model 1 fossa komponenti vidaları Von Mises gerilimleri	59
Şekil 4. 14. Model 2 fossa komponenti vidaları Von Mises gerilimleri	60
Şekil 4. 15. Model 3 fossa komponenti vidaları Von Mises gerilimleri	60
Şekil 4. 16. Model 1 kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilimler (a) ve minimum asal gerilimler (b)	61

Şekil 4. 17. Model 2 kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler (a) ve minimum asal gerilmeler (b).....	62
Şekil 4. 18. Model 3 kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilimler (a) ve minimum asal gerilimler (b).....	62
Şekil 4. 19. Model 1 ramus komponenti maksimum Von Mises gerilimleri	63
Şekil 4. 20. Model 2 ramus komponenti maksimum Von Mises gerilimleri	64
Şekil 4. 21. Model 3 ramus komponenti maksimum Von Mises gerilimleri	64
Şekil 4. 22. Model 1 fossa komponenti Von Mises gerilimi.....	65
Şekil 4. 23. Model 2 fossa komponenti Von Mises gerilimi.....	66
Şekil 4. 24. Model 3 fossa komponentinde Von Mises gerilimi	66
Şekil 4. 25. Model 1 ramus komponenti vidaları Von Mises gerilimleri.....	67
Şekil 4. 26. Model 2 ramus komponenti vidaları Von Mises gerilimleri.....	68
Şekil 4. 27. Model 3 ramus komponenti vidaları Von Mises gerilimleri.....	68
Şekil 4. 28. Model 1 fossa komponenti vidaları Von Mises gerilimleri	69
Şekil 4. 29. Model 2 fossa komponenti vidaları Von Mises gerilimleri	70
Şekil 4. 30. Model 3 fossa komponenti vidaları Von Mises gerilimleri	70

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

AAOMS	: Amerikan Oral ve Maksillofasiyal Cerrahlar Birliği
ADA	: Amerikan Diş Hekimleri Birliği
ASTM	: Amerikan Malzeme Test Derneği
BT	: Bilgisayarlı tomografi
cpTi	: saf titanyum
Cr-Co-Mo	: krom-kobalt-molibden
FDA	: Food and Drug Administration
N	: Newton
NSAID	: Steroidal olmayan antiinflamatuvar ilaçlar
Pmax	: Maximum Principal
Pmin	: Minimum Principal
PMMA	: Polimetil metakrilat
SEA	: Sonlu elemanlar analizi
STL	: Standard Template Library
TCA	: Trisiklik antidepresanlar
TMDs	: Temporomandibular Disorders
TMR	: Temporomandibular Rahatsızlıklar
TME	: Temporomandibular eklem
TMER	: Temporomandibular eklem rekonstrüksiyonu
Ti-6Al-4V	: Titanyum-Aliminyum-Vanadyum
TRAP	: Tartrate-resistant asit fosfataz
UHMWPE	: Ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen

1. GİRİŞ VE AMAÇ

İnsan temporomandibular eklemi (TME), mandibulanın kafatası temporal kemiğine diartroidal rotasyon ve kayma hareketi yapacak şekilde menteşeli bağlanmasıdır (Coleta vd., 2009). Çiğneme, konuşma ve hava yolu desteği gibi temel yaşam fonksiyonları TME'nin fonksiyonu ve formu tarafından desteklenir. Bu yüzden TME, ömrü boyunca diğer vücut eklemlerinden daha fazla döngüsel yükleme ve boşaltma altında kalan eklem tipidir (Dunham, 2012; Mercuri & Anspach, 2003).

TME; ağrı, eklem hareketlerinde azalma, çiğneme, yutma ve konuşma sırasında fonksiyonel kısıtlılığa neden olabilen birden fazla rahatsızlıktan etkilenebilir. Özellikle yapısal eklem bozuklukları, ağrı ve işlev bozukluğu öyküsü olan hastalarda, diğer tüm konservatif tedavilerin başarısız olduğu durumlarda TME'nin alloplastik bir ekleme değiştirilmesi önerilebilir (N. De Meurechy & Mommaerts, 2018).

Alloplastik total eklem protezlerinin ortopedik cerrahide güvenli ve etkili bir seçenek olduğu bulunmuştur (Carr vd., 2012). Ortopedik total eklem sistemlerinde 50 yılı aşkın bir süredir başarıyla kullanılan aynı biyouyumlu malzemelerin ve eklem geometrisinin kullanılması, alloplastik temporomandibular eklem protezini aynı şekilde çene yüz cerrahları için güvenli ve etkili bir seçenek haline getirmiştir (Mercuri, 2000). Mercuri daha önce TME protezi endikasyonlarını tanımlamıştır. Bunlar arasında 1) diğer tedavi yöntemlerine yanıt vermeyen TME'yi içeren inflamatuvar artrit, 2) diğer tedavi yöntemlerine yanıt vermeyen tekrarlayan fibroz ve/veya kemik ankilozu, 3) başarısız doku greftleri (kemik ve yumuşak doku), 4) başarısız alloplastik eklem rekonstrüksiyonu ve 5) kemik rezorbsiyonu, travma, gelişimsel anormallikler veya patolojik lezyonlar nedeniyle dikey mandibular yükseklik ve/veya oklüzal ilişkilerin kaybı (Mercuri, 2000).

İnvaziv TME prosedürlerinin spektrumu artrosentezden TME protezi uygulamalarına kadar uzanır. Ankiloz, dejeneratif hastalıklar ve tümörlere bağlı temporomandibular bozuklukların %2-5'i için cerrahi prosedürler önerilmektedir (Mercuri, 2012a; A. M. Ramos & Mesnard, 2015). İnvaziv prosedürlerin amacı, mandibula fonksiyonunu ve formunu yeniden tesis ederek hastayı sürdürülebilir bir diyetle döndürmek, ağrı ve acıyı azaltmak, daha fazla morbiditeyi önlemek ve yaşam kalitesini arttırmaktır (Mercuri & Jacobs, t.y.; A. M. Ramos & Mesnard, 2015).

Vida kırılması, implantın yer değiştirmesi ve implantın gevşemesi, TME protezi ile ilişkili yaygın olarak bildirilen sorunlardır ve bunların toplamı, rapor edilen toplam

komplasyonların yaklaşık %15,9'unu oluşturur (Speculand, 2009). TME alloplastik rekonstrüksiyonu, uzun vadeli başarı için osseointegrasyon gerektirir, vidalar entegre olmadığında normal yükleme altında gevşer ve/veya kırılır, bu da artan ağrıya, şişmeye ve mandibular fonksiyon bozukluğuna neden olur (Mercuri vd., 2002a). TME protezi cerrahisi sonrasında kondiler bölgedeki stres ve gerilimlerin yanı sıra çiğneme sırasında implantlar ve vidalarda oluşan yükleri değerlendiren çalışmalar sınırlı sayıdadır. Sonuç olarak, TME protez yapılarının ve hangi vidaların en fazla yüke maruz kaldığı ve vidanın akma veya kırılma nedeniyle fonksiyonunu kaybetmesinin, çiğneme veya yüksek kuvvetle ısırma sırasında bir risk olup olmadığı açık değildir (D. C. Ackland vd., 2015a).

Çok fazla alveolar kemik rezorpsiyonu olan üst veya alt çenelerde, geleneksel tam protezler yeterli tutunma sağlamaz. Bu gibi durumlarda, dental implant destekli protezler (implant destekli overdenture) genellikle ilk tercih edilen çözümdür. Ancak hasta, çıkarılabilen bir protez yerine sabit bir protez tercih ederse, mandibula posterior bölgede çene kemiğinin yeterli yüksekliğe sahip olmadığı durumlarda bile uygulanabilen “All-on-Four” tekniği gibi özel yöntemler ile sabit protezler yapılabilir (Horita vd., 2017a; Maló vd., 2003a).

İmplantlar, üzerine uygulanan kuvvetleri gövdesi ve implant üstü protetik yapılar sayesinde çevresindeki kemiğe aktarır. İmplantın gövdesinin şekli ve kemiğe temas ettiği yüzey, bu kuvvetlerin kemiğe nasıl dağıldığını belirler. Ancak, implantın konumu, açısı ve çapı gibi faktörler de bu kuvvetlerin dağılımını önemli ölçüde etkiler (Cochran & Cochran, 2000).

Sonlu elemanlar analizi (SEA), harici fonksiyonel kuvvetlerin uygulanmasıyla implante cihazlar ve bitişik kemik dokuları aracılığıyla gerilim dağılımını ölçmek ve analiz etmek amacıyla geliştirilen bilgisayar simülasyon araçlarını kullanarak elde edilen verileri temel alan bir yöntemdir (Mesnard vd., 2011; Mesnard & Ramos, 2016).

İnsan çene kemiği biyomekaniğinin farklı yönleri incelenmiştir: (1) ağız açma, ilerletme ve kapatma sırasında TME replasmanının in vivo kinematiği (Mercuri & Jacobs, t.y.; Yoon vd., 2007); (2) ısırma sırasında sağlam alt çene ve TME diskinin biyomekaniği (Koolstra & Van Eijden, 2005a; Koriath & Hannam, 1994); (3) TME protez tasarımı ve güvenliği (D. Ackland vd., 2018; D. C. Ackland vd., 2017). Ancak farklı ısırma koşullarında TME değişiminin biyomekanik etkisinin karşılaştırılması henüz araştırılmamıştır.

Bu çalışmada, TME cerrahisi sonrası çift taraflı TME protezi ile rehabilite edilen atrofik dişsiz alt çeneye geleneksel total protez, implant üstü overdenture ve “All on Four”

teknikiyle yerleştirilen implantların sabit protez ile rehabilite edildiği modeller oluşturularak alt çeneye gelen ısırma kuvvetlerinin çevre kemik dokusu ve TME protezi bileşenlerine olan etkisi sonlu elemanlar analizi yöntemiyle değerlendirilmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Temporomandibular Eklem

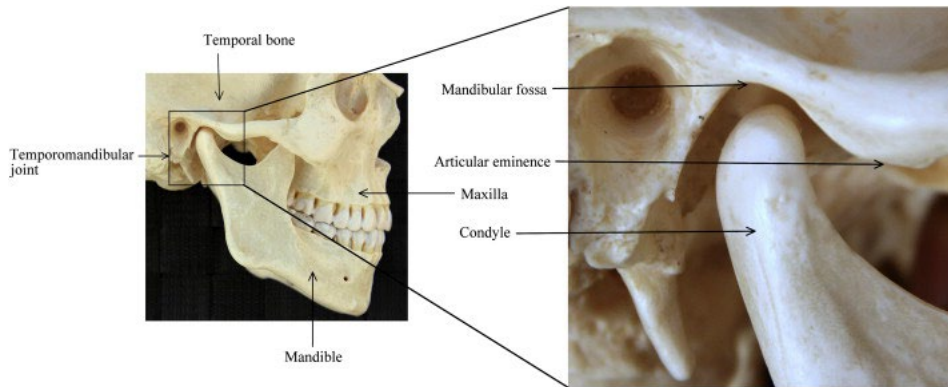
Ginglimoartroidal tip eklem grubunda yer alan TME, sınırlandırılmış hareket kabiliyeti ile dış kulak yolunun hemen önünde, temporal kemikte bulunan glenoid fossa ile mandibula kondili arasında yer almaktadır (ÖZCAN B., 2005). TME; Temporal kemiğin mandibular fossa'sı ve mandibulanın prosesus condylaris'inden oluşur. Eklem diski yoğun fibröz dokusuyla bu iki kemik yapısını doğrudan temastan ayırır. Sinoviyal membran da eklem boşluklarındaki eklem yüzeylerini kaplar (Rayne, 1987).

TME'nin komşulukları şunlardır: Ön tarafta insisura mandibula, masseterik sinir ve arter, arka tarafta dış kulak yolunun timpanik kısmı ve parotis bezi, medialde maksiller arter ve sinir ile aurikulotemporal sinir, lateralde ise parotis bezi ve cilt ile yakınlık gösterir (Türker, 2004).

2.2. Temporomandibular Eklem Anatomisi

a. Fossa mandibulare

Fossa articularis (eklem çukuru) ve eminentia articularis (eklem tümseği) olarak adlandırılan iki bölümden oluşur (Şekil 2.1). Bu bölümler ince bir lifli kıkırdak tabakası ile kaplıdır. Prosesus condylaris'in ön-üst yüzeyi ile eminens artiküleris'in postero-inferior yüzeyinde bikonveks yapılar arasında fonksiyonel hareket meydana gelir (Pandarakalam & Khalaf, 2014).



Şekil 2. 1. TME' nin anatomisi (Pandarakalam & Khalaf, 2014).

b. Processus condylaris (Kondiler proçes)

Elips şeklinde olan bu kemik parçası, ince bir boğum ile çene kemiğinin alt kısmına bağıdır (Şekil 2.1). Lateral pterigoid kası bu kemiğın ön alt kısmına yapışır ve eklem yüzeyinde yan taraftan iç tarafa doğru uzanır. Bu kemik parçası (processus condylaris) ve çene kemiğindeki eklem çukuru (fossa mandibularis), çene hareketlerini sağlamak için ince bir kıkırdak tabakası ile kaplıdır (Pandarakalam & Khalaf, 2014).

c. Discus articularis (Artiküler disk)

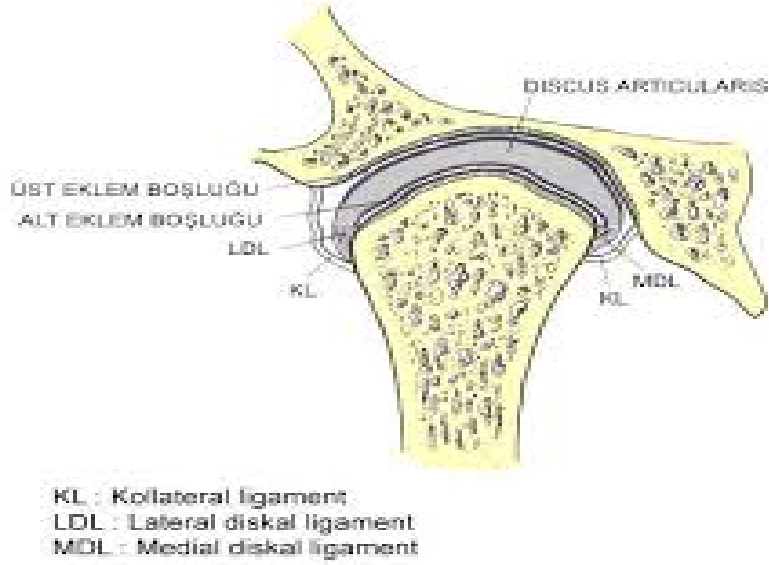
Arter, ven ve nöral dokular içermeyen yoğun lifli bir doku olan eklem diski, çene eklemının çukur kısmı olan fossa mandibularis ile çene eklemının yuvarlak baş kısmı kaput mandibula arasında yer alır. Oval şeklindeki alt yüzeyi, kondilin üst yüzeyine tam oturmak için uygun bir yapıya sahiptir (Pandarakalam & Khalaf, 2014).

2.3. Temporomandibular Eklem Ligamentleri

Mandibulanın konumu, farklı bağlarla desteklenir. Bu bağlar, eklem hareketlerinin aktif bir parçası olmasalar da, eklemın ani hareketlerini sınırlamada önemli bir rol oynarlar. Temporomandibular eklem (TME) bağları, fonksiyonel bağlar (kollateral (diskal) ligament, kapsüler ligament, temporomandibular ligament) ve aksesuar bağlar (sfenomandibular ligament, stilomandibular ligament) olmak üzere iki ana gruba ayrılabilir (Rayne, 1987).

a. Kollateral (diskal) ligament

Eklem diskinin kenarları, çene eklemının yuvarlak kısmının (kondil) karşılık gelen yüzeylerine bağlanır. Bu bağlara, iç (medial) ve dış (lateral) eklem bağları denir. Bu bağlar, çene eklemını iki bölüme ayırır ve eklemın aşırı hareket etmesini önler (şekil 2.2). Kollajen liflerinden oluşan bu bağlar esnemez, bu nedenle disk ile kondil birlikte hareket eder. Bağların eklem yüzeyine yapışma şekli, diskin kondil üzerinde öne veya arkaya doğru hareket etmesine izin vererek eklemın menteşe hareketi yapmasını sağlar. Bu bağlar sinir ve damar içerdüğinden, bu bölgeye gelen bir baskı ağrıya neden olabilir (Okeson, 2003).



Şekil 2. 2. TME' nin ligamentleri; kollateral ligament (Okeson, 2003).

b. Kapsüler ligament

Kapsüler ligament TME'nin tamamını çevrelenmiştir (Şekil 2.2). Kapsüler ligaman lifleri, mandibular fossanın eklem yüzeylerine ve üstte eklem çıkıntısına, altta ise kondilin boynuna bağlanır. Kapsüler bağ, eklem yüzeylerinin medial, lateral veya inferior kuvvetlere karşı kaymasını önler ve sinovyal sıvının tutulmasını sağlar. İnnervasyon açısından zengindir (Okeson, 2003).

c. Temporomandibular ligament

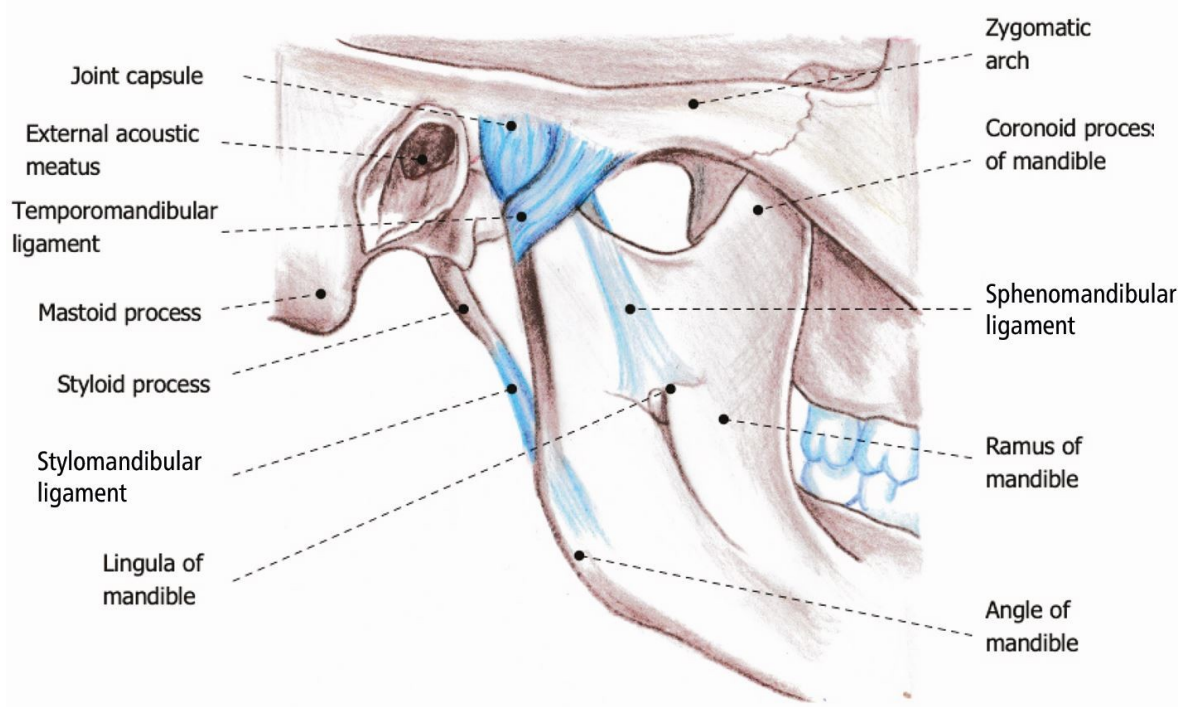
Kapsüler ligamentin yan yüzeyinde yer alan güçlü, sıkı liflere sahip bir bağıdır. Dış eğik ve iç yatay parçalardan oluşur. Dış eğik kısım, artiküler eminens ve zygomatik prosesin lateral yüzeyinden başlayarak aşağı doğru yönelir ve kondil boyununun lateral yüzeyine bağlanır (Şekil 2.3). Eğik kısım ağız açarken aşırı rotasyon hareketini önler. İç yatay kısım arkaya doğru hareketi kısıtlar (Okeson, 2003).

d. Sfenomandibular ligament

Sfenoid kemik prosesinden başlar ve mandibula ramusunun medial duvarındaki foramen mandibulare içerisinde ince bir bant halinde lingula mandibulaya bağlanır (Şekil 2.3). Meckel kıkırdağının kalıntısı olan bu yapı ile mandibula kondil boynu arasından maksiller arter ve dalları geçer (Okeson, 2003).

e. Stilomandibular ligament

Stiloid çıkıntından başlayan ve angulus mandibulanın yakınında ramusun arka kenarına bağlanan bir bağıdır (Şekil 2.3). Masseter ve pterygoideus medialis kaslarını ayırır (Okeson, 2003).



Şekil 2. 3. TME' nin ligamentleri (Drake vd., 2010).

2.4. Çiğneme Kasları

Çenenin karmaşık hareketlerinden sorumlu olan çiğneme kasları; temporal, masseter ve medial pterygoid kaslar çeneyi kapatırken, lateral pterygoid kas, oral diyafram ve suprahyoid kasların yardımıyla çene açılır (Arıncı K, 2001).

a. M. Temporalis

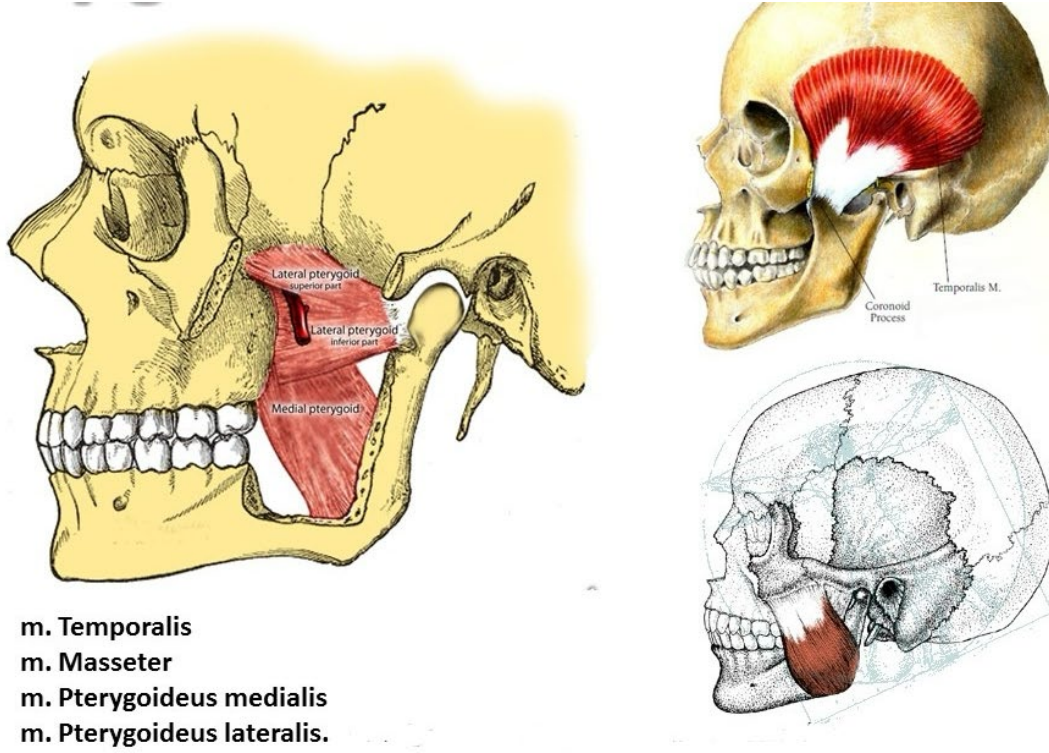
Fossa temporalisin tüm tabanından ve fasya temporalisin profundus laminasından başlayarak fossa temporalisin tamamını dolduran kastır (Şekil 2.4). Bir araya gelerek aşağıya ve öne doğru uzayan kas lifleri zigomatik arkın medial kısmından geçer ve proses coronioideus'un ve ramus mandibula'nın anterior kenarına yapışarak sonlanır. Ağız kapatan bu kas yataya yakın uzanan posterior lifleri ile mandibulayı geriye doğru çeker. Bu kasın motor innervasyonu n. mandibularis'in dalı olan n. temporalis profundus yoluyla gerçekleşir (Arıncı K, 2001).

b. M. Massetericus

Zigomatik arkta başlayıp aşağıya doğru uzanan, mandibula angulusun lateral kısmına bağlanan bu kas dikdörtgen biçimindedir (Şekil 2.4). İki bölümden oluşur: pars superficialis ve pars profunda. Pars superficialis derin kısmından daha büyüktür ve maksillanın proses zygomaticus'undan ile kalın tendinöz yapıya sahip arcus zygomaticus'un alt kenarının $\frac{2}{3}$ alt kısmından başlar. Aşağıya ve geriye doğru uzanan kas lifleri, ramus mandibula'nın dış yüzünün alt yarısında ve angulus mandibula'daki tuberosity masseterica'da son bulur. Pars profunda, zigomatik kemiğin alt kenarının üçte biri ile iç kenarının tamamından başlar. Kas lifleri, ileriye ve aşağıya doğru uzanarak ramus mandibulanın dış yüzünün üst yarısına ve proses coronioideus'un dış yüzüne ulaşır. Görevi çeneyi kapatmaktır. Bu kas, n. mandibularis'in n. massetericus dalı tarafından innervasyon alır (Arıncı K, 2001).

c. M. pterygoideus medialis

Şekil olarak masseter kasını andıran bu kas mandibula ramusunun iç yüzüne yapışmakla beraber aynı yöne doğru paralel uzanır. Processus pterygoideus lateral laminasının medial yüzeyinden, fossa pterygoidea'nın alt kısmından ve os palatinumun proses piramidis oluğundan başlar. Bu kasın lifleri, aşağıya, geriye ve dışarıya doğru uzanıp güçlü bir tendinöz yapıya sahip olarak, mandibula angulusunun iç yüzeyindeki pterygoid tuberositasında sonlanır (Şekil 2.4). Çeneyi eleve ederek kapatan kaslardan biri olan bu kas mandibula protrüzyonunda da aktif hale gelir. Bu kasın tek taraflı kasılması mandibulayı mediotrüziv duruma getirir. Bu kas, n. mandibularis'in bir dalı olan n. pterygoideus medialis tarafından innervasyonu gerçekleşir (Arıncı K, 2001).



Şekil 2. 4. Çiğneme kasları (Drake vd., 2009).

d. M. pterigoideus lateralis

İnferior ve süperior bölümler olmak üzere iki baştan oluşur. Alt kısmı, sfenoid kemiğin pterigoid prosesus'un lamina lateralisinin lateral yüzünden başlar, yatay ilerler ve mandibula kondilin pterigoid çukuruna bağlanır. Üst kısım sfenoid kemiğin krista infratemporalis kısmından başlayarak TME kapsül kısmının ön ve ön iç tarafında biter (Şekil 2.4). M. pterigoideus lateralis'in üst ve alt bölgelerinin prosesus kondilaris ve diskus artikularis'e bağlantıları protrüzyonda, retrüzyonda ve kapanma hareketlerinde önem arz eder. Lateral hareketler m. pterigoideus lateralis ve m. pterigoideus medialis aynı yönde ve karşıt yönde m. temporalisin kasılma hareketleriyle elde edilir.

M. pterigoideus lateralis'in alt tarafı ağzın açılmasında ve alt çenenin protrüzyona gelmesinde önemlidir. Üst kısmı mandibulanın kapanma hareketi sırasında processus condylaris ve diskus artikularis'in artikular eminense yönelen hareketi önemli bir stabilize edici etkisi vardır. N. mandibularis'in dalı olan pterigoideus lateralis tarafından innerve edilir (Arıncı K, 2001).

e. Yardımcı Çiğneme Kasları

Hyoid üstü kaslardan oluşan bu kaslar mandibulanın açılması ve yutkunmanın gerçekleştirilmesini sağlar. Bu kas grubu: m. digastrikus, m. geniohyoideus, m. mylohyoideus ve m. Stylohyoideus'dur. Digastrik kaslar her iki yanda birlikte kasıldığında ve hyoid kemik, hyoid altı ile hyoid üstü kaslar tarafından yerinde sabit tutulduğunda mandibulanın geriye ve aşağıya doğru çekilmesi sonucunda mandibula açılmış olur (Arıncı K, 2001).

2.5. Tempromandibular Eklem İnnervasyonu

TME'nin motor ve hassas innervasyonu, n. Mandibularis'in dalı olan n. auriculotemporalis tarafından sağlanır. Ayrıca n. temporalis profundus posterior ve n. masseterikus da innervasyona yardımcı olan sinirlerdir. Vazomotor ve vazosensitif olması nedeniyle bu sinirlerin çoğu sinoviyal sıvı salgılamada da görev aldıkları düşünülmektedir (Fletcher M, 2004).

2.6. Temporomandibular Eklem Kanlanması

En önemli damar kaynakları önde a. meningeal arkada temporalis superfisialis, orta ve aşağıda a. maksillaris interna'dır. Diğer damarlar arasında derin auriküler arter, anterior timpanik arter ve asendan faringeal arterler bulunur. Kondiler bölgenin vasküler desteği, kemik iliği yoluyla inferior alveolaristen sağlanır (Fletcher M, 2004).

2.7. Temporomandibular Eklem Hastalıklarının Sınıflandırılması

TME bozuklukları, çene eklemi ve çevresindeki kaslarda ağrı, eklem sesleri (klik, krepitasyon) ve çene hareketlerinde kısıtlılık gibi belirtilerle kendini gösteren bir durumdur. Bu bozukluklar sadece çene eklemi ve çiğneme kaslarıyla sınırlı kalmayıp, çiğneme sistemindeki diğer yapıları da etkileyebilir (Griffiths, 1983).

Klinik durum, literatürde farklı isimlerle ifade edilmesine rağmen, günümüzde Amerikan Diş Hekimleri Birliği (ADA) tarafından standardizasyon amacıyla Temporomandibular Rahatsızlıklar (TMR) (Temporomandibular Disorders- TMDs) terimi benimsenmiş ve bu terim bilimsel çalışmalarda sıklıkla kullanılmaktadır (Okeson, 2003).

Araştırmalar nüfusun yaklaşık %28'inin temporomandibular eklem ve çiğneme kaslarında sorun yaşadığını göstermiştir (ÖZCAN B., 2005). Kadınlarda 4-6 kat daha sık

görülmesine rağmen görülme sıklığının yaşla birlikte arttığı bildirilmektedir (Dym & Israel, 2012). Etiyolojide oklüzyon bozuklukları, travma, stres, kronik ağrı ve parafonksiyonel çiğneme hareketleri gibi alışkanlıklar ana risk faktörleri olarak kabul edilmektedir (Oral vd., t.y.).

Temporomandibular rahatsızlıklar (TMR) nedenleri üç ana başlıkta incelenebilir:

- **Yatkınlık Oluşturan Faktörler:** Bireyin anatomik yapısı (örneğin, çene eklemine şekli), metabolik durumları (hormonal dengesizlikler gibi) veya psikolojik durumu (stres gibi) TMR'ye yatkınlığı artırabilir.

- **Tetikleyici Faktörler:** Travma (çene bölgesine darbe almak), çiğneme sistemine aşırı yüklenme (diş sıkma, gıcırdatma) gibi direkt nedenler, TMR'yi başlatabilir.

- **Ağırlaştırıcı Faktörler:** Parafonksiyonel alışkanlıklar (tırnak yeme, kalem kemirme), hormonal dengesizlikler veya psiko-sosyal stres gibi durumlar, mevcut bir TMR'yi daha da kötüleştirebilir.

Özetle, TMR'nin ortaya çıkışı ve ilerlemesi, birden fazla faktörün bir araya gelmesiyle ilişkilidir. Bu nedenle, her bireyin durumu farklılık gösterir ve tedavi planı kişiye özel olarak belirlenmelidir (Okeson, 2003).

Geçmişte kullanılan sınıflandırma sistemleri, TMR'nin karmaşık yapısı nedeniyle yetersiz kalmıştır. Bu nedenle, 2018 yılında Okeson tarafından güncellenen yeni bir sınıflandırma sistemi kabul görmüştür. Bu sistem, TMR'yi daha doğru bir şekilde tanımlamamıza ve tedavi planlarını daha etkili bir şekilde oluşturmamıza yardımcı olmaktadır (Okeson, 2003).

J. Okeson Sınıflamasına Göre Temporomandibular Eklem Bozuklukları

J. Okeson tarafından geliştirilen sınıflandırma sistemi, temporomandibular eklem (TME) bozukluklarını daha iyi anlamak ve tedavi etmek için kullanılan önemli bir araçtır. Bu sisteme göre TME bozuklukları, aşağıdaki dört ana başlık altında toplanır:

1. **Mastikatör Kas Patolojileri:** Çiğneme kaslarında (mastikatör kaslar) meydana gelen sorunlar. Bu sorunlar, kas ağrısı, spazmlar ve hareket kısıtlılığı gibi belirtilere neden olabilir.

2. **Temporomandibular Eklem Patolojileri:**

Kondil-disk kompleksi uyumsuzlukları: Çene eklemi başı (kondil) ile eklem diski arasındaki ilişkinin bozulması. Bu durum, diskin yer değiştirmesi gibi ciddi sorunlara yol açabilir.

Artiküler yüzeylerin yapısal uyumsuzlukları: Eklem yüzeylerindeki kıkırdak veya kemik dokusunda oluşan yapısal bozukluklar.

İnflamatuar patolojiler: Eklemde inflamasyon (iltihap) olması.

3. Kronik Mandibular Hipomobilité: Çene hareketlerinin kısıtlanması ve ağrıyla birlikte görülen kronik bir durum.

4. Gelişimsel Bozukluklar: Çene eklemi ve çevresindeki dokularda doğumdan itibaren var olan veya gelişim sırasında ortaya çıkan yapısal bozukluklar.

Bu patolojiler arasında en sık karşılaşılanı, kondil-disk kompleksi uyumsuzluklarına bağlı disk yer değiştirmesi durumudur. Bu durumda, eklem diski normal konumundan kayarak çene hareketlerini kısıtlar ve şiddetli ağrıya neden olabilir (Okeson, 2003).

2.8. Temporomandibular Eklem Hastalıklarının Tedavileri

TME hastalıklarında tedavinin amacı ağrıyı ve eklem seslerini ortadan kaldırmak veya azaltmak ve normal temporomandibular fonksiyonun yeniden sağlanmasıdır (Dimitroulis vd., 1995). TME tedavisinde genellikle basit yöntemlerle başlanır ve hastanın durumuna göre daha karmaşık yöntemlere geçilir.

Hasta Eğitimi ve Koruyucu Tedavi:

Hastaya TME hakkında bilgi verilmesi, tetikleyici faktörlerden kaçınma yöntemleri (diş sıkma, sert yiyeceklerden kaçınma vb.) öğretilmesi.

Bu aşama, diğer tedavilerin etkinliğini artırmak için oldukça önemlidir.

İlaç Tedavisi:

Ağrı kesiciler, kas gevşeticiler ve iltihap önleyici ilaçlar gibi ilaçlar kullanılabilir.

Bu ilaçlar, ağrıyı azaltmaya ve kas spazmlarını gidermeye yardımcı olur.

Düşük Seviyeli Lazer:

İltihabı azaltmak, doku onarımını hızlandırmak ve ağrıyı dindirmek amacıyla kullanılır.

Genellikle diğer tedavilere ek olarak uygulanır.

Fizyoterapi:

Çene eklemi ve çevresindeki kasları güçlendirmek, eklem hareketliliğini artırmak ve ağrıyı azaltmak için egzersiz ve manuel terapi yöntemleri kullanılır.

Oklüzal Tedavi:

Dişlerin birbiriyle olan ilişkisini düzenlemek amacıyla yapılan tedavilerdir.

Diş sıkma, gıcırdatma gibi alışkanlıkları azaltmaya ve çene eklemine binen yükü dağıtmaya yardımcı olur.

Intra-artiküler Enjeksiyonlar, Lizis ve Lavaj:

Eklem içine ilaç veya sıvı enjekte edilerek iltihap ve ağrı azaltılır.

Eklemdeki yapışıklıklar çözülerek hareketliliğin artırılması amaçlanır.

Cerrahi:

Diğer tedavilere yanıt vermeyen veya ciddi hasar görmüş eklemler için son çare olarak uygulanır.

Artroskopik cerrahi, diskektomi, disk tamiri gibi farklı cerrahi yöntemler kullanılabilir.

İleri Tedavi:

TME'ye eşlik eden romatolojik, endokrinolojik, kulak burun boğaz veya psikiyatrik sorunların tedavisi.

Bu sorunlar, TMR'yi tetikleyebilir veya kötüleştirebilir (Yener Mahmut, 2013).

1. Hasta eğitimi ve koruyucu tedavi: Hastanın kendi sağlık durumu hakkında bilgi sahibi olması, tedavinin başarıya ulaşmasında büyük önem taşır. Hastanın şikayetlerini artıran faktörler üzerinde durularak, bu faktörlerden kaçınma yolları hakkında da hasta bilgilendirilir. Hastaya hastalığı hakkında bilgi verildikten sonra evde başvurabileceği bazı önerilerde bulunulur. Bunlar; alt çene hareketlerinin kısıtlanması, ağız içi alışkanlıkların tanınması ve bunların düzeltilmesidir (Okeson, 2003).

2. İlaç tedavisi: TME tedavisinde kullanılan ilaçlar genellikle ağrıyı hafifletmek, iltihaplanmayı azaltmak ve kasları gevşetmek amacıyla kullanılır. Her ilaç türü, hastanın ağrı türüne ve durumun akut ya da kronik olmasına göre farklı etkiler sağlar. Bu tedavi seçeneklerinin her birinin amacı ve kullanım alanları şu şekildedir:

Analjezikler: Akut ağrı durumlarında, özellikle TME'nin ani başlangıçlı ağrılarında kullanılır. Genellikle ağrıyı hızlı bir şekilde dindirmeye yardımcı olurlar.

Steroid olmayan antiinflamatuvar ilaçlar (NSAID'ler): Hem akut hem de kronik durumlarda, iltihaplanmayı ve ağrıyı hafifletmek için yaygın olarak kullanılırlar. Bu ilaçlar, özellikle kas ve eklem ağrılarını rahatlatmak için etkilidir.

Kortikosteroidler: Ağrılı ve iltihaplı TME durumlarında, özellikle şişlik ve iltihaplanmanın ön planda olduğu akut dönemde kullanılır. Steroidler, güçlü anti-inflamatuvar etkiler sağlar.

Anksiyolitikler: TMR'nin tedavisinde, kas gerginliğini artıran stres ve anksiyetenin yönetilmesine yardımcı olmak için kullanılır. Stres kaynaklı diş gıcırdatma veya çene sıkma gibi semptomları azaltabilir.

Kas Gevşeticiler: Kasların gevşetilmesi gereken durumlarda, özellikle kas spazmlarını ve gerginliği hafifletmek için kullanılır. Akut dönemde, kas gerilmesi ve ağrısı olan hastalar için etkilidir.

Antidepresanlar: Trisiklik antidepresanlar (TCA) gibi ilaçlar, kronik ağrı durumlarında, özellikle ağrının uzun süre devam ettiği ve tedaviye dirençli olduğu vakalarda kullanılır. Ayrıca bu ilaçlar, depresyon ya da anksiyete ile ilişkili TME semptomlarını da iyileştirebilir.

Lokal Anestezikler: Bu ilaçlar, doğrudan ağrıyan bölgeye uygulanarak bölgesel uyuşma sağlar ve genellikle akut ağrı durumlarında kullanılır. Bu tedavi, özellikle lokalize ağrıyı hafifletmek için uygundur (Okeson, 2003).

Ancak bu tür ilaçların mide-bağırsak bozukluklarına, kanamaya, yutma güçlüğüne ve alerjik reaksiyonlara neden olabileceği ihtimali de göz ardı edilmemelidir (McNeill, 1997).

3. Düşük seviyeli lazer tedavisi: Lazer tedavisi, biyostimülan etkilerinden faydalanarak, ışığın ortamın atomlarındaki elektronların enerji seviyelerini değiştirmesine yardımcı olur. Bu süreçte, gelen lazer ışınının etkisiyle elektronların dönüş hızı artar ve farklı dalga boylarına sahip yeni ışıklar üretilir. Bu ışığın tek yönde yönlendirilmesiyle hücre ve dokuların aktiviteleri uyarılır, böylece iyileşme ve onarım süreçleri hızlandırılır (Mazzetto vd., 2007).

4. Fizik tedavi: TME bozukluklarının tedavisinde kullanılan fiziksel uygulamalar arasında sıcak ve soğuk terapiler, elektroterapi, ultrason, anestezi ajanları ve akupunktur yer almaktadır. Soğuk tedavi yöntemleri arasında kriyoterapi, jel kompresleri, buharlaştırıcı spreyler (Florometan içeren spreyler) ve buz uygulamaları bulunmaktadır. Sıcak tedavi yöntemleri, yüzeysel ve derin dokulara yönelik ısı uygulamaları ile yapılabilir. Yüzeysel ısı tedavisinde genellikle nemli sıcak kompresler ve kızılötesi lambalar kullanılırken, derin doku ısıtılması için ultrason tedavisi tercih edilmektedir (Dalkız, 2003)(Dimitroulis, 2005).

5. Splint tedavisi: TME bozukluklarının konservatif tedavisinde splint tedavisi, ana yaklaşımlardan biri haline gelmiştir. Literatürde, splint tedavisinin miyofasyal ağrılar ve redüksiyonlu ya da redüksiyonsuz disk replasmanları üzerinde oldukça etkili olduğu belirtilmektedir. (Lundh vd., t.y.)(Stiesch-Scholz vd., 2002)(Schmitter vd., 2005). Oklüzal splintler, oklüzyondaki dikey yüksekliği artırarak mandibulanın postüral pozisyonunda değişikliklere yol açar. Bu durum, çene eklemi üzerindeki baskıyı azaltarak ağrı ve kas gerginliğini hafifletebilir (Schmitter vd., 2005). Oklüzal splint tedavisi, kas uyumunu ve koordinasyonunu sağlar, oklüzal kuvvetlerin düzgün bir şekilde dağıtılmasına yardımcı olur ve dişlerin korunmasını sağlar (Okeson, 2003).

6. Artrosentez: Nitzan ve arkadaşları tarafından geliştirilen bir yöntem olan çene eklemi yıkama işlemi (artrosentez), lokal anestezi altında eklem bölgesine sıvı verilerek sıkışmış diskin rahatlatılmasını amaçlayan, basit, cerrahi riski düşük ve etkili bir tedavi yöntemidir. Artrosentez, TME cerrahi yöntemlerine kıyasla tercih edilen bir seçenek olmasının nedeni, düşük morbidite, düşük risk ve maliyetinin uygun olmasıdır. Diğer avantajları da lokal anestezi altında uygulanabilmesi ve hastanın hastaneye yatırılmasına gerek kalmamasıdır

(Frost & Kendell, 1999)(Carvajal & Laskin, 2000). Literatürde artrosentez endikasyonları eklem diskinin redüksiyonlu veya redüksiyonsuz dislokasyonu, TME'ye bağlı ağız açmada kısıtlılık ve TME'nin diğer intrakapsüler bozukluklarıdır (Nitzan vd., 1991)(Frost & Kendell, 1999).

7. Artroskopi: Çene eklemi artroskopisi ilk olarak 1975 yılında Japonya'da Ohnishi tarafından uygulanmıştır. Bundan on yıl sonra, hem tanı hem de tedavi aracı olarak Avrupa ve Amerika'da büyük ilgi görmeye başlamıştır (Mccain, 1988). Günümüzde artroskopik cerrahi, oldukça başarılı sonuçlar vermektedir. Ağrının azalması ve çene hareketlerinin artması konusundaki başarı oranı %79-93 arasında değişmektedir. Çene eklemi artroskopisi yönteminin popülerleşmesiyle birlikte, bu alanda daha gelişmiş cerrahi teknikler ortaya çıkmıştır. Artık sadece eklemi yıkamak yerine, elektrikle çalışan aletler, lazer gibi teknolojiler ve hatta eklemdaki diski onarma gibi daha karmaşık işlemler yapılabilmektedir (Mccain vd., 1992).

8. Cerrahi tedaviler: Günümüzde, TME hastalarının sadece %5'inin eklem cerrahisi tedavisine ihtiyaç duyduğu bildirilmektedir. Konservatif tedavilerin yetersiz kaldığı, semptomların yaşam kalitesini ciddi şekilde etkilediği veya kesin cerrahi müdahale gerektiren durumlar (kondiler hiperplazi, koronoid hiperplazi, kırık, ankiloz ve tümör gibi) söz konusu olduğunda cerrahi tedavi endike olmaktadır.

Amerikan Oral ve Maksillofasiyal Cerrahlar Birliği (AAOMS), TME cerrahisi öncesinde aşağıdaki kriterlerin bulunması gerektiğini belirtmiştir (Dimitroulis & Dolwick, 1996):

1. Uygun görüntüleme yöntemleriyle belirlenmiş eklem içi düzensizlikler veya diğer yapısal bozuklukların varlığı.
2. Semptomlar ve objektif bulguların, yapısal bozukluklarla ilişkili olduğunun kanıtlanması.
3. Ağrı ve disfonksiyonun, hastanın günlük yaşamını önemli ölçüde olumsuz etkilemesi.
4. Konservatif tedavi yöntemlerinin başarısız olması.
5. Bruksizm gibi parafonksiyonlar, aktif medikal veya dental problemler ve cerrahinin başarısını etkileyebilecek diğer faktörlerin önceden gözden geçirilmesi.
6. Olası komplikasyonların, cerrahi tedavinin amacı ve başarı oranının hastaya açıkça belirtilmesi ve hastadan işlem öncesi onay alınması

Konservatif tedavilerin etkili olmadığı ve semptomların şiddetli olduğu durumlarda cerrahi tedaviler endikedir (Dimitroulis & Dolwick, 1996). Sonuçları değerlendirilmeden TME cerrahisi yapılmamalıdır. Ameliyat sonrasında hiçbir eklem normal şekline ve işlevine geri dönmez. Alt çene hareketlerini kısıtlayan geniş skar dokusu varsa ameliyat yapılabilir. Ameliyat sonucunda eklemde adezyon ve hemartroz gelişebileceği gibi fasiyal sinirde de hasar meydana gelebilir. Tüm bu riskler nedeniyle konservatif tedavilere yanıt alınamayan durumlarda cerrahi müdahale uygulanmalıdır (Dimitroulis, 2005; Okeson, 2003).

En sık kullanılan açık cerrahi yöntemler, eklem diskinin repozisyonu ve diskin tamamının çıkarılmasıdır. Eğer eklemde ciddi hasar varsa, eklem kemik yüzeyleri de yeniden şekillendirilebilir. Ancak her cerrahi yöntemin hem avantajları hem de dezavantajları vardır. Bu nedenle, hastanın durumuna en uygun olan yöntem seçilmelidir. Amacımız, hastayı en az riske maruz bırakarak en iyi sonucu almaktır (Dolwick, 1997).

TME yani çene eklemindeki sorunların cerrahi olarak düzeltilmesi için birçok yöntem vardır. Bunlar; yumuşak dokulardaki küçük onarımlardan, yapay eklem protezlerine (alloplastik), hastanın kendi vücudundan alınan dokularla yapılan kısmi veya tam eklem replasmanlarına (otojen parsiyel veya total eklem protezi) kadar geniş bir yelpazededir (Park vd., 2004; Saeed vd., 2002) Geçmişte, 1960'lı yıllarda, daha ciddi eklem sorunları olan hastalar için eklem bir kısmının çıkarıldığı ve yerine başka bir doku konulduğu bir yöntem olan rezeksiyon artroplastisi uygulanmıştır. Ancak bu yöntemde eklemde tekrarlayan şekil bozuklukları ve hareket kısıtlılığı gibi sorunlar ortaya çıkmıştır. Bu nedenle, daha sonra eklem yerine tamamen yapay TME protezleri geliştirilmiştir (Driemel vd., 2009a).

2.9. Temporomandibular Eklem Protezleri

TME bozukluklarının büyük bir kısmı cerrahi olmayan yöntemlerle tedavi edilebilmekle birlikte, ileri evre patolojisi ve ciddi fizyolojik disfonksiyon gösteren vakalarda total temporomandibular eklem rekonstrüksiyonu (TMER) endikasyonu bulunmaktadır. TMER'nin amacı mandibular form ve işlevi geri kazandırmaktır (Mercuri, 2012b). TME protezleri iki bileşenden oluşur: glenoid fossaya sabitlenmiş temporal bileşen ve kondil/fossa işlevini taklit eden mandibular bileşen. Protez malzemeleri ve tasarımları üretici firmaya bağlı olarak farklılık gösterir (Wolford vd., 2015). Ayrıca bu protezlerin stok veya kişiye özel olabilmesi de tedavi seçimini etkileyen bir diğer faktördür (Mamidi vd., 2019; Wolford vd., 2015). Günümüzde üç ana TME replasman sistemi mevcuttur, bunlar

hastaya takılan TME Concepts sistemi (Ventura, CA, ABD), stok/özel Biomet Microfixation sistemleri (Jacksonville, FL, ABD) ve stok/hastaya özgü Nexus CMF sistemleridir (Salt Lake City, UT, ABD). Son meta-analizler, hem stok hem de hastaya özgü implantların ağrı skorlarında azalma, fonksiyon, diyet ve maksimum ağız açıklığında iyileşmeler konusunda benzer sonuçlar gösterdiği belirtilmiştir (N. K. G. , C. E. Z. and M. Y. Mommaerts. De Meurechy, 2020; Zou vd., 2018).

Yıllar boyunca denenen çok sayıda metal ve plastik bileşen, ortopedik cerrahi alanında geliştirilen eklem protezlerinin evrimini yakından takip etmiştir (Ryan, 1989). Günümüzde alloplastik TME replasmanı, yalnızca glenoid fossanın değiştirilmesini sağlayan protezler, kondilin değiştirilmesi için kullanılan protezler ve fossa ile kondilin birlikte değiştirilmesini sağlayan protezler olarak kategorize edilebilir (Van Loon vd., 1995). Fossa bileşeni, ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen (UHMWPE) eklem yüzeyini içeren ve zigomatik arkına vida sabitlenmesine olanak tanıyan ticari olarak saf titanyum ağ desteğine sahiptir. Ramus bileşeni, UHMWPE ile uyumlu geometriye sahip krom-kobalt-molibden (Cr-Co-Mo)'den oluşan kondiler eklem başlığı içeren bir titanyum alaşıma sahiptir ve bu sayede temas en üst düzeye çıkarılır ve fonksiyon esnasında aşınma en aza indirilmiş olur (Vincent & Mercuri, 1998).

1995 yılında FDA onayı alarak klinik kullanıma sunulan Biomet/Lorenz Sistemi, temporomandibular eklem (TME) protezleri arasında önemli bir yere sahiptir. Sistem, medial yüzeyinde osseointegrasyonu destekleyen plazma püskürtmeli titanyum kaplamalı döküm bir Cr-Co-Mo ramus bileşeni ile ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen (UHMWPE) fossa bileşeninden oluşur (Driemel vd., 2009b). Daha önceki yıllarda fossa bileşenlerinde kullanılan polimetil metakrilat (PMMA) materyalinin zaman içinde aşınma ve parçalanma riski nedeniyle günümüzde UHMWPE tercih edilmektedir (Driemel vd., 2009b). Sistemin sabitlenmesinde Titanyum-Aliminyum-Vanadyum (Ti-6Al-4V) alaşımlı vidalar kullanılır (Kerwell vd., 2016).

1989 yılında piyasaya sürülen Techmedica TME protez sistemi, 1993 yılında FDA (Food and Drug Administration) tarafından üretimi durdurulmuştur. 1996 yılında TMJ Concepts Inc. tarafından geliştirilen yeni bir TME protez sistemi, 1997 yılında klinik kullanıma sunulmuştur. Bu sistemde, hastanın anatomisine özel olarak üretilen titanyum ağ destekli bir fossa bileşeni ve ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen (UHMWPE) eklem yüzeyi kullanılmıştır. Kondil bileşeni ise Ti-6Al-4V alaşımından üretilmiştir (Mercuri, 2006; Mercuri vd., 2002b; Wolford, Pitta, vd., 2003; Wolford vd., t.y.).



Şekil 2. 5. TME eklem protezi (Yoda vd., 2020)

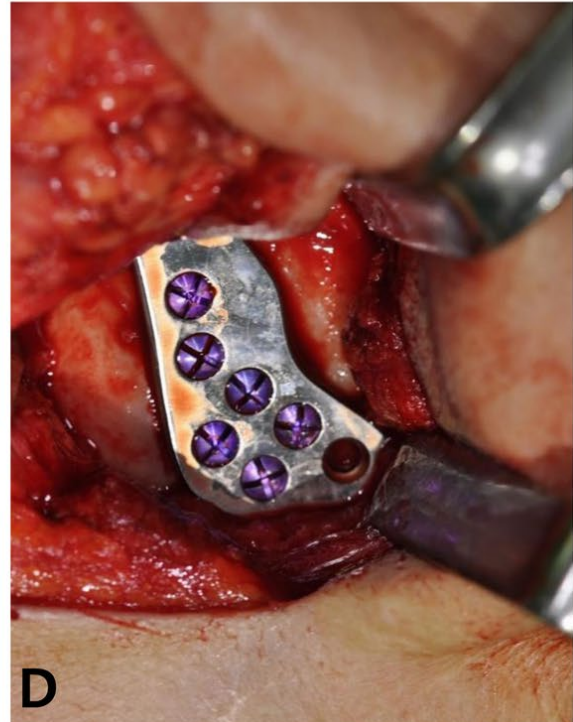
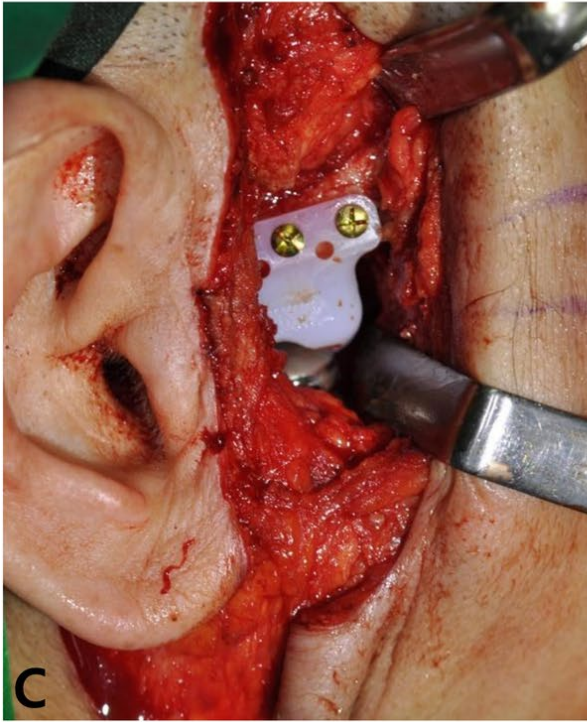
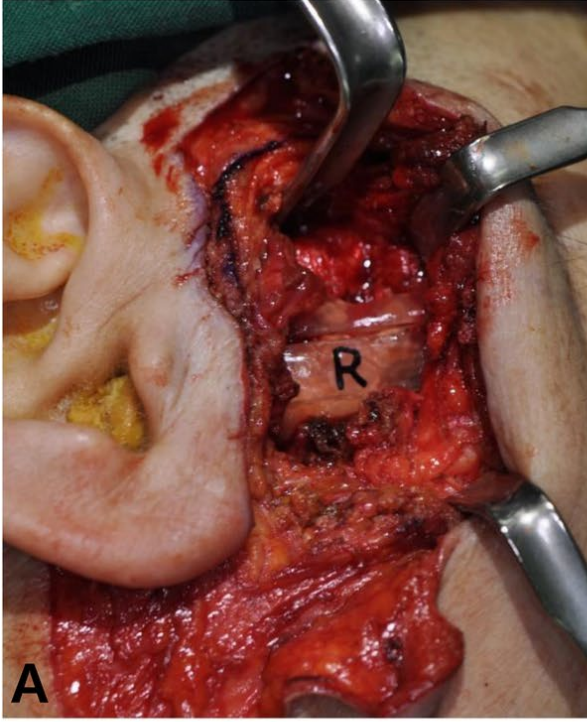
2.9.1. Temporomandibular eklem protezlerinde kullanılan biyomateriyaller

TME protezlerinin rekonstrüksiyonunda tarih boyunca çeşitli malzemeler kullanılmış olmakla birlikte, uygun olmayan malzeme seçimi metal alerjisi, yabancı cisim reaksiyonu, heterotopik ossifikasyon ve implant gevşemesi gibi komplikasyonlara yol açabilmektedir (Peres Lima vd., 2023). Bu nedenle günümüzde FDA onaylı olarak kobalt-krom-molibden alaşımları (Co-Cr-Mo), ticari olarak saf titanyum (cpTi), alaşımlı titanyum (Ti6Al4V) ve ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen (UHMWPE) gibi biyolojik uyumluluğu yüksek malzemeler tercih edilmektedir (Driemel vd., 2009b).

2.9.2. Temporomandibular eklem protezi cerrahi uygulaması

- 1) TME''ye preauriküler veya endaural kesi yoluyla ulaşılır.
- 2) Kondilektomi sonrası alan temizlenir ve endike ise fossanın kemiksel yeniden şekillendirilmesi tamamlanır.
- 3) Mandibula ilerletilmesi (5 mm'den fazla) veya mandibulanın posterior yönde dikey olarak uzatılması gerektiğinde temporalis kasını serbest bırakmak için koronoidektomi yapılır.

- 4) Mandibular ramusa erişim sağlamak, masseter kasının diseksiyonu, endike olduğunda medial pterygoid kasını ayırmak (ilerletmeler ve posterior dikey uzatma) ve gerektiğinde ramusun kemiksel yeniden şekillendirilmesini gerçekleştirmek için retromandibular kesi kullanılır.
- 5) Mandibula uygun şekilde mobilize edilir, endike ise oklüzal splint yerleştirilir ve intermaksiller fiksasyon uygulanır.
- 6) Daha sonra protezin fossa bileşeni yerleştirilir ve 2,0 mm çapında kemik vidalarıyla zigomatik ark üzerine sabitlenir.
- 7) Mandibular bileşen retromandibular kesi ile yerleştirilir ve 2.7 mm vidalarla sabitlenir.
- 8) İntermaksiller fiksasyon serbest bırakılır ve oklüzyon uygun interdigitasyon açısından kontrol edilir.
- 9) Daha sonra kesiler tabakalı olarak kapatılır.
- 10) Hastalara rutin olarak ameliyat sırasında ve ameliyattan sonraki 3 hafta boyunca antibiyoterapi uygulanır (Wolford, Pitta, vd., 2003).



Şekil 2. 6. TME protez cerrahisi (Rhee vd., 2019)

2.10. Dental İmplantlar

İmplant dünyasındaki gelişmeler ve implantın endikasyon alanının genişlemesiyle birlikte hastaların kaybedilen fonksiyon ve estetiği dental implantlar sayesinde günümüzde en sağlıklı şekilde geri kazanılabilmektedir. Tedavinin başarısını artırmak için mevcut anatomik yapının detaylı bir şekilde değerlendirilmesi, kullanılan biyolojik materyallerin fiziksel ve kimyasal özelliklerinin bilinmesi ve biyomekanik prensiplerin titizlikle uygulanması gerekmektedir (Misch, 2004; Misch vd., 2008).

Hekimin implant malzemesi ve tasarımı hakkında bilgi sahibi olması ve biyolojik dokuların kendilerine uygulanan kuvvetlere karşı verebilecekleri tepkiler konusunda öngöründe bulunabilmesi gerekmektedir (Norton, 2006).

İmplantlar, protezler ve abutmentler aracılığıyla üzerlerine uygulanan kuvvetleri gövde ve gövdedeki oluklar aracılığıyla çevredeki kemik dokusuna iletirler. İmplantlarda makro geometri gibi genel yapı, üzerine uygulanan kuvvetlerin kemik dokusuna nasıl dağıldığını belirleyen önemli bir faktördür. İmplantın çene kemiğine yerleştirilme açısı, konumu ve çapı gibi özellikleri, bu kuvvetlerin kemikte nasıl dağıldığını doğrudan etkiler (Cochran, 2000).

Alveolar kemiğin aşırı atrofisi ve anatomik sınırlamalar, yerleştirilen implantların sayısını, uzunluğunu, pozisyonunu ve genişliğini etkiler ve bu da protezin tasarımını etkiler (Sagat vd., 2010). Kemik kaybını yatay ve dikey yönlerde kemik artırma yöntemleri ile tedavi etmek, daha yüksek dişsiz aralıklar, artan morbidite ve daha uzun tedavi süreleri ile sonuçlanan bir prosedürdür (Horita vd., 2017b; Testori vd., 2008).

Atrofik mandibula vakalarında implant destekli sabit restorasyonlar için literatürde çok sayıda farklı yöntem önerilmektedir. Bu yöntemlerin etkinliği ve başarısı, çeşitli çalışmalar ile değerlendirilmektedir (Passaretti vd., 2018; Pieri vd., 2017). Atrofik çenelerde implant destekli sabit protez restorasyonları, geleneksel tam protezlere göre daha iyi stabilite ve fonksiyon sunmaktadır. Özellikle All-on-Four gibi teknikler, sınırlı kemik hacmi olan vakalarda başarılı sonuçlar elde edilmesini sağlamaktadır (Horita vd., 2017c; Maló vd., 2003b).

İmplant gelişiminin yönü, Per-Ingvar Branemark'ın 1952 yılında başlattığı deneysel çalışmalarla değişti. Branemark, köpeklerde kemik iliğinin mikroskobik iyileşmesi üzerinde yaptığı 10 yıllık çalışmalar sonucunda, implant entegrasyonunun sert ve yumuşak dokuda ciddi yan etkilere neden olmadığını göstermiş ve osseointegrasyonu tanımlayarak, Linkow

ve arkadaşlarının ileri sürdüğü, implant ile kemik arasında lifli bağ dokusu oluşumunun gerekli olduğu fikrini değiştirerek implantolojideki en büyük adımı atmıştır (Branemark, 1983).

2.10.1. Osseointegrasyon kavramı

Branemark'ın tanımına göre osseointegrasyon, implant yüzeyi ile canlı kemik dokusu arasında histolojik düzeyde direkt bir temasın varlığı olarak tanımlanır. Işık mikroskobu altında histolojik kesitlere bakılarak yapılan osseointegrasyon tanımı histolojik bir tanımdır (Chang, 2010; Hobo, 1989). Osseointegrasyon süreci, çene kemiğinin miktarı ve kalitesi, implant materyali, implant geometrisi ve yüzey özellikleri, cerrahi teknik ve implant yükleme protokolleri gibi çoklu faktörlerden etkilenmektedir (Albrektsson vd., 1981).

2.10.2. İmplant materyal özellikleri

Mevcut implant çeşitliliğinin, tasarım veya malzemelerdeki değişikliklerin implantın daha iyi performans göstermesini sağlayacağı iddia edilmektedir. Bir implantın kemiğe entegre olmasına ve dolayısıyla implantın performansını belirlemesine yol açan olaylar büyük ölçüde doku implant arayüzünde gerçekleşir. Bu arayüzün geliştirilmesi karmaşıktır ve çok sayıda faktörü içerir. Bu faktörler yalnızca malzeme, şekil, topografya, implant materyali, geometrik özellikleri ve yüzey yapısı gibi biyolojik faktörlerden değil, aynı zamanda mekanik yükleme, cerrahi teknik ve çene kemiği miktarı ve kalitesi gibi hasta özelliklerinden de etkilenir (Puleo & Nanci, 1999).

Titanyum oldukça reaktif bir malzeme olduğundan, havayla temas ettikten sonra nanosaniyeler içinde malzemenin üzerinde bir oksit tabakası oluşur Bu tabaka, malzemenin dış etkenlere karşı dayanıklılığını artırırken, vücut tarafından kabul edilmesini kolaylaştırır (J. B. , D. A. P. and A. Nanci. Brunski, 2000; Wataha, 1996). Yapılan bir deneyde, titanyumun vücuda çok az miktarda karıştığı gözlemlenmiş ancak bu durumun önemli bir sonuç doğurmadığı ve istatistiksel anlamı olmadığı belirtilmiştir (Friskén vd., 2002).

Titanyum ve alaşımları biyoyumluluk, dayanıklılık ve ideale yakın elastisite modülüne sahip kanıtlanmış malzemelerdir (Misch, 2004). Titanyum, dental implantlarda saf veya alaşımlar olmak üzere iki şekilde kullanılabilir. Titanyum-alüminyum-vanadyum (Ti-6Al-4V) alaşımı, biyoyumluluk açısından en üstün metalik malzemelerden biridir,

çünkü mekanik ve fiziksel özellikleri ile korozyon direnci oldukça yüksektir. Bu alaşımda alüminyum, malzemenin dayanıklılığını artırıp yoğunluğunu düşürürken, vanadyum ise korozyona karşı olan direncini arttırır (Misch, 2004; Wataha, 1996).

Amerikan Malzeme Test Derneği (ASTM), titanyum alaşımlarını demir ve oksijen miktarına göre beş temel sınıfa ayırır. Bu sınıflandırma, titanyumun çeşitli uygulamalardaki kullanımını belirlemek için önemli bir kriterdir (Sidambe, 2014).

Grade 1; kimyasal olarak saf ve yumuşaktır. Düşük ara eleman içeriğinin bir sonucu olarak, oda sıcaklığında tüm gruplar arasında en düşük mekanik mukavemete ve en yüksek sünmeye ve işlenebilirliğe sahiptir. Tüm standart üretim yöntemlerinde (kaynak, işleme, soğuk işleme, sıcak işleme, döküm) kullanılabilir.

Grade 2; 275 MPa akma değerine sahip olduğundan endüstriyel uygulamalar için ideal bir malzemedir. Düşük aralıklı elemanlar içerir ve elde edilen dayanıklılık yüksektir. Ayrıca üstün aşınma direncine sahiptir. Tüm standart üretim yöntemlerinde mevcuttur.

Grade 3; Üstün korozyon direncine ve dayanıklılığa sahiptir.

Grade 4; Dayanıklılığı en yüksek sınıftır.

Grade 5; %6 alüminyum ve %4 vanadyum içerir. Ti6Al4V; yüksek dayanıklılığa sahip olup yorulma ve korozyona karşı oldukça dirençlidir (Sidambe, 2014).

Tablo 1. *İmplant için titanyum bloğun mekanik özellikleri (Sidambe, 2014).*

Materyal	Sınıflama	Gerilme Direnci (MPa)	0.2% Akma Dayanımı (MPa)	Uzama (%)	Elastik modül (GPa)
Saf Ti	Grade 1	240	170	24	103–107
-	Grade 2	345	275	20	103–107
-	Grade 3	450	380	18	103–107
-	Grade 4	550	483	15	103–107
Ti6Al4V	Grade 5	860	795	10	114–120

2.11. Mandibular Kemik Değerlendirilmesi ve Rezorpsiyon

Kemik Yapısı: Kemik dokusu hücreleri, kemiğin dinamik bir yapı olmasını sağlayan ve vücudumuzun sağlığı için hayati öneme sahip olan özelleşmiş hücrelerdir. Bu hücreler 4 tiptir; osteoprogenitör hücre, osteoblast, osteosit ve osteoklastlardır (Clarke, 2008). Osteoprogenitör hücreler, kondrogenik veya osteogenik farklılaşma potansiyeline sahip pluripotent mezenkimal kök hücrelerdir. Osteoblastlar tarafından sentezlenen tip I kollajen ve proteoglikanlardan oluşan organik matris, mineralizasyon ile inorganik bir yapıya dönüştürülür. Osteositler, kemik dokusunun duyusal ve metabolik aktivitelerini düzenler. Osteoklastlar, tartrate-resistant asit fosfataz (TRAP) pozitif çok çekirdekli dev hücreler olup, kemik rezorpsiyonundan sorumludur. Kemik dokusu, sürekli bir yıkım ve yeniden yapılanma süreci olan kemik remodelling ile yenilenir. Bu remodelling lokal faktörler ve sistemik faktörler tarafından kontrol edilir (Clarke, 2008; Nakamura, 2007).

Kemik dokusunun histolojisinde, trabeküler (süngerimsi) ve kortikal (kompakt) olmak üzere iki farklı histolojik yapı yer alır. Trabeküler kemik, hematopoetik aktivitelerin gerçekleştiği ve metabolik düzenlemenin önemli olduğu bir bölgedir. Kortikal kemik ise, primer olarak mekanik yükleri taşıma ve kemiğe dayanıklılık kazandırma görevini üstlenir. Trabeküler kemik, birbirine bağlı ince kemik çubuklarından oluşan bir ağ yapısındayken, kortikal kemik daha düzenli ve yoğun bir lameller yapıya sahiptir (Nakamura, 2007; Sidambe, 2014).

Kemik Rezorpsiyonu: İnsan yaşamı boyunca kemiklerimiz sürekli olarak yenilenir. Eski kemik dokusu parçalanırken, yerine yeni kemik dokusu oluşur. Bu süreçte, osteoklast adı verilen hücreler eski kemiği rezorbe ederken, osteoblast adı verilen hücreler de yeni kemik dokusunu oluşturur (Lindh vd., 1997).

Wolff Yasası'na göre, kemiğe uygulanan kuvvetler, kemiğin şekil değişikliğini etkiler. Eğer kemik fonksiyon dışı kalırsa, iç ve dış yapısında değişiklikler oluşur. Kemik, formunu ve yoğunluğunu koruyabilmek için sürekli olarak uyarılmaya ihtiyaç duyar. Yapılan çalışmalar, iskelet sistemindeki yıkım ve oluşum süreçlerinin %4'lük bir gerginlik ile dengeye ulaştığını ve bunun kemiğin sürekliliğini sağladığını göstermektedir (Kalenderer, 2008).

Kemik erimesi (rezorpsiyon), iltihaplanma, hormonal değişiklikler ve dış kuvvetler gibi birçok faktörün bir araya gelmesiyle oluşan karmaşık bir süreçtir. Bir diş çekildiğinde, dişin yer tuttuğu kemik bölgesinde uyaran azalır. Bu durum, kemik dokusundaki çubuk

benzeri yapıların (trabeküller) ve kemik yoğunluğunun azalmasına neden olarak, kemiğin kalınlığının ve yüksekliğinin azalmasına yol açar (von Wowern, 2001).

2.11.1. Alveolar Kemik Rezorpsiyon Sınıflaması

Maksillofasiyal cerrahi alanında yaygın olarak kullanılan Cawood ve Howell sınıflandırması, alveolar kemik rezorpsiyonunu 6 farklı tipte tanımlar. Bu sınıflandırma, dental implant tedavilerinde kemik kalitesi ve miktarının değerlendirilmesinde önemli bir araçtır (Cawood & Howell, 1988):

Sınıf I: Dişlerin mevcut olduğu kret

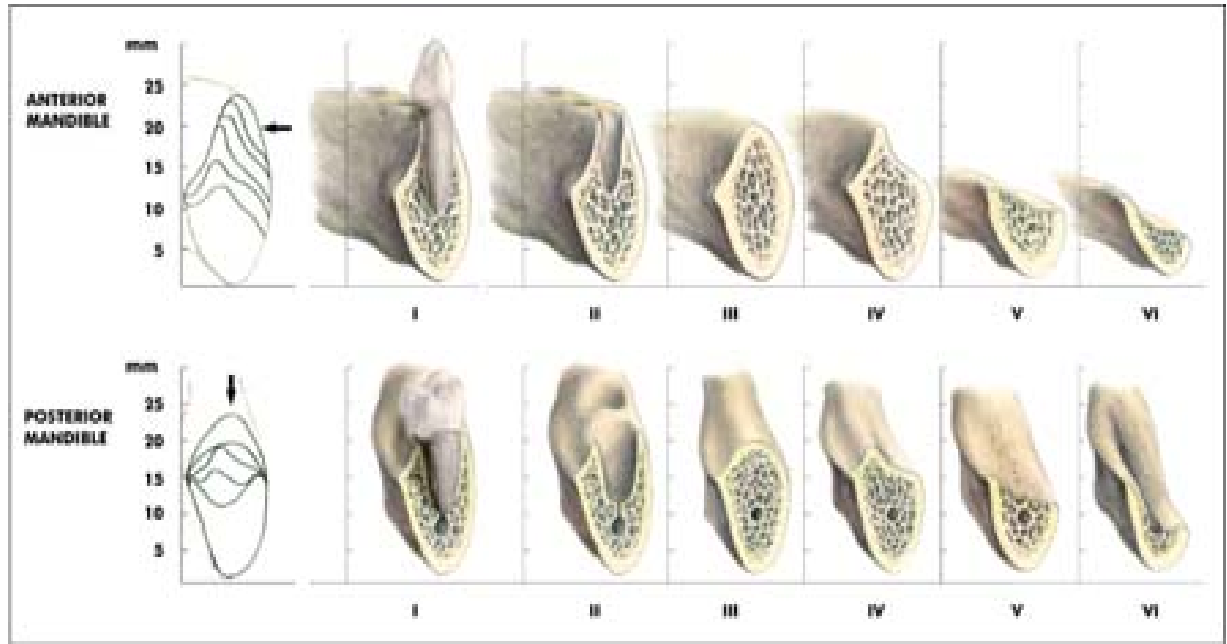
Sınıf II: Diş çekimi sonrası iyileşmeyi yeni tamamlamış kret

Sınıf III: Yeterli yükseklik ve genişliğe sahip, yuvarlak şekilli kret

Sınıf IV: Yeterli yüksekliği olan, ancak dar genişlikteki bıçak sırtı formundaki kret

Sınıf V: Hem genişliği hem de yüksekliği eksik olan düzleşmiş kret

Sınıf VI: Çeşitli derecelerde bazal kemik kaybı bulunan, basık ve konkav şekle sahip kret



Şekil 2. 7. Cawood ve Howell'in mandibula rezorpsiyon sınıflaması (Cawood & Howell, 1988).

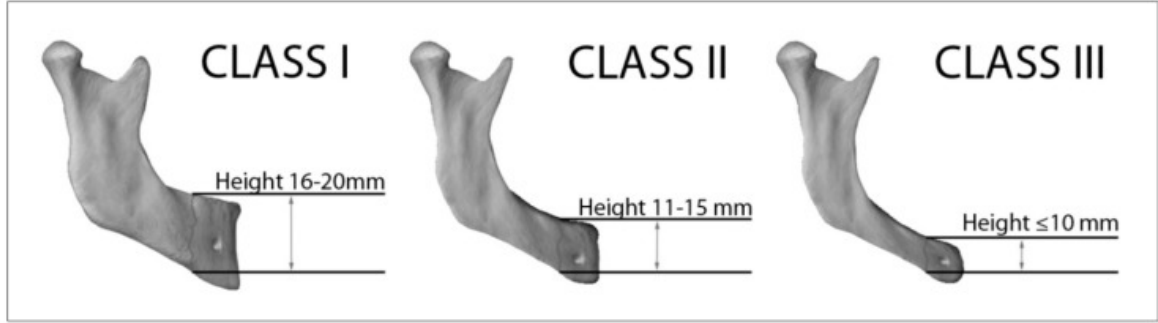
Atrofik mandibulanın bir diğer sınıflaması da Luhr ve arkadaşları(1996) tarafından, farklı atrofi derecelerine sahip mandibula kırıklarının tedavisinin zorluğu göz önünde bulundurularak geliştirilmiştir. Bu sınıflandırmada yalnızca 20 mm veya daha az yüksekliğe

sahip mandibulalar dahil edilmiştir, çünkü daha az atrofi derecesine sahip dişsiz mandibula kırıkları genellikle tedavide önemli zorluklara yol açmaz;

Sınıf I: 16 ila 20 mm yüksekliğindeki mandibulalar atrofi,

Sınıf II: 11 ila 15 mm yüksekliğindeki mandibular atrofi

Sınıf III: 10 mm veya daha az yüksekliğe sahip olanlar aşırı atrofik mandibulalar olarak sınıflandırılır (Luhr vd., 1996).



Şekil 2. 8. Luhr atrofik mandibula sınıflaması (De Feudis vd., 2014; Luhr vd., 1996).

2.12. Atrofik Mandibulada Protetik Tedavi Seçenekleri

2.12.1. Konvansiyonel doku destekli hareketli total protezler

Alt çenesi tamamen dişsiz olan hastalarda geleneksel protetik tedavi yöntemi tam protezlerdir (Critchlow & Ellis, 2010; Pan vd., 2010). Ayrıca hastalar bu protezlerde yetersiz stabilite ve tutuculuk gibi pek çok sorunla karşılaşmaktadırlar (Doundoulakis vd., 2003). Protezlerin stabilite ve retansiyonu, mandibula krestinin morfolojisi ve yüksekliği ile doğrudan ilişkilidir. Alveolar kemik atrofisi, protetik restorasyonların uzun dönem başarısızlığının en önemli nedenlerinden biridir. Özellikle mandibular total protezlerde, alveolar kemik kaybı nedeniyle sıklıkla stabilite ve retansiyon problemleriyle karşılaşılabilir (Burns, 2000; Redford vd., 1996).

2.12.2. Alt çene implant destekli overdenture protezler

Mandibular implant destekli overdenture protezleri desteklemek amacıyla mental foramenler arası alana yerleştirilen implantlarla uzun süreli klinik çalışmalarda yüksek başarı oranı görülmüştür (Mericske-Stern, 1993). Dental implantların başarıları, yerleştirildikleri bölgeye göre değişiklik göstermektedir. Yapılan araştırmalar, tüm ağızda

mandibular mental foramenler bölgesine yerleştirilen implantların en yüksek başarı oranına sahip olduğunu göstermiştir. Protetik yükleme sonrası mandibular anterior bölgeye yerleştirilen implantların beş yıllık başarı oranı %94,5 ile %99 arasındadır (Steven J. Sadowsky, 2001).

2.12.3. Bar ataşmanlı overdenture protezler

İmplant üzerine yerleştirilen bar destekli üst protezler, total protezlerde görülen retansiyon ve stabilite eksikliklerini önemli ölçüde gidererek hasta konforunu artırmaktadır (Petropoulos, 1997)(Batenburg, 1998; Jemt, 1993). Bar destekli implant üst yapıları, kuvvet dağılımı ve stabilite açısından avantajlar sunmasına rağmen, biyofilmin; kolaylıkla tutunması ve protezin temizliğinin zor olması, yenileme ve onarım maliyeti gibi dezavantajlara sahiptir (Davodi vd., t.y.).

Barlı overdenture protezlerde kullanılan implant sayısı, çene kemiğinin durumuna göre 2, 3 veya 4 adet olabilir. Bu protezlerin uygulanabilmesi için yeterli kemik dokusu olması ve barla dişeti arasında en az 2-3 mm boşluk bulunması gerekmektedir. Barlı ataşman, overdenture protezine küçük metal ya da plastik bağlantı elemanları olan klipslerle bağlanır. Bu bağlantı elemanları akrilik veya metal klipsler, dişi ya da erkek ataşmanlar ya da mıknatıslar şeklinde olabilir. Ancak, bu sistemlerin aşınma, sınırlı hareket özgürlüğü, fazla yer kaplama gibi dezavantajları ve ayrıca estetik ile yumuşak doku problemleri gibi zorlukları da bulunmaktadır (Davodi vd., 1997).

Yüksek maliyet, uzun interoklüzal mesafe gereksinimi, yapım ve onarım zorluğu bar tutucuların kullanımını sınırlamaktadır (Aktaş & Canay, 2015).

2.12.4. Ball ataşmanlı overdenture protezler

Bar ataşmanlarına kıyasla daha az yer kaplarken yeterli tutunma, stabilite ve destek sağlarlar. Bar ataşmanlarından daha fazla doku desteği alan bilyalı ataşmanlar, aşırı rezorbe olmuş sırtlarda bar ataşmanlarına tercih edilir. Retansiyon ayarlaması ve astarlama prosedürleri, bir tutucunun değiştirilmesi gerektiğinde daha kolay olsa da, interoklüzal mesafenin sınırlı olduğu durumlarda kullanımı zordur ve protezin hareketi ile hijyenin zor sağlanması gibi nedenlerle dişeti kenarlarına zarar verebilmektedir (Batenburg, 1998).

2.12.5. Locator ataşmanlı overdenture protezler

Top başlı tutucu sistemlerin piyasaya sürülmesinden daha sonra üretilmiştir (Geckili, 2007). Bu sistem, protezin içinde titanyum alaşımından yapılmış metal bir başlığın içinde bir plastik matris ve implanta farklı yüksekliklerde vidalanmış bir matriksten oluşur. Matriks yapısı, farklı renklerde ve farklı tutma değerlerine sahip değiştirilebilir plastik başlıklar içerir. Matriks yapısı, implantlar arasındaki açı sapmalarının kısmi olarak düzeltilmesini sağlar. İnteroklüzal mesafenin yetersiz olduğu ve implantlar arasındaki açı sapmasının 40° olduğu durumlarda bile kullanılabilir. En sık kullanılan esnek tutucu sistemlerinden biridir (Daou, 2015).

Locater tutucu, tüm implant çapları ve boylarına uygun konumlandırıcı dayanaklar içerisinde siyah plastik metal tutucu (locator processing cap), şeffaf, pembe, mavi, yeşil ve kırmızı renkli farklı retansiyon güçlerine sahip locator tutuculardan (locator insert) oluşur (Geckili, 2007). Locator ataşmanlar laboratuvarında protez üzerine indirekt olarak veya klinikte direkt olarak protez üzerine yerleştirilebilir (Shafie, 2013).

Bu ataşman sisteminin kullanılmasıyla aşırı konturlu bir protez yapılması, dikey boyutun arttırılması, ataşmanların yanındaki yapay dişlerde çatlak veya kırılma, ataşmanların protezden ayrılması, protezde çatlak ve kırılmalar oluşması ve tüm bunların sonucu olarak hasta memnuniyetsizliği gibi sorunların önüne geçilmiştir (Geckili, 2007).



Şekil 2. 9. *Locator tutucu sisteminin ağız içi görüntüsü (Onur GEÇKİLİ, 2010).*

2.12.6. All-on-four sistemi

Posterior bölgede yeterli alveolar kemik yüksekliği bulunmayan hastalarda, sabit bir protez uygulaması için kemik artırma ve sinir lateralizasyonu gibi karmaşık cerrahi işlemler gerekebilir. Bu tür cerrahi prosedürler, hastaların morbidite riskini artırır, tedavi süresini uzatır ve maliyetleri yükseltir. Bu işlemlere alternatif olarak, Malo ve meslektaşları

tarafından "All-on-four" adlı bir sistem geliştirilmiştir (Maló vd., 2003c). Bu teknikte, iki implant lateral kesici bölgesine paralel şekilde yerleştirilirken, diğer iki implant premolar bölgesine açılı olarak konumlandırılır. Posterior bölgedeki açılı yerleştirilen implantlar, protez yapısına mümkün olduğunca distalden destek sağlayarak, kantilever uzunluğunun kısılmasını sağlar (Patzelt vd., 2014a).

Öndeki implantlar maksilla ve mandibulada lateral kesici diş bölgesine dik olarak yerleştirilirken, arkadaki implantlar mandibulada mental foramenin hemen önüne ve maksillada maksiller sinüsün ön duvarına paralel olarak distale eğimli olarak yerleştirilir. Anteriordaki implantlar oklüzal düzleme dik olarak yerleştirilirken, posteriordaki implantlar ise 30°-45° distale eğimli olarak yerleştirilir. Düz ve açılı multiünit abutmentler kullanılır (12). Arkadaki implantların distale eğimli olarak yerleştirilmesi gelen yükün daha dengeli bir şekilde dağılmasını sağlar ve ön-arka mesafeyi artırarak daha kısa bir kantilevere sahip 12 dişli bir protezin üretilmesine olanak tanır (Delben vd., 2012; Francetti vd., 2008). Cerrahi rehber kullanımı implantların doğru açı ve pozisyonda yerleştirilmesine yardımcı olur (M vd., 2014).

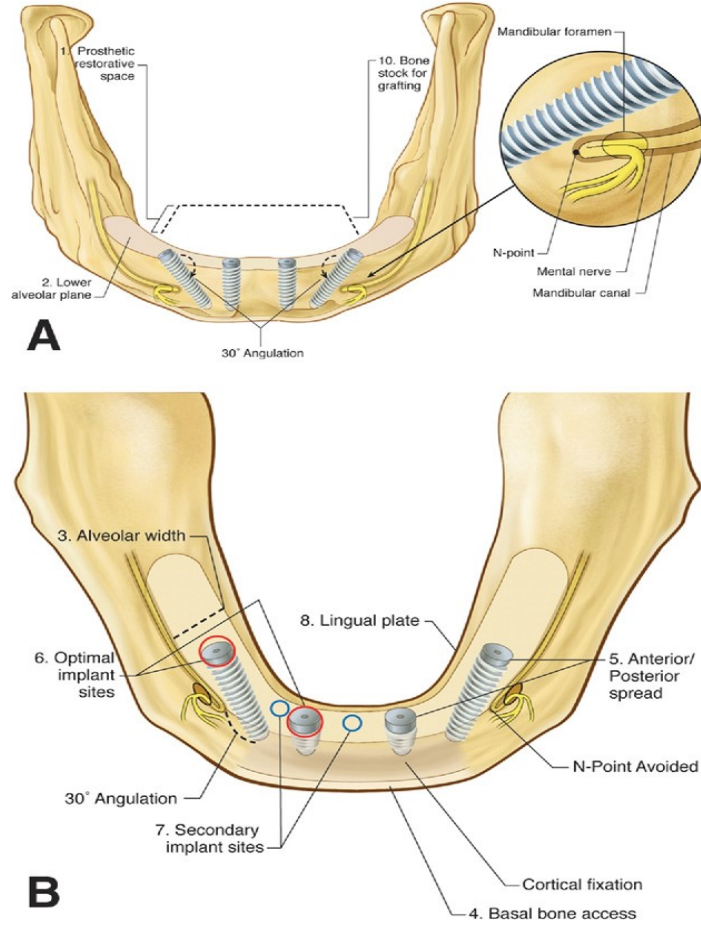
Bu tedavi konsepti, mevcut kemiğin kullanımını en üst düzeye çıkarır, immedat restorasyona olanak sağlar ve tedavi maliyetlerini ve hasta morbiditesini artıran rejeneratif prosedürler ve bunların komplikasyonlarından kaçınılmasını sağlar (Maló vd., 2000). All-on-four tedavi konsepti genel olarak düşük maliyetli bir tedavi seçeneğinin yanı sıra, daha az iyileşme süresi, karmaşık cerrahi tedaviler ve çıkarılabilir protezlerle karşılaştırıldığında yüksek yaşam kalitesi sunan bir tedavi sağlamaktadır (Patzelt vd., 2014b).

All-on-Four sisteminin uygulama kriterleri;

- 1) Şiddetli parafonksiyonel alışkanlık olmamalı
- 2) Standart ağız açıklığı (40 mm) olmalı
- 3) Premaksillada en az 5 mm kemik genişliği ve en az 10 mm kemik yüksekliği olan dişsiz maksillar kemik
- 4) İnterforamenler bölgesinde en az 5 mm kemik genişliği ve en az 8 mm kemik yüksekliğine sahip dişsiz mandibular kemik
- 5) Üst çene için en az 10 mm implant uzunluğu olmalı
- 6) Kantileveri azaltmak için implantı en fazla 45 derece eğimli yerleştirilmeli
- 7) Eğer açılma 30 veya daha fazla ise, eğimli implantların splintlenmesi gerekir.
- 8) Posterior eğimli implantlar için, distal vida erişim deliğinin birinci molar, ikinci premolar veya birinci premoların oklüzal yüzeyinde yer alması planlanmalı

9) Sabit protez olarak 10 ila 12 diş yer verilebilir ve son protezde maksimum 1 ila 2 diş kantilever olmalı

10) Planlı çekim vakalarında, çekim bölgelerini iyice temizlenmeli ve çekim bölgeleri arasına implant yerleştirilmeli (Chan & Holmes, 2015).



Şekil 2. 10. All-on-four implant dizaynı (Jensen vd., 2011).

2.13.Dental İmplantlarda Biyomekanik Prensipler

Biyomekanik, biyolojik sistemlerin mekanik özelliklerini ve hareketlerini inceleyen, fiziksel ve biyolojik bilimleri birleştiren bir disiplindir. Canlı dokuların yük altında gösterdiği tepkiler, biyomekanik prensiplerle açıklanabilir (J. B. Brunski, 1988).

Dental implant teknolojilerinin geliştirilmesinde biyomekanik prensiplerin önemi büyüktür. Biyomekanik, implantların yük dağılımı, stabilite ve uzun ömürlülüğü gibi özelliklerinin değerlendirilmesinde ve optimize edilmesinde temel bir araçtır (Cowin, 2001).

Dental implantların birincil işlevlerinden biri, fonksiyonel çiğneme kuvvetlerini olukları aracılığıyla çevredeki destek dokularına homojen bir şekilde aktarmaktır. İmplantlar fonksiyon sırasında çeşitli yönlerde ve büyüklüklerde kuvvetlere maruz kalır. İmplant tasarımlarının temel amacı, bu kuvvetleri eşit bir şekilde dağıtarak implant destekli protezlerin uzun vadede başarılı bir şekilde işlev görmesini sağlamaktır (Misch, 2008).

İmplant başarısızlıklarında karşılaşılan en yaygın sorunlar; implant aşınması, metal yorgunluğu ve kırılmadır. Biyomekanik prensip göz önüne alındığında, implantın maruz kaldığı stres, karşılanabilecek en az miktara düşürülebilir (Holmgren vd., 1998; Misch vd., 2005). Yapılan çalışmalar implantlara aşırı kuvvet yüklenmesinin implant başarısızlığının en yaygın nedenlerinden biri olduğunu göstermiştir. Biyomekanik ilkeler sayesinde, implantların kemik dokusuna uyguladığı kuvvetler optimize edilerek, kemikte aşırı stres oluşumu engellenir. Bu durum, implantların uzun ömürlü olmasını sağlar (Gültepe, 2011).

2.13.1. Çiğneme sistemindeki kuvvetler

Stomatognatik sistem olarak da adlandırılan çiğneme sistemi, dişler, çene kemikleri, eklemler, kaslar ve sinirlerden oluşur. Bu karmaşık sistemin tüm bileşenleri, çiğneme fonksiyonunu gerçekleştirmek için birlikte çalışır. Dental implantlar, bu sisteme eklenen yapay kökler olarak kabul edilir ve sistemin biyomekanik dengesini etkileyebilir (Dağ & Karaçay, 2015; SECERLİ, 2023).

İmplantlar, doğal dişlerin aksine, üzerlerine uygulanan kuvvetleri doğrudan alveolar kemiğe iletirler çünkü kemikle doğrudan temas halindedirler. Fizyolojik sınırlar dışında kemiğe iletilen kuvvetler, kemik rezorpsiyonuna neden olurken, yetersiz kuvvet iletimi de benzer bir etki yaratır. Çiğneme kuvvetlerinin kemik ve implant arasındaki bütünlüğün korunmasında ve osseointegrasyonda önemli bir rolü vardır (Ishigaki vd., 2003).

Çiğneme sistemi bütünüyle ele alındığında oldukça dinamik bir sistemdir. İmplantların çiğneme fonksiyonu sırasında etki altında kalır ve oluşan gerilim, kuvvetin büyüklüğüne, kuvvetin süresine, kuvvetin yönüne ve kuvvetin türüne bağlı olarak değişir (Boucher vd., t.y.).

2.13.2. Çiğneme sistemindeki kuvvetlerin büyüklüğü

Çiğneme sisteminde oluşan kuvvetlerin yoğunluğu, anatomik bölgeye ve dişlerin durumuna bağlı olarak değişkenlik gösterir. Farklı çalışmalarda ölçülen çiğneme kuvvetleri, 42 ile 2440 Newton arasında geniş bir aralıkta değerlendirilmiştir. Özellikle çenelerin arka bölgelerinde bu değerler 440 lbs'ye (yaklaşık 200 kg) kadar çıkabilmektedir (Braun, 1995; van Eijden, 1991). Doğal dişlere sahip bireyler, kron-köprü protez kullanan bireyler ve implant destekli sabit protez çiğneme kaslarının işlevleri benzerlik gösterir. Tamamen dişsiz çenelerde implant destekli sabit protezlerle yapılan restorasyonlarda ise ısırma kuvvetleri ve çiğneme işlevlerinde artış gözlemlenmiştir (Carlson, 1994).

2.13.3. Çiğneme sistemindeki kuvvetlerin süresi

Çiğneme kuvvetleri, bireyler arasında ve dişlerin farklı bölgelerinde büyük farklılıklar gösterir. Fizyolojik koşullarda dişler, yutma ve çiğneme sırasında kısa süreli temas kurar. Gün içerisindeki ortalama temas süresi toplamda 30 dakikadır. Ancak parafonksiyonel alışkanlıklar, bu temas sürelerini uzatarak ve kuvvetlerin yönünü değiştirerek, dişlere ve implantlara zarar verebilir. Bu nedenle, implant planlamalarında fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetler dikkate alınmalıdır (Misch, 2008).

2.13.4. Çiğneme sistemindeki kuvvetlerin yönü

Dental implantlara uygulanan kuvvetler, çiğneme sırasında farklı yönlerden gelir ve bu kuvvetlerin yönüne göre implant üzerindeki etkileri değişir. Bu kuvvetler incelendiğinde, implantın ömrü açısından en kritik olanının lateral uygulanan kuvvetler olduğu görülür. Bu lateral kuvvetler, implantın üzerinde dönme hareketine neden olarak, implantın kemikle birleştiği bölgede olumsuz etkilere yol açar ve kemik kaybına neden olabilir (Kuroe, 2001; Smedberg vd., 1996). İmplantlara uygulanan açisal kuvvetler, dikey kuvvetlere kıyasla implant üzerinde çok daha yüksek seviyede stres oluşturur. Bu lateral kuvvetler, implantta sıkıştırma stresini önemli ölçüde artırırken, çekme stresini ise kat be kat yükseltir. Sonuç olarak, implant çevresindeki kemik dokusunda mikro düzeyde travmalar oluşarak kemik rezorpsiyonunu hızlandırır (Misch, 2008).

2.13.5. Çiğneme sistemindeki kuvvetlerin tipi

Bir nesneye etki eden kuvvetler iki gruba ayrılır: normal kuvvetler ve kesme kuvvetleri. Bu iki tür kuvvet, nesnede oluşturdukları gerilimlere göre üç alt gruba ayrılır (Misch, 2008);

1) Gerilim tipi kuvvetler: Aynı doğrultuda ancak zıt yönlerde iki kuvvetin bir nesneyi etkilemesi durumunda ortaya çıkar. Bu durumda nesneyi oluşturan moleküller birbirlerinden uzaklaşmaya zorlanır.

2) Sıkıştırma tipi kuvvetler: Aynı yön ve doğrultudaki iki kuvvetin nesneyi etkilemesiyle oluşurlar. Nesneyi oluşturan molekülleri birbirine yakınlaşmaya zorlarlar.

3) Kesme tipi kuvvetler: Farklı seviyelerde ve zıt yönlerde iki kuvvet bir nesneye etki ettiğinde ortaya çıkar. Bu tip kuvvetler nesnenin bir kısmının zıt yönde kaymasına neden olur.

Sıkıştırma tipi kuvvetler kemikğin en dirençli olduğu kuvvetlerdir. Kemik gerilim tipi kuvvetlere %30, kesme tipi kuvvetlere ise %65 daha düşük direnç gösterir (Kuroe, 2001; Misch, 2004).

2.14. Kuvvet Analiz Yöntemlerindeki kavramlar

Kuvvet: Kuvvet, fizik alanında kullanılan, belirli bir yöne ve uygulama noktasına sahip bir birimi olan ve ölçülebilen bir vektör olup birimi Newton (N)'dur. Bir nesne üzerindeki kuvvetin çekirdeği zamanla hareket eder veya şekil değiştirir. Hem in vitro hem de in vivo biyomekanik yükleme tipleri çekme, basma, burma, eğme veya tüm kuvvetlerin karışımı şeklinde olabilir. Ek olarak, bu kuvvetler tek bir statik yük olarak uygulanabileceği gibi, tekrarlanan frekans kuvvetleri, yani dinamik yükleme olarak da uygulanabilir (AN, 2000)(Rodgers & Cavanagh, t.y.).

Gerilim (stres): Bir malzemenin birim alanına düşen kuvvet, gerilim olarak tanımlanır. Kuvvetlerin yönüne göre çekme, kesme ve basınç gerilimleri olmak üzere farklı türleri vardır. Gerilim, doğrudan ölçülemese de, kuvvetin birim alana oranı olarak hesaplanabilir. Gerilimin birimi, kuvvetin Newton (N), alanın da santimetre kare (cm^2) cinsinden ifade edilmesiyle elde edilen N/cm^2 'dir ve genellikle sigma (σ) sembolü ile gösterilir (Turner'.' vd., 1993).

Gerinme (Strain): Strain, bir malzemenin birim uzunluğundaki deformasyon miktarıdır. Kuvvet uygulaması sonucu malzemenin boyunda meydana gelen değişimin, orijinal boyuna oranı olarak tanımlanır. Birimsiz bir büyüklük olup, genellikle " ϵ " sembolü ile gösterilir (Zaimoğlu, 1993).

Elastiklik modülü (Young modülü): Gerilimin gerinmeye bölümü elastiklik modülünü verir. Esneklik sağlar, böylece gerilim değiştikçe maddede değişiklikler yapılabilir. Bir malzemenin elastiklik modülü arttıkça kuvvet altında esnekliği de artar. Birimi megapascal'dır (MPa).

Bir cisme eksenel doğrultuda çekme veya basınç kuvvetleri uygulandığında elastikyet katsayısı veya "young modülü" olarak ifade edilir (CRAIG, 1980).

Poisson oranı: Bir cisme eksenel kuvvetler uygulandığında, deformasyon cismin uzunluğunda meydana geldiğinde, deformasyonlar genişlikte de başlar. Başka bir ifadeyle bir malzemeye eksenel bir kuvvet uygulandığında, malzemenin boyunda uzama olurken enine kesitinde ise daralma meydana gelir. Poisson oranı, bu enine kesit daralmasının, boyundaki uzamaya oranı olarak tanımlanır. Bu oran, malzemenin elastik özelliklerini belirleyen önemli bir parametre olup, -1 ile 0.5 arasında bir değer alır ve birimsizdir (CRAIG, 1980).

Oransal limit (proportional limit): Gerilme-gerinim eğrisinin doğru orantılı olduğu en büyük gerilim değeri olarak ifade edilir. Nesne üzerindeki gerilim orantısal sınır değerini aşarsa geri dönüşü olmayan deformasyon meydana gelir (Kenneth J. Anusavice, 2013).

Elastik limit (elastic limit): Geri dönüşümsüz deformasyona yol açmadan cisme etki eden en büyük gerilme değeridir (Zaimoğlu, 1993).

Elastik sınır noktası (yield point): Kuvvet-deformasyon eğrisi, bir malzemenin yüklenmesi sırasında gösterdiği davranışı grafiksel olarak ifade eder. Bu eğri üzerindeki iki farklı bölge, malzemenin elastik ve plastik deformasyon bölgelerini temsil eder. Bu iki bölge arasındaki geçiş noktası, malzemenin elastik limitini belirleyen elastik sınır noktası olarak tanımlanır (CRAIG, 1980).

İzotropik ve Anizotropik özellik: İzotropi, bir cismin farklı yönlerden gelen kuvvetlere karşı aynı elastik özellikleri göstermesidir. İzotropik nesneler, kuvvetten kaynaklanan basınç, çekme ve kesme gerilimleri altında aynı elastik modülüne sahiptir. Anizotropik nesneler, farklı yönlerdeki kuvvetler altında farklı elastik modülüne sahiptir (O'Mahony vd., 2001).

Von Mises Gerilimi: Von Mises gerilimi, çekme kuvveti altında nesnenin deformasyonunun başlangıcı olarak tanımlanır. Bu değer üç ana gerilim değeri kullanılarak hesaplanabilir. Bir yapıya yük uygulandığında, bu yükün etkisiyle malzemenin iç yapısında gerilmeler oluşur. Bu gerilmelerin büyüklüğü ve dağılımı, yapının dayanımını doğrudan etkiler. Von Mises gerilimi, bu gerilmelerin kompleks bir birleşimini temsil eden ve nesnenin bütünsel gerilim durumunu veren bir parametredir. Sonlu elemanlar analizi gibi sayısal yöntemlerle yapılan mühendislik hesaplamalarında sıklıkla kullanılır. Von Mises gerilimi, implant malzemesi ve çevresindeki kemik dokusunda oluşabilecek hasarın değerlendirilmesinde kullanılabilen bir ölçüttür. Bu sayede, implantın ve kemiğin kalıcı deformasyona uğrayıp uğramayacağı ve kemikte rezorpsiyon olup olmayacağı belirlenebilir (O'Mahony vd., 2001).

Homojen Cisim: Homojen cisim, içindeki her noktada aynı fiziksel özelliklere sahip, tekdüze bir yapıya sahip olan bir cisimdir (CRAIG, 1980).

Elastik Deformasyon: Herhangi bir cisim üzerine etki eden kuvvet, cisimde kalıcı veya geçici şekil değişikliğine neden olur. Kuvvet kaldırıldığında cisim eski haline dönerse, bu değişikliğe elastik deformasyon denir (Hashiguchi, 2009).

Plastik Deformasyon: Bir malzemenin yüzeyine uygulanan yük sonucu oluşan ve yük kaldırıldıktan sonra da ortadan kalkmayan deformasyon türüne plastik deformasyon denir. Başka bir deyişle, malzeme kalıcı olarak deforme olmuştur (Hashiguchi, 2009).

Hooke Kanunu: Bir nesneye dış kuvvet uygulandığında, nesnenin iç yapısında gerilmeler meydana gelir. Bu gerilmeler sonucu nesne şekil değiştirir. Elastik sınırlar içinde, nesnenin şekil değişimi miktarı ile uygulanan kuvvet arasında doğrusal bir orantı olduğu kabul edilir ve bu ilişki Hooke yasası olarak bilinir. Bu özelliği gösteren maddelere doğrusal elastik malzemeler denir (Kösedağ, 2007).

2.15. Kuvvet Analiz Yöntemleri

Analiz, bir maddenin veya veri kümesinin nitelik ve niceliksel özelliklerini belirlemek amacıyla yapılan sistematik bir inceleme sürecidir. Malzeme tasarımı aşamasında,

malzemenin istenen özelliklere sahip olup olmadığını, hangi yükler altında dayanabileceğini ve sınır değerlerini belirlemek için analizler gerçekleştirilir. Bu şekilde; üretilmesi planlanan malzemenin üretimden önce zayıf yönleri belirlenerek, üretim aşamasında oluşabilecek sorunların önüne geçilmesi amaçlanır. Bu amaçla kuvvet analizi yöntemleri kullanılarak bu malzemelerden gelen kuvvetlerin nerelerde yoğunlaştığı, nasıl dağıldığı ve buna göre cismin şeklinin nasıl tasarlanması gerektiği gösterilir (Eskitaşçıoğlu, 1995).

Diş hekimliğinde kullanılan kuvvet analiz yöntemleri (Ulusoy, 2003):

- Fotoelastik kuvvet analizi tekniği
- Gerinim ölçer (Strain Gauge) kullanarak yapılan kuvvet analizi
- Kırılgan vernik (Brittle Lacquer) ile yapılan kuvvet analizi
- Holografik interferometri ile kuvvet analiz yöntemi
- Termografik kuvvet analizi yöntemi
- Radyoteleometri kullanarak yapılan kuvvet analizi
- Sonlu elemanlar yöntemi (SEA) ile kuvvet analizi

2.15.1. Sonlu elemanlar kuvvet analizi yöntemi

SEA, mekanik problemlere, örneğin kuvvet, stres ve gerilme gibi durumlara sayısal çözümler sunan bilgisayar tabanlı bir simülasyon yöntemidir. Bu teknikte, karmaşık sistemler sanal bir ortamda modellenir ve en doğru sonuçları elde etmek için statik, dinamik, doğrusal ve doğrusal olmayan analizler yapılır (Moaveni, 2011). Bu yöntem, karmaşık problemleri daha küçük alt problemlere ayırarak her birini ayrı ayrı çözmeyi ve nihayetinde tüm sistemi anlamayı amaçlar (Güngör, t.y.).

SEA ilk kez 1956 yılında havacılık ve uzay sektöründe kullanılmıştır ve uçakların karmaşık yapılarındaki gerilmeleri analiz etmek amacıyla geliştirilmiştir. Zamanla, ısı transferi, elektromanyetik analiz, akışkanlar mekaniği ve akustik gibi farklı alanlarda da kullanılmaya başlanmış ve günümüzde makine, inşaat, endüstri mühendisliği, tıp ve diş hekimliği gibi birçok mühendislik ve sağlık alanlarında yaygın olarak tercih edilmektedir (Eskitaşçıoğlu, 1995; Geng vd., 2001a).

2.15.2. Sonlu elemanlar kuvvet analizi yönteminin diş hekimliğinde kullanımı

SEA yöntemi, diş hekimliğinde yapıların biyomekanik davranışlarını simüle etmek amacıyla 1960'lardan beri kullanılmaktadır. İlk çalışmalarında, matematiksel modeller üzerinden dişlere farklı yükler uygulanarak kemik dokusundaki gerilme dağılımları incelenmiştir. Günümüzde ise protetik, ortodontik ve implant gibi birçok alanda rutin olarak kullanılmaktadır (Eskitaşçıoğlu, 1995).

Diş hekimliğindeki birçok malzeme karmaşık geometrilere sahip olduğundan, bu malzemelerin özelliklerini ve davranışlarını analiz etmek zordur. Bu nedenle, karmaşık yapıları daha basit parçalara bölerek inceleyen sonlu elemanlar analizi gibi sayısal yöntemler, diş hekimliği araştırmalarında sıklıkla kullanılmaktadır (Baiamonte, 1996). Karmaşık bir yapıyı daha küçük, düzenli geometrik birimlere böldükçe, bu yapı üzerinde yapılan analizler ve hesaplamalar kolaylaşır. Parça sayısı arttıkça, yapılan hesaplamaların doğruluğu da artar. Bu sayede, daha hassas ve gerçekçi sonuçlar elde edilir. Özellikle maksillofasiyal bölge gibi karmaşık anatomik bölgelerde, sonlu elemanlar analizi gibi yöntemler olmadan bu kadar detaylı bir inceleme yapmak mümkün değildir (Daegling & Hotzman, 2003; Shyam Sundar vd., 2012a).

SEA, malzemenin statik olarak incelenmesine olanak sağlayan bir yöntemdir. Ancak, gelen kuvvetlere karşı mandibulanın iç yapısında oluşan gerilim dağılımları ve yer değiştirmeler hakkında güvenilir veriler sağlayabilir. Bu teknik, malzemenin elastiklik modülü, sertlik gibi özgün özelliklerinin yazılıma girilmesiyle, malzemenin mekanik davranışlarının incelenmesine olanak tanır. Böylece, laboratuvar ortamına gerek duyulmadan, biyomekanik analizler yapılabilir ve klinik uygulamalarda kullanılacak veriler elde edilebilir (Wong & Tang, 2011).

Mandibula, çiğneme ve konuşma gibi işlevler sırasında kendisine bağlı kasların etkisi altındadır ve yapısı içinde çeşitli gerginlikler meydana gelir. Bu kemiğin karmaşık yapısı ve hareketleri, in vivo çalışmalarda biyomekanik olarak gerçekçi sonuçlar elde etmeyi güçleştirir (Hart vd., 1992; Shyam Sundar vd., 2012b).

İmplantların kaybedilen dişlerin yerine kullanımı giderek artmaktadır (Barry vd., 2005). Biyomedikal mühendislikte, özellikle dental implant uygulamalarında sonlu elemanlar analizi yöntemi yaygın olarak tercih edilen bir sayısal analiz yöntemidir (Geng vd., 2001b). Dental implantların sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi, tasarım değerlendirmelerinden malzeme özelliklerinin analizine, implant üzerindeki yük dağılımının

incelenmesine ve yüzey özelliklerinin değerlendirilmesine kadar geniş bir yelpazede değerlendirme yapılabilmesine imkan verir (van Staden vd., 2006).

Temporomandibular eklemin karmaşık yapısı nedeniyle etkileyen kuvvetleri hesaplamak son derece zordur. Doğrudan ölçümün zorluğu nedeniyle, insan TME'sinin biyomekaniği üzerine yapılan çalışmalar mekanik ve matematiksel modellere odaklanmıştır (Baltalı, 2007). Sonlu elemanlar analizi (SEA), dental implantların ve çevre dokuların çeşitli yüklenme koşulları altındaki biyomekanik davranışlarını simüle etmek için kullanılan güçlü bir sayısal yöntemdir. Bu yöntem, daha önce ortopedik implantların in vivo davranışlarını belirlemek amacıyla yaygın olarak kullanılmıştır (Crowninshield vd., 1983)(Keyak & Falkinstein, 2003). SEA yöntemi ile eklem kıkırdağı ve benzeri dokuların modellenmesi konusunda birçok çalışma yapılmış olmasına karşın, bu yöntemin TME protezlerinin incelenmesinde kullanımı ile ilgili henüz yeterli sayıda çalışma yapılmamıştır (J. Chen & Xu, 1994)(Beek vd., 2001).

TME protezi başarısızlıklarının nedenlerini anlamak için, fizyolojik yüklenme koşullarında protezin maruz kaldığı maksimum streslerin değerlendirilmesi gerekmektedir. Mandibulanın ilk üç boyutlu modeli 1973 yılında Gupta ve arkadaşları tarafından oluşturulmuştur. 1984 yılında ise bir kadavradan elde edilen üç boyutlu BT görüntülemesi ile temporomandibular eklemin tüm bileşenleri ayrıntılı olarak incelenmiştir (Roberts vd., 1984).

Biyomekanik analizler, TME protez bileşenlerinin yapısal malzemeleri üzerindeki gerilim dağılımlarını tahmin ederek, protez bileşenlerinin stabilitesi, hizalanması ve dental implant osseointegrasyonu gibi biyomekanik yapılar üzerindeki etkileri hakkında önemli bilgiler sağlar (D. C. Ackland vd., 2015b; A. Ramos vd., 2011).

3. MATERİYAL VE METOT

Bu çalışmanın amacı, bilateral temporomandibular eklem protezli atrofik mandibulaya sahip hastanın dişsizlik durumunun rehabilitesi için geleneksel total protez, iki implant üstü overdenture protez ve "All-on-Four" implant üstü protez sisteminin ısırma kuvvetleri altında çevre kemik dokusu ve eklem protezine olan etkilerini sonlu elemanlar analizi yöntemiyle değerlendirilmesidir.

Çalışmamız Adıyaman Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nun 19/03/2024 tarihli, 2024/3-7 protokol numarası ile onaylandı ve Adıyaman Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı ile Parsim Mühendislik Limited Şirketi tarafından, Adıyaman Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri'nin DHFDUP/2024-0001'nolu proje desteği ile gerçekleştirildi.

Sonlu elemanlar analizinin yapılabilmesi için Intel Pentium® D CPU 3,00 GHz işlemci, 2TB Hard disk, 48 GB RAM donanımlı ve Window 10 işletim sistemi olan bilgisayardan, NextEngine (NextEngine Inc, California, USA) lazer tarayıcısı ile makro çözünürlükte yapılan üç boyutlu taramadan, CATIA (McNeel Inc, Seattle, WA, USA) ve Rhinoceros 4.0 (McNeel Inc., Seattle, WA, ABD) üç boyutlu modelleme yazılımından ve ADINA (Autodesk Inc, Pittsburgh, PA, USA) analiz programından yararlanıldı.

Üç boyutlu SEA gerçekleştirmek için aşağıdaki adımlar sırayla izlenmelidir.

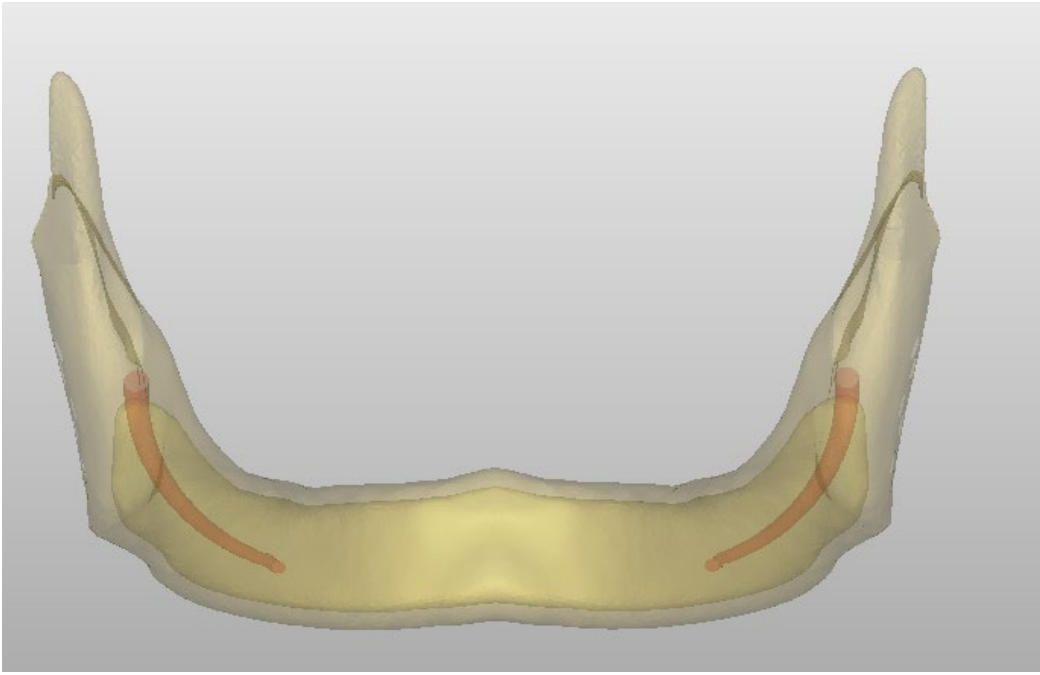
- 1- Modellerin üç boyutlu olarak oluşturulması
- 2- Ağ yapısının oluşturulması
- 3- Elemanların ve düğüm sayılarının belirlenmesi
- 4- Sınır koşullarının belirlenmesi
- 5- Analizin gerçekleştirilmesi
- 6- Analizin çözülmesi

3.1. Üç Boyutlu Modellerin Oluşturulması

3.1.1. Mandibular kemiğin modellenmesi

Mandibular kemik modeli, Mimics yazılımı kullanılarak hastalardan elde edilen bilgisayarlı tomografi (BT) verileri üzerinden oluşturulmuştur. Luhr sınıflamasına göre sınıf 2 atrofik mandibula BT görüntüleri, Mimics yazılımına aktararak kesit görüntüleri

düzenlenmiş ve bu verilerden üç boyutlu mandibula modeli elde edilmiştir. Modelleme süreci boyunca, kortikal ve kansellöz kemik yapıları ayrıntılı olarak temsil edilmiştir. Ayrıca, mandibular kanal ve alveolar sinir de modele eklenerek, anatomik yapı gerçeğe en yakın şekilde yansıtılmıştır. Elde edilen 3D mandibula modeli, STL formatında kaydedilmiş ve sonlu elemanlar analizine uygun hale getirilmiştir. Bu STL (Standard Template Library) formatındaki model, farklı implant sistemlerinin yerleştirilmesi ve çevresel dokularda oluşan streslerin analiz edilmesi için kullanılmıştır.

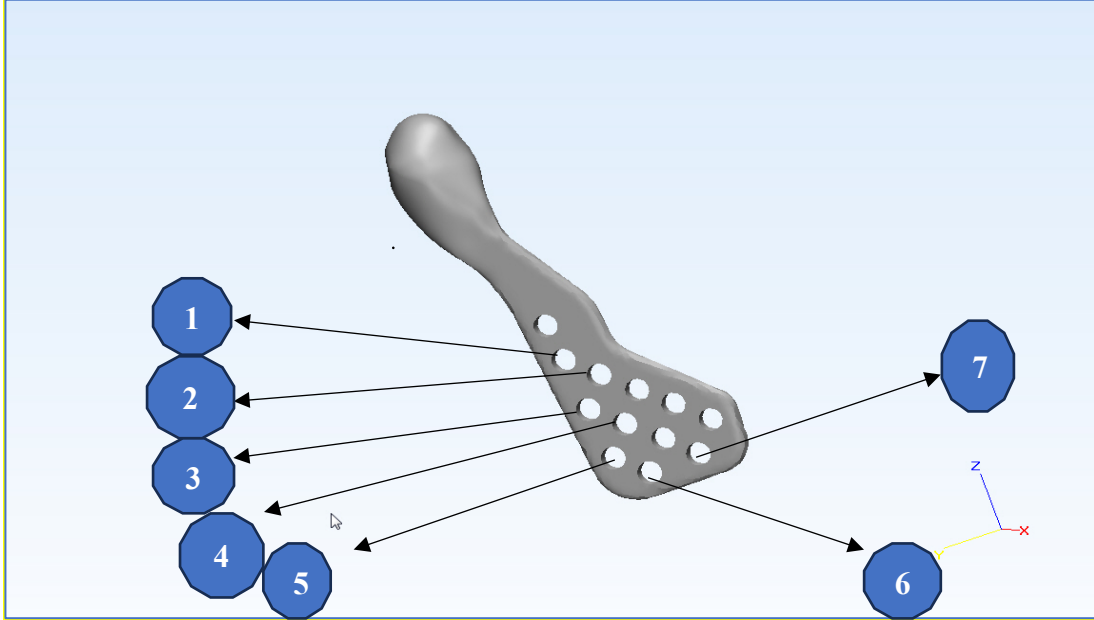


Şekil 3. 1. *Mandibula Modeli*

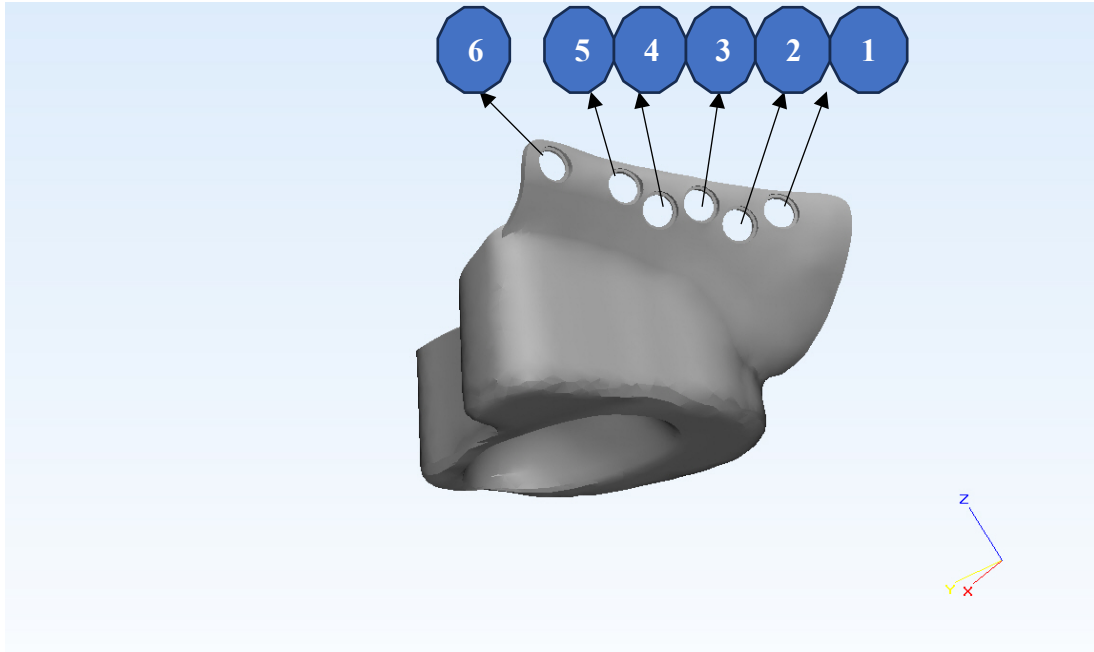
3.1.2. Temporomandibular eklem protez parçalarının modellenmesi

TME protez modeli, hasar görmüş kondiler kısmı alınan ve sağlam çene kemiğine monte edilen stok TME protezi kullanılarak, hastalardan alınan BT verileri üzerinden oluşturulan çene modeli mimics yazılımıyla tasarlanmıştır. Bu montajlı çene modelinde, sağlam çene kemiği üzerindeki bilateral temporomandibular eklem bölgesinde, eklem rahatsızlığı nedeniyle ramus bölgesinin kondil başı kısmı kesilip çıkarılmıştır. Ayrıca, fossa protezindeki vidaların bağlanabilmesi ve modelin sabitlenmesi için temporal kemik ve zigomatik arkta bir kesit eklenerek modele dahil edilmiştir. Çıkarılan kondil ve fossa bölgesine piyasada kullanılan stok TME protezi monte edilmiştir. Gerçek saha uygulamalarındaki gibi ramus ve fossa bölgesi, protezin uygulama öncesinde, protez-kemik yüzeyi için ön işleme tabi tutularak protezin oturabileceği düz kemik yüzey yapısı elde

edilmiştir. Protezin sabitlenmesinde ramus komponenti için 7 adet 2.7 mm sabitleme vidası ve fossa komponenti için 6 adet 2.0 mm çapında sabitleme vidası kullanılmış olup vidalar numaralandırılarak analizde hangi vida bölgesinde kuvvet yoğunluğu oluştuğu incelenmiştir. Vidaların konumları literatür değerlendirmeleri dikkate alınarak seçildi.



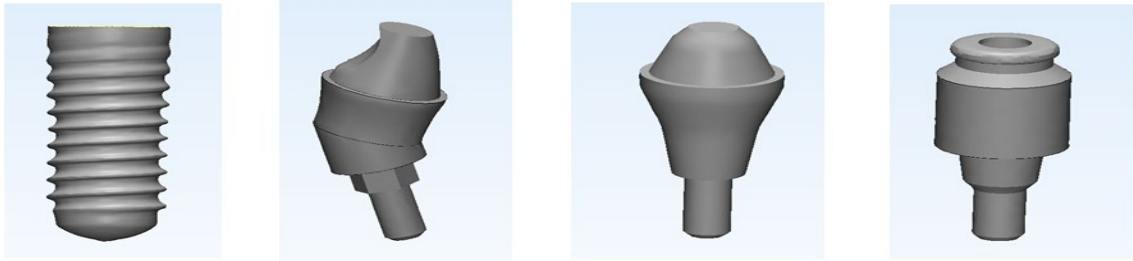
Şekil 3. 2. *Ramus komponenti*



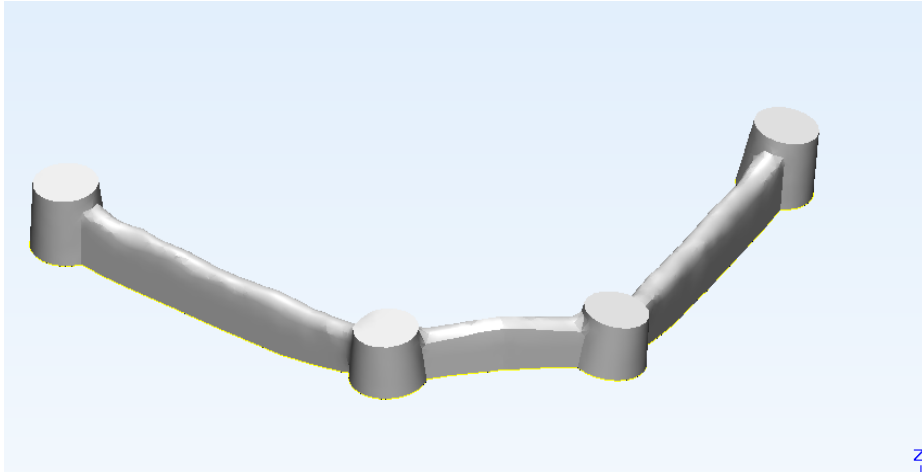
Şekil 3. 3. *Fossa komponenti*

3.1.3. Dental implantlar, abutmentlar, metal alt yapı ve protetik üst yapı elemanlarının modellenmesi

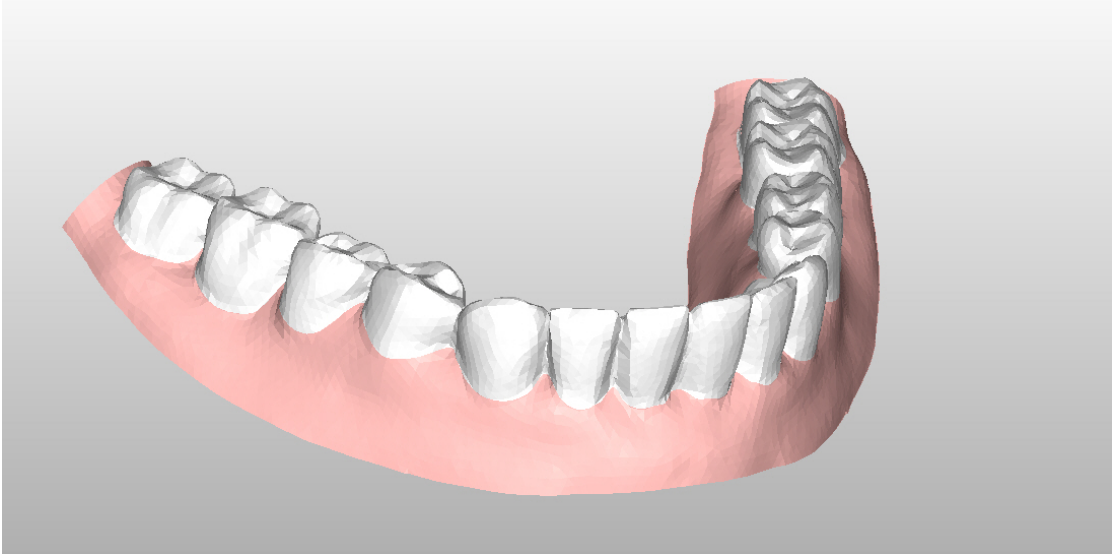
Çalışmada kullanılan implantlar, optik tarayıcı kullanılarak tarandı ve STL formatına dönüştürüldü. Bu sayede, implantların üç boyutlu modelleri gerçeğe en yakın şekilde elde edildi. Ayrıca, abutment, locator ve bar yapıları, çizim programında gerçek ölçülerine sadık kalınarak detaylı bir şekilde çizildi. Bu bileşenlerin geometrik ve mekanik özellikleri, sonlu elemanlar analizine uygun hale getirilmiştir. Elde edilen bu modeller, farklı implant sistemlerinin çevresel dokularda oluşturduğu streslerin analiz edilmesi için kullanılmıştır.



Şekil 3. 4. Dental implant, multiunit ve locator elemanları



Şekil 3. 5. All-on-four metal altyapı modeli

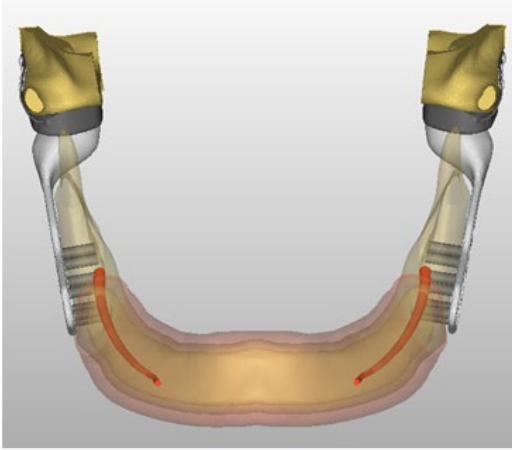


Şekil 3. 6. *Protez üstyapı modeli*

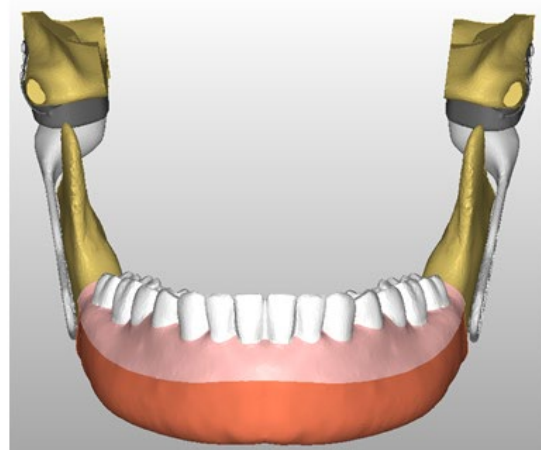
3.2. Çalışma Modellerinin Oluşturulması

Çalışmada, çift taraflı eklem protezine sahip atrofik mandibula modeli oluşturularak geleneksel total protez ve farklı implant yerleşimlerini içeren üç farklı model oluşturulmuştur:

Model 1: Bilateral TME protezli atrofik mandibula üzerine geleneksel hareketli total protez uygulanarak model 1 oluşturuldu.

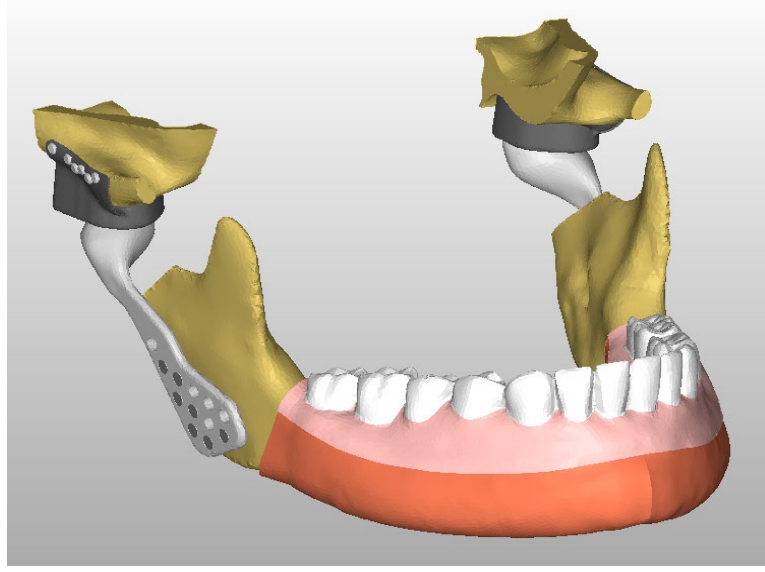


(a)



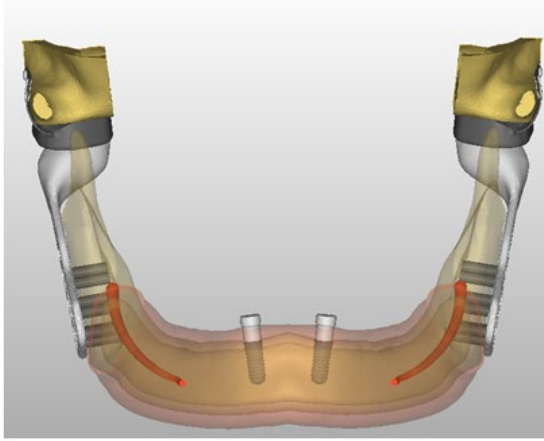
(b)

Şekil 3. 7. *Model 1 frontal görünüm (a,b)*

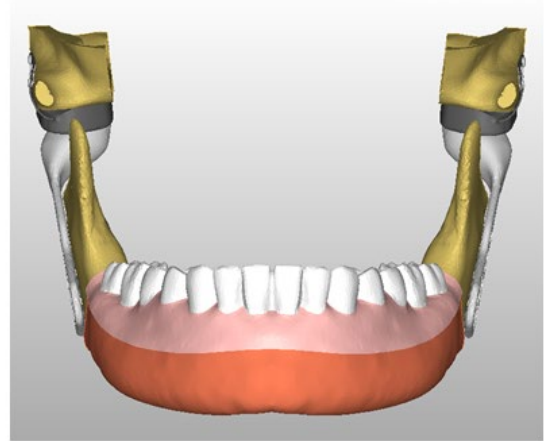


Şekil 3. 8. *Model 1 lateral görünüm*

Model 2: 32-42 kesici dişler bölgesine iki adet 4mm çap ve 10mm boyunda implant yerleştirildi. İmplant üstü protetik yapı olarak locator ataçmanlı hareketli protez uygulanarak model 2 oluşturuldu.

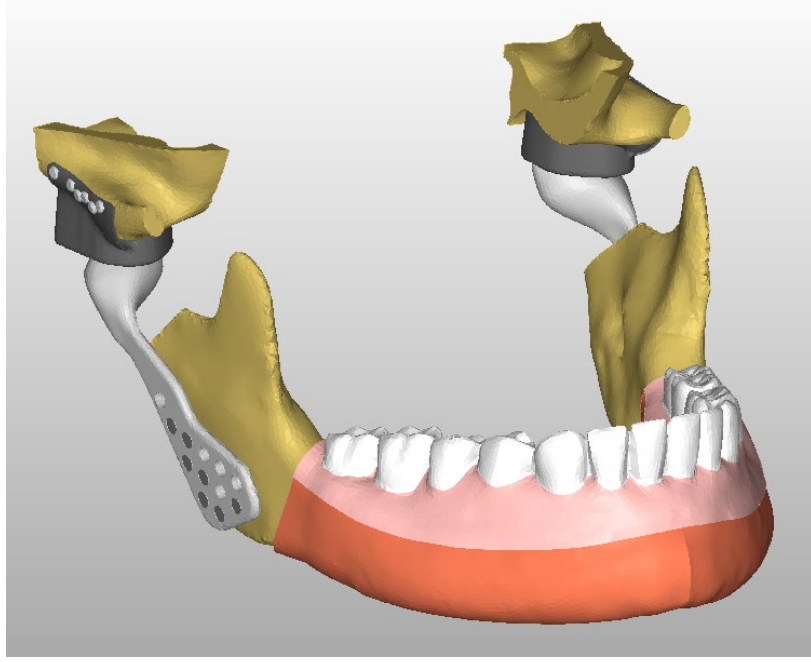


(a)



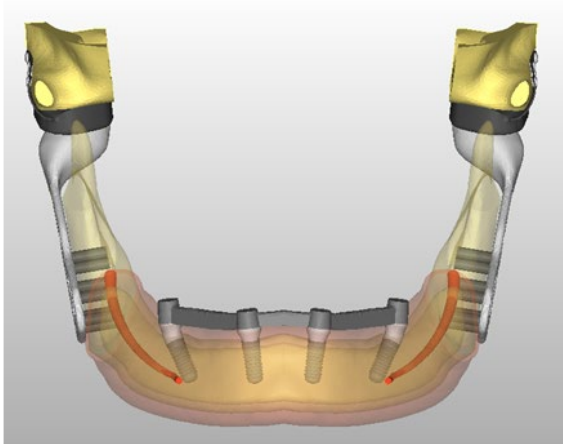
(b)

Şekil 3. 9. *Model 2 frontal görünüm (a,b)*

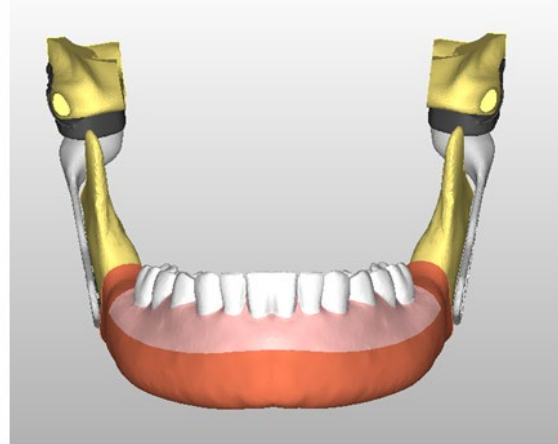


Şekil 3. 10. *Model 2 lateral görünüm*

Model 3: 32-42 kesici dişler bölgesine dik şekilde ve 35-45 premolar dişler bölgesine 30° açıyla 4mm çap ve 10mm boyunda implantlar yerleştirildi. İmplantlar üzerine All-on-Four sistemine uygun protetik üst yapı olarak sabit porselen protez yerleştirilerek model 3 oluşturuldu.

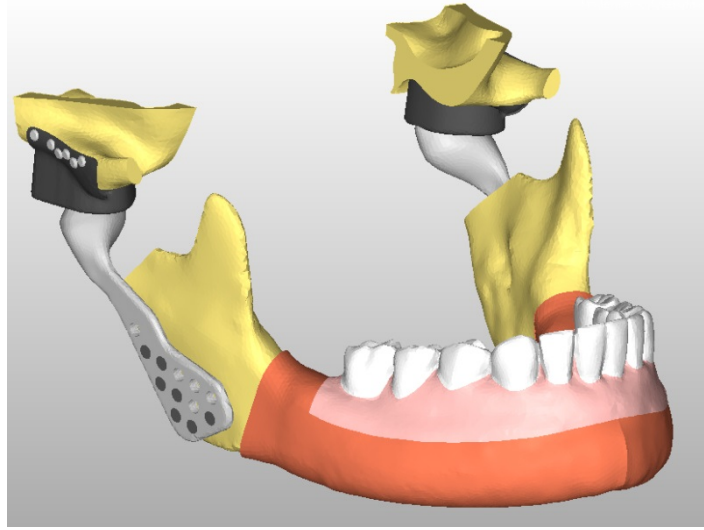


(a)



(b)

Şekil 3. 11. *Model 3 frontal görünüm (a,b)*



Şekil 3. 12. *Model 3 lateral görünüm*

3.3. Ağ Yapısının Oluşturulması, Eleman ve Düğüm Sayılarının Belirlenmesi

Bu çalışmada kullanılan sonlu elemanlar modelleri, başlangıçta kabuk elemanlar kullanılarak oluşturulmuş ve daha sonra gerilme analizleri için 3 boyutlu tetrahedral elemanlarla meshlenmiştir. Tetrahedral elemanlar, karmaşık geometrik yapıları yüksek doğrulukla temsil etme yeteneğine sahiptir ve bu nedenle gerilme analizi için tercih edilmiştir.

Her bir modelde kullanılan eleman ve nod sayıları aşağıdaki tablo 2’de verilmiştir.

Tablo 2. *Eleman ve nod sayıları*

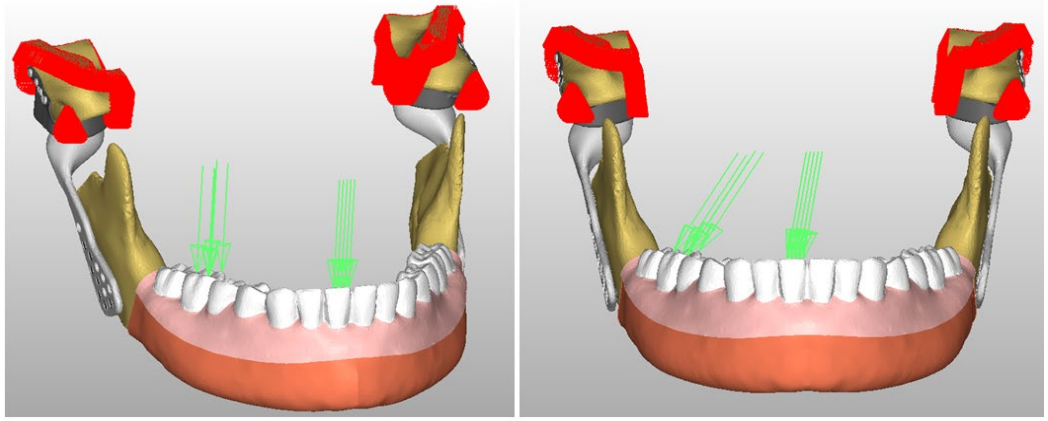
MODEL	Eleman Sayısı	Nod Sayısı
Model 1	2125600	410532
Model 2	3901430	650315
Model 3	4733284	843276

3.4. Sınır Şartları ve Yükleme Koşulları

Çalışmada 2 tip çiğneme kuvvetinin etkileri değerlendirilmiştir.

1) Posteriorıda birinci molar dişlere sağ-sol olmak üzere bukkal tüberküllerine okluzal düzleme 90 derecelik açıyla 150 N kuvvet uygulandı. Anteriorıda keser dişlerin insizal kenarına 90 derecelik açıyla 150 N uygulandı. Toplam uygulanan vertikal kuvvet miktarı 450 N'dur

2) Posteriorıda birinci molar dişlere sağ-sol olmak üzere bukkal tüberküllerine okluzal düzleme 30 derecelik açıyla 100 N. Anteriorıda keser dişlerin insizal kenarına 30 derecelik açıyla 100 N kuvvet uygulandı. Toplam uygulanan oblik kuvvet miktarı 300 N'dur



(a)

(b)

Şekil 3. 13. Çiğneme kuvveti uygulama yerleri (a,b)

3.5. Malzeme Özellikleri

Tablo 3. *Malzemeler ve mekanik özellikleri*

Materyal	Elastik Modül (MPa)	Poisson Oranı
Titanium İmplant ve parçalar	110000	0.35
Kortikal Kemik	13700	0.3
Sponginoz Kemik	1370	0.3
Co-Cr Alaşım	218000	0.33
Porselen	95000	0.23
PMM(Akrilik Protez)	2700	0.35
UHMWPE	1170	0,4
Mukoza	10	0.4

4. BULGULAR

Sonlu elemanlar analizlerinde ortaya çıkan veriler matematiksel çözümlerler şeklinde değişkensiz veriler olarak elde edilir. Bu nedenle istatistiksel analizler yapmak mümkün değildir. Sonlu elemanlar analizinin amacı, yapının farklı bölgelerindeki gerilme durumunu anlamaktır. Bu nedenle, enine kesitlerde (yapının kalınlık yönündeki kesitleri) ve düğüm noktalarında (elemanların birleştii noktalar) oluşan gerilmelerin büyüklüğü ve yönü büyük önem taşır. Pozitif gerilme değerleri, malzemenin çekilmeye çalıştığını, negatif değerler ise sıkıştırılmaya çalıştığını gösterir. Bir elemandaki en yüksek mutlak değere sahip gerilme türü, o elemanın hangi yönde daha fazla zorlandığını belirler..

Sonlu elemanlar analizinde, “-“ kuvvetin yönünü gösterdiğinden, yorumlar mutlak sayısal değerlere göre yapılır. Kemiğin kuvvete karşı dayanıklılığını değerlendirmek için, çekme kuvvetlerine bakıldığında P_{max} (Maximum Principal)'ın mutlak değerine bakılması önerilirken, basınç kuvvetleri için P_{min} (Minimum Principal)'in mutlak değerleri önerilir.

Kırılma malzemelerin değerlendirilmesinde, ana gerilim değerleri daha önemlidir. Kırılma, P_{max} 'ın malzemenin çekme dayanımına eşit veya daha büyük olması ve P_{min} 'in mutlak değerinin malzemenin basınç dayanımına eşit veya daha büyük olması durumunda meydana gelir.

Sonlu elemanlar analizlerinde üretilen veriler kuvvetlerin uygulandığı ilk anda oluşan değerler gösterilmektedir. Uzayın 3 yönünde meydana gelen Asal gerilimler, Von Mises gerilimleri ve yer değiştirmeler renkli görüntüler olarak gösterilir. Her rengin bir değer aralığını temsil ettiği bu görüntülerde, değer aralıklarının renk kodları soldaki ölçekle gösterilir.

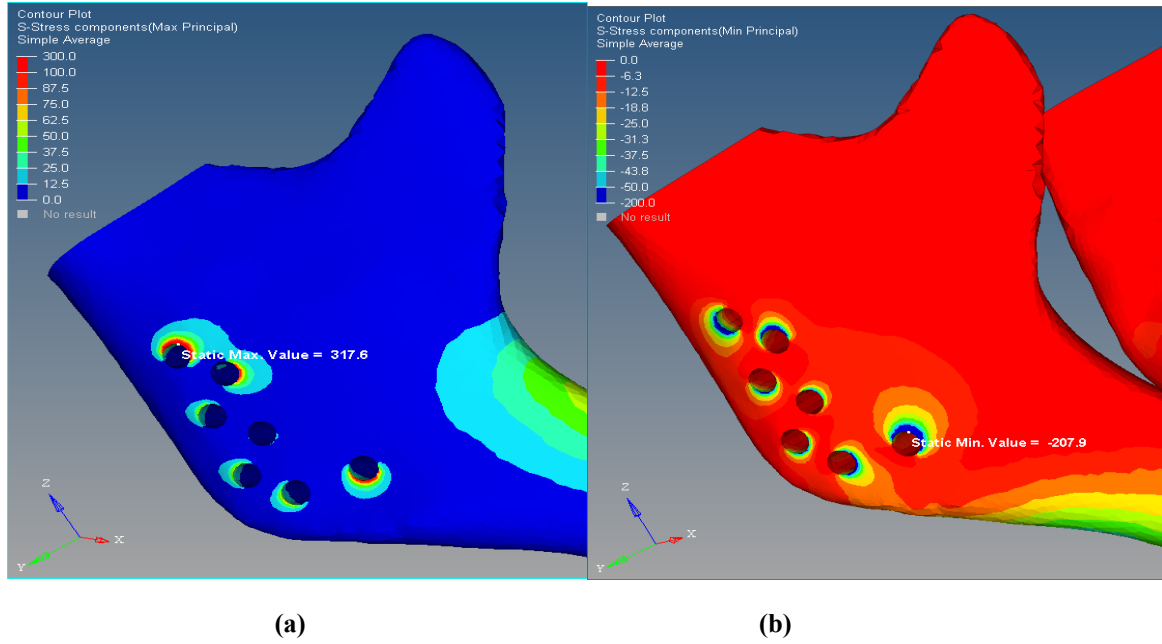
Von Mises gerilimlerinin gösterildiği şekillerde, kırmızı alanlar maksimum gerilmenin oluştuğu yerleri, mavi alanlar ise minimum gerilmenin oluştuğu yerleri göstermektedir. Asal gerilmelerin değerlendirildiği renkli resimlerde; maksimum asal gerilmelerde gerilmenin en yüksek olduğu alanlar kırmızı, minimum asal gerilmelerde maksimum sıkıştırma veya gerilmenin en düşük olduğu yerler ise mavi renkle gösterilmiştir.

4.1. Vertikal Kuvvetler

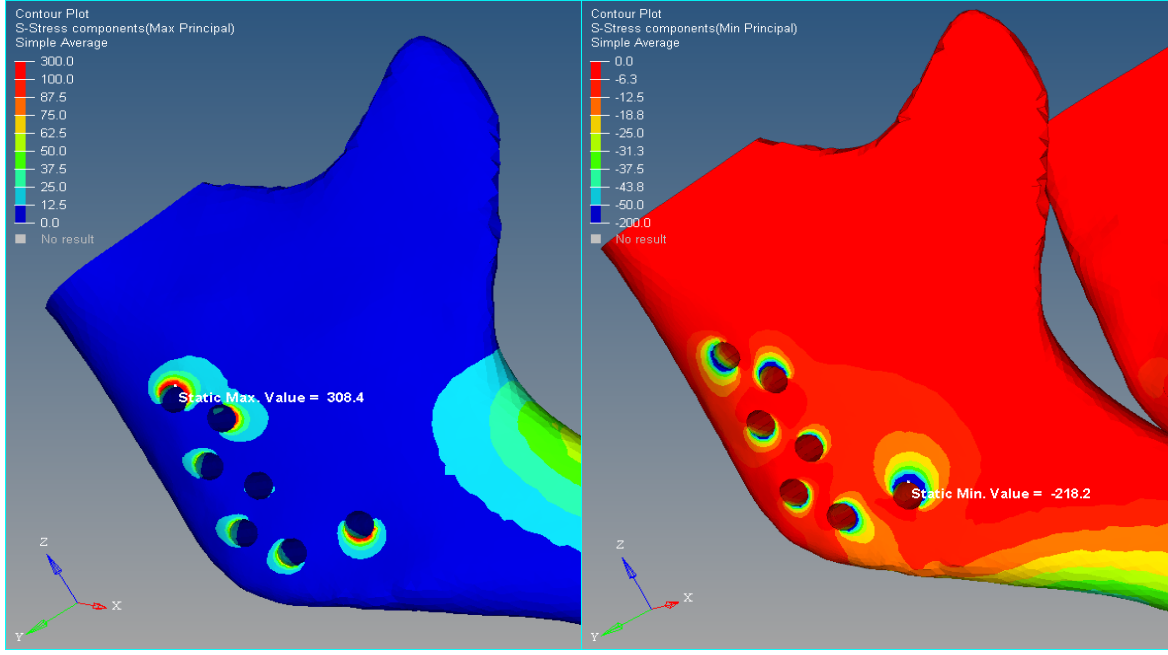
4.1.1. Ramus Komponenti Titanyum Vidaları Çevresindeki Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilimlerin Değerlendirilmesi

Çalışmada ramus komponenti titanyum vidaların yerleştirildiği kortikal kemik çevresinde oluşan maksimum asal gerilim değerleri karşılaştırılmıştır. Maksimum asal gerilim 1. Modeldeki 1. ve 2. vida etrafındaki kortikal kemikte görülmüştür ve değeri 317 MPa'dır. Diğer modellere baktığımızda vidalar etrafındaki kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilim değerleri model 2'de 308 MPa ve model 3'te 252 MPa olarak oluşmaktadır ve model 3'te daha düşük çekme kuvvetleri görülmüştür.

Minimum asal gerilim değerlerini modeller arasında kıyasladığımızda ise mutlak değeri en yüksek minimum asal gerilim 2. modeldeki 7. Vida etrafındaki kortikal kemikte görülmüştür ve değeri -218.2 MPa'dır. Model 1'de -207.9 MPa ve model 3'te -215.7 MPa'dır. Oluşan değerlere bakıldığında model 1'de daha düşük baskı kuvvetleri oluşmuştur.



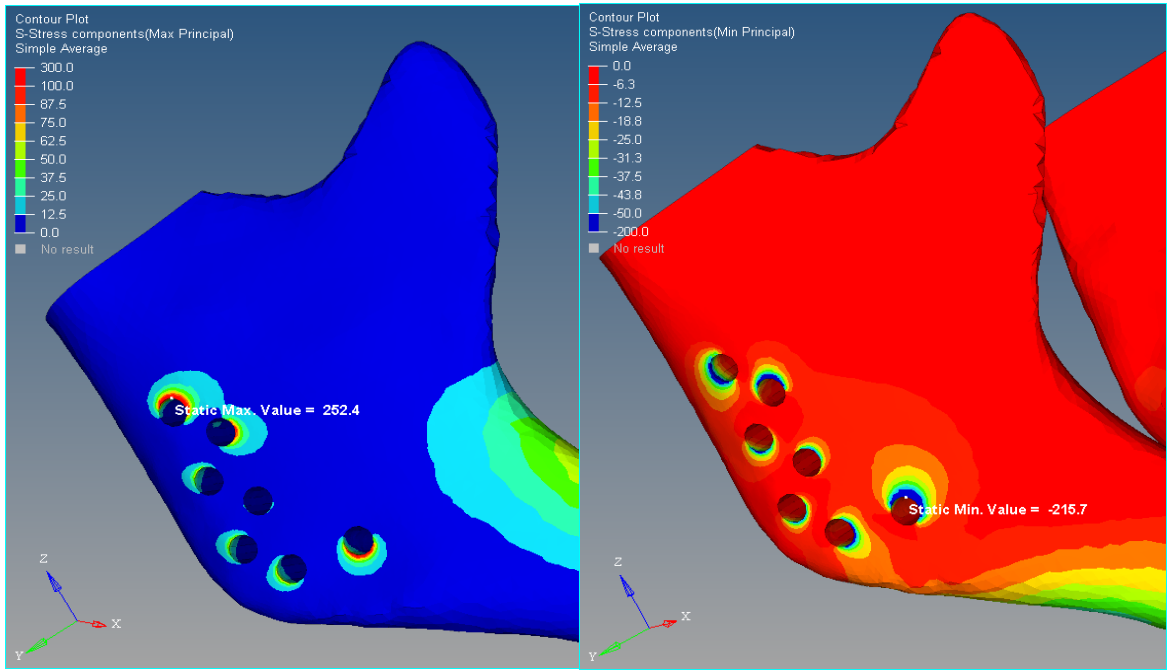
Şekil 4. 1. Model 1 kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilimler (a) ve minimum asal gerilimler (b)



(a)

(b)

Şekil 4. 2. Model 2 kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilimler (a) ve minimum asal gerilimler (b)



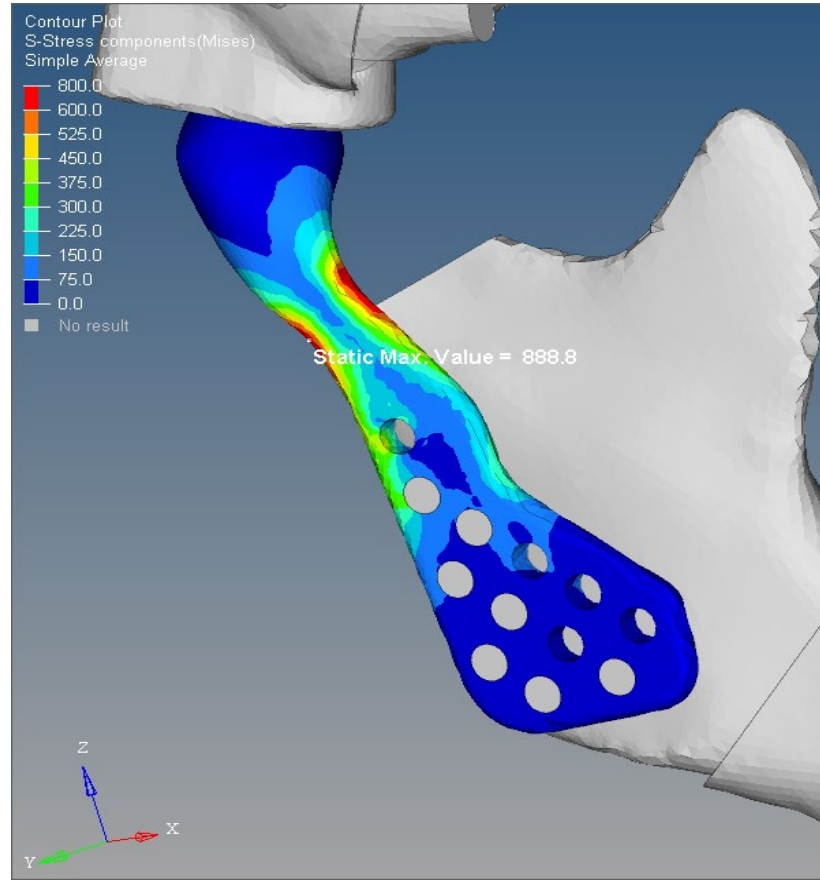
(a)

(b)

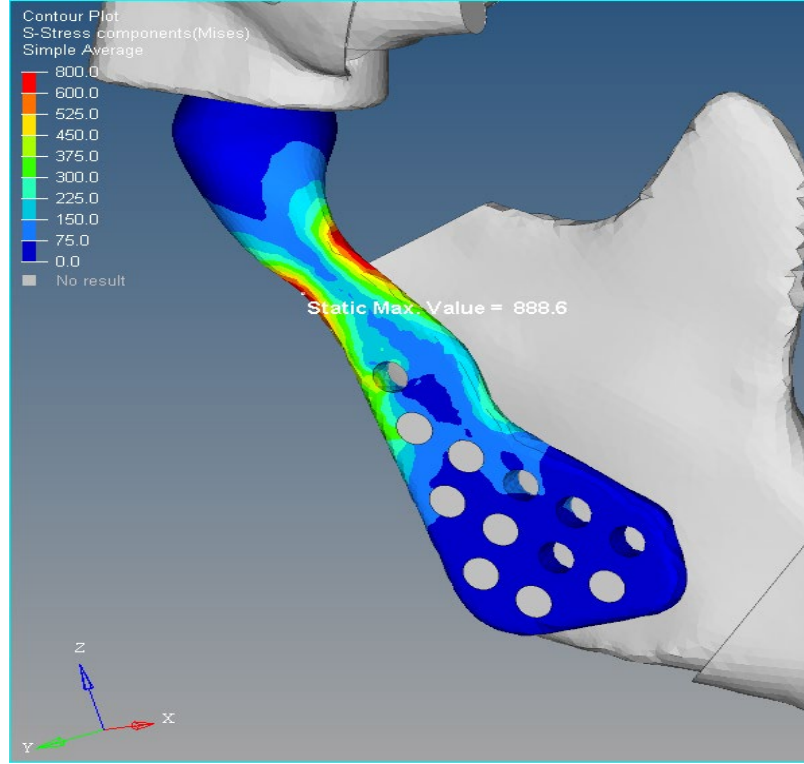
Şekil 4. 3. Model 3 kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilimler (a) ve minimum asal gerilimler (b)

4.1.2. Ramus Komponentinde Meydana Gelen Von Mises Gerilimlerin Değerlendirilmesi

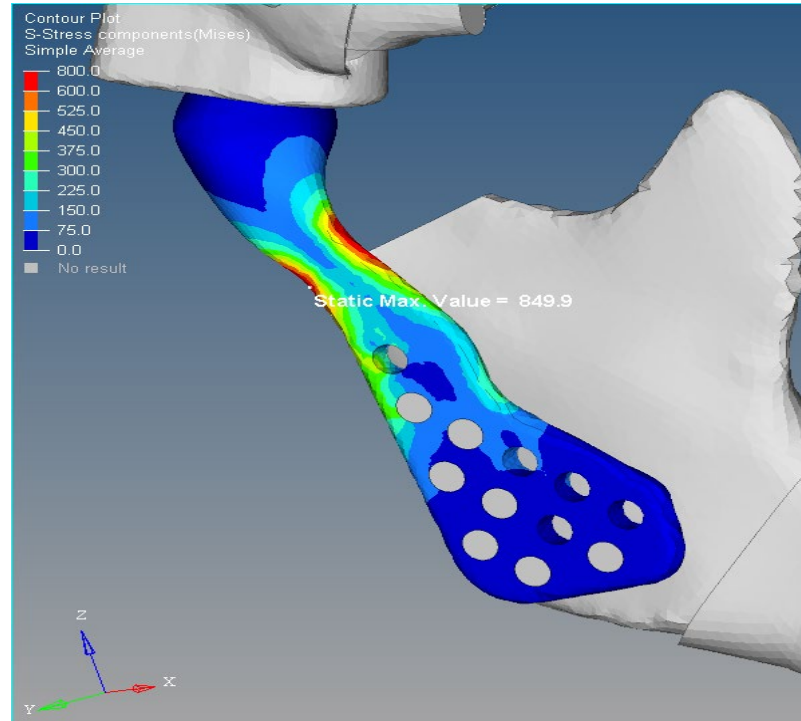
Modellerde ramus komponentinde Von Mises gerilimlerini karşılaştırdığımızda vertikal kuvvetlerde model 1 (888.8MPa) ve model 2 (888.6MPa)'de birbirine yakın değerde olduğu ve daha çok kondil boynunda yoğunlaştığı görülmüştür. Vertikal kuvvetler karşısında model 3 (849.9MPa) daha düşük gerilim göstermiştir.



Şekil 4. 4. Model 1 ramus komponenti maksimum Von Mises gerilimleri



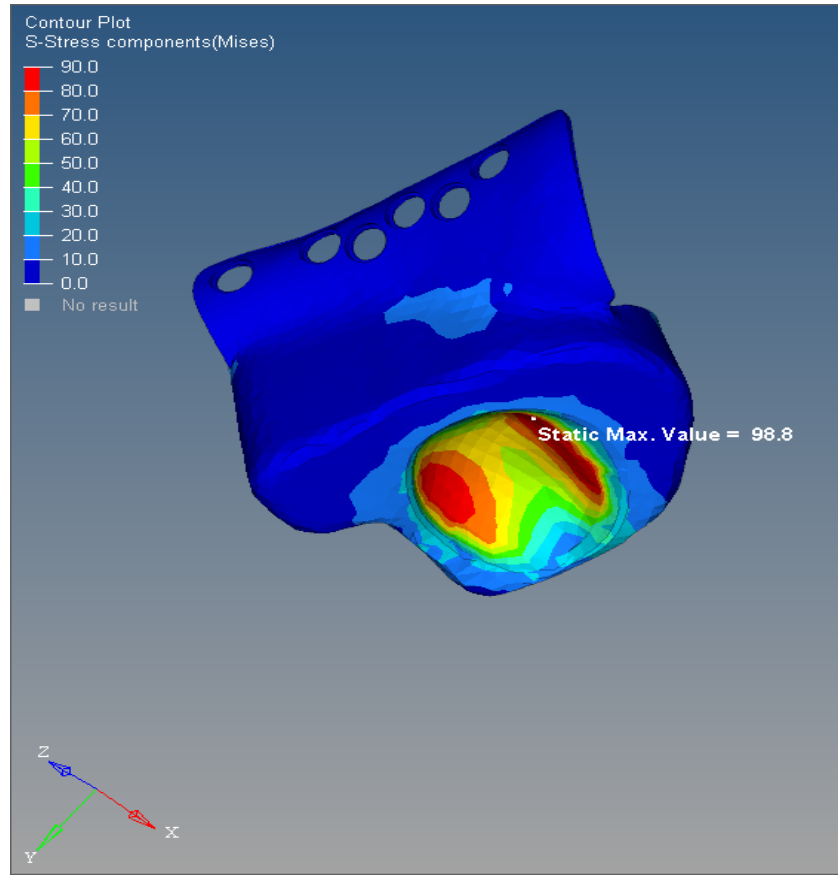
Şekil 4. 5. Model 2 ramus komponenti maksimum Von Mises gerilimleri



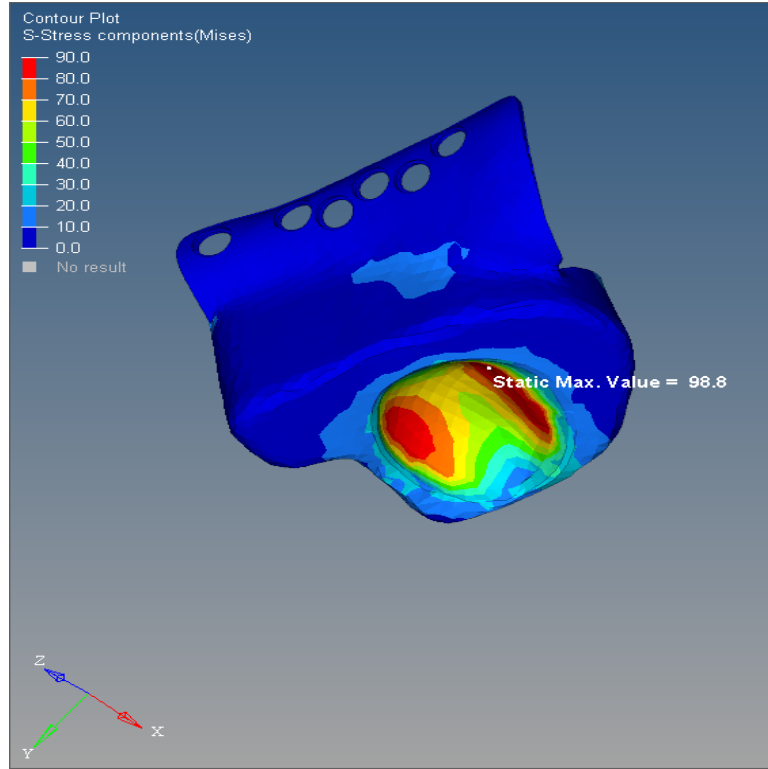
Şekil 4. 6. Model 3 ramus komponenti maksimum Von Mises gerilimleri

4.1.3. Fossa Komponentindeki Von Mises Gerilimlerin Değerlendirilmesi

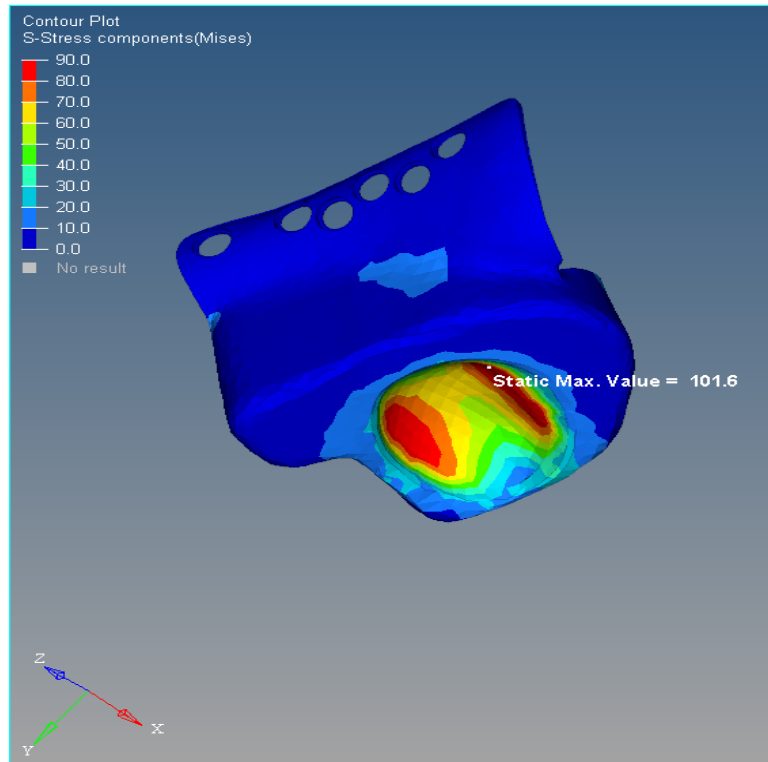
Çalışmada uyguladığımız vertikal çigneme kuvvetlerinin etkisiyle TME protezinin fossa komponentinde oluşan Von Mises gerilimleri karşılaştırdığımızda en yüksek değerin 101.6 MPa ile model 3'te olduğu görülmüştür. Model 1 ve 2'de ise 98.8 MPa gerilim oluşturmuştur.



Şekil 4. 7. Model 1 fossa komponenti Von Mises gerilimi



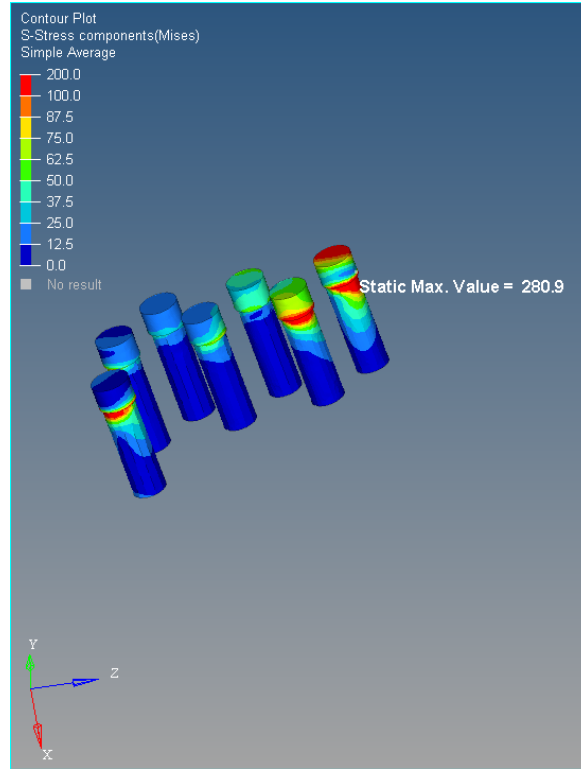
Şekil 4. 8. Model 2 fossa komponenti Von Mises gerilimi



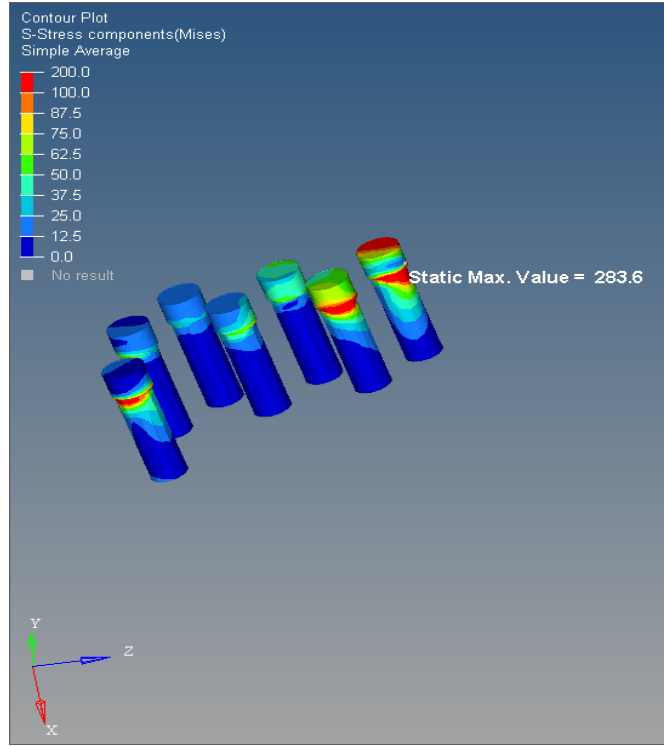
Şekil 4. 9. Model 3 fossa komponenti Von Mises gerilimi

4.1.4. Ramus Komponenti Vidalarında Meydana Gelen Von Mises Gerilimlerin Değerlendirilmesi

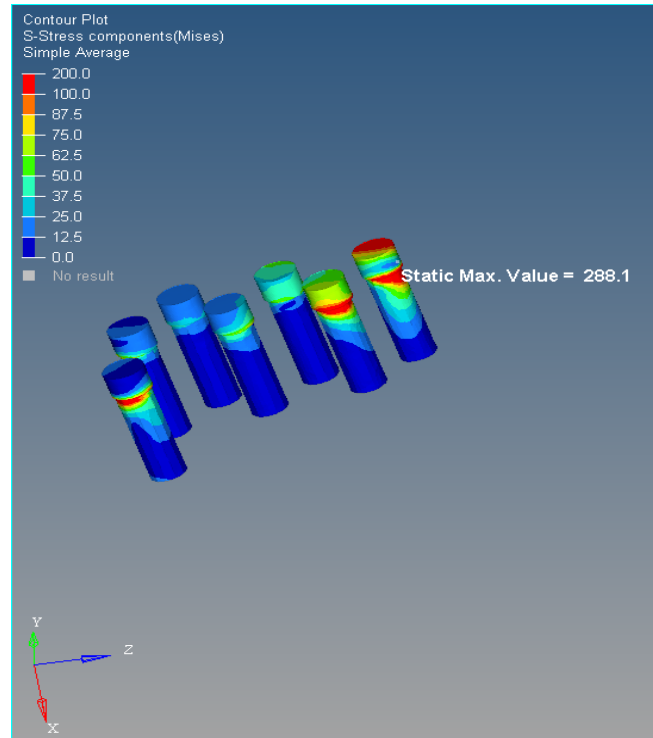
Çalışmada uyguladığımız vertikal çiğneme kuvvetleri neticesinde TME protezi ramus komponentini sabitlemek için kullanılan vidalarda oluşan Von Mises gerilim değerleri karşılaştırıldığında maksimum değer Model 3'te en üst 1. vida üzerinde 288.1 MPa olarak ölçülmüştür. Diğer modellerde oluşan gerilimler model 1'de 280.9 MPa ve model 2'de 283.6 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4. 10. Model 1 ramus komponenti vidaları Von Mises gerilimleri



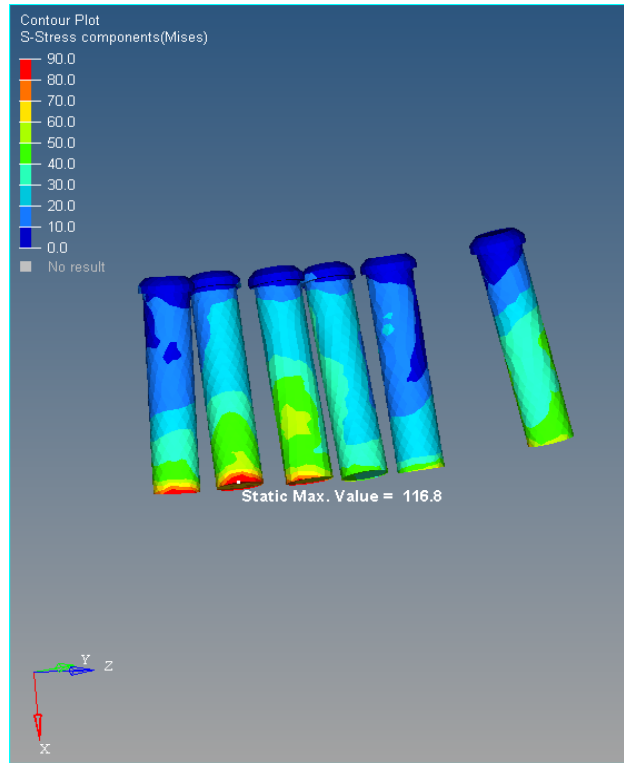
Şekil 4. 11. Model 2 ramus komponenti vidaları Von Mises gerilimleri



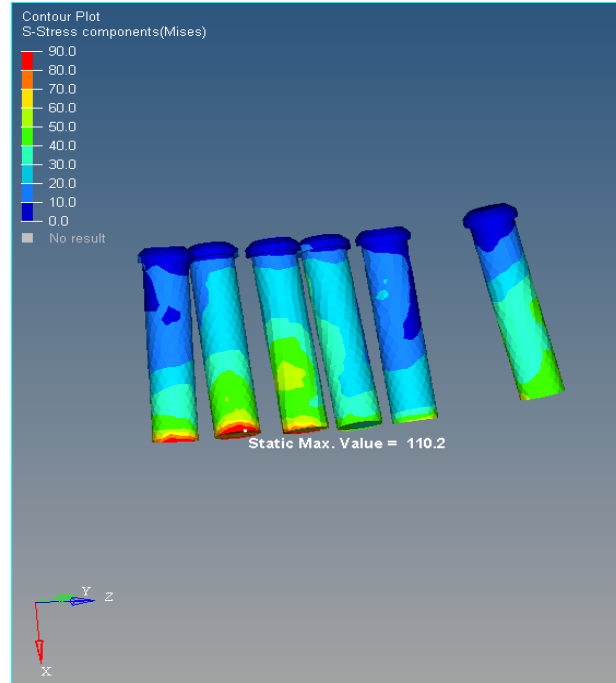
Şekil 4. 12. Model 3 ramus komponenti vidaları Von Mises gerilimleri

4.1.5. Fossa Komponenti Vidalarında Oluşan Von Mises Gerilimlerin Değerlendirilmesi

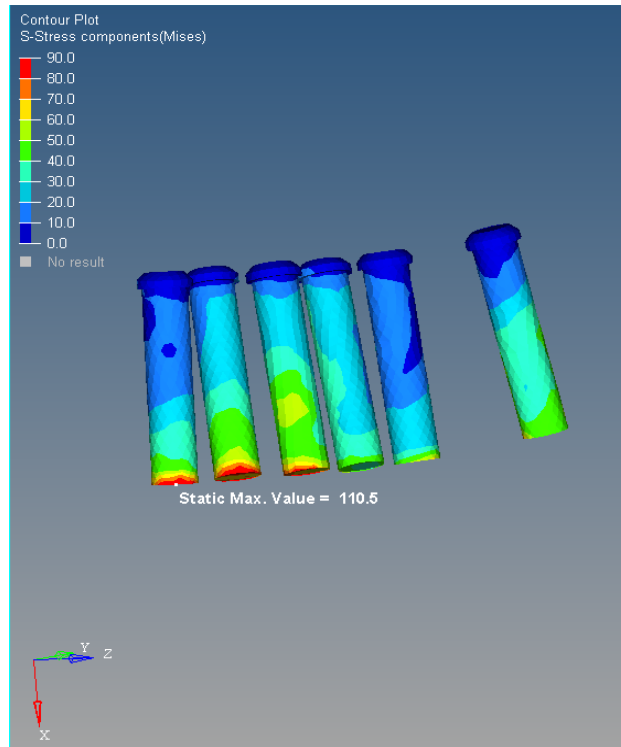
Çalışmamızda vertikal çiğneme kuvvetlerinin sonucunda TME protezinin fossa komponentindeki titanyum vidaları üzerinde oluşan Von Misses gerilim değerlerini karşılaştırdığımızda, maksimum değer Model 1’de 2. vida üzerinde oluşmuş ve 116.8 MPa olarak ölçülmüştür. Öte yandan diğer modellerde oluşan en yüksek Von Mises gerilimleri model 2’de 110.2 MPa ve model 3’te 110.5 MPa olarak birbirleriyle hemen hemen aynı olarak ölçüldü.



Şekil 4. 13. Model 1 fossa komponenti vidaları Von Mises gerilimleri



Şekil 4. 14. Model 2 fossa komponenti vidaları Von Mises gerilimleri



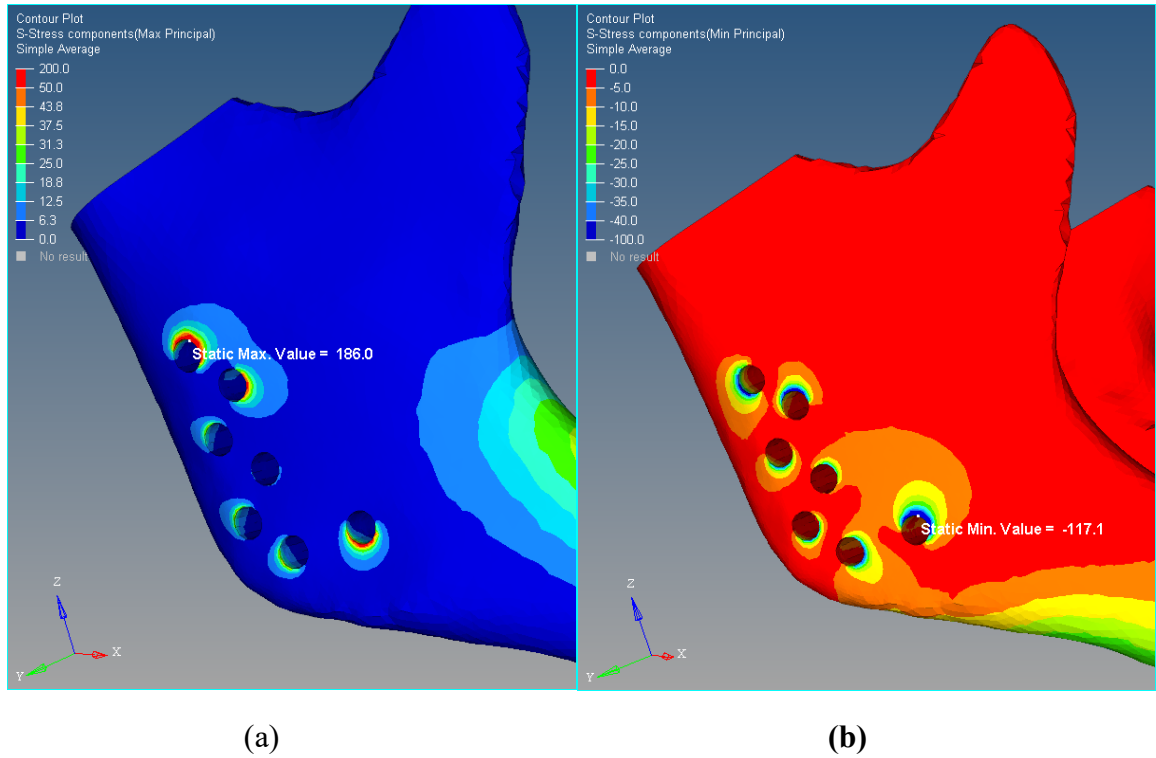
Şekil 4. 15. Model 3 fossa komponenti vidaları Von Mises gerilimleri

4.2. Oblik Kuvvetler

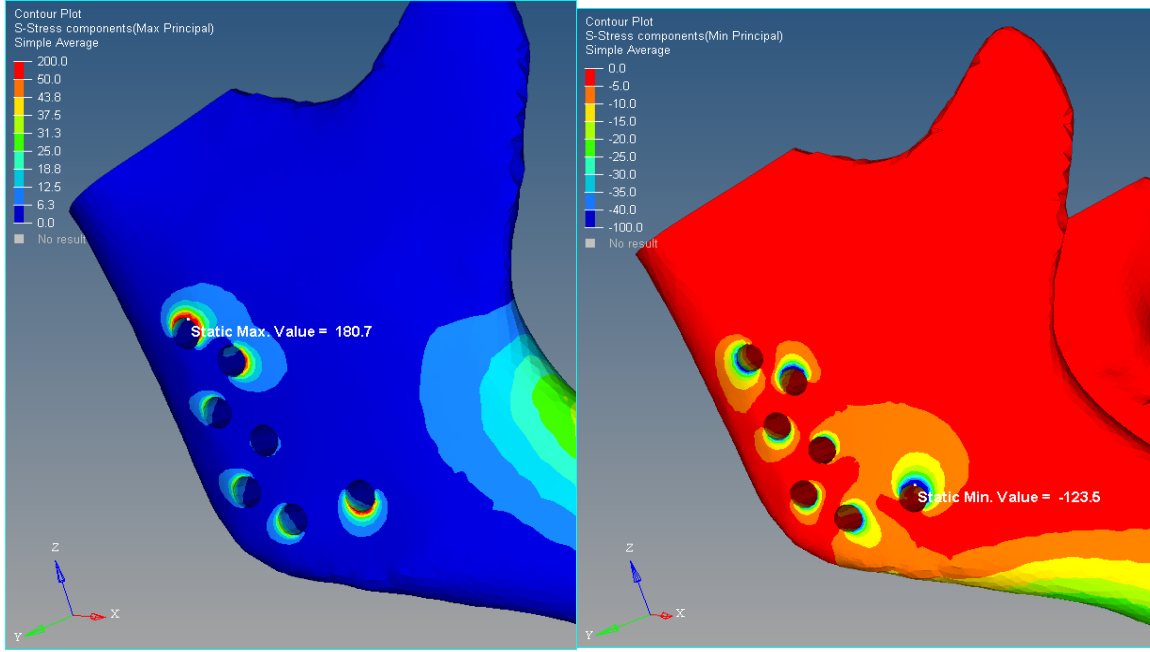
4.2.1. Ramus Komponenti Titanyum Vidalarının Çevresindeki Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilimlerin Değerlendirilmesi

Çalışmada oblik kuvvetler altında ramus komponenti titanyum vidaları çevresinde kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilim değerleri karşılaştırılmıştır. Maksimum asal gerilim 1. modeldeki 1. ve 2. vida etrafında kortikal kemikte oluşmuştur ve değeri 186 MPa'dır. Çalışmadaki diğer modellere baktığımızda, vidalar etrafındaki kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilim değerleri model 2'de 180.7MPa ve model 3'te 150.5MPa olarak ölçüldü ve model 3'te daha düşük çekme kuvvetleri görülmüştür.

Minimum asal gerilim değerlerine baktığımızda ise model 2'deki 7. Vida etrafındaki kortikal kemikte -123.5 MPa olup en yüksek değerdedir. Model 1'de -117.1 MPa ve model 3'te -120.8 MPa oluşan değerlere bakıldığında model 1'de düşük baskı kuvvetleri oluşmuştur.



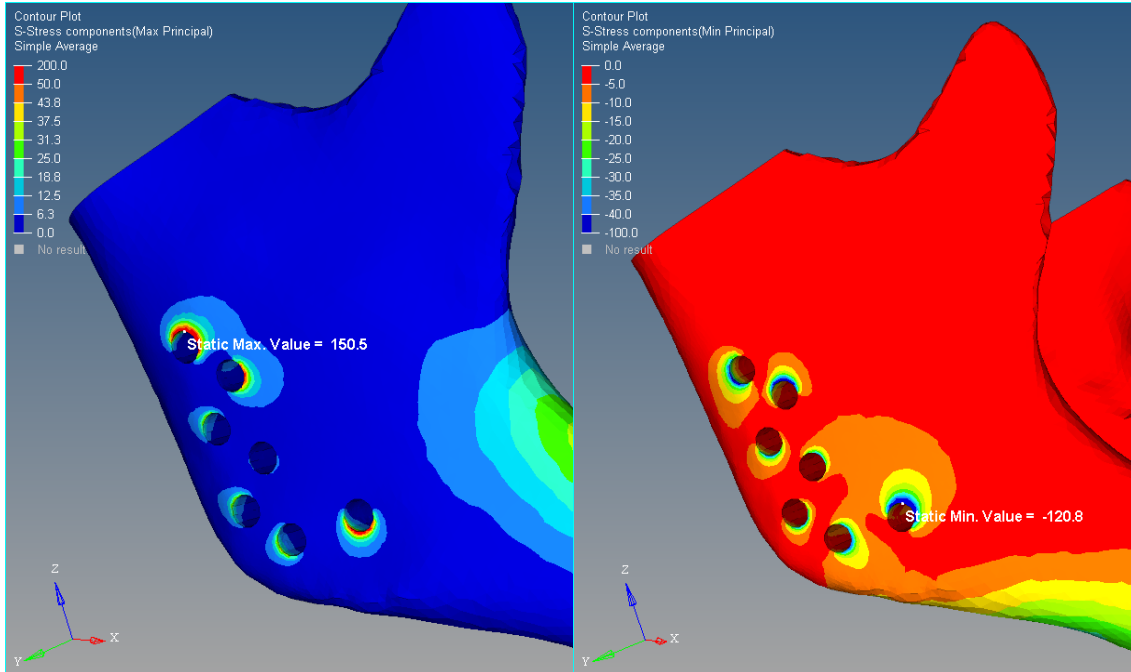
Şekil 4. 16. Model 1 kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilimler (a) ve minimum asal gerilimler (b)



(a)

(b)

Şekil 4. 17. Model 2 kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler (a) ve minimum asal gerilmeler (b)



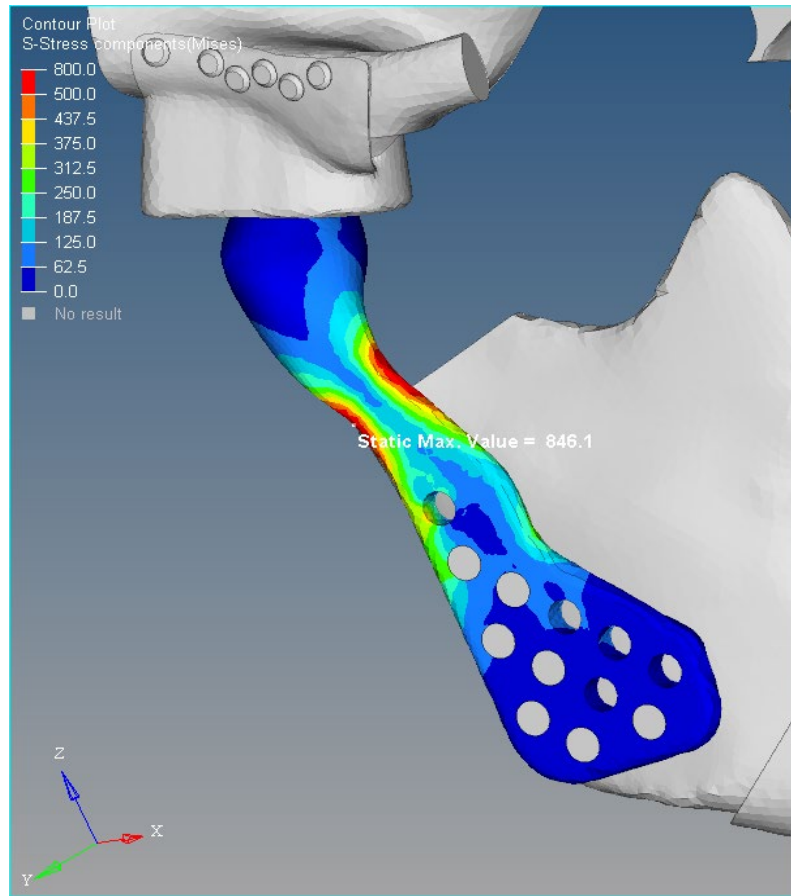
(a)

(b)

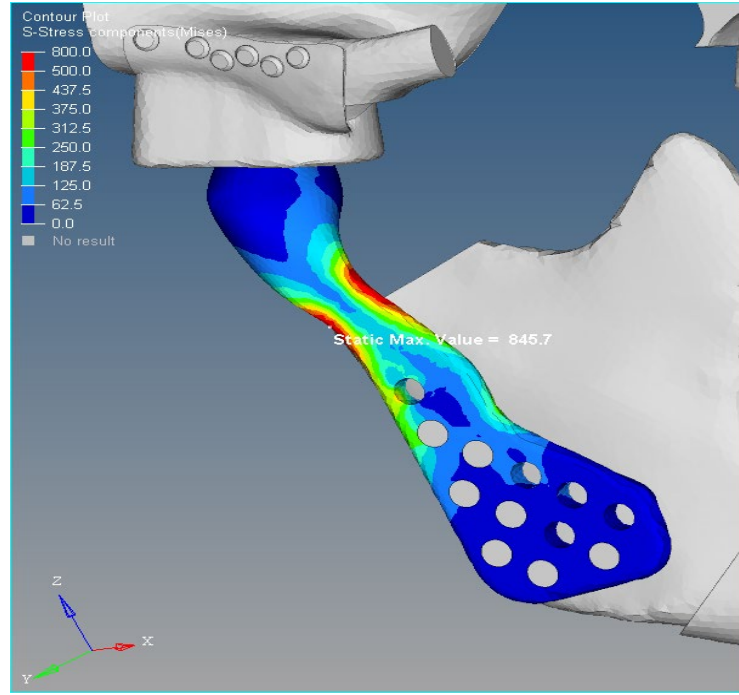
Şekil 4. 18. Model 3 kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilimler (a) ve minimum asal gerilimler (b)

4.2.2. Ramus Komponentinde Meydana Gelen Von Mises Gerilimlerin Değerlendirilmesi

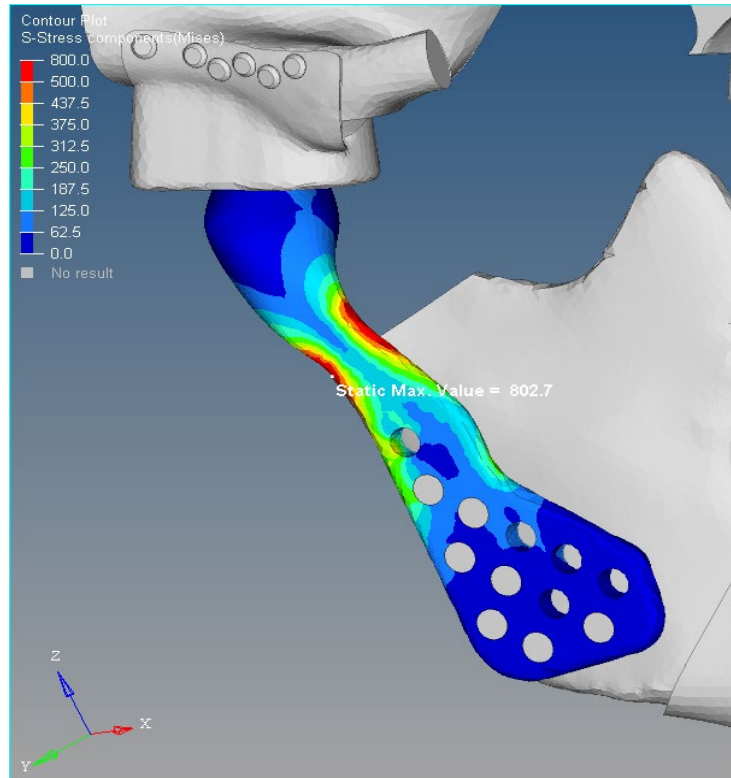
Modellerde ramus komponentinde Von Mises gerilimlerini karşılaştırdığımızda oblik kuvvetlerde model 1’de 846.1 MPa ve model 2’de 845.7MPa olarak birbirine yakın değerde oluştuğu ve daha çok kondil boynunda yoğunlaştığı görülmüştür. Oblik kuvvetler karşısında model 3’te 802.7 MPa olup daha düşük Von Mises gerilimi göstermiştir.



Şekil 4. 19. Model 1 ramus komponenti maksimum Von Mises gerilimleri



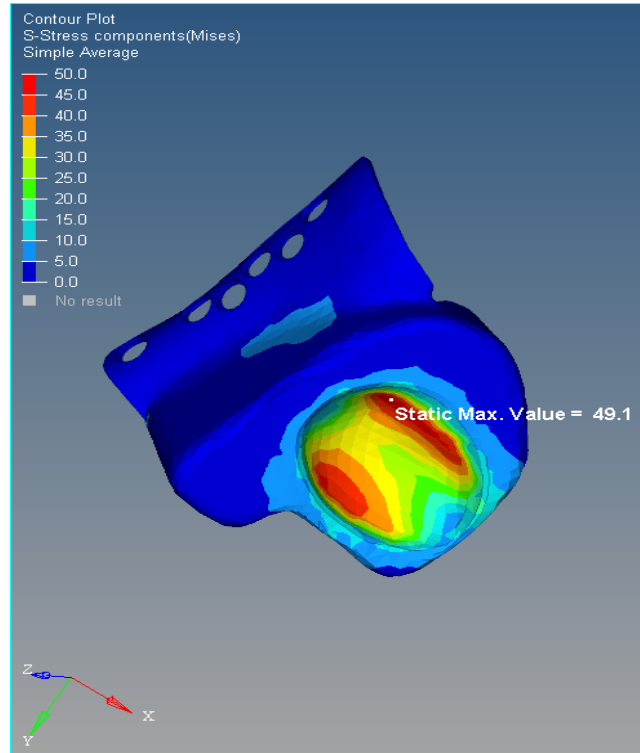
Şekil 4. 20. Model 2 ramus komponenti maksimum Von Mises gerilimleri



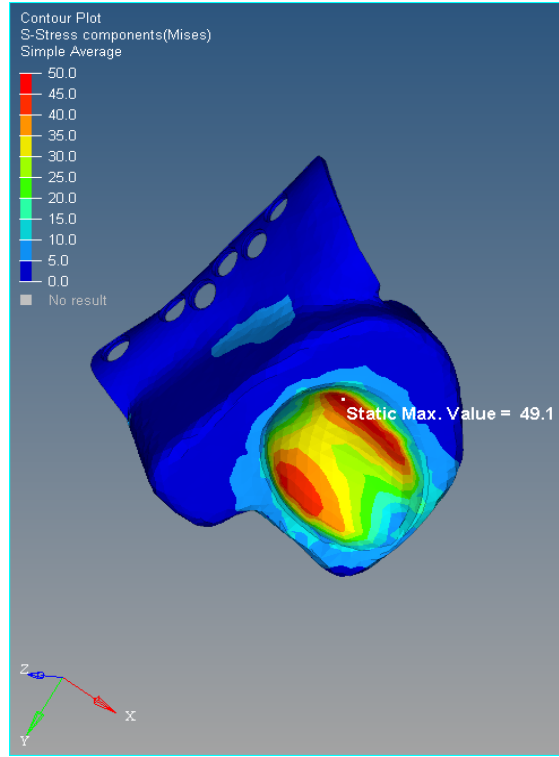
Şekil 4. 21. Model 3 ramus komponenti maksimum Von Mises gerilimleri

4.2.3. Fossa Komponentindeki Von Mises Gerilimlerin Değerlendirilmesi

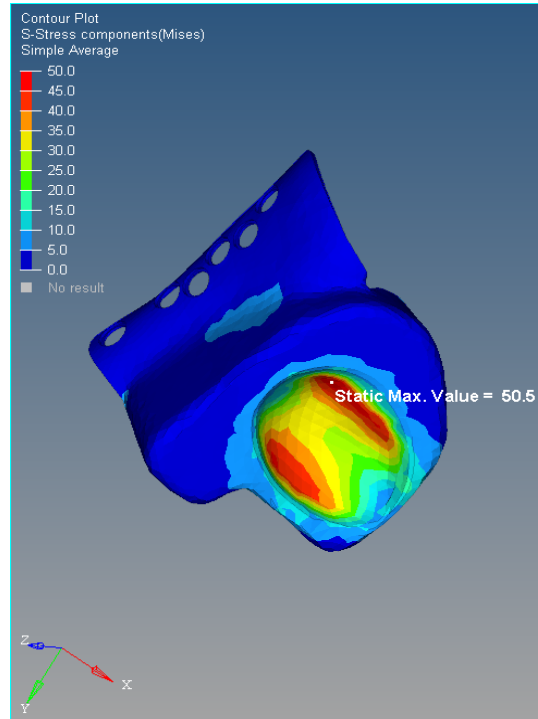
Çalışmada uyguladığımız oblik çığneme kuvvetlerinin etkisiyle TME protezinin fossa komponentinde meydana gelen Von Mises gerilimleri karşılaştırdığımızda en yüksek Von Mises değerinin 50.5 MPa ile model 3'te olduğu görülmüştür. Model 1 ve 2'de 49.1 MPa gerilim oluşturmuştur.



Şekil 4. 22. Model 1 fossa komponenti Von Mises gerilimi



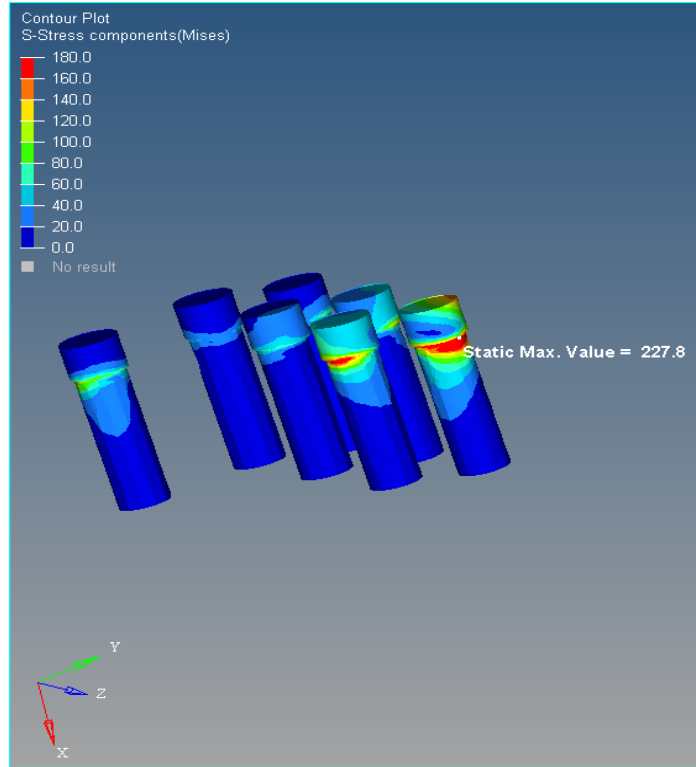
Şekil 4. 23. Model 2 fossa komponenti Von Mises gerilimi



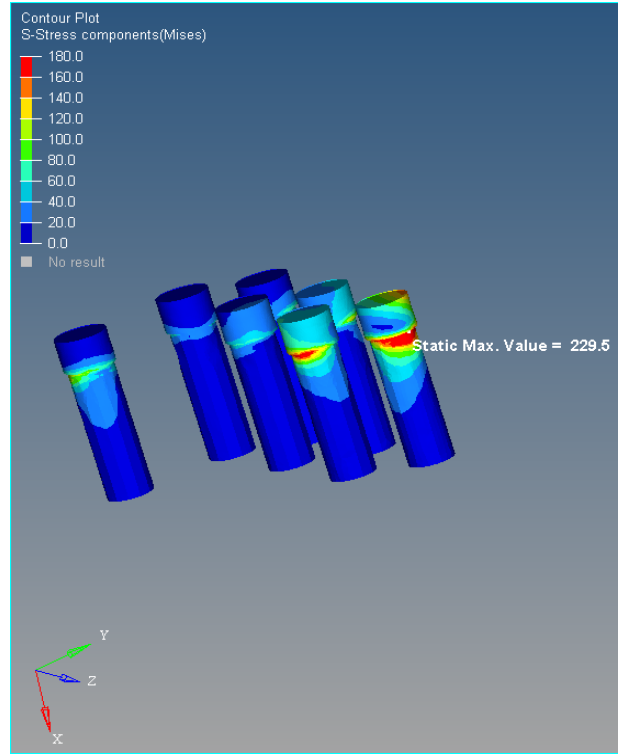
Şekil 4. 24. Model 3 fossa komponentinde Von Mises gerilimi

4.2.4. Ramus Komponenti Vidalarında Meydana Gelen Von Mises Gerilimlerin Değerlendirilmesi

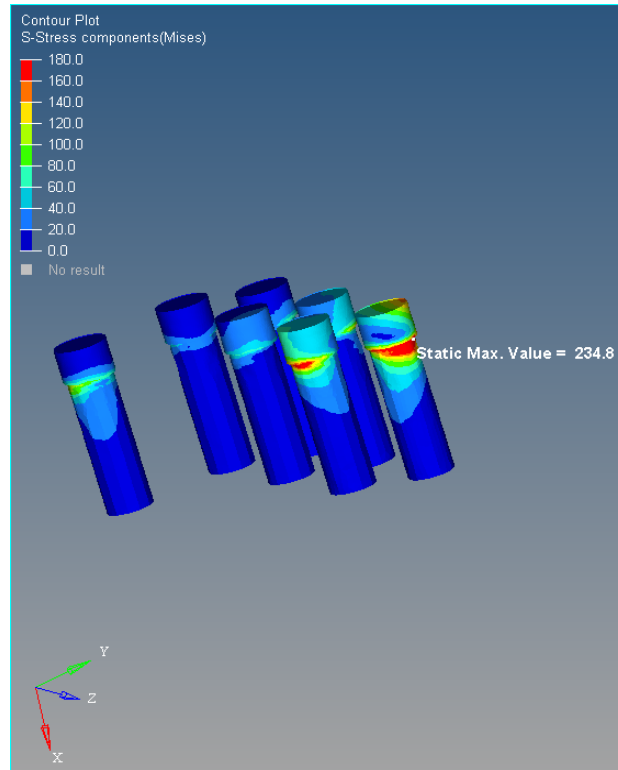
Çalışmada uyguladığımız oblik çiğneme kuvvetleri neticesinde TME protezi ramus komponentini sabitlemek için kullanılan titanyum vidalarda oluşan Von Mises gerilim değerleri karşılaştırdığımızda ortaya çıkan maksimum değer Model 3'te en üste yer alan 1. vida üzerinde 234.8 MPa değerinde ölçülmüştür. Diğer modellerde oluşan gerilimler ise model 1'de 227.8 MPa ve model 2'de 229.5 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4. 25. Model 1 ramus komponenti vidaları Von Mises gerilimleri



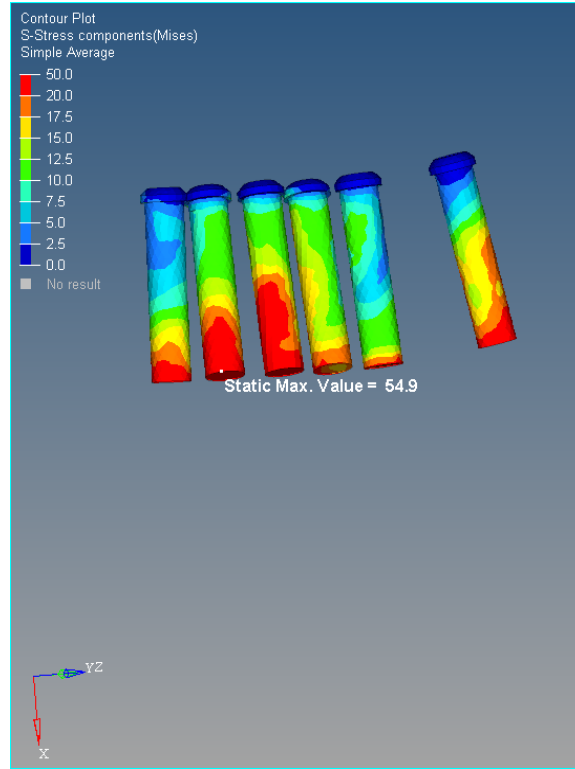
Şekil 4. 26. Model 2 ramus komponenti vidaları Von Mises gerilimleri



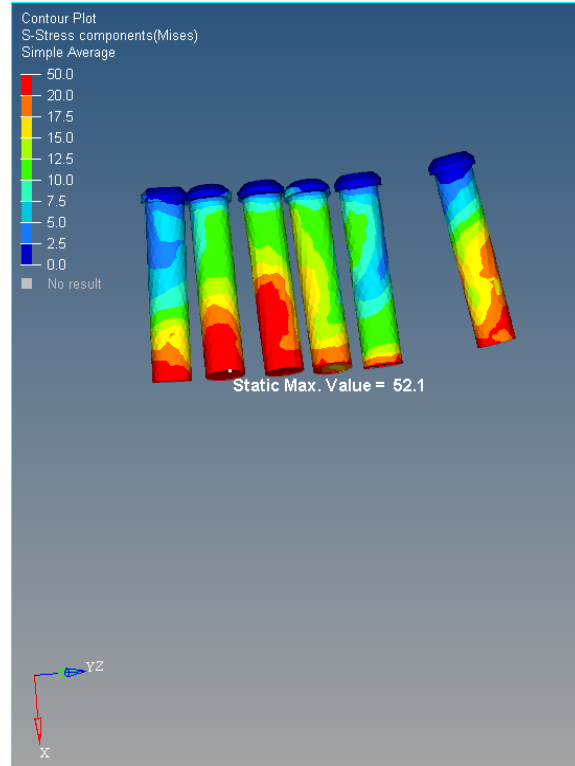
Şekil 4. 27. Model 3 ramus komponenti vidaları Von Mises gerilimleri

4.2.5. Fossa Komponenti Vidalarında Oluşan Von Mises Gerilimlerin Değerlendirilmesi

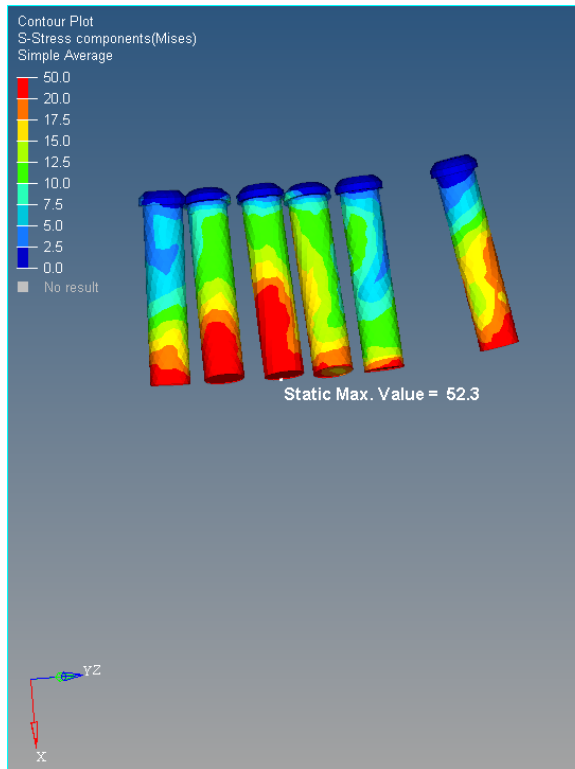
Çalışmamızda oblik çigneme kuvvetlerinin sonucunda TME protezinin fossa komponentindeki titanyum vidaları üzerinde oluşan Von Misses gerilim değerlerini karşılaştırdığımızda, maksimum değer Model 1’de 3. vida üzerinde oluşmuş ve 54.9 MPa olarak ölçülmüştür. Öte yandan diğer modelleri ele aldığımızda oluşan en yüksek Von Mises gerilim değerleri model 2’de 52.1 MPa ve model 3’te 52.3 MPa olarak birbirleriyle yakın değerlerde ve yine 3. vida üzerinde ölçülmüştür.



Şekil 4. 28. Model 1 fossa komponenti vidaları Von Mises gerilimleri



Şekil 4. 29. Model 2 fossa komponenti vidaları Von Mises gerilimleri



Şekil 4. 30. Model 3 fossa komponenti vidaları Von Mises gerilimleri

Tablo 4. *Model 1 analiz sonuçları*

Model 1	Vertikal			Oblik		
	Pmax	Pmin	Von Mises	Pmax	Pmin	Von Mises
Ramus vida bölgesi kortikal kemik	317.6	-207.9		186	-117.1	
TME ramus komponenti			888.8			846.1
TME fossa komponenti			98.8			49.1
Ramus vidaları			280.9			227.8
Fossa vidaları			116.8			54.9

Tablo 5. *Model 2 analiz sonuçları*

Model 2	Vertikal			Oblik		
	Pmax	Pmin	Von Mises	Pmax	Pmin	Von Mises
Ramus vida bölgesi kortikal kemik	308.4	-218.2		180.7	-123.7	
TME ramus komponenti			888.6			845.7
TME fossa komponenti			98.8			49.1
Ramus vidaları			283.6			229.5
Fossa vidaları			110.2			52.1

Tablo 6. *Model 3 analiz sonuçları*

Model 3	Vertical			Oblik		
	Pmax	Pmin	Von Mises	Pmax	Pmin	Von Mises
Ramus vida bölgesi kortikal kemik	252.4	-215.7		150.5	-120.8	
TME ramus komponenti			849.9			802.7
TME fossa komponenti			101.6			50.5
Ramus vidaları			288.1			234.8
Fossa vidaları			110.5			52.3

5. TARTIŞMA

Temporomandibular eklem bozuklukları, çene eklemi ve çevresindeki dokuları etkileyen, farklı nedenlere bağlı olarak ortaya çıkabilen ağrı ve çene hareketlerinde kısıtlılık gibi belirtilerle kendini gösteren bir patolojik durumu ifade eder. Bu tip eklem hastalığı olan hastaların tedavisi, temporomandibular eklem bozukluklarının tanısı ve sınıflandırılmasında büyük bir anlaşmazlık olması ve tedavileri karşılaştırmanın zorluğu nedeniyle hala önemli bir tartışma konusudur (McLeod vd., 2001). Temporomandibular eklemdaki kırık, bağlar ve diğer yumuşak dokular, çeşitli nedenlerle zarar görebilir ve işlevini kaybedebilir. Eklem diskinin yerinden çıkması, eklem yüzeylerinin aşınması, eklem iltihaplanması, doğuştan gelen eklem anomalileri, travmalar, bağ dokusu hastalıkları, vücudun kendi dokusuna saldırması olarak adlandırılan otoimmün hastalıklar gibi durumlar ve daha önceki başarısız ameliyatlara, eklemde dejenerasyona yol açarak ağrı, hareket kısıtlılığı ve diğer sorunlara neden olabilir (Wolford & Dhameja, 2011).

TME’de eklem dejenerasyonuna sebep olabilecek pek çok patolojik durum söz konusu olabilir. Bu patolojik durumlar genellikle intrakapsüler düzensizlikler, artrit, travma, enfeksiyonlar, tümörler ve konjenital anomalileri içerir (Alexander, 1999). İntrakapsüler düzensizlik en yaygın TME bozukluğudur ve normal disk-kondil pozisyon ilişkisinin değişmesi olarak ifade edilebilir (Chase vd., 1995). Kronik intrakapsüler düzensizlikler, osteoartrit gibi dejeneratif eklem hastalıklarına zemin hazırlayabilir. Romatoid artrit gibi inflamatuvar eklem hastalıkları da TME’yi etkileyerek hasara yol açabilir. Travma, mandibular kondilin avasküler nekrozu veya ankilozu gibi ciddi sonuçlara neden olabilecek intrakapsüler kırıklar veya kanamalarla sonuçlanabilir (Alexander, 1999).

Temporomandibular eklem bozukluklarının tedavisinde cerrahi ve cerrahi olmayan çeşitli yöntemler kullanılmaktadır. Artrosentez, artroskopik cerrahi, disk onarımı ve repozisyonu, diskektomi, kondilektomi, disk otograft veya allograft ile replasman gibi cerrahi teknikler olduğu gibi, daha karmaşık cerrahi işlemler de tercih edilebilir. Tedavi seçimi, hastanın şikayetlerinin şiddeti, eklem hasarlanma derecesi ve hastanın genel sağlık durumu gibi faktörlere bağlıdır. Cerrahi olmayan tedaviler genellikle TME bozukluklarının erken evrelerinde veya genç hastalarda etkilidir. Ancak cerrahi tedaviler diğer yöntemlere yanıt vermeyen hastalara da uygulanabilir (Chase vd., 1995).

Eklem bileşenlerinin yıkımına yol açan eklem patolojisi, TME bileşenlerinin yeniden yapılandırılmasını veya değiştirilmesini gerektirir. Cerrahi yöntemler gerektiğinde, TME, kostokondral, sternoklaviküler, temporal miyofasyal, kulak kıkırdağı, dermis vb. gibi otojen dokular veya alloplastik materyallerle replasmanı gerekir (Wolford, Pitta, vd., 2003). Otojen greftler genellikle büyüme çağındaki bireylerde kullanılsa da erişkinlerde de etkili bir tedavi yöntemidir (Crawley vd., 1993)(Peterson, t.y.). Otojen kostokondral kaburga greftleri, temporomandibular eklem rekonstrüksiyonunda fonksiyonel sonuçlar elde etmek için sıklıkla tercih edilen bir yöntemdir. Özellikle tümör, travma veya başarısız protez replasmanları gibi durumlarda birinci basamak tedavi seçeneği olarak kabul edilir. Ancak, TME bozukluğuna neden olan altta yatan patolojik durumlar, greft başarısını olumsuz etkileyebileceğinden, bu durumun tedavi planlamasında göz önünde bulundurulması önemlidir (Wolford, Pitta, vd., 2003). Temporomandibular eklem cerrahisi sonrası uzun süreli kortikosteroid tedavisi, otojen rekonstrüksiyonlarda kullanılan greftlerin fiziksel dayanıklılığını azaltarak başarısızlık riskini artırır. Tekrarlayan ankiloz, greftin dejeneratif değişiklikleri, aşırı ve asimetrik büyümesi gibi komplikasyonlar görülebilir. Özellikle fibroz veya kemik ankilozu olan vakalarda otojen rekonstrüksiyonlarda heterotropik kemik oluşumu, reaktif kemik oluşumu, yeniden ankiloz ve fibrozis gelişme riski daha yüksektir (Speculand vd., 2000). Çoklu TME cerrahisi öyküsü olan hastalarda, skar dokusu oluşumu, vaskülerizasyon bozuklukları ve anatomik yapıların beslenmesinde bozulma gibi durumlar, eklem rekonstrüksiyonunu olumsuz etkileyen önemli faktörlerdir. Bu nedenle, tekrarlayan cerrahi girişimler veya alloplast başarısızlıkları sonrası TME bileşenlerinin değiştirilmesi gereken durumlarda, ortopedik uygulamalarda güvenilirliği kanıtlanmış biyouyumlu malzemelerden üretilmiş TME protezleri, daha başarılı sonuçlar elde etmek için tercih edilebilmektedir (Wolford, Dingwerth, vd., 2003; Wolford, Pitta, vd., 2003).

Temporomandibular eklemden ciddi hasar veya bozukluk yaşayan hastalarda, eklem tamamının veya bir kısmının çıkarılıp yerine yapay bir parça (alloplastik TME protezi) yerleştirilmesi yöntemi tercih edilebilir. Bu yöntem, hastanın kendi vücudundan doku alınmasına gerek olmadığı için ek bir cerrahi müdahaleyi ortadan kaldırır. Ayrıca, bağ dokusu hastalıkları, ankiloz gibi durumlar nedeniyle hastanın kendi dokularının kullanılamadığı veya başarılı sonuç alınamadığı durumlarda da alloplastik protezler etkili bir tedavi seçeneği olabilir. Yapay eklemler, eklem normal hareketlerini taklit ederek hastanın çene fonksiyonlarının geri kazanılmasına yardımcı olur (Wolford, Dingwerth, vd., 2003). TME protezleri, diğer tedavi yöntemlerine göre çeşitli avantajlar sunmaktadır. Örneğin,

hastanın kendi vücudundan kemik veya kıkırdak gibi doku alınmasını gerektirmeyen alloplastik protezler, ek bir cerrahi müdahaleyi ortadan kaldırır. Ayrıca, ameliyat süresi daha kısa olduğu için hasta daha kısa sürede iyileşir. Ameliyat sonrası çenenin hareketsiz kalmasını gerektiren diğer yöntemlerin aksine, protezlerde çene daha hızlı hareket etmeye başlar. Bu durum, hastanın daha kısa sürede konuşma ve çiğneme gibi fonksiyonlarını geri kazanmasını sağlar (Neelakandan vd., 2014). TME protezlerinin kullanımı, bazı potansiyel riskleri beraberinde getirir. Vücut, yapay eklemi yabancı bir cisim olarak algılayarak etrafında enflamasyon veya doku tahribatı gibi reaksiyonlar gösterebilmektedir. Zamanla protez, kemikle olan bağlantısını kaybederek gevşeyebilir ve yerinden oynayabilir. Ayrıca, protezin yerleştirilmesi sırasında veya sonrasında çiğneme kaslarından biri olan lateral pterygoid kasının fonksiyonu bozulabilmektedir. Bu durum, çiğneme ve konuşma gibi fonksiyonları olumsuz etkileyebilmektedir. Tüm bu faktörlerin yanı sıra, protezlerin maliyeti de diğer tedavi yöntemlerine göre daha yüksek olabilmektedir (Mercuri, 2013).

Alloplastik TME replasmanı, günümüzde hala gelişmekte olan bir cerrahi yöntemdir. Bu nedenle, ideal tasarıma ve biyomekanik gereksinimlere sahip protezler üretmek için daha fazla akademik çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır. Şu an TME protezi için dünya genelinde kabul görmüş tek bir implant tasarımı bulunmamaktadır. Biyomekanik çalışmalar, ideal protez tasarımında büyük bir öneme sahiptir. TME protezleri tasarlanmadan önce, eklem üzerindeki yüklerin yönü ve yoğunluğu gibi faktörlerin iyi anlaşılması gerekmektedir. Bu sayede, hastanın anatomisine ve ihtiyaçlarına uygun, daha etkili ve uzun ömürlü protezler geliştirilebilir (Van Loon vd., 1995).

Günümüzde mevcut TM) protez üreticileri arasında TMJ Concept (Ventura, ABD), Zimmer Biomet (Indiana, ABD) ve Christensen TMJ (Colorado, ABD) yer almaktadır. Bu protezler, ABD Gıda ve İlaç Dairesi (FDA) onayına sahiptir ve üzerinde sürekli çalışmalar yapılmaktadır. Zimmer Biomet ve Christensen TMJ, farklı boyutlarda standart protezler üretir; bu protezlerde uygun kondil ve fossa bileşenleri hastanın anatomisine uyacak şekilde yerleştirilir. TME protezlerindeki kondil ve fossa tasarımı, üreticiye göre farklılık gösterebilir. Fossa bileşenleri günümüzde genellikle UHMWPE kullanılarak üretilmektedir. TMJ Concept ise kişiye özel protezler üretmektedir; bu protezler, MRI, ultrason ve tomografi gibi 3D görüntüleme teknolojilerinden elde edilen verilerle, bilgisayar destekli tasarım (CAD) programları kullanılarak üretilir. Yapılan karşılaştırmalı çalışmalar, özel ve stok protezler arasındaki başarı oranları açısından belirgin bir fark bulunmadığını göstermektedir (Guarda-Nardini vd., 2008). Ancak şunun bilinmesi gerekir ki, kişiye özel

protezler, hastanın anatomik yapısına birebir uygun olarak üretildiği için, protez stabilizasyonu ve buna bağlı olarak ortaya çıkabilecek problemler açısından diğerlerine göre daha avantajlıdır (Arabshahi vd., 2011).

TME protezleri, farklı üretici firmalar tarafından farklı tasarımlarda üretilmektedir. Bu durum, protezlerin kondil (eklem başı) ve fossa (eklem çukuru) bileşenlerinin yapısında çeşitlilik olmasına neden olur. Günümüzde TME protezlerindeki fossa bileşenleri genellikle UHMWPE adı verilen bir polimerden üretilmektedir. UHMWPE, dayanıklılığı, sürtünme katsayısının düşük olması ve biyolojik uyumluluğu nedeniyle tercih edilen bir malzemedir. Ancak bazı protezlerde, özellikle titanyum alaşımlarına karşı alerjisi olmayan kişilerde, fossa bileşeni titanyum alaşımlarından da üretilir. Kondil bileşeni ise genellikle gövde ve baş kısmı olarak iki kısma ayrılır; gövde kısmı krom-kobalt-molibden alaşımları veya titanyum alaşımları gibi metal alaşımlarından üretilir. Bu malzemeler, yüksek dayanıklılık ve sertlik özellikleri sayesinde tercih edilir. Baş kısmı ise genellikle gövde kısmı ile aynı malzemeden üretilir. Ancak, krom-kobalt-molibden alaşımlarına alerjisi olan kişilerde, tüm protezin titanyum alaşımlarından üretilmesi mümkündür (Gruber vd., 2015).

TME protezleri, farklı malzemelerin bir araya getirilmesiyle üretilen kompleks tıbbi cihazlardır. Bu protezlerin farklı bölümleri, farklı görevleri yerine getirmek üzere özel olarak tasarlanmıştır. Protez vidaları protezin kemiğe sabitlenmesini sağlayan vidalar, genellikle titanyum alaşımından üretilir. Titanyum, biyoyumluluğu yüksek, korozyona dayanıklı ve kemikle birleşme (osseointegrasyon) özelliği gösterdiği için bu alanda sıkça tercih edilir. Kondil kısmı ise protezde çene eklemine hareketli kısmını temsil eden genellikle krom-kobalt alaşımı gibi dayanıklı bir metalden üretilir. Bu sayede çiğneme gibi kuvvetli hareketlere karşı dayanıklılık sağlanır. Kondilin, glenoid fossaya oturduğu yüzey ise genellikle biyoyumlu bir polimerik malzeme ile kaplanır. Bu polimerik malzeme, eklem hareketleri sırasında düşük sürtünme sağlayarak daha rahat bir hareket imkanı sunar ve eklem ömrünü uzatır. TME protezleri, çiğneme kuvvetlerine dayanacak stabilite, işlevsel uyumluluk ve mekanik mukavemet elde etmek için anatomik yapılara tam uyumlu olmalıdır (Mesnard & Ramos, 2016).

Temporomandibular eklem protezlerinin tasarımı için altın standart henüz raporlanmamıştır ve biyomekanik ve biyoloji açısından bu standardizasyon için bir dizi çalışmaya ihtiyaç vardır (Abel vd., 2015). TME protezleri üzerine yapılan az sayıdaki çalışma sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmiştir. Kashi ve ark. (2006), TME protezlerindeki başarısızlıkların ortadan kaldırılması için TME protezlerinin tasarımında ve

kullanımında biyomekanik prensiplerin daha iyi anlaşılması ve uygulanması gerektiği vurgulanmıştır (Kashi vd., 2006). Dünyada sınırlı sayıda üretim firmasının olması ve ülkemizde hiç olmaması bu dezavantajlara erişilebilirlik sorununu da eklemektedir. Biz de çalışmamızda cerrahi operasyon sırasında ve sonrasında ortaya çıkabilecek sorunların giderilmesi konusunda bilimsel temelleri esas alarak bu sorunların çözümünü amaçlamaktayız.

Mekanik olarak sabitlenen malzemelerin biyomekanik özelliklerinin incelenmesinde sıklıkla iki ana yöntem tercih edilir. Bunlardan ilki olan iki nokta biyomekanik testi, replika veya kadavra modelleri üzerinde farklı kuvvetler uygulayarak, bu modellerdeki yer değiştirme, kopma noktası ve malzemenin esneklik gibi özelliklerini ölçmeyi amaçlar. Öte yandan, SEA ise doğal dokuların ve malzemelerin bilgisayar ortamında oluşturulan sanal modellerinde, farklı kuvvetlerin etkisi altında oluşan gerilmeleri analiz etmek için kullanılır. Bu yöntem, malzemelerin gerçek ortamdaki davranışlarını daha detaylı bir şekilde anlamamıza olanak tanır (Assunção vd., 2009; Schupp vd., 2007). SEA yönteminde ya iki boyutlu ya da üç boyutlu modeller kullanılır. İki boyutlu modellerde, incelenen yapının derinliği dikkate alınmaz ve yapının sadece yüzeysel özellikleri analiz edilir. Üç boyutlu modeller ise, yapının derinliği ve iç yapısı da dahil olmak üzere tüm özellikleri detaylı bir şekilde inceler (Saraç, 2003). Diş hekimliğinde incelenen yapılar genellikle düzensiz bir yapıya sahip olduğu için, üç boyutlu modeller bu yapıların daha gerçekçi bir temsilini sunar. Üç boyutlu analizler, kuvvetlerin düzensiz uygulandığı durumlarda gerilme dağılımını daha doğru bir şekilde göstererek, iki boyutlu analizlere göre daha güvenilir sonuçlar verir (Rubin vd., 1983; Yaman, 1995).

Teknolojinin gelişmesiyle birlikte, SEA yöntemi sayesinde gerçek hayattaki yapılara çok daha yakın sanal modeller oluşturmak mümkün hale gelmiştir. Bu modeller üzerinde yapılan analizlerle, yapıların dayanımını etkileyen gerilme, şekil değiştirme gibi değerler detaylı bir şekilde incelenebilmektedir. Bilgisayar ortamında yapılan bu analizler, farklı koşulları simüle ederek en uygun tasarımın belirlenmesine yardımcı olmaktadır. Ayrıca, gözle görülmesi zor olan bölgelerdeki yapısal davranışlar da bu yöntemle net bir şekilde ortaya koyulabilmektedir (Assunção vd., 2009).

Bu doğrultuda biz de çalışmamızda kuvvet analiz yöntemi olarak SEA tercih ettik. Çünkü mandibular kemik, TME protezi, sabitleme vidaları, implantlar ve üst yapıların biyomekanik özelliklerinin in vitro değerlendirilmesi zor olup dokuda biriken kuvvetin sayısal değerlendirmesi yapılamamaktadır.

Sonlu elemanlar analizi, karmaşık yapıları daha küçük parçalara bölerek inceler ve bu parçalar üzerinde yapılan analizlerle, yapıya uygulanan kuvvetlerin etkisiyle oluşan gerilmeleri hesaplayan bir yöntemdir. Bu sayede, yapının dayanımını ve güvenilirliğini değerlendirmek mümkün olmaktadır (Devocht vd., 2001). Anatomik ve işlevsel olarak karmaşık olan çiğneme sistemini insan ve hayvanlarda çene biyomekaniği açısından test etmek zordur (Peck & Hannam, 2007). Eklem hareketleri, matematiksel modeller aracılığıyla detaylı bir şekilde incelenmiştir ve bu modellerde, çene hareketleri gibi spesifik hareketler başarıyla analiz edilmiştir (Koolstra & Van Eijden, 2005b). Meijer ve arkadaşları (1993) tarafından yapılan çalışmada 3 farklı matematiksel model kullanılmıştır. İlk modelde alt çenenin tamamı üç boyutlu olarak oluşturulmuş, ikinci modelde sadece mental foramen arasındaki bölge üç boyutlu olarak oluşturulmuş ve üçüncü modelde ise iki boyutlu bir model oluşturulmuştur. Sonlu elemanlar analizi sonucunda, çenenin belirli bir bölgesi (mental foramen çevresi) kullanılarak oluşturulan üç boyutlu modelin yeterli olduğu belirtilmiştir. Benzer çalışmalarda, tüm çeneyi modellemek yerine incelenecek bölgenin daha detaylı modellenmesinin daha pratik olduğu ve daha doğru sonuçlar vereceği vurgulanmıştır (MEIJER vd., 1993). Teixeira ve arkadaşları, 1998 yılında yaptıkları çalışmada, çene kemiğinin (mandibula) farklı boyut ve karmaşıklıkta modellerini karşılaştırmışlar. Sonuç olarak, daha basit ve daha az ayrıntılı olan bir modelin, çene kemiğindeki gerilmelerin dağılımını incelemek için yeterli olduğu belirtilmiştir (Teixeira vd., 1998).

Çalışmamızda, çiğneme sisteminin içerdiği tüm elemanlar (mandibula, maksilla ve dişler, temporal kemik, sfenoid kemik, zigomatik ark, çiğneme kasları, ligamenetler vb.) yerine sadece TME protezi ve bileşenlerini, mandibular kemik, fossa komponentinin bağlandığı temporal kemiğin bir bölümünü, mandibular kemiğe yerleştirdiğimiz implantlar ve implant üstü protez ve elemanları modellenmiştir. Böylelikle uyguladığımız çiğneme kuvvetleri altında analizini yapmak istediğimiz TME protezi komponentlerine ve mandibular kemiğe gelen stresleri doğru şekilde değerlendirmek amaçlanmıştır.

Son yarım yüzyılda TME protezleri üzerine araştırmalar yürütülmüştür. Başlangıçta, sadece çene eklemine bir kısmı (sadece fossa) değiştirilirdi. Ancak, protez ile çene kemiği arasındaki sürtünme nedeniyle çeşitli sorunlar (fossa perforasyonu, kondil rezorpsiyonu gibi) ortaya çıkınca bu yöntem terk edilmiştir (Assunção vd., 2009). TME sorunlarının cerrahi olarak çözümünde, tüm eklemi değiştiren yapay eklem (total protez) kullanımı ilk olarak 1965 yılında Christensen tarafından önerilmiştir (Assunção vd., 2009). Zamanla, bu yapay eklemlerin yapımında farklı malzemeler ve tasarımlar kullanılmıştır. Özellikle

ortopedi alanındaki gelişmeler sayesinde, çene eklemi protezlerinin ömrü ve başarısı arttırılmıştır. Örneğin, protezin hareketli kısmında (ramus) metal alaşımlar, sabit kısmında (fossa) ise plastik bir malzeme (UHMWPE) kullanılmasıyla protezlerin daha dayanıklı hale geldiği gözlemlenmiştir (Guarda-Nardini vd., 2008). UHMWPE, düşük sürtünme özelliği ve yüksek çekme dayanımı gibi özellikleri sayesinde, tüm eklemi değiştiren sistemler (total eklem replasmanı) için ideal bir malzemedir. Bu malzeme, çok yüksek bir gerilmeye karşı bile dayanıklıdır ve nadiren kırılır. Ancak, sürekli olarak yük altında kaldığında aşınabilir veya yıpranabilir ve bu da zamanla malzemenin bozulmasına neden olabilir (Baier & Meyer, 2016). Araştırmacılar, sonlu elemanlar analizini kullanarak farklı malzemelerden (titanyum ve kobalt-krom alaşımı) yapılmış iki farklı protezi karşılaştırmışlar. Yapılan analizler sonucunda, titanyum alaşımının (Ti-6Al-4V) kobalt-krom alaşımına göre daha dayanıklı olduğu ve daha esnek olduğu ortaya çıkmıştır. Bu da titanyum alaşımının, eklemde daha iyi uyum sağlayabileceği anlamına gelmektedir (Arabshahi vd., 2011). Kashi ve arkadaşları (2010), çene eklemi protezlerinde kullanılan farklı malzemeleri karşılaştırmışlardır. Bu çalışmada, titanyum ve kobalt-krom alaşımları gibi iki farklı malzeme incelenmiştir. Yapılan analiz sonucunda, titanyumdan yapılmış bileşenlerin, kobalt-krom alaşımlarına göre daha az gerilmeye maruz kaldığı görülmüştür. Bu durum, titanyumun daha dayanıklı ve daha az yıpranan bir malzeme olduğunu göstermektedir (Kashi vd., 2009). Ancak, bu çalışmanın sonuçlarına rağmen, titanyum veya titanyum alaşımları çene eklemi protezleri için ideal malzemeler olarak görülmemektedir. Çünkü eklem simülasyonlarında yapılan testlerde, titanyumun polietilen gibi diğer malzemelerle birleştirildiğinde daha fazla aşındığı gözlemlenmiştir. Bu durum, titanyumun eklem yüzeylerinde diğer malzemelerle uyum sağlayamadığını ve uzun vadede eklem ömrünü kısaltabileceğini göstermektedir (Lemons, 2000). Bunun yanında TME protezlerinde, kemik bağlantı üniteleri olan protez vidaları yüksek kemik entegrasyonu sağlamak için titanyumdan oluşur (Mesnard & Ramos, 2016).

Çalışmamızda oluşturduğumuz modellerde benzer şekilde TME protezi komponentleri olarak ramus komponentini Co-Cr-Mo esaslı materyal oluşturmuştur. Fossa komponenti olarak UHMWPE kullanılmıştır. Ayrıca ramus ve fossa komponentinin kemikle bağlantısını sağlayan vidalar titanyumdan oluşmaktadır.

Rodrigues ve ark. (2018) yaptıkları çalışmada eklem protezlerinin sonlu eleman analizinin bir incelemesinde, seçilen 19 çalışmadan 10'u tasarım ve sabitleme etkilerini incelerken, 2'si eklem tepkisinin etkilerini değerlendirdi. Tekli çalışmalarda protez açısı, yönelimi, mandibular fossa tepkisi ve yüklemenin etkileri değerlendirildi (Rodrigues vd.,

2018). SEA çalışmalarında, çene eklemine tek bir ısırma hareketi sırasında maruz kaldığı yükler incelenir. Ancak bu çalışmalar, gerçek hayattaki çiğneme hareketlerinin karmaşıklığını tam olarak yansıtmayabilir. Çünkü bir ısırma sırasında çene eklemine etki eden kuvvetler, kişiye özel kas kuvvetleri ve çene eklemi konumuna göre değişkenlik gösterir. Bu nedenle, SEA çalışmalarıyla elde edilen sonuçlar, gerçek hayattaki durumu tam olarak yansıtmayabilir (Rhee vd., 2019; Tuijt vd., 2010), (Throckmorton & Throckmorton, 1985).

İnsanlarda ısırma kuvvetleri için standart bir değer yoktur. Isırma kuvvetleri yaşa ve cinsiyete bağlı olarak değişebilir ve hatta aynı kişiye ait ısırma kuvvetleri bile edinilmiş parafonksiyonel alışkanlıklar, ağrı durumu ve hastanın fiziksel durumundaki değişiklikler gibi birçok faktör nedeniyle yıllar içinde değişebilir (Linderholm & Wennström, 1970). Yetişkin bir erkekte ısırma kuvveti genellikle 100-150 N arasında bulunurken, kadın hastalarda bu değerler daha düşüktür (Meimandi vd., 2018). Normal çiğneme yüklerinin genellikle 250–450 N aralığında olduğu varsayılır. Sıkma ve maksimum izometrik kas kasılmaları çok daha yüksek ısırma kuvvetleriyle sonuçlanabilir. Bir çalışmada izometrik kasılmalar sırasında maksimum ısırma kuvvetleri kadınlarda 597 N ve erkeklerde 847 N olarak ölçülmüştür (Mercuri & Jacobs, t.y.).

Naini ve ark. (2011), yaptıkları SEA çalışmasında “All-on-Four” konseptine göre oluşturulan modelde birinci molar diş bölgesine farklı yönlerde 100 N kuvvet olmak üzere toplam 300 N kuvvet uygulamışlar ve posterior eğimli implantlarda daha fazla stres oluştuğunu bildirmişlerdir (Naini vd., 2011).

Ackland ve ark. (2015) yaptıkları bir çalışmada, TME protezlerinin kondil bölümünün yerleşimi ve vidaların konumunun, çiğneme sırasında eklem hareket ettiği kısma (kondil) uygulanan kuvvet üzerindeki etkisini incelemek için insan çenesinin kas ve iskelet sistemini taklit eden bir model oluşturmuşlardır. Araştırmacılar, çenenin tüm önemli parçalarını (üst çene, alt çene, çiğneme kasları, eklem kıkırdak ve eklem disk) içeren çenenin üç boyutlu bir modelini oluşturdukları sistemde TME protezi yerleştirilen mandibulaya normal çiğneme ile azami ısırma kuvveti simülasyonları yapmışlar. Alt çene ikinci büyük azı dişlerine normal çiğneme kuvveti olarak 200 N'luk kuvvet bilateral olarak uygulanırken, maksimum ısırma kuvveti için 800 N'luk kuvvet yine bilateral uygulamışlar (D. C. Ackland vd., 2015b).

Biz de çalışmamızda oluşturduğumuz modellerde yapılan çalışmalarda uygulanan çiğneme kuvvetlerine yakın ortalama değerler olarak vertikal 150 N ve oblik 100 N kuvvet

olacak şekilde her bir modeldeki protezin bilateral 1. molar dişlerine ve keser dişlere olmak üzere toplamda vertikal 450 N ve oblik 300 N çiğneme kuvveti uyguladık.

TME oldukça karmaşık bir yapıya sahiptir. Çiğneme sırasında birçok farklı kasın dolaylı etkisi altında çalışır ve bu kasların gücü kişiden kişiye değişebilir. Ayrıca, ameliyat sonrası yumuşak dokulardaki değişiklikler de bu kuvvetleri etkileyebilir. Bu nedenle, model protezlerimizi oluştururken, farklı yönlerden (dikey ve oblik) direkt etki eden çiğneme kuvvetlerini dikkate aldık. Bu kuvvetleri, hem 1. molar hem de kesici dişlere uygulayarak daha kapsamlı bir analiz gerçekleştirdik. Ayrıca atrofik dişsiz mandibulanın rehabilitasyonu için modellediğimiz geleneksel total protez, implant üstü locatorlu protez ve All-on-fours sisteminin çiğneme kuvvetlerini dağıtma ve eklem protezine iletimi konusunda etkilerini görmek adına analizde kas kuvvetleri yerine protez dişlere uygulanan kuvvetler tercih ettik.

Herhangi bir protezin başarılı bir şekilde kullanılabilmesi için yüklerin (gerilimlerin) protez üzerinde eşit dağılım göstermesi ve protezin sağlam olması (stabil) çok önemlidir. Eğer protezin belirli bölgelerinde yük yoğunlaşması olursa, bu durum protezin yıpranmasına ve hatta kırılmasına neden olabilir (Kerwell vd., 2016). TME protez sistemlerinin gerilim dağılımlarını belirlemek çeşitli çalışmalar yapılmıştır. Bu çalışmalardan biri olan Mercuri'nin 2013 yılındaki çalışmasında, çene eklemi protezi takılan hastaların 14 yıl boyunca takip edilmesi sonucu, bu protezlerin çene hareketlerini önemli ölçüde iyileştirdiği gözlemlenmiştir (Mercuri, 2013). Tanaka ve arkadaşlarının 2000 yılında yaptığı çalışmalarda, çene hareketleri sırasında çene eklemine hem sabit hem de değişken kuvvetlerin olduğu gözlemlenmiştir. Bu kuvvetler, çekme, basınç ve kesme gibi farklı kuvvetlerin bir araya gelmesinden oluşmaktadır (Tanaka vd., 2000). Chowdhury ve ark. (2011), piyasada satılan TME protezlerinin dayanıklılığını artırmak amacıyla bir araştırma yapmışlardır. Bu çalışmada, protezin kemiğe tutturulduğu vidaların (farklı boyutlarda) ve yerlerinin, protezin dayanıklılığı üzerindeki etkisi, SEA yöntemiyle incelenmiştir. Araştırmacılar, doğru vida seçimi ve yerleşiminin, protezin en çok yüklendiği bölgedeki gerilmeyi azalttığını gözlemlemişlerdir (Chowdhury vd., 2011). Hsu ve ark. (2011), TME protezlerini tutan vidaların ne kadar yük taşıdığını bilgisayar simülasyonları ile incelemişlerdir. Bu simülasyonlar, çene eklemine yakın bölgedeki vidaların çok fazla baskı altında olduğunu ve bu durumun vidaların kırılmasına yol açabileceğini göstermiştir (Hsu vd., 2011). Kashi ve diğerleri, çene kemiğinin ramus bölgesine yerleştirilen vidaların en çok yükün kondil kısmına yakın olan vida üzerinde yoğunlaştığını bulmuşlardır. Ancak, kondilin yakınında aynı seviyeye iki vida yerleştirildiğinde, bu yükün bir kısmının dağılarak

vidaların üzerindeki baskının azaldığını belirtmişlerdir (Kashi vd., 2009). Ramos ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, çene eklemi protezini kemiğe 2 mm çapında ve 5 mm uzunluğunda 4 adet titanyum vida ile sabitlemişler. Bu çalışmada, en fazla yükün çene eklemine en yakın vida üzerinde olduğu gözlemlenmiştir (A. Ramos & Mesnard, 2014b). Abel ve arkadaşları, yaptıkları bir çalışmada piyasada bulunan Christensen adlı TME protezi ile kendi tasarladıkları yeni bir protezi karşılaştırmışlar. Her iki protezde de 6 adet titanyum vida kullanılmış. Yapılan analizlerde, eski tip protezde kondile en yakın vidanın çok daha fazla yük altında olduğu (250-320 MPa) görülmüş. Yeni tasarlanan protezde ise vidaların ortalama yükü (60 MPa) çok daha düşük bulunmuş. Bunun nedeni, yeni protezin yapısı sayesinde yükün daha iyi dağılım göstermesi ve vidaların üzerindeki baskının azalmasıdır (Abel vd., 2015).

Bu çalışmalarla uyumlu olarak yaptığımız çalışmada TME protezinin ramus komponenti sabitleme vidalarında en yüksek Von Mises gerilim değeri tüm modellerde 1. Ve 2. vida deliğine yerleştirilen kondil boynuna yakın vidalarda görülmüştür. Ayrıca çalışmamızda ramus komponenti vidalarındaki en yüksek Von Mises değerleri model 3'te görülmüştür. Bu değerler vertikal kuvvetler altında 288.1 MPa ve oblik kuvvetler altında 234.8 MPa olarak ölçülmüştür.

Çene eklemi protezlerinin enfeksiyon, yabancı dokulara reaksiyon, maliyet, aşınma ve kırılma gibi en büyük dezavantajı, protez komponentlerinde oluşabilen fiksasyon problemleridir (Mercuri, 2013), (Wolford & Perez, 2015). Kashi ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, çene eklemi protezi ile çene kemiği arasındaki bağlantının ne kadar güçlü olduğunu bilgisayar ortamında incelemişler. Bu incelemeye göre, protezin vidalandığı ilk delik ve çene eklemine yakın kısma yakın bölge, en fazla yükün hissedildiği yerler olarak belirlenmiştir (Kashi vd., 2006). Abel ve arkadaşları, 2015 yılında yaptıkları bir çalışmada, farklı türde çene eklemi protezlerini karşılaştırmışlar. Özellikle, çene eklemi başlığına destek olan protezlerde en yüksek gerilmenin, protezin boynu denilen bölümünde oluştuğunu tespit etmişlerdir (Abel vd., 2015). Başka bir çalışmada ise, tek taraflı veya çift taraflı çene eklemi protezi kullanılan modellerde protezlere uygulanan kuvvetler incelenmiş. Bu çalışmada, her iki durumda da protezlerde oldukça yüksek gerilme değerleri ölçülmüştür. Özellikle, çift taraflı protezlerde 800.6 MPa gibi daha yüksek bir gerilme değeri tespit edilmiştir (Burak BEKÇİOĞLU, 2011).

Çalışmamızda bilateral stok TME protezi ile oluşturulan modellerde, çiğneme kuvvetleri altında oluşan en yüksek Von Mises gerilim değeri 888.8 MPa olarak 1. modelde

vertikal kuvvetler altında görüldü. Ayrıca çalışmamızda daha önce yapılan çalışmalara benzer şekilde tüm modellerde en yüksek gerilme değeri protezin kondil boynunda görülmüştür.

Chen ve arkadaşları 1998 yılında yaptıkları çalışmada, çene ekleminin disk, kondil ve fossa adı verilen kısımlarını bilgisayar ortamında inceleyerek bu bölgelerdeki kuvvetleri analiz etmişler. Çalışmalarının sonucunda, kondildeki gerilimin baskın olarak sıkıştırma kuvvetler tipinde olduğunu ve fossa-eminens kompleksinde oluşturulan kondiler yer değiştirmelerde çekme kuvvetleri şeklinde olduğunu buldular (X. Chen vd., 2018). Ramos ve ark. (2014) tarafından yapılan ve kişiye özel ve stok protezlerin fossalarını karşılaştıran bir çalışmada, stok protezin kafatası temas alanında gözlenen eşdeğer Von Mises gerilimi 490 MPa olarak görülmüştür. Stok protez için maksimum 308 MPa Fossa-kondil birleşimindeki gerilim, özel yapım protez için maksimum 215 MPa olarak ölçülmüştür (A. Ramos & Mesnard, 2014a).

Çalışmamızda fossa komponentlerini değerlendirdiğimizde en yüksek Von Mises değerleri model 3'te vertikal kuvvetler altında 101.6 MPa ve oblik kuvvetler altında 50 MPa olarak ölçüldü. Model 1 ve 2'de vertikal kuvvetler altında 98.8 MPa ve oblik kuvvetler altında 49.1 MPa Von Mises gerilimi görülmüştür. Çalışmamızda daha düşük değerlerin oluşması çift tataflı eklem protezine toplam 450 N'luk çiğneme kuvveti uygulamamızdan kaynaklanmaktadır. Ramos ve ark. (2014) çiğneme kuvveti olarak kas kuvveti şeklinde toplamda 800 N olarak maksimum kuvvet uygulamışlardır (D. C. Ackland vd., 2017; Mesnard vd., 2011; A. Ramos & Mesnard, 2014a).

Çalışmamızın analiz kısmında, atrofik mandibulanın bilateral TME protezi ile çiğneme sisteminin rehabilitasyonu için oluşturulan 3 farklı protez modelinin TME protez vidaları ve komponentlerinde oluşan Von Mises gerilim değerleri ile ramus komponentlerinde kortikal kemikte oluşan asal gerilimler sonlu elemanlar analizi ile incelenmiştir.

Çalışmamızın sonuçlarını değerlendirdiğimizde ramus komponentinin vidalarla sabitlendiği mandibula ramus kortikal kemiğinde vidalar etrafında oluşan maksimum ve minimum asal gerilimler modeller arasında karşılaştırma yapıldı. 150 N' luk vertikal çiğneme kuvveti uygulanan modellerde maksimum asal gerilim model 1'de kondil boynuna yakın 1. ve 2. vidalar etrafındaki kortikal kemikte oluştu (317.6MPa). Minimum asal gerilim model 2'de mandibula angulusuna yakın 7. vida etrafındaki kortikal kemikte görülmüştür (-218.2MPa).

100 N'luk oblik kuvvet uygulanan modellerde maksimum asal gerilim model 1'de kondil boynuna yakın 1.ve 2. vidalar etrafındaki kortikal kemikte oluştu (186MPa).Minimum asal gerilim model 2'de mandibula angulusa yakın 7. vida etrafındaki kortikal kemikte görölmüştür (-123.7MPa). Çalışmamızın sonucu daha önce yapılan çalışmalarla uyumlu olduğu görölmüştür.

Modellerde ramus komponentinde Von Mises gerilimlerini karşılaştırdığımızda 150N'luk vetikal kuvvetlerde model 1 (888.8MPa) ve model 2 (888.6MPa)'de birbirine yakın değerde oluştuğu ve daha çok kondil boynunda yoğunlaştığı görölmüştür. Vertikal kuvvetler karşıısında model 3 (849.9MPa) daha düşük Von Mises gerilimi göstererek TME protezli hastalarda All-on-foursisteminin daha avantajlı olduğu söylenebilir.

100N'luk oblik kuvvet uygulanan modellerdeki Von Mises gerilimlerini karşılaştırdığımızda yine model 1 (846.1MPa) ve model 2 (845.7MPa)'deki değerler birbirine yakın ve en yüksek kondil boynunda oluşmuştur. Model 3 (802.7MPa) vertikal kuvvetlerde olduğu gibi oblik kuvvet karşıısında da avantajlı olduğu söylenebilir.

Çalışmada vertikal ve oblik kuvvetler karşıısında TME eklem protezinin fossa komponentinde meydana gelen Von Mises gerilimleri model 3 (101.6MPa ve 50.5MPa)'te en yüksek olduğu görölmüştür. Model 1 ve model 2 bulguları her iki tür çiğneme kuvveti karşıısında aynı ve model 3' e göre daha düşük Von Mises gerilim bulguları vermiştir.

Çalışmada TME protezinin ramus komponentinde uygulanan çiğneme kuvvetleri altında vidalarda oluşan Von Mises gerilim değerlerini karşılaştırdığımızda maksimum değer Model 3'te en üst 1 numaralı vida üzerinde vertikal kuvvet altında 288.1 MPa, oblik kuvvet altında ise 234.8 MPa olarak ölçölmüştür. Diğer modellerde de model 3'teki değerlere yakın Von Mises gerilimlerin oluşması, TME protezli atrofik dişsiz mandibulada tedavi seçeneklerin ramus komponenti vidalarına etkilerinin farklı olmadığı görölmüştür.

Çalışmada TME protezinin fossa komponentinde uygulanan kuvvetler altında fossa vidaları üzerinde oluşan Von Misses gerilim değerleri karşılaştırdığımızda, maksimum Von Mises değeri Model 1'de 2. vida deliğine yerleştirilen vida üzerinde vertikal kuvvet altında 116.8 MPa ve oblik kuvvet altında ise 54.9 MPa olarak ölçölmüştür. Öte yandan diğer iki modelde en yüksek Von Mises gerilim değerleri birbirleriyle hemen hemen aynı olarak ölçölmüştür.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu tez çalışmamızda, bilateral TME protezli atrofik mandibulaya sahip hastalarda geleneksel total protez, iki implant üstü overdenture protez ve All-on-four implant üstü protetik sistemlerinin çevre kemik dokusu ve eklem protezine etkilerini, SEA yöntemiyle

değerlendirmiştir. Çalışma sonucunda elde edilen bulgular, farklı protez sistemlerinin mandibula, temporomandibular eklem ve çevre kemik dokuları üzerindeki mekanik etkilerini anlamada önemli bilgiler sunmuştur.

a) Vertikal Kuvvetler Altında Sonuçlar:

- Ramus komponenti titanyum vidaları çevresindeki kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilim, Model 1'de 317 MPa, Model 2'de 308 MPa, ve Model 3'te 252 MPa olarak ölçülmüştür. Model 3'te daha düşük çekme kuvvetleri görülmüştür, bu da All-on-four protez sisteminin çevre kemik dokusunda daha az stres yarattığını göstermektedir.

- Von Mises gerilimleri açısından, Model 3'te ramus komponentinde 849.9 MPa ile daha düşük bir gerilim gözlenmişken, Model 1 ve Model 2'de gerilimler sırasıyla 888.8 MPa ve 888.6 MPa olarak ölçülmüştür. Bu, All-on-four sisteminin daha iyi bir yük dağılımı sağladığını ve eklem protezinin daha az gerilim oluşturduğunu göstermektedir.

- Fossa komponentindeki Von Mises gerilimleri de Model 3'te en yüksek değeri (101.6 MPa) gösterirken, diğer iki modelde daha düşük gerilimler (Model 1 ve Model 2: 98.8 MPa) gözlemlenmiştir.

b) Oblik Kuvvetler Altında Sonuçlar:

- Oblik kuvvetler uygulandığında, Model 3'te ramus komponentindeki Von Mises gerilim değeri 802.7 MPa ile en düşük değeri göstermiştir. Model 1 ve Model 2'de bu değer sırasıyla 846.1 MPa ve 845.7 MPa'dır.

- Fossa komponentindeki Von Mises gerilimleri, tüm modellerde benzer seviyelerde gözlemlenmiş olup, Model 1'de 54.9 MPa, Model 2'de 52.1 MPa ve Model 3'te 52.3 MPa olmuştur.

- Ramus ve fossa vidaları çevresindeki gerilimler, Model 3'te daha düşük gerilimler gösterdiği için bu modelin daha stabil bir yük taşıma kapasitesine sahip olduğu söylenebilir.

• Sonlu elemanlar analizi sonuçları, All-on-four implant sisteminin daha iyi bir yük dağılımı sağladığını ve çevre kemik dokusunda daha düşük gerilimler oluşturduğunu göstermektedir. Bu nedenle, atrofik mandibula hastaları için All-on-four protez sisteminin tercih edilmesi, uzun vadede protez başarısını artırabilir. Ayrıca, implant yerleşimlerinin doğru açılarla yapılması, yüklerin doğru şekilde dağıtılmasını sağlayarak çevre dokulara zarar verme riskini azaltacaktır.

- TME protezlerinin tasarımında, özellikle fossa ve ramus komponentlerinin yük taşıma kapasitesinin artırılması gerekmektedir. Çalışmanın bulguları, TME protezlerinde kullanılan vidaların etrafındaki gerilimlerin optimize edilmesi gerektiğini ortaya koymaktadır. Fossa ve ramus vidaları üzerindeki gerilimlerin azaltılması için malzeme seçiminde dikkatli olunmalı ve vidaların yerleşim açıları optimize edilmelidir.
- Çalışma, sonlu elemanlar analizlerinin klinik uygulamalara rehberlik etme potansiyelini göstermektedir. Ancak, bu tür simülasyonların klinik deneylerle desteklenmesi gerektiği unutulmamalıdır. Gerçek hasta verilerinin toplanması, laboratuvar ve klinik çalışmalara entegre edilerek protez tasarımında daha kapsamlı bir değerlendirme yapılabilir.
- Gelecekte yapılacak çalışmalar, farklı çiğneme kuvvetlerinin etkilerini daha detaylı inceleyebilir. Ayrıca, farklı malzemelerin ve implant sistemlerinin karşılaştırılması, bu tür sistemlerin uzun vadeli başarısını tahmin etmek için önemli bir adım olabilir. Çalışmada kullanılan sonlu elemanlar analizine ek olarak, biyomekanik testler ve klinik gözlemlerle verilerin doğruluğu artırılabilir.
- Bu çalışmamızın bulguları, protez tasarımında daha iyi sonuçlar elde edilmesi adına önemli ipuçları sunmakta ve TME protezleri ve implant sistemlerinin gelişmesine katkı sağlamaktadır. All-on-four sistemi, TME protezli atrofik mandibula vakalarında çevre kemik dokularına daha az gerilim uygulayarak daha stabil ve uzun süreli bir tedavi sunma potansiyeline sahiptir.

KAYNAKÇA

Abel, E. W., Hilgers, A., & McLoughlin, P. M. (2015). Finite element analysis of a condylar support prosthesis to replace the temporomandibular joint. *The British journal of oral & maxillofacial surgery*, 53(4), 352-357.

- Ackland, D. C., Moskaljuk, A., Hart, C., Vee Sin Lee, P., & Dimitroulis, G. (2015a). Prosthesis Loading after Temporomandibular Joint Replacement Surgery: A Musculoskeletal Modeling Study. *Journal of Biomechanical Engineering*, 137(4).
- Ackland, D. C., Moskaljuk, A., Hart, C., Vee Sin Lee, P., & Dimitroulis, G. (2015b). Prosthesis loading after temporomandibular joint replacement surgery: a musculoskeletal modeling study. *Journal of biomechanical engineering*, 137(4).
- Ackland, D. C., Robinson, D., Redhead, M., Lee, P. V. S., Moskaljuk, A., & Dimitroulis, G. (2017). A personalized 3D-printed prosthetic joint replacement for the human temporomandibular joint: From implant design to implantation. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 69, 404-411.
- Ackland, D., Robinson, D., Lee, P. V. S., & Dimitroulis, G. (2018). Design and clinical outcome of a novel 3D-printed prosthetic joint replacement for the human temporomandibular joint. *Clinical Biomechanics*, 56, 52-60.
- Aktaş, G., & Canay, Ş. (2015). İmplant üstü overdenture protezlerde tutucu alternatifleri. *Acta Odontologica Turcica*, 32(3), 158-64.
- Albrektsson, T., Brånemark, P. I., Hansson, H. A., & Lindström, J. (1981). Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta orthopaedica Scandinavica*, 52(2), 155-170.
- Alexander, Ricardo. (1999). Total temporomandibular joint replacement: Who? What? When? Where? - ProQuest. *New York State Dental Journal*, 65(10), 28.
- AN, Y. D. R. (2000). *Basic concepts of mechanical property measurement and bone biomechanics*. (Y. H. , W. R. B. and R. A. Draughn. An, Ed.). CRC Press.
- Arabshahi, Z., Kashani, J., Kadir, M. R. A., & Azari, A. (2011). Influence of Thickness and Contact Surface Geometry of Condylar Stem of TMJ Implant on Its Stability. *Physics Procedia*, 22, 414-419.
- Arıncı K, E. A. (2001). *Anatomi*. (C. 1). Güneş Kitabevi Ltd.
- Assunção, W. G., Ricardo Barão, V. A., Tabata, L. F., Gomes, É. A., Delben, J. A., & Dos Santos, P. H. (2009). Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *The Journal of craniofacial surgery*, 20(4), 1173-1177.
- Baiamonte, T. , A. M. F. , P. F. , L. J. , & J. R. (1996). The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. . *The Journal of oral implantology*, 22(2), 104-110.
- Baier, R. E., & Meyer, A. E. (2016). TMJ TJR Biomaterials. *Temporomandibular Joint Total Joint Replacement - TMJ TJR: A Comprehensive Reference for Researchers, Materials Scientists, and Surgeons*, 29-39. https://doi.org/10.1007/978-3-319-21389-7_2
- Baltalı, E. (2007). *Temporomandibular eklem osteoartritli hastaların cerrahi öncesi ve sonrası kinematik değerlendirilmesi*.
- Barry, M., Kennedy, D., Keating, K., & Schauperl, Z. (2005). Design of dynamic test equipment for the testing of dental implants. *Materials & Design*, 26(3), 209-216.
- Batenburg, R. H. , M. H. J. , R. G. M. , & V. A. (1998). Treatment concept for mandibular overdentures supported by endosseous implants: a literature review. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 13(4), 539-545.
- Beek, M., Koolstra, J. H., Van Ruijven, L. J., & Van Eijden, T. M. G. J. (2001). Three-dimensional finite element analysis of the cartilaginous structures in the human temporomandibular joint. *Journal of dental research*, 80(10), 1913-1918.
- Boucher, L. J., Gibbs, C. H., Mahan, P. E., Mauderli, A., Lundeen, H. C., & Walsh, E. K. (t.y.). *RESEARCH AND EDUCATION SECTION EDITOR Limits of human bite strength*.

- Branemark, P. I. (1983). Osseointegration and its experimental background. *The Journal of prosthetic dentistry*, 50(3), 399-410.
- Braun, S. , B. H. P. , H. W. P. , F. J. W. , M. M. R. , & J. B. E. (1995). A study of bite force, part 1: Relationship to various physical characteristics. *The Angle Orthodontist*, 65(5), 367-372.
- Brunski, J. B. (1988). *Biomaterials and Biomechanics in Dental Implant Design*.
- Brunski, J. B. , D. A. P. and A. Nanci. (2000). Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 15(1).
- Burak BEKÇİOĞLU. (2011). *Temporomandibular eklem protezlerinin biyomekanik olarak incelenmesi*. ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ.
- Burns, D. R. (2000). TOPICS OF INTEREST Mandibular Implant Overdenture Treatment: Consensus and Controversy. *J Prosthodont*, 9, 37-46.
- Carlson, B. , & C. G. E. (1994). Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 9(1), 90-94.
- Carr, A. J., Robertsson, O., Graves, S., Price, A. J., Arden, N. K., Judge, A., & Beard, D. J. (2012). Knee replacement. *The Lancet*, 379(9823), 1331-1340.
- Carvajal, W. A., & Laskin, D. M. (2000). Long-term evaluation of arthrocentesis for the treatment of internal derangements of the temporomandibular joint. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 58(8), 852-855.
- Cawood, J. I., & Howell, R. A. (1988). A classification of the edentulous jaws. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 17(4), 232-236.
- Chan, M. H., & Holmes, C. (2015). Contemporary “All-on-4” Concept. İçinde *Dental Clinics of North America* (C. 59, Sayı 2, ss. 421-470). W.B. Saunders.
- Chang, C.-L. C.-S. C. and M.-L. Hsu. (2010). Biomechanical effect of platform switching in implant dentistry: a three-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* , 25(2).
- Chase, D. C., Hudson, J. W., Gerard, D. A., Russell, R., Chambers, K., Curry, J. R., Latta, J. E., & Christensen, R. W. (1995). The Christensen prosthesis. A retrospective clinical study. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*, 80(3), 273-278.
- Chen, J., & Xu, L. (1994). A finite element analysis of the human temporomandibular joint. *Journal of biomechanical engineering*, 116(4), 401-407.
- Chen, X., Wang, Y., Mao, Y., Zhou, Z., Zheng, J., Zhen, J., Qiu, Y., Zhang, S., Qin, H., & Yang, C. (2018). Biomechanical evaluation of Chinese customized three-dimensionally printed total temporomandibular joint prostheses: A finite element analysis. *Journal of cranio-maxillo-facial surgery: official publication of the European Association for Cranio-Maxillo-Facial Surgery*, 46(9), 1561-1568.
- Chowdhury, A. R., Kashi, A., & Saha, S. (2011). A comparison of stress distributions for different surgical procedures, screw dimensions and orientations for a Temporomandibular joint implant. *Journal of biomechanics*, 44(14), 2584-2587.
- Clarke, B. (2008). Normal bone anatomy and physiology. *Clinical journal of the American Society of Nephrology : CJASN*, 3 Suppl 3(Suppl 3).
- Cochran, D. L. (2000). The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI Dental Implant System: a consensus report. *Clinical oral implants research*, 11 Suppl 1, 33-58.
- Cochran, D. L., & Cochran, D. L. (2000). The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI A Dental Implant System: a consensus report The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI A Dental Implant System: a consensus report. *Clin Oral Impl Res*, 33-58.

- Coleta, K. E. D., Wolford, L. M., Gonçalves, J. R., dos Santos Pinto, A., Cassano, D. S., & Gonçalves, D. A. G. (2009). Maxillo-mandibular counter-clockwise rotation and mandibular advancement with TMJ Concepts® total joint prostheses: Part II – Airway changes and stability. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 38(3), 228-235.
- Cowin, S. C. (2001). *H A N D B O O K Bone Mechanics Second Edition*.
- CRAIG, R. G. (1980). *Restorative dental materials*. Mosby.
- Crawley, W. A., Serletti, J. M., & Manson, P. N. (1993). Autogenous reconstruction of the temporomandibular joint. *The Journal of craniofacial surgery*, 4(1), 28-34.
- Critchlow, S. B., & Ellis, J. S. (2010). Prognostic indicators for conventional complete denture therapy: A review of the literature. *Journal of Dentistry*, 38(1), 2-9.
- Crowninshield, R. D., Brand, R. A., & Pedersen, D. R. (1983). A Stress Analysis of Acetabular Reconstruction in Protrusio Acetabuli*. *JBJS*, 65(4), 495-499. <https://journals.lww.com/jbjsjournal>
- Daegling, D. J., & Hotzman, J. L. (2003). Functional significance of cortical bone distribution in anthropoid mandibles: An in vitro assessment of bone strain under combined loads. *American Journal of Physical Anthropology*, 122(1), 38-50.
- Dağ, M., & Karaçay, Ü. (2015). Dental implantlarda yapısal ve yüzey özellikleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 25(1), 119-127.
- Dalkız, M. , and B. B. (2003). *"Temporomandibular eklem hastalıklarının teşhis ve tedavi yöntemleri*. Gata Basımevi.
- Daou, E. E. (2015). Biomaterial aspects: A key factor in the longevity of implant overdenture attachment systems. *Journal of International Society of Preventive & Community Dentistry*, 5(4), 255
- Davodi, A., Nishimura, R., & Beumer, J. (t.y.). *An implant-supported fixed-removable prosthesis with a milled tissue bar and Hader clip retention as a restorative option for the edentulous maxilla*.
- Davodi, A., Nishimura, R., & Beumer, J. (1997). An implant-supported fixed-removable prosthesis with a milled tissue bar and Hader clip retention as a restorative option for the edentulous maxilla. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 78(2), 212-217.
- De Feudis, F., De Benedittis, M., Antonicelli, V., Vittore, P., & Cortelazzi, R. (2014). Decision-making algorithm in treatment of the atrophic mandible fractures. *Il Giornale di Chirurgia*, 35(3-4), 94-100. <https://doi.org/10.11138/gchir/2014.35.3.094>
- De Meurechy, N. K. G. , C. E. Z. and M. Y. Mommaerts. (2020). Total Temporomandibular Joint Replacement :Stick to Stock or Optimization by Customization? *Craniomaxillofacial Trauma Reconstruction*, 13, 59-70.
- De Meurechy, N., & Mommaerts, M. Y. (2018). Alloplastic temporomandibular joint replacement systems: a systematic review of their history. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 47(6), 743-754.
- Delben, J. A., Goiato, M. C., Pellizzer, E. P., & Filho, O. M. (2012). Planning for immediate loading of implant-supported prostheses: Literature review. *Journal of Oral Implantology*, 38(SUPPL. 1), 504-508.
- Devocht, J. W., Goel, V. K., Zeitler, D. L., & Lew, D. (2001). Experimental validation of a finite element model of the temporomandibular joint. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 59(7), 775-778.
- Dimitroulis, G. (2005). The role of surgery in the management of disorders of the Temporomandibular Joint: A critical review of the literature - Part 1. İçinde *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* (C. 34, Sayı 2, ss. 107-113).

- Dimitroulis, G., & Dolwick, M. F. (1996). Temporomandibular disorders. Part 3. Surgical treatment. *Australian Dental Journal*, 41(1), 16-20.
- Dimitroulis, G., Gremillion, H. A., Dolwick, M. F., & Walter, J. H. (1995). Temporomandibular disorders. 2. Non-surgical treatment. *Australian Dental Journal*, 40(6), 372-376.
- Dolwick, M. F. (1997). The role of temporomandibular joint surgery in the treatment of patients with internal derangement. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 83(1), 150-155.
- Doundoulakis, J. H., Eckert, S. E., Lindquist, C. C., & Jeffcoat, M. K. (2003). The implant-supported overdenture as an alternative to the complete mandibular denture. *Journal of the American Dental Association*, 134(11), 1455-1458.
- Drake, R. L., Vogl, Wayne, A., & Mitchell, A. W. M. (2009). Gray's Anatomy for Students, 2nd Edition. *Elsevier Health Sciences*, 2, 1136.
- Driemel, O., Braun, S., Müller-Richter, U. D. A., Behr, M., Reichert, T. E., Kunkel, M., & Reich, R. (2009a). Historical development of alloplastic temporomandibular joint replacement after 1945 and state of the art. İçinde *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 38(9), 909-920.
- Driemel, O., Braun, S., Müller-Richter, U. D. A., Behr, M., Reichert, T. E., Kunkel, M., & Reich, R. (2009b). Historical development of alloplastic temporomandibular joint replacement after 1945 and state of the art. İçinde *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* (C. 38, Sayı 9, ss. 909-920).
- Dunham, J. (2012). Temporomandibular Joint Surgery. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 70(11), 204-231.
- Dym, H., & Israel, H. (2012). Diagnosis and Treatment of Temporomandibular Disorders. İçinde *Dental Clinics of North America* (C. 56, Sayı 1, ss. 149-161).
- Eskitaşcıoğlu, G. , and Y. B. (1995). Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 201-205.
- Fletcher M, P. J. L. S. (2004). Anatomy and Pathophysiology of the Temporomandibular Joint: İçinde G. E. G. P. E. L. P. W. Michael Miloro (Ed.), *Peterson's Principles of Oral and Maxillofacial Surgery* (4. bs). springer.
- Francetti, L., Agliardi, E., Testori, T., Romeo, D., Taschieri, S., & Fabbro, M. Del. (2008). Immediate rehabilitation of the mandible with fixed full prosthesis supported by axial and tilted implants: interim results of a single cohort prospective study. *Clinical implant dentistry and related research*, 10(4), 255-263.
- Friskien, K. W., Dandie, G. W., Lugowski, S., & Jordan, G. (2002). A study of titanium release into body organs following the insertion of single threaded screw implants into the mandibles of sheep. *Australian dental journal*, 47(3),
- Frost, D. E., & Kendell, B. D. (1999). The Use of Arthrocentesis for Treatment of Temporomandibular Joint Disorders. İçinde *J Oral Maxillofac Surg* (C. 57)583).
- Geckili, O. H. B. and T. Bilgin. (2007). Locator Attachments as an Alternative to Ball Attachments in 2-Implant Retained Mandibular Overdentures. *journal of the Canadian Dental Association*, 73(8).
- Geng, J. P. A., Tan, K. B. C., & Liu, G. R. (2001a). Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*, 85(6), 585-598.
- Geng, J. P. A., Tan, K. B. C., & Liu, G. R. (2001b). Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*, 85(6), 585-598.

- Griffiths, R. H. (1983). Report of the president's conference on the examination, diagnosis, and management of temporomandibular disorders. *Journal of the American Dental Association* (1939), 106(1), 75-77.
- Gruber, E. A., McCullough, J., & Sidebottom, A. J. (2015). Medium-term outcomes and complications after total replacement of the temporomandibular joint. Prospective outcome analysis after 3 and 5 years. *The British journal of oral & maxillofacial surgery*, 53(5), 412-415.
- Guarda-Nardini, L., Manfredini, D., & Ferronato, G. (2008). Temporomandibular joint total replacement prosthesis: current knowledge and considerations for the future. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 37(2), 103-110.
- Gültepe, M. E. (2011). *Alt çene tam dişsiz vakalarda farklı implant üstü protetik tasarımların implant altyapılara kuvvet iletimi açısından sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelenmesi*. Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- Güngör, M. A. , A. C. , S. M. , & T. M. (t.y.). *The evaluation of the removal forces on the conus crowned telescopic prostheses with the finite element analysis (FEA)*.
- Hart, R. T., Hennebel, V. V., Thongpreda, N., Van Buskirk, W. C., & Anderson, R. C. (1992). Modeling the biomechanics of the mandible: a three-dimensional finite element study. *Journal of biomechanics*, 25(3), 261-286.
- Hashiguchi, Koichi. (2009). *Elastoplasticity theory* (C. 42). Springer.
- Hobo, S. E. I. and L. T. Garcia. (1989). Osseointegration and occlusal rehabilitation. *Quintessence Publishing*.
- Holmgren, E. P., Seckinger, R. J., Kilgren, L. M., & Mante, F. (1998). 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*, 24(2), 80-88.
- Horita, S., Sugiura, T., Yamamoto, K., Murakami, K., Imai, Y., & Kirita, T. (2017a). Biomechanical analysis of immediately loaded implants according to the "All-on-Four" concept. *Journal of Prosthodontic Research*, 61(2), 123-132.
- Horita, S., Sugiura, T., Yamamoto, K., Murakami, K., Imai, Y., & Kirita, T. (2017b). Biomechanical analysis of immediately loaded implants according to the "All-on-Four" concept. *Journal of Prosthodontic Research*, 61(2), 123-132.
- Horita, S., Sugiura, T., Yamamoto, K., Murakami, K., Imai, Y., & Kirita, T. (2017c). Biomechanical analysis of immediately loaded implants according to the "All-on-Four" concept. *Journal of Prosthodontic Research*, 61(2), 123-132.
- Hsu, J. T., Huang, H. L., Tsai, M. T., Fuh, L. J., & Tu, M. G. (2011). Effect of screw fixation on temporomandibular joint condylar prosthesis. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 69(5), 1320-1328.
- Ishigaki, S., Nakano, T., Yamada, S., Nakamura, T., Takashima, F., & Ishigaki, S. (2003). Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clin. Oral Impl. Res*, 14, 97-102.
- Jemt, T. , B. K. , & K. S. (1993). Occlusal force and mandibular movements in patients with removable overdentures and fixed prostheses supported by implants in the maxilla. *he International journal of oral & maxillofacial implants*, 8(3), 301-308.
- Jensen, O. T., Adams, M. W., Cottam, J. R., Parel, S. M., & Phillips, W. R. (2011). The all on 4 shelf: Mandible. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 69(1), 175-181.
- Kalenderer, Ö. (2008). Çocuk Kırıklarında Yeniden Şekillenmenin Önemi. *Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği*, 7(3), 133-137.

- Kashi, A., Chowdhury, A. R., & Saha, S. (2009). Finite Element Analysis of a TMJ Implant. 89(3), 241-245.
- Kashi, A., Saha, S., & Christensen, R. W. (2006). Temporomandibular Joint Disorders: Artificial Joint Replacements and Future Research Needs. *Journal of Long-Term Effects of Medical Implants*, 16(6), 459-474.
- Kenneth J. Anusavice. (2013). *Phillips Science of Dental Materials*. Phi. İçinde *Saunders* (C. 12).
- Kerwell, S., Alfaro, M., Pourzal, R., Lundberg, H. J., Liao, Y., Sukotjo, C., Mercuri, L. G., & Mathew, M. T. (2016). Examination of failed retrieved temporomandibular joint (TMJ) implants. *Acta Biomaterialia*, 32, 324-335
- Keyak, J. H., & Falkinstein, Y. (2003). Comparison of in situ and in vitro CT scan-based finite element model predictions of proximal femoral fracture load. *Medical Engineering and Physics*, 25(9), 781-787.
- Koolstra, J. H., & Van Eijden, T. M. G. J. (2005a). Combined finite-element and rigid-body analysis of human jaw joint dynamics. *Journal of Biomechanics*, 38(12), 2431-2439.
- Koolstra, J. H., & Van Eijden, T. M. G. J. (2005b). Combined finite-element and rigid-body analysis of human jaw joint dynamics. *Journal of biomechanics*, 38(12), 2431-2439.
- Korioth, T. W. P., & Hannam, A. G. (1994). Deformation of the Human Mandible During Simulated Tooth Clenching. *Journal of Dental Research*, 73(1), 56-66.
- Kösedağ, A. (2007). *Fonksiyonel derecelendirilmiş malzemeden yapılmış dönen, içi boş bir diskin gerilme ve deplasman dağılımının belirlenmesi*. Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü.
- Kuroe, T. , C. A. A. , O. N. , & I. H. (2001). Biomechanical effects of cervical lesions and restoration on periodontally compromised teeth. *Quintessence international*, 32(2), 111-118.
- Lemons, J. E. (2000). Biomaterials and Orthopedic Considerations for Endoprostheses. *Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America*, 12(1), 43-55.
- Linderholm, H., & Wennström, A. (1970). Isometric bite force and its relation to general muscle force and body build. *Acta odontologica Scandinavica*, 28(5), 679-689.
- Lindh, C., Petersson, A., Klinge, B., & Nilsson, M. (1997). Trabecular bone volume and bone mineral density in the mandible. *Dento maxillo facial radiology*, 26(2), 101-106.
- Luhr, H. G., Reidick, T., & Merten, H. A. (1996). Results of treatment of fractures of the atrophic edentulous mandible by compression plating: a retrospective evaluation of 84 consecutive cases. *Journal of oral and maxillofacial surgery: official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 54(3), 250-254.
- Lundh, H., Westesson, P.-L., Eriksson, L., Brooks, S. L., & Arbor, A. (t.y.). *Temporomandibular joint disk displacement without reduction Treatment with flat occlusal splint versus no treatment*.
- M, T., B, C., N, S., S, T., & M, A. (2014). Prosthodontic perspective to all-on-4® concept for dental implants. *Journal of clinical and diagnostic research : JCDR*, 8(10).
- Maló, P., Rangert, B., & Dvårsäter, L. (2000). Immediate function of Brånemark implants in the esthetic zone: a retrospective clinical study with 6 months to 4 years of follow-up. *Clinical implant dentistry and related research*, 2(3), 138-146.
- Maló, P., Rangert, B., & Nobre, M. (2003a). “All-on-four” immediate-function concept with brånemark system® implants for completely edentulous mandibles: A retrospective clinical study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 5(SUPPL. 1), 2-9.
- Maló, P., Rangert, B., & Nobre, M. (2003b). “All-on-four” immediate-function concept with brånemark system® implants for completely edentulous mandibles: A retrospective clinical study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 5(SUPPL. 1), 2-9.

- Maló, P., Rangert, B., & Nobre, M. (2003c). "All-on-four" immediate-function concept with brånemark system® implants for completely edentulous mandibles: A retrospective clinical study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 5(SUPPL. 1), 2-9.
- Mamidi, S. K., Klutcharch, K., Rao, S., Souza, J. C. M., Mercuri, L. G., & Mathew, M. T. (2019). Advancements in temporomandibular joint total joint replacements (TMJR). İçinde *Biomedical Engineering Letters* (C. 9, Sayı 2, ss. 169-179
- Mazzetto, M. O., Carrasco, T. G., Bidinelo, E. F., De Andrade Pizzo, R. C., & Mazzetto, R. G. (2007). Low intensity laser application in temporomandibular disorders: A phase I double-blind study. *Cranio - Journal of Craniomandibular and Sleep Practice*, 25(3), 186-192.
- McCain, J. P. (1988). Arthroscopy of the human temporomandibular joint. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 46(8), 648-655.
- McCain, J. P., Podrasky, A. E., & Zabiegalski, N. A. (1992). Arthroscopic disc repositioning and suturing: a preliminary report. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 50(6), 568-579.
- McLeod, N. M. H., Saeed, N. R., & Hensher, R. (2001). Internal derangement of the temporomandibular joint treated by discectomy and hemi-arthroplasty with a Christensen fossa-eminence prosthesis. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 39(1), 63-66.
- McNeill, C. (1997). Management of temporomandibular disorders: Concepts and controversies. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 77(5), 510-522.
- MEIJER, H. J. A., STARMANS, F. J. M., BOSMAN, F., & STEEN, W. H. A. (1993). A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *Journal of Oral Rehabilitation*, 20(2), 147-157.
- Meimandi, M., Ardakani, M. R. T., Amid, R., Motlagh, A. M., & Beheshti, S. (2018). Comparison of Stress and Strain Distribution Around Splinted and Nonsplinted 6-mm Short Implants in Posterior Mandible: A Finite Element Analysis Study. *Implant dentistry*, 27(1), 74-80.
- Mercurg, L. G. (2000). The Use of Alloplastic Prostheses for Temporomandibular Joint Reconstruction. İçinde *J Orat Maxillofac Surg* (C. 58).
- Mercuri, L. G. (2006). Re: Dimitroulis, G. The role of surgery in the management of disorders of the temporomandibular joint: A critical review of the literature. Part 2. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2005; 34: 231-237 [1]. İçinde *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* (C. 35, Sayı 3, ss. 284-286).
- Mercuri, L. G. (2012a). Alloplastic temporomandibular joint replacement: rationale for the use of custom devices. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 41(9), 1033-1040.
- Mercuri, L. G. (2012b). Alloplastic temporomandibular joint replacement: Rationale for the use of custom devices. İçinde *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* (C. 41, Sayı 9, ss. 1033-1040).
- Mercuri, L. G. (2013). The role of custom-made prosthesis for temporomandibular joint replacement. *Revista Española de Cirugía Oral y Maxilofacial*, 35(1), 1-10.
- Mercuri, L. G., & Anspach, I. E. (2003). Principles for the revision of total alloplastic TMJ prostheses. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 32(4), 353-359.
- Mercuri, L. G., & Jacobs, J. J. (t.y.). *Temporomandibular Joint Total Joint Replacement-TMJ TJR A Comprehensive Reference for Researchers, Materials Scientists, and Surgeons*.
- Mercuri, L. G., Wolford, L. M., Sanders, B., Dean White, R., & Giobbie-Hurder, A. (2002a). Long-term follow-up of the CAD/CAM patient fitted total temporomandibular joint reconstruction system. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 60(12), 1440-1448.
- Mercuri, L. G., Wolford, L. M., Sanders, B., Dean White, R., & Giobbie-Hurder, A. (2002b). Long-term follow-up of the CAD/CAM patient fitted total temporomandibular joint reconstruction system. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 60(12), 1440-1448.
- Mericske-Stern, R. and G. A. Z. (1993). Overdentures: an alternative implant methodology for edentulous patients. *International Journal of Prosthodontics* , 6(2).

- Mesnard, M., & Ramos, A. (2016). Experimental and numerical predictions of Biomet® alloplastic implant in a cadaveric mandibular ramus. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 44(5), 608-615.
- Mesnard, M., Ramos, A., Ballu, A., Morlier, J., Cid, M., & Simoes, J. A. (2011). Biomechanical Analysis Comparing Natural and Alloplastic Temporomandibular Joint Replacement Using a Finite Element Model. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 69(4), 1008-1017.
- Misch, C. E. (2004). *Dental implant prosthetics-E-book*. Elsevier Health Sciences.
- Misch, C. E. (2008). *Contemporary Implant Dentistry* (3. bs, C. 94). Mosby Elsevier.
- Misch, C. E., Perel, M. L., Wang, H. L., Sammartino, G., Galindo-Moreno, P., Trisi, P., Steigmann, M., Rebaudi, A., Palti, A., Pikos, M. A., Schwartz-Arad, D., Choukroun, J., Gutierrez-Perez, J. L., Marenzi, G., & Valavanis, D. K. (2008). Implant success, survival, and failure: The International Congress of Oral Implantologists (ICOI) pisa consensus conference. *Implant Dentistry*, 17(1), 5-15
- Misch, C. E., Suzuki, J. B., Misch-Dietsh, F. M., & Bidez, M. W. (2005). A positive correlation between occlusal trauma and peri-implant bone loss: Literature support. *Implant Dentistry*, 14(2), 108-116.
- Moaveni, Saeed. (2011). Finite element analysis theory and application with ANSYS, 3/e. Pearson Education India.
- Naini, R. B., Nokar, S., Borghei, H., & Alikhasi, M. (2011). Tilted or Parallel Implant Placement in the Completely Edentulous Mandible? A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 26(4), 776-781.
- Nakamura, H. (2007). Morphology, Function, and Differentiation of Bone Cells Correspondence to Dr. *Morphology of Bone Cells Journal of Hard Tissue Biology*, 16(1), 15-22.
- Neelakandan, R. S., Raja, A. V. D. K., & Krishnan, A. M. (2014). Total Alloplastic Temporomandibular Joint Reconstruction for Management of TMJ Ankylosis. *Journal of maxillofacial and oral surgery*, 13(4), 575-582.
- Nitzan, D. W., Dolwick, M. F., & Martinez, G. A. (1991). Temporomandibular joint arthrocentesis: a simplified treatment for severe, limited mouth opening. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 49(11), 1163-1167.
- Norton, M. R. (2006). *The history of dental implants*. (C. 7). US Dentistry.
- Okeson, J. (2003). Management of Temporomandibular Disorders and Occlusion. *New York State Dental Journal*, 69(7), 61.
- O'Mahony, A. M., Williams, J. L., & Spencer, P. (2001). Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-implant stress and strain under oblique loading. *Clinical oral implants research*, 12(6), 648-657.
- Onur GEÇKİLİ, C. B. Ç. B. (2010). İmplant Destekli Tam Protezlerde Kullanılan Tutucu Sistemler. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 31(1), 9-18.
- Oral, K., Bal Küçük, B., Ebeoğlu, B., & Dinçer, S. (t.y.). *Etiology of temporomandibular disorder pain Temporomandibular rahatsızlıklarda ağrının etyolojisi*.
- ÖZCAN B. (2005). *Bruksizme eşlik eden miyofasiyal ağrı sendromlu ve temporomandibular rahatsızlığı olan hastalarda oklüzal splint ve tens tedavilerinin klinik ve ağrı eşiği üzerine olan etkinliklerinin karşılaştırılması*. Şişli Etfal Hastanesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Kliniği.
- Pan, S., Dagenais, M., Thomason, J. M., Awad, M., Emami, E., Kimoto, S., Wollin, S. D., & Feine, J. S. (2010). Does mandibular edentulous bone height affect prosthetic treatment success? *Journal of Dentistry*, 38(11), 899-907.
- Pandarakalam, C., & Khalaf, M. W. (2014). Temporomandibular Disorders. *Reference Module in Biomedical Sciences*

- Park, J., Keller, E. E., & Reid, K. I. (2004). Surgical Management of Advanced Degenerative Arthritis of Temporomandibular Joint with Metal of Fossa-Eminence Hemijoint Replacement Prosthesis: An 8-Year Retrospective Pilot Study. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 62(3), 320-328.
- Passaretti, A., Petroni, G., Miracolo, G., Savoia, V., Perpetuini, A., & Cicconetti, A. (2018). Metal free, full arch, fixed prosthesis for edentulous mandible rehabilitation on four implants. *Journal of Prosthodontic Research*, 62(2), 264-267.
- Patzelt, S. B. M., Bahat, O., Reynolds, M. A., & Strub, J. R. (2014a). The all-on-four treatment concept: A systematic review. İçinde *Clinical Implant Dentistry and Related Research* (ss. 836-855).
- Patzelt, S. B. M., Bahat, O., Reynolds, M. A., & Strub, J. R. (2014b). The all-on-four treatment concept: a systematic review. *Clinical implant dentistry and related research*, 16(6), 836-855.
- Peck, C. C., & Hannam, A. G. (2007). Human jaw and muscle modelling. *Archives of oral biology*, 52(4), 300-304.
- Peres Lima, F. G. G., Rios, L. G. C., Bianchi, J., Gonçalves, J. R., Paranhos, L. R., Vieira, W. A., & Zanetta-Barbosa, D. (2023). Complications of total temporomandibular joint replacement: a systematic review and meta-analysis. İçinde *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 52(5), 584-594
- Peterson, L. J. (2003). Contemporary oral and maxillofacial surgery. (No Title).
- Petropoulos, V. C. , W. S. and E. K. (1997). Comparison of retention and release periods for implant overdenture attachments. . *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* , 12(2).
- Pieri, F., Forlivesi, C., Caselli, E., & Corinaldesi, G. (2017). Short implants (6 mm) vs. vertical bone augmentation and standard-length implants (≥ 9 mm) in atrophic posterior mandibles: a 5-year retrospective study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 46(12), 1607-1614.
- Puleo, D. A., & Nanci, A. (1999). Understanding and controlling the bone–implant interface. *Biomaterials*, 20(23-24), 2311-2321.
- Ramos, A., Completo, A., Relvas, C., Mesnard, M., & Simões, J. A. (2011). Straight, semi-anatomic and anatomic TMJ implants: the influence of condylar geometry and bone fixation screws. *Journal of cranio-maxillo-facial surgery: official publication of the European Association for Cranio-Maxillo-Facial Surgery*, 39(5), 343-350.
- Ramos, A. M., & Mesnard, M. (2015). The stock alloplastic temporomandibular joint implant can influence the behavior of the opposite native joint: A numerical study. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 43(8), 1384-1391.
- Ramos, A., & Mesnard, M. (2014a). Comparison of load transfers in TMJ replacement using a standard and a custom-made temporal component. *Journal of cranio-maxillo-facial surgery: official publication of the European Association for Cranio-Maxillo-Facial Surgery*, 42(8), 1766-1772.
- Ramos, A., & Mesnard, M. (2014b). Load transfer in Christensen(®) TMJ in alloplastic total joint replacement for two different mouth apertures. *Journal of cranio-maxillo-facial surgery: official publication of the European Association for Cranio-Maxillo-Facial Surgery*, 42(7), 1442-1449.
- Rayne, J. (1987). Functional anatomy of the temporomandibular joint. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 25(2), 92-99.
- Redford, M., Drury, T. F., Kingman, A., & Brown, L. J. (1996). Denture use and the technical quality of dental prostheses among persons 18–74 years of age: United States, 1988–1991. *Journal of dental research*, 75(2_suppl), 714-725.

- Rhee, S. H., Baek, S. H., Park, S. H., Kim, J. C., Jeong, C. G., & Choi, J. Y. (2019). Total joint reconstruction using computer-assisted surgery with stock prostheses for a patient with bilateral TMJ ankylosis. *Maxillofacial Plastic and Reconstructive Surgery*, 41, 1-6.
- Roberts, D., Pettigrew, J., Udupa, J., & Ram, C. (1984). Three-dimensional imaging and display of the temporomandibular joint. *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology*, 58(4), 461-474.
- Rodgers, M. M., & Cavanagh, P. R. (t.y.). *Glossary of Biomechanical Terms, Concepts, and Units*.
- Rodrigues, Y. L., Mathew, M. T., Mercuri, L. G., da Silva, J. S. P., Henriques, B., & Souza, J. C. M. (2018). Biomechanical simulation of temporomandibular joint replacement (TMJR) devices: a scoping review of the finite element method. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 47(8), 1032-1042.
- Rubin, C., Krishnamurthy, N., Capilouto, E., & yi, H. (1983). Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model. *Journal of dental research*, 62(2), 82-86.
- Ryan, D. E. (1989). Alloplastic implants in the temporomandibular joint. *Oral Maxillofac Surg Clin*, 1(2), 427-441.
- Saeed, N. R., Hensher, R., McLeod, N. M. H., & Kent, J. N. (2002). Reconstruction of the temporomandibular joint autogenous compared with alloplastic. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 40(4), 296-299.
- Sagat, G., Yalcin, S., Gultekin, B. A., & Mijiritsky, E. (2010). Influence of arch shape and implant position on stress distribution around implants supporting fixed full-arch prosthesis in edentulous maxilla. *Implant Dentistry*, 19(6), 498-508.
- Saraç, D. (2003). Güçlendirilmiş kompozit rezin ve tamamı seramik restoratif materyallerin mekanik özelliklerinin sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle karşılaştırılması.
- Schmitter, M., Zahran, M., Duc, J. M. P., Henschel, V., & Rammelsberg, P. (2005). Conservative therapy in patients with anterior disc displacement without reduction using 2 common splints: A randomized clinical trial. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 63(9), 1295-1303.
- Schupp, W., Arzdorf, M., Linke, B., & Gutwald, R. (2007). Biomechanical testing of different osteosynthesis systems for segmental resection of the mandible. *Journal of oral and maxillofacial surgery: official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 65(5), 924-930.
- SECERLİ, T. (2023). Stomatognatik Sistemin Postür ve Biyomekanik Sisteme Etkisi. *Türkiye Klinikleri Spor Hekimliği - Özel Konular*, 9(1), 27-35.
- Shafie, H. R. (2013). *Clinical and laboratory manual of implant overdentures*. John Wiley & Sons.
- Shyam Sundar, S., Nandlal, B., Saikrishna, D., & Mallesh, G. (2012a). Finite Element Analysis: A Maxillofacial Surgeon's Perspective. *Journal of maxillofacial and oral surgery*, 11(2), 206-211.
- Shyam Sundar, S., Nandlal, B., Saikrishna, D., & Mallesh, G. (2012b). Finite Element Analysis: A Maxillofacial Surgeon's Perspective. *Journal of maxillofacial and oral surgery*, 11(2), 206-211.
- Sidambe, A. T. (2014). Biocompatibility of Advanced Manufactured Titanium Implants-A Review. *Materials (Basel, Switzerland)*, 7(12), 8168-8188.
- Smedberg, J. I., Nilner, K., Rangert, B., Svensson, S. A., & Glantz, P. O. (1996). On the influence of superstructure connection on implant preload: a methodological and clinical study. *Clinical oral implants research*, 7(1), 55-63.
- Speculand, B. (2009). Current status of replacement of the temporomandibular joint in the United Kingdom. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 47(1), 37-41.

- Speculand, B., Hensher, R., & Powell, D. (2000). Total prosthetic replacement of the TMJ: experience with two systems 1988-1997. *The British journal of oral & maxillofacial surgery*, 38(4), 360-369.
- Steven J. Sadowsky. (2001). Mandibular implant-retained overdentures: A literature review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 86(5), 468-473.
- Stiesch-Scholz, M., Tschernitschek, H., & Rossbach, A. (2002). Early begin of splint therapy improves treatment outcome in patients with temporomandibular joint disk displacement without reduction. *Clinical oral investigations*, 6(2), 119-123.
- Tanaka, E., Rodrigo, D. P., Miyawaki, Y., Lee, K., Yamaguchi, K., & Tanne, K. (2000). Stress distribution in the temporomandibular joint affected by anterior disc displacement: a three-dimensional analytic approach with the finite-element method. *Journal of oral rehabilitation*, 27(9), 754-759.
- Teixeira, E. R., Sato, Y., Akagawa, Y., & Shindoi, N. (1998). A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *Journal of oral rehabilitation*, 25(4), 299-303.
- Testori, T., Del Fabbro, M., Capelli, M., Zuffetti, F., Francetti, L., & Weinstein, R. L. (2008). Immediate occlusal loading and tilted implants for the rehabilitation of the atrophic edentulous maxilla: 1-year interim results of a multicenter prospective study. *Clinical Oral Implants Research*, 19(3), 227-232.
- Throckmorton, G. S., & Throckmorton, L. S. (1985). Quantitative calculations of temporomandibular joint reaction forces--I. The importance of the magnitude of the jaw muscle forces. *Journal of biomechanics*, 18(6), 445-452.
- Tuijt, M., Koolstra, J. H., Lobbezoo, F., & Naeije, M. (2010). Differences in loading of the temporomandibular joint during opening and closing of the jaw. *Journal of biomechanics*, 43(6), 1048-1054.
- Turner, C. H., & Burr, D. B. (1993). Basic biomechanical measurements of bone: a tutorial. *Bone*, 14(4), 595-608.
- Türker, M. "Yücetaş Ş. (2004). *Ağız Dış Çene Hastalıkları ve Cerrahisi 3. Baskı* (3. bs). Özyurt Matbaacılık İnş." Taah. San. Ve Tic. Ltd. Şti.
- Ulusoy, M. and A. AK. (2003). Dış hekimliğinde hareketli bölümlü protezler. *Ankara Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Yayınları*, 23, 487-509.
- van Eijden, T. M. G. J. (1991). Three-dimensional analyses of human bite-force magnitude and moment. *Archives of Oral Biology*, 36(7), 535-539.
- van Loon, J. P., de Bont, L. G., & Boering, G. (1995). Evaluation of temporomandibular joint prostheses: review of the literature from 1946 to 1994 and implications for future prosthesis designs. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 53(9), 984-996.
- van Staden, R. C., Guan, H., & Loo, Y. C. (2006). Application of the finite element method in dental implant research. İçinde *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* (C. 9, Sayı 4, ss. 257-270).
- Vincent, S. D., & Mercuri, L. G. (1998). *Alloplastic temporomandibular joint reconstruction*.
- von Wowern, N. (2001). General and oral aspects of osteoporosis: a review. *Clinical oral investigations*, 5(2), 71-82.
- Wataha, J. C. (1996). Materials for endosseous dental implants. *Journal of oral rehabilitation*, 23(2), 79-90.
- Wolford, L. M., & Dhameja, A. (2011). Planning for combined TMJ arthroplasty and orthognathic surgery. *Atlas of the oral and maxillofacial surgery clinics of North America*, 19(2), 243-270.

- Wolford, L. M., Dingwerth, D. J., Talwar, R. M., & Pitta, M. C. (2003). Comparison of 2 temporomandibular joint total joint prosthesis systems. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 61(6), 685-690.
- Wolford, L. M., Mercuri, L. G., Schneiderman, E. D., Movahed, R., & Allen, W. (2015). Twenty-year follow-up study on a patient-fitted temporomandibular joint prosthesis: The Techmedica/TMJ Concepts device. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 73(5), 952-960.
- Wolford, L. M., & Perez, D. E. (2015). Surgical management of congenital deformities with temporomandibular joint malformation. *Oral and maxillofacial surgery clinics of North America*, 27(1), 137-154.
- Wolford, L. M., Pitta, M. C., Reiche-Fischel, O., & Franco, P. F. (2003). TMJ concepts/techmedia custom-made TMJ total joint prosthesis: 5-year follow-up study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 32(3), 268-274.
- Wong, H. C., & Tang, W. C. (2011). Finite element analysis of the effects of focal adhesion mechanical properties and substrate stiffness on cell migration. *Journal of biomechanics*, 44(6), 1046-1050.
- Yaman, Dr. sis D. (1995). SONLU ELEMENLAR YÖNTEMİ İLE DİŞHEKİMLİĞİNDEKİ UYGULAMALAR. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 1995(1).
- Yener Mahmut, A. G. (2013). TEMPOROMANDİBULAR EKLEM BOZUKLUKLARINDA TEDAVİ SEÇENEKLERİ. *Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi*, 3(3), 150-154.
- Yoda, T., Ogi, N., Yoshitake, H., Kawakami, T., Takagi, R., Murakami, K., Yuasa, H., Kondoh, T., Tei, K., & Kurita, K. (2020). Clinical guidelines for total temporomandibular joint replacement. İçinde *Japanese Dental Science Review*, 56(1), ss. 77-83).
- Yoon, H. J., Baltali, E., Zhao, K. D., Rebellato, J., Kademani, D., An, K. N., & Keller, E. E. (2007). Kinematic Study of the Temporomandibular Joint in Normal Subjects and Patients Following Unilateral Temporomandibular Joint Arthrotomy With Metal Fossa-Eminence Partial Joint Replacement. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 65(8), 1569-1576.
- Zaimoğlu, A. , C. G. , E. E. , & A. L. (1993). *Diş hekimliğinde maddeler bilgisi* (C. 515). AÜ Basımevi.
- Zou, L., He, D., & Ellis, E. (2018). A Comparison of Clinical Follow-Up of Different Total Temporomandibular Joint Replacement Prostheses: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 76(2), 294-303.

EK-1. ETİK KURUL ONAY FORMU

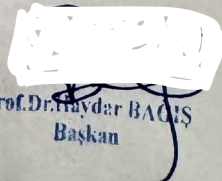
**T.C.**
ADİYAMAN ÜNİVERSİTESİ
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

Karar Tarihi	Toplantı Sayısı	Karar Sayısı
19/03/2024	3	2024/3-7

Adıyaman Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı Öğretim Üyesi, Günay YAVUZ'un "Bilateral Temporomandibular Eklem Protezli Atrofik Mandibulaya Uygulanan Geleneksel Total Protez, İmplant Destekli Overdenture Ve "All-on-four" Sisteminin Sorlu Elemanlar Analizi Yöntemiyle Değerlendirilmesi..adlı proje için hazırlanmış olan ve 07/03/2024 tarihinde sunulan Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar İçin Başvuru Formu ile ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş, araştırmanın yürürlükte olan ilgili yasal düzenlemelere uyularak yürütülmesi ve sonuçlandırılması koşulu ile gerçekleştirilmesinde etik sakınca bulunmadığına ve Etik Kurul kararının başvuru sahibine iletilmesine toplantıya katılan Etik Kurul Üyeleri'nin oy birliği ile karar verilmiştir.

(İmza)
Prof. Dr. Haydar BAĞIŞ
Başkan

(İmza) Prof. Dr. Gülnur TARHAN Üye (İmza) Prof. Dr. H. Sinan HATİPOĞLU Üye (İmza) Prof. Dr. İsmail AĞIR Üye (İmza) Doç.Dr. Serdar OLT Üye (İmza) Doç.Dr. Talip KARAÇOR Üye (İmza) Dr.Öğr.Üys.Savaş SAĞMAK Üye	(İmza) Prof. Dr. Tuncay ÇELİK Üye (İmza) Dr.Öğr.Üys. Muhittin ÖNDERCI Üye (İmza) Prof. Dr. Fatih UÇKARDEŞ Üye (İmza) Doç. Dr. Mehmet KARATAŞ Üye (İmza) Dr.Öğr.Üys.Ayşe TAŞ Üye
---	---


Prof. Dr. Haydar BAĞIŞ
Başkan

EK-2. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı soyadı	Ercan UÇAR
Uyruğu	Türkiye Cumhuriyeti
Doğum yeri ve tarihi	
e-posta adresi	

Eğitim Bilgileri

Eğitim derecesi	Okul/Program	Mezuniyet yılı
Uzmanlık tezi	Adıyaman Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2025
Yüksek lisans		
Lisans	Van Yüzüncü Yıl Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2016
Lise	Şanlıurfa Yüzbaşı Ali Saip Ursavaş lisei	2009

İş Deneyimi

İş deneyimi, Yıl	Çalıştığı yer	Görev
2021-2025	Adıyaman Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	Araştırma Görevlisi
2016-2021		Diş Hekimi

