

**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
AĞIZ, DİŞ ve ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI
AĞIZ, DİŞ ve ÇENE CERRAHİSİ DOKTORA PROGRAMI**

**TME PROTEZLERİNDE KİLİTLİ VİDA VE KONVANSİYONEL VİDA
SİSTEMLERİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ (SEA) İLE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

HAZIRLAYAN

Palin ÇİFTÇİOĞLU

DOKTORA TEZİ

ANKARA-2021

**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
AĞIZ, DİŞ ve ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI
AĞIZ, DİŞ ve ÇENE CERRAHİSİ DOKTORA PROGRAMI**

**TME PROTEZLERİNDE KİLİTLİ VİDA VE KONVANSİYONEL VİDA
SİSTEMLERİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ (SEA) İLE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

HAZIRLAYAN

Palin ÇİFTÇİOĞLU

DOKTORA TEZİ

TEZ DANIŞMANI

Prof. Dr. BURAK BAYRAM

ANKARA-2021

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı , Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Doktora Programı çerçevesinde Dt. Palin Çiftçioğlu. tarafından hazırlanan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 30/07/2021

Tez Adı:TME Protezlerinde Kilitli Vida ve Konvansiyonel Vida Sistemlerinin Sonlu Elemenlar Analizi(SEA) ile Değerlendirilmesi

Tez Jüri Üyeleri (Unvanı, Adı - Soyadı, Kurumu)	İmza
Prof. Dr Kenan ARAZ (Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi)	
Prof. Dr. Burak BAYRAM (Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi)	
Doc. Dr. Özkan ÖZGÜL (Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi)	
Doc. Dr. Sinan Yasin ERTEM (Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi)	
Dr. Öğr. Üyesi Seçil ÇUBUK (Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi)	

ONAY

Prof. Dr. F. Belgin ATAÇ

Enstitü Müdürü

Tarih: ... / ... /

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
..... ENSTİTÜSÜ
YÜKSEK LİSANS / DOKTORA TEZ ÇALIŞMASI ORJİNALLİK RAPORU

Tarih: ... / .../.....

Öğrencinin Adı, Soyadı:.....
Öğrencinin Numarası:.....
Anabilim Dalı:.....
Programı:.....
Danışmanın Unvanı/Adı, Soyadı:.....
Tez Başlığı:.....

Yukarıda başlığı belirtilen Yüksek Lisans/Doktora tez çalışmamın; Giriş, Ana Bölümler ve Sonuç Bölümünden oluşan, toplam sayfalık kısmına ilişkin, ... / ... / tarihinde şahsım/tez danışmanım tarafından adlı intihal tespit programından aşağıda belirtilen filtrelemeler uygulanarak alınmış olan orijinallik raporuna göre, tezimin benzerlik oranı %'dır. Uygulanan filtrelemeler:

1. Kaynakça hariç
2. Alıntılar hariç
3. Beş (5) kelimeden daha az örtüşme içeren metin kısımları hariç

“Başkent Üniversitesi Enstitüleri Tez Çalışması Orijinallik Raporu Alınması ve Kullanılması Usul ve Esaslarını” inceledim ve bu uygulama esaslarında belirtilen azami benzerlik oranlarına tez çalışmamın herhangi bir intihal içermediğini; aksinin tespit edileceği muhtemel durumda doğabilecek her türlü hukuki sorumluluğu kabul ettiğimi ve yukarıda vermiş olduğum bilgilerin doğru olduğunu beyan ederim.

Öğrenci İmzası:.....

ONAY

Tarih: ... / ... /

Öğrenci Danışmanı Unvan, Ad, Soyad, İmza:

.....
.....

TEŞEKKÜR

Başkent Üniversitesi'ndeki doktora eğitimim boyunca bilgi ve tecrübelerinden yararlanmaktan her zaman gurur duyduğum çok değerli hocam Prof. Dr. Kenan Araz'a, Öğrencisi olduğum için her zaman övündüğüm, tecrübelerinden faydalanabildiğim için çok şanslı hissettiğim danışman hocam Prof.Dr. Burak Bayram'a, Her zaman her anlamda idolüm olan hocam Doc.Dr. Sıdika Sinem Akdeniz'e, Her konuda her zaman kapısını çalabileceğimi bildiğim hocam Doc.Dr.Nur Altıparmak'a, Desteğini her zaman hissettiğim hocam Öğr.Gör.Dr. Seçil Çubuk'a, Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'ndaki tüm çalışma ve asistan arkadaşlarıma, Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ndeki tüm çalışma ve asistan arkadaşlarıma, Eğitim hayatım boyunca her zaman beni benden daha fazla düşünen ve desteklerini hiç esirgemeyen canım aileme,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

Dt. Palin Çiftçioğlu, TME Protezlerinde Kilitli Vida ve Konvansiyonel Vida Sistemlerinin Sonlu Elemanlar Analizi (SEA) İle Değerlendirilmesi, Başkent Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, 2021

Bu çalışmanın amacı TME protezi ramus komponentinin fiksasyonunda bütün vida deliklerine konvansiyonel veya kilitli vida yerleştirilmesi ile oluşan stres dağılımı ile ramus komponentindeki en üstte yer alan vidanın yerleştirilmemesi ile oluşan stres dağılımının SEA analizi kullanılarak karşılaştırılmasıdır.

Daha önce TME protezi uygulanan bir hastanın bilgisayarlı tomografi görüntülerinden elde edilen modeller sonlu elemanlar analizine aktarıldı. Hareket kısıtlamalarını takiben modellere her kas için ayrı vektörel kuvvetler uygulanarak yükleme koşulları oluşturuldu. Cr-Co-Mo, titanyum, ultra yüksek molekül ağırlıklı polietilenin materyal değerleri oluşturulan modellere uygulanarak analizler yapıldı.

Vidalar üzerindeki en yüksek von Mises stres değerleri model 1’de görülürken, kilitli sistemlerin kullanılmasıyla stres değerlerinin düştüğü gözlenmiştir. Ramus komponentindeki en üst vida eksikliğinin hem konvansiyonel hem de kilitli sistemlerde vidalarda oluşan von Mises streslerini azaltırken, ramus komponentleri üzerindeki stresin konvansiyonel sistemlerde azalırken, kilitli sistemlerde arttığı görülmüştür. Fossa komponentindeki vidalarda oluşan von Mises stres değerlerinin kilitli ve konvansiyonel vida kullanılan modellerde farketmeksizin tüm modellerde birbirine yakın değerlerde olduğu görülmüştür.

Fossa komponenti üzerinde oluşan en yüksek von Misses stres değeri Model 1’de görülürken, kilitli sistemlerin kullanılmasıyla stres değerlerinin düştüğü görülmüştür. Ramustaki en üst vida eksikliğinin fossa komponentinde oluşan stresleri hem kilitli hem de konvansiyonel sistemlerde azaldığı görülmüştür. Ramus komponentinde bir vida eksikliği olan modellerde, komponent üzerindeki stresin anlamlı derecede arttığı görülmüştür.

Kilitli vida sistemleri, sonlu elemanlar analizinin sınırları dahilinde TME protezlerinde kullanılabilir gözükmektedir. Kilitli sistemler oral ve maksillofasiyal cerrahinin diğer

alanlarında kullanılsa da bu sistemin TME protezlerinde kullanımı için konuyla ilgili daha kapsamlı çalışmaların yapılması gerekmektedir.

Anahtar Kelimeler; TME protezi, kilitli vida, konvansiyonel vida, von Mises stresi

Bu tez çalışması Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü tarafından desteklenmiştir.

Proje no:D-KA21/01



ABSTRACT

Dt. Palin Çiftçioğlu, Evaluation of Locked Screw and Conventional Screw Systems in TMJ Prosthesis with Finite Element Analysis (FEM), Başkent University, Institute of Health Sciences, Department of Oral and Maxillofacial Surgery, 2021

The aim of this study is to compare the stress distribution caused by placing conventional or locking screws in all screw holes in the fixation of the ramus component of the TMJ prosthesis and the stress distribution caused by not placing the top screw in the ramus component using FEA.

Models obtained from computed tomography images of a patient who had a TMJ prosthesis before were transferred to finite element analysis. Following the movement restrictions, loading conditions were created by applying separate vectorial forces for each muscle to the models. Analyzes were made by applying the material values of Cr-Co-Mo, titanium, ultra-high molecular weight polyethylene to the models created.

While the highest von Mises stress values on the screws were seen in model 1, it was observed that the stress values decreased with the use of locking systems. It has been observed that the top screw deficiency in the ramus component reduces the von Mises stresses on the screws in both conventional and locked systems, while the stress on the ramus components decreases in conventional systems and increases in locked systems. It has been observed that the von Mises stress values formed in the screws in the Fossa component are close to each other in all models, regardless of the models using locking and conventional screws.

While the highest von Mises stress value on the fossa component was seen in Model 1, it was observed that the stress values decreased with the use of locked systems. It has been observed that the stresses on the fossa component of the uppermost screw deficiency in the ramus are reduced in both locked and conventional systems. Models lacking a screw in the ramus component showed a significantly increased stress on the component.

Locking screw systems appear to be usable in TMJ prostheses within the confines of finite element analysis. Although locked systems are used in other areas of oral and maxillofacial

surgery, more comprehensive studies on the subject are required for the use of this system in TMJ prostheses.

Keywords; TMJ prosthesis, locking screw, conventional screw, von Mises stress

This thesis study was supported by Baskent University Health Sciences Institute. Project number:D-KA21/01



İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	i
ÖZET.....	ii
ABSTRACT.....	iv
İÇİNDEKİLER.....	vi
TABLolar LİSTESİ.....	vii
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ.....	xi
1.GİRİŞ.....	1
2.GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. TME.....	3
2.1.1. TME Anatomisi.....	3
2.1.2. TME Biyomekaniği.....	3
2.1.3. TME İnnervasyonu.....	4
2.1.4. TME Vaskülarizasyonu.....	5
2.1.5. TME Hastalıklarının Sınıflandırılması.....	5
2.1.6. TME Hastalıklarının Tedavileri.....	6
2.2. Kilitli Plak ve Vida Sistemleri.....	24
2.2.1. Kilitli Plak ve Vida Sistemlerinin Av./Dez.....	25
2.3.Sonlu Elemanlar Analizi.....	25
2.3.1. Sonlu Elemanlar Analizinin Avantajları.....	25
2.3.2. Sonlu Elemanlar Analizinin Dezavantajları.....	26
2.3.3. Sonlu Elemanlar Analizinin Aşamaları.....	26
2.3.4. Sonlu Elemanlar Analizindeki Temel Mekanik Kav...27	
3.MATERYAL VE METOD.....	30
4.BULGULAR.....	40
5.TARTIŞMA.....	63
6.SONUÇLAR.....	71
KAYNAKLAR.....	73

TABLÖLAR LİSTESİ

Sayfa

Tablo 1. Uygulanan kas kuvvetlerinin değerleri ve yönleri.....	34
Tablo 2. Model 1’de ramus ve fossa komponentinde yer alan vidalarda oluşan maksimum von Mises stres değerleri.....	43
Tablo 3. Model 2’de ramus ve fossa komponentinde yer alan vidalarda oluşan maksimum von Mises stres değerleri.....	44
Tablo 4. Model 3’de ramus ve fossa komponentinde yer alan vidalarda oluşan maksimum von Mises stres değerleri.....	46
Tablo 5. Model 4’de ramus ve fossa komponentinde yer alan vidalarda oluşan maksimum von Mises stres değerleri.....	48
Tablo 6. Modellerdeki fossa komponentlerinde oluşan maksimum ve minimum von Mises stres değerleri.....	50
Tablo 7. Modellerdeki ramus komponentlerinde oluşan maksimum ve minimum von Mises stres değerleri.....	50
Tablo 8. Model 1’de fossa komponentinde vidalar etrafındaki kortikal ve spongios kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilim değerleri.....	58
Tablo 9. Model 1’de ramus komponentinde vidalar etrafındaki kortikal ve spongios kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilim değerleri.....	59
Tablo 10. Model 2’de ramus komponentinde vidalar etrafındaki kortikal ve spongios kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilim değerleri.....	59

Tablo 11. Model 2'de fossa komponentinde vidalar etrafındaki kortikal ve spongioz kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilim değerleri.....	60
Tablo 12. Model 3'de ramus komponentinde vidalar etrafındaki kortikal ve spongioz kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilim değerleri.....	60
Tablo 13. Model 3'de fossa komponentinde vidalar etrafındaki kortikal ve spongioz kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilim değerleri.....	61
Tablo 14. Model 4'de ramus komponentinde vidalar etrafındaki kortikal ve spongioz kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilim değerleri.....	61
Tablo 15. Model 4'de Fossa komponentinde vidalar etrafındaki kortikal ve spongioz kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilim değerleri.....	62

ŞEKİLLER LİSTESİ

Sayfa

Şekil 1. Nexus CMF Total TME protezi.....	15
Şekil 2. TMJ Concepts Total TME protezi.....	16
Şekil 3. Biomet/Lorenz Mikrofiksasyon TME protezi.....	16
Şekil 4. Kafa İskeletini üç boyutlu modeli.....	35
Şekil 5. Ramus komponentinin üç boyutlu modeli.....	35
Şekil 6. Fossa komponentinin üç boyutlu modeli.....	36
Şekil 7. Farklı kasların oluşturduğu kuvvet vektörleri ve hareket kısıtlamaları.....	37
Şekil 8. Farklı kasların oluşturduğu kuvvet vektörleri ve hareket kısıtlamaları.....	38
Şekil 9. Farklı kasların oluşturduğu kuvvet vektörleri ve hareket kısıtlamaları.....	38
Şekil 10. Farklı kasların oluşturduğu kuvvet vektörleri ve hareket kısıtlamaları.....	39
Şekil 11. Ramus komponentindeki vidaların numaralandırılması.....	41
Şekil 12. Fossa komponentindeki vidaların numaralandırılması.....	41
Şekil 13. Model 1’de ramus komponentinde vidalarda oluşan von Mises stres dağılımı.....	42
Şekil 14. Model 1’de fossa komponentinde vidalarda oluşan von Mises stres dağılımı.....	42
Şekil 15. Model 2’de ramus komponentinde vidalarda oluşan von Mises stres dağılımı.....	44
Şekil 16. Model 2’de fossa komponentinde vidalarda oluşan von Mises stres dağılımı.....	45
Şekil 17. Model 3’de ramus komponentinde vidalarda oluşan von Mises stres dağılımı.....	45
Şekil 18. Model 3’de fossa komponentinde vidalarda oluşan von Mises stres dağılımı.....	46

Şekil 19. Model 4’de ramus komponentinde vidalarda oluşan von Mises stres dağılımı...	47
Şekil 20. Model 4’de fossa komponentinde vidalarda oluşan von Mises stres dağılımı.....	48
Şekil 21. Model 1’de fossa komponentinde oluşan von Mises stres dağılımı.....	51
Şekil 22. Model 1’de ramus komponentinde oluşan von Mises stres dağılımı.....	51
Şekil 23. Model 2’de fossa komponentinde oluşan von Mises stres dağılımı.....	52
Şekil 24. Model 2’de ramus komponentinde oluşan von Mises stres dağılımı.....	52
Şekil 25. Model 3’de fossa komponentinde oluşan von Mises stres dağılımı.....	53
Şekil 26. Model 3’de ramus komponentinde oluşan von Mises stres dağılımı.....	53
Şekil 27. Model 4’de fossa komponentinde oluşan von Mises stres dağılımı.....	54
Şekil 28. Model 4’de ramus komponentinde oluşan von Mises stres dağılımı.....	54

SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ

ADA	Amerikan Diş Hekimleri Birliği
BT	Bilgisayarlı Tomografi
Cp	Saf
Cr-Co-Mo	Krom-Kobalt-Molibden
FDA	Amerikan Gıda ve İlaç İdaresi
GPa	Gigapaskal
LTT	Lenfosit Transformasyon Testi
MPa	Megapaskal
Örn.	Örneğin
PE	Polietilen
PMMA	Polimetil Metakrilat
PTFE	Politetrafloroetilen
RKK	Ramus Kondil Kompleksi
SEA	Sonlu Elemanlar Analizi
SPA	Tek Ponksiyonlu Artrosentez
SPT	Deri Yama Testi
Ti	Titanyum
Ti-Pd	Titanyum-Paladyum
TME	Temporomandibular Eklem
TMR	Temporomandibular Eklem Rahatsızlıkları
UHMWPE	Ultra Yüksek Moleküler Ağırlıklı Polietilen
%	Yüzde

1. GİRİŞ

Temporomandibular eklem (TME) kayma ve menteşe hareketi ile fonksiyon gören, insan vücudundaki en kompleks yapıdaki eklemdir. TME çok çeşitli hastalıklardan etkilenir ancak bu hastalıklardan çok azı cerrahi müdahale gerektirir. Literatür popülasyonun % 25'inden fazlasının TME rahatsızlıklarına sahip olduğunu ve bunların % 5'inde dejeneratif eklem hastalığı, tümörler, gelişimsel anomaliler, osseöz ve fibröz ankiloz ve travma nedeniyle invaziv cerrahi tedaviye ihtiyaç duyduğunu göstermiştir.

TME'in otojen replasmanı ve alloplastik rekonstrüksiyonu, son dönem osteoartroz, şiddetli idiyopatik kondiler rezorpsiyon, tekrarlayan ankiloz, tedavi edilemeyen kondiler kırık ve TME'nin hem morfolojisini hem de fonksiyonunu düzeltmek için geniş rezeksiyon gerektiren ileri evre TME hastalıklarında endikedir. Otojen kostokondral greftleme altın standart olmasına rağmen çeşitli dezavantajları nedeniyle, anatomik ve fonksiyonel olarak bozulmuş TME'in yerine alloplastik materyallerin geliştirilmesi ihtiyacı ortaya çıkmıştır.

TME protezleri fossa komponentinden ve kondiller komponentten oluşmaktadır. Bu iki komponentin de fiksasyonu için titanyum vidalar kullanılmaktadır. Üretici firmalar yeterli primer stabilizasyonun sağlanması, protezin fonksiyonel mikrohareketliliğin minimize edilmesi ve protezin biyolojik integrasyon potansiyelinin maksimum seviyeye çıkartılabilmesi için fiksasyonda protez üzerindeki bütün vida deliklerinin kullanılmasını önermektedir. Ancak rutin cerrahi yaklaşım ile özellikle protezin ramus komponenti üzerinde en yukarıda konumlanmış olan vida deliğine vida yerleştirilmesi güç olabilmektedir. Yumuşak doku retraksiyonunu minimize etmek ve vidaların uygun olmayan açılarda yerleştirilmesinden kaçınmak amacıyla cerrahlar protez fiksasyonu esnasında vida deliklerinin tamamına vida yerleştirmeyebilmektedir. Ancak bu durum neticesinde oluşabilecek materyal gevşemesi, enfeksiyon ve rekonstrüksiyon başarısızlığı gibi komplikasyonların rapor edildiği araştırmalar oldukça kısıtlıdır.

Kilitli vida ve plak sistemleri doğru yerleştirildiği takdirde vida gevşeme ihtimalini minimale indirmektedir. Bu sistemlerinin hem plağa hem de kemiğe kilitlenmesiyle; kemiğe direk baskı oluşturmadığı için kemiğin kan dolaşımına daha az müdahale etmesi, daha az vida gevşemesi, daha fazla stabilite sağlaması gibi avantajları vardır. Bu sistemler oral ve maksilofasiyal

cerrahinin birçok alanında kullanılsa da TME protezlerinde kullanılmasıyla ilgili herhangi bir literatür çalışması bulunmamaktadır.

Bu çalışmanın amacı TME protezi ramus komponentinin fiksasyonunda bütün vida deliklerine konvansiyonel veya kilitli vida yerleştirilmesi ile oluşan stres dağılımı ile ramus komponentindeki en üstte yer alan vidanın yerleştirilmemesi ile oluşan stres dağılımının SEA yöntemi kullanılarak karşılaştırılmasıdır.



2.GENEL BİLGİLER

2.1.Temporomandibular Eklem

Ginglimodiarthrosis grubunda olan TME'in konveks eklem yüzü makara, konkav eklem yüzü ise makarayı içine alacak şekilde eklem yüzleri birbiriyle uyumludur. TME veya çene eklemi, yaşam için gerekli olan karmaşık hareketlere izin veren anatomik olarak di-artroidal fonksiyonel olarak ise compound bir eklemdir. (1)

TME, temporal kemik ve mandibula arasında özelleşmiş yoğun fibröz doku, artiküler disk, birçok ligament ve kastan oluşmaktadır ve farklı ortogonal düzlemler ve çoklu dönüş eksenleri üzerindeki karmaşık hareketleri sayesinde, tüm ilişkili yapılarla sinerji halinde çalışır. Dinamik fonksiyonu koordine etmek için TME ayrıca kontralateral TME ile de koordineli bir şekilde çalışmalıdır. (2)

2.1.1. Temporomandibular Eklem Anatomisi

TME, oral ve maksillofasiyal bölgedeki tek hareketli eklemdir. TME, kayma ve menteşe hareketi yapması ile vücuttaki en karmaşık eklemlerden biridir.(3)

TME'in anatomik yeri, dış kulak yolunun önü, masseter bölgesinin arka üst tarafı, mandibulanın processus condylaris ile temporal kemiğin fossa articularisi arasındadır.(4)

Anatomik olarak sinovyal bir eklem olan TME, ona bağlı olan kasların ve ligamentlerin izin verdiği ölçüde hareket edebilen iki kemik yapıdan oluşur. Fonksiyonel olarak ise compound bir eklem olan TME, dört eklem yüzeyinden oluşmaktadır: Bunlar; temporal kemiğin artiküler yüzeyi, mandibular kondil, artiküler diskin superior ve inferior yüzeyleridir.(1)

2.1.2.Temporomandibular Eklem Biyomekaniği:

TME'de alt ve üst olmak üzere 2 eklem boşluğu bulunmaktadır. Genellikle üst eklem boşluğunda, diskin üst yüzeyi ile artiküler eminens arasında translasyon(kayma) hareketi ve alt eklem boşluğunda ise disk ile kondil arasında rotasyon(menteşe) hareketi gerçekleşir. Mandibulanın tek kemik olması sebebiyle hem sağ hem de sol TME birbirleriyle sinerji halinde hareket eder ve bu sayede eklemden çok komplike hareketlerin yapılması sağlanır.

Rotasyon ve translasyon hareketlerinin kombinasyonu ile çene tamamen açılır. Hareket önce

alt eklem boşluğunda gerçekleşir ardından diskin kondil ile birlikte öne kaymasıyla beraber hareket üst eklem boşluğunda gerçekleşir.(5)

Fibroelastik lamel, diskin alt ve üst tarafında bulunarak diskin retrodiskal dokuya bağlanmasını ve disk öne doğru hareket ettiğinde onu tekrar arkaya çekerek yerine oturmasını sağlar. Kondil ve disk artiküler tüberkül üzerine geldikten sonra, çenenin asıl açılma hareketi hyoid altı kaslar tarafından yaptırılır. Kondilin disk ile birlikte öne gelmesini m. pterygoideus lateralis sağlar. Kondil disk kompleksi eminens üzerinde öne doğru hareket ederken superior retrodiskal lamina kondil üzerindeki diski posteriora doğru çekerek aktif hale gelmektedir. Bu sayede ağzın açılması sırasında diskin anteriora yer değiştirmesi engellenir. İstirahat pozisyonuna geçildiğinde ise superior retrodiskal lamina pasif hale geçer.(6)

Çenenin kapanma hareketi, m. temporalis, m. masseter ve m. pterygoideus medialis tarafından yapılır. Çenenin kapanması sırasında özellikle m. temporalisin en alttaki transvers lifleri kontraksiyon yaparak, kondilin fossa içine tam oturmasını sağlar. Ayrıca bu esnada superior retrodiskal lamina inaktif olmaktadır.(7)

Çenelerin açılma ve kapanma hareketleri sırasında ligamentler, hem yönlendirici hem de sınırlayıcı olarak görev yaparlar. Eklemde açma-kapama hareketlerinin yanısıra öğütme hareketi de gerçekleşir. Bu hareket sırasında bir tarafın eklemi öne doğru translasyon hareketi yaparken, diğer tarafın eklemi vertikal eksen etrafında rotasyon hareketi yapar. Bu hareketler karşılıklı olarak devam etmesi sonucunda öğütme hareketi gerçekleşir.(5)

Maksimum ağız açıklığı normal çene hareketlerine sahip kişilerde yaklaşık 38-50 mm'ye ulaşır. Normal fonksiyona sahip bir mandibula 29–35° arasında dönebilir. Mandibular hareketlerin çoğunluğu(yaklaşık olarak %77) rotasyon, geri kalanı translasyon hareketidir. Hareketin mandibular boyutu kadınlar ve erkekler için farklılıklar gösterebilir.(8)

2.1.3.TME İnnervasyonu:

TME'nin duyu ve motor innervasyonu n. trigeminus tarafından sağlanır. TME primer olarak mandibular sinirin N. Auriculotemporal dalından innerve olmaktadır, bunun yanında N. Mandibularis'in dalı olan N. Massetericus ve N. Temporalis Profundus da innervasyona yardımcı olmaktadır. Eklem kapsülü, ligamentler ve sinovyum innerve olurken, disk, eklem yüzeyindeki fibröz doku ve kondil kıkırdağı innervasyona sahip değildir.(9) Fonksiyonel olarak TME'nin sinir sonlanmaları noniceptive ve mekanoeptive reseptörlerden

oluşmuşlardır.(10-12)

TME, özellikle eklem diskinin parankiminde birkaç proprioseptif reseptöre sahiptir. Bunlar; Golgi-Mazzoni ve Ruffini; miyelinli ve miyelinsiz sinir lifleridir. Anterolateral kısımdaki eklem kapsülü, trigeminal sinirin bir dalı olan masseterik sinir tarafından innerve edilir. Öte yandan kapsülünün lateral alanı, aurikulotemporal sinir tarafından innerve edilir. (13)

2.1.4.TME Vaskülarizasyonu:

TME, zengin bir vasküler damar yapısından beslenmektedir. TME vaskülarizasyonu primer olarak posteriorda yüzeysel temporal arter, anteriorda orta meningeal arter, inferiorda ise maksiller arter tarafından sağlanmaktadır.(14) Ayrıca başka arteriyal dallar da (posterior aurikular arter ve yükselen faringeal arter, yükselen palatin arter) vaskülarizasyona yardım etmektedir.(15)

Venöz drenaj, iç maksiller ven, sfenopalatin ven, medial meningeal venler, derin temporal venler, inferior alveolar ven aracılığıyla, retrodiskal alanda ise pterygoid pleksus tarafından sağlanır.

TME'nin lenfatik drenajın sağlanması her zaman kolay değildir çünkü TME hastalığı olması durumunda lenf düğümlerinin sayısı artabilir. Genellikle, TME'yi etkileyen lenfatik sistem submandibuler üçgenden gelmektedir.(5)

2.1.5.TME Hastalıklarının Sınıflandırılması:

TME bölgesinde ağrı, ses(klik, krepatasyon) ve düzensiz çene hareketleri ile karakterize olan TME rahatsızlıkları, yalnızca TME ve çiğneme kaslarından kaynaklanan rahatsızlıkları değil, çiğneme sistemindeki tüm bozuklukları da kapsamaktadır. (16)

Literatürde farklı isimlerle yer bulan klinik tablo, günümüzde Amerikan Diş Hekimleri Birliği (ADA) tarafından da kabul edilen Temporomandibular Rahatsızlıklar (TMR) terimi yaygın olarak kullanılmaktadır. (17)

Yapılan çalışmalarda toplumun yaklaşık %28'inde temporomandibular eklem ve çiğneme kaslarındaki sorunlardan kaynaklanan rahatsızlıklar görülmüştür.(18) Kadınlarda 4-6 kat daha

fazla olmakla beraber, yaşla insidansının arttığı görülmüştür.(19) Etiyolojisinde okluzyon, travma, stres, derin sabit ağırlar, parafonksiyonel alışkanlıklar ana faktörler olarak sayılmaktadır.(20)

Temporomandibular düzensizliklere neden olan etkenler predispozan faktörler (yapısal, metabolik veya psikolojik rahatsızlıklar), başlatıcı (travma veya tekrarlayan çiğneme sisteminin yüklenmesi) ve ağırlaştırıcı (parafonksiyonel, hormonal veya psikososyal) faktörler olarak sınıflandırılabilir. (20)

TME hastalıklarında öncelikle ayrıntılı anamnez ve muayene ile problemin kökenine göre sınıflandırılmalıdır.(21) Teşhisin doğru konulması, rahatsızlığın başarılı şekilde tedavi edilmesi için kritik bir aşamadır. Geçmişte Bell'in yaptığı sınıflama, 2018 yılında Okeson tarafından modifiye edilmiş ve günümüzde kullanılan sınıflandırma oluşturulmuştur. Sınıflandırma bu şekildedir:(17)

- 1- Mastikatör Muskuler patolojiler
- 2- Temporomandibular Eklem patolojileri
 - i) Kondil-disk kompleksinin uyumsuzlukları
 - ii) Artiküler yüzeylerin yapısal uyumsuzlukları
 - iii) İnflamatuvar patolojiler
- 3- Kronik mandibular hipomobilité
- 4- Gelişimsel bozukluklar

Bu patolojilerden en sık görüleni kondil-disk kompleksi uyumsuzluklarından disk deplasmanıdır. (17)

2.1.6.TEMPOROMANDİBULAR HASTALIKLARIN TEDAVİLERİ

TME rahatsızlıkları, multifaktöriyel etiyolojilerden kaynaklanmaktadır bu nedenle tedavi yöntemleri de konservatif tedavilerden, cerrahi girişimlere, fizik tedaviye, psikoterapiden diş hekimliği uygulamalarına kadar çok geniş bir alana dağılmaktadır. Amaç önce etkeni doğru bir şekilde belirlemek, doğru teşhisi koymak ve ona uygun tedaviye karar vermektir. (17)

Hastaların çoğunda, temporomandibular hastalığın belirti ve semptomları tedaviyle veya tedavi uygulamadan zaman içerisinde iyileşme göstermektedir. Yapılan çalışmalarda hastaların %50'sinin 1 yıl içinde, %85'inin ise 3 yıl içerisinde tamamen iyileştiği gösterilmiştir.(22,23) Bu nedenle öncelikle konservatif tedaviler uygulanmalı, ardından istenilen sonucun alınamaması durumunda girişimsel tedaviler düşünülmelidir. Okluzal tedavi, fizik tedavi ve psikolojik/psikiyatrik tedavilerin hepsi göz önünde bulundurularak karar verilmelidir ve tedavi multidisipliner bir şekilde yapılmalıdır.(2)

TME rahatsızlıkların başlangıç tedavisinde; günlük yaşam aktivitelerini düzenlemek ve bu konuda hastayı eğitmek önemlidir.

a. Hasta Eğitimi ve Kendine Bakım

- Hasta etkilenen eklem ve kaslarının kullanımını azaltmalı
- Ağzını ağrısız sınırlar dahilinde açmalı
- Küçük miktarda ısırmalı, yavaş çiğnemeli ve yumuşak diyet uygulamalı
- Diş sıkma, tırnak yeme gibi parafonksiyonel alışkanlıklarından vazgeçmeli
- Eklem ve kaslardaki yüklenmeyi azaltmak için istirahat pozisyonunda dudaklar temas etmeli, ancak dişler birbirinden ayrı olmalı
- Hasta ağızdan ve yüzeyel solunum yerine nasodiafragmatik solunumu öğrenmeli
- Hasta postürüne dikkat etmeli, başını dik tutmalı, omuzlarını retraksiyona getirmeli ve çok yüksek yastıkta yatmamalı

Bunlar gibi oldukça basit önerilere uyulması durumunda bile hastaların yaşam kalitelerinde artış görülmüştür.(19,24)

b. Fizik Tedavi

Özellikle kas ve iskelet ağrılarının giderilmesi, normal fonksiyonun restorasyonu ve doku rejenerasyonunda fizik tedavi etkili bir yöntemdir.(25)

TENS, yüzeyel ve derin ısı, soğuk masaj, iyontoforez, fonoforez, tetik nokta enjeksiyonu, akupunktur, terapötik egzersizler, postür eğitimi en çok kullanılan fizik tedavi yöntemleridir.(25,26)

c. Medikal Tedavi

Temporomandibular hastalıkların tedavisinde ağrının elimine edilmesi ve varsa inflamasyonun giderilmesi amacıyla analjezikler(non-steroidal anti-inflamatuarlar ve narkotikler), kortikosteroidler, antidepresanlar ve kas gevşeteciler kullanılmaktadır. Bu ilaçlar kimi zaman tek başlarına kimi zaman ise diğer tedavilerle kombine olarak kullanılabilir. (27,28)

d. Okluzal Terapi

Okluzal terapi, ağrıyı azaltmada ve çenedeki fonksiyonel bozukluğu düzeltmede etkilidir, ancak bu iyileşmeyi nasıl sağladığına dair ayrıntılı bir bilgi yoktur. En belirgin etki alanı çiğneme kaslarındaki miyalji ve hiperaktivite üzerindedir. Tedavinin etkili olabilmesi, uygun aparat seçimi ve hastanın aparatı düzgün kullanımına bağlıdır. (29)

e. Cerrahi Tedavi

Çok büyük rahatsızlıkları olmadığı sürece ağrısız kliği olan hastaların takip edilmesi daha uygundur. Konservatif tedaviye yanıt alınamayan, ağrılı TME kliği, mandibular disfonksiyonu, kilitlenmesi olan ve patolojinin intraartiküler olduğu durumlarda cerrahi tedavi düşünülmelidir.(23) Yapılan çalışmalarda TME rahatsızlığı olan hastaların yaklaşık %5'inin cerrahi tedaviye ihtiyaç duyduğu gösterilmiştir.(30)

Artrosentez:

İlk aşama tedavisi olarak uygulanan artrosentez, sinoviyal sıvının ve diğer elemanların eklemden uzaklaştırılması için üst eklem boşluğunun lavajı işlemidir. İlk olarak 1991 yılında tanımlanmış ve basit, minimal invaziv, ucuz ve oldukça etkili bir prosedür olarak kabul edilmektedir. Prosedür, iki ayrı ponksiyon bölgesinden yerleştirilen iki kanül ile gerçekleştirilir.(31) 2007 yılında, TME artrosentezi ilk olarak sadece bir kanül ve ponksiyonla yapılmıştır ve bu yöntem tek ponksiyonlu artroentez (SPA) olarak literatüre geçmiştir.(32) Artrosentez salin kullanılarak, tek ya da çift iğne ile yapılabilir. TME artrosentezinde primer

amaç, üst eklem boşluğunu yıkayıp sinoviyal sıvıdaki enflamatuvar hücreleri uzaklaştırarak inflamasyonun azaltmak, disk adezyonlarını gidermek, ağrıyı azaltmak ve eklemi hareketlerini arttırmaktır. Bu amaçları etkili bir şekilde gerçekleştirmek ve komplikasyonları en aza indirmek için, literatürde çeşitli teknikler önerilmiş ve tanımlanmıştır.(33-35)

Artroskopi:

TME artroskopisi 1975 tarihinden itibaren kullanılmakta olup, ağrı ve fonksiyon bozukluklarının tanı ve tedavisinde son zamanlarda yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır.(36) Artroskopi, konservatif tedavilerle iyileşmenin sağlanamadığı durumlarda açık cerrahilere başvurmadan minimal invaziv bir şekilde tanı ve tedavi imkanı sağlamaktadır. (37,38)

Artrotomi:

Fibröz veya osseöz ankilozlar, kondrom gibi neoplaziler, kondiler hiperplazi gibi gelişimsel bozukluklar, kronik-rekürren dislokasyonlar artrotomi için kesin endikasyonlardır.(37)

Artroskopi ve artrosenteze istenilen yanıtı vermeyen hastalarda deplase olan diskin repoze edilmesi için mutlaka açık cerrahi uygulanmalıdır. Eğer disk ileri derecede hasar görmüş ve repoze edilemiyor ise veya diskte retrodiskal yapılarda tamir edilemeyen bir yırtılma söz konusu ise disk çıkarılmalıdır. Cerrahi tedaviyi tetikleyen en önemli durum enerjiyi sönümleyip, gelen yükü homojen dağıtmayı sağlayan diskin görevini yapamamasıdır.(38)

Günümüzde popülaritesi gitgide artan ve her geçen gün yaygınlaşmaya devam eden diğer bir açık cerrahi tedavi de TME protezi uygulamasıdır(artroplasti).(39-42)

TME rekonstrüksiyonu, önemli ölçüde bozulan form ve fonksiyonu yerine koymak için alloplastik rekonstrüksiyonu gerektiren bir yöntemdir. TME hastalıklarında öncelikle daha konservatif tedaviler tercih edilmekle birlikte, ciddi vakalarda veya çoklu operasyonlardan sonra, başarı elde edilememesi durumunda son aşama tedavisi eklem replasmanıdır.(43) Yıllar içerisinde farklı TME rekonstrüksiyonu yöntemleri tanıtılmıştır. Bunlar;

Distraksiyon osteogenezi:

Distraksiyon osteogenezi tekniği 1950'lerde Ilazarov tarafından uzun kemik defektlerinin rekonstrüksiyonunda popüler hale gelmiştir ve 1990'lardan itibaren ise baş ve boyun kemik

defektlerine uygulanmıştır.(44,45) Distraksiyon osteogenezi, kraniyomaksillofasiyal rekonstrüktif cerrahi tarihinde önemli bir kilometre taşı temsil etmektedir. Ramus kondil kompleksinin(RKK) rekonstrüksiyonu için distraksiyon osteogenezinin kullanımı şu anda aktif klinik ve deneysel araştırmaların konusudur.(46-50)

Stucki-McCormick, yaptığı insan çalışmalarında distraksiyon osteogenezini kullanarak RKK'nin rekonstrüksiyonunu bildiren ilk kişiydi ve daha sonraki çalışmalar bu uygulamayı hem klinik hem de deneysel olarak desteklemiştir.(46) TME rekonstrüksiyonu için distraksiyon osteogenezi öncelikle iki aşamalı bir cerrahi yaklaşım kullanılan TME ankiloz hastalarında kullanılmıştır. İlk ameliyatta agresif ankiloz rezeksiyonu ve yumuşak doku serbestleştirilmesinin ardında modifiye edilmiş ters-L osteotomi kullanılarak proksimal dikdörtgen bir kemik parçası oluşturulur ve bu kemik parçasının üst ucu bir neo-kondil oluşturmak için yuvarlatılır. Daha sonra distraksiyon cihazı takılır ve bunu, iyileşen bir osteoid kallusun oluştuğu iyileşme dönemi izler. Daha sonra, istenen uzatma elde edilene ve neo-kondil glenoid fossaya uzatılana kadar distraksiyon gerçekleştirilir. Bu noktada, distraksiyon cihazı, konsolidasyon ve mineralizasyon fazı sırasında bir fiksasyon cihazı olarak yerinde bırakılır ve ardından ikinci bir operasyonda distraksiyon cihazı çıkarılır.

Bansal ve ark., yakın zamanda, tek taraflı TME ankiloz hastalarında distraksiyon osteogenezinin sonucunu değerlendirmek için prospektif bir çalışma yapmıştır. Etkilenmemiş kondil ile rejenere neo-kondilin kemik kalitesinde hiçbir istatistiksel fark göstermeyen radyografik sonuçlar bildirmişlerdir. Hem vertikal ramus eksikliği hem de antero-posterior mandibula gövdesi yetersizliği olan bilateral TME ankilozu çok zor, üç boyutlu olarak karmaşık bir rekonstrüktif cerrahiye ihtiyaç duyar.(51) Feiyun ve ark., tek aşamalı bir teknik önermişlerdir, bu teknikte hem RKK'ni yeniden yapılandırmak hem de yatay ramus eksikliğini gidermek için iki taraflı çift odaklı distraksiyon osteogenezini tanımlamışlardır.

16 hastada yaptıkları çalışmada ortalama 29.7 aylık takip sonucunda mandibular açıklıkta mükemmel iyileşme (4.6-33.5 mm), mikrognatinin düzeltilmesi (SNB'nin 68.7'den 77.6 dereceye yükselmesi) , tüm hastalarda bulunan mevcut obstrüktif uyku apne sendromunun düzeltilmesi gibi faydalar sağlanmıştır.(52)

Bununla birlikte, RKK'nin distraksiyon osteogenezi ile rekonstrüksiyonu, TME ankilozlu pediyatrik hastalarda çeşitli araştırmacılar tarafından önerilmiş olsa da distraksiyon sonrası büyümeyi değerlendiren klinik veriler yetersizdir.

Otojen Temporomandibuler Eklem Replasmanı:

Otojen kemik greftlerinin, büyümeye bağlı deformitelerin, son dönem TME patolojilerinin tedavisinde, kalvaryum, klavikula, iliak kemik, fibula veya kaburgadan serbest veya vaskülarize kemik greftleri kullanılarak ankilozun tedavi edilmesinde altın standart olduğu bildirilmiştir.(52)

Otojen kemik greftlerinin bildirilen öngörülemezliğinin yanı sıra, otojen kemik nakli sırasında sıklıkla komplikasyonlar ortaya çıkmaktadır. İliaktan kemik alımı ile ilişkili komplikasyonlar vakaların yaklaşık %19'unda görülmüştür ve kronik ağrı, cilt hassasiyeti ve yara iyileşmesinde problemler ortaya çıkmıştır. Bu komplikasyonlar hipertrofik skar, enfeksiyon, kırık ve uzun süreli hastanede yatışa neden olmakla beraber, bunların tümü ek morbidite ve tıbbi maliyetle ilişkilidir.(53,54)

Kostokondral greft, alıcı bölgeye adaptasyon kolaylığı, mandibular kondile anatomik olarak benzerliği, bildirilen düşük donör saha morbidite oranı ve bozulmuş büyüme potansiyeli nedeniyle iskeletsel olarak olgunlaşmamış hastalarda TME replasmanı için en sık önerilen otojen kemik grefti olmuştur.(55,56)

Saeed ve Kent, takip süresi minimum 2 yıl olan 76 kostokondral greftin retrospektif incelemesini bildirmiştir. Sonuçlar, interinsizal mesafede orta derecede bir artışla birlikte ağrı ve diyet skorlarında iyileşme olduğunu göstermiştir. Daha önce ameliyat olmamış, artritlik hastalığı veya konjenital deformitesi olmayan hastalarda kostokondral greftin iyi performans gösterdiği sonucuna varmışlardır. (57)

Medra ve ark., 7 ile 10 yıl boyunca klinik ve radyografik olarak takip edilen kostokondral greftle tedavi edilen TME ankilozlu 55 hastanın kayıtlarını gözden geçirmişlerdir. Bu hastaların %59'unda iyi remodeling, %9'unda reankiloz, %25'inde greft rezorbsiyonu ve %4'ünde greftin aşırı büyümesi bildirilmiştir. Ağız açıklığında ise %58'inde tatmin edici, %18'inde yetersiz, %24'ünde ise başarısız sonuçlar görülmüştür.(58)

Maksillomandibular fiksasyonun (MMF), kostokondral greftlerle TME replasmanı yapılan hastalarda bir süre tutulması gerekmektedir. Vida-plak fiksasyonuna rağmen, greft mikrohareketi herhangi bir erken mandibular fonksiyonda kaçınılmaz bir şekilde meydana

gelmektedir. Bu mikrohareket, greft-konak arayüzünde potansiyel olarak zayıf neovaskülarizasyon, kaynamama veya başarısızlığa yol açabilecek kesme gerilmelerine neden olmaktadır.(59)

Herhangi bir otojen doku greftinin başarısı için, konakçı bölgenin zengin bir vasküler yatağa sahip olması gereklidir. Skar dokusu oluşumu nedeniyle, birden fazla ameliyat geçirmiş veya uzun süredir devam eden son evre TME patolojisi olan hastalar, serbest veya vaskülarize otojen doku greftlerinin öngörülebilir başarısı için elverişli bir ortam sağlamazlar.

Teorik olarak, otojen kostokondral greftler “hastayla birlikte büyür”. Yapılan çalışmalarda bu büyümenin sıklıkla öngörülemez olduğu veya ankiloz ile sonuçlandığı bildirilmiştir.(60) Mikrohareket, zayıf revaskülarizasyon veya genç hastaların implantasyon sonrası fizik tedaviye uyum eksikliği sonucunda çeşitli komplikasyonlar meydana gelmektedir.

Son çalışmalarda, mandibular büyümeyi devam ettirmek için kıkırdak içeren bir greft kullanmanın gerekliliği sorgulanmıştır.(10) Yapılan çalışmalarda TME'leri kostokondral greftlerle rekonstrükte edilen çocukların %54'ünde aşırı mandibular büyüme olduğu gösterilmiştir. (61)

Sistemik bir literatür incelemesinde, Kumar ve ark., ankilozlu veya hemifasiyal makrosomialı hastalarda TME replasmanı için kostokondral greftin büyüme potansiyelini değerlendirmişlerdir. Büyümesi devam eden hastalarda TME replasmanı için kostokondral greft kullanılmasının bilimsel kanıtlardan yoksun olduğu sonucuna varılmıştır.(10)

Özet olarak, TME replasmanı için otojen kostokondral kemik grefti kullanmanın avantajları ve dezavantajları şunlardır:

Otojen Temporomandibular Eklem Replasmanı Avantajları:(16)

1. Bulunabilirlik: Kostakondral greft insan iskeletinin bir parçasıdır. Protez bileşenlerini satın almak ve edinmek için herhangi bir ön süre gerekmez ve özel ekipmanlara ihtiyaç yoktur.
2. Biyouyumluluk: Hastanın kendi kemik ve kıkırdağı kullanılır; bu nedenle, biyouyumluluk veya aşırı duyarlılık ile ilgili endişeler çok azdır veya hiç yoktur.

3. Uyarlanabilirlik: Greft, mandibula ve glenoid fossanın yan yüzeyine uyum sağlayabilecek şekilde şekillendirilebilir.

4. Ucuz

Otojen Temporomandibular Eklem Replasmanı Dezavantajları:(57)

1. İkinci cerrahi bölgeye ihtiyaç vardır. Morbidite artışı ve komplikasyon riski daha yüksektir.
2. Multisipliner yaklaşım gerekebilir.
3. Daha uzun cerrahi: Eş zamanlı kostokondral greft alma ve mandibular implantasyon alanlarının hazırlanması çoğu zaman mümkün değildir, bu da anestezi ve ameliyatın süresini uzatır.
4. Daha yüksek morbidite oranı: Kostokondral greft alımı sırasında pnömotoraks gibi komplikasyonlar meydana gelebilir.
5. Gecikmiş fizik tedavi: Erken fizik tedavi, rekonstrüksiyonlu eklemlerin hareket aralığını arttırır. Herhangi bir açık eklem cerrahisinden sonra, özellikle eklem replasmanından sonra hastaları hareketsiz tutmak, kas atrofisinin yanı sıra periartiküler fibroz, heterotropik ossifikasyon ve ankiloz gelişme potansiyelini artırır.
6. Yabancı cisim reaksiyonu veya yüksek enflamatuvar cevap nedeniyle başarısızlık potansiyeli: Henry ve Wolford başarısız alloplastik implantın çıkarılmasından sonra yerleştirilen otojen dokuların en yaygın başarısızlığının fibröz veya osseoz ankiloz olduğunu göstermiştir. Bu araştırmacılar, yabancı cisim reaksiyonunun implantın çıkarılmasından çok sonra lokal olarak devam etmesinin, otojen doku rekonstrüksiyonunun başarısızlığı ile sonuçlandığı sonucuna varmışlardır.(43)

Otojen kostokondral greft kullanımının çeşitli dezavantajları nedeniyle, anatomik ve fonksiyonel olarak bozulmuş TME'nin yerini alacak alloplastik materyallerin geliştirilmesine ihtiyaç doğmuştur.

Lee ve ark., otojen kostokondral greftleme ve alloplastik TME rekonstrüksiyonunun sonuçlarını karşılaştıran yayınlanmış araştırmaları gözden geçirmişlerdir. 180 hastada kostokondral greftleme ile ilgili 7 makale bulmuşlardır. Çoğu hasta iyi sonuçlara sahip olarak bulunmuştur. (n = 109,% 61). Alloplastik TME replasmanı yapılan 275 hasta ile 6 makale bulmuşlardır. Bu hastalar mükemmel sonuçlara sahip olduğu görülmüştür (n = 261, % 95). Araştırmacılar, alloplastik total eklem rekonstrüksiyonunun, otojen kostokondral greftleme ile

karşılaştırıldığında artmış yaşam kalitesi ve daha az komplikasyonla sonuçlandığı sonucuna varmışlardır. Bu nedenle, alloplastik TME replasmanının kostokondral greftlemeye göre total eklem replasmanı için daha etkili olduğu düşünülmüştür.(20)

Temporomandibular Eklem Protezleri:

Tarihteki ilk TME rekonstrüksiyonu ameliyatı, 1933'te Risdon tarafından ankilozun nüksetmesini önlemek amacıyla eklem boşluğuna altın folyo yerleştirilmesi ile başlamıştır. 1946'da Eggers, ankiloz artroplastisi tedavisinden sonra mandibular baştaki çukura bir tantal tabakası yerleştirmiştir.

TME protezleri 1960'ların başlarında kullanılmaya başlanmasına rağmen 1974 yılına kadar TME protezi ile ilgili bir tanım yapılmamıştır. Bu tarihten sonra araştırmacılar bir fossa ya da bir kondil implante etmek üzerine yoğunlaşmışlardır. 1980'lerde Vitek-Kent protezinin tanıtımıyla TME protezleri popüler olmaya başlamıştır. Sonrasında ise birçok TME protezi tanıtılmıştır. Bu protezlerin canlılardaki öngörülen ömürlerinin 1-3 yıl arasında olduğu belirtilmiştir fakat bu protezlerin birçoğu çenenin fonksiyonel hareketleriyle TME'de karşılaşılan tekrarlayan mekanik gerilmelere karşı kırılmalardan dolayı istenilen başarıyı elde edememiştir. (44)

1970-1980'lerde silikon kauçuk, teflon, karbon fiber gibi materyaller kullanılmıştır. İlk başlarda bu malzemeler için daha iyi implant stabilitesi, daha iyi yumuşak doku kaynaşması gibi özelliklerden bahsedilse de zamanla protezi kullanan hastalarda ağrı ve özellikle teflon ve silikon kauçuk kullanan hastalarda kırılma gibi komplikasyonlar ayrıca implantların yapısal yetersizliği sonucu oluşan aşınmalar da görülmeye başlanmıştır. Protezin aşınmasıyla oluşan partiküller, şiddetli ağrı, baş ağrısı, iltihaplanma, fibröz ankiloz, maloklüzyon, ilerleyici kemik ve yumuşak doku tahribatı ile sonuçlanınca bu malzemelerden uzaklaşmıştır.(44)

TMJ Concepts, ilk kişiye özel protez denemesini 1976 yılında yapmıştır. TMJ Concepts 1997 yılında 36 hastasının üzerinde 65 TME implantının uygulandığı grubu 5 yıl boyunca takip etmiş ve sonuçta FDA onayını almıştır. TMJ Concepts firması protezlerinde ortopedide kullanılan kalça ve diz protezlerindeki onaylanmış malzemeleri kullanmıştır.(44)

Sonraki yıllarda, TME tedavilerinde farklı malzemeler ve teknikler geliştirilmiştir. TME ginglymo-artrodial bir eklem olduğu için işlevi oklüzyonla yakından ilişkilidir. Bu durum

yapıyı daha da karmaşık hale getirmektedir. Bu yüzden TME protezi geleneksel bir ortopedik protezde görülmeyen özelliklere de sahip olmalıdır. (45)

Total TME Protezleri

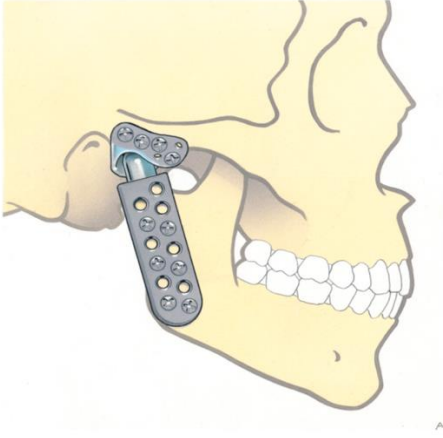
Total TME protezi ilk olarak 1970 yılında Robert W. Christensen ve ark. daha önce geliştirdikleri Co-Cr fossa-eminens protezlerini bir PMMA kondiler baş içeren yeni bir Co-Cr kondil protezi ile kombine etmişlerdir. PMMA'nın partikülleşmesi nedeniyle, daha sonra bu materyalden uzaklaşarak Co- Cr kullanılmaya başlandı.(7,30) Total TME protezinin daha da geliştirilmesi, Kummoona'nın(31) yalnızca metal Co-Cr protezi ve Sonnenburg'un geliştirdiği titanyum-palladyum(Ti-Pd) alaşımlı kondil ve polietilen (PE) fossa protezi ile olmuştur. Tasarlanan birçok total TME implantından Vitek-Kent total eklem protezi ABD'de yaygın olarak kullanılan ilk sistemdi ve 26.000'den fazla hastaya Vitek-Kent protezi uygulanmıştır. Ancak bu sistemin partikül salınımının fazla olduğu anlaşılmaya 1990 yılında bu sistemin FDA onayı kaldırılmıştır. Bu tarihten sonra partikül salınımı minimum olan Cr-Co ve ultra yüksek molekül ağırlıklı polietilen(UHMWPE) malzemelere yönelim artmıştır. (48,51)

Diğer bir önemli TME protez sistemi Nexus CMF TMJ Total Eklem Protezidir (daha yaygın olarak Christensen TME Sistemi olarak bilinir)(Şekil 1). Bu sistem, diğer yeni (daha geleneksel) metal üzeri polimer taşıyan implant sistemlerinden farklı olan metal üzeri metal bir cihazdan oluşmaktaydı. Hem fossa hem de kondiler baş, döküm kobalt-krom-molibden (Co-Cr-Mo) alaşımından yapılmıştır. Ayrıca, mandibular komponentin tamamı ve fiksasyon vidaları da Co-Cr-Mo'den yapılmıştır. Sonraki yıllarda Christen sisteminin FDA onayı kaldırılmıştır.(48,49)

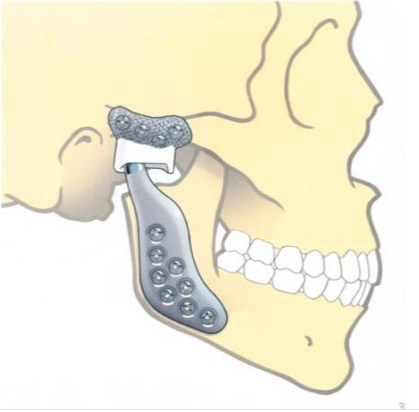
Güncel Alloplastik Total Temporomandibular Eklem Protezleri

Tarih boyunca TME protezi rekonstrüksiyonunda çeşitli malzemeler kullanılmış fakat uygun olmayan malzeme kullanılmasına bağlı gelişen komplikasyonlar nedeniyle sadece birkaçının günümüzde kullanımı devam etmektedir. Yetersiz malzemelerin kullanılması, metal aşırı duyarlılığı, yabancı maddelere karşı dev hücre reaksiyonu, heterotopik ossifikasyon ve hatta implant gevşemesi ve kaybı gibi birçok komplikasyona sebep olabilmektedir. (6,7)

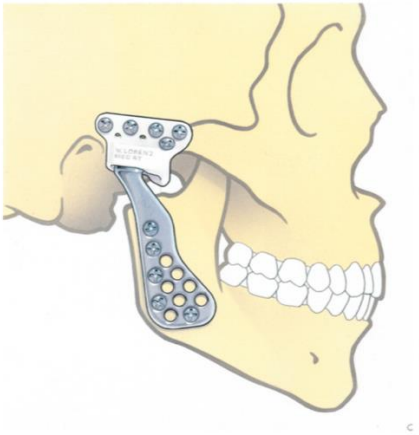
Günümüzde, iki total TME protezi FDA onayı almıştır: Bunlar TMJ Concepts (Şekil 2) ve Biomet / Lorenz Mikrofikasyon TMJ'dir. (Şekil 3)



Şekil 1:Nexus CMF Total TME protezi



Şekil 2: TMJ Concepts Total TME protezi



Şekil 3: Biomet/Lorenz Mikrofixasyon TME protezi

Biomet/Lorenz sistemi Christensen sistemine benzer olarak tasarlanmıştır, farklı standart ölçülerde mevcut olan stok protezler kullanır. Ameliyat sırasında hastanın anatomisine göre en uygun olan seçilir ve konak kemikte gerekli değişiklikler yapıldıktan sonra protez bileşenleri vidalarla sabitlenir.

1995 yılında bir araştırma cihazı olarak FDA onayı alan ve 2005 de tam onay almış olan Biomet/Lorenz Sistemi'nde, mediyal yüzeyin plazma püskürtmeli titanyum kaplama ile kaplandığı döküm bir Co–Cr–Mo ramus bileşeni kullanılmakta ve bu yapı osteointegrasyona katkı sağlamaktadır.(14,37) Öte yandan fossa bileşeni, metal desteksiz, yalnızca ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilenden (UHMWPE) oluşmaktadır. Önceki dönemlerde erken protez yerleştirilmesi için, fossadaki yüzey pürüzlülüğü PMMA kullanılarak düzeltilmekteydi ancak bu uygulamadan PMMA'nın işlevsel yük altında parçalanma riskinden dolayı uzaklaşmıştır.(48) Hem fossa hem de ramus komponenti Ti-6Al-4V'den yapılmış vidalar kullanılarak sabitlenmektedir.(9,49)

TMJ Concepts sistemi, 1989 yılında Techmedica sistemi olarak tanıtıldı; ancak FDA, 1993 yılında bu cihazların üretimini durdurdu. 1996 yılında, yeni şirket TMJ Concepts, Inc. araştırma cihazı olarak özel TME protez sistemi için FDA onayı almış ve cihaz 1997'de hasta kullanımına sunulmuştur. 1999'da TMJ Concepts, Inc. TME protez sistemi için FDA onayı aldı. TMJ Concepts protezinin fossası, hastanın anatomisine uyarlanabilen ticari olarak saf titanyum ağ desteğinden ve stabilite sağlayan, kemiğin içe büyümesine izin veren dört kat saf titanyum ağdan yapılmıştır. Ağ desteğinin kaudal tarafında, bir UHMWPE astarı eklemli yüzey olarak işlev görür. Techmedica implantın ramal şaftı saf titanyum veya işlenmiş Ti-6Al-4V alaşımından yapılırken, daha yeni TMJ Concepts, Inc. sisteminde yalnızca Ti-6Al-4V kullanır. Hem fossa hem de mandibular komponentler Ti-6Al-4V vidalarla sabitlenmektedir.(7,13,48)

TMJ Concepts sistemi, kişiye özel olarak tasarlanıp hastaya uygulanan bir protezdir. İlk olarak, protez, hastanın maksillofasiyal bilgisayarlı tomografi(BT) taramasına dayanan CAD / CAM teknolojisi kullanılarak üretilir. Daha sonra, hastanın kafatasının bir stereolitografik modeli basılır ve buradan hareketle nihai bileşenler tasarlanır ve üretilir. Bunun yanında, fiksasyon vidalarının konumları da inferior alveolar sinir gibi hastanın anatomik yapıları dikkate alınarak tasarlanır. Konumlandırmanın ve kemikle temasın optimize edilmesi ile, protezin stabilitesi büyük ölçüde geliştirebilmektedir.(5,8,13,48)

TME Protezi Endikasyonları: (61,62))

-Neoplaziler

-Ankiloz

-Çoklu operasyonlar geçirmiş TME (2'den fazla)

-Başarısız TME alloplastik implantları

-Konnektif doku ve otoimmün hastalıklar(inflamatuvar, enfektif veya reaktif hastalıklar)

-Alloplastik implantlara rağmen devam eden semptomatik, ciddi fonksiyon kaybı

TME Protezi Kontrendikasyonları: (61,63)

-Aktif veya kronik enfeksiyonlar.

-Protez bileşenlerini desteklemek için yeterli kemik kalitesi veya miktarının olmadığı hastalar

-Enfeksiyonlara karşı artan duyarlılık gösteren sistemik hastalığı olan hastalar

-Protezde kullanılan herhangi bir malzemeye alerji

-Optimal postoperatif bakımı takip edemeyen veya reddeden nörolojik ve zihinsel sorunları olan hastalar

-İskeletsel gelişimi tamamlanmamış olan hastalar ve çocuklar

-Belirgin hiperfonksiyonel alışkanlıkları olan hastalar (örn. Diş sıkma).

-Önceki implantların neden olduğu yabancı cisim reaksiyonu olan hastalar.

-Beklentisi yüksek olan hastalar

TME Protezlerinde Kullanılan Malzemeler:

Kobalt-Krom alaşımları

Co-Cr alaşımları, pasifleştirici krom oksit tabakası sayesinde yüksek mukavemet ve yorulma direncini iyi biyouyumluluk ile birleştirdikleri için yük taşıyan total eklem protezlerinde kullanılan ilk malzemelerden biriydi.(14,16) Ayrıca, nispeten yüksek sertliklerinden dolayı, Co-Cr alaşımları mükemmel aşınma direncine sahiptir ve mafsallık yatak yüzeyi olarak uygulanabilir. Mevcut tüm FDA onaylı TME protezlerinde kondiler bileşende hala daha Co-Cr-Mo alaşımları kullanılmaktadır.(48,51)

İki FDA onaylı sistem, benzer Co, Cr ve Mo içeriğine sahip, ancak farklı Ni içeriğine sahip daha yeni bir işlenmiş ASTM F1537 Co-Cr-Mo alaşımını kullanır.(30-32,49,52) Bu alaşımların daha kolay termo-mekanik işlenmesi, gelişmiş mekanik özellikleri ve daha iyi aşınma direnci gibi özellikleri vardır.(16) Elastisite modülü, her iki tip Co-Cr-Mo alaşımı için hemen hemen aynı ve yaklaşık 210 GPa'dır. (23)

Titanyum Alaşımları

Co-Cr alaşımlarının toksisitesi ve gerilimden korunma riskleri ile ilgili artan endişeler, Ti alaşımlarının TME protezlerinde kullanımını teşvik etmiştir. Mukavemet ve yorulma direnci Co-Cr'den biraz daha düşük olmasına rağmen, yük taşıyan implant uygulamaları için yeterlidir ve Ti alaşımları olağanüstü biyouyumluluk özelliğine sahiptir. Titanyum oksit katmanı, metal iyon salınımını paslanmaz çelik veya Co – Cr alaşımları üzerindeki pasifleştirici katmanlardan daha fazla sınırlar. Sonuç olarak, hücre/doku tepkisi iyileşir, çok az yabancı doku reaksiyonu ile sonuçlanır ve implant ile kemik arasında yakın bir konum kurulur.(8,23) Ayrıca Ti alaşımları düşük yoğunluğa sahiptir; bu nedenle Ti, özgül mukavemet göz önüne alındığında diğer tüm implant materyallerinden daha iyi performans göstermektedir.(23)

Ti ilk olarak 1976'da AO/ASIF-TMJ protezinde kullanmış ve o zamandan itibaren birçok farklı alaşımda kullanılmıştır.(48) Şu anda implant uygulamaları için en yaygın kullanılan malzeme olan Ti ortopedik cerrahide ve FDA onaylı iki TME protezinde de kullanılmaktadır.(23)

Fikvasyon vidaları için, yüksek mukavemet ve yorulma direnci biyolojik uyumluluktan daha

kritiktir. Biomet/Lorenz sistemindeki ramal yüzey kaplaması ve TMJ Concepts sistemindeki UHMWPE fossa'nın arkası için hedef optimal osseointegrasyondur, bu nedenle mükemmel biyouyumluluk, malzemenin yük taşıma kapasitesine göre önceliklidir. Bu yüzden saf(cp) Ti seçimi önceliklidir. Ayrıca, Cp Ti ve Ti – 6Al – 4V sırasıyla 105 GPa ve 115 GPa elastik modülüne sahiptir. Bu, paslanmaz çelik veya Co – Cr alaşımlarına kıyasla gerilim riskini azaltmaktadır.(34)

Ti ve alaşımları oldukça yumuşaktır ve düşük aşınma direncine sahiptir, bu da malzemenin eklem yüzeyleri için uygun olmadığı anlamına gelmektedir.(23) İkinci bir potansiyel Ti-6Al-4V problemi, alaşım bileşenleri ile ilgilidir. Alaşım, korozyon nedeniyle zamanla salınabilen hem V hem de Al içerir. Yapılan çalışmalarda bu iyonların salınımının, sırasıyla toksik ve nörotoksik oldukları için osteomalazi ve nöropati gibi uzun vadeli sağlık sorunları ile ilişkili olduğu söylenmiştir. McGregor ve ark. Ti-6Al-4V alaşımının farelerin femuruna implante edildiği ve lokal tümörlerin artmasıyla sonuçlanan bir çalışma dışında Ti veya Ti alaşımları ile hayvan çalışmalarında hiçbir tümör raporu bulunmamıştır. Hem epidemiyolojik kanıtlara hem de hayvan deneylerine dayanarak, bu yazarlar Ti veya Ti alaşımlarının (Ti-6Al-4V dahil) insanlar için kanserojen olduğunu gösteren yetersiz kanıt olduğu sonucuna varmışlardır.(29)

Titanyumun eksikliklerini giderebilmek için, hem b-Ti alaşımları hem de yüzey modifikasyonları şu anda geliştirilmektedir.

Ultra Yüksek Moleküler Ağırlıklı Polietilen(UHMWPE)

UHMWPE'nin 1962 yılında ortopedik cerrahide ilk kez kullanılmasından sonra, Techmedica firması bu malzemeyi 1990 yılında TME protezlerinde ilk kez fossa komponentinin eklem yüzeyini tasarlamak için kullanmıştır. Kısa bir süre sonra, Biomet sistemi de aynı protokolü takip etmiştir.(35)

UHMWPE, çeşitli formlarda bulunabilen yüksek moleküler ağırlığa ve yüksek derecede kristalliğe sahip doğrusal dallanmamış bir polietilen türüdür.(35) Polimerin işlenmesi nispeten ucuzdur, yüksek sertlik ve yüksek darbe mukavemeti, düşük sürtünme katsayısı, iyi darbe yükü sönümleme kapasitesi ve vücut sıvılarına karşı direnç gösterebilme gibi birçok avantajı vardır.(8)

Uzun yıllar boyunca yapılan çalışmalar sonucunda, materyal üzerinde iyileştirmeler

sağlanmıştır. Yüksek yoğunluklu PE, PMMA ve PTFE gibi diğer polimerlerle karşılaştırıldığında önemli ölçüde daha iyi aşınma direncine, daha düşük aşınma oranlarına ve daha düşük sürtünme katsayısına sahip yüksek dereceli çapraz bağlı UHMWPE geliştirilmiştir.(8,36)

Unutulmaması gereken önemli bir nokta, UHMWPE üzeri metal implantlar arasındaki aşınma miktarı, Co – Cr – Mo alaşımları kullanan metal üzeri metal implantlara göre daha büyük olsa da, eklem yüzeylerindeki aşınmaya bağlı potansiyel problemlerin malzeme kalınlığını artırarak önlenebileceğidir. Bu nedenle, Biomet TMJ protezinin UHMWPE fossasının minimum kalınlığı 4 mm'dir.(53)

Alloplastik TME Protezlerinin Avantajları:

1. Kullanılabilirlik:Stok protezler, kullanıma hazır halde bekletilebilir.
2. Donör saha morbiditesi yoktur.
- 3.Ameliyat süresi azalır.
4. Farklı anatomilere uygundur.
5. Bileşenler, önceki başarısız protezlerden kaynaklanan yabancı cisim parçacıklarına veya yüksek enflamatuar patolojiye duyarlı değildir.
6. Hastalar hemen fizik tedaviye başlayabilir.

Alloplastik TME Protezlerinin Dezavantajları

1. Maliyet.
2. Bileşenlerin uzun ömürlülüğü: Mevcut çalışmalar, alloplastik TME replasman cihazlarının en az 10 ile 20 yıllık bir ömre sahip olduğunu göstermiştir.
3. Malzemelere karşı aşırı duyarlılık görülebilir.
4. Şu anda, yalnızca iskelet olarak uygun hastalar için endikedir.

Alloplastik eklem replasmanının başarılı, uzun süreli implantasyonu, cerrahın yalnızca cihazın in vivo mekanik etkilerini değil, aynı zamanda zaman içinde buna olası herhangi bir biyolojik yanıtı anlamasını gerektirir.

TME protezi yapılan bazı hastalar işlemten sonra kalıcı ağrı yaşarlar. Tatmin edici olmayan sonuçların en yaygın nedeni, intraoperatif teknik hata dışında, periprostetik eklem enfeksiyonudur. Bununla birlikte, metal aşırı duyarlılığı da çözülmemiş ağrının potansiyel bir nedenidir ve bu gibi durumlarda ayırıcı tanıya dahil edilmelidir.(64)

1966'da Foussereau ve Laugier, ilk olarak ekzematöz dermatit ile ortopedik eklem replasman cihazlarının nikel bileşeni arasında bir ilişki olduğunu bildirmişlerdir. Basketter ve ark., "metal implantlar ile metal hassasiyeti arasındaki ilişkinin iyi bir şekilde belgelendiğini, ancak bu reaksiyonların nispeten öngörülemez olduğunu ve ortopedi literatüründe büyük ölçüde tartışıldığını belirtmiştir.(65)

Hastalar çevredeki metallere, ameliyat sırasında paslanmaz çelikten yapılmış aletlere, plaklara, vidalara, diş implantları ve eklem replasmanları gibi implante edilmiş rekonstrüksiyon cihazlarına maruz kalmaktadırlar. Metal hipersensitivitesi yaygın olmamakla birlikte eğer semptomatik ise uygun tanı ve tedavi gerektirmektedir. Bu vakaların teşhisi, tedavisi, preoperatif ve postoperatif yönetimi için tedavi kılavuzlarının eksik olduğu belirtilmektedir.

Metal Hipersensitivitesinin Etiyolojisi

Metal hipersensitivitesi, metal implantlardan salınan metal iyonlarına gecikmiş tip IV aşırı duyarlılık yanıtından kaynaklanmaktadır. Belirli metal bozunma ürünlerine yanıt olarak spesifik bağışıklık sistemi hücreleri (CD4 + T hücreleri) tarafından bir bağışıklık reaksiyonu tetiklenir. İmplant yüzeyleri aşırı duyarlılık reaksiyonlarının nedeni değildir. Enflamatuvar bir tepkiyi ortaya çıkarmak için bağışıklık hücrelerini aktive eden şey implant yüzeylerinden yayılan implant kalıntılarıdır (partiküller ve iyonlar).(66)

Metalik döküntülerin salınımı esas olarak mikro ve nanopartiküller, farklı değerlere sahip iyonlar, kobalt (Co) ve kromdan (Cr) oluşan oksitler şeklindedir. Cadosch ve ark., ve Arnholt ve ark., osteoklast öncüllerinin in vitro olarak çeşitli metaller üzerinde büyüüp farklılaşabildiğini ve daha sonra metal iyonlarını serbest bırakan yüzeyi doğrudan aşındırdığını bildirmiştir. (67,68)

Hasta Özellikleri ve Belirtileri

İmplant edilen tüm metaller, kimyasal bileşimlerine bağlı olarak bir miktar korozyona uğrar. Elektrokimyasal korozyon, konağın bağışıklık sistemini aktive edebilen serbest metal iyonları salınımına sebep olur. Hallab ve ark., cilt ile ilgili metal aşırı duyarlılığı popülasyonun % 10 ile 15'ini etkilerken, implante edilmiş metallerden kaynaklanan bağışıklık tepkisinin çok daha az yaygın olduğunu bildirmiştir. Bu iki durumun birbiri ile ilişkili olabileceği bu yüzden de

TME protezi uygulanması düşünölen hastalara herhangi bir metal alerjisi olup olmadığı sorulması gerektiğini vurgulamıştır. Ayrıca Hallab ve ark., metalik implantlarla ilişkili en yaygın kutanöz reaksiyonların tipik olarak dermatit, egzama ve bazen de ürtiker ve vaskülit şeklinde ortaya çıktığını bildirmişlerdir.(68)

Niki ve ark., yaptıkları prospektif çalışmalarda, kutanöz alerjik reaksiyonlar ve metal duyarlılığı arasındaki ilişkiyi incelemişlerdir. Ortopedik eklem replasmanı yapılan tüm hastaların % 5'inin ve preimplantasyon metal hassasiyeti olan hastaların %21'inin aynı metale yeniden maruz kaldıklarında kutanöz alerjik reaksiyonlar geliştirebileceğini bildirmişlerdir.(69)

Ortopedik literatür, kadınlarda metal alerjilerine karşı açıklanamayan bir eğilim olduğunu vurgulamıştır.(70,71) Dahası, kadın hastalar nikelde daha duyarlı görünürken, erkek hastaların kroma daha duyarlı olduğu gösterilmiştir.(72,73)

Teo ve Schalock, semptomların hafif ile şiddetli dermatit, ürtiker, kaşıntı ve vaskülit formları şeklinde ortaya çıkabilen kontakt dermatitin aksine, implante edilmiş metal alerjisine bağlı semptomların çok daha kötü tanımlandığını ve etiyolojiyi anlamının çok daha zor olduğunu vurgulamışlardır.(74)

Testler

Metalik cihaz implantasyonunun artması, metal aşırı duyarlılığının teşhisi ve yönetimi hakkında endişelere yol açmıştır. Hastaları metal aşırı duyarlılığı açısından değerlendirmek için kullanılabilecek laboratuvar testleri vardır, ancak en iyi zamanlama ve hangi klinik koşullar altında bir hastanın metal alerjisi veya aşırı duyarlılığı için bir çalışma yapılması gerektiği konusunda bir fikir birliği yoktur.

Aşırı duyarlılığı değerlendirmek için 2 test yöntemi, deri yama testi(SPT) ve lenfosit transformasyon testi(LTT) kullanılmaktadır.

2011'de Thyssen ve arkadaşları, SPT'nin bir dizi malzemenin değerlendirilmesinde olanak sağladığını ve kolay kullanımıyla da LTT testinden daha kullanışlı olduğunu belirtmişlerdir.(75) Ancak 2012'de Jacobs, ortopedi cerrahlarının genellikle SPT ile bir implanta verilen bağışıklık yanıtı arasındaki doğrudan korelasyon görmüş fakat implante

edilmiş bir ortopedik cihaza verilen yanıt arasındaki ilişkinin net olmadığını söylemişlerdir.(76)

Gallo ve ark., Munch ve ark., bir alerjene kutanöz maruziyet, metalik bir implantın kapalı ortamında sürekli maruz kalma ile aynı olmadığını bildirmişlerdir.(77,78)

Bravo ve ark. 2016 yılında, 161 diz replasmanı yapılan 127 hastadan oluşan bir kohort çalışmasını bildirmişlerdir. Bu çalışmada, pozitif SPT sonuçları olan hastaların, negatif hastalara göre daha yüksek komplikasyon, reoperasyon veya revizyon oranlarına sahip olmadığını göstermişlerdir.(79) Pozitif ve negatif SPT sonuçları olan hastalarda kontroller arasında postoperatif ağrı raporlarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Basko-Plluska ve ark., ve Fonacier ve ark., SPT'nin diğer dezavantajının ise, alerjen duyarlılığını indüklemeye riski olduğunu belirtmiştir.(80,81)

SPT'nin sınırlamaları, araştırmacıları metal alerjisini doğrulamak için başka testler bulmaya yöneltti. Hallab ve ark., Schalock ve ark., LTT'nin lenfositlerin periferik kan lenfositleri ile kültürlenmiş bir metal iyon uyarıcısının varlığında ve yokluğunda çoğalma kabiliyetini ölçtüğünü belirtmişlerdir. (82)

Alloplastik protez kullanılarak TME total eklem rekonstrüksiyonu (TJR), cerrahi süreyi ve morbiditeyi azaltarak anında fonksiyonel restorasyonla birlikte diğer konservatif eklem rekonstrüksiyon yöntemlerine göre bazı potansiyel avantajlara sahiptir. Ancak alloplastik eklem protez maliyeti, malzeme aşınması ve korozyonu, implantın başarısızlığı, vida kırılması ve/veya gevşemesi, implantın yer değiştirmesi gibi birkaç dezavantajı vardır. Bildirilen tüm komplikasyonların yaklaşık %15.9'unu oluştururlar.(3) Komplikasyonların nedenleri, vidalar ve bağlantı bileşeni arasındaki aşınmaya bağlanabilir. Kusurlu bir alloplastik eklem yerleşimi, mandibulanın karşı tarafında aşırı yüke neden olabilir ve eklem yüzeyini ve ilişkili kasları etkilediği için ağrıya neden olabilir. Vida sayısı ve bunların yeri, mandibular davranış ve protez stres paterni üzerinde etkiye sahiptir. Literatür, alloplastik yanlış hizalanmanın kondiler bileşen yükünü değiştirebileceğini ve dislokasyonuna yol açan vida gevşemesi, mikhareket, alloplastik eklem instabilitesi gibi komplikasyonlar için artmış riski değiştirebileceğini belirtmektedir.(4)

TME protezinin reziduel kemiğe sabitlenmesi sırasında oldukça dikkatli olunmalıdır, çünkü sabitlemek için kullanılan bazı vidalar zamanla etkinliği kaybedebilir ve bu da protezin stabilitesinin azalmasına neden olabilir. TME alloplastik rekonstrüksiyonunun başarısı ve uzun ömürlülüğü, doğrudan protez yerleştirme yerinin stabilitesine, biyouyumluluğa, tasarıma, fonksiyon sırasındaki yüklere karşı dirence, doğru ve aseptik cerrahi tekniğe bağlıdır.(82)

2.2.Kilitli Plak-Vida Sistemleri

Kilitli plak-vida sistemleri otuz yılı aşkın süredir maksillofasiyal cerrahide kullanılmaya rağmen, son on yılda popülerlik kazanmıştır. Fakat in vivo ve in vitro çalışmalarda kilitli ve konvansiyonel vida sistemleri değerlendirilse de çok az klinik çalışmada bu sistemlerinin etkinliği karşılaştırılmıştır.(83)

Kilitli plak-vida sistemleri, plağın alt yüzeyi ile lateral kemik korteksi arasındaki sıkışma kuvvetlerini, konvansiyonel plak-vida sistemlerine kıyasla azaltır. Kilitli plak-vida sistemlerinde, plağın dişli kısmı ile vida arasında kuvvetler üretilir ve bu, stres korumasını sınırlar ve zamanla daha stabil bir fiksasyon sağlar. (84,85)

2.2.1.Kilitli Plak-Vida Sistemlerinin Avantajları ve Dezavantajları:(86)

- İnternal/eksternal fiksator nedeniyle plak adaptasyonunda daha az hassasiyet
- Kemik veya oklüzal ilişkide daha az değişiklik
- Kırık bölgesinde daha fazla stabilite
- Daha az vida gevşemesi
- Kortikal kemikteki kan dolaşımı daha az etkilenir.

Kilitli sistemlerin tek dezavantajı ise maliyetleridir.

Teorik olarak, kilitli plak-vida sistemlerinde vidaların plaktan gevşemesinin olası olmadığı ve vida gevşemesiyle ilişkili inflamatuvar komplikasyonların insidansının azaldığı öne sürülmüştür. Bazı çalışmalarda ise kilitli ve konvansiyonel vida sistemleri arasında gevşemeye bağlı postoperatif komplikasyonlar açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.(87,88)

2.3.Sonlu Elemanlar Analizi(SEA)

SEA, karmaşık mekanik problemlerin daha küçük ve daha basit elemanlara (sonlu eleman) bölünüp her birinin ayrı ayrı kendi içinde çözümlenip bütünleştirilmesiyle problemin analitik olarak çözümlenmesinde kullanılan sayısal bir yöntemdir.

SEA yöntemi ilk kez 1956 yılında uçak mühendisliğinde kullanılmasından itibaren birçok çalışmada kullanılmış ve 1973 yılında Farah ve ark. tarafından diş hekimliğinde ilk kez kullanılmıştır.(89)

2.3.1.Sonlu Elemanlar Analizinin Avantajları:

- Problemi küçük parçalara bölerek karmaşık geometriye sahip cisimlerin analizlerinin yapılmasına olanak sağlar. Böylece daha hassas değerlendirmeler yapılabilir.
- Homojen ve lineer olmayan, anizotropik, zamana ve sıcaklığa bağlı değişim gösterebilen malzemelerin bulunduğu sistemlerde rahatlıkla kullanılabilir.
- Sınır koşullarını belirlemek ve değiştirmek oldukça kolaydır.
- Bağlantı noktalarının fazla olması analizi etkilemez.
- Aynı model birçok farklı problemin çözümünde kullanılabilir.
- Kuvvetin büyüklüğü, yönü, uygulama noktası istenildiği gibi değiştirilebilir, çalışma defalarca tekrarlanabilir.
- Girişimsel bir teknik değildir.

2.3.2.Sonlu Elemanlar Analizinin Dezavantajları:

- Malzeme özelliklerinin iyi tanımlanmaması problemin çözümünü anlamsız kılar.
- Büyük bellekli bilgisayarlara ve zamana ihtiyaç vardır.
- Kullanılan yazılımların sürekli olarak güncellenmesi ihtiyacı bir maliyet ortaya çıkarır.
- Diş ve diş destekleyen dokular tam olarak simule edilemeyebilir.

2.3.3.Sonlu Elemanlar Analiz Yönteminin Aşamaları

Üç Boyutlu Modellerin Elde Edilmesi(Pre-Processing)

Problemin analiz edilebilmesi için ilk aşama, çizgiler, alanlar ve hacimlerden oluşan geometrik modelinin oluşturulmasıdır. Modellerin oluşturulması için rutinde bilgisayarlı tomografi(BT) ve manyetik rezonans görüntüleri(MRG) üzerinden veya üç boyutlu tarayıcıdan elde edilen veriler üzerinden çalışılır. Elde edilen model boyut ve geometrisine uygun olarak elemanlara bölünerek ağ model(mesh) oluşturulur. Ağ oluşturma işlemi ile elemanların ve bu elemanları birleştiren düğüm noktalarının(nod) koordinatları oluşturulur. Sonlu elemanlar, hassas bir hesaplama için izin verecek kadar küçük ve basit yapılı olmalıdır.(90) Özellikle ölçümlerin yapılacağı bölgelerde ağ yapısının sıklaştırılması gerçeğe daha yakın sonuçların elde edilmesini sağlar.

Verilerin Programa Aktarılması(Analiz)

Analiz aşamasının en önemli noktası, sınır koşullarının doğru uygulanmasıdır. Sınır koşullarında herhangi bir hata olması durumunda sonuçların güvenilirliği ve geçerliliği zarar görmektedir. İlk belirlenmesi gereken sınır koşulu cismin hangi noktadan sabitleneceği ve kuvvetlerin hangi noktalardan uygulanacağıdır. Diğer bir önemli nokta ise hangi açı, yön ve şiddette kuvvetlerin uygulanacağıdır. Modelleri oluşturan materyallerin young modülü, poisson oranı gibi mekanik özellikleri de sisteme yüklenmesi gereken verilerdir.

Analizin Çözümlemesi(Postprocessing)

SEA yönteminde farklı yükleme koşulları, farklı tasarımlar ve farklı materyaller kullanılarak farklı değişkenlere ilişkin asal gerilimler, eksensel gerilimler, yer değiştirme değerleri, deformasyon değerleri veya eşdeğer gerilimleri gibi veriler elde edilebilir. Analiz yapılırken mutlaka materyalin mekanik özellikleri de göz önünde bulundurulmalıdır. Kırılgan materyallerin değerlendirilmesinde asal gerilim değerleri kullanılır. Esneyebilen materyallerin plastik deformasyonun analizinde von mises değerleri kullanılır. Bu değerler ile tüm yapının veya belirli bir yüzeyin tamamında oluşan stres hakkında bilgi elde edilir ayrıca uygulanan kuvvetler karşısında materyalin kalıcı deformasyon gösterip göstermeyeceğini belirleyen yield noktasının aşıp aşılmadığı da bu kontrol edilebilir.(90) Sonuçlar düğüm noktası veya

eleman bazında tablolar halinde veya renkli grafiklerle görselleştirilebilir.

2.3.4.Sonlu Eleman Analizinde Temel Mekanik Kavramlar

Gerilim(stres)

Katı mekaniği kapsamında kullanığımız anlamıyla stres(gerilim), birim alana etki eden kuvvet miktarını temsil eder.(91)Stres'in birimi N/M^2 (Paskal) şeklinde ifade edilir.

Bir cisim üzerine etki eden kuvvetler, üç farklı türde gerilim ortaya çıkarabilir.

Çekme Gerilimi(Tensile Stress)

Çekme gerilimi, malzemeyi kuvvet yönünde uzatacak şekilde, yüzey alanına dik yönde kuvvet uygulanmasıyla ortaya çıkar. Uygulanan kuvvet miktarı sabit kalsa da, kuvvetin uygulandığı alanın büyüklüğüne bağlı olarak gerilim değeri değişim gösterebilir. Dolayısıyla, malzemenin kesit alanındaki çok ufak değişimler bile malzeme boyunca gerilimin farklılık göstermesine yol açabilir. Her ne kadar sünek malzemeler bu gerilim dalgalanmalarını bir dereceye kadar tolere edebiliyor olsalar da, bu dalgalanmalar kırılğan malzemelerin beklenenden daha erken kırılmasına yol açabilir.

Baskı Gerilimi(Compressive Stress)

Baskı gerilimi yaratmak için yine yüzey alanına dik yönde, fakat malzemeyi sıkıştıracak şekilde kuvvet uygulanması gerekmektedir. Çekme ve baskı gerilimleri uygulandıkları yüzeylere dik etki ettikleri için, bu iki gerilim türün 'normal gerilimler' olarak adlandırılır.

Kesme Gerilimi(Shear Stress)

Kesme gerilimi ise, malzemenin iki zıt yüzeyinin birbirine paralel ve ters yönde kaymalarını sağlayacak şekilde kuvvet uygulanmasıyla ortaya çıkan kuvvettir.

Bileşik Gerilme Durumu

Maddelerin maruz kaldığı kuvvetlerin tek tipte gerilmeler oluşturması pek de mümkün değildir. Materyallere uygulanan kuvvetler sonucunda genellikle üç tip gerilmenin bir arada olduğu bileşik gerilme durumu meydana gelir.

Asal Gerilim Değerleri

Kesme geriliminin sıfır olduğu durumunda üç boyutlu elemanların asal gerilim(principle stress) değerleri elde edilir. Bu koşullar altında oluşan çekme gerilimleri maksimum asal gerilim olarak, sıkışma gerilimleri ise minimum asal gerilimler olarak isimlendirilir.

Gerinim(Strain)

Gerinim, yük altındaki bir malzemenin, yük uygulanmadan önceki duruma kıyasla şeklini ne oranda değiştirdiğini ifade eden terimdir. Burada kullanılan anlamıyla şekil değişimi biçimsel bir değişimi değil, daha ziyade şekildeki niceliksel bir değişimi ifade eder. Dolayısıyla gerinim, bir malzemedeki şekil değişimini matematiksel olarak ifade edebilmemizi sağlar.

Gerinim, uygulanan kuvvet ile aynı yönde oluşuyorsa, bu gerinimi, aynı gerilim gibi, normal gerinim olarak değerlendirilir. Normal gerinimden farklı olarak, eğer malzeme üzerine bir kesme kuvveti etki ediyorsa, malzemede açisal bir şekil değişikliği, ya da bir açisal çarpılma (angular distortion) meydana gelir.

Kuvvetler karşısında ortaya çıkan bu deformasyon kuvvet kaldırıldıktan sonra eski durumuna dönebiliyorsa ‘elastik deformasyon’, uygulanan gerilmenin malzemenin elastik sınırını aşması sonucunda ise kalıcı deformasyon meydana gelir ki buna ‘plastik deformasyon’ adı verilir.

Esneklik Katsayısı(Young Modülü)

Esneklik katsayısı değeri, malzemede oluşan gerilim ile gerinim arasındaki orandır. Cisimlerin sertliği hakkında bilgi verir. Kg/cm³ cinsinden ölçülmektedir ve her maddenin kendine ait bir esneklik katsayısı değeri vardır ve birimi Gigapaskaldır(GPa).

Esneklik katsayısı=gerilim/gerinim

Başke bir deyişle young modülü, bir malzemeye uygulanan kuvvet yönünde oluşan deformasyona karşı direnç gösterebilme yeteneğidir.

Poisson oranı

Poisson oranı, uygulanan kuvvete dik yönde oluşan deformasyona karşı direnç gösterebilme yeteneğinin ölçütüdür.(92) Başka bir deyişle, bir cismin üzerindeki enine daralmanın boyuna uzamaya oranıdır. Poisson oranı tüm maddeler için 0 ile 0.5 arasındadır.

Von Misses Gerilimi(Eşdeğer Gerilim)

Şekillendirilebilir materyaller için şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanan von misses gerilimi, materyaller üzerinde oluşan stres dağılımları ve yoğunlaşmaları hakkında bilgi verir. Von mises gerilimi, iki veya üç boyutta oluşan stresleri birleştirerek, tek yönde yüklenen materyalin çekme dayanıklılığını ölçer. Bu değer, kırılma dayanıklılığının ölçüldüğü analizlerde kullanılabilir fakat sıkışma ve çekme geriliminin ölçüldüğü analizlerde kullanılamaz.

Lineer Elastik Cisim

Stres ile birim uzamanın, uygulanan kuvvetler ile doğru orantılı olarak değiştiği varsayılan cisimlerdir.(93)

Homojen Cisim

Materyalin farklı noktalarında aynı elastik özelliğin mevcut olduğunun kabul edilmesidir. Homojen cisimler, mekanik özelliklerin yapısal her elemanda benzer olduğu cisimlerdir.

İzotropik Cisim

Üzerlerine uygulanan kuvvetin doğrultusundan bağımsız olarak, her bir bölgesinde aynı fiziksel özelliği gösteren cisimleri ifade eder.(94)

3.MATERYAL VE METOD

Çalışmamızın amacı, oluşturan 4 farklı TME protezi modelinde, ramus komponentinin bütün vida deliklerine konvansiyonel veya kilitli vida yerleştirilmesi ile oluşan stres dağılımı ile ramus komponentindeki en üstte yer alan vidanın yerleştirilmemesi ile oluşan stres dağılımının SEA analizi kullanılarak karşılaştırılmasıdır.

Analiz sonucunda elde edilen veriler, TME protezinin fossa ve ramus komponentleri üzerinde oluşan von Misses stres değerleri, kilitli ve konvansiyonel vidalarda oluşan Von Misses stres değerleri, vidalar etrafındaki kortikal ve spongios kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilim değerleri değerlendirilmiştir.

Model 1: Tüm vida delikleri dolu ve konvansiyonel vida kullanılmıştır.

Model 2:Tüm vida delikleri dolu ve ramus komponentinde kilitli vida kullanılmıştır.

Model 3:Ramus komponentinin en üst vida deliği boş , diğer tüm deliklerde konvansiyonel vida kullanılmıştır.

Model 4:Ramus komponentinin en üst vida deliği boş, ramus komponentindeki vidalara kilitli vida, fossa komponentinde ise konvansiyonel vida kullanılmıştır.

Üç boyutlu SEA'nin gerçekleştirilmesi için aşağıdaki aşamalar sırasıyla takip edilmelidir.

1-Üç boyutlu modellerin elde edilmesi

2-Ağ yapısının oluşturulması

3-Element ve düğüm noktalarının belirlenmesi

4- Sınır koşullarının belirlenmesi

5-Analizin yapılması

6-Analizin çözümlenmesi

Üç Boyutlu Modellerin Elde Edilmesi

3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elementler stres analizi işlemi için Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu taramadan,

Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanılmıştır.

Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına aktarılmıştır. .stl formatı 3d modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgileri de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve Posison oranı) değerleri verilmiştir.

Ağ Yapısının Oluşturulması

Çalışmamızdaki modellerin ağ yapısı serbest yöntem ile oluşturulmuştur. Çalışmamızda TME protezinin fossa ve ramus komponenti, kilitli , konvansiyonel vidalar ayrıca vidaların etrafındaki kortikal kemik bölgesinde ağ miktarı yoğunlaştırılmıştır.

Eleman ve Düğüm Noktalarının Belirlenmesi

Modeller için kullanılan düğüm ve eleman sayıları bu şekildedir:

	Düğüm	Eleman
Model 1	382093	1773148
Model 2	382093	1773174
Model 3	381376	1769842
Model 4	381376	1769863

Materyal Özellikleri

VR Mesh’de yazılımında yapılan modeller, Algor yazılımına .stl şeklinde yüzey verisi olarak atılmıştır. Algor yazılımında analizlerinin yapılabilmesi için, içi dolu şekilde meshlenmesi gerekmektedir.

Meshleme işleminde, modeller mümkün olabildiğince 8 düğüm noktalı (brick tipi) elemanlardan oluşturulmuştur. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için daha az düğüm noktalı elemanlar kullanılmıştır. Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmasına çalışılmıştır. Çene modellerinde bulunan ve analiz işlemini zorlaştıran dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirilmiştir.

Burada modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrildi. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanır. 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılır.

Tüm modeller lineer, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edildi. Bir materyalin homojen olması, mekanik özelliklerinin yapısal her elemanda benzer olduğunu gösterir. İzotropik ise, yapısal elemanın her yönde materyal özelliklerinin aynı olduğu durumu tanımlamaktadır. Linear elastisite; yapının deformasyon veya strain’inin uygulanan kuvvetler altında oransal olarak değişkenlik göstermesidir.

Çalışmanın gerçekçi sonuçlar vermesi için programın el verdiği ölçüde, seçtiğimiz çene kemiğinin modelinin boyutlarını göz önüne alarak mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçilmiştir.

Çalışmada tedarik edilen implant ve protez parçaları SmartOptics 3 boyutlu tarayıcısı ile 3 boyutlu olarak tarandı. .stl formatında elde edilen modeller, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N ,Seattle, WA 98103 USA) yazılımına gönderildi. Rhino yazılımında Boolean yöntemi ile protez alt ve üst parçaları, implant vidaları ve kemik dokuları arasında uyumlandırma yapıldı ve kuvvet aktarımı sağlandı.

Kemik dokularının modellenmesi için, öncelikle bir hastanın tomografisi çekildi. Tomografi çekiminde 3M Iluma CBCT cihazı kullanıldı. Çekimce 120KvP 3.8mA değerlerinde 40 saniyelik çekim modu kullanıldı.

Çekilen filmler, 3d-doctor yazılımına atıldı ve burada “Interactive Segmentation” yöntemi ile Hounsfield Değerlerine bakılarak kemik dokusu ayrıştırıldı.

Yapılan ayrıştırma işleminden sonra “3d Complex Render” yöntemi ile 3 boyutlu model elde edildi ve bu şekilde kemik dokusu modellenmiş oldu. Kemik dokusundan ofset yöntemi ile spongioz kemik elde edildi ve gerekli uyumlamaların yapılması ile kuvvet aktarımı sağlanmış oldu. Bu şekilde mandibula kortikal kemik, spongioz kemik protez alt parçaları ve implantlar gerçek morfolojisini yansıtacak biçimde modele taşındı. Yapılan modellemeler Rhinoceros yazılımında modeller 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirildi ve modelleme işlemi tamamlanmış oldu. Rhino’da yapılan modellemeler, 3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarıldı.

Sınır Koşullarının Belirlenmesi

Model çene kemiğinin alt ve arka kısmından her DOF (Degree of freedom)’da 0 harekete sahip olacak şekilde sabitlenmiştir.

Sonlu elemanlar stres analizleri sonunda Fempro bilgisayar programı, oluşan 25 farklı stresin değerini verebilmektedir. Önemli olan hangi stres değerinin değerlendirileceği ve elde edilen stres değerlerinin hangi kriterler ile karşılaştırılacağı bilinmesidir. Uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan stresler normal stresler (gerilme ve sıkışma stresi- σ ile sembolize edildi) ve kesme stresleri (τ ile sembolize edildi) olmak üzere iki grupta toplanır.

Bir adet üç boyutlu stres elemanının x, y, z düzlemlerine bir adet normal stres ve iki adet kesme stresi etki eder. Kesme stresler, $\tau_{xy} = \tau_{yx}$, $\tau_{yz} = \tau_{zy}$, $\tau_{xz} = \tau_{zx}$ şeklinde gösterilebilir. Dolayısıyla herhangi bir üç boyutlu elemanın stres durumu tamamen üç normal ve üç kesme stres komponenti şeklinde tanımlanır.

Üç boyutlu elemanlarda en büyük stres değeri bütün kesme stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğunda normal streslere Principle Stres denir. Principle Stres; maksimum principle stres, intermediate principle stres ve minimum principle stres olarak 3’e ayrılır. Genelde σ_1 en büyük pozitif değeri, σ_3 en küçük negatif değeri ve σ_2 ise ara bir değeri göstermektedir. Bu değerleri sıraya koyacak olunursa; $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ şeklinde bir sıralama ortaya çıkar.

σ_1 : Maksimum principle stresi simgeler, pozitif değerdir ve tipik olarak en yüksek gerilme stresini simgeler.

σ_3 : minimum principle stresi simgeler, negatif değerdir ve tipik olarak en yüksek sıkışma stresini simgeler.

Analiz sonuçlarında artı değerler gerilme streslerini, eksi değerler ise sıkışma streslerini belirtmektedir. Bir stres elemanında hangi stres tipinin mutlak değeri daha büyük ise, stres elemanı o stres tipinin etkisi altındadır ve değerlendirilmesi gerekende o stres tipidir.

Kırılgan materyaller için principal stres değeri önemlidir. Çünkü Maksimum principle stres, en yüksek gerilme dayanıklılığına eşit veya daha büyük değerde olduğunda ve minimum principle stresin mutlak değeri, en yüksek sıkışma dayanıklılığına eşit veya daha büyük olduğu zaman başarısızlık oluşur.

Von Mises Stres, metal gibi çekilebilir (ductile) materyaller için, deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır ve 3 principle stres değerinden hesaplanır;

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

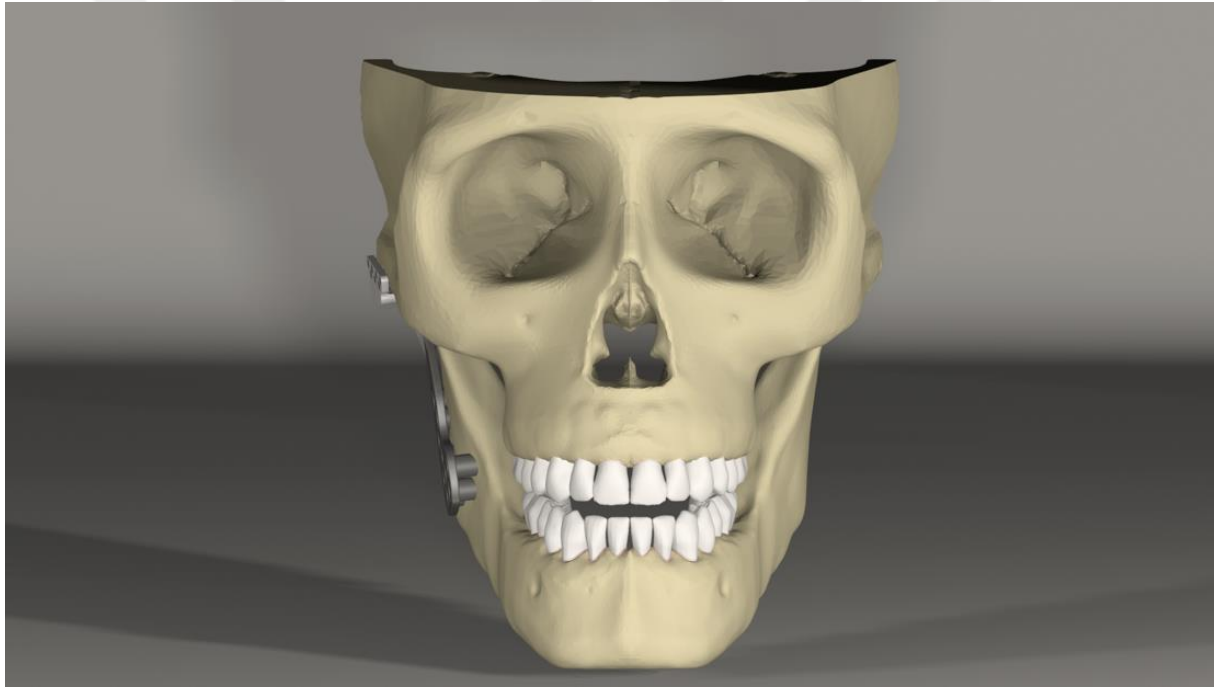
Bu sayede arayüz bağlantılarında oluşan stresler nitelik ve nicelik yönünden değerlendirilebilir. Ayrıca Von Mises Stres değerleri stres dağılımlarını ve yoğunlaşmaları hakkında genel bir bilgi edinmek amacıyla değerlendirilebilir.

Yükleme Koşulları

Çiğneme sırasında etkili olan ve TME ile ilişkili kasların kuvvet bileşenleri tabloda gösterilmiştir. Kasların TME'ye yapışma yerleri dikkate alınarak kuvvetler şekil tablo 1'de gösterildiği gibi modeller üzerinde simule edilmiştir.

Kas	Uygulanan Kuvvet		
	x	y	z
Derin massater	7,78 N	127.23 N	22.68 N
Yüzeyel massater	12.87 N	183.50 N	12.11 N
Medial pterygoid	140.38 N	237.80 N	-77,3 N
Anterior temporal	0.06 N	0.37 N	-0,13 N
Medial temporal	0.97 N	5.68 N	-7,44 N

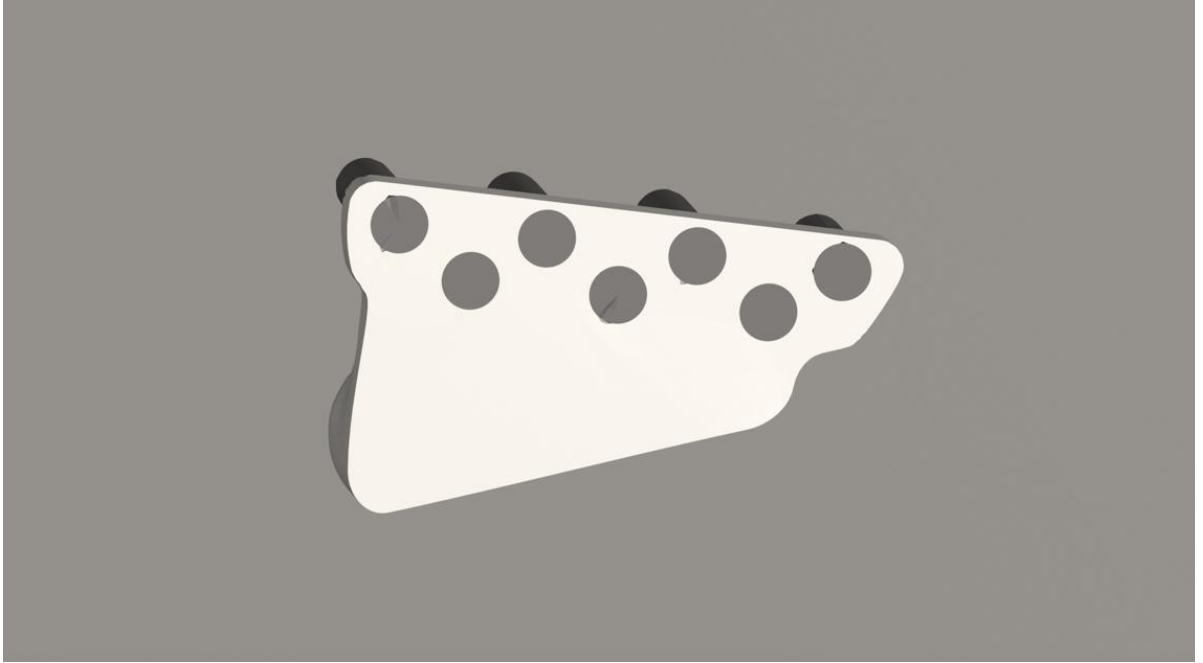
Tablo 1 :Uygulanan kas kuvvetlerinin değerleri ve yönleri



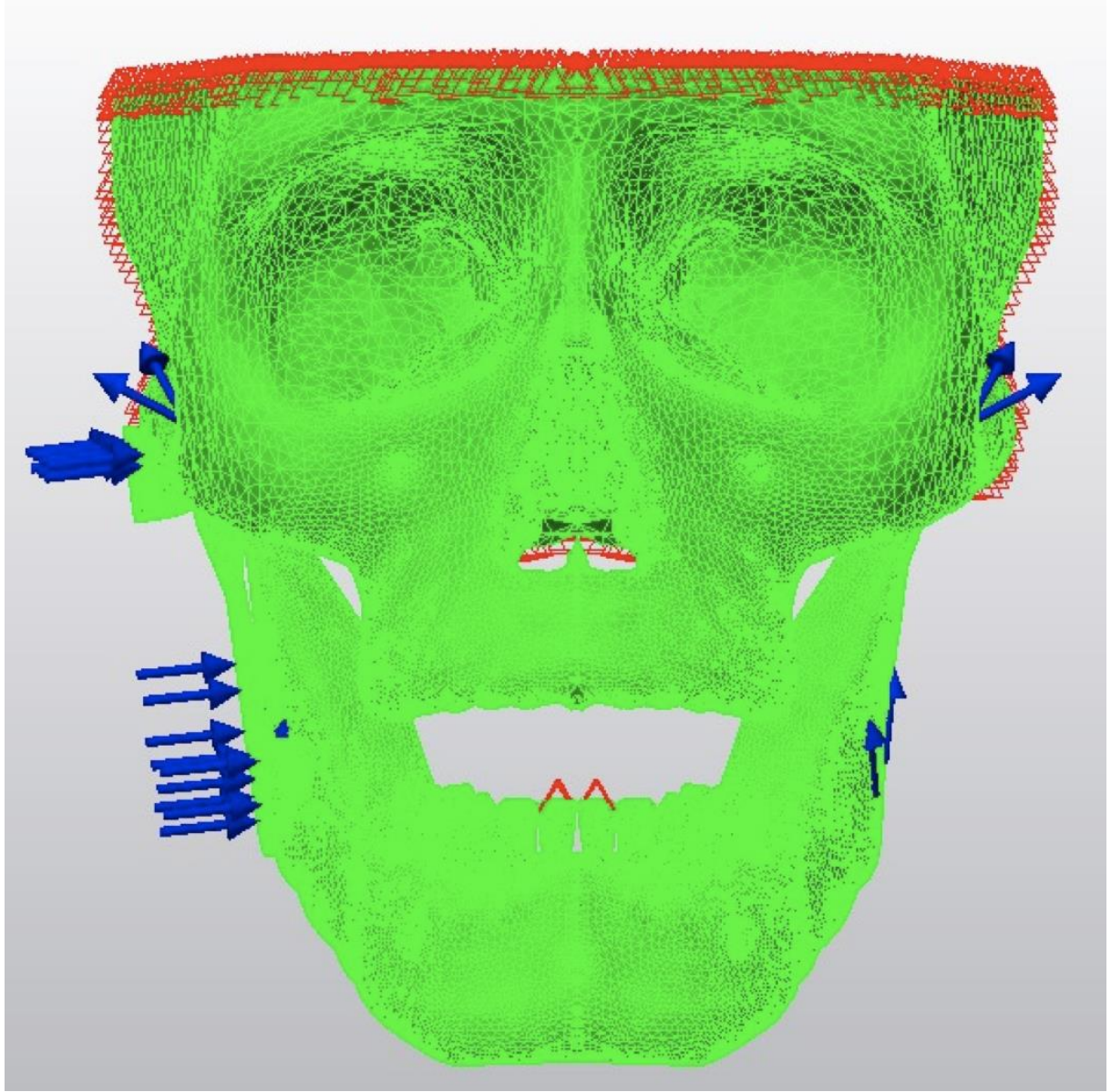
Şekil 4:Kafa iskeleti modeli



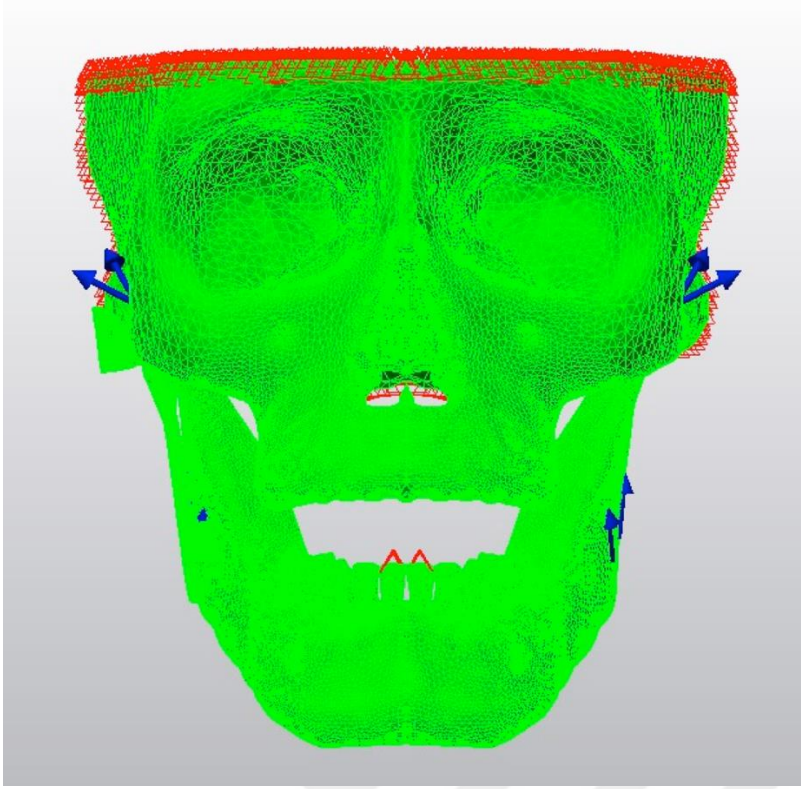
Şekil 5: Ramus komponentinin üç boyutlu modeli



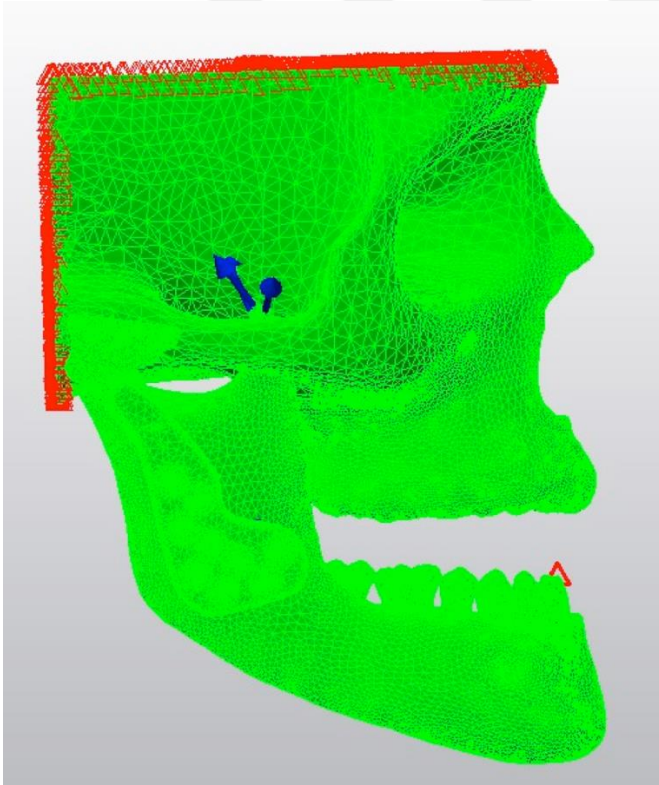
Şekil 6: Fossa komponentinin üç boyutlu modeli



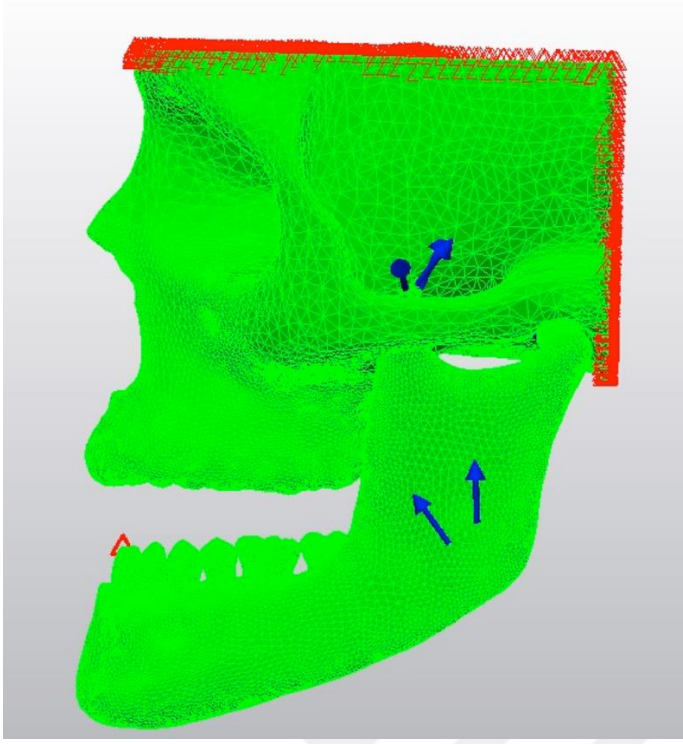
Şekil 7: Farklı kasların oluşturduğu kuvvet vektörleri ve hareket kısıtlamaları



Şekil 8: Farklı kasların oluşturduğu kuvvet vektörleri ve hareket kısıtlamaları



Şekil 9: Farklı kasların oluşturduğu kuvvet vektörleri ve hareket kısıtlamaları



Şekil 10: Farklı kasların oluşturduğu kuvvet vektörleri ve hareket kısıtlamaları

4.BULGULAR

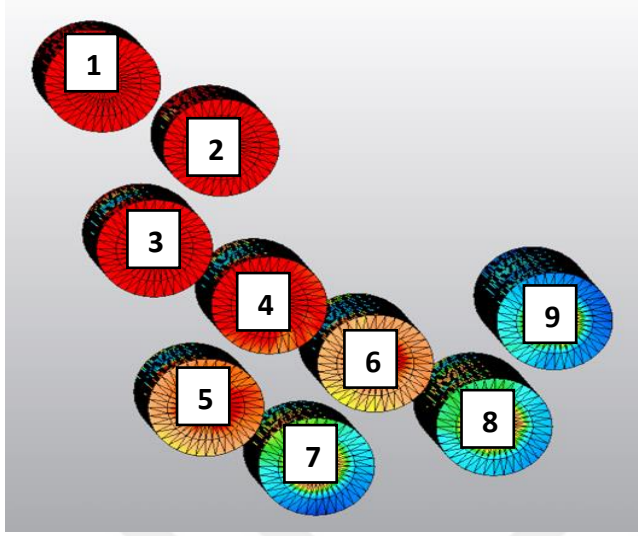
Modellerdeki Ramus Komponentlerindeki Vidaların Von Mises Stres Değerleri

Çalışmada uygulanan yükler altında TME protezinin ramus komponentindeki vidalarda oluşan von Mises stres değerleri karşılaştırıldığında maksimum değer Model 1’de en üst vida üzerinde 1523.47 MPa olarak ölçülmüştür. Model 2(224.3 MPa) ile karşılaştırıldığında kilitli vida kullanılmasının vidalarda oluşan von Mises streslerini önemli ölçüde azalttığı ve vidalardaki yüksek gerilim sıralamasının değiştiği görülmüştür.

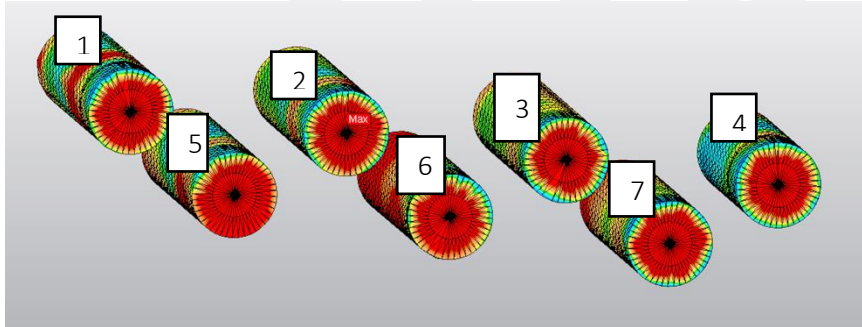
En yüksek stres oluşan ramus komponentinin en üst vida deliğinin boş bırakıldığı durumda ise, yine Model 3(1290.7 MPa)’de oluşan von Mises stresinin kilitli vida kullanılan Model 4(240.3 MPa) ile karşılaştırıldığında önemli derecede yüksek olduğu görülmüştür. Ve yine en yüksek stres oluşan vida sıralamasının iki modelde birbirinden farklı olduğu görülmüştür. En üst vida deliğinin boş bırakıldığı durumda konvansiyonel vidalar üzerindeki stres azalırken, kilitli vidalar üzerindeki stres az miktarda artmıştır.

Modellerde Fossa Komponentlerindeki Vidaların Von Mises Stres Değerleri

Çalışmada uygulanan kuvvetler altında TME protezinin fossa komponentindeki vidalar üzerinde oluşan von Mises stres değerleri karşılaştırıldığında, maksimum değer Model 1’de 2. vida deliği üzerinde 539.417 MPa olarak ölçülmüştür. Buna ek olarak tüm modellerde oluşan en yüksek von Mises stres değerleri birbirleriyle hemen hemen aynı olarak ölçülmüştür.

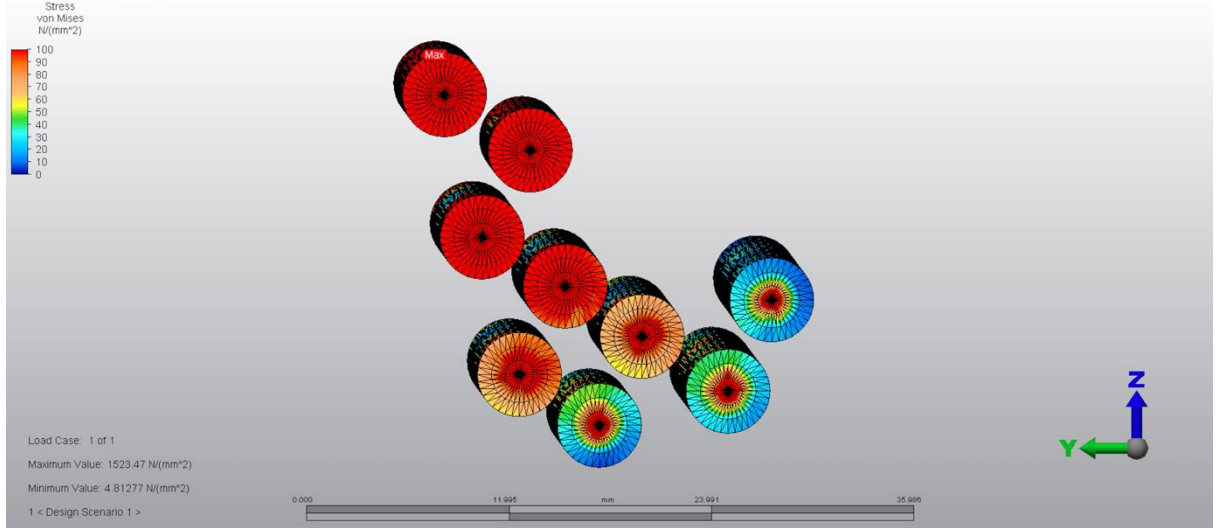


Şekil 11: Ramus komponentindeki vidaların numaralandırılması

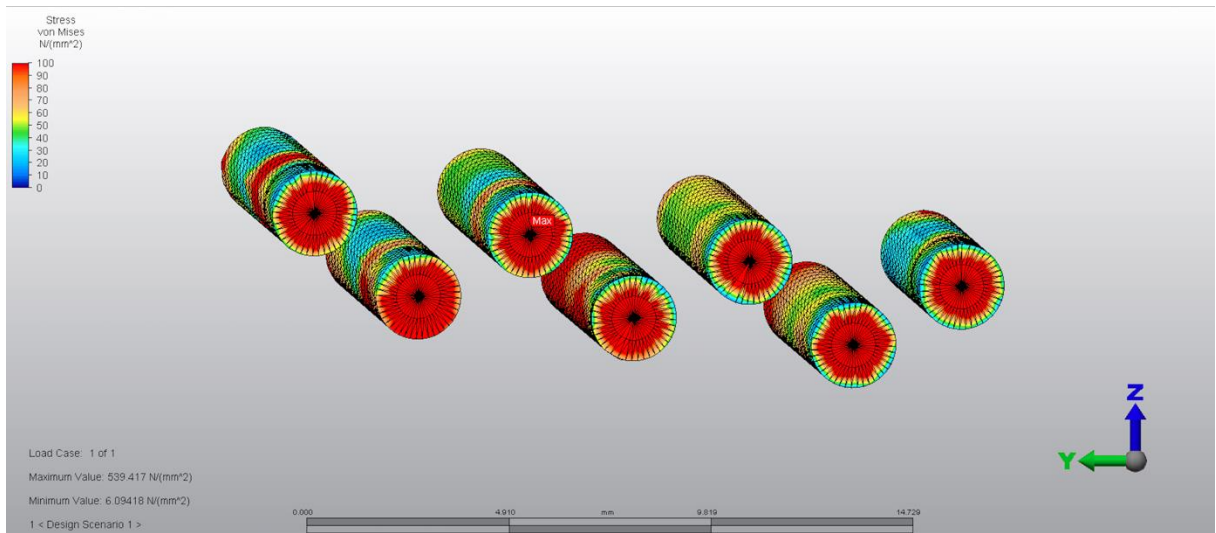


Şekil 12: Fossa komponentindeki vidaların numaralandırılması

Model 1



Şekil 13: Model 1’de ramus komponentinde vidalarda oluşan von Mises stres dağılımı

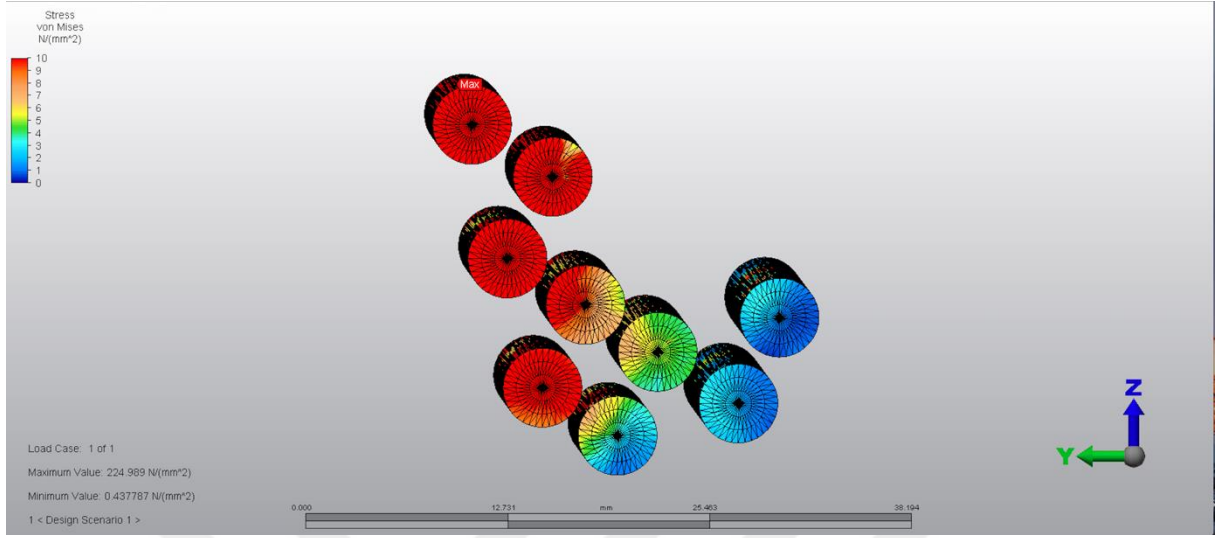


Şekil 14: Model 1’de fossa komponentinde vidalarda oluşan von Mises stres dağılımı

Model 1'de oluşan maksimum von Mises stres değerleri	Ramus komponenti	Fossa komponenti
1. vida	1523.4 MPa	416.4 Mpa
2. vida	292.9 MPa	539.4 MPa
3. vida	203.1 MPa	350.4 MPa
4. vida	157.7 MPa	492.3 MPa
5.vida	148.9 MPa	446.5 MPa
6. vida	148.6 MPa	346.5 MPa
7. vida	174.0 MPa	438.3 MPa
8. vida	187.7 MPa	-
9. vida	156.4 MPa	-

Tablo 2: Model 1'de ramus ve fossa komponentinde yer alan vidalarda oluşan maksimum von Mises stres değerleri

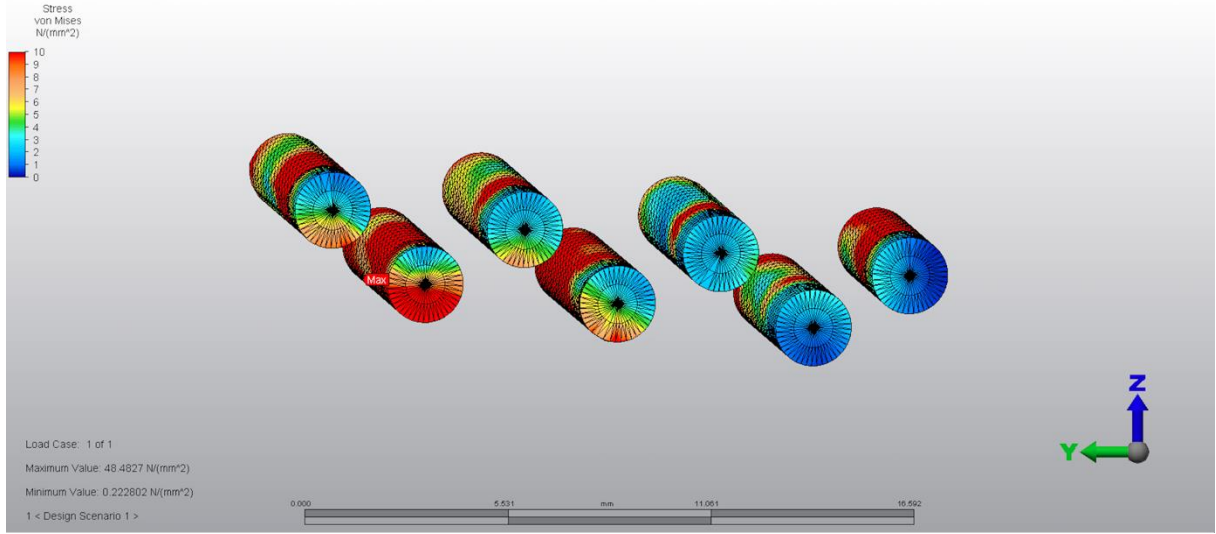
Model 2



Şekil 15: Model 2’de ramus komponentinde vidalarda oluşan von Mises stres dağılımı

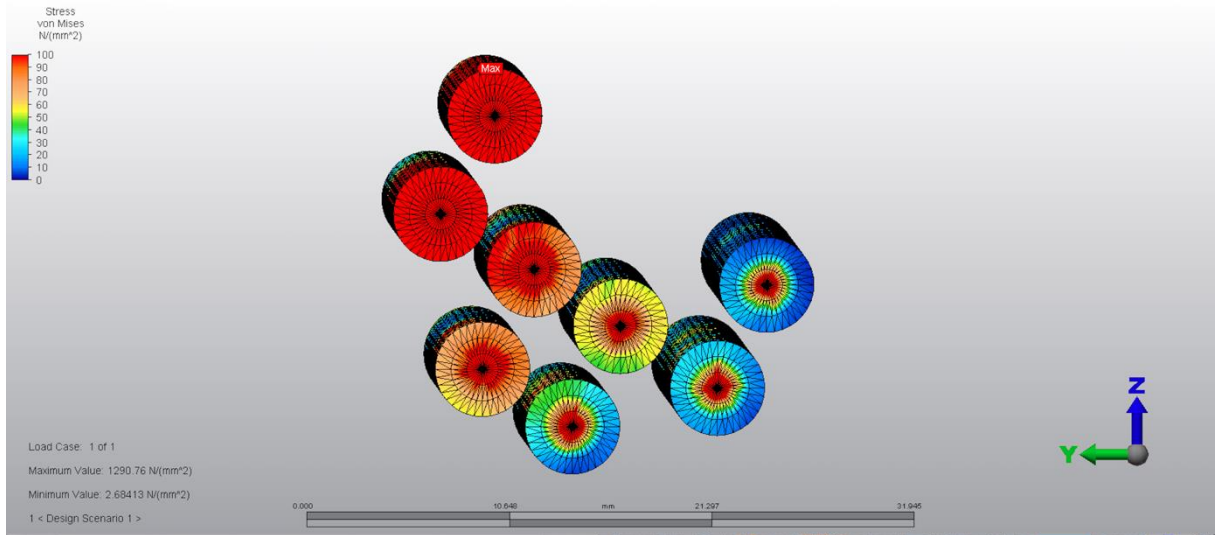
Model 2’de oluşan maksimum von Mises stres değerleri	Ramus komponenti	Fossa komponenti
1. vida	224.3 MPa	412.3 MPa
2. vida	74.9 MPa	538.6 MPa
3. vida	28.5 MPa	337.1 MPa
4. vida	23.1 MPa	492.9 MPa
5.vida	28.5 MPa	381.0 MPa
6. vida	50.5 MPa	348.6 MPa
7. vida	77.7 MPa	433.2 MPa
8. vida	9.9 MPa	-
9. vida	15.2 MPa	-

Tablo 3: Model 2’de ramus ve fossa komponentinde yer alan vidalarda oluşan maksimum von Mises stres değerleri

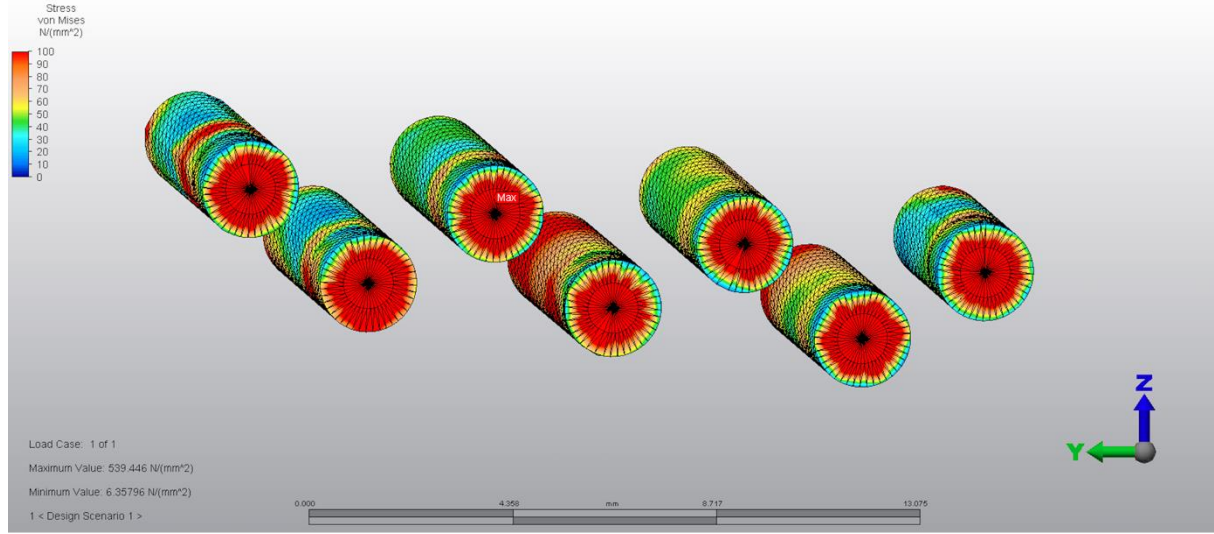


Şekil 16: Model 2 'de fossa komponentinde vidalarda oluşan von Mises stres dağılımı

Model 3



Şekil 17: Model 3 'de ramus komponentinde vidalarda oluşan von Mises stres dağılımı

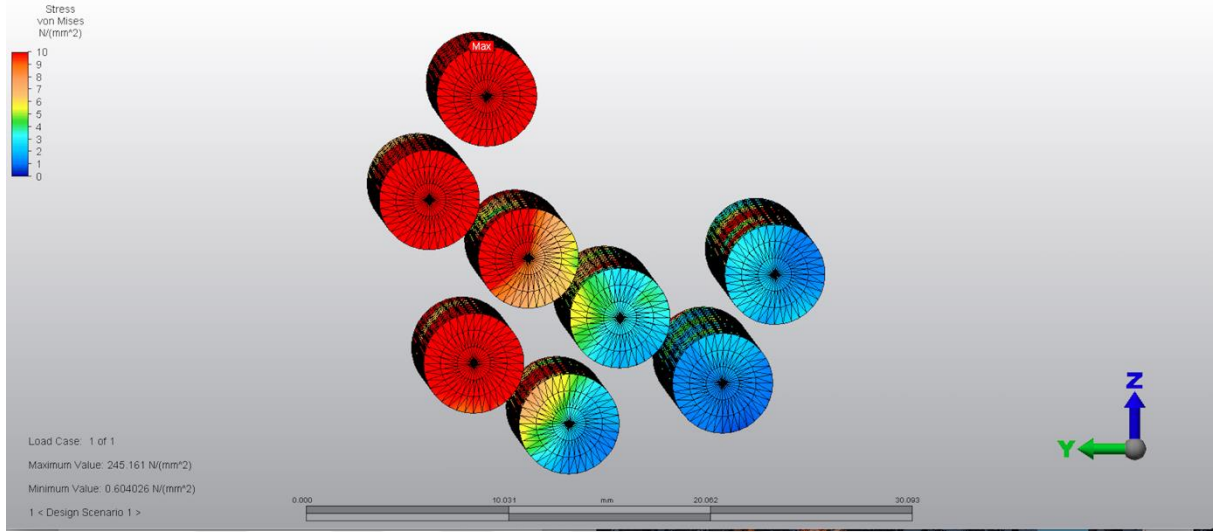


Şekil 18: Model 3’de fossa komponentinde vidalarda oluşan von Mises stres dağılımı

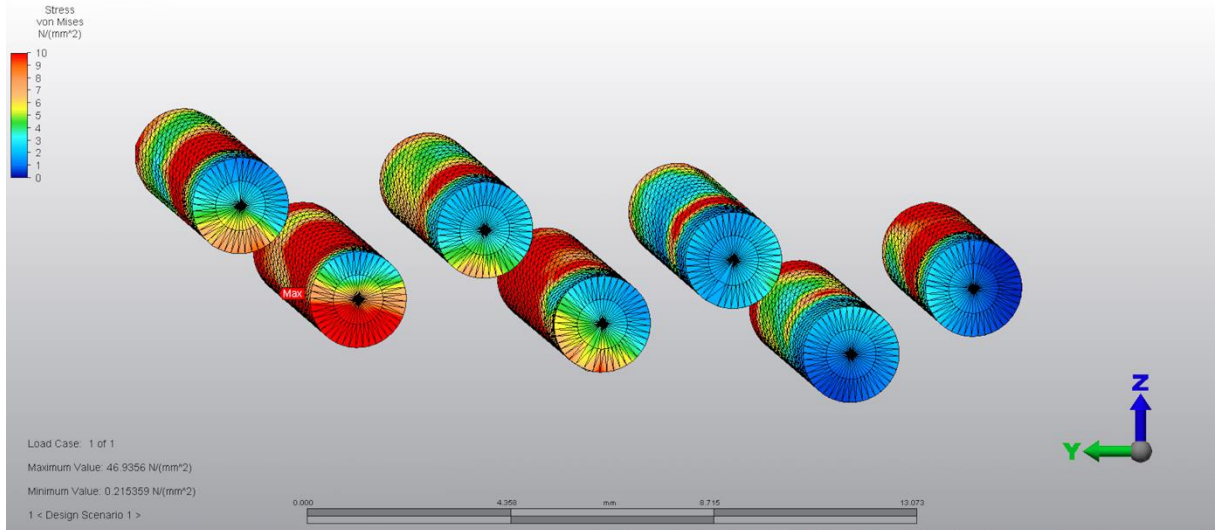
Model 3’de oluşan maksimum von Mises stres değerleri	Ramus komponenti	Fossa komponenti
1. vida	-	415.4 MPa
2. vida	1290.7MPa	539.4 MPa
3. vida	548.9 MPa	350.3 MPa
4. vida	153.0 MPa	492.2 MPa
5.vida	147.3 MPa	401.7 MPa
6. vida	144.9 MPa	344.3 MPa
7. vida	174.9 MPa	436.7 MPa
8. vida	179.9 MPa	-
9. vida	179.9 MPa	-

Tablo 4: Model 3’de ramus ve fossa komponentinde yer alan vidalarda oluşan maksimum von Mises stres değerleri

Model 4



Şekil 19: Model 4’de ramus komponentinde vidalarda oluşan von Mises stres dağılımı



Şekil 20: Model 4’de fossa komponentinde vidalarda oluşan von Mises stres dağılımı

Model 4’de oluşan maksimum von Mises değerleri	Ramus komponenti	Fossa komponenti
1. vida	-	412.3 MPa
2. vida	240.3 MPa	538.6 MPa
3. vida	68.1 MPa	348.6 MPa
4. vida	21.6 MPa	492.8 MPa
5.vida	31.2 MPa	380.8 MPa
6. vida	55.6 MPa	337.0 MPa
7. vida	92.8 MPa	433.2 MPa
8. vida	15.1 Mpa	-
9. vida	23.8 Mpa	-

Tablo 5: Model 4’de ramus ve fossa komponentinde yer alan vidalarda oluşan maksimum von Mises stres değerleri

Fossa Komponentinde Meydana Gelen Von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi

Çalışmada uygulanan kuvvetler altında TME protezinin fossa komponentinde meydana gelen von Mises stresleri karşılaştırıldığında en yüksek değerin 254.749 MPa ile model 1’de olduğu görülmüştür. Bu değerin kilitli vida sistemi kullanılan model 2’de oluşan maksimum stres değerinden (69.4 MPa) oldukça yüksek olduğu görülmüştür. Benzer farklılık model 3 (215.77 MPa) ve model 4’te (67.4 MPa) görülen maksimum von Mises stres değerleri arasında da oluşmuştur. Ramus komponentindeki 1 vida eksikliği, fossa komponentinde oluşan von Mises stres değerlerini hem kilitli hem de konvansiyonel vida tasarımlarının kullanıldığı modellerde azalmıştır. Ayrıca tüm modellerde en yüksek von Mises stres değerinin 1. vida deliğinin posterior kısmındaki bölgede oluştuğu görülmüştür.

Ramus Komponentinde Meydana Gelen Von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi

Çalışmada uygulanan kuvvetler altında en yüksek von Mises stres değerinin model 3’de (2574.15 MPa) olduğu görülmüştür. Bu değer ramusta tüm vida deliklerinin kullanıldığı

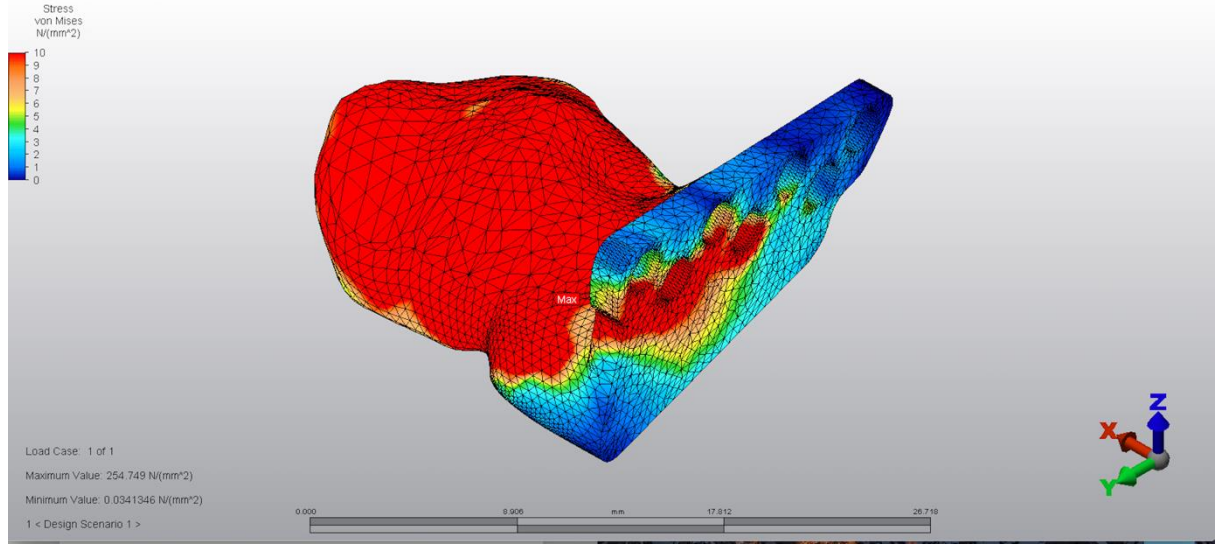
Model 1(1830.5 MPa) ile karşılaştırıldığında oldukça yüksek olduğu görülmüştür. Konvansiyonel vida sistemlerinde meydana gelen bu değer kilitli vida sisteminin kullanıldığı Model 2(248.06 MPa) ve model 4(373.5 MPa)'den oldukça yüksektir. Ramus komponentinde 1 vida eksikliğinin ramus komponentindeki von Mises stres değerlerini hem kilitli hem de konvansiyonel vida kullanılan modellerde arttırdığı görülmüştür.

Fossa Komponenti	Maksimum Von Misses	Minimum Von Misses
Model 1	254.7 MPa	0.04 MPa
Model 2	69.42 MPa	0.01 MPa
Model 3	215.77 MPa	0.03 MPa
Model 4	67.40 MPa	0.06 MPa

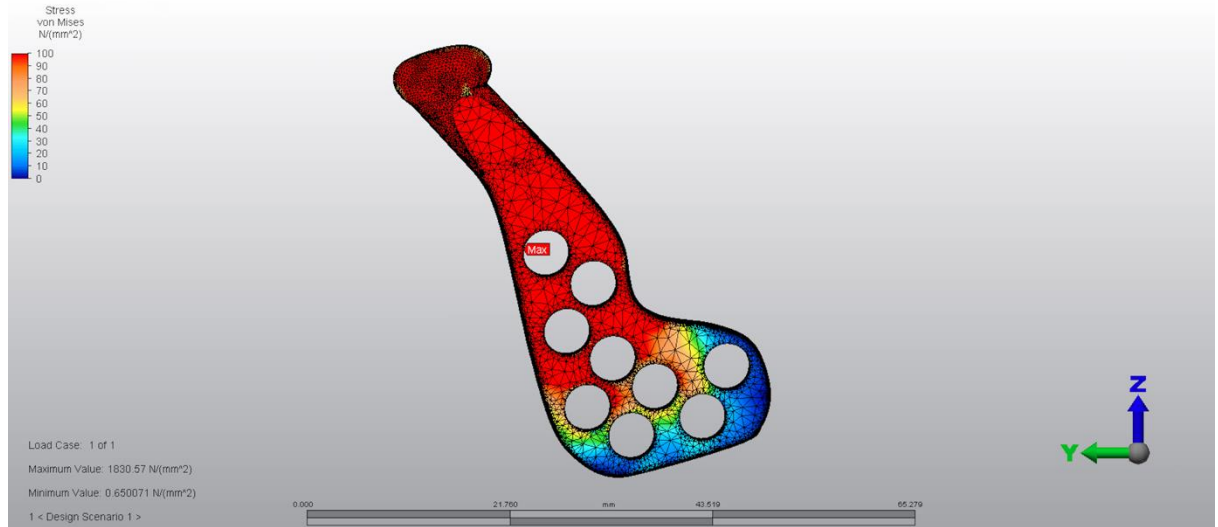
Tablo 6: Modellerdeki fossa komponentlerinde oluşan maksimum ve minimum von Mises stres değerleri

Ramus Komponenti	Maksimum Von Misses	Minimum Von Misses
Model 1	1830.57 MPa	0.65 MPa
Model 2	248.06 MPa	0.11 MPa
Model 3	2574.15 MPa	0.18 MPa
Model 4	373.57 MPa	0.21 MPa

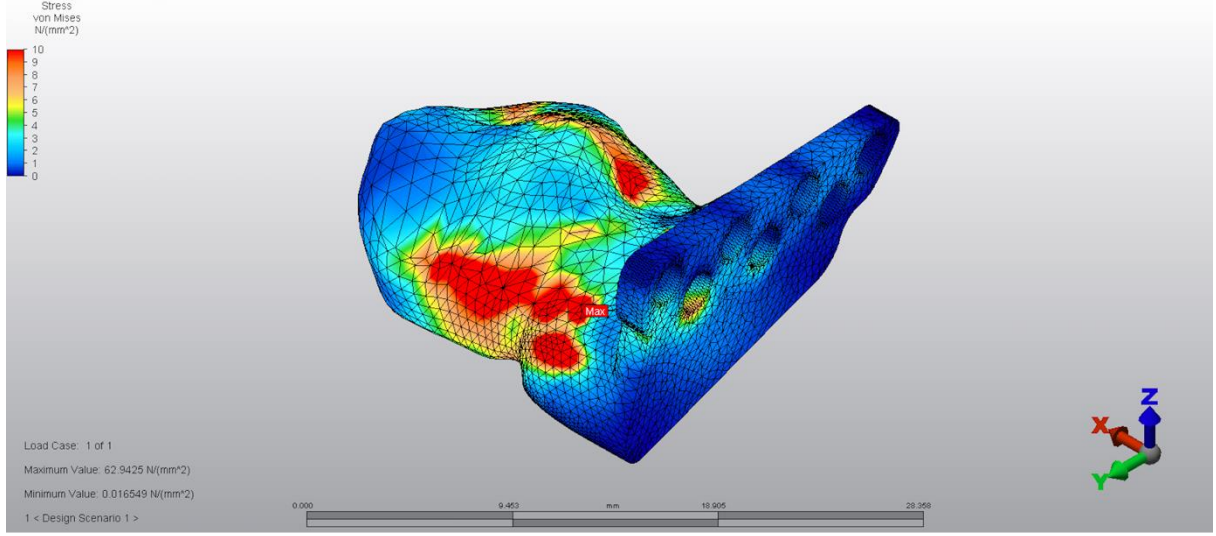
Tablo 7: Modellerdeki ramus komponentlerinde oluşan maksimum ve minimum von Mises stres değerleri



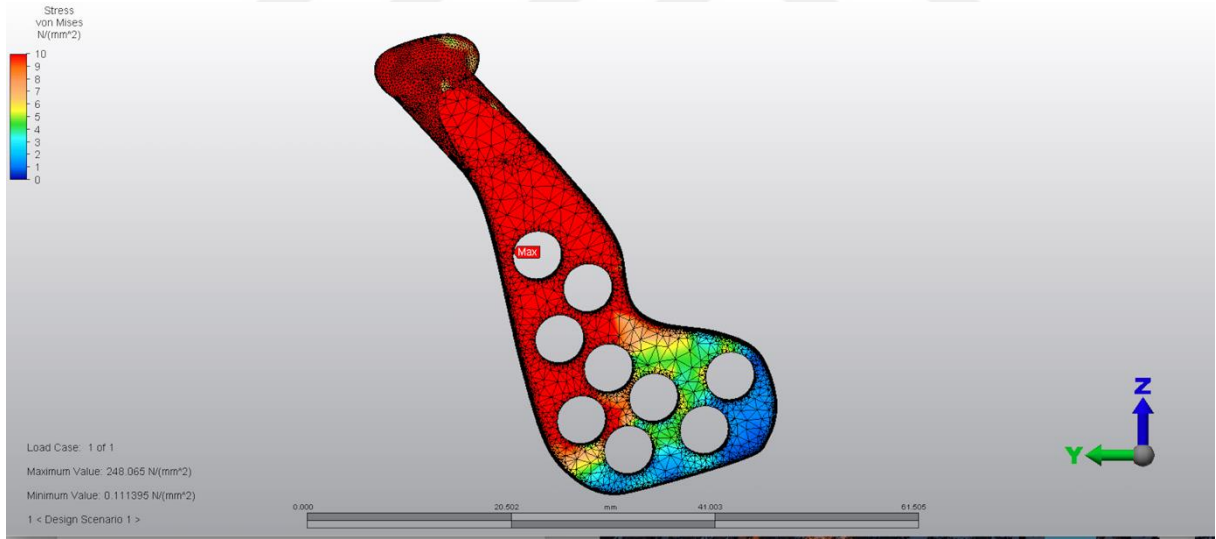
Şekil 21: Model 1’de fossa komponentinde oluşan von Mises stres dağılımı



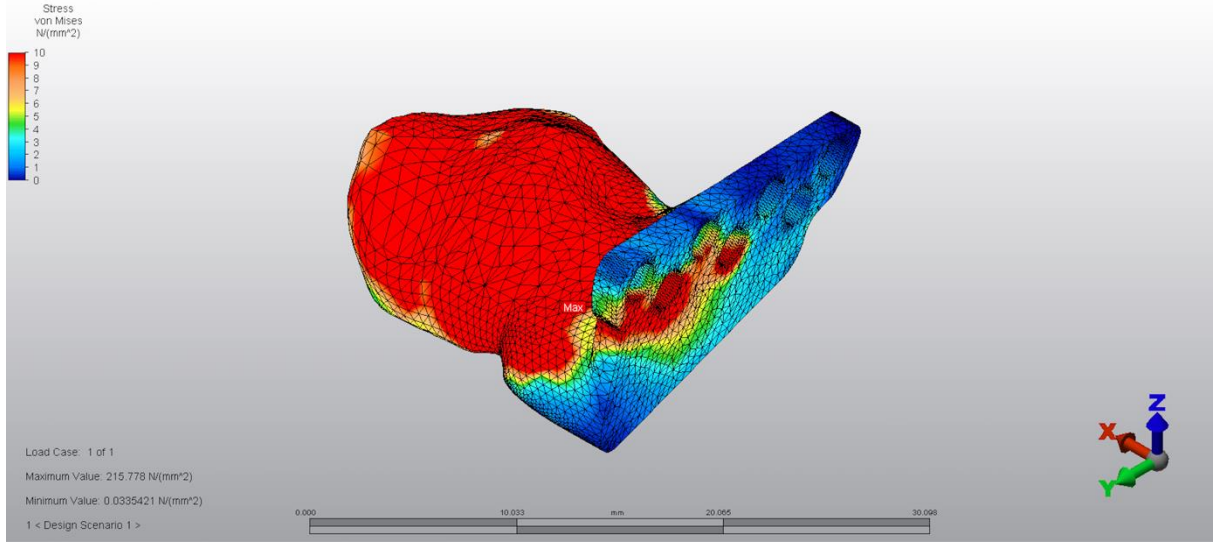
Şekil 22: Model 1’de ramus komponentinde oluşan von Mises stres dağılımı



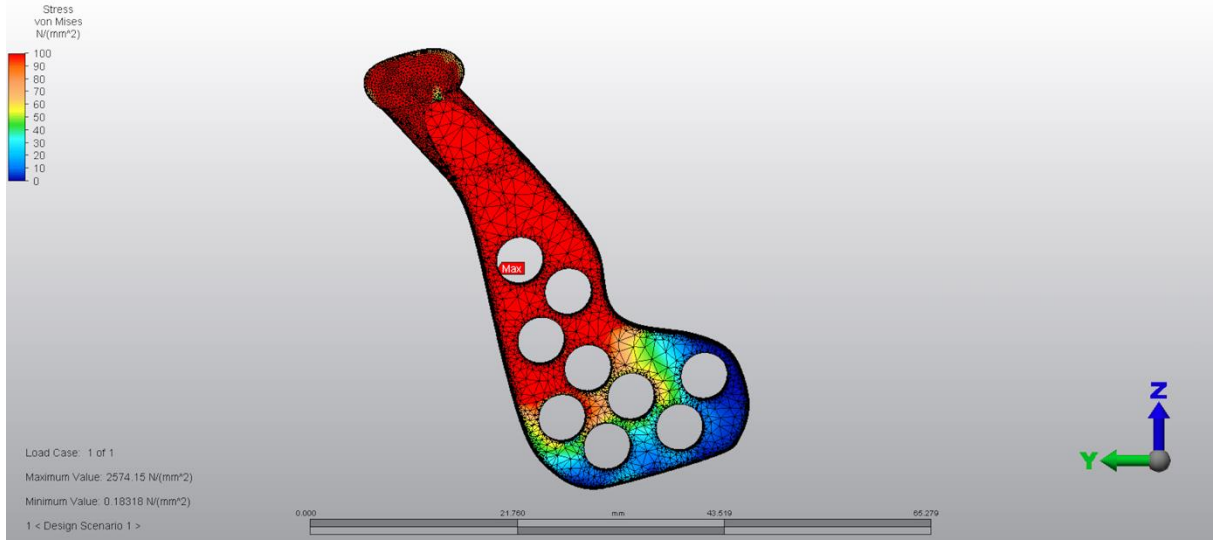
Şekil 23: Model 2’de fossa componentinde oluşan von Mises stres dağılımı



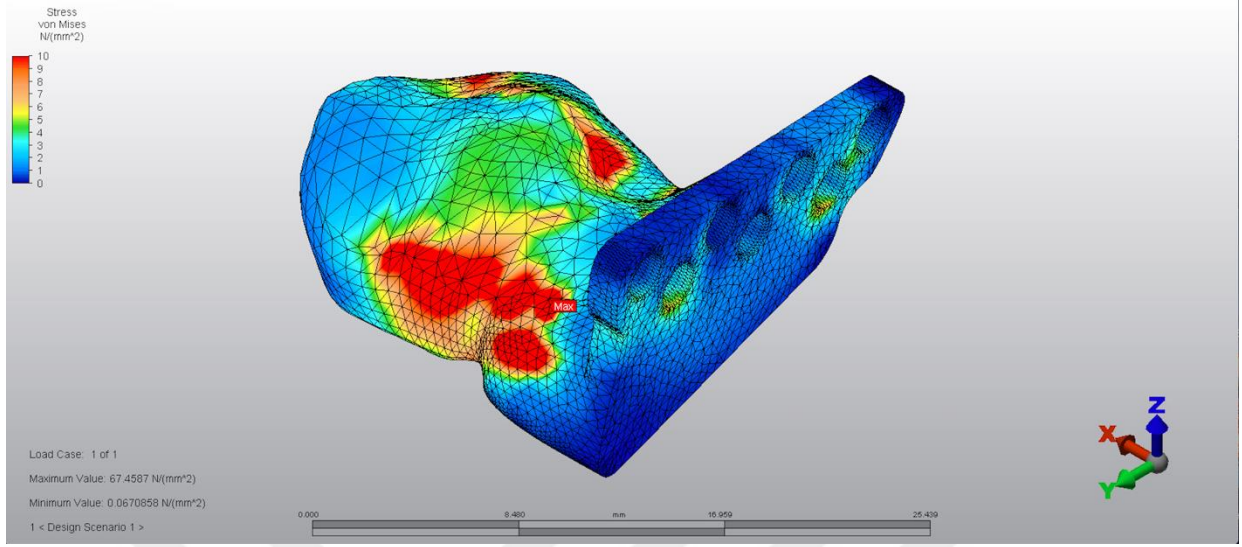
Şekil 24: Model 2’de ramus componentinde oluşan von Mises stres dağılımı



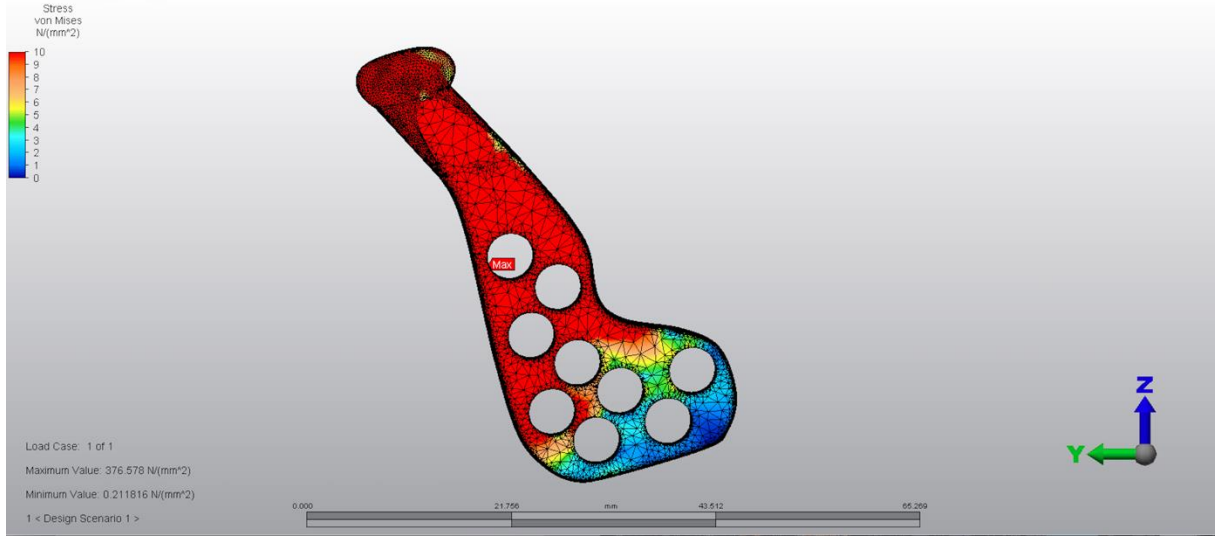
Şekil 25: Model 3’de fossa komponentinde oluşan von Mises stres dağılımı



Şekil 26: Model 3’de ramus komponentinde oluşan von Mises stres dağılımı



Şekil 27: Model 4’de fossa komponentinde oluşan von Mises stres dağılımı



Şekil 29: Model 4’de ramus komponentinde oluşan von Mises stres dağılımı

Ramus Komponentinde Vidalar Etrafındaki Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilimler

Ramus komponentinde vidalar etrafındaki kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilim değerleri karşılaştırılmıştır. En yüksek maksimum asal gerilim 4. Modeldeki 6. Vida etrafındaki kortikal kemikte görülmüştür(97.3 MPa). Bu değer diğer modellerde vidalar etrafındaki kortikal kemikte oluşan en yüksek maksimum asal gerilim değerlerine oldukça yakındır. En düşük maksimum asal gerilim ise 2. Modeldeki 8. Vida etrafındaki kortikal kemikte görülmüştür(0.4 MPa). Bu değer yine tüm modellerde benzerdir.

Modeller arasında en yüksek minimum asal gerilim değeri ise 1. Modeldeki 8. Vida etrafındaki kortikal kemikte görülmüştür (-119.5 MPa). Model 1 ve model 3(-101.3 MPa)'de oluşan en yüksek minimum asal gerilim değerleri birbirlerine yakın olsa da, bu değerler kilitli vida sisteminin kullanıldığı Model 2(-8.0 MPa) ve Model 4(-36.0 MPa)'den oldukça yüksektir. Ramus komponentinde 1 vidanın eksik olması en yüksek minimum asal gerilim değerlerinde konvansiyonel vidalar için bir avantaj sağlasa da kilitli vida sistemlerinde dezavantaja sebep olduğu görülmüştür. En düşük minimum asal gerilim ise 4. Modeldeki 8. Vida deliği etrafındaki kortikal kemikte tespit edilmiştir(-5.0 MPa). Bu değer yine tüm modellerde birbirlerine yakın olarak görülmüştür.

Ramus Komponentinde Vidalar Etrafındaki Spongioz Kemikte Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilimler

Modeller arasında ramus komponentindeki vidalar etrafındaki spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilimler karşılaştırıldığında en yüksek maksimum asal gerilim 3. Modeldeki 7. Vida etrafındaki spongioz kemikte görülmüştür(12.4 MPa). Model 1(11.8 MPa) ve Model 3 karşılaştırıldığında spongioz kemikte oluşan en yüksek maksimum asal gerilim değerlerinin birbirine yakın olduğu görülmüştür. Kilitli ve konvansiyonel sistemler karşılaştırıldığında ise

Model 1(11.8 MPa) ve model 2(0.9 MPa) arasında önemli derecede fark olduğu ve kilitli sistemlerin kullanıldığı modelin daha avantajlı olduğu görülmüştür. Ramus komponentindeki 1 vida eksikliği durumunda oluşan sters değerlerinde önemli miktarda değişiklik görülmemiştir. En düşük maksimum asal gerilim ise 2. Modelde 9.Vida etrafındaki spongioz kemikte görülmüştür(0.2 MPa). Tüm modellerde ramus komponentinde vidalar etrafındaki spongioz kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilimler karşılaştırıldığında, değerlerin birbirine oldukça yakın olduğu görülmüştür.

Modeller arasında en yüksek minimum asal gerilim değeri 1. Modeldeki 8. Vida etrafındaki spongioz kemikte görülmüştür(-4.5 MPa). En düşük minimum asal gerilim ise 2. ve 4. Modeldeki 3. Vida etrafındaki spongioz kemikte görülmüştür(-0.3 MPa). Bu değerlerde yine modeller arasında çok önemli fark yoktur.

Fossa Komponentinde Vidalar Etrafındaki Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilimler

Modeller arasında fossa komponenti etrafındaki kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilimler karşılaştırıldığında en yüksek maksimum asal gerilim 1. Modeldeki 1. Vida etrafındaki kortikal kemikte görülmüştür(87.2 MPa). Bu değer kilitli sistemin kullanıldığı model 2(38.9 MPa) ile karşılaştırıldığında arada önemli bir fark olduğu görülmüştür. Ayrıca yine konvansiyonel vida sisteminin kullanıldığı model 3(74.2 MPa) ile karşılaştırıldığında ise arada çok büyük olmasa da yine de bir fark olduğu görülmüştür. kilitli vida sistemi kullanılan modeller karşılaştırıldığında ise tüm vida deliklerinin dolu olduğu Model 2(38.9 MPa) ve 1 vida deliğinin boş olduğu Model 4(37.9 MPa) arasında küçük bir fark olduğu görülmüştür.

En düşük maksimum asal gerilim ise Model 2 üzerindeki 7. Vida etrafındaki kortikal kemikte görülmüştür(4.5 MPa). Bu değer yine kilitli vida sistemi kullanılan Model 4(5.3 MPa) ile karşılaştırıldığında arada çok büyük bir fark olmadığı görülmüştür. Model 2 konvansiyonel vida kullanılan Model 1(10.4 MPa) ile karşılaştırıldığında, arada yine çok büyük bir fark olmasa da Model 2 nin daha avantajlı olduğu görülmüştür. Konvansiyonel vida kullanılan Model 1(10.4 MPa) ve Model 3(11.4 MPa) 'deki en düşük maksimum asal gerilim değerlerinin birbirine çok yakın olduğu görülmüştür.

Modeller arasında en yüksek minimum asal gerilim değeri 3. Model üzerinde 5. Vida etrafındaki kortikal kemikte görülmüştür(-62.5 MPa). Bu değer konvansiyonel sistem kullanılan Model 4(-39.2 MPa) ile karşılaştırıldığında arada çok büyük bir fark olmasa da ramusta 1 vida deliğinin boş olması durumunda konvansiyonel sistemin daha avantajlı görülmüştür. Tüm vida deliklerinin dolu olduğu Model 1(-44.0 MPa) ve Model 2(-40.2 MPa) karşılaştırıldığında ise arada yine çok büyük fark olmamasına rağmen kilitli sistemin daha avantajlı olduğu görülmüştür. En düşük minimum asal gerilim değeri model 1'deki 3. vida etrafındaki kortikal kemikte görülmüştür(-8 MPa). Diğer modellerdeki en düşük minimum asal gerilimler karşılaştırıldığında, kilitli sistem daha avantajlı görülse de modeller arasında çok büyük farklar yoktur.

Fossa Komponenti Etrafındaki Spongios Kemikte Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilimler

Modeller arasında fossa komponenti etrafındaki spongios kemikte oluşan maksimum asal gerilimler karşılaştırıldığında en yüksek maksimum asal gerilim 1. Modeldeki 1.vida etrafındaki spongios kemikte görülmüştür(11.4 MPa). Model 1 ramus komponentinde 1 vidanın eksik olduğu Model 3(6.7 MPa) ile karşılaştırıldığında arada çok büyük fark olmasa da daha yüksek değerler görülmüştür. Kilitli sistemlerin kullanıldığı Model 2(5.6 MPa) ve Model 4(7.3 MPa)karşılaştırıldığında ise çok az bir farkla ramus komponentindeki bir vida eksikliğinin fossa komponentindeki spongios kemikte daha yüksek maksimum asal gerilimine neden olduğunu söyleyebiliriz. Ramus komponentindeki bir vida eksikliği olan Model 3 ve Model 4 karşılaştırıldığında ise kilitli sistemlerin az bir farkla fossa komponentindeki spongios kemikte daha fazla maksimum asal gerilime sebep olduğu görülmüştür. Fossa komponentinde en düşük maksimum asal gerilim değeri model 2 ve model 4'de 3. Vida etrafındaki spongios kemikte görülmüştür(1.3 MPa). Diğer modellerdeki en düşük maksimum asal gerilimler karşılaştırıldığında ise değerlerin birbirlerine çok yakın seyrettiği görülmüştür.

Modeller arasında en yüksek minimum asal gerilim değeri 1. Model üzerindeki 1. Vida etrafındaki spongios kemikte görülmüştür(-13.0 MPa). Bu değer kilitli vida kullanılan Model 2(-4.6 MPa) ile karşılaştırıldığında arada çok büyük fark olmasa da yine de daha büyük olduğu görülmüştür. Konvansiyonel vida sisteminin kullanıldığı Model 1 ve Model 3(-3.6

MPa) karşılaştırıldığında ramus komponentinde 1 vida eksikliğinin fossa komponentinde spongioz kemikte oluşan minimum asal gerilimi olumlu yönde etkileyerek azalttığı görülmüştür. Kilitli vida sisteminin kullanıldığı Model 2 ve Model 4(-4.5 MPa) karşılaştırıldığında ise ramus komponentinde en üst vidanın varlığı ya da yokluğunun fossadaki spongioz kemikteki minimum asal gerilim üzerinde çok farklı etkiler yaratmadığı görülmüştür. En düşük minimum asal gerilim değeri model 2'deki 6. vida etrafındaki spongioz kemikte görülmüştür(-1.0 MPa). Diğer modellerdeki en düşük minimum asal gerilim değerleri karşılaştırıldığında değerlerin hemen hemen birbirlerine yakın olduğu görülmüştür.

Model 1 fossa komponenti	Kortikal kemikte oluşan Maksimum Asal Gerilim değerleri	Kortikal kemikte oluşan Minimum Asal Gerilim değerleri	Spongioz kemikte oluşan Maksimum Asal Gerilim değerleri	Spongioz kemikte oluşan Maksimum Asal Gerilim değerleri
1. vida	87.2 MPa	-44.0 MPa	11.4 MPa	-13.0 MPa
2. vida	38.0 MPa	-27.4 MPa	5.0 MPa	-3.4 MPa
3. vida	19.8 MPa	-8.0 MPa	2.3 MPa	-1.9 MPa
4. vida	10.4 MPa	-19.6 MPa	3.6 MPa	-1.5 MPa
5. vida	49.0 MPa	-35.9 MPa	7.9 MPa	-3.7 MPa
6. vida	48.6 MPa	-31.2 MPa	6.0 MPa	-2.9 MPa
7. vida	14.2 MPa	-22.0 MPa	2.7 MPa	-3.4 MPa

Tablo 8: Model 1'de fossa komponentinde vidalar etrafındaki kortikal ve spongioz kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilim değerleri

Model 1 ramus komponenti	Kortikal kemikte oluşan Maksimum Asal Gerilim değerleri	Kortikal kemikte oluşan Minimum Asal Gerilim değerleri	Spongios kemikte oluşan Maksimum Asal Gerilim değerleri	Spongios kemikte oluşan Maksimum Asal Gerilim değerleri
1. vida	89.5 MPa	- 15.5 MPa	-	-
2. vida	31.1 MPa	-35.1 MPa	-	-
3. vida	5.0 MPa	-25.0 MPa	4.4 MPa	- 1.7 MPa
4. vida	29.9 MPa	-29.3 MPa	4.5 MPa	- 1.6 MPa
5. vida	10.0 MPa	-36.5 MPa	1.4 MPa	- 2.0 MPa
6. vida	94.9 MPa	-35.8 MPa	3.3 MPa	- 1.5 MPa
7. vida	29.8 MPa	-10.1 MPa	11.8 MPa	- 1.7 MPa
8. vida	15.0 MPa	-119.5 MPa	7.1 MPa	- 4.5 MPa
9. vida	7.1 MPa	-48.4 MPa	5.1 MPa	-2.0 MPa

Tablo 9: Model 1'de ramus komponentinde vidalar etrafındaki kortikal ve spongios kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilim değerleri

Model 2 ramus komponenti	Kortikal kemikte oluşan Maksimum Asal Gerilim değerleri	Kortikal kemikte oluşan Minimum Asal Gerilim değerleri	Spongios kemikte oluşan Maksimum Asal Gerilim değerleri	Spongios kemikte oluşan Minimum Asal Gerilim değerleri
1. vida	21.2 MPa	-7.4 MPa	-	
2. vida	8.2 MPa	-14.1 MPa	-	
3. vida	3.5 MPa	-14.9 MPa	0.5 MPa	-0.3 MPa
4. vida	32.5 MPa	-25.7 MPa	0.6 MPa	-0.8 MPa
5. vida	13.0 MPa	-8.1 MPa	0.9 MPa	-0.6 MPa
6. vida	96.6 MPa	-24.1 MPa	0.4 MPa	-0.7 MPa
7. vida	29.0 MPa	-58.0 MPa	0.7 MPa	-0.4 MPa
8. vida	0.4 MPa	-6.1 MPa	0.4 MPa	-0.8 MPa
9. vida	1.0 MPa	-12.2 MPa	0.2 MPa	-2.0 MPa

Tablo 10: Model 2'de ramus komponentinde vidalar etrafındaki kortikal ve spongios kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilim değerleri

Model 2 fossa komponenti	Kortikal kemikte Maksimum Asal Gerilim değerleri	Kortikal kemikte Minimum Asal Gerilim değerleri	Spongios kemikte Maksimum Asal Gerilim değerleri	Spongios kemikte Minimum Asal Gerilim değerleri
1. vida	38.9 MPa	-28.0 MPa	4.2 MPa	-3.5 MPa
2. vida	11.4 MPa	-18.1 MPa	2.6 MPa	-2.7 MPa
3. vida	8.1 MPa	-27.3 MPa	1.3 MPa	-3.0 MPa
4. vida	10.1 MPa	-39.0 MPa	5.6 MPa	-3.2 MPa
5. vida	15.5 MPa	-40.2 MPa	4.7 MPa	-4.6 MPa
6. vida	14.2 MPa	-15.8 MPa	3.0 MPa	-1.0 MPa
7. vida	4.5 MPa	-22.7 MPa	1.5 MPa	-2.2 MPa

Tablo 11: Model 2'de Fossa komponentinde vidalar etrafındaki kortikal ve spongios kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilim değerleri

Model 3 Ramus komponenti	Kortikal kemikte oluşan Maksimum Asal Gerilim değerleri	Kortikal kemikte oluşan Minimum Asal Gerilim değerleri	Spongios kemikte oluşan Maksimum Asal Gerilim değerleri	Spongios kemikte oluşan Minimum Asal Gerilim değerleri
1. vida	-	-	-	-
2. vida	36.9 MPa	- 41.7 MPa	-	-
3. vida	23.0 MPa	-23.4 MPa	3.7 MPa	-1.1 MPa
4. vida	27.3 MPa	-39.2 MPa	4.1 MPa	-1.6 MPa
5. vida	11.1 MPa	-36.6 MPa	1.4 MPa	- 2.3 MPa
6. vida	95.7 MPa	-38.6 MPa	3.0 MPa	- 1.0 MPa
7. vida	26.2 MPa	-99.3 MPa	12.4 MPa	- 3.0 MPa
8. vida	8.7 MPa	-101.3 MPa	6.9 MPa	- 4.4 MPa
9. vida	5.8 MPa	- 43.2 MPa	3.5 MPa	- 2.4 MPa

Tablo 12: Model 3'de ramus komponentinde vidalar etrafındaki kortikal ve spongios kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilim değerleri

Model 3 fossa komponenti	Kortikal kemikte oluşan Maksimum Asal Gerilim değerleri	Kortikal kemikte oluşan Minimum Asal Gerilim değerleri	Spongios kemikte oluşan Maksimum Asal Gerilim değerleri	Spongios kemikte oluşan Minimum Asal Gerilim değerleri
1. vida	74.2 MPa	-38.6 MPa	6.7 MPa	- 1.7 MPa
2. vida	31.5 MPa	-22.4 MPa	3.9 MPa	- 2.7 MPa
3. vida	18.0 MPa	-9.2 MPa	2.0 MPa	- 1.9 MPa
4. vida	12.8 MPa	-18.1 MPa	4.3 MPa	-2.2 MPa
5. vida	40.0 MPa	-62.5 MPa	6.5 MPa	- 3.6 MPa
6. vida	36.9 MPa	-27.3 MPa	5.1 MPa	- 2.5 MPa
7. vida	11.4 MPa	-19.5 MPa	2.8 MPa	- 3.2 MPa

Tablo 13:Model 3'de fossa komponentinde vidalar etrafındaki kortikal ve spongios kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilim değerleri

Model 4 ramus komponenti	Kortikal kemikte oluşan Maksimum Asal Gerilim değerleri	Kortikal kemikte oluşan Minimum Asal Gerilim değerleri	Spongios kemikte oluşan Maksimum Asal Gerilim değerleri	Spongios kemikte oluşan Minimum Asal Gerilim değerleri
1. vida			-	-
2. vida	15.0 MPa	- 18 MPa	-	-
3. vida	6.4 MPa	- 16 MPa	0.5 MPa	-0.3 MPa
4. vida	28.8 MPa	-35 MPa	0.7 MPa	-0.7 MPa
5. vida	13.1 MPa	-6 MPa	0.9 MPa	-0.6 MPa
6. vida	97.3 MPa	- 23 MPa	0.5 MPa	- 0.9 MPa
7. vida	25.9 MPa	- 36 MPa	0.9 MPa	-0.5 MPa
8. vida	1.1 MPa	-5 MPa	0.4 MPa	-1.1 MPa
9. vida	2.2MPa	-18 MPa	0.3 MPa	-1.8 MPa

Tablo 14:Model 4'de ramus komponentinde vidalar etrafındaki kortikal ve spongios kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilim değerleri

Model 4 fossa komponenti	Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilim değerleri	Kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilim değerleri	Spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilim değerleri	Spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilim değerleri
1. vida	37.9 MPa	- 27.5 MPa	7.3 MPa	-3.4 MPa
2. vida	14.8 MPa	-17.6 MPa	2.5 MPa	-2.6 MPa
3. vida	8.4 MPa	- 20.2 MPa	1.3 MPa	-3.0 MPa
4. vida	10.1 MPa	- 37.8 MPa	5.5 MPa	-2.7 MPa
5. vida	15.5 MPa	-39.2 MPa	4.7 MPa	-4.5 MPa
6. vida	13.4 MPa	- 15.6 MPa	2.8 MPa	-1.4 MPa
7. vida	5.3 MPa	-21.6 MPa	1.5 MPa	-2.2MPa

Tablo 15:Model 4'de Fossa komponentinde vidalar etrafındaki kortikal ve spongioz kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilim değerleri

5. TARTIŞMA

Yapılan birçok klinik çalışmada, kilitli sistemlerin konvansiyonel sistemlere göre daha iyi fiksasyon ve daha az komplikasyon oranına sahip olduğu, ayrıca konvansiyonel vidalarda lokal kemik iskemisinin bir sonucu olarak vidalarda gevşeme meydana geldiği gösterilmiştir.(21) Kilitli sistemlerdeki stres dağılımı ve değeri, konvansiyonel sistemlere göre daha az ve homojendir. Bu veriler ışığında, kilitli sistemlerinin kilitlenmeyenlere göre üstün olduğu gösterilmiştir. Bu sonuçlar, konvansiyonel sistemlerin önemli miktarda daha yüksek stres seviyelerine sahip olduğunu gösteren Bujtar ve arkadaşları ile de uyumludur.(94)

Fiksasyon sistemlerinin biyomekanik özelliklerinin değerlendirmesi için en çok kullanılan analiz yöntemleri, iki nokta biyomekanik test modeli ve sonlu elemanlar analizidir. SEA, doğal doku ve malzemelerin simülasyon modelinde, fonksiyonel güçlerin stres analizi için kullanılmaktadır. Bununla birlikte, iki nokta biyomekanik test, replika veya kadavra modellerinde basma ve çekme kuvvetleri uygulanarak, modellerdeki yer değiştirmeler, kopma kuvvetleri ve plak materyalinin esneklik ölçümlerinin yapılmasında kullanılabilir.(95-98)

Mühendislik alanındaki gelişmeler ve araştırmacıların bu konudaki tecrübelerinin artmasıyla SEA ile gerçeğe daha yakın modeller üretilmesine olanak sağlanmaktadır. SEA yönteminde dijital ortamda hazırlanan modeller üzerinde gerilim, gerinim ve deplasman değerleri elde edilebilmektedir. Analizler bilgisayar ortamında hazırlandığı için sınır koşulları istenilen şekilde değiştirilerek optimum tasarımlar hazırlanabilmektedir. Aynı zamanda SEA klinik olarak gözlemin zor olduğu bölgeler ile ilgili verileri açık bir şekilde gösterebilmektedir. Bu bilgiler ışığında, dişler ve implantların kemik dokusu içindeki biyomekanik özelliklerini in vitro ortamda değerlendirmenin zor olması ve doku içinde biriken kuvvetin sayısal değerlendirilmesinin yapılamaması nedeniyle çalışmamızda kuvvet analizi yöntemi olarak SEA tercih edilmiştir. SEA yöntemi, son on yılda diş hekimliği çalışmalarında daha etkili bir şekilde kullanılmaya başlanmıştır.(98)

SEA yönteminin çalışmamızda kullanılmasıyla elde ettiğimiz en önemli katkı maksilofasial cerrahinin farklı alanlarında kullanılan kilitli sistemlerin eklem protezinde kullanımı simule edilerek değerlendirilmesine olanak sağlamaktır. Bu sayede birçok mekanik avantaja sahip olan kilitli sistemlerin TME protezi uygulamalarında konvansiyonel vidalarla karşılaştırılarak

değerlendirilebilmiştir.

Hazırlık safhasında, geometrik model oluşturulurken genellikle hem en etkili hem de en güvenli yöntem olan bilgisayarlı tomografi görüntüleri kullanılmaktadır. Bizim çalışmamızda daha önceden eklem protezi uygulanan bir hastanın tomografi görüntüleri kullanılmıştır.

Sınır koşulları, modelleme sürecinde en kolay modifiye edilebilen parametrelerdir. SEA'de sınır koşullarını belirlemek ve değiştirerek analizin tekrar tekrar yapılması mümkündür. Bununla beraber çiğneme sırasındaki kas fonksiyonlarının modele titizlikle aktarılması stres ve gerilim dağılımındaki hataları önleyecektir. Çalışmamızın sınır koşulları belirlenirken literatürde kabul görmüş kas kuvvetleri ve vektörleri kullanılmıştır.

TME, konjenital, sonradan kazanılmış, lokal ve sistemik hastalıklar gibi çeşitli hastalıklardan etkilenir. Baş ve boyun bölgesi dahil olmak üzere ağrı, anormal çene hareketi, klik veya krepitus sesleri gibi temporomandibular bozukluklar olarak sınıflandırılan çeşitli belirti ve semptomlar gösterebilir. TME hastalıklarında öncelikle daha konservatif tedaviler tercih edilmekle birlikte, ciddi vakalarda veya çoklu operasyonlardan sonra, başarı elde edilememesi durumunda son aşama tedavisi eklem replasmanıdır. TME rekonstrüksiyonu son cerrahi aşama olarak düşünülmeli ve küçük problemler için kullanılmamalıdır.(18)

TME protezleri ile ilgili araştırmalar 50 yılı aşkın süredir yapılmaktadır. İlk başta, kondil veya fossa için sadece yarı eklem replasmanı yapılmaktaydı. Ancak bu yaklaşımdan, kemik ve protez arasındaki sürtünmeden kaynaklanan fossa perforasyonu veya kondil rezorbsiyonu nedeniyle kademeli olarak uzaklaşmıştır.(98) 1965 yılında, Christensen, TME rekonstrüksiyonu için total alloplastik protez kullanılarak klinik olarak doğrulanan bir total eklem replasmanı konseptini önermiştir.(99) Bu yeni konsept olgunlaşırken, çeşitli malzemeler ve tasarımlar ortaya çıkmıştır. Ortopedik malzemelerle elde edilen başarılı deneyimlere dayanarak, ramus bileşenindeki Co-Cr-Mo alaşımının ve fossa bileşenindeki UHMWPE'nin tasarımı, protezin başarı oranını ve dayanıklılığını önemli ölçüde artırmıştır.(100)

TME protezlerinin; cerrahi süreyi azaltması, ameliyattan hemen sonra çenelerin işlevini kazanması, simetri ve okluzal stabilite, daha basit cerrahi teknik, donör alan gerektirmediği için daha az morbidite, daha az hastanede yatış süresi gibi avantajlar sunarken, malzeme aşınması ve korozyonu, vida kırılması ve gevşemesi, implantların yer değiştirmesi gibi dezavantajları vardır.(12,13) Bunlar bildirilen komplikasyon %15.9'unu oluşturmaktadır.(15)

Stok protezlerin, kişiye özel olarak hazırlanan protezlere kıyasla, ameliyat öncesi hazırlık aşaması daha kısa sürer. Bununla birlikte, anatomik varyasyonlar protezlerin stabilitesi için zorluk oluşturduğu için tecrübeli bir cerraha ihtiyaç duyulması, stok protezlerin bazı yaygın tümörleri veya ciddi deformiteleri olan hastalar için uygun olmaması, operasyon sırasında mandibuler fossa ve mandibular ramusu proteze uyumlamakla zaman harcanmasıyla beraber intraoperatif sürenin uzaması gibi dezavantajları vardır. Kişiye özel olarak hazırlanan protezler daha pahalıdır fakat uyumları oldukça iyidir, aynı zamanda majör TME ve mandibular defektleri olan hastalarda rahatlıkla tercih edilebilirler.(23, 24)

Bazı durumlar otojen kemik grefti veya alloplastik eklem protezi ile rekonstrüksiyonu gerekli hale getirebilir.(1) Otojen kemik olarak kostal ark TME'nin rekonstrüksiyonu için kullanılabilir. Kostokondral greft, yaklaşık 3–4 cm kemik dokusu ve 5 mm ile 1 cm kondral kıkırdak ile 5., 6. veya 7. kaburganın bir kısmının çıkartıldığı bir meme altı kesi ile elde edilir. Bu hastalarda, donör bölgede pnömotoraks, hemotoraks, enfeksiyon ve kronik ağrı ile sonuçlanan perforasyon veya plevral laserasyon gibi bazı komplikasyonlar görülebilir. İlerleyen zamanda mandibular deviasyon ile aşırı büyüme meydana gelen bu tip greftin kontrollü büyüme potansiyeline sahip olmaması gibi dezavantajı da vardır.(2)

Lee ve ark. yaptıkları bir çalışmada, otojen kostokondral greft ve alloplastik TME rekonstrüksiyonunun sonuçlarını karşılaştıran yayınlanmış araştırmaları gözden geçirmişlerdir. (9) Araştırmacılar, alloplastik total eklem rekonstrüksiyonunun otojen kostokondral greftleme ile karşılaştırıldığında yaşam kalitesinde artış ve daha az komplikasyon ile sonuçlandığını görmüşlerdir. Bu nedenle, alloplastik TME replasmanının total eklem replasmanı için kostokondral greftlemeden daha etkili olduğu düşünülmüştür.(10-14)

Yapılan diğer çalışmalarda, alloplastik TME replasmanının güvenli ve etkili olduğunu, ağrıyı azalttığını, mandibular fonksiyonu ve hastaların yaşam kalitesini iyileştirdiğini ve çok az komplikasyona sahip olduğu gösterilmiştir.

Düzgün stres dağılımı ve stabilite, herhangi bir protez sisteminin başarılı klinik uygulaması için ön koşuldur. Protezin belirli bölgelerindeki stres yoğunluğu, protezin kırılmasına neden

olan stres yorgunluğu gibi yıkıcı sonuçlar doğurabilir.(101) Bu, protez tasarımcılarının mekanik kusurların neden olduğu olumsuz sonuçları önlemek için stres dağılımını dikkatlice değerlendirmesini gerektirir. Çeşitli TME protez sistemlerinin gerilim dağılımlarını belirlemek için birçok çalışma yapılmıştır. Kashi ve ark., mandibular bileşen üzerindeki en yüksek baskının kondiler başa en yakın vida deliğinde olduğunu bildirmişlerdir. Kondile yakın aynı seviyeye iki vida yerleştirilerek, stres konsantrasyonu biraz azaltılabileceğini önermişlerdir. (109)

Yapılan çeşitli çalışmalar sonucunda, protezin stabilitesini sağlamak için daha fazla sayıda vida yerleştirildiğinde ve üst vidalarda maksimum stres konsantrasyonu elde edildiğinde kondiler bileşende stres gözlenmemiştir ve daha fazla sayıda vida yerleştirildiğinde stres konsantrasyonunda bir düşüş gözlemlenmiştir.(28)

Literatürdeki çeşitli çalışmalar, TME protezinde özellikle dikkate alınması gereken çeşitli vida konfigürasyonlarına sahip alloplastik protez tasarımlarının klinik ve kinematik sonuçları üzerine odaklanmıştır.(23-26) TME karşı tarafla uyumlu olarak işlev görür ve her iki tarafta istenmeyen herhangi bir işlev diğer eklemi de etkileyebilir. Yazarlar tek taraflı ve iki taraflı alloplastik TME replasmanları yapılan hastalarda çiğneme paterninde ve hareket aralıklarında değişiklikler gözlemlemişlerdir.

Yapılan çalışmalarda erken rezeksiyon sonrası dönemde kas kuvvetleri 186 N'a düştüğü görülmüştür.(15) Yine de birçok rezeksiyon çalışmasında, iyileşme döneminde kas kuvvetlerinin orijinal miktarına geri döndüğü görülmüştür.(1) Bizim çalışmamızda sağlıklı kişilerdeki kas kuvvetleri kullanılmıştır.

Son 20 yılda geliştirilen kilitli plak-vida sistemleri, doğru yerleştirildiği takdirde vida gevşeme ihtimalini minime indirmektedir. Bu sistemler, hem plağa hem kemiğe kilitlenmesiyle; kemiğe direk baskı oluşturmaz böylece kemiğin kan dolaşımına daha az müdahale etmesi, daha az vida gevşemesi, daha fazla stabilite sağlaması gibi avantajları vardır. Kilitli plak-vida sistemlerinin ayrıca kemiğe tamamen adapte olması beklenmediği için bir avantaj sağlamaktadır. Plak ve kemik arasındaki bu boşluk kortikal kemik vaskülarizasyonuna daha çok müsaade etmektedir.(107)

Herford ve Ellis, yaptıkları çalışmalar sonucunda, kilitli plak-vida sistemlerinin kullanımının basit olduğunu ve stabiliteyi sağlamak için plağın kemiğe sıkıştırılmasını gerektirmeyerek

avantaj sağladığını öne sürmüşlerdir.(93)

1999'da Gutwald, ilk kez mandibulaya uygulanan kilitli plak-vida sistemlerini biyomekanik olarak karşılaştırmış ve kilitli sistemlerde daha yüksek stabilite elde edildiği sonucuna varmışlardır.(108)

Haug ve ark., plakların kasıtlı uyumsuzluğuyla ilgili yaptıkları çalışma sonucunda, adaptasyon derecesinin konvansiyonel sistemlerin mekanik davranışını etkilediğini, ancak kilitli sistemlerinin adaptasyon derecesinin mekanik davranışı etkilemediği sonucuna varmışlardır.(102)

Konvansiyonel vidalarla sabitlenen TME protezlerinin önemli dezavantajları arasında vida kırılması ve gevşemesi yer almaktadır. Bizim çalışmamızdaki amacımız, TME protezlerinde kilitli vida kullanarak vida gevşemesine bağlı olarak gelişen komplikasyonları ortadan kaldırmaktır.

Yapılan çalışmalarda, bizim sonuçlarımızla uyumlu olarak konvansiyonel sistemlerde proksimal ve distal kortikal kemikler üzerindeki maksimum ve minimum asal gerilimler, kilitli sisteme göre belirgin şekilde daha yüksek bulunmuştur.(102)

Egol ve ark., yaptıkları çalışmalarda konvansiyonel sistemlerde yeterli stabilizasyonun sağlanması amacıyla vidaların plağa en az 3 Nm tork kuvvetle yerleştirilmesi gerektiğini söylemişlerdir. Yaptığımız çalışmada, konvansiyonel vida kullanılan protezlerde her bir vida 3 Nm'lik tork ile yerleştirilmiştir.(24)

Nexus CMF (Christensen) sistemi, metal üzerine metal eklemleme sağlarken, iki FDA onaylı sistemde, metal üzeri polietilen yatak uygulanmıştır. Bununla birlikte, TME pretezlerinde metal üzeri metal sistemlerin kullanımına ilişkin net endişeler bildirilmiştir. Son literatürdeki çok sayıda rapor, metalik kalıntıların neden olduğu reaksiyonlar nedeniyle Christensen sisteminin açıklanması ihtiyacını tanımlamıştır.(3,47) Metal üzeri metal sistemlerde, mutlak aşınma hacmi daha düşük olmasına rağmen, aşınma kalıntısına daha fazla reaksiyon görülmüştür. Wolford yaptığı çalışmalarda, metal üzerine metal sistemler kullanılan hastalarda önemli ölçüde yükselmiş Co ve Cr seviyeleri tespit etmiştir.(18) Fakat TMJ Concepts protezleri uygulanan hastalar, TME protezindeki Co–Cr–Mo–UHMWPE kombinasyonunda metalik kalıntı belirtisi göstermemişlerdir. Aynı sonuca Westermarck ve

ark. tarafından da ulaşılmıştır.(53) Bu bulgular ayrıca Co-Cr partiküllerine maruz kalan dokularda toksik etkiler yaratabildiğini gösteren çeşitli in vitro ve in vivo çalışmalarla desteklenmiştir. McGregor ve ark., yaptıkları hayvan çalışmalarında metalik Co'nın kanserojenliği için yeterli kanıt bulmuş, ancak Co alaşımlarının kanserojenliği için sınırlı kanıt bulmuşlardır.(54)

Çalışmamızın analiz bölümünde oluşturulan 4 farklı TME protez modelindeki vidalarda ve komponentlerde meydana gelen von Mises stres değerleri ayrıca ramus ve fossa komponentlerinde spongioz ve korkital kemikte meydana gelen maksimum ve minimum asal gerilimler SEA ile incelenmiştir. Çalışmamızda değerlendirdiğimiz bir başka konu ise TME protezinin ramus komponentinde en fazla stres biriken en üst vidanın yerleştirilmemesi durumunda oluşan stres farklılıklarıdır.

Simule edilen modellerde ramus komponentlerindeki vidaların von misses gerilim değerleri karşılaştırıldığında, kilitli sistemlerin kullanıldığı modeller çok büyük farkla avantajlı bulunmuştur. Bu farkın sebebinin konvansiyonel vidalar yerleştirilirken uygulanan 3 N/M 'luk tork olduğunu düşünmekteyiz. Ayrıca ramus komponentinde en fazla stres biriken en üst vida deliğinin boş bırakılması durumunda konvansiyonel sistemde en fazla stresin 2. vida deliğinde meydana geldiği ve bu stresin azaldığı ve diğer vida deliklerinde ise stresin hemen hemen aynı kaldığı görülmüştür. Bu sonuç bize her zaman en üstte yer alan vida deliğinde en yüksek stres oluştuğunu ve en üst vida deliğinin boş bırakıldığı durumda oluşan streslerin azaldığı yorumunu yapmamızı sağlayabilir. Kilitli sistemin kullanıldığı modelde ise en üst vida deliği boş bırakıldığında oluşan en yüksek strete az bir miktar artış görülmüştür fakat diğer vidalardaki stres ramus komponentinde vida eksiği olmayan modele kıyasla azalmıştır.

Modellerde fossa komponentlerindeki vidaların von Misses gerilim değerleri karşılaştırıldığında ise, en yüksek değer model 1 de görülmüş olsa da değerler tüm modellerde birbirine yakın olarak bulunmuştur. Bu bize fossa komponentlerinde vidalarda oluşan von Mises streslerinin ramusta kilitli veya konvansiyonel vida kullanımından ve ramus komponentindeki vida sayısından bağımsız olduğunu göstermiştir.

Modellerde fossa komponentlerinde oluşan von Mises stres değerleri karşılaştırıldığında, en yüksek değer model 1'de görülmüştür. Bu değer kilitli vida sistemlerinin kullanıldığı modellerle karşılaştırıldığında oldukça yüksektir. Ramus komponentindeki vida eksikliği hem kilitli hem de konvansiyonel vida kullanılan modellerde fossa komponentinde oluşan von

Mises stresini çok büyük miktarda olmasa da azalttığı görülmüştür. Bu, bize ramus komponentine yerleştirilmeyen vidanın fossa komponentindeki stresi azalttığı yorunumu yapmamızı sağlayabilir.

Modellerde ramus komponentlerinde oluşan von Mises stres değerleri karşılaştırıldığında, en yüksek değer Model 3'de görülmüştür. Konvansiyonel ve kilitli vida kullanılan modeller arasındaki fark çok yüksektir. Ayrıca ramus komponentindeki vida eksikliği bu stresi konvansiyonel modellerde daha belirgin olmak üzere arttırmıştır. Bu bize literatürle uyumlu olarak konvansiyonel vidalarda en üst vida deliğinin doldurulması gerekliliğini göstermektedir. Kilitli vidalarda ise çok zorunlu hallerde boş bırakılması durumunda ramus komponentinde oluşacak stresin çok farklı olmasa da daha fazla olacağı göz önünde bulundurulmalıdır.

Ramus komponentinde vidalar etrafındaki kortikal kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilimler değerlendirildiğinde, en yüksek maksimum asal değer 4. modelde 6. vida etrafında görülse de tüm modellerde bu değerler yakındır. En düşük maksimum asal gerilim değeri 4. modelde 8. vida etrafındaki kortikal kemikte görülse de yine modeller arasında önemli fark görülmemiştir. Bu bize kilitli veya konvansiyonel sistemlerin kortikal kemikte oluşan en yüksek ve en düşük maksimum asal gerilim üzerinde herhangi bir etkisinin olmadığı göstermiştir.

Ramus komponentinde kortikal kemikte oluşan en yüksek minimum asal gerilim değerleri karşılaştırıldığında, en yüksek değer 1. modelde 8. vida etrafındaki kortikal kemikte görülmüştür. Bu değer konvansiyonel vida kullanılan 3. model ile yakın olsa da kilitli sistemlerin kullanıldığı modellerle karşılaştırıldığında oldukça yüksektir. Bu farkın sebebinin konvansiyonel vidaların kemiğe sıkıştırılarak yerleştirilmesinden kaynaklandığını düşünmekteyiz. Ramustaki vida eksikliği konvansiyonel sistemler için asal gerilimdeki azalmadan dolayı avantaj olsa da kilitli vidalarda görülen asal gerilim artışından dolayı bir dezavantajdır.

Ramus komponentinde spongioz kemikteki maksimum asal gerilim değerleri karşılaştırıldığında, en yüksek değer 3. modelde 7. vida etrafındaki spongioz kemikte görülmüştür. Bu değer diğer modellerle karşılaştırıldığında konvansiyonel vidaların kullanıldığı modeller benzer görülse de kilitli vidaların olduğu modellerle aralarında fark

vardır. Ramus komponentinde vidanın eksik olması konvansiyonel sistemler için bir dezavantaj oluştursa da kilitli vida sistemleri için bu fark yaratmamıştır.

Fossa komponentindeki spongioz kemikteki maksimum asal gerilim değerleri karşılaştırıldığında, en yüksek değer 1. modeldeki 1. vida deliği etrafındaki spongioz kemikte görülmüştür. Model 2 ile karşılaştırıldığında kilitli sistemlerin fossa komponentindeki spongioz kemikte daha az maksimum asal gerilime sebep olduğunu söyleyebiliriz. Ramus komponentindeki 1 vida eksikliğinin, konvansiyonel sistemlerde avantaj sağlayarak fossa komponentindeki maksimum asal gerilimi azalttığı, kilitli sistemlerde ise bir dezavantaja sebep olup gerilimi arttırdığı görülmüştür.

Fossa komponentinde spongioz kemikteki en düşük maksimum asal gerilim değerleri karşılaştırıldığında, en düşük değer model 2 ve model 4’de görülse de diğer modellerde de bu değerlere yakın değerler görülmüştür. Fossa komponentindeki en düşük maksimum asal gerilimin ramustaki vida eksikliğinden ve kilitli veya konvansiyonel sistemlerin kullanmasından etkilenmediğini görmekteyiz.

Fossa komponentinde spongioz kemikte en yüksek minimum asal gerilimler karşılaştırıldığında, en yüksek değer model 1’de 1. Vida etrafındaki spongioz kemikte görülmüştür. Kilitli vida sistemlerinin kullanımı, ramustaki tüm vida deliklerinin dolu olması durumunda avantaj sağlayarak minimum asal gerilim değerinde azalmaya sebep olmuştur. Ayrıca ramus komponentinde 1 vida eksikliği olması durumunda hem kilitli hem de konvansiyonel sistemlerin kullanıldığı modellerde minimum asal gerilimde düşüş görülmüştür. Bu düşüş konvansiyonel vida kullanılan sistemlerde daha belirgindir. Fossa komponentinde spongioz kemikte en düşük minimum asal gerilimler değerlendirildiğinde tüm modellerde benzer sonuçlar görülmüştür. Bu bize kilitli veya konvansiyonel vida kullanımının veya ramustaki vida sayısının en düşük minimum asal gerilim üzerinde etkili olmağını göstermiştir.

Fossa komponentindeki vidalar etrafındaki kortikal kemikte maksimum ve minimum asal gerilimler değerlendirildiğinde, en yüksek maksimum asal gerilim 1. Modelde 1. vida etrafındaki kortikal kemikte görülmüştür. Bu değer kilitli vida kullanılan sistemlerden oldukça büyüktür. Hem kilitli hem de konvansiyonel vida yerleştirilen modellerde ramus

komponentindeki vida eksikliği fossa komponentindeki spongios kemikte oluşan maksimum asal gerilim değerini azaltmıştır. En düşük maksimum asal gerilim değerlerine baktığımızda en düşük değer 1. Model üzerinde 7. vida etrafındaki kortikal kemikte görülmüştür. Ramus komponentindeki vida eksikliği oluşan maksimum asal gerilimi küçük bir miktar arttırdığı görülmüştür.

Fossa komponentinde vidalar etrafındaki kortikal kemikteki minimum asal gerilim değerlendirildiğinde, en yüksek minimum asal gerilim 3. Modelde 5. Vida etrafındaki kortikal kemikte görülmüştür. Kilitli sistemlerin kullanıldığı modellerde bu değer yine azalma göstermiştir. Ayrıca ramus komponentindeki vida eksikliği konvansiyonel sistemlerdeki minimum asal gerilimde artışa sebep olsa da, kilitli vida kullanılan modellerde bu değerde azalma olmuştur. En düşük minimum asal gerilim değerlerine bakıldığında ise bu değer 1. Modeldeki 3. Vida etrafında kortikal kemikte en küçüktür. Kilitli sistemler daha avantajlı görülse de modeller arasında çok önemli farklar yoktur.

6.SONUÇLAR

TME protezi ramus komponentinin fiksasyonunda bütün vida deliklerine konvansiyonel veya kilitli vida yerleştirilmesi ile oluşan stres dağılımı ile ramus komponentindeki en üstte yer alan vidanın yerleştirilmemesi ile oluşan stres dağılımını SEA ile değerlendirmek için yaptığımız tez çalışmasının sonuçlarına göre;

1. Kilitli vida kullanılmasının, ramus komponentindeki vidalarda oluşan von Mises streslerini önemli ölçüde azalttığı ve vidalardaki yüksek gerilim sıralamasının değiştirdiği görülmüştür.
2. En yüksek stres oluşan ramus komponentinin en üst vida deliğinin boş bırakıldığı durumda, konvansiyonel vida kullanılan modeldeki von Mises stresinin kilitli vida kullanılan model ile karşılaştırıldığında önemli derecede yüksek olduğu görülmüştür.
3. Tüm modellerin fossa komponentindeki vidalarda oluşan von Mises stresleri birbirleriyle hemen hemen aynı olarak ölçülmüştür.
4. Tüm modellerin fossa komponentindeki en yüksek von Mises stres değerinin 1. vida deliğinin posterior kısmındaki bölgede oluştuğu görülmüştür.
5. Ramus komponentindeki en üst vida eksikliği, fossa komponentinde oluşan von Mises stres değerlerini hem kilitli hem de konvansiyonel vida tasarımlarının kullanıldığı modellerde azalmıştır.
6. Ramus komponentindeki en üst vida eksikliğinin ramus komponenti üzerindeki von Mises stres değerlerini hem kilitli hem de konvansiyonel vida kullanılan modellerde arttırdığı görülmüştür.
7. Ramus komponentinde vidalar etrafındaki kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilim değerleri birbirine yakın olarak bulunmuştur.
8. Ramus komponentinde vidalar etrafındaki kortikal kemikte oluşan en düşük minimum asal gerilim değerleri modeller arasında yine birbirlerine yakın olarak bulunmuştur.
9. Modeller arasında en yüksek minimum asal gerilim değerleri birbirlerine yakın olsa da, bu değerler kilitli vida sisteminin kullanıldığı modellerde daha yüksektir.
10. Ramus komponentinde 1 vidanın eksik olması en yüksek minimum asal gerilim değerlerinde konvansiyonel vidalar için bir avantaj sağlasa da kilitli vida sistemlerinde dezavantaja sebep olduğu görülmüştür.

11. Modeller karşılaştırıldığında spongioz kemikte oluşan en yüksek maksimum asal gerilim değerlerinin birbirine yakın olduğu görülmüştür.



KAYNAKLAR

1. Di Fabio RP. Physical therapy for patients with TMD: a descriptive study of treatment, disability, and health status. *Journal of orofacial pain*. 1998 Apr 1;12(2).
2. Fletcher MC, Piecuch JF, Lieblich SE. Anatomy and Pathophysiology of the Temporomandibular Joint. In: Miloro M, Ghali GE, Larsen P, Waite P (eds). *Peterson's Principles of Oral and Maxillofacial Surgery*, Canada, 2012: 1033-1047.
3. Sidebottom AJ, UK TMJ Replacement Surgeons, British Association of Oral and Maxillofacial Surgeons. Guidelines for the replacement of temporomandibular joints in the United Kingdom. *Br J Oral Maxillofac Surg*, 46: 146-147, 2008.
4. Türker M, Yücetaş Ş. Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi (Cerrahi Anatomi) 1. Baskı. Ankara, Özyurt Matbaacılık, 2004: 43-88.
5. SAKUL, B.U. (1999). Baş ve boynun topografik anatomisi. Ankara. Ankara Üniversitesi Basımevi
6. BELL WE (1983) Understanding temporomandibular biomechanics, *J Craniomandib Pract*, 1(2), 27- 33
7. NADÍOO LCD (1996) Lateral pterygoid muscle and its relationship to the meniscus of the temporomandibular joint, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 82, 4- 9
8. Mercuri, L. G., & Jacobs, J. J. (2016). Temporomandibular Joint Total Joint Replacement – TMJ TJR. In *Temporomandibular Joint Total Joint Replacement–TMJ TJR*.
9. Asaki S, Sekikawa M, Kim YT. Sensory innervation of temporomandibular joint disk. *J Orthop Surg (Hong Kong)*. 2006 Apr;14(1):3-8.
10. PIETTE, E. (1993). Anatomy of the human temporomandibular joint. An updated comprehensive review. *Acta Stomatologica Belgica*. 90: 103-127.
11. WHITE, S.C. PHAROAH M.J. (2004) *Oral Radiology – Principles and Interpretation*. Mosby.

12. ARINCI, K. ELHAN, A. (1995). Anatomi. Ankara: Set Offset Matbaası.
13. Davidson JA, Metzinger SE, Tufaro AP, Dellon AL. Clinical implications of the innervation of the temporomandibular joint. J Craniofac Surg. 2003 Mar;14(2):235-9.
14. Moore JR. Surgery of the mouth and Jaws, Blackwell, Scientific, Oxford, 1985; 547-639.
15. MCKAY, G.S. YEMM, R. (1992). The structure and function of temporomandibular joint. British Dental Journal.173: 127-132
16. Griffiths RH. Report of the President's conference on examination, diagnosis and management of temporomandibular disorders. J Am Dent Assoc 1983; 106(1):75-77.
17. Okeson, J. 6th Edition, Management of Temporomandibular Disorders and Occlusion, Mosby-Year Book
18. Özcan B, 2005, Bruksizme Eşlik Eden Miyofasial Ağrı Sendromlu ve Temporomandibular Rahatsızlığı Olan Hastalarda Okluzal Splint ve Tens Tedavilerinin Klinik ve Ağrı Eşiği Üzerine Olan Etkilerinin Araştırılması, İstanbul
19. Dym H, Israel H. Diagnosis and treatment of temporomandibular disorders. Dent Clin N Am 2012; 56(1): 149-161.
20. Oral K, Küçük B, Ebeoğlu B, Dinçer S. 2009, Temporomandibular rahatsızlıklarda ağrının etyolojisi.
21. D., İyigün. 1996, Temporomandibular Hastalıklarda Okluzal Splint ve Okluzal Dengeleme ile Yapılan Tedavi Sonuçlarının Karşılaştırılması, İstanbul.
22. Meyers RA, Schellhas KP, Hall HD, et al. Guidelines for diagnosis and management of disorders involving the temporomandibular joint and related musculoskeletal structures. American Society of Temporomandibular Joint Surgeons. Northwest Dent. 1992; 71(5):21-27
23. Kalamir A, Bonello R, Graham P, Vitiello AL, Pollard H. Intraoral myofascial therapy for chronic myogenous temporomandibular disorder: a randomized controlled trial. J Manipulative Physiol Ther. 2012; 35(1):26-37.

- 24.Alpaslan GH, Alpaslan C. Efficacy of temporomandibular joint arthrocentesis with and without injection of sodium hyaluronate in treatment of internal derangements. *J Oral Maxillofac Surg* 2001;59(6):613–8.
- 25.McNeill C. Management of temporomandibular disorders: Concepts and controversies. *J Prosthet Dent* 1997; 77(5):510–522.
- 26.Karan A ve Aksoy C. Temporomandibular eklem rehabilitasyonu. In: Oğuz H, Dursun E, Dursun N, ed. *Tıbbi Rehabilitasyon*. İstanbul: Nobel Kitabevi 2004; 1061–1079.
- 27.Dionne R.A. Pharmacologic treatments for temporomandibular disorders. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1997; 83(1):134–142.
- 28.Phero J.C. Pharmacotherapy for chronic facial pain. *Dent Clin North Am* 1984; 28(3): 471–491.
- 29.Kurita H, Ikeda K, Kurashina K. Evaluation of the effect of a stabilization splint on occlusal force in patients with masticatory muscle disorders, *J Oral Rehabil* 2000; 27(1):79–82.
- 30.Dimitroulis G. Temporomandibular joint surgery: what does it mean to the dental practitioner? *Aust Dent J* 2011; 56(3): 257–64
- 31.Nitzan DW, Franklin Dolwick M, Martinez GF. Temporomandibular joint arthrocentesis: a simplified treatment for severe, limited mouth opening. *J Oral Maxillofac Surg*. 1991;49:1163–1167.
- 32.Alkan A, Bas B. The use of double-needle cannula method for temporomandibular joint arthrocentesis: clinical report. *Eur J Dent*. 2007;1:179–182.
- 33.Tozoglu S, Al-Belasy FA, Dolwick MF. A review of techniques of lysis and lavage of the TMJ. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2011;49:302–309.
- 34.Öreroğlu AR, Özkaya Ö, Öztürk MB, et al. Concentric- needle cannula method for single-puncture arthrocentesis in temporomandibular joint disease. An inexpensive and feasible technique. *J Oral Maxillofac Surg*. 2011;69:2334– 2338.

35. Dayisoğlu EH, Cifci E, Uçkan S. Ultrasound guided arthrocentesis of the temporomandibular joint. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2013;51:667–668.
36. Guarda-Nardini L, Ferronato G, Manfredini D. Two-needle vs. single-needle technique for TMJ arthrocentesis plus hyaluronic acid injections: a comparative trial over a six-month follow up *Int J Oral Maxillofac Surg* 2012; 41(4):506 -513
37. Dimitroulis G. A review of 56 cases of chronic closed lock treated with temporomandibular joint arthroscopy. *J Oral Maxillofac Surg* 2002;60:519–25.
38. Machon V, Sedy J, Klima K, Hirjak D, Foltan R. Arthroscopic lysis and lavage in patients with temporomandibular anterior disc displacement without reduction. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2012;41:109–13.
39. Bouloux GF, Modified condylotomy for temporomandibular joint dysfunction. *Atlas Oral Maxillofacial Surg Clin N Am* 2011; 19(2):169– 175.
40. Dattilo DJ. Resection of the severely ankylosed temporomandibular joint. *Atlas Oral Maxillofacial Surg Clin N Am* 2011; 19(2):207–220.
41. Granquist JE, Quinn PD. Total reconstruction of the temporomandibular joint with a stock prosthesis. *Atlas Oral Maxillofacial Surg Clin N Am* 2011; 19(2):221–232.
42. Mercuri LG. Patient-Fitted (“Custom”) Alloplastic Temporomandibular joint replacement technique. *Atlas Oral Maxillofacial Surg Clin N Am* 2011; 19(2):233–242.
43. Wolford LM. Factors to consider in joint prosthesis systems. *Proc (Bayl Univ Med Cent)*. 2006;19(3):232-8
44. Ilizarov GA. The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues. Part 1: The influence of stability of fixation and soft tissue preservation. *Clin Orthop* 1989; 238:249 – 281.
45. Ilizarov GA. The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues. Part 2: The influence of the rate and frequency of distraction. *Clin Orthop* 1989; 239:263 – 285.
46. Stucki-McCormick SU. Reconstruction of the mandibular condyle using transport

distraction osteogenesis. *J Craniofac Surg* 1997; 8:48–52. 18. Zhu SS, Hu J, Ying BB.

47. Reconstruction of mandibular condyle by transport distraction osteogenesis: experimental study on rhesus monkey. *J Oral Maxillofac Surg* 2006; 64:1487–1492.

48. Zhu SS, Hu J, Ying BB, Li JH. Growth of the mandible after condylar reconstruction using transport distraction osteogenesis: an experimental investigation in goats. *Plast Reconstr Surg* 2008; 121:1760–1767.

49. Cheung LK, Lo J. The long term effect of transport distraction in the management of temporomandibular joint ankylosis. *Plast Reconstr Surg* 2007; 119:1003 – 1009.

50. Schwartz HC. Transport distraction osteogenesis for reconstruction of the ramus-condyle unit of the temporomandibular joint: surgical technique. *J Oral Maxillofac Surg* 2008; 66:718–723.

51. Bansal V, Singh S, Garg N, Dubey P. Transport distraction osteogenesis as a & method of reconstruction of the temporomandibular joint following gap arthroplasty for post traumatic ankylosis in children: a clinical and radiological prospective assessment of outcome. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2014; 43:227 – 236.

52. Feiyun P, Wei L, Jun C, et al. Simultaneous correction of bilateral temporomandibular joint ankylosis with mandibular micrognathia using internal distraction osteogenesis and 3-dimensional craniomaxillofacial models. *J Oral Maxillofac Surg* 2010; 68:571–577

53. REES, L. (1954). The structure and function of the mandibular Joint. *British Dental Journal*. 6; 125-133.

54. Katzberg RW, Schenck J, Roberts D, Tallents RH, Manzione JV, Hart HR, Foster TH, Wayne WS, Bessette RW. Magnetic resonance imaging of the temporomandibular joint meniscus. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1985; 59: 332-335.

55. Fonseca 2000, Temporomandibular joint disorders, Oral and Maxillofacial Surgery. WB Saunders Company, Philadelphia, Pennsylvania.

56. Hoffman DC, Berliner L, Manzione J, Saccaro R, McGivern BE Jr. Use of direct sagittal computed tomography in diagnosis and treatment of internal derangements of the

temporomandibular joint. J Am Dent Assoc 1986; 113: 407-411.

57.Smith DM, McLachan KR, McCall WD. A numerical model of temporomandibular joint loading. J Dent Res 1986; 65: 1046-1052.

58.OSBORN, J.W. (1989). The temporomandibular ligament and the articular eminence as constraints during jaw opening. Journal of Oral Rehabilitation. 16; 323-333.

59.NICKEL, J.C. (1988). Eminence development of the postnatal human temporomandibular joint. Journal of Dental Research. 67: 896-902.

60.WHITE, S.C. PHAROAH M.J. (2004) Oral Radiology – Principles and Interpretation.

61.Quinn P. Alloplastic reconstruction of the Temporomandibular Joint. In: Fonseca RJ. Oral and Maxillofacial Surgery: Temporomandibular Disorders, Philadelphia: WB Saunders Company; 2000. cap.17, p. 316-3

62.Wolford LM, Pitta MC, Reichel-Fischel O, Franco PF. TMJ concepts/techmedica custom made TMJ total prosthesis: 5-year follow-up study. Int J Oral Maxillofac Surg 2003;32:268-75.

63.W. Lorenz Surgical. Total TMJ replacement system patient information. Jacksonville: W Lorenz; 2005. Folheto informativo

64.Hallab N: Metal sensitivity in patients with orthopaedic implants. J Clin Rheumatol 7:215, 2001

65.Foussereau J, Laugier P: Allergic eczemas from metallic foreign bodies. Trans St Johns Hosp Dermatol Soc 52:220, 196

66.Hallab NJ: Biologic responses to orthopedic implants: Innate and adaptive immune responses to implant debris. Spine 41: 30, 2016

67.Cadosch D, Chan E, Gautschi OP, Filgueira L: Bio-corrosion of stainless steel by osteoclasts—In vitro evidence. J Orthop Res 27:841, 2009

68.Arnholt CM, MacDonald DW, Malkani AL, et al: Corrosion damage and wear mechanisms in longterm retrieved CoCr femoral components for total knee arthroplasty. J

Arthroplasty 31: 2900, 2016

69.Niki Y, Matsumoto H, Otani T, et al: Screening for symptomatic metal sensitivity: A prospective study of 92 patients undergoing total knee arthroplasty. *Biomaterials* 26:1019, 2005

70.Caicedo MS, Solver E, Coleman L, et al: Females with unexplained joint pain following total joint arthroplasty exhibit a higher rate and severity of hypersensitivity to implant metals compared with males: Implications of sex-based bioreactivity differences. *J Bone Joint Surg Am* 99:621, 2017

71. Hallab N, Anderson S, Stafford T, et al: Lymphocyte responses in patients with total hip arthroplasty. *J Orthop Res* 23:384, 2005

72. Lai DW, Saver JL, Araujo JA, et al: Pericarditis associated with nickel hypersensitivity to the Amplatzer occluder device: A case report. *Catheter Cardiovasc Interv* 66:424, 2005

73.Basketter DA, Briatico-Vangosa G, Kaestner W, et al: Nickel, cobalt and chromium in consumer products: A role in allergic contact dermatitis. *Contact Dermatitis* 28:15, 1993

74.Teo ZWW, Schalock PC: Hypersensitivity reactions to implanted metal devices: Facts and fictions. *J Investig Allergol Clin Immunol* 26:279, 2016

75.Thyssen JP, Menne T, Schalock PC, et al: Pragmatic approach to the clinical work-up of patients with putative allergic disease to metallic orthopaedic implants before and after surgery. *Br J Dermatol* 164:473, 2011

76.Jacobs JJ: Clinical manifestations of metal allergy. Adverse reactions to byproducts of joint replacements (AAOS/ORSI). Presented at: Annual Meeting of the American Academy of Orthopaedic Surgery; San Francisco, CA; February 7-11, 2012

77.Gallo J, Goodman SB, Kontinen YT, Raska M: Particle disease: Biologic mechanisms of periprosthetic osteolysis in total hip arthroplasty. *Innate Immun* 19:213, 2013

78.Munch HJ, Jacobsen SS, Olesen JT, et al: The association between metal allergy, total knee arthroplasty, and revision. *Acta Orthop* 86:378, 2015

- 79.Bravo D, Wagner ER, Larson DR, et al: No increased risk of knee arthroplasty failure in patients with positive skin patch testing for metal hypersensitivity: A matched cohort study. *J Arthro- plasty* 31:1717, 2016
80. Basko-Plluska J, Thyssen J, Schalock P: Cutaneous and systemic hypersensitivity reactions to metallic implants. *Dermatitis* 22: 65, 2011
- 81.Fonacier LS, Dreskin SC, Leung DY: Allergic skin diseases. *J Allergy Clin Immunol* 125:138, 2010
- 82.Hallab N, Anderson S, Stafford T, et al: Lymphocyte responses in patients with total hip arthroplasty. *J Orthop Res* 23:384, 2005
83. Schalock PC, Menn_e T, Johansen JD, et al: Hypersensitivity reactions to metallic implants—Diagnostic algorithm and suggested patch test series for clinical use. *Contact Dermatitis* 66:4, 2012
- 84.Adame CG. Temporomandibular reconstruction : alloplastic prostheses. *Rev Esp Cir Oral Maxillofacial* 2005;27(1):7–14.
- 85.Seward GR, Foreman BG. Quick- release locking plates. *Br Dent J* 1972: 132: 366–368.
- 86.Collins C, Leonard G, Tolas A, Alcalde R. A prospective randomized clinical trial comparing 2 mm locking plates to 2 mm standard plates in treatment of mandibular fractures. *J Oral Maxillofacial Surg* 2004: 62: 1392– 1395.
- 87.Ellis III E, Graham J. Use of a 2.0-mm locking plate/screw system for mandibular fracture surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 2002: 60: 642–645.
88. Herford AS, Ellis E. Use of a locking reconstruction bone plate/screw system for mandibular surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 1998: 56: 1261–1265.
- 89.Kashi A, Chowdhury AR, Saha S. Finite element analysis of a TMJ implant. *J Dent Res*, 89: 241-245, 2010.
- 90.Wolford LM, Karras SC. Autologous fat transplantation around temporomandibular joint total joint prostheses: preliminary treatment outcomes. *J Oral Maxillofac Surg* 1997;55:245-

51; discussion 51-2.

91.Dimitroulis G, Slavin J, Morrison W. Histological fate of abdominal dermis-fat grafts implanted in the temporomandibular joint of the rabbit following condylectomy. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2011;40:177-83

92.Huggins CB. The phosphatase activity of transplants of the epithelium of the urinary bladder to the abdominal wall producing heterotopic ossification. *Biochem J* 1931;25:728-32.

93.Morgan DH. Development of alloplastic materials for temporomandibular joint prosthesis: a historical perspective with clinical illustration. *Cranio* 1992;10(3):192-204

94.Bujtár P, Simonovics J, Váradi K. The biomechanical aspects of reconstruction for segmental defects of the mandible: a finite element study to assess the optimisation of plate and screw factors. *J Craniomaxillofac Surg* 2014;42; 855-62.

95.Schupp W, Arzdorf M, Linke B. Biomechanical testing of different osteosynthesis systems for segmental resection of the mandible. *J Oral Maxillofac Surg* 2007;65; 924- 30.

96.Van Sickels Je, Peterson GP, Holms S. An in vitro comparison of an adjustable bone fixation system. *J Oral Maxillofac Surg* 2005;63; 1620-1625.

97.Ismail YH, Hauntis LN, Fleming JF. Comparison of two dimensional and three-dimensional finite element analysis of a blade implant. *J Oral Imp* 1987, 4; 25-61.

98.Assunção WG, Barão VAR, Tabata LF, Gomes EA, Delben JA, dos Santos PHJJoCS. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. 2009;20(4):1173-7.

99.Assunção WG, Barão VAR, Tabata LF, Gomes EA, Delben JA, dos Santos PHJJoCS. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. 2009;20(4):1173-7.

100.Guarda-Nardini L, Manfredini D, Ferronato G. Temporomandibular joint total replacement prosthesis: current knowledge and considerations for the future. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 37: 103-110, 2008.

101.Kerwell S, Alfaro M, Pourzal R, et al. Examination of failed retrieved temporomandibular joint (TMJ) implants. *Acta Biomater*, 32: 324-335, 2016.

102.Kashi A, Chowdhury AR, Saha S. Finite element analysis of a TMJ implant. *J Dent Res*, 89: 241-245, 2010.

