

**BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**FARKLI KALINLIKTAKİ OKLUZAL SPLİNTLERİN
TEMPOROMANDİBULAR EKLEM ÜZERİNE OLUŞTURDUĞU
STRES DAĞILIMININ ARAŞTIRILMASI**

**DOKTORA TEZİ
Ahmet ERDEM**

**Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı
Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Doktora Programı**

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Nükhet KÜTÜK

HAZİRAN 2019

**BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**FARKLI KALINLIKTAKİ OKLUZAL SPLİNTLERİN
TEMPOROMANDİBULAR EKLEM ÜZERİNE OLUŞTURDUĞU
STRES DAĞILIMININ ARAŞTIRILMASI**

**DOKTORA TEZİ
Ahmet ERDEM
(150206116)**

**Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı
Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Doktora Programı**

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Nükhet KÜTÜK

HAZİRAN 2019

Bezmialem Vakıf Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü'nün 150206116 numaralı Doktora Öğrencisi Ahmet ERDEM, ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı "FARKLI KALINLIKTAKİ OKLUZAL SPLİNTLERİN TEMPOROMANDİBULAR EKLEM ÜZERİNE OLUŞTURDUĞU STRES DAĞILIMININ ARAŞTIRILMASI" başlıklı tezini aşağıda imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

Tez Danışmanı : **Doç. Dr. Nükhet KÜTÜK**
Bezmialem Vakıf Üniversitesi

Jüri Üyeleri : **Prof. Dr. Alper ALKAN**
Bezmialem Vakıf Üniversitesi

Prof. Dr. Bora ÖZDEN
Ondokuz Mayıs Üniversitesi

Doç. Dr. Burcu BAŞ
Ondokuz Mayıs Üniversitesi

Dr. Öğr. Üyesi Asiye Nur DİNÇER
Bezmialem Vakıf Üniversitesi

Teslim Tarihi : **26.07.2019**

Savunma Tarihi : **26.06.2019**



Aileme,

ÖNSÖZ

Çalışmalarımın her aşamasında yardımlarını esirgemeyen ve hep daha iyiye yönlendirmeye çalışan çok değerli hocam Doç. Dr. Nükhet KÜTÜK'e, her konuda desteğini üzerimde hissettiğim hocam Prof. Dr. Alper ALKAN' a, doktora eğitimim sırasında yardımlarını esirgemeyen ve her zaman destek olan değerli hocam Prof. Dr. Erdem KILIÇ'a, her zaman yanımda olan sevgili eşime, desteklerini ve sevgilerini hiçbir zaman esirgemeyen canım anneme, babam Dr. Naim ERDEM'e ve kardeşime, sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Bu tez, Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu Başkanlığı tarafından 2.2019/10 numaralı proje ile desteklenmiştir.

Haziran 2019

Ahmet ERDEM

(Diş Hekimi)

BEYAN

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

Ahmet Erdem

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖNSÖZ.....	iv
BEYAN.....	v
İÇİNDEKİLER.....	vi
KISALTMALAR.....	viii
SEMBOLLER.....	ix
TABLO LİSTESİ.....	x
ŞEKİL LİSTESİ.....	xi
ÖZET.....	xiv
SUMMARY.....	xv
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1 Temporomandibuler Eklem Embriyolojisi.....	4
2.2 Temporomandibuler Eklem Anatomisi.....	6
2.2.1 Temporomandibuler eklemi oluşturan kemik elemanları.....	6
2.2.1.1 Mandibuler kondil.....	6
2.2.1.2 Glenoid fossa.....	6
2.2.1.3 Artiküler eminens.....	8
2.2.2 Temporomandibuler eklemi oluşturan yumuşak doku elemanları.....	8
2.2.2.1 Eklem diski.....	8
2.2.2.2 Temporomandibuler Eklem Ligamentleri.....	10
2.2.2.3 Retrodiskal dokular (bilaminar alan).....	13
2.2.3 Eklem Kıkırdağı, Sinovyal Membran ve TME'nin Kayganlık Mekanizması.....	14
2.2.4 Temporomandibuler eklem damar yapısı.....	19
2.2.5 Temporomandibuler eklem sinir yapısı.....	19
2.3 Mandibuler Fonksiyondaki Kaslar.....	19
2.3.1 Masseter kası.....	20
2.3.2 Temporal kas.....	20
2.3.3 İç (medial) pterigoid kas.....	21
2.3.4 Dış (lateral) pterigoid kas.....	21
2.4 Temporomandibular Eklem Biyomekaniği.....	23
2.5 Temporomandibular Bozukluklar.....	23
2.5.1 Temporomandibuler bozuklukların sınıflandırılması.....	25
2.6 Disk Deplasmanları.....	27
2.6.1 Etyoloji.....	31
2.6.1.1 Travma.....	31

2.6.1.2 Eklem laksitesisi	32
2.6.1.3 Bruksizm	32
2.6.2 Teshis yöntemleri	33
2.6.2.1 Anamnez	33
2.6.2.2 Fizik muayene	33
2.6.2.3 Radyografik değerlendirme	34
2.6.2.4 Psikolojik değerlendirme	36
2.6.3 Klinik seyri	36
2.6.4 Ayırıcı tanısı	39
2.6.5 Tedavi	39
2.6.5.1 Davranışsal tedavi	40
2.6.5.2 Fizik tedavi	40
2.6.5.3 Manüel manipülasyon	41
2.6.5.4 Farmakolojik tedavi	41
2.6.5.5 Artrosentez ve temporomandibuler eklem içi enjeksiyonlar	41
2.6.5.6 Splint tedavisi	42
2.6.5.7 Cerrahi tedaviler	49
2.7 Sonlu Elemanlar Analizi Metodu	50
2.7.1 Sonlu eleman analizinde temel adımlar	52
2.7.2 Stres analizlerinde kullanılan terimler	53
2.7.3 Sonlu Elemanlarlar analizi ile temporomandibuler eklem üzerinde yapılmış çalışmalar	56
3. MATERYAL VE METOT	59
3.1 Materyal	59
3.1.1 Çalışmada kullanılan gereçler	59
3.2 Metot	60
3.2.1 Matematik modellerin hazırlanması	60
3.2.2 Dişlerin modellenmesi	64
3.2.3 Okluzal splintlerin modellenmesi	64
3.2.4 Temporomandibuler eklem yapılarının modellenmesi	66
3.2.5 Geometrik modelin matematik modele dönüştürülmesi (modelin ağ yapısının oluşturulması)	70
3.3 Sınır Koşulları	72
3.4 Yükleme Koşulları	73
3.5 Analiz Aşaması	74
4. BULGULAR	77
4.1 Model 1	77
4.2 Model 2	79
4.3 Model 3	80
4.4 Model 1, 2 ve 3'ün Karşılaştırılması	82
5. TARTIŞMA	89
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	106
KAYNAKLAR	108
EKLER	124
ÖZGEÇMİŞ	130

KISALTMALAR

AB	: Anterior Band
ADA	: Amerikan Dişhekimleri Birliği
AGD	: Asal Gerilme Değeri
BT	: Bilgisayar Tomografi
E	: Young Modülü
ID	: İç Düzensizlik
IZ	: Intermediate Zone
kg	: Kilogram
MO	: Malokluzyon
MR	: Manyetik Rezonans
MRG	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
N	: Newton
NSAII	: Nonsteroid Antienflamatuar İlaç
OA	: Osteoartrit
P	: Paskal
PB	: Posterior Band
PL	: Periodontal Ligament
PLA2	: Fosfolipaz A2
Pmax	: Maksimum Prinsiple Stres
Pmin	: Minimum Prinsiple Stres
RA	: Romatoid Artrit
SEA	: Sonlu Elemanlar Analizi
TENS	: Transkütanöz Elektriksel Sinir Uyarımı
TMB	: Temporomandibuler Bozukluk
TME	: Temporomandibuler Eklem
TML	: Temporomandibuler Ligament
VAS	: Verbal Ağrı Skalası

SEMBOLLER

α	: Alfa
$^{\circ}\text{C}$: Santigrad derece (Celsius)
γ	: Gama
δ	: Delta



TABLO LİSTESİ

Sayfa

Tablo3.1 :Murakami ve ark. (2008) çalışmasında anterior disk deplasmanı 3 ve 6 mm okluzal splint kullanımı ile kondil ve diskte medana gelen ortalama hareket miktarları.	69
Tablo 3.2 :Çalışmamızda modellenen yapıların youngs modulus ve poisson oranları.....	70
Tablo 3.3 :Çalışmamızda SEA ile modellenen yapıların eleman ve düğüm sayıları.....	71
Tablo 3.4 :Çene kaslarıyla alt çeneyi bastıran kuvvetler ve kuvvet bileşenleri.	73
Tablo 4.1 :Her üç modelde TMEkomponentlerine gelen maksimum Von Mises stres miktarları.....	88

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2.1	:Temporomandibuler eklemin anatomik yapıları.....	3
Şekil 2.2	:Onuncu hafta: 1-Mandibuler kondil 2- Meckel kartilajı.....	5
Şekil 2.3	:Yirmi altıncı haftada TME’de oluşumunu tamamlamış fizyolojik alt ve üst eklem boşlukları izlenmektedir.Her iki eklem boşluğunda trabekül benzeri oluşumlar izlenmekte olup, boşluklar arasında disk henüz tam olarak kondiler ve temporal bölümlerden ayrılmamıştır.....	5
Şekil 2.4	:Temporomandibuler eklemi oluşturan kemik elemanları (ZA. Zigomatik arkın posterior kökü, AT. Artiküler tüberkül, AE. Artiküler eminensin tepesi, GF. Glenoid fossanın tavanı, P. Postglenoid çıkıntı, T. Temporal kemiğin timpanik parçası, C. Mandibuler kondil, SCT. Subkondiler tüberkül, SP. Stiloid çıkıntı, M. Mastoid çıkıntı).....	7
Şekil 2.5	:Kapsüler ligament.....	11
Şekil 2.6	:Temporomandibuler ligament.....	12
Şekil 2.7	:Aksesuar ligamentler.	13
Şekil 2.8	:Ağız kapalı ve açık pozisyonlarda, retrodiskal doku hacmindeki değişiklik (1. Kondil başı, 2. Pterigoid fovea, 3. Eklem diski, 4. Retrodiskal doku, 5. Alt eklem boşluğu, 6. Üst eklem boşluğu, 7. Artiküler eminens, 8. Zigomatik ark, 9. Dış kulak yolu, 10. Superior lateral pterigoid kas, 11. Inferior lateral pterigoid kas) [32].....	14
Şekil 2.8	:Masseter kas.....	20
Şekil 2.9	:Temporal kas.....	21
Şekil 2.10	:İç pterigoid kas.....	21
Şekil 2.11	:Dış pterigoid kas.	23
Şekil 2.12	:Redüksiyonlu disk deplasmanı.	29
Şekil 2.13	:Redüksiyonsuz disk deplasmanı.....	30
Şekil 2.14	:Üst çeneye uygulanmış bir stabilizasyon splinti.....	47
Şekil 2.15	:Gerinim (strain).....	54
Şekil 2.16	:Elastisite modülü = gerilim / gerinim.....	55
Şekil 3.1	:BT’de kesitlerin hazırlanması.....	61
Şekil 3.2	:BT görüntüsünün MIMICS programına aktarılması.	61
Şekil 3.3	:Bilgisayar ortamında üst çene modelinin dişlerle birlikte oluşturulması.....	62

Şekil 3.4	:Bilgisayar ortamda alt çene modelinin dişlerle birlikte oluşturulması ..	62
Şekil 3.5	:Üst çene modelinde spongioz kemik ve dişlerin oluşturulması.....	63
Şekil 3.6	:Alt çene modelinde spongioz kemik ve dişlerin oluşturulması	63
Şekil 3.7	:Uygun Thresholding değerleri seçilerek dişler yapılandırıldı.	64
Şekil 3.8	:Solidworks yazılımında 3 ve 6 mm dikey kalınlığında splintler hazırlanmış ve stl olarak yapılandırılmıştır.	65
Şekil 3.9	:Stabilizasyon splintinin üst çenedeki temas noktaları.	65
Şekil 3.10	:3 mm dikey kalınlığında okluzal splintin a. önden ve b. yandan görünümü.....	66
Şekil 3.11	:6 mm dikey kalınlığında okluzal splintin a. önden ve b. yandan görünümü.....	66
Şekil 3.12	:Kortikal kemik tabakası 1,8 mm kalınlığında bir tabaka halinde süngerimsi kemiği örtecek şekilde oluşturulması.	67
Şekil 3.13	:Farklı thresholding değerleri seçilerek kesit kesit katmanların temizlenmesi ve sınır şartlarına göre diskin modellenmesi.	67
Şekil 3.14	:TME diskinin modellenmesi. TME diski stres analizi bölgesinde olduğu için daha küçük (hassas) elemanlar ile modellenmiştir.....	68
Şekil 3.15	:SEA’de kullanılan farklı eleman nodulleri.	72
Şekil 3.16	:Sonlu eleman modelinde sınır ve yükleme koşulların uygulanması.....	73
Şekil 3.17	:Farklı kalınlıktaki okluzal splintlerin kullanılması sonucu kondil hareketleri.....	74
Şekil 3.18	:Farklı kalınlıklardaki splint kullanan modellerde disklerin birbirlerine göre konumu.....	75
Şekil 3.19	:Okluzal splint kullanımına bağlı olarak disk ve kondil hareketleri sonucu üst eklem boşluğunda meydana gelen artış.	75
Şekil 3.20	:TME diskinde oluşan stres değerlerinin dağılımı.	76
Şekil 4.1	:Model 1 disk fossa ve kondil kısmına gelen Von Mises streslerinin dağılımı.....	78
Şekil 4.2	:Model 1’de a. kondile ve b. fossaya gelen Von Mises streslerinin dağılımı.....	78
Şekil 4.3	:Model 2’de diskin a. kondil ve b. fossa kısmına gelen Von Mises streslerinin dağılımı.....	79
Şekil 4.4	:Model 2’de a. kondile ve b. fossaya gelen Von Mises streslerinin dağılımı.....	80
Şekil 4.5	:Model 3’de diskin a. fossa ve b. kondil kısmına gelen Von Mises streslerinin dağılımı.....	81
Şekil 4.6	:Model 3’te a. kondile ve b. fossaya gelen Von Mises streslerinin dağılımı.....	81
Şekil 4.7	:Model 1, 2 ve 3’te diskin fossa tarafına gelen Von Mises stresleri.....	82
Şekil 4.8	:Model 1, 2 ve 3’te diskin kondil tarafına gelen Von Mises stresleri.....	83

Şekil 4.9	:Model 1, 2 ve 3'te diskin fossa tarafına gelen Von Mises streslerinin kesit alınarak incelenmesi.....	83
Şekil 4.10	:Model 1, 2 ve 3'te diskteki pmax stresleri.....	84
Şekil 4.11	:Model 1, 2 ve 3'te diskteki pmin stresleri.....	85
Şekil 4.12	:Model 1, 2 ve 3'te kondile gelen Von Mises stresleri.	86
Şekil 4.13	:Model 1, 2 ve 3'te fossaya gelen Von Mises stresleri.	87
Şekil 4.14	:Model 1, 2 ve 3'te fossaya gelen Von Mises stresleri kondil başı ile birlikte görünümü.....	87



FARKLI KALINLIKTAKİ OKLUZAL SPLİNTLERİN TEMPOROMANDİBULAR EKLEM ÜZERİNE OLUŞTURDUĞU STRES DAĞILIMININ ARAŞTIRILMASI

ÖZET

TME bozuklukları (TMB) günümüzde sık rastlanılan kronik ağrılı ve hastaların yaşam kalitesini azaltan bir hastalık grubudur. TMB'ler eklem gelen anormal stresler sebebiyle oluşabilir ve tedavisinde kullanılan temel yöntemlerden biri okluzal splintlerdir. Yayınlanan çalışmalarda değişen kalınlıklarda splintler kullanılmıştır. Bu araştırmanın amacı 3 ve 6 mm kalınlıktaki splintlerin TME üzerinde oluşturduğu streslerin sonlu elemanlar analizi (SEA) yöntemi ile karşılaştırılması ve ideal okluzal splint kalınlığının belirlenmesine yardımcı olmaktır.

İskeletsel ve dişsel sınıf 1 kapanışa sahip olan bir hastadan çekilmiş olan bilgisayarlı tomografi (BT) verileri kullanılarak bilgisayar ortamında TME modeli elde edilmiştir. Elde edilen model üzerinde TME diski ön konuma alınarak bir disk deplasman modeli oluşturulmuştur. Bu model kullanılarak ağızda okluzal splint yokken, 3 ve 6 mm dikey kalınlığa sahip okluzal splintler varken olmak üzere 3 farklı model elde edilmiştir. Bilgisayar ortamında bu modeller üzerine anatomik kas kuvvet ve vektörleri atanarak yükleme koşulları oluşturulmuş ve TME komponentleri (disk, kondil, fossa) üzerinde oluşan stres dağılımları sonlu elemanlar analizi (SEA) yöntemiyle karşılaştırılmıştır.

Tüm modellerde TME diskinde stres yoğunluğu, diskin ön ve orta bandı arasında lateral tarafta yoğunlaşmıştır. Okluzal splint kullanılan modellerde, diskteki stres yoğunluğu orta banda doğru yayılmış ve miktarı azalmıştır. Tüm modellerde kondil başı ve fossadaki stres yoğunluğu TME diskinin ön ve orta bandına denk gelen yüzeylerde yoğunlaşmıştır. Okluzal splint kullanılan modellerde, kondil ve fossada stres yoğunluğu ve miktarı azalmıştır. TME'nin tüm komponentlerinde oluşan stres karşılaştırıldığında, 6 mm okluzal splint kullanılan modelde, 3 mm okluzal splint kullanılan modele göre daha az stres yoğunluğu oluşmuştur.

TMB'lerin tedavisinde okluzal splintlerin kullanımı, TME'de oluşan stresleri azaltmaktadır. Artan dikey kalınlıklarda okluzal splintlerin kullanımı da TME'de oluşan stresleri azaltılmasında daha faydalı olabilir. TMB hastalarında kullanılacak okluzal splintlerin, uygun dikey kalınlıklarının kanıta dayalı olarak belirlenebilmesi için klinik çalışmalar; biyomekanik ve SEA çalışmaları ile desteklenmelidir.

Anahtar Kelimeler: Sonlu elemanlar analizi, temporomandibuler eklem, okluzal splint

THE INVESTIGATION OF THE STRESS DISTRIBUTION OF THE OCCLUSAL SPLINTS OF DIFFERENT THICKNESS ON THE TEMPOROMANDIBULAR JOINT

SUMMARY

TMJ disorders (TMD) are a common group of patients with chronic pain and reduced quality of life. TMDs can be caused by abnormal stresses from insertion and one of the main methods used in the treatment is occlusal splints. In the published studies, varying thickness splints were used. The aim of this study is to compare the stresses of 3 and 6 mm thick splints on TME with finite element analysis (FEA) and to determine the ideal occlusal splint thickness.

TME model was obtained by using computed tomography (CT) data from a patient with skeletal and dental class 1 occlusion. A disc displacement model has been formed by taking the TME disc into the anterior position. Using this model, 3 different models were obtained with occlusal splints with 3 and 6 mm vertical thickness and a model with no occlusal splint. The loading conditions were determined by assigning anatomical muscle strength and vectors on these models in computer environment.

In all models, the intensity of stress on the TMJ disc is concentrated on the lateral side between the anterior and middle bands of the disc. In models with occlusal splint, the stress intensity on the disc is spread towards the middle band and the amount is decreased. In all models, the stress density in the condyle head and fossa is concentrated on the surfaces corresponding to the anterior and middle band of the TMJ disc. In the occlusal splint models, the density and amount of stress decreased in the condyle and fossa. Compared to the stress of all components of TMJ, a 6 mm occlusal splint was used, which resulted in less stress intensity than a 3 mm occlusal splint.

The use of occlusal splints in the treatment of TMDs reduces stress in TMJ. The use of occlusal splints in increasing vertical thickness may be more useful in reducing stresses occurring in TMJ. Clinical studies to determine the appropriate vertical thickness of occlusal splints to be used in TMD patients based on evidence; should be supported by biomechanics and FEA studies.

Keywords: Finite elements analysis, temporomandibular joint, occlusal splint

1. GİRİŞ

TME bozuklukları günümüzde sık rastlanılan kronik ağrılı ve hastaların yaşam kalitesini azaltan bir hastalık grubudur. TME hastalıklarının etyolojisi multifaktörüyeldir ve travma, gelişimsel defektler (hipoplaziler vs.), dejeneratif eklem rahatsızlıkları, parafonksiyonel çene aktiviteleri, orofasiyal hareket bozuklukları, çene ilişkilerindeki ve dental okluzyondaki uyumsuzlukların bir veya birkaçı etken olabilir [1, 2].

TME içi ve kas rahatsızlıklarının tümünü kapsayan Temporomandibuler bozukluklar (TMB) terimi, ilk kez Bell tarafından kullanılmıştır [3]. TMB tanımı altında, Okeson çiğneme kası rahatsızlıklarını ve TME düzensizliklerini ayrı başlıklar altında sınıflandırmıştır [4]. Wilkes ise TME iç düzensizliklerini farklı evreler altında sınıflandırmıştır [5]. TME iç düzensizlikleri eklem diskinin mandibula, kondil başı, glenoid fossa veya artiküler tüberküle göre anormal pozisyonel ilişkisi olarak tanımlanmıştır ve genel olarak disk deplasmanlarını içerir. Disk deplasmanı çene ağrısı, klik/krepitasyon sesi, ağız açıklığında kısıtlılık gibi semptomların ana sebebidir [6, 7].

Disk deplasmanı konservatif veya cerrahi yöntemlerle tedavi edilen ve sık rastlanılan bir klinik durumdur. En yaygın kullanılan konservatif yöntem okluzal splintlerdir [8]. TMBler'de okluzal splintlerin kullanımı okluzyonun düzenlenmesi, kas fonksiyonlarının iyileştirilmesi ve diskin yeniden pozisyonlandırılmasını sağlar. Tedavinin amacı dişler, eklem ve kaslar arasında uyumlu ilişkiyi sağlamaktır [9]. Deplasmanın şiddeti ve redüksiyon içerip içermemesine bağlı olarak farklı kalınlıklardaki okluzal splintlerin başarısı klinik olarak az sayıda çalışmada gösterilmiştir. Daha önce yapılmış çalışmalarda 1 mm'den 8 mm'ye kadar değişen dikey kalınlıklarda okluzal splintler kullanılmıştır [10, 11]. Yapılan Literatür araştırması sonucunda, farklı dikey kalınlıklarda splintlerin kullanıldığı tüm çalışmalarda, daha kalın splintlerin klinik ve radyolojik (MRG) olarak daha başarılı sonuçlar verdiği ifade edilmiştir. Bu başarı, kondilin glenoid fossadan uzaklaşması, eklem diskinin daha arkada ve fizyolojik konumuna yakın bir pozisyon alabilmesi ve

eklem aralığındaki artışa bağı olarak eklem yapıları üzerine gelen streslerin azalması ile açıklanmaktadır [12].

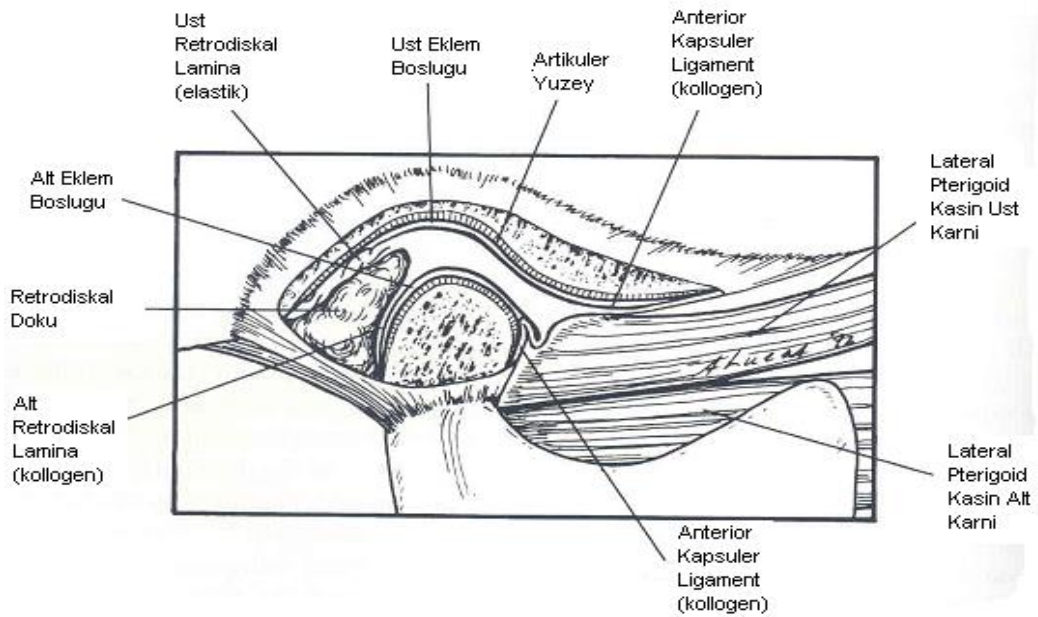
TMB'ler, ekleme gelen anormal stresler sebebiyle oluşabileceği gibi, oluştuğunda ekleme gelen stresleri daha da arttırarak anormal stres dağılımına sebep olabilir [13]. TME üzerine gelen streslerin klinik olarak incelenmesi teknik olarak mümkün olmadığından, bu sorun sonlu eleman analizi çalışmaları ile giderilmeye çalışılmıştır. Sonlu eleman modellerinin gelişmesi ile eklem diski, kondil başı ve fossa eminens kompleksine gelen sıkışma, gerilim ve makaslama kuvvetlerinden kaynaklanan streslerin değerlendirilebilmesi mümkün olabilmektedir. Güncel çalışmalarda eklem daha çok komponentinin dijital ortamda taklit edilebilir hale gelmesi, disk deplasmanı ve patolojik durumların simule edilmesi ile yöntemin güvenilirliği ve kullanımını arttırmıştır [14, 15].

Bu çalışmada artiküler diskin anteriora deplase olduğu 3 boyutlu TME modelinde 0, 3 ve 6 mm dikey kalınlığa sahip splintlerin TME elemanları (artiküler fossa, mandibuler kondil, artiküler disk) üzerinde oluşturduğu stres dağılımının sonlu eleman analizi ile karşılaştırılması amaçlanmaktadır. Bu sayede, disk düzensizliklerinin tedavisinde klinik olarak en etkili olabilecek ideal kalınlığın tespit edilmesine katkı sağlanabilecektir.

2. GENEL BİLGİLER

Temporomandibuler eklem bilateral, ginglimoid, diartroidal ve sinoviyal yapıda, serbestçe hareket edebilen, dönme (rotasyon) ve kayma (translasyon) hareketlerini birlikte yapabilen kompleks yapıda bir eklemdir. Diartroidal olmasının sebebi eklemün ön tarafında mandibuler kondil ve üst tarafında artiküler eminens ile temporal kemiğin bulunduğu iki kemikten oluşmasıdır. (Şekil 2.1) Mentешеye benzeyen hareket bileşeninin bulunması nedeniyle deginglimoid eklem olarak sınıflandırılır. Bilateral olan TME’de, tek tarafta oluşan fonksiyonel değişiklik ve hareket diğer tarafı da etkiler. Bu sebeple TME, çift taraflı olarak birlikte ve uyumlu hareket etme zorunluluğu olan vücuttaki tek eklemdir. TME’nin eşsiz özelliklerinden bir diğeri de santral sinir sistemi tarafından integrasyon gerektiren, rotasyon ve translasyon hareketlerini aynı anda yapabilmesidir [2, 16-21].

TME bu özellikleri sayesinde temporal kemik ve mandibula arasında artroidal hareket (menteşe, dönme, açma-kapama) gerçekleştirirken, artiküler tüberkülün arka alt yüzeyi ile mandibula kondil başının üst ön yüzeyi arasından ginglimoidal (kayma) hareketini gerçekleştirir [22]. TME’nin hareketleri kendi özel anatomisi ve ligamentleri sayesinde kısıtlanmaktadır [23].



Şekil 2.1 : Temporomandibuler eklemün anatomik yapıları [2].

2.1 Temporomandibuler Eklem Embriyolojisi

Temporomandibuler eklem gelişimi esnasında yedinci ve sekizinci embriyolojik haftalarda artiküler fossa, tanılabilen ilk yapıdır. Mezenşimal hücre yoğunlaşması şeklinde izlenen bu alan daha sonra diske ve eklem kapsülüne diferansiye olur. Onuncu haftada artiküler fossa kemikleşmeye başlar. Fossanın gelişimi kondilden daha hızlı olur. Fossa zigomatik arkta protrüzyonla oluşur ve antero-medial yönde büyümesine devam eder. Aynı zamanlarda artiküler eminens de gelişmeye başlar. Meckel kartilajının dış kısmında bulunan mezenkimal hücrelerin birleşmesiyle onuncu veya onbirinci haftada kondiler kartilaj gelişir. Apikale doğru endokondral kemikleşme devam ederek, mandibula ile füzyon yapar. Onbeşinci haftadan sonra kondrositler değişerek kartilaj tipi postnatal yapı organizasyonunu yapar. Kondilin yirminci haftaya kadar sadece dış bölümü kartilajdan oluşur.

Yedi buçuk haftadan sonra mezenkimal hücrelerin yoğunluğu şeklinde artiküler disk izlenebilir. Ondokuzuncu ve yirminci haftalar arasında fibrokartilaj yapısı belirgindir. İlk kez dokuzuncu ile onbirinci haftalarda eklem kapsülü gelecekteki TME bölgesinde ince çizgi şeklinde izlenir. Yirmialtıncı haftadan sonra ise kapsülün sinovyal ve selüler parçaları tamamen gelişmiştir.

Lateral pterigoid kas dokuzuncu ile onuncu haftalarda kapsüle ve eklem diskine yapışmış olan üst başı, kondile yapışmış olan alt başı ile tanınır. Temporal ve masseter kaslarının lifleri de eklem diskine yapışmış haldedir.

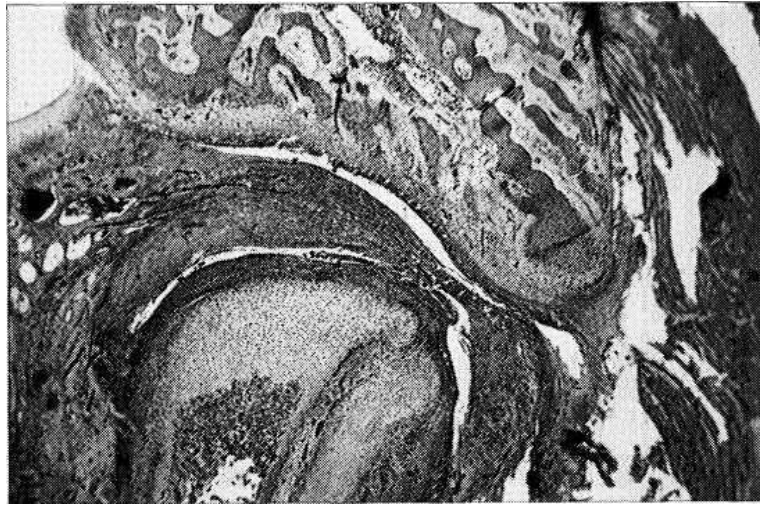
İlk kan damarları onuncu haftada TME bölgesinde toplanırlar. Aurikulotemporal ve trigeminal sinirin dalları on ikinci haftada izlenir. Onikinci haftada diskin içinde görülen sinir uçları azalarak, doğum sonrasında disk avasküler hale gelir.

Onuncu haftada alt eklem boşluğu ilk kez gözlemlenir fakat üst eklem boşluğunun gelişimi alt eklem boşluğundan hızlı olur. Başlangıçta eklem boşlukları birden çok bölümden oluşurken sonrasında her bölüm tek boşluğu oluşturur. Alt eklem boşluğuna göre daha az kompartman sayısına sahip üst eklem boşluğunun gelişimi daha hızlı olur. Üst eklem boşluğu ise onikinci haftadan sonra ilk kez izlenir. Meckel kıkırdağı iç ve arka kısmına doğru gelişerek gelecekteki fossaya kadar ulaşır. (Şekil 2.2) Her iki eklem boşluğunun gelişimi ondördüncü haftadan sonra tamamlanmış olur.



Şekil 2.2 : Onuncu hafta: 1- Mandibuler kondil 2- Meckel kartilajı [24].

Onaltıncı ve yirmiikinci haftalarda alt ve üst eklem boşluğu arasında bulunan mezenkimden fibrokartilajinöz yapıdaki artiküler disk gelişir. Diskin merkezi her zaman periferinden daha incedir ve bu şekilde gelişmiş bikonkav şekline gelir. Gelişim devam ettikçe disk çevresindeki gevşek mezenkimal doku yoğun konnektif dokuya differansiye olur. Bu esnada halen diskın periferi merkezine kıyasla daha vaskülerdir. Moffet'e göre temporal kemik ve kondil arasındaki baskı sonucunda disk tamamen avasküler hale gelir. Gelişim tamamlanmadan önce disk; kondile, gelecekteki fossaya kıyasla daha yakındır. (Şekil 2.3) Bu aşamada temporal kemik ile üst eklem boşluğu arasında az miktarda mezenkim dokusu vardır. Kondil ve fossa birbirlerine yaklaştıkça aradaki bu gevşek mezenkim dokusu kaybolur [24-26].



Şekil 2.3 : Yirmialtıncı haftada TME'de oluşumunu tamamlamış fizyolojik alt ve üst eklem boşlukları izlenmektedir. Her iki eklem boşluğunda trabekül benzeri oluşumlar izlenmekte olup, boşluklar arasında disk henüz tam olarak kondiler ve temporal bölümlerden ayrılmamıştır [24].

2.2 Temporomandibuler Eklem Anatomisi

2.2.1 Temporomandibuler eklemi oluşturan kemik elemanları

2.2.1.1 Mandibuler kondil

Mandibuler kondilin üst ve ön yüzeyi kondilin TME yüzeyini oluşturmaktadır. Kondil başı üstten bakıldığında düz ya da yuvarlak olarak izlenebilir. Genellikle gençlerde, yetişkinlere kıyasla daha yuvarlak formda olur. Kondil başı yetişkinlerde anteroposterior yönde 8-10 mm, mediolateral yönde ise 15-20 mm kalınlığındadır. Sağ ve sol kondiller arası genellikle asimetriye rastlanmaktadır [27].

Kondil başının şekli, üzerini örten bağ dokusu tabakasının kalınlığına bağlıdır. Örneğin kondil başının öne eğimli olan bölgesinde bağ dokusu kalınlığı arkaya göre daha fazladır. TME yüzeylerinin kalınlığının, yüzey üzerine gelen kuvvetlerle bağlantılı olduğu düşünülmektedir. Daha fazla kuvvet gelen yüzeylerin daha kalın olduğu düşünülmektedir. Kondil başının öne eğimli kısmına daha fazla kuvvet gelmektedir [27].

Önden bakıldığında TME yüzeyi konveks bir görünüme sahiptir. Bu yüzeyde kondili medial ve lateral olmak üzere iki kutba ayıran bir tepe vardır. Bu kutuplar TME diskinin tutunabilmesi için pürüzlü bir yüzeye sahiptir. Ayrıca lateral kutupta, temporomandibulerligamentin (TML) tutunduğu pürüzlü yüzey yapısı mevcuttur [27, 28].

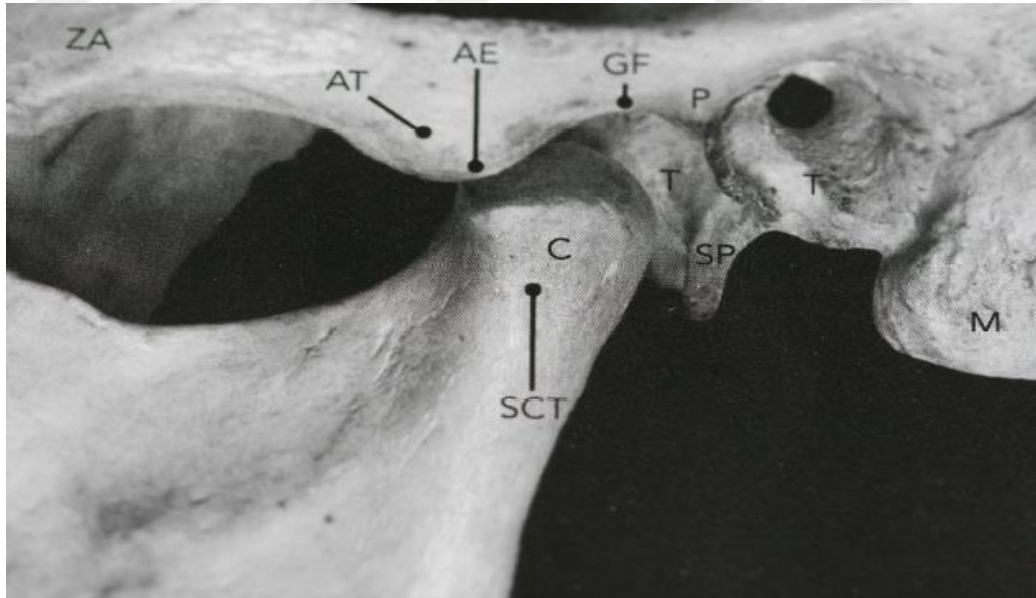
2.2.1.2 Glenoid fossa

Glenoid ya da mandibuler fossa, TME'nin temporal parçasıdır. Bu alan temporal kemiğin skuamoz kısmının alt yüzeyinde bulunmaktadır. Glenoid fossa temporal kemiğin üst kısmında bulunan, mandibuler kondil başının oturduğu konkavitedir. Glenoid fossa'nın ön duvarını, temporal kemiğin skuamoz parçasının artiküler eminensi oluşturmaktadır. Arka duvarını ise dış kulak yolunun duvarı olan timpanik tabaka oluşturmaktadır.

Glenoid fossanın en ince kısmı tepe noktasıdır ve bu yapı kondiler aşırı yüklenmeye engel olmaktadır. Bu sayede glenoid fossaya gelen kuvvetler artiküler eminensin arka sınırına doğru yönlendirilmiş olur. Glenoid fossanın TME hareketlerine katılmayan arka ve tepe kısımları damardan zengin fibröz bağ dokusu ile kaplı olup artiküler dokuyla örtülü olan ve fonksiyon gören kısmı artiküler fossa olarak

adlandırılır. Genellikle artiküler fossanın düzenli bir şekli veya birebir kondil başına uyumlu bir şekli yoktur. Hem anteroposterior hemde mediolateral yönde konkav bir yapısı olmasına rağmen mediolateral yönde daha geniştir. Artiküler fossa, önde artiküler eminensin arka eğimiyle, medial ve yukarıda temporal kemik duvarıyla, arkada da postglenoid alan ile sınırlıdır. Dış kulak yolunu eklem bölgesinden ayıran bu alandır. Timpanoskuamozal yarık bu iki yapı arasında bulunur. Bu da medialde, medioanteriorde petroskuamozal yarığa ve medioposteriorde petrotimpanik yarığa ayrılır. Petrotimpanik yarıktan ufak kan damarları ve dilin ön 2/3'üne tat alma duyusunu veren chorda tympani sinir geçer. Petrotimpanik yarık, kondiler hareketlerin gerçekleştiği bölgenin posteriorunda kaldığı için, kondilin bu bölgeyi sıkıştırması mümkün değildir. Bu üç yarık, artiküler fossayı ön ve arka olmak üzere iki bölüme ayırır. Esas fonksiyona giren eklem yüzeyi olan ön bölge daha geniş, arka bölge ise daha dardır. Arka bölge, bağ dokusu, yağ, damar ve sinirden oluşan gevşek retrodiskal dokuyu içerir [27, 28].

Artiküler fossanın arka kısmı az bir yükselme gösterir. Bu kısma 'postglenoid çıkıntı' denir. Genellikle bu kısım lateral ucunda kalındır ve daha yukarıda yer alır. Bu alana eklem kapsülü tutunmaktadır [27-29]. (Şekil 2.4)



Şekil 2.4 : Temporomandibuler eklemi oluşturan kemik elemanları (ZA. Zigomatik arkın posterior kökü, AT. Artiküler tüberkül, AE. Artiküler eminensin tepesi, GF. Glenoid fossanın tavanı, P. Postglenoid çıkıntı, T. Temporal kemiğin timpanik parçası, C. Mandibuler kondil, SCT. Subkondiler tüberkül, SP. Stiloid çıkıntı, M. Mastoid çıkıntı) [27].

2.2.1.3 Artiküler eminens

Artiküler eminens, artiküler fossanın anterior duvarı ve zigomatik arkın posterior kökü tarafından oluşturulur. Artiküler eminensin TME yüzeyi geniştir. Lateral kısmında artiküler tüberkül denilen ufak bir kemik çıkıntısı vardır. Artiküler tüberkül TML'nin tutunma yeridir ve eklem yüzeyi bulunmaz.

Artiküler eminens yandan bakıldığında konveks, önden ve arkadan bakıldığında ise konkav görünümündedir. Preglenoid düzlem denilen ön eğimi temporal kemiğin skuamoz kısmının infratemporal yüzeyinden oluşmaktadır. Genellikle ön sınırı belirgin değildir. Eklem diski ve kondil başı ağız çok açıldığı zaman eminensin tepesinin önüne doğru hareket ederler ve pregleoid düzlem üzerine kadar gelirler. Ön taraftaki hafif meyil, mandibuler disk ve kondilin geldiği bu ön konumdan geri kaymasını kolaylaştırır [27-29]. (Şekil 2.4)

Gelişim döneminde artiküler eminensin eğimi artar. Doğumda artiküler eminensin yüzeyi düz ve yassıdır. Gelişim devam ettikçe belirgin bir hal alır. Diş kaybı ile zamanla düzleşme olur. Ayrıca fonksiyonun artması ile zamanla düzleşme görülebilir.

Artiküler fossanın tavanını ince bir fibröz doku örtmesine karşılık artiküler eminens yüzeyini kalın ve sıkı bir fibröz doku örter. Tavan kısmının aksine artiküler eminens çok yoğun ve kalın bir kemik yapısına sahiptir. Tüm bunlar, kondil, disk, artiküler eminens ve temporal kemiğin skuamoz kısmının artiküler yüzeyleriyle birlikte devamlı yük altında olduklarını göstermektedir.

Artiküler fossa, artiküler eminens ve kondil başının formu ve büyüklüğü kişiden kişiye farklılık gösterebilir [27-29].

2.2.2 Temporomandibuler eklemi oluşturan yumuşak doku elemanları

2.2.2.1 Eklem diski

TME diski mandibuler kondil başı, artiküler fossa ve artiküler eminens arasında yer alan oval, sıkı, fibröz bir plaktır. Disk, eklem kapsülü ve dış pterigoid kasa farklılaşacak olan mezenkimal doku bloğundan gelişir. TME diski önde eklem kapsülü ve lateral pterigoid kasla, arkada ise retrodiskal doku ile birleşirken, medial ve lateralde eklem kapsülüne bağlı değildir. Ancak kondil başının lateral ve medial kutuplarına tutunarak ağız hareketleri esnasında kondil ile beraber hareket edebilir.

Disk periferde gevşek dokularla eklemi kavrayan kapsüle tutunur ve TME'yi iki kompartmana ayırır. Diskomandibuler denilen alt ve diskotemporal denilen üst boşluklar sinovyal membrandan salgılanan sinovyal sıvı ile doludur [27, 29].

TME diski fonksiyon esnasında, eklem temporal ve mandibuler kısımları arasındaki anatomik uyumsuzlukları tolere edebilecek bir yapıya sahiptir. Ön taraftan bakıldığında diskin alt konkav yüzeyi kondil başına uyum sağlar. Diskin üst kısmı ise hafif konveks yapıdadır. Bu konveks yapısı, artiküler fossanın konkav yüzeyine uyum sağlar. Disk kollateral ligamentler aracılığı ile kondilin medial ve lateraline sıkıca tutunur. Bu sayede kondiller hareketler esnasında diskin aşırı mediolateral yönde hareketi engellenir.

Yandan bakıldığında TME diski yapısal olarak önde kalın olan anterior bant (AB), ortada ince yapıda olan orta alan (intermediate zone) (IZ) ve arkada en kalın olan posterior bant (PB) olmak üzere toplam üç kısım olarak incelenir. Önden arkaya doğru AB, IZ, PB arasındaki kalınlık oranı sırasıyla 2:1:3 şeklindedir. Diskin en kalın olan kısmı posterior bantıdır. IZ ve PB lateral kısımda incedir. Diskin en ince olduğu alanı ise IZ'nin en lateralidir. Disk burada yaklaşık olarak 0.4 mm kalınlığındadır. AB mediolateral yönde her yerde eşit kalınlığa sahiptir [27, 29].

Diskin PB'si arka tarafa doğru uzanarak, damar ve sinirden zengin olan bilaminar alan içine girer. AB ön tarafa doğru devamlılık gösterir ve preglenoid düzlemin ön sınırına ulaşır, artiküler eminensin anterioruna geçer. Anterior bağlantı, lateralde kalırken, medialde incedir çünkü medial kısımda AB'nin bazı lifleri anteromedialde dış pterigoid kasın üst kısmıyla, bazıları lateralde temporal ve masseter kasların lifleriyle bağlantılıdır.

Diskin eklem yüzeylerinde duyu siniri yoktur. Kondil ve artiküler fossada da olduğu gibi eklem bu yüzeylerinde nörovasküler bir ağın olmaması, bu yüzeylerin etki kuvvetlerine maruz kalması ile açıklanmıştır.

Erken postnatal gelişim esnasında, eklem diski yayılım alanı boyunca vaskülarizedir ve fibroblasttan zengindir. Büyüme esnasında eklem diskinin merkezi avasküler hale gelir ve innervasyonu kalmaz. Diskin fibröz yapıdaki bağ dokusu, artiküler fossa ve kondil başını örten bağ dokusuna benzer yapıdadır. Diskte de kısmen tip 1 kollojen fibriller, elastik fibriller ve dermatan sülfat, kondroitin sülfat, keratin sülfat ve hyaluronik asit içeren glikozaminoglikanların rastgele yerleşimi söz konusudur

[27, 29]. Kıkırdak dokudaki kollojen lif ağı, gerilme direncini koruma görevi görürken; proteoglikanlar, glikozaminoglikan zincirleriyle dokuya osmotik şişme basıncı sağlarlar [28].

TME diski, üzerinde her yöne dağılmış kollojen lif demetleri bulunan, fibrokartilaj ya da yoğun fibröz bir dokudan oluşmaktadır. Diskin iç tabakaları ön arka yönde dizilmiş olan kollajen lifler ve proteoglikanlardan oluşurken, eklem yüzeylerine bakan alt ve üst tabakaları mediolateral ve ön-arka yönde dizilmiş kollojen lifler ve ufak proteoglikanlardan oluşur. Bu sebeple de eklem diskinin, makaslama kuvvetlerine karşı direnebilecek değişik biyomekanik özelliklerinin olduğu düşünülmektedir [28].

Fonksiyon sırasında disk üzerinde makaslama streslerinin oluşmasının sebebi, diskin stres altında tüm yüzeylerinin aynı yönde deformasyona uğramayıdır. Diskin eklem yüzeylerinin birbirlerine göre paralel olmaması bu duruma yol açmaktadır. Makaslama stresleri diskte hasara, yorgunluğa ve geri dönüşü olmayan deformasyonlara sebep olabilir [28].

Artiküler diskin esas görevi, temporal kemiğin eklem yüzeyleri ve mandibuler kondil arasındaki stres konsantrasyonlarını azaltmaktır. TME yüzeyleri arasındaki bu etki kuvvetlerini disk eşit bir şekilde dağıtır [27]. Ağız açma ve kapama esnasında kondil ve disk artiküler eminens boyunca kayarlar. Artiküler eminens bölgesinde, bu kemik yapıların yüzeyleri birbirleriyle hiç uyumlu değildir. Bu nedenle kondil başı ve temporal kemik yüzeyindeki fibrokartilaj, kayma ve yük dağılımı için uygun değildir. Eklem diski ise esnek yapıya sahip olduğundan bu yüzeyler arasındaki yükleri dağıtabilir ve sürtünmeden bu iki yüzey arasında kayabilir. Eklem diskinin şekli, artiküler fossadan eminense doğru kayarken ortama uyum sağlar. Diskin mekanik bütünlüğü ve yapısı TME'nin düzgün hareket etmesini sağlar [28].

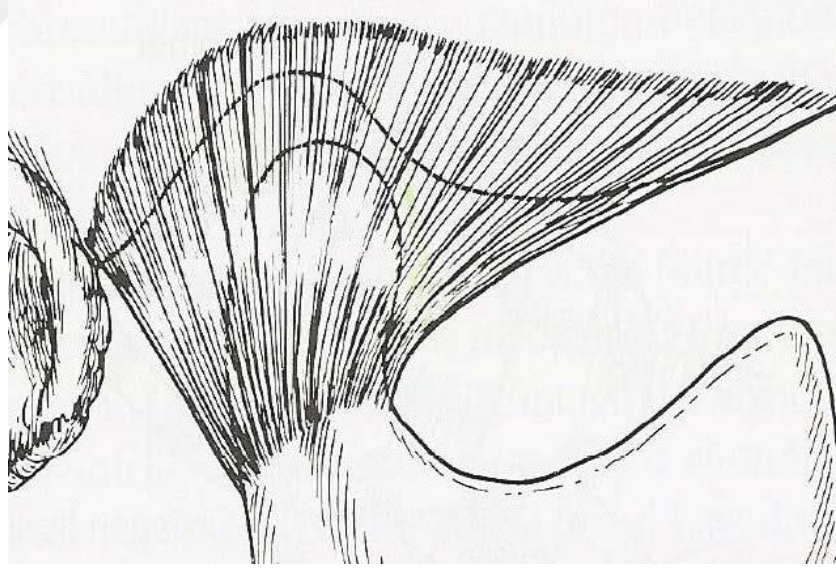
2.2.2.2 Temporomandibuler Eklem Ligamentleri

Vücuttaki tüm eklemlerde olduğu gibi TME'de de gerilime karşı dayanıklı kollojen bağ dokusundan oluşan ligamentler anatomik yapıların korunmasında önemlidir. Bu ligamentlerin esneme özellikleri çok olmasada uzun süreli ve yüksek kuvvetler altında uzayabilirler. Ligamentler doğrudan TME fonksiyonuna katılmazlar, eklem hareketlerinin kısıtlanması veya sınırlandırılmasında görev alırlar [4]. TME'de 3 tane fonksiyonel ve 2 tane aksesuar olmak üzere toplam 5 ligament bulunur [30].

Fonksiyonel ligamentler:

Kollateral Ligament (Diskal Ligament): Diskin lateral ve medial sınırları ile kondilin lateral ve medial kutuplarına tutunmuştur. Kollateral ligament diskın kondil başından uzaklaşmasını sınırlandırarak kondil ve diskın uyum içinde hareket etmesini sağlar. Ana görevi eklemın rotasyon hareketinde görev almasıdır [30].

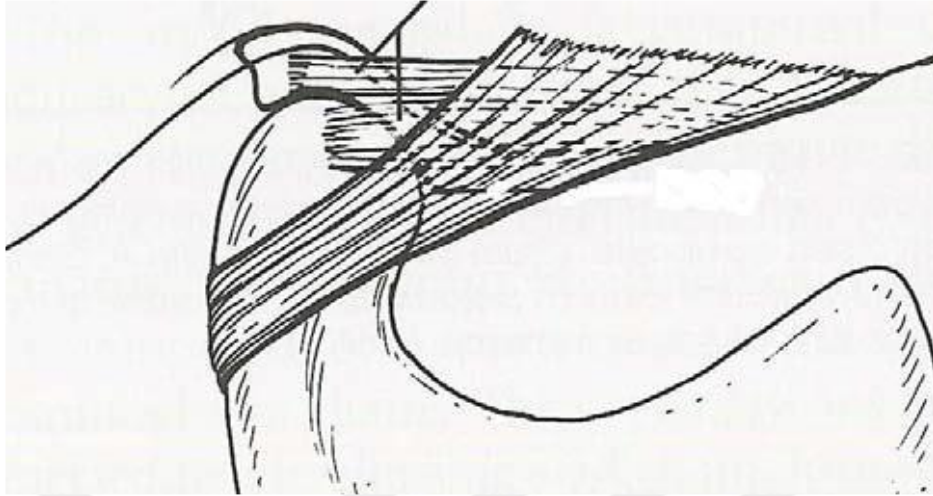
Kapsüler Ligament (Eklem Kapsülü): Kapsüler ligamentin fibrilleri üst tarafta temporal kemiğe, alt tarafta kondil boynuna yapışarak TME'yi çepeçevre sarar. (Şekil 2.5) Artiküler fossa, artiküler eminens ve preglenoid düzlemin eklem yüzeyleri çevresinde temporal kemiğin skuamoz kısmına tutunmaktadır. Arkada, postglenoid çıkıntı, posteriorartiküler tüberkül ve timpanoskuamozal yarıktan çıkar. Eklem kapsülü posterior, medial ve anteromedialde oldukça ince yapıdadır. Artiküler tüberküle tutunduğu bölge olan anterolateral ve lateralde ise daha kalındır. Eklem kapsülünün daha güçlü olan lateral kısmı temporomandibuler ligamenti oluşturur. Kapsüler ligament lateral ve medialde kollateral ligamentlerle kaynaşır ve TME'ye gelen inferior, medial ve lateral kuvvetlere engel olur. En önemli görevi ise sinovyal sıvının devamlılığını sağlamaktır [30].



Şekil 2.5 : Kapsüler ligament [2].

Temporomandibuler Ligament (Lateral Ligament): Kollateral ve kapsüler ligamentlerin aksine lateral ligament TME'nin sadece lateral kısmına tutunur. İkte horizontal, dışta oblik olmak üzere iki bölümden oluşmaktadır. (Şekil 2.6) Oblik kısım, kondil başının aşırı öne doğru hareketini engeller ve rotasyonel ağız açma miktarını kısıtlar. Horizontal kısım, kondil ve diskın arka yönde hareketine engel olur

ve retrodiskal dokuyu travmalardan korur. Ayrıca kondil başının laterale hareketini de engeller [30].

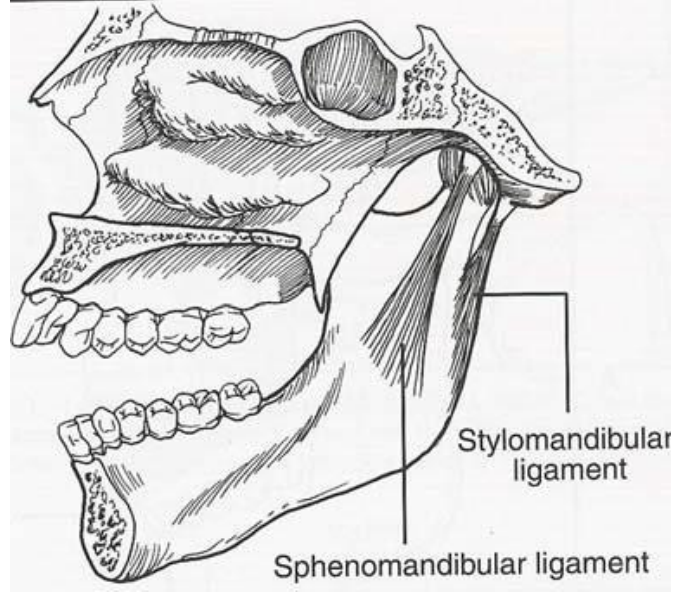


Şekil 2.6 : Temporomandibuler ligament [2].

Aksesuar ligamentler

Sfenomandibuler Ligament: Sfenoid kemiğin diken benzeri çıkıntısından dışa doğru uzanarak lingula mandibula bölgesine yapışır. (Şekil 2.7) Çoğu bireyde sfenomandibuler ligament ön ve arka sınırları belli olmayan ince bir bağ dokusu tabakası şeklindedir. Mandibulanın hareketlerinde sfenomandibuler ligamentin hiçbir fonksiyonu yoktur. Ana görevi ağız açma ve kapama hareketleri esnasında mandibuler kanaldan çıkan damar ve sinir paketini korumaktır [1].

Stilomandibuler Ligament: Stiloid çıkıntı ve stilohyoid ligamentten angulus mandibulaya doğru uzanan güçlendirilmiş bir servikal fasyadır. (Şekil 2.7) Liflerinin çoğu mandibuler ramusun alt arka köşesine tutunur. Diğerleri ise iç pterigoid kasın iç yüzeyindeki derin fasyaya tutunurlar. Stilomandibuler ligamentin üst sınırı kalın bir halata benzer. Ağız açık ve kapalı pozisyondayken, stilomandibuler ligament gevşektir. Stilomandibuler ligament mandibulanın maksimum protrüzyon hareketinde gerilerek, aşırı protrüzyon hareketine engel olur [1].

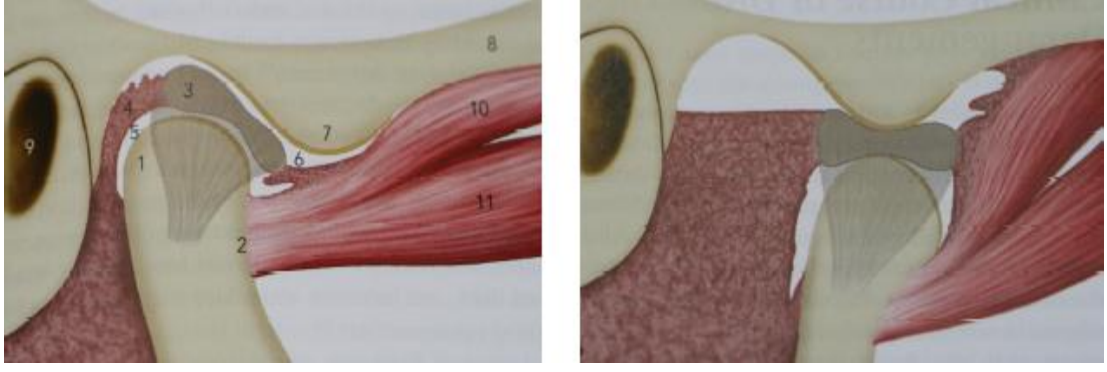


Şekil 2.7 :Aksesuar ligamentler [2].

2.2.2.3 Retrodiskal dokular (bilaminar alan)

Retrodiskal doku çift katlı, vaskülarize ve kalın bir bağ dokusudur. Yüzeyi sinovyal tabaka ile örtülüdür. Alt tarafta fibröz ve üst tarafta ise fibroelastik olmak üzere iki parçadan oluşmaktadır. Üst parçası, glenoid fossanın en üst-arka bölgesine, postglenoid çıkıntı, posterior artiküler tüberkül ve timpanoskuamozal yarığa tutunmaktadır. Alt parçası ise direkt olarak artiküler yüzeylerin alt tarafından kondil boynuna tutunmaktadır. Bu iki parça arkada orta tabaka (intermediate tabaka) ile birbirinden ayrılır. Orta tabaka gevşek bağ dokusundan oluşur ve kapsüler ligamentin arka kısmına tutunur. Arka bağlantı damar ve sinirden zengin bir bölgedir [1]. Bu kan damarları, eklem diskinin avasküler olan orta kısmı (IZ) dışındaki, diskin tüm diğer kısımları besler [27].

Kondil hareketleri ile retrodiskal dokudaki venöz pleksustan içeri ve dışarı kan akımıyla doku basıncı dengelenir ve retrodiskal doku hacmi maksimum ağız açıklığı esnasında normal hacminin 4-5 katına çıkarak, içinde negatif basınç oluşur. (Şekil2.8) Pompalama mekanizması sayesinde bilaminer alanın hacim ve şekil değişikliği ile içeriği tekrar düzenlenir. Bu mekanizma eklemin kayganlığı ve beslenmesi için önemlidir. Beslenme mekanizması disk deplasmanlarında da devam eder ve kolay kolay bozulmaz [18].



Şekil 2.8 : Ağız kapalı ve açık pozisyonlarda, retrodiskal doku hacmindeki değişiklik (1. Kondilbaşı, 2. Pterigoid fovea, 3. Eklem diski, 4. Retrodiskal doku, 5. Alt eklem boşluğu, 6. Üsteklem boşluğu, 7. Artiküler eminens, 8. Zigomatik ark, 9. Dış kulak yolu, 10. Superiorlateral pterigoid kas, 11. inferior lateral pterigoid kas) [31].

2.2.3 Eklem Kıkırdağı, Sinovyal Membran ve TME'nin Kayganlık Mekanizması

Sinovyal eklemlerin iç yüzü iki tip doku ile döşelidir. Bu dokular sinovyal membran ve eklem kıkırdağıdır. Vücutta sinovyal eklemlerin yüzeyleri hyalin kıkırdak ile çevrilidir ve bu sayede üzerlerine gelen kuvvetleri tolere edebilirler. Fakat sinovyal eklem sınıfına giren TME'nin yüzeyleri, damardan yoksun olan yoğun fibröz bağ dokusu ile kaplıdır. Bu yapısına rağmen TME, üzerine gelen kuvvetleri tolere edebilmektedir. Tipik sinovyal eklemlerin kemikleri, yüzeylerindeki hyalin kıkırdaktan kaynağını alan kıkırdak dokusuyla replase olan kemiklerdir. Kıkırdak doku zamanla kalsifiye olarak kemikleşir. Fakat TME yüzeyindeki kıkırdak yapı, değişerek devamlılığını sürdürür. TME'nin kemikleri membranöz ya da endokondral kemiklerdir. Kıkırdaktan değişerek kemikleşme yerine direkt intramembranöz kemikleşme ile gelişirler. Gelişen bu kemiklerin tümü üzerlerinde periostla örtülüdür. Eklem yüzeylerini örten periost erken dönemde yoğun fibröz eklem dokusuna dönüşür [27]. Bu fibröz doku, hyalin kıkırdağa kıyasla eklem bazı avantajlar kazandırmaktadır. Fibröz doku yaşlanma ile gelişebilecek kıkırdak doku bozulmalarına karşı daha dayanıklıdır ve fonksiyonel stresler altında rejenerasyon ve remodelasyon özelliğine sahiptir.

Yüksek derecede vaskülarize bağ dokusu tabakasına sahip olan sinovyal membran baskın etki kuvvetlerine maruz kalmayan tüm eklem yüzeylerini örter. Sinovyal membranın en yoğun olduğu bölge, posterior bağlantının alt ve üst yüzeyleridir.

Eklem diskini posteriorda kapsül ile birleştiren hafif bağ dokusu bağlantısını ve eklem kapsülünün iç yüzeyini örter.Kondil başı glenoid fossa içindeyken, sinovyal membran arka tarafta oldukça kalın katlanmalar yapar. Kondil başı artiküler eminense doğru ilerleyince, sinovyal dokular gerildiğinden dolayı katlanmalar ortadan kalkar.

Sinovyal membran, sinovyal sıvı salgısı üretir. Sinovyal intima olarak isimlendirilen eklem boşluğunun yüzeyini çevreleyen hücre tabakası ve kan damarlarıyla zenginleştirilmiş subsinovyal ya da subintimal doku olarak adlandırılan destekleyici tabaka olmak üzere toplam iki tabakadan oluşmaktadır. Elektron mikroskopundaki görüntülere göre, sinovyal intima hücreleri tip A ve tip B olmak üzere iki ana hücreden oluşmaktadır. Tip A hücreleri birçok vakuoller ve veziküllerle beraber golgi kompleksleriyle beraber izlenmekte olup, tip B hücrelerinde endoplazmik retikulum belirgindir. Genellikle tip A hücreleri makrofaja benzer, tip B hücreleri ise fibroblasta benzer şekildedir [32].

Sinovyal sıvı TME için besin ve metabolik ihtiyaçları sağlar [28]. Bu beslenme mekanizmasını sinovyal membran düzenler. Sinovyal membran eklem kıkırdağındaki kondrosit hücrelerinin beslenmesinin ana kaynağıdır. Bu metabolik ihtiyaçlar sinovyal sıvı, sinovyal ekstrasellüler matriks ve kıkırdak ekstrasellüler matriksten sinovyal membrana difüzyon yolu ile karşılanmaktadır. Ayrıca sinovyal membran bu metabolik ihtiyaçların karşılanması esnasında ortaya çıkan metabolik artıkların da uzaklaştırılmasını sağlar [32, 33].

Sinovyal eklemlerin uzun dönemki sağlığı, artiküler yüzeylerdeki kuvveti ve stresi kontrol eden mekanizmaların çalışmasına bağlıdır. Eklemin kayganlığında sinovyal sıvı, sinovyal membran, disk ve eklem yüzeylerini örten fibrokartilaj (kıkırdak doku) rol oynar. Fibrokartilaj sınırlı derecede geçirgenliği olan mikroporoz yapıya sahip bir dokudur. Bu nedenle sinovyal sıvı kondil, eminens ve eklem diski yüzeylerinde dolaşabilir. Geçirgenlik seviyesi azaldıkça, sıvı değişimi daha uzun zaman alır ve stres altındaki dokunun sertliği artar. Disk de dahil eklem dokularının mekanik cevabı, budokuların geçirgenliğine bağlıdır [28].

TME’de doku yüzeylerinin direnç göstermeden hareket etmesi, etkin bir kayganlık mekanizmasına sahip olmasına ve ayrıca artiküler ve sinovyal dokuların yüzey yapılarına bağlıdır. Sağlıklı bir TME’de sürtünme katsayısı neredeyse sıfırdır [28].

Kayganlık mekanizmasının temel etkeni sinovyal sıvıdır. Sinovyal sıvının da temel etkin içeriği hyaluronik asittir. Sinovyal sıvıdaki hyaluronik asit, yüksek derecedeki viskozitesi nedeniyle düşük stresler altında eklem yüzeylerini birbirinden uzak tutmayı sağlar. Hyaluronik asit seviyesi ortamda düşerse, sinovyal sıvının viskozitesi azalır. Fakat bu azalma sinovyal sıvının kayganlaştırıcı özelliğini etkilemez sadece koruyucu fonksiyonunu azaltır. Çünkü hyaluronik asit yüzey aktif lipidlerine yapışarak onların fosfolipaz A2 tarafından parçalanmasını önleyen bir maddedir [28]. Yüzey aktif fosfolipidlerin artiküler yüzeylerin korunmasında önemli fonksiyonları vardır. Normal fonksiyondaki bir eklemde yüzey aktif fosfolipidleri tüm eklem yüzeylerini çevrelemektedir. TME'ye özgü olarak fosfolipidlerin bir yanları hidrofilik, bir yanları hidrofobiktir. Hidrofobik kısımları eklem boşluğuna doğru yönelir. Hidrofilik sonlanan molekülleri ise artiküler yüzeye tutunurlar. Moleküller birbirlerine hidrojen bağlarıyla tutunurlar ve TME yüzeyi boyunca devam eden uzun bir zincir şeklinde bulunurlar. Yüksek stresler altındaki kinetik sürtünmeyi bile düşük düzeylere indirebilirler. Vücutta başka hiçbir eklemde bu kadar uzun fosfolipid zincirleri bulunmaz. Bu da TME yüzeyinde stabil ve devamlı bir kayganlık sağlar.

TME yüzeyinde enflamasyon olduğunda, osteoblast, kondrosit ve sinovisitlerden sinovyal sıvıya fosfolipaz A2 (PLA2) salınımı olur. Fosfolipaz A2 enzimi, fosfolipidlerin devamlılığını tehlikeye sokar. Bu aşamada hyaluronik asit devreye girerek, yüzey aktif lipidlerine yapışır ve fosfolipaz A2 enzimi tarafından parçalanmasını önler.

Nitzan ve ark.nın 2001 yılında yaptıkları çalışmanın sonucuna göre hyaluronik asit, PLA2'yi inhibe ederek fosfolipidlerin lizise uğramasını önlemektedir. Hyaluronik asit kayganlıkta ana faktör olan fosfolipidlerin devamlılığını sağlar. Hyaluronik asit seviyesi arttıkça, PLA2 seviyesi düşer, bu şekilde fosfolipit bütünlüğü korunur [34].

Yapılan son araştırmalara göre TME yüzeyinin lubrikasyonu sinovyal sıvının çene hareketleri sırasında bölgeler arası hareketi ve eklem kıkırdaklarının az miktarda sıvıyı absorbe etmesiyle sağlanır. Kıkırdak doku fonksiyonel basınç altındayken statik ve dinamik yükler karşısında eklem içindeki minimum sürtünmeyi sağlamak amacıyla bu sıvıyı yeniden serbest bırakır [35].

Lubrikasyonun önemli bir başka özelliği, düşük baslangıç sürtünmesini sağlamasıdır. Yükleme süresi uzadıkça sürtünme artar. İki dakikadan az ve kısa süreli yükleme

siklusunda, kıkırdaktan yeterli miktarda sıvı sağlanır. Bu duruma azalmış sürtünme eşlik eder. Uzun sürelibir yüklemde olduğunda sürtünme artar çünkü kıkırdakta laterale sıvı akışı artar ve bu durum yüzeye olan sıvı akış miktarını azaltır [36].

Bir diğer açıklama da, yük miktarı arttıkça eklem yüzeyleri arasındaki makaslama kuvvetinin artmasına bağlanmaktadır. Çünkü TME'deki sürtünme katsayısı diskin makaslama etkinliği ile ilişkilidir [37]. Tanaka ve ark. (2004) TME'deki ortalama sürtünme katsayısını, beş saniyede 50N'luk sıkıştırma kuvveti uygulayarak 0.0145 olarak ölçmüşlerdir [37].

Sürtünme katsayısı, sabit yüklemenin süresi arttıkça ve baskı kuvvetleri arttıkça artar. 1 saat sonra sürtünme katsayısı, 5 saniye sonraki ölçüme kıyasla 1.25 ve 1.5 kat artmıştır. Uzun süren bir yüklem sonrası TME yüzeyleri arasındaki kayganlık tükenir. Ancak Tanaka ve ark.'nın (2004) çalışmasının sonuçları diğer sinovyal eklemlerle karşılaştırıldığında, TME'de yüklem süresi uzadıkça, sürtünme katsayısındaki artışın çok küçük olduğu görülür. Bu durum diskin varlığı ile açıklanmıştır. Disk viskoelastik yapıya sahiptir ve yüksek oranda su içerir. Sıvı bir madde gibi fonksiyon görür. Tanaka ve ark. (2004) bu sebeple, TME'deki kayganlaştırıcı özelliğin, uzun süreli yüklemeler altında bile, disk içermeyen eklemlere kıyasla daha stabil olduğunu savunmuşlardır [37].

Sonuç olarak TME'deki sürtünmeyi azaltan temel etken eklem diskidir. Kondiler yüzeyde disk yokken meydana gelen sürtünme, disk varkenki duruma kıyasla en az üç kat fazladır. Artiküler eminensin kayganlığa etkisinin mandibuler kondilinkine benzediği düşünülmektedir fakat henüz bu konudaaz çalışma vardır [1].

Sürtünmenin artmasıyla diskin kondille uyum içinde hareket etmesi zorlaşır. Bu duruma 'disk hesitation' denir [1]. Disk hesitation'ın tekrarlaması eklem diskini kondile bağlayan ligamentlerin gerilmesine sebep olur. Bu durum disk mobilitesini arttırır. Devamlı sabit kuvvetler geldiğinde, eklemin kayma kapasitesi azalır, sürtünme artar ve disk eminense tutunur. Fakat diskin varlığı nedeniyle, devamlı sabit kuvvetin TME sürtünme katsayısına az etkisi olduğu için [37], fonksiyonel bozukluklara başka etkenlerin sebep olabileceği düşünülmektedir [1, 28].

Uzun süren yüklemeler sonucunda TME'nin adaptif kapasitesi dolarak eklem diskinin viskoelastik özellikleri etkilenir. Kesik kesik gelen fizyolojik baskı yüklerinin eklem yapıları üzerinde anabolik etkileri olur. TME yüzeylerinde oluşan

sürtünme özellikleri eklem diskinde makaslama kuvvetlerinin artmasına sebep olur. Bu durum yorgunluk ve hasar ile sonuçlanır [1].

Osborn ve ark. (1985) diskin şekline, stabilitesine ve fonksiyonuna bağlı biyomekanik sınırlara dayanan bir analizle, diskle ilgili başarısızlığın hipotezini formüle etmişlerdir. Disk olmadan, eklem kemik yapılarını örten dokular kuvvet geldiği zaman oldukça zarar görecektir. Diskin şekli ve viskoelastik özellikleri, kondil başı üzerinde stabil durması için önemlidir fakat diskin bir başka önemli görevi, kondili stabilize ederek kondil-disk kompleksinin beraber hareketini sağlamaktır [38].

Osborn ve ark. (1985) ayrıca çene hareketleri esnasında oluşan sıkıştırıcı kuvvetlerle diskin kondilden uzaklaştırıldığını göstermiştir. Kuvvetler diskin kalın kenarları tarafından tolere edilemediğinde, diskin yerinden oynamasına neden olur. Mekanik olarak da bu oynama daha çok ön tarafa doğru olur. Bu şiddetteki aşırı fazla yükleme sonucunda serbest radikaller oluşur. Bu geçici olarak oluşan hipoksiye bağlı bir durumdur. İntraartiküler basınç arttıkça, sinovyal kapiller arası dağılım durur. Buna bağlı olarak hipoksi meydana gelir. Basınç ve stres kalkınca herşey eski haline geri döner. Eklem adaptif mekanizması sağlamsa, salınan bu serbest radikaller, sinovyal eklem sıvısı tarafından kontrol altına alınabilir. Sinovyal sıvının serbest radikalleri ortadan kaldırmak için kullandığı ögütücü bir mekanizması vardır. Eğer bu mekanizma serbest radikalleri ortadan kaldıracak kadar ögütücü salgılayamazsa, TME dokuları ve kayganlaştırma mekanizması hasar görür. Örneğin hyaluronik asit miktarı azalınca bu serbest radikaller yeniden hyaluronik asit sentezini engeller. Artiküler yüzey korumasındaki bu düzensizlik, bozukluk ve dejenerasyona sebep olabilir [1, 38].

Bruksizmde, dişler sıkıldığı zaman aşırı yüklenen eklemde serbest radikaller oluşur. Bu radikaller hyaluronik asitle birleştiği zaman hyaluronik asitin yapısı bozulur. Hyaluronik asit artık PLA2'ye engel olamayacağı için fosfolipidler parçalanmaya başlar. Bunun sonucunda eklem yüzeyleri arasındaki kayganlaştırıcı mekanizma bozulur.

Sinovyal membranın fonksiyonlarından bir diğeri de TME içi basıncı kontrol etmektir. TME içindeki basıncın kontrolü, beslenmesini ekstrasellüler matriks ve sinovyal sıvıdan diffüzyon yolu ile sağlayan bu bölge için büyük önem taşımaktadır.

TME içinde artan basınç kan akımının azalmasına sebep olabileceği için artık ürün eliminasyonunun azalabileceği bildirilmektedir. Oluşan hipoksi sonucunda hücre sel yenilenme ve ana maddenin sentezi bozulabilmektedir. Bu olaylar neticesinde TME içindeki dokularda dejeneratif değişiklikler ve yenilenme kapasitesinde azalma görülebilmektedir.

TME'nin eklem yüzeyleri birbirleriyle uyumsuzdur. Bu uyumsuzluğu, eklem yüzeylerinin temas noktalarını arttıran disk ortadan kaldırır. Diskin esneyerek temporal kemik ve kondil yüzeylerine adapte olması ile eklem kuvvetlerinin daha geniş yüzeylere dağıtılmasına imkan vermektedir.

Eklem hareketi esnasında disk, kondil ve eminensin eklem yüzeyleri arasında hareket ederek, disk boyunca meydana gelen makaslama kuvvetlerini azaltır. Fakat sinovyal sıvı azalır, viskozite düşerse, eklem yüzeyleri arasındaki kayganlık azalarak sürtünme artar. Artiküler yüzeylere zarar verilmesi, kayganlaştırıcı sisteme etki eder ya da tam tersi yüzeyleri etkiler. Sonuç olarak, kayan yüzeylerin sürtünme özellikleri ve sinovyal mekanizmanın işleyişini bilmek TME dinamiği ve internal düzensizliklerin nedenini anlamak için çok önemlidir [1].

2.2.4 Temporomandibuler eklem damar yapısı

TME'nin zengin bir vaskülarizasyon yapısı vardır. Esas olarak posteriorde maksiller arter ve yüzeyel temporal arter, anteriorda ise masseterik arter ile beslenmesi sağlanmaktadır [30].

2.2.5 Temporomandibuler eklem sinir yapısı

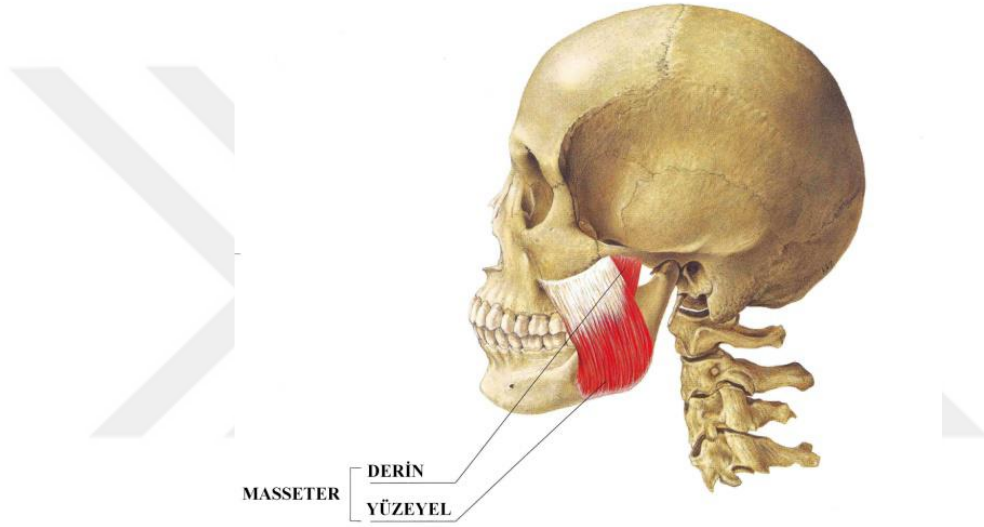
TME'nin motor ve sensitif innervasyonu, aurikulotemporal sinirin dalları ile sağlanmaktadır. Bunun yanı sıra masseter ve posterior derin temporal sinirler de TME'nin innervasyonuna yardımcı olur. Bu sinirlerin çoğu vazomotor ve vazosensitif özellikte oldukları için sinovyal sıvının salgılanmasından da sorumlu olabilecekleri düşünülmektedir [30].

2.3 Mandibuler Fonksiyondaki Kaslar

Mandibula hareketlerini dört güçlü çiğneme kasıyla yapar [2].

2.3.1 Masseter kası

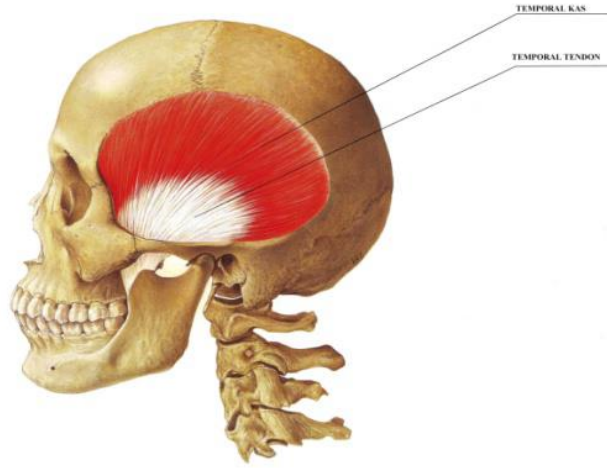
Zigomatik arkta başlayarak ve aşağı tarafa doğru uzanarak, mandibulanın alt sınır lateral kısmına yapışan dikdörtgen şeklinde bir kastır. (Şekil 2.8) Yüzeysel ve derin olmak üzere iki bölüme ayrılır. Yüzeysel bölüm aşağı ve hafifçe geriye, masseterin derin bölümü ise vertikal yönde uzanan liflerden oluşur. Masseter kası, kasıldığında, mandibulayı yukarı doğru kaldırır ve dişlerin temasını sağlar. Etkin çiğneme için gerekli olan kuvveti sağlayan güçlü bir kastır. Yüzeysel bölümün görevi, mandibulanın protrüzyonuna yardımcı olmaktır. Mandibula protrüzyondaiken dişler sıkıldığında, derin kısmı kondili artiküler tüberküle doğru stabil tutar [2].



Şekil 2.8: Masseterkas [39].

2.3.2 Temporal kas

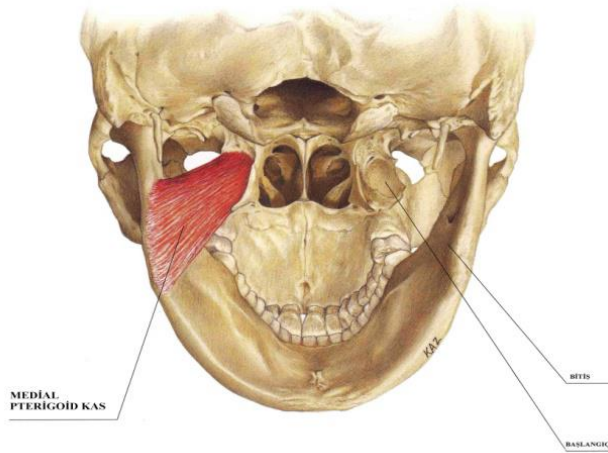
Temporal kas yelpazeye benzeyen büyük bir kastır. Temporal fossa ve kafatasının dış yüzünden kaynak alır. (Şekil 2.9) Lifleri zigomatik arkta geçerek aşağı tarafa doğru güçlü tendonuyla koronoid çıkıntıya ve mandibuler ramusun ön sınırına yapışır. Temporal kas liflerinin yönüne göre ön, orta ve arka parçalar olmak üzere toplam üç bölümden oluşur. Ön parçası dikey liflerden, orta parçası kafatasının lateral tarafından oblik olarak uzanan liflerden, arka parçası ise yatay liflerden oluşur. Temporal kas bir bütün olarak kasıldığı zaman, mandibulayı yukarı kaldırır ve dişleri temas durumuna getirir. Sadece tek parçası kasılırsa, kasılan parçanın lifleri doğrultusunda hareket eder. Ön parçası kasıldığı zaman, alt çene dik olarak yukarı hareket eder. Orta parçası kasıldığı zaman, alt çene kapanır ve geriye doğru gider. Arka parçası kasıldığı zaman, alt çene geri gider [2].



Şekil 2.9 :Temporalkas [39].

2.3.3 İç (medial) pterigoid kas

Medial pterigoid kas, pterigoid fossadan başlayarak aşağı,dışa,geriye doğru uzanır ve mandibulanın medial yüzeyine yapışır. (Şekil 2.10) Lifleri kasıldığı zaman, mandibula yukarı doğru kalkar, dişler temas eder. Medial pterigoid kas aynı zamanda mandibulanın protrüziv hareketinde aktiftir. Tek taraflı kasıldığı zaman, mandibula mediotruziv pozisyona gelir [2].



Şekil 2.10 : İç pterygoid kas [39].

2.3.4 Dış (lateral) pterigoid kas

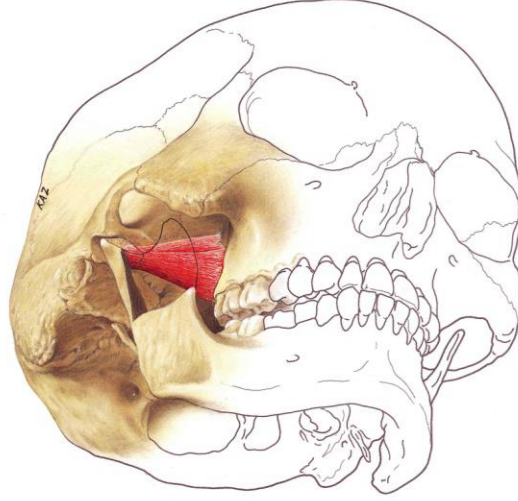
Lateral pterigoid kas superior ve inferior olmak üzere farklı fonksiyon gösteren toplam iki karına sahiptir. (Şekil 2.11)

Superior lateral pterigoid kas: İnférieur karından daha küçüktür. Büyük sfenoid kanadın infratemporal yüzeyinden başlayarak yatay olarak dış ve geriye doğru uzanarak eklem kapsülüne, kondil boynuna ve diske yapışır. Lateral pterigoid kasın superior kısmının, diskle yaptığı bağlantısı, disk deplasmanları üzerinde etkili olabileceğini düşündürmektedir. Superior lateral pterigoid kas kasıldığı zaman, diskantero-mediale doğru çekilir veya diskin posterolateral hareketleri kısıtlanır. Lateral pterigoid kasın üst kısmı, disk dışında mandibuler kondile de tutunur. Bu da lateral ve medialde zaten kondile bağlantılı olan diskin bu kas tarafından kondilden ayrı olarak hareket ettirilemeyeceğini düşündürmektedir [27].

Bu kasın disk deplasmanları üzerine olan etkisi tartışma konusudur. Superior lateral pterigoid kas ağız açma hareketi esnasında inaktif iken, elevatör kaslarla birleştiği ve özellikle dişler kapanış halinde güç sarf edildiğinde aktiftir [27].

İnférieur lateral pterigoid kas: Lateral pterigoid plağın dış yüzeyinden başlayarak dışa, yukarıya, geriye doğru uzanarak kondil boynuna yapışır. Sol ve sağ inferior lateral pterigoid kaslar birlikte kasıldığı zaman, kondiller aşağıya, artiküler tüberküle doğru çekilir ve mandibula protrüzyona geçer. Tek taraflı kasıldığı zaman, kondilin mediotrusiv hareketine ayrıca mandibulanın karşıt yöne lateral hareketine sebep olur. Bu kas mandibuler depresör kasları ile beraber fonksiyon gördüğü zaman, mandibula alçalır ve kondiller artiküler tüberkül üzerinde aşağı ve ileri hareket eder. Her iki dış pterigoid kas kasıldığı zaman, kondil ve diski mediale çeker. Kondil ileri doğru gittikçe, medial yöndeki kuvvet artar ve ağız tam açıldığında neredeyse bütünüyle mediale doğrudur. Superior lateral pterigoid kas retrüzyon, ağız kapama ve laterotrüzyon hareketlerinde aktiftir. Bu hareketlerin tümü esnasında disk-kondil kompleksini devamlı eminensin eğimine karşı tutar [27].

Bu kasların yanında mandibula hareketlerinde görevli yardımcı kaslar da vardır. Bunlar suprahyoid grup (stylohyoid, geniohyoid, mylohyoid ve digastrik kaslar) ve infrahyoid grup (tirohyoid, omohyoid, sternotiroid ve sternohyoid) kaslarıdır [30].



Şekil 2.11 : Dış pterygoid kas [39].

2.4 Temporomandibular Eklemnin Biyomekaniği

Mandibuler hareketler olan açma-kapama, lateral kayma, protrüzyon ve retrüzyon hareketleri kondilin rotasyon ve translasyon hareketlerinin birlikte gerçekleştirilmesiyle sağlanır.

Rotasyon hareketi disk ile kondil arasında, alt eklem boşluğunda, sağ-sol, ön-arka translasyonel hareket ise daha fazla disk ile artiküler eminens arasında ve üst eklem boşluğunda meydana gelir. Translasyon hareketi sağ-sol eklemlerde simetrik değildir. Translasyon genellikle, rotasyon hareketiyle beraber olduğu için normalde rotasyonel hareketler esnasında rotasyon merkezi kondilde yada mandibulada olmaz. Rotasyon hareketinin büyük kısmı alt eklem boşluğunda olsa da, buna üst eklem boşluğunda gerçekleşen translasyon hareketi eşlik eder [40].

2.5 Temporomandibular Bozukluklar

TME hastalıklarının diş hekimliğine girişi Costen'in 1934 yılında dişlenmede meydana gelen değişimlerin çeşitli kulak semptomlarına sebep olduğunu öne sürmesi ile olmuştur [41]. Costen, TME rahatsızlıklarını, değişik kombinasyonlar şeklinde görülebilen semptomlar topluluğu olarak tanımlamıştır. Bu rahatsızlıkların okluzal dikey boyut düşmesi, posterior diş kaybı ve diğer malokluzyonların etkisi ile TME düzensizliği ve değişen anatomik ilişkisinin sebep olduğu chordatympanic ve aurikulotemporal sinirlerdeki irritasyon sonucu oluşan refleksler olduğunu belirtmiştir. Bu semptomlar sinüs, baş ve kulak ağrıları, kulak çınlaması veya tıkanık hissi, duyma bozukluğu, metalik tat ve dil yanmasını içerir ve "Costen Sendromu"

olarak adlandırılmıştır [41]. Bu semptomların tedavisinde Costen okluzyonun yükseltilmesini önermiştir.

TME hastalıklarının dış hekimlerince incelenmesi, 1950’li yıllarda başlamıştır. Okluzyonun çiğneme fonksiyonu üzerinde etkili olabileceği düşünülmüştür. 1959 yılında Shore ‘Temporomandibuler eklem disfonksiyon sendromu’ terimini kullanmıştır [42]. 1970’lere gelindiğinde, okluzyondan farklı olarak emosyonel streslerin de temporomandibuler bozuklukların (TMB) etyolojisinde rol oynadığı görülmüştür. 1980’lerde ise TME’nin ne kadar karmaşık bir yapısı olduğu anlaşılmaya başlanmış ve orofasiyal ağrı ile TMB’yi iyileştirmeye yönelik çalışmalar başlamıştır [4].

TME’de ağrı ve disfonksiyonun oluşmasında farklı etyolojik faktörler rol oynamaktadır. Ramfjord ve Ash’e (1983) göre TMB’nin gelişmesinden okluzal düzensizlikler ve stres sorumludur. Bu sebeple de TMB’yi biyopsikososyal bir hastalık olarak tanımlamışlardır [43].

TMB’nin etyolojisinin multifaktöriyel olduğunu öne sürenler vardır. Hasta kaynaklı birçok iç etkene, dış etkenler de eşlik eder. Hastalığı belirli bir etyolojik etkene bağlayamayan doktorlar da TMB’yi ‘idiopatik’ terimi ile tanımlamışlardır. Bruksizm, malokluzyon, kondil-disk kompleksi düzensizlikleri, dejeneratif eklem hastalıkları, iltihapsal eklem hastalıkları ve travma etyolojik faktörlerden birkaçıdır ve tümünde izlenen semptomlar birbirlerine çok benzediği için TMB hastalarında olumlu sonuç alabilmek için teşhisin doğru konulmasını takiben tedavi planlamasının ona göre uygulanması gerekmektedir [4].

Temporomandibuler eklem hastalıklarını tanımlamak için, TME’nin myoartropatisi, TME disfonksiyon sendromu, fonksiyonel, oklüzo-mandibuler bozukluklar, TME bozuklukları, ağrı-disfonksiyon sendromu gibi pek çok terim kullanılmıştır. Bu tanımlamaların sadece temporomandibuler eklemi veya sadece kasları içermesi nedeniyle eksik kaldığı için tanımın temporomandibuler eklemi ve kasları birlikte kapsaması gerektiği düşünülmüş. Bell’in ilk olarak kullandığı “Temporomandibuler bozukluklar” terimi Amerikan Dış Hekimleri Birliği (ADA) tarafından da kabul edilmiştir [3]. Bu terim günümüzde kullanılmaktadır.

2.5.1 Temporomandibuler bozuklukların sınıflandırılması

Temporomandibuler bozukluklarla ilgili günümüze kadar birçok farklı sınıflama yapılmıştır. Bell [3] tarafından tanımlanan TMB tanımı, Okeson [4] tarafından geliştirilerek sınıflandırma sistemi oluşturulmuştur. Wilkes [5] ise yalnızca TME iç düzensizliklerinde radyografik, klinik ve artroskopik yaklaşım bulgularıyla sınıflama sistemi oluşturmuştur. Günümüzde TMB'lerde, Okeson [4] ve Wilkes'nin [5] sınıflandırma sistemleri yaygın olarak kullanılmaktadır.

Okeson'un sınıflandırma sistemi [4]

1. Çiğneme kası rahatsızlıkları

- a. Reaksiyonel kas kasılması
- b. Miyofasiyal ağrı
- c. Lokal kas ağrısı
- d. Miyozit
- e. Miyospazm

2. Temporomandibuler eklem düzensizlikleri

- a. Kondil-disk bütünlüğünün bozulması
 - Redüksiyonlu disk deplasmanı
 - Redüksiyonsuz disk deplasmanı
- b. Eklem yüzeylerinin yapısal bozukluğu
 - Şekil sapmaları: Disk, kondil ve fossa
 - Adezyonlar: Kondil-disk adezyonu, disk-fossa adezyonu
 - Sublüksasyon
 - Spontan dislokasyon

3. Tme'nin enflamatuar rahatsızlıkları

- Sinovit
- Artrit: Osteoartrit, osteoartroz ve poliartritler
- Retrodiskit

- Kapsülit

-İlgili yapıların iltihapsal rahatsızlıkları: Temporal tendonit ve stilomandibuler ligamentin iltihabı

4. Kronik mandibuler hipomobilité

a. Ankiloz: Fibröz ve kemiksel

b. Kas kasılması: Miyostatik ve miyofibrotik

c. Koronoid engellemesi

5. Büyüme bozuklukları

a. Konjenital ve gelişimsel kemik bozuklukları

- Agenezi

- Hipoplazi

- Neoplazi

b. Konjenital ve gelişimsel kas bozuklukları

- Hipotrofi

- Hipertrofi

-Neoplazi

Wilkes'nin sınıflandırma sistemi [5]:

Bu sınıflandırma, TME iç düzensizliklerinin erken, ara ve geç dönem olmak üzere verdiği klinik ve radyografik bulgular incelenerek yapılmıştır.

Evre 1 (erken dönem): Ağrı veya çene hareketlerinde kısıtlılık yoktur, yalnızca çiğneme esnasında veya sonrasında klik olabilir. Radyolojik değerlendirmede hafif derecede anterior disk deplasmanı izlenir.

Evre 2 (erken/ara dönem): Hafif ve orta derecede ağrı ile beraber klik sesi ve periyodik kilitleme vardır. Radyolojik değerlendirmede, disk pozisyonunda değişiklik izlenir.

Evre 3 (ara dönem): Sık sık ağrı ile birlikte eklemdede hassasiyet, ara sıra oluşan ve devam eden kilitleme vardır. Radyolojik görüntüde, disk pozisyonunda değişiklik, deformasyon ve adezyonlar izlenebilir.

Evre 4 (ara/geç dönem): Ara ara şiddetlenen kronik ağrı ve çene hareketlerinde kısıtlılık vardır. Diskin şekil ve pozisyonunda aynı zamanda kondilin şeklinde değişiklikler izlenebilir. Sert doku değişiklikleri ve çok sayıda adezyonlar izlenir.

Evre 5 (geç dönem): Krepitasyon ve zaman zaman oluşan ağrı vardır. Çene hareketleri kronik şekilde kısıtlanmıştır. Anterior disk deplasmanı ve morfolojide değişiklik vardır. TME anatomisinde büyük deformiteler ve disk perforasyonu izlenebilir.

TME düzensizlikleri ile çiğneme kası semptomlarının birbirinden ayrılması çok önemlidir. Bu iki farklı rahatsızlığın tedavi yöntemleride birbirlerinden farklıdır. Bazı ortak klinik bulguları vardır fakat iki rahatsızlığı birbirinden ayıran temel noktalar vardır. Eklem içi şikayetleri olan hastalarda semptomlar kötüye doğru gider fakat kas şikayetleri zamanla iyiye doğru gider. Eklem şikayeti olan hastada 25-30mm'lik ağız açıklığı vardır ve pasif zorlama yapıldığında bu sınır yükseltilemez. Kas şikayetleri olan hastalarda ise 8-10 mm'lik ağız açıklığı vardır ve pasif zorlama ile artar. Ayrıca alt çene hareketleride ayırıcı tanıya yardımcıdır. Eklem içi rahatsızlığı olan hastalarda, protrüzyon sırasında mandibula etkilenmiş tarafa doğru kayarken, kas rahatsızlığı olan hastalarda protrüzyonda deviasyon ve defleksiyon olmaz. Manipülatif bir kuvvet eklemlere uygulandığında sağlıklı bir eklemden ağrı olmaz eğer oluyorsa intrakapsüler bir sorun olabilir. Ayrıca diagnostik amaçlı aurikulotemporal sinir anestezisi ile ağrı geçmiyorsa, sorun kassaldır [44].

2.6 Disk Deplasmanları

Disk deplasmanları genellikle iç düzensizlikler ile eş anlamlı kullanılmaktadır fakat disk deplasmanları iç düzensizliğin sadece bir tipidir [36]. Disk deplasmanları ilk kez 1887 yılında, Annandale [45] tarafından 'özellikle hassas bayanlarda görülen ve eklemin kemik elemanlarında serbest hareketi sağlayan bağların gevşemesine bağlı olan bir problem' olarak tanımlanmıştır [1].

Ağız kapalı pozisyondayken diskin posterior bandı kondil başının üzerinde saat 12:00 pozisyonunda olduğu durum diskin normal superior konumudur. Bu ilişkidir artı ve eksi 30 derecelik sapmalar olması disk deplasmanı olarak isimlendirilir [46].

Rammelsberg ve ark. (1997) [47] disk pozisyonundaki medial görüntülerde +15 derece hareketin, lateral görüntülerde ise +30 derecelik hareketin normal kabul edilmesi gerektiğini bildirmişlerdir. Posterior bandın saat 12.00 pozisyonundan daha

önde konumlandığı değişik varyasyonlar olabilir. Bu durumda diskin ince olan orta bölümünün kondilin ön çıkıntısı ile olan pozisyonel ilişkisi, diskin kalın olan posterior bandının pozisyonundan daha önemlidir. Kondilin ön çıkıntısı ile diskin ince olan orta bölümünün alt konkavitesi temas halinde ise ve kondilin ön çıkıntısı diskin bikonkav kısmı içinde yer almışsa diskin normal pozisyonunda olduğu kabul edilmektedir. Bu iki yüzey birbirlerinden 2 mm'den fazla uzaklaştığı zaman ise disk deplase (yer değiştirmiş) olarak kabul edilir. Kondilin ön çıkıntısı diskin arka bandıyla veya kenarıyla karşı karşıya gelen konumda ise örneğin diskin ataçmanı üzerinde ise disk deplasmanı vardır [46].

İç düzensizlikler dört kategoride incelenebilir. İç düzensizliğin en erken safhası inkoordinasyon fazıdır. Genellikle, bu fazda, hastada herhangi bir eklem sesi veya belirgin bir fonksiyon bozukluğu olmadığından hasta durumun farkında olmayabilir. Fakat klinik muayene esnasında, ağzını açıp kapatması istenildiğinde ve çene ekleminin pürüzsüz hareket edip etmediği sorulduğunda, bu hastalar çok hafif bir yakalama hissi duyduklarını belirtirler. Bu nokta, eklemin sürtünme özelliklerinde artış olduğunu gösteren en erken bulgudur [1].

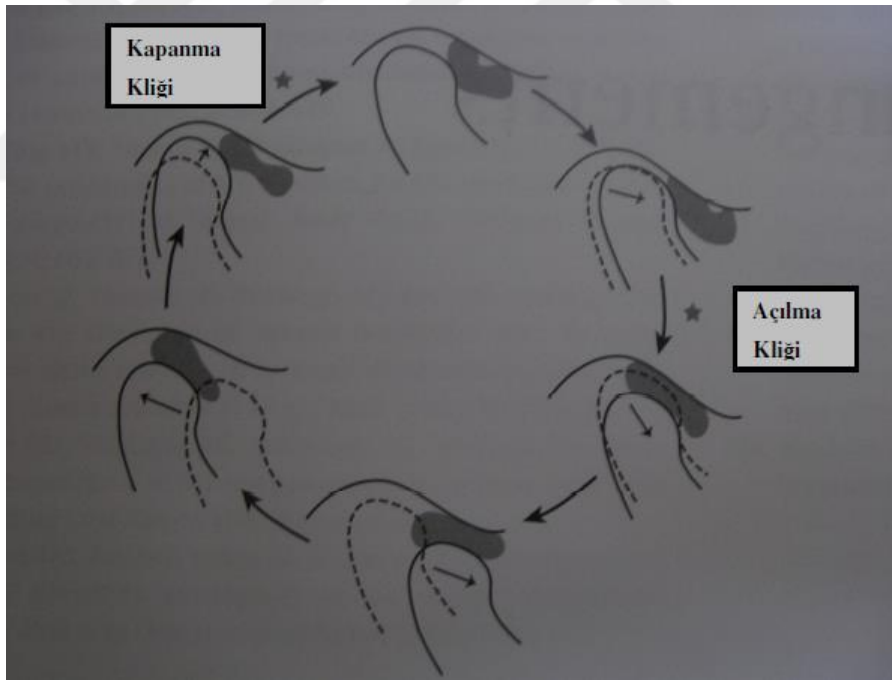
Sonraki kategoride TME diski öne kaymıştır. Ağız açma hareketine klik veya popping sesi eşlik eder. Bu ses, kondil başı posterior banttın atlayıp, disk ile normal pozisyona geçerken açığa çıkan sestir. Bu faz redüksiyonlu anterior disk deplasmanı olarak isimlendirilir. Anterior disk deplasmanı denilse bile disk anatomik olarak antero-medial bir konumda durur. Çünkü kondil açısına ve lateral pterigoid kasın çekmesine uyum sağlamaktadır. (Şekil 2.12)

Redüksiyonlu anterior disk deplasmanı olan bazı hastalarda, ağız kapatma esnasında ikinci bir klik sesi olur. Buna resiprokal klik denir. Ağız kapama esnasında diskin arka bandı kondil başını atlarken bu ses alınır. (Şekil 2.12) Bu resiprokal klik sesi her hastada alınamasa da ağız kapatma ile disk tekrar kondil üzerinden kayar ve ön tarafta konumlanır. Resiprokal kliğin klinik önemi bulunmamaktadır [33].

Klik ve popping sesi dışında asemptomatik olabildikleri gibi intrameatal ve lateral palpasyonda ağız açıklığında kısıtlılık, hassasiyet ve fonksiyonla artan eklem ağrısı gibi semptomları olabilir. Tek taraflıysa eğer ağız açma esnasında mandibula etkilenen tarafa doğru kayabilir. İleri safhalarda, hasta zaman zaman kilitlenmelerden

şikayet edebilir. Bu durum çenenin hafif hareketleriyle ve manuel manipülasyonla önlenabilir [33].

Redüksiyonlu anterior disk deplasmanı olan hastalarının çoğunda kas ağrısı da vardır. Bu durum ağız hareketlerini kısıtlamak için hastanın çenesini koruyucu amaçlı olarak kenetlemesinden veya kronik parafonksiyonlar sebebiyle oluşan miyofasiyal ağrılardan kaynaklanmaktadır. Hastanın parafonksiyonları varsa başağrısı sikayeti olabilir. TME'deki klik sesi, genel olarak anterior disk deplasmanında alınsa da disk yüzeyindeki bir düzensizlik sebebiyle veya hasara bağlı kondil ve/veya artiküler eminesteki yapısal değişiklikler sonucunda da benzer sesler alınabilir. Buna benzer durumlarda, hasarlı olan dokular kondilin öne hareketi esnasında engel teşkil ederler. Kondil bu engeli aşarken ses meydana gelir. Bu sesler genel olarak anterior disk deplasmanında alınan ses kadar belirgin değildir. Ayrıca bu sesler tam olarak ağız açma-kapama sırasında aynı noktada alınır. Resiprokal klikte olduğu gibi farklı noktalarda alınmaz [1].



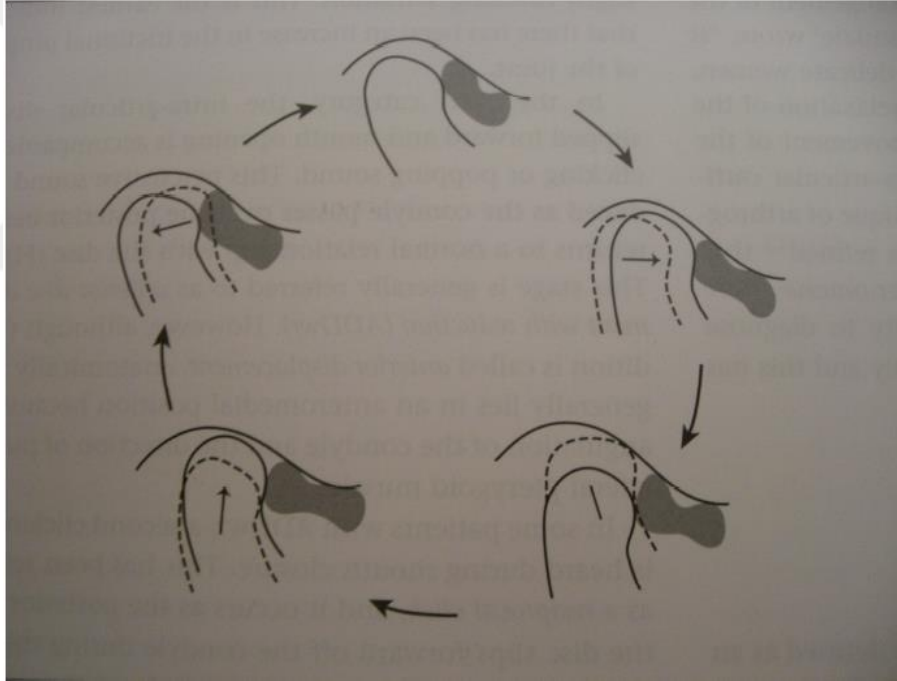
Şekil 2.12 :Redüksiyonlu disk deplasmanı [1].

İç düzensizliğin üçüncü aşamasında, eklem diski daha da önde konumlanmıştır. Kondil ağız açma esnasında diskin arka bandını yakalayamaz. Sonuçta klik yerine kilitlenme meydana gelir. Kondil rotasyona uğrar fakat translasyona geçemez. Bu safhaya redüksiyonsuz anterior disk deplasmanı veya kapalı kilit denilir. (Şekil 2.13) Redüksiyonsuz disk deplasmanı akut ve kronik olarak ikiye ayrılır [46].

Akut redüksiyonsuz disk deplasmanında, ağız açıklığı aniden kısıtlanır ve alt çenenin açılma sırasında etkilenmiş tarafa doğru defleksiyonu izlenir. Kontralateral tarafa doğru çene hareketleri kısıtlanır ve etkilenen tarafa doğru kısıtlama olmaz. Fonksiyon esnasında eklem ağrısı, etkilenen tarafta kısıtlılığın başlamasıyla ortadan kalkan ses hikayesi, pasif germede sert sonlanma hissi şeklinde klinik bulgular izlenir [46].

Kronik redüksiyonsuz disk deplasmanında klinik belirtiler ortadan kalkmıştır. Durumun teşhisi için tıklama ve sonrasında tıklamanın kaybolmasıyla beraber ağız açıklığında kısıtlılık hikayesi olması ve yavaş yavaş düzelen alt çene hareketlerinin oluşuna dikkat edilmelidir [27].

Kronik redüksiyonsuz disk deplasmanı olan TME'lerde enflamasyon belirtisi olarak ağrı, efüzyon ve eklem dokularında artan vaskülarite görülür [1, 34, 46].



Şekil 2.13 : Redüksiyonsuz disk deplasmanı [1].

Dördüncü kategoride ağız açıklığında kısıtlılık vardır. Fakat bu durum disk deplasmanına bağlı değildir (25-30 mm'lik bir açıklık vardır). Disk normal pozisyonundadır fakat adezyonlarla artiküler eminense bağlanmıştır. Bu nedenle sadece kondiler rotasyon yapılabilir. Disk anatomik olarak deplase olmadığından dolayı yüksek innervasyona ve vaskülariteye sahip retrodiskal dokuda gerilim olmaz. Bu nedenle hasta ağzını eklem kapsülü gelecek kadar çok açmaya çalışmadığı ve çiğnemediği sürece ağrı meydana gelmez. Bu rahatsızlık genel olarak diş sıkma ve

gıcırdatmaya bağlı görüldüğünden, bunlara myofasiyal ağrı sendromu da eşlik edebilir [1]. Nitzan [48] bu aşamayı yapışık disk fenomeni olarak adlandırmıştır. Yapışık disk fenomeninin, redüksiyonsuz disk deplasmanından farkları, kısıtlılığın daha hızlı gelişmesi, ağrı oluşması, maksimum ağız açıklığının daha az olması (15-25 mm) ve geçmişte herhangi bir klik hikayesi bulunmamasıdır [48, 49]. Yapışık disk fenomeni durumunda disk MRG’de kondilin üzerinde ve gerisinde izlenirken, redüksiyonsuz disk deplasmanı durumunda disk kondilin önünde ve deforme bir şekilde izlenir [50].

2.6.1 Etyoloji

Disk düzensizlikleriyle alakalı çok fazla etyolojik faktörden bahsedilmiştir. Diskin yerinin değişebilmesi için diski kondil başına bağlayan ligamentlerin işlevsel kabiliyetlerini yitirmiş olması gerekir. Çoğu zaman diskin bağ dokusu proliferasyonu sonucunda plastik deformasyonlar meydana gelir ve diskin kondil üzerine oturma kabiliyeti bozulur.

Uzun yıllarca, lateral pterigoid kasın üst karnının diski öne doğru çektiği düşünülmüştür. Bu sebeple de disk düzensizliklerinin etyolojisinde bu kasın spazma uğraması da yer almıştır. Bu kas aslında kondil üzerindeki pterigoid foveaya tutunmaktadır fakat medial lifleri kapsül-disk kompleksine tutunabilir. Diskin medial kısmı, lateral pterigoid kasın üst kısmına tutunsa bile sadece birkaç lifi direk olarak disk içine girer [28].

Etyolojisi halen kesin olarak bilinmeyen TMB’de, bir tek etken yoktur. TMB multifaktoriyel bir rahatsızlıktır. Bu faktörler arasında sıklıkla emosyonel stres, travma, eklem laksitesisi ve buna bağlı olarak bruksizm vardır.

2.6.1.1 Travma

Disk düzensizliklerini oluşturan faktörlerin başında travma gelir. Harkins ve ark. (1985) [51] temporomandibuler eklem rahatsızlığı olan hastaların yaklaşık yarısında baş ve boyun bölgesine gelen travma hikayesinin varlığını bildirmişler. TME’ye gelen makrotravma, diskbağlarında, kapsülde ya da lateral ligamentda yani yumuşak dokuda hasarlara neden olur. Travmaya karşı gelişen ilk yanıt, travmatik artrit ve efüzyon oluşumudur. Bunun sebebi artan vasküler geçirgenlik veya doku yırtıklarından kaynaklanan eklem içi kanamadır. Akut belirtiler birkaç gün içinde

hafiflerken kanama, fibrozis veya adezyonlarla ya da eklem içi hiperplastik doku oluşumu ile sonuçlanabilir. Bu da hareket kısıtlılığı ve ağrı oluşturur.

Sık rastlanılan ve disk deplasmanına neden olabilecek travmatik olaylar şunlardır: Endotrakeal entübasyon, mandibulanın aşırı açılmasına sebep olan uzun süren diş tedavileri, esneme ve çeneye gelen darbeler [52].

TME ligamentlerinin plastik deformasyona uğraması gibi yumuşak doku hasarına neden olan ufak yaralanmalar (mikrotravmalar) kalıcı intraartiküler değişikliklereneden olabilir. Ancak bazı çalışmalar böyle bir durumun söz konusu olmadığını vurgulamıştır [52].

TME yaralanmaları ile indirek travmalar arasında bir ilişki bulunamamıştır [52].

2.6.1.2 Eklem laksisitesi

Eklem ligamentlerinin gevşemesinin disk deplasmanıyla ilgili olduğu düşünülmektedir. Çünkü redüksiyonlu disk deplasmanı bozukluğu olan TME'lerin 2/3'ü hipermobildir ve hipermobil olan eklemlerin de 2/3'ünde redüksiyonlu disk deplasmanı görülmüştür [1].

TME disk düzensizliği olan hastalardaki sistemik eklem laksisitesi, diğer eklem rahatsızlığı olan ve asemptomatik gruba kıyasla anlamlı derecede fazla bulunmuştur. Kollajen metabolizmasındaki değişimlerdeeklem laksisitesinde rolüvardır. Ağrısı olan disk deplasmanı hastalarıyla, asemptomatik hastaların eklemleri arasında TME'nin kollajen kompozisyonu farklılık gösterir. Genel popülasyona bakıldığında, disk düzensizliklerinin görülme sıklığı, eklem laksisitesiyle orantılı değildir [1].

2.6.1.3 Bruksizm

Disk düzensizliklerinde bruksizmin rolü olduğu düşünülmektedir. Bruksizm,eklemde aşırı derecede yüklemeye neden olur ve yükleme, hyaluronikasit, proteoglikan ve kollajenleri yokeden zararlı oksidatif radikallerin oluşumunu uyarır. Bruksizm dış yüzeylerinde aşınma, okluzal dikey boyutta düşme, kas tonusunda artışa ve TME'de adaptif değişikliklere sebep olabilir [1].

Bruksizmin kondromalazi (eklem yüzeylerinde yumuşama) sonrasında iç düzensizliklerin sebebi olduğu da öne sürülmektedir. Bruksizme genellikle çeşitli eklem hastalıkları eşlik eder fakat kesin bir ilişki bulunamamıştır [1]. Geçmişte

bruksizmin okluzyondaki erken temaslar ve uyumsuzluklar sonucu geliştiği düşünölmüşse de günümüzde, bruksizmin oluşumunda okluzal durumun fazla etkili olmadığı daha çok bireyin emosyonel durumunun etkili olabileceği düşünölmektedir.

1800'lerden başlayarak 1950'lerin sonuna kadar TMB'nin etyolojisinde önemli bir faktör olarak görölen okluzyon, Schwartz ve ark.'nın (1979) [53] emosyonel gerilimlerin ve çiğneme kaslarının önemini ortaya çıkarmasından sonra önemini kaybetmiştir. Okluzal faktörler ile TMB ilişkisini inceleyen araştırmalar okluzal faktörlerin etkisinin zannedildiğinin aksine daha az olduğunu göstermektedir [54].

Eklem içi düzensizliklerin çok sayıda etyolojik faktörü olduğu düşünölmektedir. Etyolojik faktörden hangisi olursa olsun disk düzensizliğin inintra-artiküler sürtünmelerin artması ile diskin rahat bir şekilde kayamayışından kaynaklandığı düşünölmektedir [1]. Bu düşünce, Nitzan [34] tarafından kavramsallaştırılmıştır. Teorik olarak sürtünme, eklem yüzeylerinin değışmesinden veya eklem kayganlığının ve eklem beslenmeyen sinovyal sıvının içeriğinin değışmesinden kaynaklanabilir.

2.6.2 Teshis yöntemleri

2.6.2.1 Anamnez

Anamnez, TMB'nin değılendirilmesindeki en önemli bölümdür çünkü iyi anamnez almak hekimi doğru teshis ve tedaviye götürür. Anamneze hastanın öncelikli şikayeti dinlenerek başlanır. Bu şikayetin süresi, hastayı ne kadar etkilediği, nasıl ilerlediği öğrenilir. Bu şikayeti ile ilgili daha önce herhangi bir tedavi görüp görmediği eğer gördüyse tedavilerin içeriği ve bunlardan ne kadar fayda gördüğü not edilmelidir [55]. Hastanın genel sistemik durumu değılendirilmelidir. Sonrasında ise hastanın tedaviden beklentisi öğrenilmelidir.

2.6.2.2 Fizik muayene

Fizik muayenede, tüm çiğneme sisteminin muayenesini yapılır. Öncelikle, baş ve boyun bölgesi yumuşak doku asimetrisi ve kassal hipertrofi varlığı değılendirilir. Diş sıkma ve diş gıcırdatma gibi kötü alışkanlıklar açısından incelenmelidir. Kaslar palpe edilerek tetik noktaları ve hassasiyet araştırılır [55].

Kaslardan sonra TME bölgesinde hassasiyet değerlendirilir. Eklem sesleri de değerlendirilmelidir. Eklem muayenesi posterior ve lateral palpasyon uygulanarak yapılır. Bu sayede hem ağrı noktaları tespit edilmiş olur, hem de krepitasyon ve klik varlığı değerlendirilir.

Yardımsız maksimum ağız açıklığı, protrusiv ve lateral hareketler kaydedilir. Yetişkinlerde ağız açıklığı ortalama 45 mm civarındadır. Ortalama protrusiv ve lateral hareket miktarı 10 mm civarındadır [55]. Pasif germe ile bu mesafelerin ne kadar değiştiği de not edilmelidir.

Redüksiyonsuz anterior disk deplasmanı olan hastalarda birden bire ağız açıklılığında kısıtlılık meydana gelir. TME bölgesinde lokalize bir ağrı vardır. Yardımsız maksimum ağız açma ortalama 35 mm civarındadır. Yardımsız maksimum ağız açmada kesici dişler arası mesafeye ile pasif germe uygulandığında ağız açıklılığında 4 mm veya 4 mm'den az bir artış gözlenir. İntrameatal ve lateral palpasyonda ağrı olur. Tek taraflı deplasman olan vakalarda, ağız açma esnasında mandibula etkilenmiş tarafa doğru kayar. Hastaların çoğunda, kilitlenmeden önce klik veya popping sesi hikayesi vardır.

Kronik redüksiyonsuz disk deplasmanında, geçmişte ağız açıklılığında belirgin bir azalma hikayesi vardır. Yardımsız maksimum ağız açma ortalama 35 mm civarındadır. Yardımsız maksimum ağız açmada kesici dişler arası mesafeye göre, pasif germe uygulandığında ağız açıklılığında 5 mm veya 5 mm'den çok bir artış gözlenir.

Ağız içi muayene de yapılmalıdır. Sebep olabilecek dental faktörler elimine edilir. Bruksizm belirtileri varsa kaydedilir. Diş eksiklikleri ve okluzyon tipi kaydedilir.

2.6.2.3 Radyografik değerlendirme

TME'yi içeren durumlara klinikte tam olarak teşhis konulmasının mümkün olmadığını gösteren araştırmalar vardır [56]. MRG ile yapılmış olan bir çalışmada, redüksiyonlu disk deplasmanının klinikte doğru teşhis konulma oranının %48 olduğu bildirilmiştir [57]. MRG hem eklem yumuşak ve sert dokularını, hem de eklemi çevreleyen yapıları farklı planlarda görüntüler. Çeşitlilik gösteren TMB'si olan hastaların teşhisi için önceki zamanlarda artrografi kullanılmaktaydı fakat hasta yüksek dozda radyasyona maruz kalır, uygulanması için eğitim gerektirir ve invaziv bir yöntemdir. Bu sebeple günümüzde temporomandibuler eklem içi

düzensizliklerinin görüntülenmesinde altın standart MRG olarak kabul edilmektedir. Günümüzde artrografi kullanımının tek endikasyonu, disk veya retrodiskal dokudaki bir perforasyonu gözlemlemektir [1].

MRG pahalı olduğu için, eklem boşluğunun genişliğinin görüntülenmesinde diğer yöntemler kullanılabilir. Anteriora deplase olmuş diskin, eklem boşluğunu daraltacağı düşünülmektedir çünkü kondil başı incelmış olan retrodiskal doku ile temas halindedir. Eklem boşluğunun genişliğine göz önünde bulundurularak, disk önde mi diye karar almak doğru değildir. Çünkü MRG hariç diğer görüntüleme sistemleriyle eklem boşluğunun içini görmek mümkün olmaz [1].

Panoramik röntgende, kondilin vertikal ve horizontal eğilimleri kompanse edilemediği için tanjantal bir görüntü ortaya çıkar bu sebeple normalden daha geniş bir kondil ve daha dar bir eklem aralığı izlenir [1].

TME tomografisinin her kesiti kondilin karşısına düşen glenoid fossayı aynı şekilde gösterir. Fakat bu ancak hastanın başı kondilin horizontal ve vertikal eğimini kompanse edecek şekilde konumlandırıldıysa gerçekleşir. Bu durum sağlansa bile, sağlıklı eklem, redüksiyonlu ve redüksiyonsuz disk deplasmanları arasındaki eklem mesafesi farkını gösteremez. Çünkü her grup birbirinden oldukça farklıdır [1].

Yalnızca klasik radyografiler kullanılarak teşhis konularak tedavi yapılması ciddi sonuçlar doğurabilir. Disk pozisyonunu tespit etmek için, diğer yöntemler yerine MRG tercih edilmelidir.

Eğer klinisyenler, disk deplasmanının mekanizmasını biliyorlarsa, iyi bir anamnez ve klinik muayene ile görüntüleme yöntemlerini kullanmadan doğru teşhisi koyabilirler. Yapılan araştırmalar, görüntüleme alınmadan yalnızca anamnez ve klinik muayene ile tedavi planlanmasının, görüntüleme alındıktan sonra değişmeyeceğini göstermiştir. Fakat bu yöntemler ile kesin sonuca ulaşılamıyorsa, tedaviden önce görüntüleme alınmalıdır. Panoramik, tomografi veya düz radyografiler bu işlem için tanıda kullanılamaz. MRG yöntemi ve artrografi TME disk deplasmanlarının teşhisinde en sık kullanılan yöntemlerdir [1].

2.6.2.4 Psikolojik değerlendirme

TME ağrı ve disfonksiyonlarında stres önemli bir etkidir. Hatta direk olarak tek sorumlu etken bile olabileceği görüşü ağır basmaktadır. Doğal nedenlerle oluşan disfonksiyonlar ve ağrı psikolojik rahatsızlıklara yol açabilmektedir. Bu nedenle TME iç düzensizliği olan hastalarda psikolojik muayne çok önemlidir [55].

2.6.3 Klinik seyri

Disk düzensizlikleri sık rastlanılan ve bilinen klinik belirtileri olan rahatsızlıklardır. Redüksiyonlu disk deplasmanında klik sesi önemli işarettir. Redüksiyonsuz disk deplasmanında ise kapalı kilit önemlidir.

Retrodiskal dokunun alt ve üst laminaları, eklem diskinin lateral ve medialde kondil başıyla olan bağlantısı ve eklem diskinin şekli, eklem diskinin stabilitesini sağlayan faktörlerdir. Diskin arka bandının yapısı, disk-kondil kompleksinin stabilite ve devamlılığı için çok önemlidir çünkü diskün tüm bölümleri içinde mekanik direnci en yüksek olan ve en kalın bölüm arka banttır. Kuvvetlerin devamlı olarak üzerine binmesi sonucunda deformasyona uğrayabilir. Diskin arka bandındaki deformasyonlar ve retrodiskal dokunun alt tabakasının fazla gerilmesi sonucunda, anterior disk deplasmanı oluşabilir [31].

Genel olarak disk normal pozisyonunda iken, bikonkav şekildedir ve en kalın kısmı arka bandıdır. Redüksiyonlu disk deplasmanı olan hastalarda bile disk bikonkav şeklini yıllarca koruyabilir [57]. Redüksiyonsuz disk deplasmanında zamanla diskte bir deformasyon oluşmaya başlar. Arka bant kalınlaşır ve diskin boyu kısalır, osteoartrit başlamadan önce bikonveks bir şekle girer. Osteoartritin ilerlemesi ile disk dejenerasyona uğrar, küçülür, perfore olabilir [58].

'Psödodisk' disk deplasmanından sonra oluşan bir doku farklılaşmasıdır. Diskin arka bağlantısında bağ dokusu hyalinizasyonu ile karakterize adaptif değişiklik biçiminde tanımlanmıştır. Bu tip bir fibrozis MRG'de arka bağdaki normal yüksek sinyalin yerinde düşük sinyal intensiteli bir bant biçiminde izlenir [57].

Sıkışmış disk normal veya deplase konumdayken ağız hareketleri sırasında kondille birlikte hareket etmez. Büyük olasılıkla disk ile artiküler eminens arasında fibröz adezyonlar vardır. Diskin konumu normal bile olsa sıkışmış disk de tanım olarak iç düzensizlik sınıfına girer [57].

Bazı araştırmalar disk deplasmanlarının aşama aşama ilerlediğini göstermektedir. Redüksiyonlu disk deplasmanı hastalarının %10'unun  sene içerisinde redüksiyonsuza ilerlediğini gösteren bir araştırma [59] olduğu gibi redüksiyonlu disk deplasmanı olarak kalarak yıllarca devam ettiğini gösteren araştırmalar da vardır [60-62].

10-15 yıllık takibi bulunan redüksiyonlu disk deplasmanı hastalarının kondillerindeki kortikal kemiği normal bireylerle kıyaslandığında hiçbir değişikliğe rastlanmamış, ya da kemiksel bir değişiklik olmadan redüksiyonsuza döndüğü izlenmiştir [57].

Redüksiyonlu disk deplasmanı senelerce hiç ilerlemeyebilir veya redüksiyonsuz disk deplasmanına dönüşebilir. Kısa ve uzun dönem takipli klinik çalışmalarda gösterilmiştir ki, TME'deki klik seslerine çok fazla rastlanılmasına rağmen, disk deplasman düzeyinin ilerlemesine (redüksiyonsuza geçmesine) ok sık rastlanılmamaktadır [59, 63].

Ağrılı klik olan eklemlerde, retrodiskal doku ve diskin glikozaminoglikan seviyelerine bakıldığında, matrikste herhangi bir dejenerasyona rastlanmamıştır. Yani, ağrısı olan redüksiyonlu disk deplasmanı hastalarında, retrodiskal dokuda ve diskte biriken stres artmış olsa bile, yeterli düzeyde adaptasyon sağlanmaktadır ve dejeneratif değişiklikler oluşmamaktadır [64].

Martiks dejenerasyonu, eklem diski ile sınırlı kalmaz. Diskin bağlantılarıyla ilgilidir. Bu da fonksiyona etki eder. Sonuçta adaptif değişimler gelişir, arka disk bağlantısı zayıflar ve disk düzensizliği oluşur [28].

Disk deplasmanlarından özellikle redüksiyonsuz disk deplasmanı ile osteoartrit arasında ciddi bir ilişki olduğu, hem otopsi çalışmalarında [65-67] hem de klinik çalışmalarda [5] gösterilmiştir. Bu sebeple disk deplasmanının osteoartrite sebep olabileceği dşnlmektedir. Ancak bunu ispatlayacak kadar uzun süreli çalışmalara ihtiyaç vardır. Redüksiyonsuz disk deplasmanı olan ve normal kemik yüzeyine sahip 7 eklemden 5'inde 10-15 yıllık takip sonucunda osteoartrit geliştiği gözlemlenmiştir. Vaka serisi çok küçük olsa bile redüksiyonsuz disk deplasmanı uzun dönemde osteoartrit başlangıcına neden olabilir [57]. Bazı yazarlar i düzensizliklerin osteoartrit nedeniyle değil de osteoartritin bir bulgusu olduğunu düşünmektedirler [68]. TME'deki osteoartritin en çok grlen sebebi uzun zaman deplase kalmış diskidir [28].

Diskin arka bandının plastik deformasyona eğimli olduğu hastalarda, redüksiyonlu disk deplasmanının, redüksiyonsuza çevirme olasılığı artar. Bu deformasyon daha çok diskin alt kısmında oluşur. Bunun sebebi de disk yüzeyindeki bağ dokusu proliferasyonudur. Bağ dokusu proliferasyonunun, kondil hareketleri esnasında, deplase olmuş diske aşırı derecede sıkıştırıcı kuvvetlerin gelmesiyle oluştuğu düşünülmektedir [28].

Disk deformasyonunun gelişmesinde en önemli faktör, disk ve kondil başı arasında normal bir ilişki olmamasıdır. Deforme olan disklerin şekil farklılıkları üzerlerine gelen streslerin çeşitliliğinden kaynaklanmaktadır. Redüksiyonsuz disk deplasmanı olan eklemlerde, bikonkav şekiller, diskin arka bandında kalınlaşma, tüm yüzeyleri eşit kalınlıkta disk, bikonveks veya katlanmış formlara rastlama oranı aynıdır [28].

Genel olarak diskin kondile göre pozisyonunda az da olsa lateral pterigoid kasın üstkarnının etkili olduğu söylenmektedir çünkü bu kas, diskin ön kısmına tutunur. Bu kasın kasılmasıyla disk anteromediale doğru çekilir veya diskin postero-lateral hareketi kısıtlanır. Lateral pterigoid kasın üst karnı, diskin dışında mandibuler kondile de tutunur. Bu da medial ve lateral kısımlarda zaten kondile bağlı olan diskin bu kas aracılığı ile kondilden bağımsız olarak hareket ettirilemeyeceğini düşündürmektedir [27].

Artiküler eminensin yavaş yavaş düzleşmesinin, TME disk düzensizliğinin erken redüksiyonludan, ileri redüksiyonsuz aşamaya geçişinin bir bulgusu olduğu önesürülmüştür [28].

Farklı araştırmalar da, redüksiyonsuz disk deplasmanı hastalarının çoğunda, bulguların uygulanan tedaviden bağımsız olarak hatta tedavi uygulanmasa bile azaldığını göstermiştir [69, 70]. Ama daimi bozukluğu olan eklemlerde, disk hareketsiz bir şekilde, anterior konumda fonksiyonsuzdur. Bunun üst eklem boşluğunda fibröz doku adezyonların oluşumuna sebep olduğu düşünülmektedir. Ayrıca diskin hareketsizliği, sinovyal sıvıdan eklem kıkırdağına besinleri taşıyan pompalama sisteminde etkilemektedir. Bu pompalamanın işleminin dejenerasyonu başlatıcı veya hızlandırıcı etkisi olabileceği düşünülmektedir. Bu sebeplerle takip ve tedavilerin devam ettirilmesi gerektiği vurgulanmaktadır [28].

2.6.4 Ayırıcı tanısı

TME iç düzensizlik teşhisi koymadan önce, klinisyenin ağız açıklığında kısıtlılığa ve eklem seslerine neden olabilecek bazı noktalara dikkat etmelidir. Örneğin koronoid osteokondromu veya hipertrofide hem maksimum ağız açıklığında kısıtlılık meydana gelir hem de koronoid çıkıntı uzadığından ötürü zigomatik arka çarparak klik sesi bile meydana gelebilir. Bu sesin eklem sesinden farkı ağzın açılması esnasında el ile palpasyon yapıldığında sarsıntı ve vibrasyon olarak hissedilebilmesidir [1]. Disk deplase değilse bile disk yüzeyindeki düzensizliklerden klik sesleri alınabilir.

Hareket kısıtlılığına birçok intraartiküler patoloji neden olabilir. Bunlar: TME'yi içine alan primer veya sekonder neoplazmalar, artritler, sinovyal kondromatozis olabilir. Ekstraartiküler nedenler ise myofasiyal ağrı, myozitisossifikans, skleroderma, myozit, histerik trismus, çiğneme kasları fibrozisi ve zigomatik kırıkları olarak sayılabilir. Bunlar iç düzensizliklere göre daha aşama aşama gelişirler ve bunların öncesinde klik veya popping bulgusu yoktur [2].

Redüksiyonsuz disk deplasmanı hastalarında mandibuler hareketlerin yön kontrolü bozulabilir. Hastadan çenesini yana doğru hareket ettirmesi söylendiğinde hasta farkında olmadan çenesini hep tek bir tarafa doğru hareket ettirebilir. Bunun nedeni mekanoreseptörleri de içeren geniş doku yıkımları olduğu düşünülmektedir. Özellikle arka disk ataşmanı ve eklem kapsülünde görülen gerilim ve baskılar neticesinde tip I ve tip II mekanoreseptörlerde hasar oluşabilir. Bazı hastalarda etkilenen yöne doğru kontrol kaybı oluşurken bazı hastalarda ise karşı tarafta problem oluşabilir. Yön farkının sebebi diskin farklı yönlere yer değiştirerek eklem kapsülü ve intraartiküler yapıların farklı yerlerinin zarar görmesidir. Etkilenen taraftaki kondil üzerine parmakla basınç uygulandığında reseptörlerin uyarılmasıyla hastaların dörtte birinde geçici olmak üzere düzelme gözlemlenmiştir. Ayrıca lateral hareketlerin çok az diş teması ile uygulanması hastaların %20'sinde yön kontrolünü normale döndürmüştür [46].

2.6.5 Tedavi

Temporomandibuler bozukluklar çiğneme kaslarını, TME yi veya her ikisini içeren problemleri tanımlar. Temporomandibuler bozukluklar multifaktöryel bir hastalık grubudur bu sebeple tek bir tedavi yöntemi yoktur. TMB tedavisinde amaç öncelikle etkeni belirlemek ve doğru teşhisi koymaktır sonrasında uygun tedaviye karar verilir.

TMB'lerde genellikle kombine bir tedavi uygulanır. Konservatif tedavi seçenekleri yetersiz kalıyorsa cerrahi tedavilere geçilir.

TMB'lerde başlangıç tedavisi olarak cerrahi olmayan konservatif tedaviler tercih edilir. Konservatif tedavilerin başarı oranı %74-85 arasındadır. Cerrahi olmayan tedavi yöntemlerin amacı ağrıyı ve disfonksiyonları azaltmak ve iyileşmeyi teşvik etmektir [22].

2.6.5.1 Davranışsal tedavi

TMB'lerin tedavisinin en önemli bölümü hastaların bilgilendirilmesidir. Çünkü tedavinin başarısı hastaların söylenenlere uymasına, motivasyonuna ve işbirliğine bağlıdır. Bilgilendirmeye hastalığın tanımı ve anlatılmasıyla başlanabilir. Bu aşamada hastaların anlayabileceği bir dil kullanılmalı ayrıca hastalara açıklayıcı nitelikte görsel öğelerden de faydalanılabilir. Bilgilendirmenin bir kısmında, disk deplasmanlarının agresif ve kötü bir hastalık olmadığı belirtilerek hastaların endişesi giderilmelidir. Hastalar, TME bölgesine gelecek kuvvetlerin azaltılması konusunda bilgilendirilmelidir. Yumuşak gıda diyeti önerilmeli, sakız çiğnememeleri söylenmeli, ekleme aşırı stres bindirecek büyük lokmaların ısırılmasından kaçınılması anlatılmalıdır. Bu bilgilendirme hatırlatmalar şeklinde her randevuda tekrarlanmalı ve hastaların bu önerileri alışkanlık edinmesi sağlanmalıdır. Tedavinin konservatif tedavilerden cerrahiye doğru ilerleyebileceği anlatılmalı ve tedavinin her aşaması detaylı bir şekilde anlatılmalıdır [31, 71].

2.6.5.2 Fizik tedavi

Fizik tedavi yöntemleri cerrahi olmayan konservatif tedavi yöntemleridir. Genellikle TMB'nin diğer tedavi alternatifleriyle beraber kullanılırlar. Fizik tedavinin amacı iskeletsel ve kassal ağrıların hafifletilmesi ve doku iyileşmesinin uyarılması ile normal TME fonksiyonun sağlanmasıdır. Bu amaçla sıcak ve soğuk uygulamayı içeren termal terapiler, akupunktur, transkütanöz elektriksel sinir uyarımı (TENS), ultrasound (US), düşük yoğunluklu lazer uygulaması, rotasyon, koordinasyon ve germe egzersizleri gibi fizik tedavi yöntemleri kullanılmaktadır. Özellikle TME cerrahisi geçiren hastalarda iyi sonuçlar elde etmek için fizik tedavi yöntemleri kullanılmalıdır [31, 71, 72].

2.6.5.3 Manüel manipülasyon

Özellikle internal düzensizliklerin tedavisinde deplase olan eklem diskinin redüksiyonunu sağlamayı amaçlayan minimum invaziv tekniklerden biridir. Tek başına uygulanabileceği gibi artrosentez ile birlikte de uygulanabilir. Manüel manipülasyon sadece artiküler mobilitayı arttırmamakta ayrıca deplase diski anatomik pozisyonda redükte etmektedir. Bir el ile hastanın başı stabilize edilir, diğer elin baş parmağı etkilenen eklem tarafındaki son molar diş üzerine yerleştirilir, mandibula sıkıca kavranarak çene aşağı ve yukarı yönde hareket ettirilir. Daha sonra kondil başının glenoid fossa içinde normal pozisyonuna gelmesi amacıyla mandibula geriye doğru hareketlendirilir. Manipülasyonun başarısında kilitlenme süresinden çok iç düzensizliğin derecesi önemlidir [73].

2.6.5.4 Farmakolojik tedavi

Farmakoterapi TMB ile ilişkili semptomların tedavisinde etkili bir metottur ancak tek başına kullanımı yetersizdir. Diğer tedaviler ile kombine edilerek uygulandığında daha başarılı sonuçlar vermektedir. TMB'nin tedavisinde kullanılan farmakolojik ilaçlar akut ağrı durumunda analjezikler ve kortikosteroidler, akut ve kronik ağrıların beraber olduğu durumlarda non-steroid antiinflamatuar ilaçlar (NSAİİ) ve kas gevşeticiler, kronik ağrı durumunda, trisiklik antidepresanlardır [74].

2.6.5.5 Artrosentez ve temporomandibuler eklem içi enjeksiyonlar

TME'de artrosentez işlemi ilk kez kapalı kilitli hastalarında, sınırlanan mandibuler hareketi arttırmak için uygulanan artroskobik lizis ve lavajın kullanımından doğmuştur. İlk kez Nitzan (1991) [75] tarafından tanımlanan artrosentez, önceden uygulanmakta olan TME'nin pompalanması işlemi ve artroskobik lizis ile lavaja dayanmaktadır [76]. Trieger (1999) [77], artrosentezi üst eklem boşluğuna yapılan tek bir girişle basit pompalama ve basıncı takiben çeneye manipülasyon uygulanması olarak tanımlamıştır. Nitzan ve ark. (1991) [75] bu tekniği, üst eklem boşluğuna bir lavaj girişi için diğeri ise irrigantın çıkmasını sağlamak için iki giriş kullanarak modifiye etmişlerdir. Ağrıyı uyaran maddeler ve artıkları aspire edildiği için hastaların yarısında lavaj yönteminin semptomları azalttığı bildirilmiştir. En konservatif cerrahi teknik olduğundan öncelikle tercih edilmelidir. Fakat etki süresinin ne kadar olduğu henüz bilinmemektedir [21].

Temporomandibuler bozuklukların tedavisinde yeri olan okluzal splintler, fizik tedavi, farmakoterapi gibi konservatif tedavilerin yetersiz kaldığında [78] ve TME içi düzensizliklerinde [79, 80], MRG'de efüzyon ile karakterize eklem ağrısı olduğu durumlarda diğer komplike tedavilerden önce ve açık eklem cerrahisi geçirmiş olan hastalarda devam eden ağrı ve disfonksiyonun tedavisinde mutlaka uygulanmalıdır [75]. Ağız açıklığının eklem ankilozu sebebiyle kısıtlı olduğu durumlarda ve kapsül dışı TMB'lerde artrosentez uygulanmaz [75].

Glükokortikosteroidlerin sistemik veya intraartiküler olarak uygulanmasının sinovyal dokular üzerindeki antienflamatuar etkileri araştırılmıştır. Eklem içi kortikosteroid kullanımıyla romatoid artrit (RA), gut gibi TME'nin enflamatuar hastalıklarında ve osteoartrit gibi nonenflamatuar hastalıklarda ödem, ağrı ve disfonksiyon azalmıştır [1]. Ayrıca glükokortikosteroidlerin disk deplasmanı tedavisinde kullanıldığı birçok çalışma vardır [79, 81-84].

Sodyum hyaluronat yani doğal yüksek moleküler ağırlıklı hyalüronattan elde edilen sodyum hyaluronat, antienflamatuar ilaç olarak veya viskoziteyi arttırıcı madde olarak kullanılabilir [1]. Kıkırdak ve sinovyal sıvıda bulunan glikozaminoglikan türünden bir polisakarittir. Eklemlerdeki kondrosit ve sinoviyosit hücreleri tarafından üretilir [85]. Hyaluronat yüksek viskozite ve elastisiteye sahiptir. Yapılan araştırmalar, hyaluronatın antienflamatuar ve yara iyileşmesini hızlandırıcı etkisi olduğunu bildirmiştir [1]. Hyaluronat TME'nin biyokimyasal yapısını normale getirir, sinovyal bariyer fonksiyonunu düzenler, TME içi sürtünmeyi azaltarak eklem hareketlerini düzenler [85]. Ayrıca artiküler kıkırdağın beslenmesini dengeler, adezyonları önler ve fibroblast proliferasyonunu uyarak doku tamirini gerçekleştirir [1]. Sodyum hyaluronat, redüksiyonlu ve redüksiyonsuz disk deplasmanı hastalarında kullanılmaktadır. Disk pozisyonunu değiştirmez fakat hastalığın semptomlarını ciddi oranda azaltır [86-92].

2.6.5.6 Splint tedavisi

Konservatif tedavide en çok kullanılan yöntemlerden biri okluzal splintlerdir [24]. Splintler dişlerin okluzaline oturan ve karşıt arktaki dişlerle okluzal kontakt kuran genellikle sert akrilikten, bazı durumlarda ise yumuşak akrilik veya silikondan yapılan, apareylerdir [93].

Okluzal splintler bruksizmde, TMB'lerde, çiğneme kaslarının disfonksiyon ve ağrı durumlarında sıkça kullanılırlar [93].

Okluzal splintler farklı rahatsızlıklar için kullanılabilir [24]. Bunlar:

- 1- Nöromuskular koordinasyonun iyileştirilmesi
- 2- Miyojenik ağrının tedavisi
- 3- Eklemlerden kaynaklanan ağrılarının tedavisi
- 4- TME'nin fonksiyonunun iyileştirilmesi
- 5- Dikey boyutun arttırılması
- 6- Mandibula hareket paterninin değiştirilmesi
- 7- Alt çeneye belirli bir pozisyon sağlanması
- 8- Sentrik ve eksentrik pozisyonlarda tasarlanmış okluzal şemanın test edilmesi
- 9- Ayrıcı tanı yaparken okluzal etiyolojik faktörlerin belirlenmesi
- 10- Kayıp dişlerin splintlenmesi [24].

Clark ve Adler (1984) [94] splintlerin etki mekanizması hakkında yaptıkları araştırmada önceki çalışmalarda iki farklı görüş olduğunu bildirmişlerdir. İlk görüş; ideal okluzal ilişkinin sağlanmasının anormal kas aktivitesini engellediğidir. İkinci görüş ise dikey boyutun arttırılmasının tedavi başarısının ana etkeni olduğudur [95].

Clark (1984) tarafından okluzal splintlerin çalışma mekanizması ile ilgili olarak 5 temel teori anlatılmıştır [94].

- 1- Okluzal serbestlik teorisi
- 2- Vertikal boyut teorisi
- 3- Temporomandibuler repozisyon teorisi
- 4- Maksilomandibuler ilişkiyi düzeltme teorisi
- 5- Hastanın bilincinde olma teorisi

Okluzal serbestlik teorisi, hatalı okluzal ilişkilerin uygun okluzal ilişkilerle yer değiştirmesini sağlayan aparey kullanılması gerektiğini öne sürer. Bu uygulamanın kas hiperaktivitesine neden olan stimulusu ortadan kaldırarak uygun TME fonksiyonunu sağladığı savunulmuştur.

Vertikal boyut teorisinde uygun dikey boyutun kas aktivitesini düzenleyeceği savunulmuştur.

Temporomandibuler repozisyon teorisinde kondil pozisyonunun değişmesinin TME fonksiyonunu düzelteceği ve semptomların azalacağı savunulmuştur.

Maksillomandibuler ilişkiyi düzeltme teorisinde maksimum interküspitasyon esnasında üst çeneye göre malpoze olan alt çeneyi yeni pozisyonuna sokarak, daha iyi bir alt-üst çene ilişkisi sağlanarak semptomların iyileştiği savunulmuştur.

Hastanın bilincinde olma teorisinde hastanın splint kullanmasının önceki davranışları değiştirdiği ve bunun sürekli hatırlandığı savunulmuştur [94, 96].

TMB'ye sahip hastalarda kullanılan oral aygıtlar farklı şekillerde kategorize edilebilirler [1, 97].

- 1- Dişleri kapama şekillerine göre
 - Tam (tüm dişlerin üzerinin örten)
 - Parsiyel (dişlerin bazılarını örten)
- 2- Maksillomandibuler ilişkiyi etkileme şekline göre
 - İlişkiyi değiştiren splintler (yeniden konumlandırıcılar)
 - İlişkiyi değiştirmeyen splintler (stabilize ediciler/non-repoze ediciler)
- 3- Çenede yerleşme durumuna göre
 - Tek çeneye (alt veya üst) takılan
 - Çift çeneye takılan
- 4- Yapısına göre
 - Yumuşak akrilik
 - Sert akrilik
 - Yarısert akrilik [1, 97].

Günümüzde TMB'lerin tedavisinde kullanılan okluzal apareyler; ön konumlandırma splinti, anterior ısırma plağı, posterior ısırma plağı, pivotting splint, yumuşak splint ve en sık kullanılmakta olan stabilizasyon splintidir [1, 97].

Ön konumlandırma splinti, özellikle disk düzensizliklerinde etkili sonuçlar alınır. Disk-kondil düzensizliklerinde, stabilizasyon splinti etkili olmadığı zaman yapılmalıdır [97].

Anterior ısırma plağı, okluzal kuvvetleri önlemek amacıyla üst dişlere uygulanan, sert akrilikten yapılan ve sadece alt ön dişlerle temas oluşturan bir apareydir. Çiğneme kaslarını gevşetir [98]. Amacı arka dişlerin çiğneme sistemi fonksiyonu üzerindeki etkilerini yok etmektir. Akut kas spazmlarının acil tedavisinde kullanılır. Ayrıca ağrı disfonksiyon sendromunda rahatlama sağlar [99].

Posterior ısırma plağı, alt dişler üzerine oturur ve alt çeneyi yeniden konumlandırmak için dikey boyutu değiştirir. Sadece arka dişlerin üzerini örten ve sert akrilikten yapılmış bir splinttir [93]. Disk interferens bozukluklarında kullanılır. Uzun dönem kullanılmamalıdır çünkü dişlerde supraerüpsiyona sebep olur [100].

Pivoting splint, interartiküler basıncı ve artiküler yüzeylere gelen yükü azaltması amacıyla üretilmiştir. Ağızın her dörtte birlik kısmında tek diş teması sağlar. Bu temas mümkün olduğunca arkada olmalıdır. Osteoartrit tedavisinde kullanılabilir. Bir haftadan fazla kullanımı önerilmez [100].

Yumuşak splint, genellikle üst çeneye uygulanır. Esnek bir materyalden üretilir. Kullanım amacı karşıt arktaki dişlerle teması kesmektir. Genellikle travma ve bruksizm hastalarında kullanılır. Yapılan araştırmalarda, yumuşak splintlerin diş sıkma ve bruksizm şikayetlerini azalttığını gösterilmiştir [22, 101, 102]. Fakat, Okeson (1991) yaptığı çalışmada sert materyallerin parafonksiyonel aktiviteyi azaltırken, yumuşak apareylerin parafonksiyonel aktiviteyi arttırdığını göstermiştir [103]. Yumuşak splintler bruksizm sonucunda abrazyona uğrayıp perfore olurlar. Yumuşak materyal hastayı çiğnemeye yönlendirmektedir. Bu sebeple bruksizm tedavisinde sert splintler daha fazla tercih edilmektedir [104].

Stabilizasyon Splinti

Mandibulanın fonksiyonel paternini ve okluzal kontakları değiştirmek amacıyla geçici olarak kullanılan, dişlerin okluzal yüzeyine oturan, akrilikten yapılan hareketli aygıttır [24]. Splint çeşitleri arasında en çok kullanılandır. Destekleyici splint, Ramfjord splinti, gece koruyucusu ve Michigan splinti isimleriyle de bilinmektedir [96]. Arka dişlerde eşit temas sağlayarak splint ağızda iken maksimum interküspitasyonda mandibulanın pozisyonunu korur. Stabilizasyon splintinin diğer okluzal tedavilere kıyasla hastaların doğal dişlenmelerinde geri dönüşümsüz değişikliğe gerek uğratmadan okluzyonun ayarlanmasını sağlar.

Stabilizasyon splintleri TME ağrısı, kas ağrısı, hareket kısıtlılığı, kliking, krepitus gibi

TMB semptomlarının tedavisinde kullanılmaktadır [97]. Stabilizasyon splintleri çok başarılı olmalarına rağmen etkilerinin geridönüşümlü olduğu bilinmektedir [96].

Stabilizasyon splinti kullanan redüksiyonlu disk deplasmanı hastalarında yapılan çalışmalarda kas ağrılarında %84-88 oranında azalma olduğu bildirilmiştir [2].

Stabilizasyon splintleri sadece okluzyonu değiştirmekle kalmaz ayrıca tüm dişlerin birbirine tutunmasını sağlayarak propriozeptif duyuyu baskılamaktadırlar [24].

Stabilizasyon splintleri üst veya alt çeneye oturan, tüm dişlerin okluzyonda olduğu bir splint çeşididir. Stabilizasyon splintleri dikey boyutu yükseltir fakat maksillomandibuler ilişkiyi değiştirmez. Yapılan çalışmalarda keser dişler arası 10-15 mm'lik açılmaların disk ve kondil arasında rotasyona sebep olduğu fakat disk ve artiküler eminens arasında az miktarda translasyon oluşturduğu bildirilmiştir. Bu sebeplerden splintlerin okluzal ve intrakapsüler değişikliklere neden olmadığı; dişlere ve TME komponentlerinde stabilite sağladığı bildirilmiştir [96].

Ağıza yerleştirilen bir aygıt sabit olmalı ve dişlere tam olarak oturmalıdır. (Şekil2.14) Hasta splinti rahatça takıp çıkarabilmelidir. Fakat splint fonksiyon veya konuşma esnasında ağızdan düşmemelidir [96].

Alt ve üst çeneye takılan stabilizasyon splintlerinin yüzeyi düz olmalıdır. Splint dişlerin fasiyal yüzlerine doğru en fazla 1-2 mm uzanmalıdır. Üst çeneye takılan stabilizasyon splintleri alt çene posterior dişlerinin bukkal ve alt çene ön dişlerin lingual ile temasta olmalıdır. Sert damağı kaplayan üst çene stabilizasyon splintleri ile daha iyi bir stabilizasyon sağlanabilir fakat konuşma ve estetik olarak kötü etkileri vardır. Mandibulaya takılan stabilizasyon splintleri ise üst çene dişlerinin palatinal tüberkülü ile temasta olmalıdır [96]. (Şekil 2.14)

Laskin (2006), Posselt, Ramfjord (1983) ve Ash, Tsuga ve arkadaşlarına (1989) göre stabilizasyon splintleri eklemden stres ve ağrıyı azaltmaktadır. Mahan'a göre artmış eklem streleri karşısında hasar gören sinovial membran lubrikasyon görevini yerine getiremez ve disk deplasmanı veya dejeneratif TME hastalığına sebep olan ağrı, enflamasyon ve adezyonlar gelişir. Stabilizasyon splinti bu durumun oluşmasını engeller [1, 43, 97].



Şekil 2.14 :Üst çeneye uygulanmış bir stabilizasyon splinti.

Farklı Kalınlıktaki Stabilizasyon Splintlerinin Kullanımı

Disk deplasmanı konservatif veya cerrahi yöntemlerle tedavi edilen ve sık rastlanılan bir klinik durumdur. En yaygın kullanılan konservatif yöntem okluzal splintlerdir [2]. TMBler’de okluzal splintlerin kullanımı okluzyonun düzenlenmesi, kas fonksiyonlarının iyileştirilmesi ve diskin yeniden pozisyonlandırılmasını sağlar. Tedavinin amacı dişler, eklem ve kaslar arasında uyumlu ilişkiyi sağlamaktır[9, 105]. Deplasmanın şiddeti ve redüksiyon içerip içermemesine bağlı olarak farklı kalınlıklardaki okluzal splintlerin başarısı klinik olarak az sayıda çalışmada gösterilmiştir. Daha önce yapılmış çalışmalarda 1 mm’den 8 mm’ye kadar değişen dikey kalınlıklarda okluzal splintler kullanılmıştır [10, 11]. Ayman ve ark 2, 3, 4, 5 ve 6 mm dikey kalınlıktaki okluzal splintlerin etkinliğini yaptıkları MR görüntüleme destekli klinik çalışma ile değerlendirmişlerdir. Çalışmalarının sonucuna göre redüksiyonlu disk deplasmanı hastalarında 4 mm, redüksiyonsuz disk deplasmanı hastalarında ise 6 mm splintlerin kullanımı en anlamlı, olumlu sonuçları vermiştir [12]. Alkan ve ark. 2008 yılında bruksizm hastaları üzerinde yaptıkları klinik çalışmada 1 mm kalınlıkta okluzal splintler kullanmalarına karşılık, trisiklik antidepresan kullanan hasta grubuna kıyasla daha olumlu ve anlamlı klinik sonuçlar elde etmişlerdir [10]. Manns ve ark. (1983) ise miyofasiyal ağrı sendromu ve bruksizmi olan hastalar üzerinde yaptıkları klinik çalışmada 4.4 mm ve 8.1 mm dikey kalınlığa sahip okluzal splintlerle 1 mm splinte kıyasla daha başarılı sonuçlar elde etmişlerdir. Dikey splint kalınlığı arttıkça çiğneme kaslarındaki rahatlamanın artacağını belirtmişler [106]. Dylina’ya (2002) göre 4 mm ve üstündeki dikey kalınlığa sahip okluzal splintler bruksizmi önleyebilir [107]. Piper (1999) farklı

olarak, 12 mm ile 15 mm dikey kalınlığa sahip okluzal splintlerin bruksizmi önleyebileceğini savunarak yapılan diğer çalışmaların çoğundan daha kalın splintlerin kullanımını önermiştir [108].

Yapılan literatür araştırması sonucunda; farklı dikey kalınlıklarda splintlerin kullanıldığı incelenen tüm çalışmalarda, daha kalın splintlerin klinik ve radyolojik (MR) olarak daha başarılı sonuçlar verdiği ifade edilmiştir. Bu başarı, kondilin glenoid fossadan uzaklaşması, eklem diskinin daha arkada ve fizyolojik konumuna yakın bir pozisyon alabilmesi ve eklem aralığındaki artışa bağlı olarak eklem yapıları üzerine gelen streslerin azalması ile açıklanmaktadır [12].

Murakami ve ark. (2008) diskin öne deplase olduğu (redüksiyonlu disk deplasmanı) ve diskin normal konumda olduğu TMB olmayan hasta gruplarında yaptıkları çalışmada 3 mm ve 6 mm ağız koruyucu okluzal apareylerinin eklem diski ve kondil başının hareket değişim miktarlarını belirlemişlerdir. Hastaların ağızında okluzal aparey varken ve yok iken alınan MR görüntüleri karşılaştırılarak veriler elde edilmiştir. Araştırmacıların elde ettikleri sonuçlara göre 6 mm kalınlığındaki okluzal apareylerin kullanıldığı grupta kondilin öne ve aşağıya hareketi, eklem diskinin ise öne hareketi 3 mm kullanılan gruba göre daha fazladır. 6 mm okluzal aparey kullanılan grup üst eklem boşluğunu dikey yönde daha çok artırmıştır [109].

Hesagawa ve ark. (2011) kondil ve eklem diskinin hareket miktarlarının değişimini, sağlıklı ve TMB olmayan, tek taraflı disk deplasmanı olan ve çift taraflı disk deplasmanı olan gruplar arasında kıyaslamışlardır. Sonuç olarak araştırmacılar okluzal splint kullanımının kondil ve eklem diski yer değişimi miktarı üzerine etkisinin disk deplasmanı varlığında, ayrıca tek/çift taraflı deplasmanlarda değişiklik gösterebileceğini savunmuşlardır [110].

Çalışmamızda splintlerin okluzal dikey boyut kalınlıklarının 0, 3 ve 6 mm olarak belirlememizin sebebi daha önce redüksiyonlu ve redüksiyonsuz disk deplasmanı hastalarında yapılmış olan MR verileri ve klinik bulgularla desteklenen çalışmada 3 ve 6 mm splintler arasında klinik olarak anlamlı farklılıklar bulunmuş olmasıdır [12].

Splintlerin Komplikasyonları

Okluzal splintlerin en sık rastlanılan komplikasyonu okluzyonda değişiklikler yaratmasıdır. Bu nedenle birçok hekim splintin 24 saat boyunca kullanım endikasyonunu vermez. Bruksizmi azaltan stabilizasyon splintlerinin etkisi geçici

olabilir. Semptomlar kısa zamanda eski haline dönebilir. Okluzal apareylerin bruksimi durdurmada yetersiz oldukları bilinmektedir. Dolayısıyla bu aygıtların uyku ve fonksiyon sırasında çenenin motor aktivitesinde nasıl değişikliklere yol açacağı araştırılmalıdır [1].

Kondil ve fossadaki değişiklikler ile disk yer değiştirir bunun sonucunda dikey boyut ve okluzyon değişir. En önemlisi TME kapsülünde meydana gelen değişikliklerdir. İnternal düzensizliği takiben retrodiskal dokuda patolojinin geliştiği bilinmektedir. Splint ağızdayken öne konumlanan kondil bu dokuları daha fazla travmatize etmez. Retrodiskal dokuda iyileşme fibrozis ile olur. Splint kullanımı bırakıldığı zaman kondil fibrotik retrodiskal doku oluşumu nedeniyle artık daha önceki geri pozisyonuna dönemez. Bu durum posterior açık kapanışla sonuçlanır [1].

Splintlerin uzun süre kullanımı ile dejeneratif eklemlere modelling meydana gelir. McNamara (1991) ve Carlsson (2000) uzun dönem önde konumlanan kondillin, TME kemik yapılarında remodelling gelişebileceğini bildirmişlerdir [96, 111].

Bir diğer düşünce ise splint kullanımının bruksizmi arttırdığıdır. Bu yaygın bir reaksiyon olmasa da hastaların bilgilendirilmesi gereklidir [1].

2.6.5.7 Cerrahi tedaviler

TMB olan hastaların yaklaşık %5'i cerrahi yöntemler ile tedavi edilmektedir. 1970'li yıllarda diskteki deformite ve deplasmanın iç düzensizliğin nedeni olduğu düşünülmekteydi ve yer değiştirmiş veya hasar görmüş diski yeniden konumlandırmak ve şekillendirmek için çeşitli açık eklem ameliyatları yapılmıştır. Günümüzde iç düzensizliklerin cerrahisinde uygulanan yöntemler, artroskopik cerrahi, diskektomi, diskoplasti ve modifiye kondilotomi ameliyatlarıdır.

Artroskopi, genel anestezi altında üsteklem boşluğuna 1,8 - 2,6 mm çapında, ucunda kamera bulunan optik cihaz (teleskop) ile, bu cihazın 1 - 1.5 cm önüne de irrigasyon yapmak için ikinci bir girişin yerleştirilmesi ile yapılır. Üst eklem boşluğu arka taraftan başlanarak ön tarafa kadar sistematik olarak incelenir. Üst eklem boşluğunun irrigasyonu yapılarak hasar görmüş kan damarları ve artık maddeler ortamdan uzaklaştırılır. Lizis ve lavaj gibi yeni ve daha minimal invaziv tekniklerin geliştirilmesi ile açık eklem cerrahisi endikasyonu azalmıştır [1].

2.7 Sonlu Elemanlar Analizi Metodu

Sonlu elemanlar Analizi (SEA) son yıllarda kompleks mühendislik problemlerinin hassas biçimde çözülmesinde etkin olarak kullanılan sayısal bir metottur. İlk defa 1943 yılında Caurant bu metodu kullanmıştır. SEA başlangıçta kompleks stresleri incelemek için geliştirilmiş olsa da sonraki on yıl içerisinde mühendislik problemlerinin çözümünde, uygulamalı bilimlerde, tıp ve diş hekimliği alanında ve neredeyse bütün alanlarda kullanılmaya başlanmıştır. SEA ve çözüm teknikleri hızlı gelişmeler kaydederek günümüzde birçok pratik problemin çözümü için kullanılabilir metotlardan birisi haline gelmiştir. Metodun bu kadar sık kullanılır hale gelmesinin esas nedenlerinden birisi, genel bir bilgisayar programının yalnızca giriş verilerinin değiştirilmesi ile herhangi bir özel probleme çözüm bulabilmesidir.

Sonlu elemanlar analizi yönteminde, çözüm bölgesi, çok sayıda, küçük, basit ve birbirine bağlı, sonlu eleman olarak adlandırılan alt bölgelere ayrılır. Bütün cismin elemanlara ayrılabilmesi için bir ağ yapısının olması gereklidir. Cismin geometrisine ve boyutuna uygun olarak elemanlara bölünmüş şekline matematiksel model denir. Cisimler ne kadar fazla alt yapılara bölünürse o kadar gerçeğe yakın sonuçlar elde edilir. Matematiksel modeli oluşturan elemanların birbirlerine temas ettiği yüzeylerde düğüm noktaları oluşur. Kuvvet dağılımının hassas bir şekilde ölçülebilmesi için mümkün olduğunca çok sayıda elemanın kullanılması önemlidir. Belirli bir başlangıç noktası referans alınarak tüm düğümlerin x, y, z eksenleri üstündeki koordinatları saptanarak elde edilen veriler bilgisayara aktarılır. Ayrıca geometrik şekli oluşturan her elemanın materyal özelliğini belirleyen, Poisson Oranı ve Elastiklik Modülü (Young's Modulus) değerleri bilgisayar programına eklenir. Fiziksel sistemin davranışı sonlu elemanların geometrileri ve malzeme özellikleriyle belirlenir. Oluşturulan matematiksel modelde, düğüm noktalarına en basit dış etken ve sınır şartlarının uygulanmasıyla meydana gelen değişiklik durumları için matrisler oluşur. Bu matrisler bilgisayar ile çözülür. Bu şekilde her bir elemanda ve dolayısıyla elemanların oluşturdukları yapının tamamındagerinim, gerilme ve şekil değişikliği verileri elde edilir [112-114].

Günümüzde SEA nükleer mühendislik, inşaat mühendisliği, uçak mühendisliği, geometri, biyomedikal mühendislik ve tıp alanlarında yaygın olarak kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde de farklı branşlarda birçok çalışma yapılmıştır[14, 115-118].

Diş hekimliğinde, dişlere gelen stres ve kuvvet dağılımının incelenmesi, implant dizaynı ve implantlara gelen streslerin incelenmesi, dolgu malzemelerinin ve kronların biomekanik özelliğinin incelenmesi gibi konularda SEA kullanılmaktadır[116, 119].

TME gibi anatomik olarak ulaşılması ve araştırılması zor olan bölgelerde stres dağılımını araştırmak için ideal bir yöntem olan SEA, günümüzde TME bölgesi analizlerinde sık olarak kullanılmaya başlanmıştır [120-123].

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin avantajları

1. Sonlu elemanların şekillerinin ve boyutlarının çeşitliliği ve değiştirilebilirliği nedeniyle karmaşık geometrisi olan katı cisimler kolaylıkla modellenebilir.
2. Farklı malzemedan yapılan ya da değişik geometrik özellikleri bulunan cisimlerin de incelenmesine olanak sağlar.
3. Çok bağlantılı kısımlar (bir veya birden çok delikli cisimler gibi yapılar) veya köşelere sahip olan cisimler de basit bir şekilde analize dahil edilebilir.
4. Uygulanan kuvvetlerin, materyal özelliklerinin ve cisimlerin geometrilerinin kolayca değiştirilmesi sayesinde analizin tekrarlanabilirliği kolay ve yüksektir.
5. Neden ve sonuç ilişkisine ait problemlerin, küçük bir elemanda çözümlenerek tüm sisteme ait kuvvetler ve yer değiştirmeler cinsinden ifade edilebilmesi; SEA yönteminin sorunları anlaşılır kılmasını ve basitleştirmesini sağlar, çözümü kolaylaştırır.
6. Sınır şartları kolayca uygulanabilir [124].

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin dezavantajları

- 1- SEA lineer elastik bir stres analizi yöntemidir; fakat gerçek hayatta canlı ve cansız oluşumlar belli bir dereceye kadar elastik deformasyon, sonrasında ise plastik deformasyon gösterirler. Diş hekimliğinde sadece elastik deformasyon oluşum sınırları içerisinde kalacak kuvvetler uygulanmaktadır [113].
- 2- Kemik ve implantların kompleks yapılarından dolayı üç boyutlu modele aktarılmalardaki doğruluk payı çok yüksek değildir; ancak üç boyutlu modellemelerdeki sonuçlar iki boyutlu modellemelerdekilerden daha gerçeğe yakın sonuç verirler [125].

- 3- Diş hekimliği alanlarında yapılan sonlu eleman stres analizlerinde incelenen doku ve materyaller izotropik ve homojen kabul edilmesine rağmen; doğada hiçbir materyal %100 homojen ve izotropik değildir [113, 126].
- 4- Modelleme sırasında bazı varsayımların yapılması gereklidir, kemik-implant temasının %100 olduğunun kabul edilmesi bu duruma örnektir; ancak gerçek koşullarda bahsedilen temas hiçbir zaman %100 değildir [126].

2.7.1 Sonlu eleman analizinde temel adımlar

Sonlu Eleman Analizinden önce aşağıdaki temel adımlar takip edilmelidir [112].

a) Ön İşlem Aşaması

1. Analiz yapılacak olan bölgenin oluşturulması ve sonlu elemanlar ile ayrılması. Problemin düğüm noktaları ve elemanlar olmak üzere alt bölümlere ayrılması.
2. Elemanların fiziksel davranışını taklit edecek olan şekil fonksiyonlarının seçilmesi.
3. Her eleman için denklemlerin oluşturulması.
4. Bütün problemleri temsil etmek amacıyla elemanların birleştirilmesi.
5. Sınır şartları, başlangıç şartları ve yüklerin uygulanması.

b) Çözüm Aşaması

Düğüm noktalarındaki deplasmanları (yer değişimi) elde etmek için lineer veya lineer olmayan bir denklem takımının eş zamanlı olarak çözüldüğü aşamadır.

c) Son İşlem Aşaması

Bu aşamada asal gerilmelerin, stres verilerinin veya benzer büyüklüklerin değerlerini gözlemleyebilir ve değerlendirebiliriz.

d) Sonuçların Doğrulanması

Sonlu eleman analiziyapılırken doğru olmayan sonuçların alınmasını engellemek için bazı bilgilere dikkat edilmelidir. Bunlar, analiz yapılacak elemanın fiziksel özellikleri ve boyutları doğru girilmelidir, bölünme işleminden sonra eleman form ve boyutları normal sınırlarda olmalıdır, uygun olmayan eleman türleri kullanılmamalıdır, sınır koşulları ve yükler doğru biçimde uygulanmalıdır [112].

2.7.2 Stres analizlerinde kullanılan terimler

Düğüm (Node): SEA yönteminde tasarlanan modeller sonlu sayıda elemanlara bölünürler. Bu elemanlar belirli noktalardan birbirleriyle bağlanırlar. Bu bağlantı noktalarına ‘düğüm (node)’ adı verilmektedir. Oluşan düğüm noktaları mutlaka belirli noktalardan hareketsiz bir şekilde sabitlenmelidir [127, 128].

Eleman (Element): SEA yöntemindeki modeller ‘eleman’ ismi verilen basit geometrik şekiller olarak parçalara ayrılır. Analizi yapılacak model ne kadar çok sayıda elemana bölünürse, o kadar gerçeğe yakın sonuçlar elde edilir.

SEA yönteminde elemanlar iki farklı şekilde sınıflandırılmaktadır. Geometrisine göre sınıflandırılan elemanlar üçgen, paralelkenar ve dörtgen elemanlardır. Boyutlarına göre sınıflandırılan elemanlar ise tek boyutlu, iki boyutlu, üç boyutlu ve izoparametrik elemanlardır [127, 128].

Literatürde eleman ve düğüm sayısının en az 30.000-200.000 arasında, eleman boyutunun ise 150-300 µm olması gerektiğini ifade eden çalışmalar vardır; 300 µm’den daha büyük boyutta eleman kullanımının yanlış sonuçlara neden olabileceği bilinmektedir [129].

Kuvvet: Kuvvet, fizik alanında kullanılan temel bir terimdir. Doğrultusu ve uygulama noktası olan ölçülebilir bir vektördür. “F” ile gösterilir ve birimi “Newton (N)” dur. Kuvvet bir cisme uygulandığı zaman cisim ya hareket eder ya da şeklini değiştirir böylece kuvvet etkisini gösterir. Gerek *invivo*, gerekse *invitro* biyomekanik çalışmalarda yüklenme çeşitleri, cismin uzun eksenine boyunca çekme (tensile), basma (compressive), burma (torsion), eğme (bending) veya çok eksenli (multiaxial) olabilmektedir. Ayrıca bu kuvvetler statik yüklenme şeklinde uygulanabildiği gibi, tekrarlayan sıklık kuvvetler şeklinde de (dinamik) olabilmektedir [130, 131]. Çekme ve makaslama kuvvetleri bileşkenin birbirinden ayrılmasına ve bileşkenin bozulmasına neden olurken, baskı kuvvetleri bu bileşkenin bir arada kalmasını sağlamaktadır. Makaslama kuvvetleri, kemikte üzerindeki en yıkıcı kuvvet türüdür.

Gerilim: Bir cismi doğrusal olmayan kuvvetlerin zıt yönlerde çekmesi sonucunda cisimde meydana gelen yükleme modülüdür. Gerilim kuvveti, cismin boyunun uzamasına, eninin ise daralmasına sebep olur. Sonlu eleman analiz çalışmalarında ‘Maksimum Stres principle’ şeklinde hesaplanır.

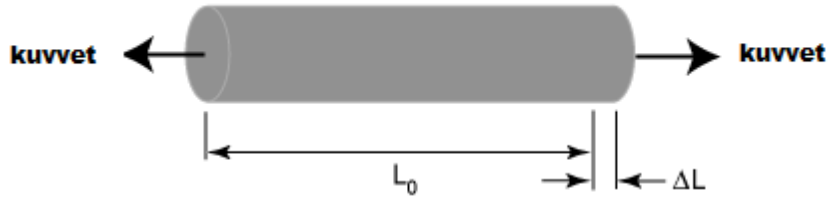
Kompresyon: Bir cismi doğrusal olmayan kuvvetlerin aynı yönde çekmesi sonucunda cisimde meydana gelen yükleme modülüdür. Kompresyon kuvveti cismin boyunun kısılmasına, eninin genişlemesine sebep olur.

Stres (s): Dışardan kuvvet uygulandığında cisimde oluşan birim hacimdeki kuvettir. Normal stresler cismin uzunluğunu değiştirir. Makaslama stresleri ise cismin açısını değiştirir. Stresin birimi Paskal(Pa) (N/cm^2)'dır [132, 133].

Gerinme (Strain): Gerinme (strain), cismin birim alanında oluşan deformasyondur. Kuvvet uygulama esnasında meydana gelen boyutsal değişim ile gerçek boy değeri arasındaki oran olarak tanımlanır ($\Delta L/L$) ve kuvvet uygulanan yapının birim alanındaki yüzde, deformasyon olarak ifade edilir. “ ϵ ” simgesi ile gösterilir. Gerinmenin bir birimi yoktur [134]. (Şekil 2.15)

ΔL =Boyutsal değişim

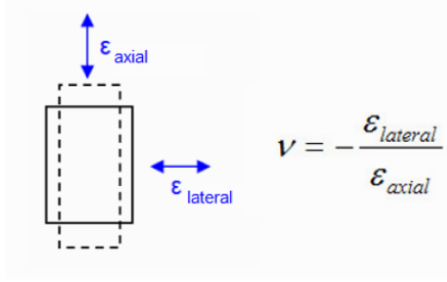
L =Cismin orijinal boyutu



Şekil 2.15 :Gerinim (strain).

Esneklik Kat Sayısı, Young Modülü, Elastisite Modülü (E): Stresin gerinmeye oranı, elastisite modülünü verir. Esneklik katsayısı, stresin oluşturduğu şekil değişikliği olarak tanımlanır. Bir materyal ne kadar sertse esneklik katsayısı da o kadar yüksek olur. Birimi megapascaldır (MPa).

Esneklik katsayısı, çekme veya basma kuvvetlerinin bir cisme eksternal doğrultuda uygulandığı durumda “esneklik katsayısı veya young modulus” olarak ifade edilir [134, 135]. (Şekil 2.16)



Şekil 2.16 : Elastisite modülü = gerilim / gerinim.

Poisson Oranı: Bir cisme aksiyal kuvvetler uygulanırsa, cismin boyunda deformasyon olduğunda, aynı zamanda eninde de deformasyonlar olabilir. Bu durumdaki çekme veya basma kuvvetlerinde cismin boyundaki değişim miktarının enindeki değişim miktarı oranına bu cismin “poisson oranı” denir. Poisson oranı, “V” simgesi ile gösterilen, -1 ile 0,5 arasında olan bir değerdir. Ölçü birimi yoktur. Poisson değeri, kemik için yaklaşık 0,3’tür [135].

Fatigue (Yorgunluk): Yükleme sonucunda materyalde oluşan kırılmalardır [134].

Bükülme: Kuvvet sonucunda cismin bir eksen etrafında hareketetmesidir. Cismin bükülen yüzeylerinde karşılıklı olarak gerilim ve kompresyon oluşur [134].

Von Mises Stres: Von Mises stres çekilebilir materyaller için şekil değiştirmenin başlangıcıdır. Üç asal stres değeri kullanılarak hesaplanır. Von Mises stresi, materyal üzerinde oluşan stres dağılımları ve yoğunlaşmaları hakkında bilgi edinmek için kullanılmaktadır. Von Mises stresi, sonlu elemanlar stres analizinde stres dağılımını ortaya koyan şekil değiştirme enerjisinin başlangıç değeridir. Von Mises gerilmesi, tüm yönlerde oluşan normal ve kayma gerilmelerinin bileşkesidir. Bu gerilme kemik dokusunda oluşabilecek hasarı incelemek için önemlidir. Bu şekilde kalıcı deformasyonun meydana gelip gelemeyeceği ve kemikte rezorbsiyonun olup olmayacağını saptamak mümkün olabilmektedir [136].

Makaslama Gerilmesi (Shear Stress): Bir cisme farklı düzlemlerde ve ters yönde kuvvetler uygulanması sonucunda oluşur. Moleküllerin cismin yüzeyine ters ve paralel yönde kayması ile oluşur [136].

Asal Stres (Principle Stress): Üç boyutlu bir elemanda maksimum stres değeri, tüm makaslama gerilim bileşenleri sıfır olduğunda gerçekleşir. Üç boyutlu elemanlarda bu durum gerçekleştiğinde, oluşan gerilimlere asal (principle) stres denir. Asal stres; maksimum, orta ve minimum olarak üçe ayrılır [136]. Asal gerilme dağılımına göre çekme ve basma gerilmelerinin dağılımı incelenir. Maksimum asal stresler pozitif

değerdir ve en yüksek çekme gerilmelerini gösterirler. Minimum asal stresler negatif değerdir ve en yüksek basma gerilmelerini gösterirler [137].

Sınır Koşulları (Boundry Conditions): Sınır koşulları, gerilmelerin ve yer değiştirmelerin sınır ifadelerini içerir; başka bir deyişle modelin hangi bölgeden sabitlendiğini ve kuvvetin hangi bölgeden uygulandığını göstermektedir [113, 124, 127].

SEA için iki veya üç boyutlu katı modelin oluşturulması gerekir. Katı modelin oluşturulması için iki yöntem vardır. Birinci yöntemde MRG ve Bilgisayarlı Tomografi (BT) görüntüleri bilgisayar ortamına aktarılarak katı model oluşturulur. İkinci yöntemde ise anatomik atlaslar kullanılarak katı model oluşturulur [112]. SEA ile sorunun çözülmesi için elamanların elastise modülü, poisson oranı, young modülü, modele uygulanacak olan kuvvetlerin yön ve miktarı ve sınır koşulları önceden belirlenmelidir. Veriler doğru şekilde bilgisayara aktarılmalıdır [112].

2.7.3 Sonlu Elemanlarlar analizi ile temporomandibuler eklem üzerinde yapılmış çalışmalar

Temporomandibuler eklem gelen streslerin değerlendirilmesi eklem anatomik ve fonksiyonel yapısından dolayı çok zordur. Direkt ölçümünün zorluğu sebebiyle TME'nin biyomekaniğine yönelik araştırmalar mekanik veya matematiksel modeller üzerinde yoğunlaşmıştır [138]. SEA yöntemi kompleks bir yapının biyomekanik açıdan incelenmesinde en kullanılabilir yöntemdir. Bu yöntem geçmişte ortopedik aygıtların farklı yüklemelerdeki davranışlarını belirlemek için kullanılmıştır [139, 140].

Temporomandibuler eklem analizi olarak ilk kez 1984 yılında, kadavradan çekilmiş üç boyutlu bir BT ile görüntülenmiştir. TME'nin bütün anatomik yapıları kaydedilmiştir [141]. Sonra kadavralardan elde edilen BT'ler ile TME'nin iskeletsel yapıları çok iyi izlenmiştir [142]. Grupta ve ark. 1987 yılında ilk kez mandibulanın 3 boyutlu modelini hazırlamışlardır [143]. Koriioth ve ark. (1997) bir kafatasının BT görüntülerinin birleştirilmesi ile ilk üç boyutlu mandibula modelini elde etmişlerdir. Bu modelde 5580 nod ve 4572 farklı eleman kullanılmış ve modele elemanların poisson oranı ve elastisite modül özellikleri verilerek SEA yapılmıştır [127].

Günümüzde farklı pozisyonlarda kuvvetlerin mandibulaya üzerinde oluşturduğu streslerin dağılımına yönelik araştırmalar yapılmaktadır [144-146]. Koolstra ve Van

Eijden (2005) mandibulanın açma ve kapama hareketini SEA yöntemiyle incelemişlerdir. Bu model için kas morfolojisi ve dinamik durumdaki kas hareketleri dikkate alarak çiğneme sistemi ortaya koymuşlardır. Pasif ve aktif durumda olan kasların etkileşimlerini tartışmışlardır [147]. Chen ve ark. (1998) MRG verileri ile doğrusal olmayan (nonlinear) yapıya sahip TME modellemişler. Bu modelleri üzerinde gerilme analizi yapmışlardır. Bu çalışmada TME komponentlerindeki gerilmelerin yanı sıra kapsüler bağlardaki kuvvetler de bulunmuştur [116]. Koolstra ve Van Eijden (2002) çiğneme kaslarının dinamiğini 3-boyutlu olarak incelemişler. Çiğneme sistemini 6 serbestlik dereceli biyomekanik (dinamik) model ile sanal ortama taşımışlardır [115].

Hu ve ark. (2003) kondilde oluşan stres dağılımlarını incelemek için BT çekilmiş insandan elde edilen SEA modeli kullanmışlardır. Sonuç olarak stresin özellikle kondilin ön artiküler yüzeyinde yoğunlaştığını, arka yüzeyde azalarak kondilin en iç ve en dış bölgelerinde minimum olduğunu görmüşler. Kondilin tepesinden aşağıya doğru inildiğinde streslerin ön artiküler yüzeyde yoğunlaştığını bulmuşlardır. Kondilin alt ve ortasında stresin arka tarafındaki kortikal kemikten çok ön tarafındaki kortikal kemikte yoğunlaştığını ve kondilin kansellöz yapısındaki streslerin çok düşük olduğunu görmüşlerdir. Kondil boynundaki streslerin kortikal kemikte eşit şekilde dağıldığını ve her iki kondilde benzer dağılım olduğunu görmüşlerdir [148].

Peck ve ark. (2014) çene açma hareketi esnasında kas ve eklemlerin dinamik etkileşimini inceleyen SEA çalışması yapmışlardır [149]. Tanaka ve ark. (2000) 3 boyutlu SEA modelini MRG'yi kullanarak oluşturmuş ve TME komponentlerinin gerilme analizini yapmışlardır [117]. Leader ve ark. (2001) çenenin doğal hareket mekanizmasını inceleyerek alt çene hareketlerini göstermişlerdir. Bu çalışmada aksel hareketli koordinat sistemi kullanmışlar. Geometrik modelleri MRG verileri kullanılarak oluşturulmuştur. Enciso ve ark. (2005) alt çene modeli yapmışlar ve alt çene hareketini üç boyutlu olarak taklit etmişlerdir. Çene hareketlerinin animasyonunu yapmışlardır [150]. TMB'lerin analizi ve sağlıklı durumlar ile karşılaştırılması konusunda da bir çok çalışma yapılmıştır. Örneğin Tanaka ve ark. (2004) TME diskinin hareket esnasında yer değiştirme yaptığı ve yapmadığı durumları sağlıklı ve hasta modeller üzerinde üç boyutlu SEA yöntemi ile karşılaştırmışlardır [37]. Son yıllarda TMB, ve TME stres dağılımı üzerine SEA çalışmaları yapılmıştır [15, 37, 115, 117, 151].

TMBler, ekleme gelen anormal stresler sebebiyle oluşabileceği gibi, oluştuğunda ekleme gelen stresleri daha da arttırarak anormal stres dağılımına sebep olabilir [13]. TME üzerine gelen streslerin klinik olarak incelenmesi teknik olarak mümkün olmadığından, bu sorun sonlu eleman analizi çalışmaları ile giderilmeye çalışılmıştır. Sonlu eleman modellerinin gelişmesi ile eklem diski, kondil başı ve fossa eminens kompleksine gelen sıkışma, gerilim ve makaslama kuvvetlerinden kaynaklanan streslerin değerlendirilebilmesi mümkün olabilmektedir. Güncel çalışmalarda eklem daha çok komponentinin dijital ortamda taklit edilebilir hale gelmesi, disk deplasmanı ve patolojik durumların simule edilmesi ile yöntemin güvenilirliği ve kullanımı artmıştır [14, 15]. Bu sebeplerden dolayı çalışmamızda uygun verilerin elde edilebilmesi için sonlu eleman analizi yöntemi kullanılmıştır.

Literatürde TME yapıları üzerine gelen streslerin değerlendirildiği bir çok çalışma bulunmaktadır [116, 152]. Fakat farklı kalınlıktaki splintlerin TME diski ve eklem yapıları üzerinde oluşturduğu streslerin daha önce karşılaştırılmadığı görülmüştür. Buradan yola çıkarak, bizim çalışmamızda artiküler diskin anteriora deplase olduğu 3 boyutlu TME modelinde 3 ve 6 mm dikey kalınlığa sahip splintlerin TME elemanları (artiküler fossa, mandibuler kondil, artiküler disk) üzerinde oluşturduğu stres dağılımı sonlu eleman analizi ile değerlendirilmiştir. Bu sayede, disk düzensizliklerinin tedavisinde klinik olarak en etkili olabilecek ideal okluzal splint kalınlığının tespit edilmesine katkı sağlanması amaçlanmıştır.

3. MATERYAL VE METOT

Bu araştırma, Bezmialem Vakıf Üniversitesi, Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı ve Medikal Dizayn Ltd. Şti. laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

Bu çalışmada farklı kalınlıktaki okluzal splintlerin Temporomandibuler eklem üzerinde oluşturduğu stres dağılımı incelenmiş ve daha önce TME üzerinde stres analizleri için kullanılmış ve kabul görmüş bir yöntem olan üç boyutlu SEA yöntemi ile statik lineer analiz yapılarak gerçekleştirilmiştir. Çalışmamızda anterior disk deplasmanı bulunan sınıf 1 model üzerinde, ağızda okluzal splint yokken, 3 mm dikey kalınlığında okluzal splint varken ve 6 mm dikey kalınlığında okluzal splint varken TME yapıları (diski, kondil başı, fossa-eminens kompleksi) üzerinde oluşan stresler incelenmiştir.

3.1 Materyal

3.1.1 Çalışmada kullanılan gereçler

Üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi, homojen hale getirilmesi, üç boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için MSI marka, Intel Core İ5 işlemcili yüklü belleği 14 GB, 64 bit işletim sistemine sahip olan bilgisayardan yararlanılmıştır.

Ölçümler ve verilerin yazılımı için MIMICS versiyon 10.01 (Materialise's Interactive Medical Image Control System) (versiyon 10.01, Materialise N. V., Lüven, Belçika), CATIA (Computer Aided Three-Dimensional Interactive Application) (versiyon v6, Paris, Fransa) ve Solidworks (versiyon 18, SolidWorks Corp, Waltham Massachusetts, ABD) üç boyutlu modelleme yazılımı kullanılmıştır. Modeller geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmesi ve analizlerin yapılabilmesi için STL formatında Hyperworks yazılımına aktarılarak kullanılmıştır. Hyperworks (versiyon 12.0, Altair, Michigan, ABD) ve Abaqus (versiyon 6.14, Atwood Ave, ABD) programında analizler yapılmıştır.

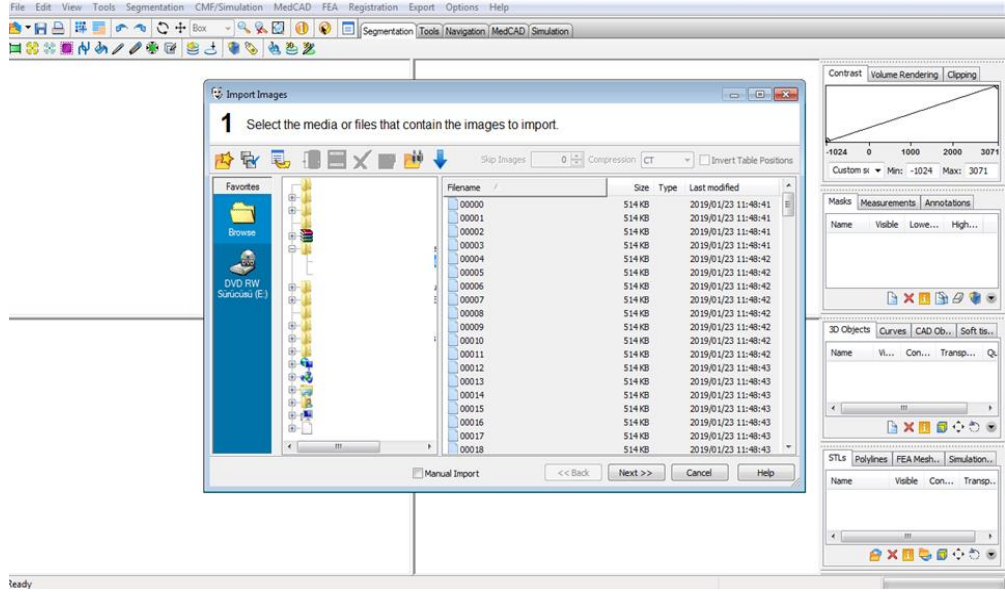
3.2 Metot

3.2.1 Matematik modellerin hazırlanması

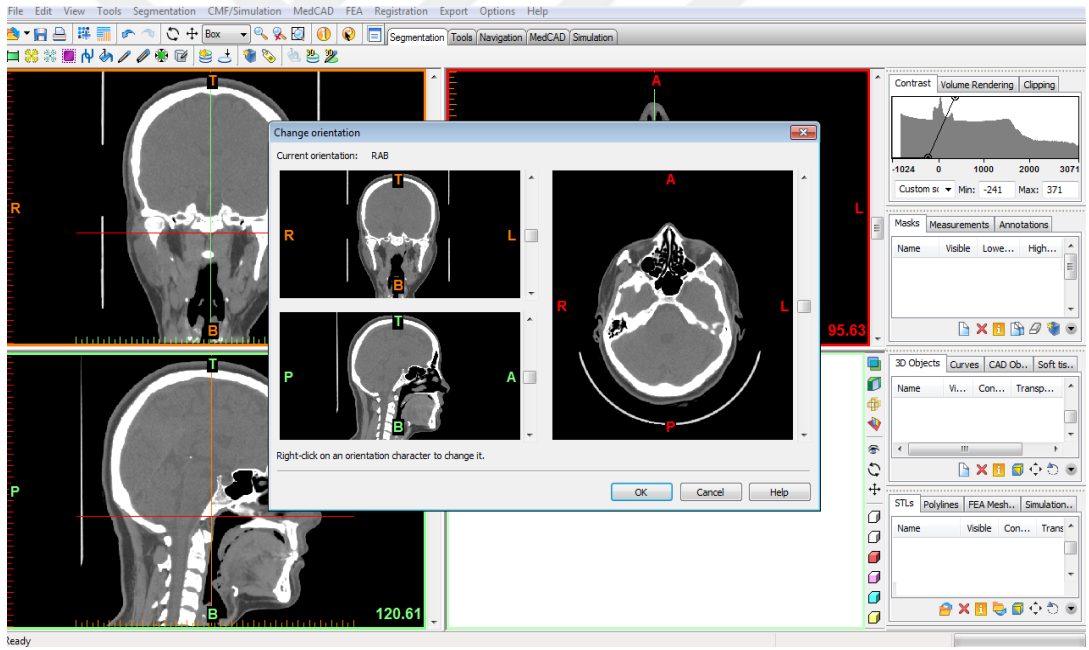
Kemik dokularının modellenmesi için, erişkin sınıf 1 kapanışa sahip olan bir hastanın çene kemiğinin daha önce konik ışınli bilgisayarlı tomografide (KIBT) (GE MEDICAL SYSTEMS/LightSpeed VCT VI. A.B.D) taranmış verileri kullanılmıştır. Bu nedenle çalışmamızın etik kurul onayına gerek olmadığı Bezmialem Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu tarafından 03/42 numaralı kararla belgelenmiştir. Taramada 140 kilovolt peak (KVp), 590 miliamper (mA) 'de 14 saniyelik tarama ile 377 kesit elde edilmiştir. Daha sonra hacimsel veri 0.625 mm. kesit kalınlığı ile rekonstrükte edilmiştir. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen kesitler, Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) 3.0 formatında aktarılmıştır. Aktarılan kesitler MIMICS versiyon 10.1 yazılımına alınmıştır. MIMICS yazılımı magnetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi de olmak üzere pek çok görüntüleme yöntemi ile elde edilen görüntülerin, bilgisayar ortamında yeniden oluşturulabildiği bir yazılımdır. Yazılım ile yeniden oluşturulan görüntüler üzerinde sadeleştirme ve yeniden biçimlendirme gibi değişiklikler yapılabilmektedir.

Yukarıda ki protokollerde çekilmiş BT görüntülerinden elde edilen koronal, aksiyal, sagittal kesitler DICOM (Digital İmaging and Comumunications in Medicine) ham verileri (Şekil 3.1) MİMİCS programına aktarılmış ve hastanın kafatasına ait alt (Şekil 3.4) ve üst çene kemiğinin (Şekil 3.3) dişler ile beraber üç boyutlu yüzey ağ yapısı oluşturulmuştur. (Şekil 3.2) Kemik modelleme esnasında kemik dokusundan offset yöntemi ile spongioz kemik elde edilmiş ve modele aktarılmıştır. (Şekil 3.5, 3.6)

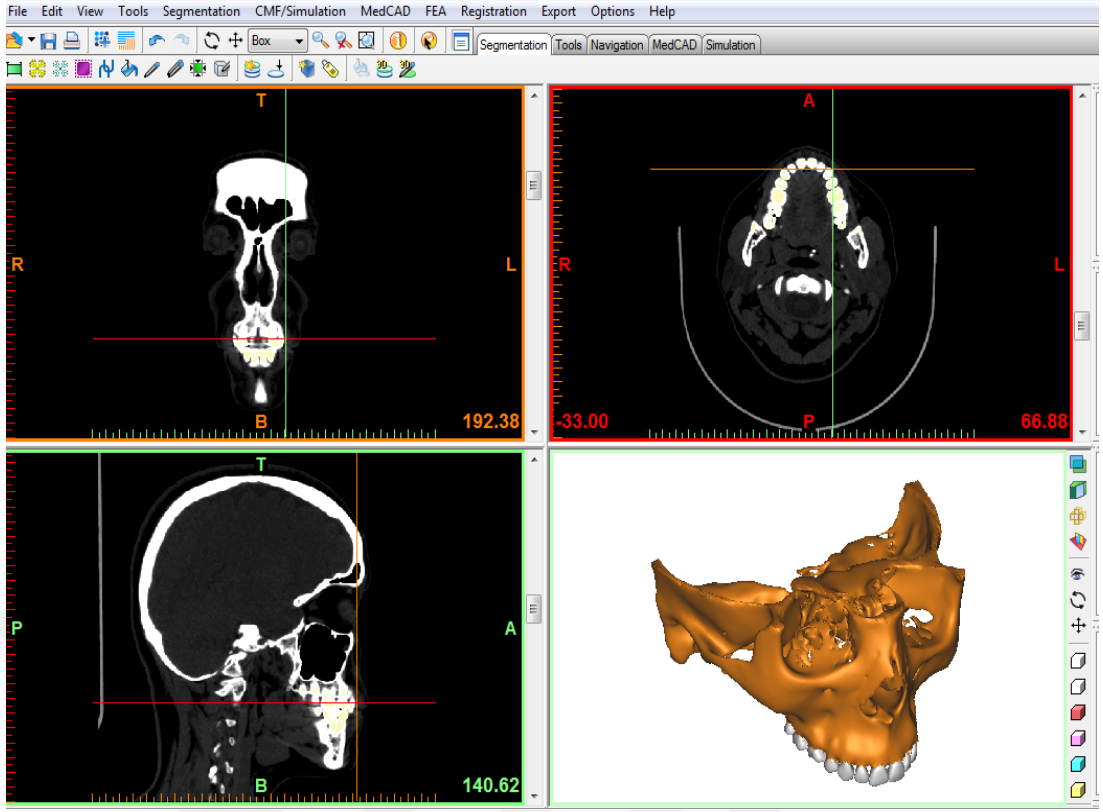
Oluşturulan yüzey ağ yapısında modelde uygun olmayan yapılar (ağızdaki metallerden dolayı oluşan artefaktlar, bir birinden bağımsız uçuşan yada sivri kemik yapılarına ait parçalar, modeldeki elaman sayısının ve analiz sürelerinin artmasına sebep olacak mandibuler kemik ve servikal vertabralar) segmente edilerek, çalışılacak ana modeli elde edilmiştir.



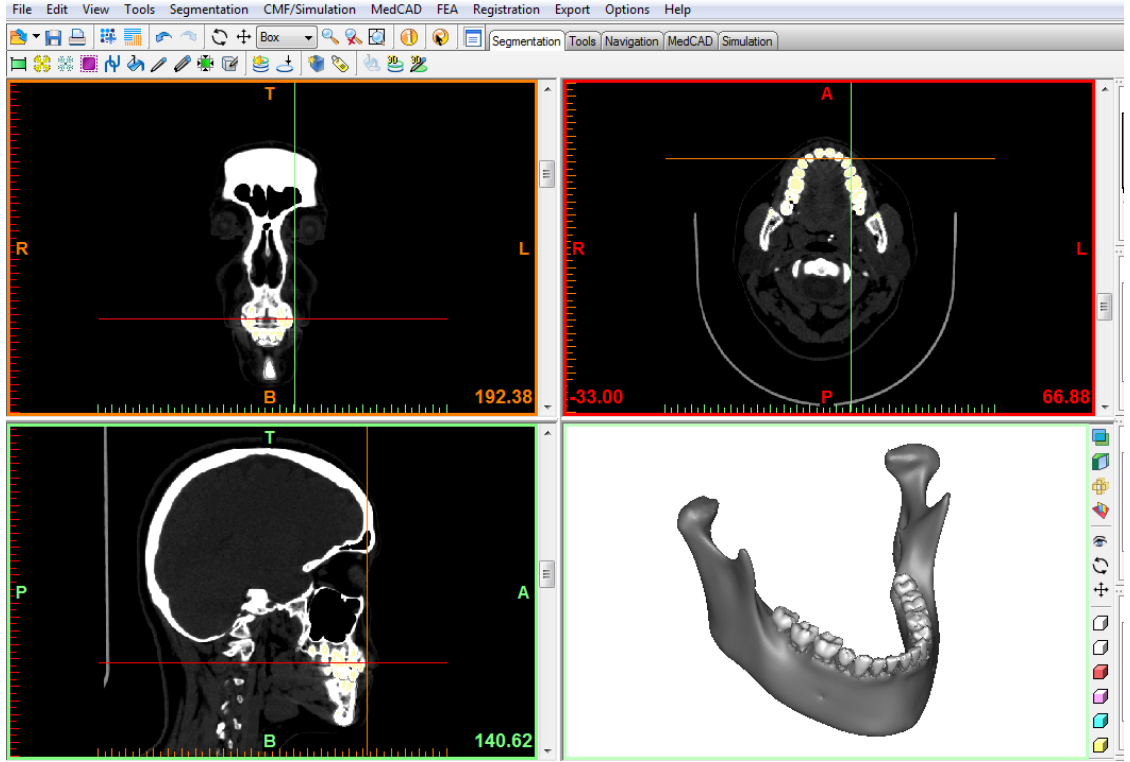
Şekil 3.1 :BT’de kesitlerin hazırlanması.



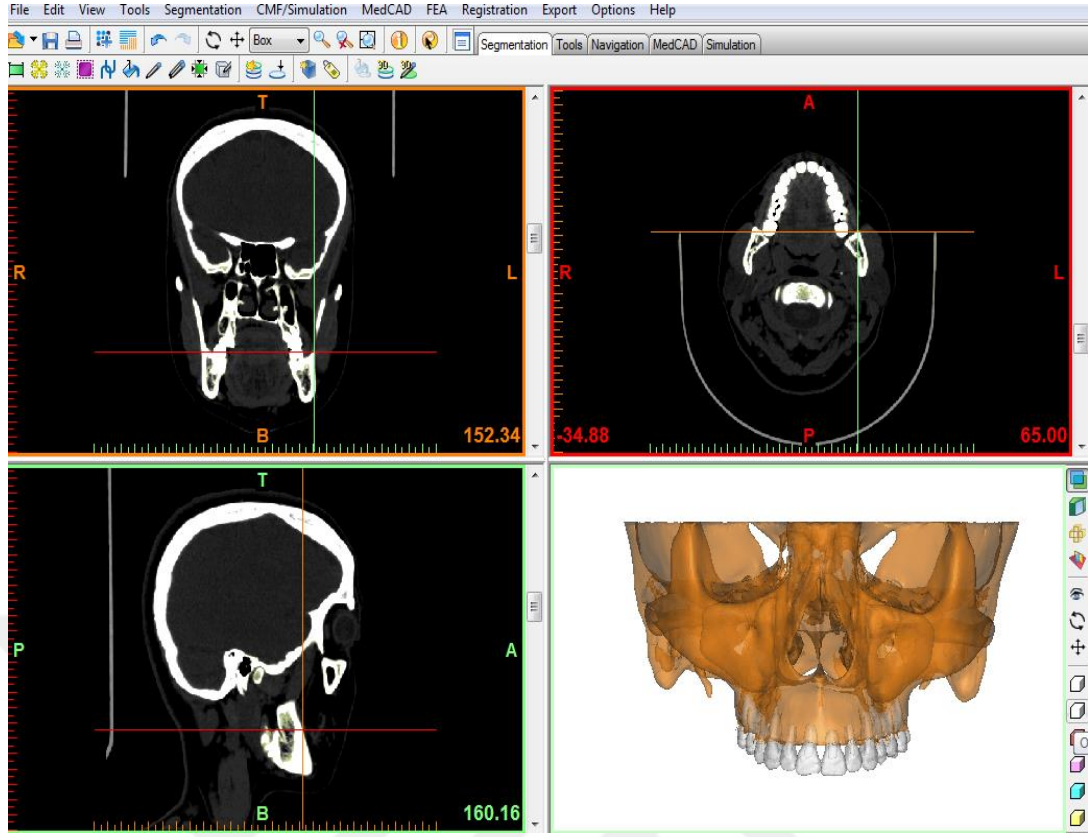
Şekil 3.2 : BT görüntüsünün MIMICS programına aktarılması.



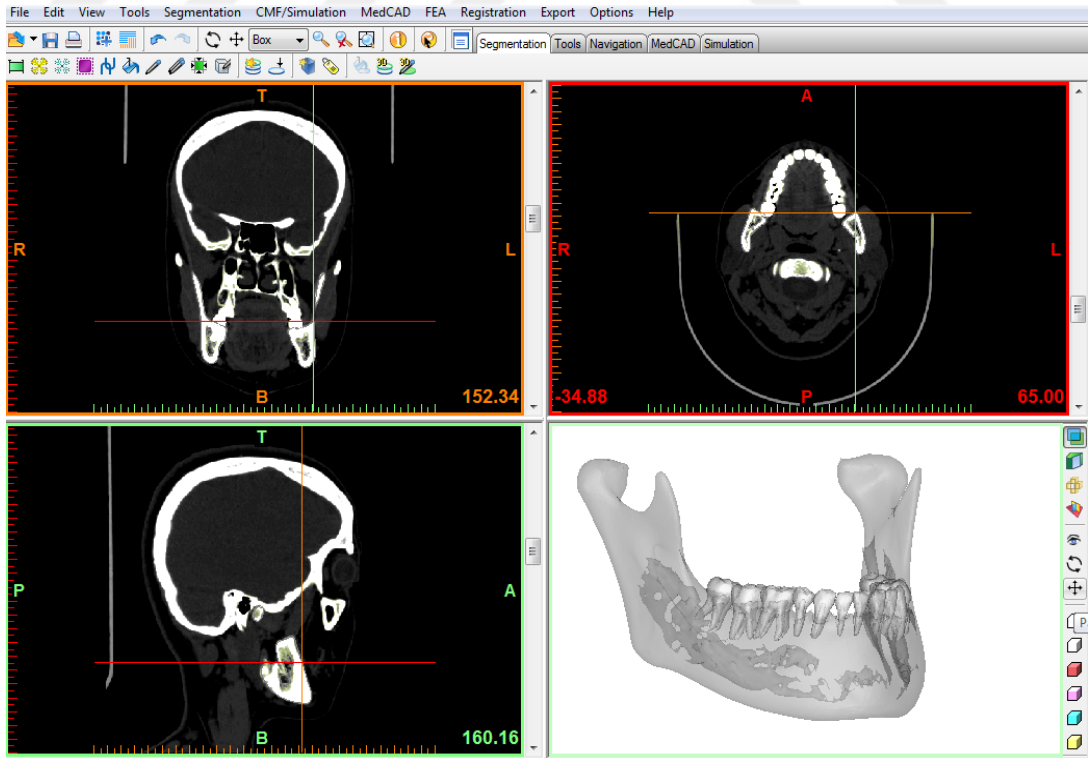
Şekil 3.3 :Bilgisayar ortamında üst çene modelinin dişlerle birlikte oluşturulması.



Şekil 3.4 :Bilgisayar ortamında alt çene modelinin dişlerle birlikte oluşturulması.



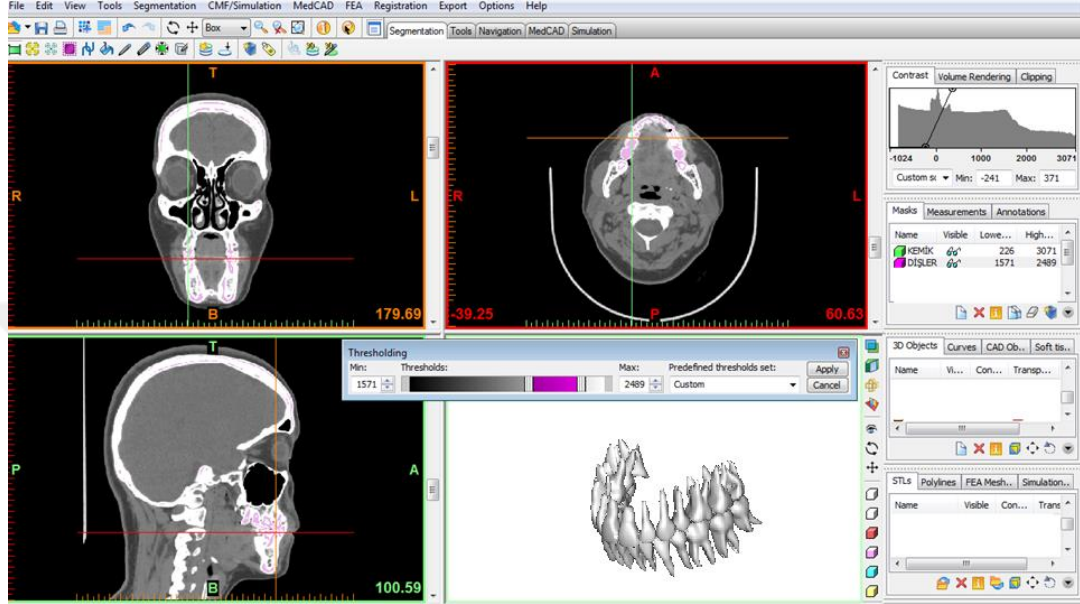
Şekil 3.5 :Üst çene modelinde spongioz kemik ve dişlerin oluşturulması.



Şekil 3.6 :Alt çene modelinde spongioz kemik ve dişlerin oluşturulması.

3.2.2 Dişlerin modellenmesi

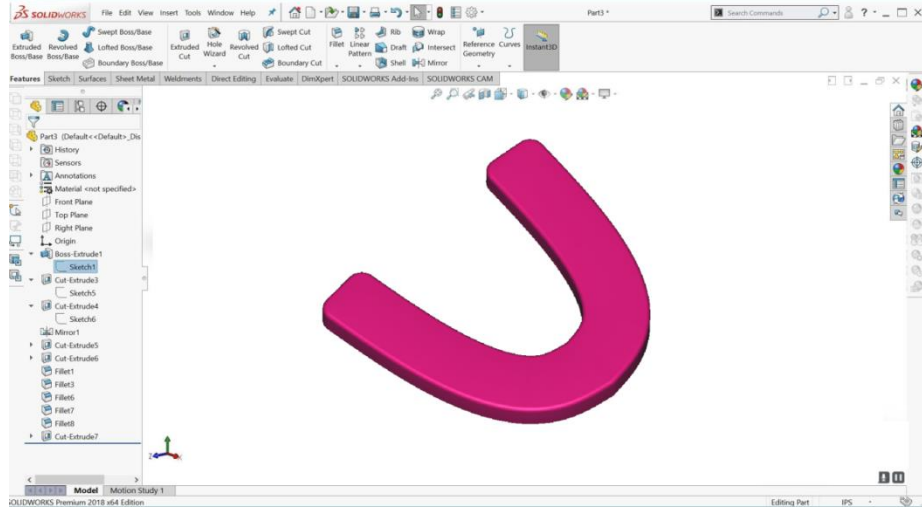
Dişlerin modellenmesi manuel yöntemler ile yapılmış ve diş morfoloji atlasından yararlanılmıştır. Dişlerin sadece sert dokuları, homojen, tek blok olarak modellenmiştir. Birçok çalışmadan farklı olarak dişlerin anatomik görüntüsü, kökler ve dişlerin konfigürasyonları gözardı edilmemiştir. (Şekil 3.7)



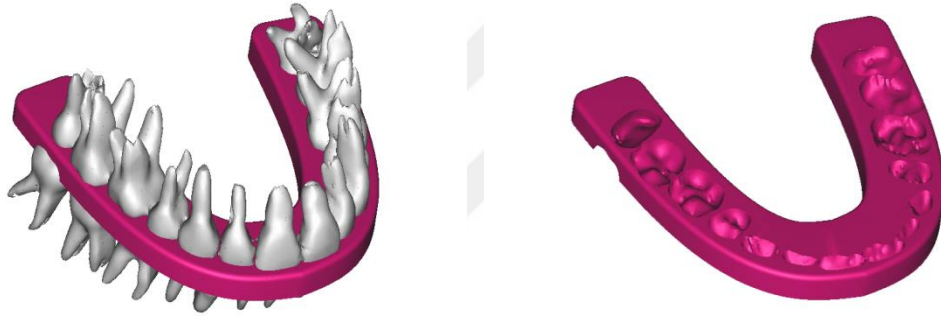
Şekil 3.7 :Uygun Thresholding değerleri seçilerek dişler yapılandırıldı.

3.2.3 Okluzal splintlerin modellenmesi

Maksiller dişlere takılan sert akrilikten yapılmış olan 3 ve 6 mm kalınlıklarda iki adet stabilizasyon splinti modeli oluşturulmuştur. (Şekil 3.8) Stabilizasyon splintinin, mandibuladaki küçük ve büyükazı dişlerinin bukkal tüberkülü, kesici dişlerinde labial tüberkülleri ile temas etmesi sağlanmıştır. (Şekil 3.9) Narita ve ark. (2009) yaptıkları çalışmada sert akrilikten yapılmış maksiller stabilizasyon splinti ağızda varken ve yokken diş sıkma sırasında 'basınca duyarlı ısırma kağıdı' (Dental Prescale (50H), Fuji Photo Film Co., Ltd., Japan) kullanarak dişlerin toplam temas eden yüzey alanını ölçmüşlerdir. Doğal dişlerle maksimum diş sıkma hareketi yapıldığında toplam temas yüzey alanı 24.3 mm² ve sert okluzal splint ağızda (sadece fonksiyonel tüberküller temas edeceği için) iken 21.2 mm² olarak ölçmüşlerdir [153]. Çalışmamızda bu veriler kullanılarak gerçeğe daha yakın modeller oluşturulmuştur.

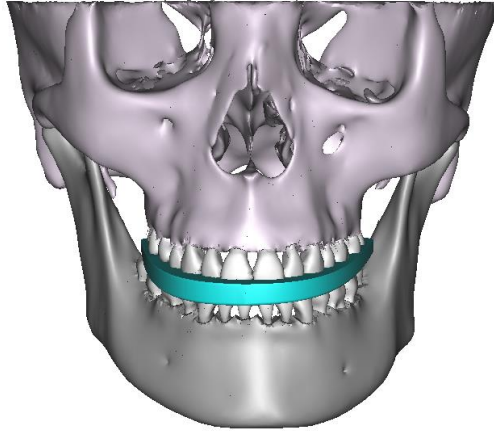


Şekil 3.8 :Solidworks yazılımında 3 ve 6 mm dikey kalınlığında splintler hazırlanmış ve Stl olarak yapılandırılmıştır.

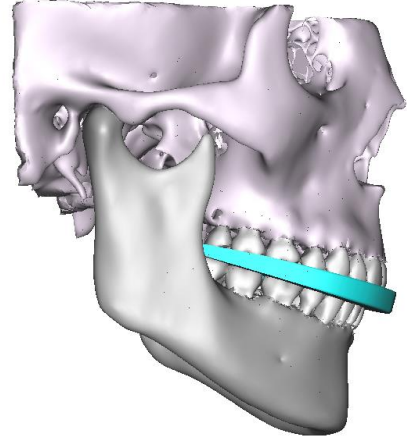


Şekil 3.9 :Stabilizasyon splintinin üst çenedeki temas noktaları.

Çalışmamızda ağızda okluzal splint yokken, 3 mm dikey kalınlığa sahip okluzal splint kullanılırken (Şekil 3.10) ve 6 mm dikey kalınlığa sahip okluzal splint kullanılırken (Şekil 3.11) olmak üzere toplam 3 grup oluşturulmuştur. Okluzal splintlerin dikey kalınlıkları birinci büyükazılar bölgesi referans alınarak hazırlanmıştır.

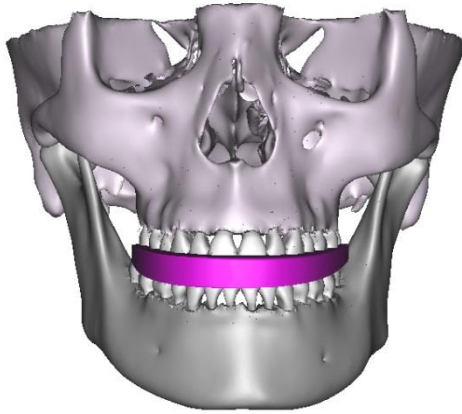


a. 3 mm splint önden görünümü

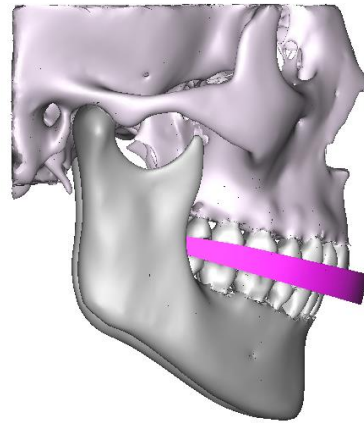


b. 3 mm splint yandan görünümü

Şekil 3.10 :3 mm dikey kalınlığında okluzal splintina. önden ve b. yandan görünümü.



a. 6 mm splint önden görünümü.



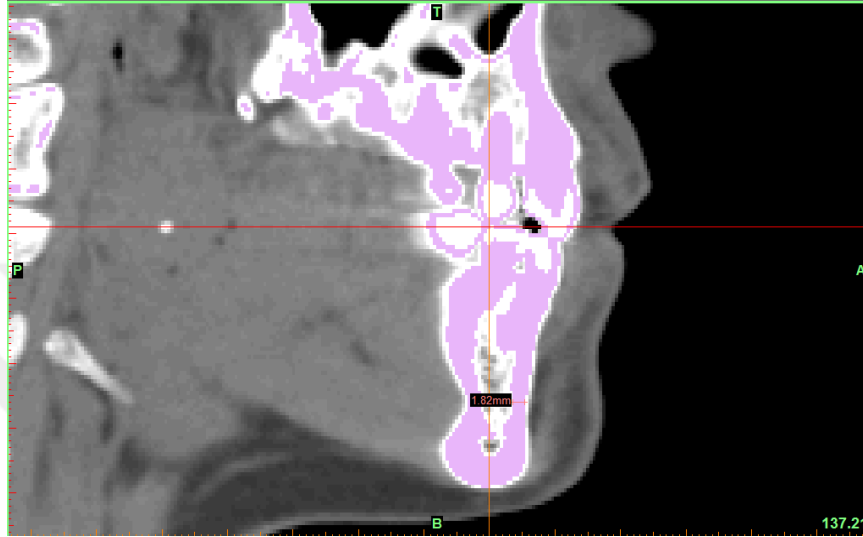
b. 6 mm splint yandan görünümü

Şekil 3.11 :6 mm dikey kalınlığında okluzal splintina. önden ve b. yandan görünümü.

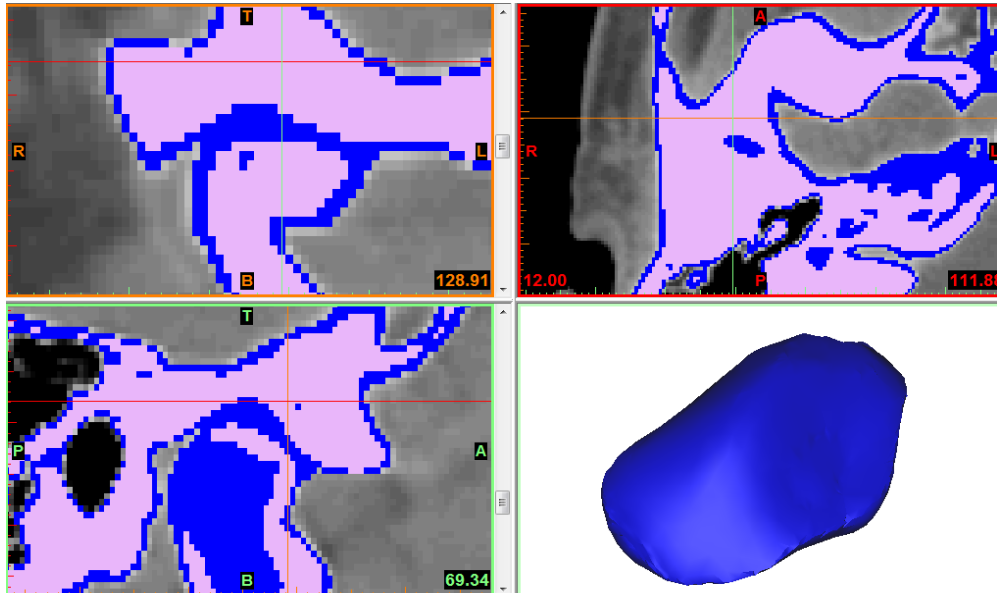
3.2.4 Temporomandibuler eklem yapılarının modellenmesi

Analizlerde hata payını azaltmak için anatomik yapıların tamamı modellere aktarılmıştır. Çalışmamızda temporomandibuler eklem modellemesi için sınıf 1 kapanışa sahip bir maksilla ve mandibula modeli kullanılmıştır. Yapılan modellemede kemik dokusu, süngerimsi ve kortikal elementlerden oluşan izotropik ve kompozit bir materyal olarak modellenmiş kortikal kemik 1,8 mm kalınlığında bir tabaka halinde süngerimsi kemiği örtecek şekilde oluşturulmuştur. (Şekil 3.12)

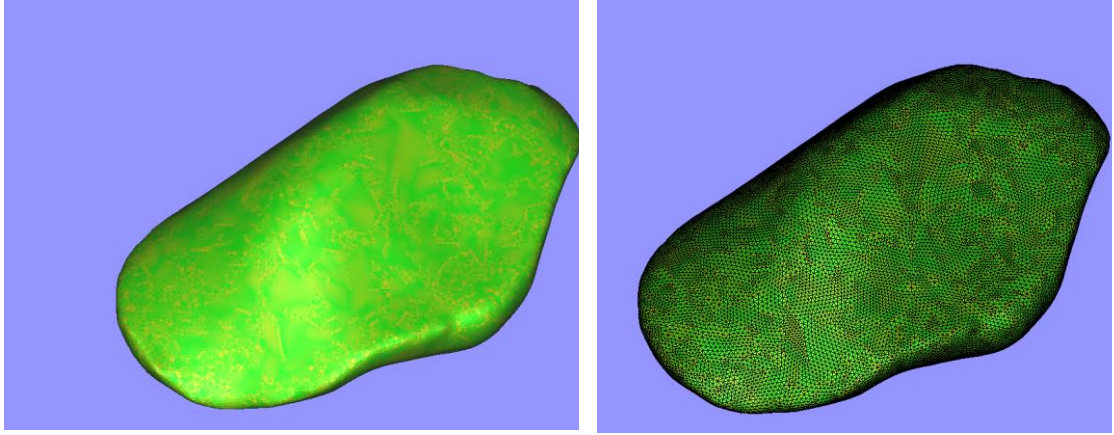
Bilgisayar ortamında kondil başının negatif bir kalıbı oluşturulup, bu kalıp kondil başını örtecek şekilde mandibula üzerine yerleştirilerek temporal kemiğin glenoidfossa bölümü simüle edilmiştir. Temporal kemiğin glenoid fossa kısmı ile mandibulanın kondil başı arasına ise eklem diski arka, orta ve ön bantlarının anatomik yapıları gözönünde bulundurularak modellenmiştir. (Şekil 3.13) Böylece tüm komponentleri bulunan bir TME modeli elde edilmiştir.



Şekil 3.12 : Kortikal kemik tabakası 1,8 mm kalınlığında bir tabaka halinde süngerimsi kemiği örtecek şekilde oluşturulması.



Şekil 3.13 :Farklı thresholding değerleri seçilerek kesit kesit katmanların temizlenmesi ve sınır şartlarına göre diskin modellenmesi.



Şekil 3.14 :TME diskinin modellenmesi. TME diski stres analizi bölgesinde olduğu için daha küçük (hassas) elemanlar ile modellenmiştir.

TME diski, glenoid fossa ve TME ligamentlerinin lokalizasyon ve yapışma yüzeylerinin belirlenmesinde Sobotta Anatomi vebilgisayar ortamına aktarılmasında CATİA programı kullanıldı. TME'nin pozisyonu ve lokalizasyonu daha önce yapılmış olan çalışmalardaki anatomik veriler doğrultusunda elde edilmiştir. Günümüzde kullanılmakta olan diskin üç boyutlu yerleşimi ve eklem yüzeyleri ile teması dikkatli bir şekilde modellere aktarılmıştır [39, 154, 155].

Ağız kapalı pozisyondayken diskin posterior bandının kondil başının üzerinde saat 11:30 pozisyonunda olduğu durum diskin normal superior konumudur. Bu ilişkiden artı veya eksi 30 derecelik sapmalar olması disk deplasmanı olarak isimlendirilir [46]. Modellenen TME diski çalışmamızda, anterior disk deplasmanı durumu elde edebilmek için saat 13:30 pozisyonunda konumlandırılmıştır.

Okluzal splintlerin kullanımı ile disk ve kondil başında pozisyon değişimleri meydana gelir. Kondilin glenoid fossadan uzaklaşması, eklem diskinin daha arkada ve fizyolojik konumuna yakın bir pozisyon alabilmesi ve eklem aralığındaki artışa bağlı olarak eklem yapıları üzerine gelen streslerin azalması söz konusudur. Bu sebeple gerçeğe yakın SEA modelinin oluşturulabilmesi için 3 ve 6 mm sert akrilikten yapılmış olan okluzal splintlerin disk ve kondil hareket değişim miktarları çalışmaya dahil edilmelidir.

Murakami ve ark. (2008) yaptıkları çalışmada diskin anteriora deplase olduğu (redüksiyonlu disk deplasmanı) hastalarında 3 ve 6 mm ağız koruyucu okluzal

apareylerinin eklem diski ve kondil başında neden olduğu hareket değişim miktarlarını araştırmışlar, hastaların ağızında okluzal aparey var ve yok ikensonrasında ise diş sıkma sırasında alınan MR görüntüleri karşılaştırılarak veriler elde edilmiştir [109].(Tablo 3.1)

Tablo 3.1 : Murakami ve ark. (2008) çalışmalarında 3 ve 6 mm okluzal splint kullanımı ile kondil ve diskte meydana gelen ortalama hareket miktarları [109].

	Diş sıkmadan splint varken meydana gelen hareket verileri	Splint varken diş sıkma ile meydana gelen hareket verileri	Splint kullanımı ve diş sıkma sonrası meydana gelen hareket verileri(çalışmamızda kullanılan veriler)
Kondilde meydana gelen dikey yönde hareket	3 mm: 1.25 mm aşağı	3 mm: 0.21 mm yukarı	3 mm: <u>1.04 mm aşağı</u> 6 mm: <u>0.92 mm aşağı</u>
Kondilde meydana gelen yatay yönde hareket	3 mm: 1.26 mm öne	3 mm: 1.33 mm geriye	3 mm: <u>0.07 mm geriye</u> 6 mm: <u>0.05 mm öne</u>
Diskte meydana gelen yatay yönde hareket	3 mm: 0.62 mm öne	3 mm: 0.47 mm geriye	3 mm: <u>0.15 mm öne</u> 6 mm: <u>1.02 mm öne</u>
	6 mm: 2.35 mm öne	6 mm: 2.30 mm geriye	
	6 mm: 2.76 mm aşağı	6 mm: 1.84 mm yukarı	
	6 mm: 1.73 mm öne	6 mm: 0.71 mm geriye	

Bu çalışma referans alınarak bizim çalışmamızda diş sıkma (yükleme koşulları altında) esnasında 3 mm dikey kalınlığa sahip okluzal splint kullanılırken kondil 1.04 mm aşağıya ve 0.07 mm geriye, disk ise 0.15 mm öne hareket ettirilmiştir. 6 mm dikey kalınlığa sahip okluzal splintte ise kondil 0.92 mm aşağı ve 0.05 mm öne ve disk 1.02 mm öne hareket ettirilmiştir.(Tablo 3.1)

Sonrasında modeller CATIA yazılımında üç boyutlu olarak uzayda doğru koordinatlara yerleştirilerek modelleme işlemi tamamlanmıştır.

3.2.5 Geometrik modelin matematik modele dönüştürülmesi (modelin ağ yapısının oluşturulması)

Modeller, CATIA yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri için, STL formatında Hyperworks yazılımına aktarıldı. STL formatı, 3D modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. STL formatında ayrıca düğümlerin koordinat bilgilerinin de saklanabilmesi sayesinde programlar arasında veri alış-verişi yapılırken veri kaybı diğer programlarla kıyaslandığında minimum olarak kabul edilmektedir. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin alt ve üst çeneye ait olduğunu ayrıca diş yapılarını ve kullanılan malzemelerin hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekir. Modelleri oluşturan yapıların her birinin fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve Poisson oranı) değerleri verilmiştir. (Tablo 3.2)

Tablo 3.2 :Çalışmamızda modellenen yapıların youngs modulus ve poisson oranları.

Materyal	Youngs modulus (GPa)	Poisson oranı
Acrylic resin	3	0.35
Disk	0,0441	0,4
Trabekuler kemik	1,37	0,30
Kortikal kemik	13,7	0,30
Dişler	20,90	0,3

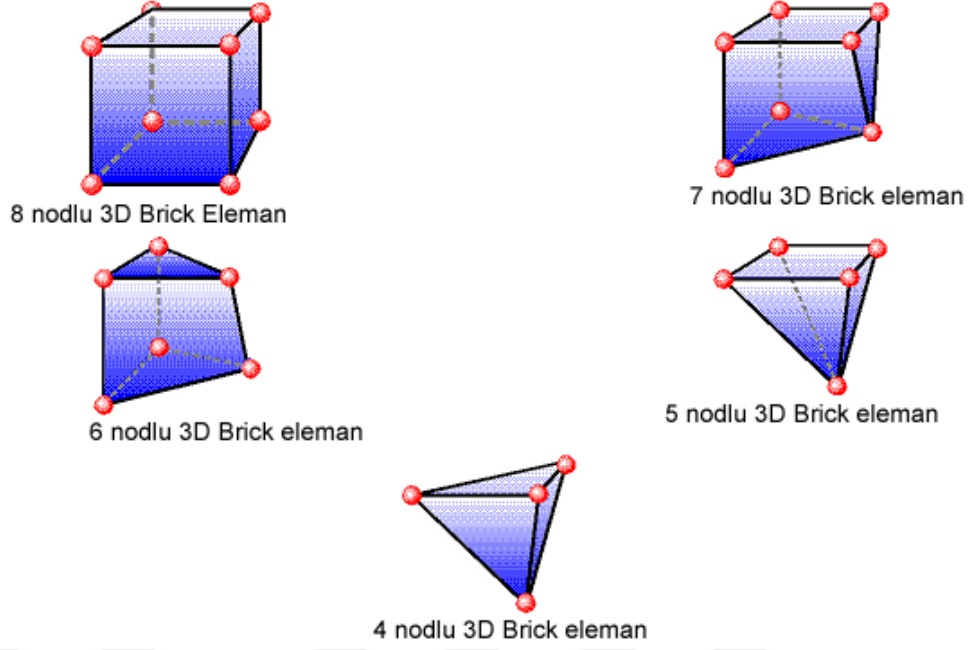
SEA kullanılan düğüm nokta sayısı ve eleman boyutu arttıkça analizin doğruluğu artmaktadır. Ancak düğüm nokta sayısı ve eleman sayısı arttıkça çözüm süreleri uzamaktadır. Çok uzun süreli çözümlerde bilgisayar kaynakları yeterli olmaz ve çözüm imkansız hale gelebilir. Ayrıca belli bir eleman boyutundan sonra sonuçlardaki değişim çok küçük oranlarda kalmaktadır. Bu sebeple çalışmamızda, gerilme değerlerinin inceleneceği bölgelerdeki eleman ve düğüm sayısını arttırmak için ilgili bölgelerde küçük, diğer tüm bölgelerde ise toplam düğüm sayısının bilgisayarın hesaplama gücünün üzerine çıkmaması için büyük boyutlarda elemanlar tercih edilmiştir. SEA modeli oluşturmak için en yüksek 4,0 mm ve en düşük 0,5 mm boyutlarında elemanlar kullanılmıştır. Eleman ağı oluşturulurken önemli bölgelerde diğer bölgelere kıyasla düğüm noktası ve eleman bakımından daha yoğun şekilde modellenmiştir. (Şekil 3.14) SEA modelini oluşturan parçaların birbirlerine

bağlantısı “glue” bağlantı modeliyle oluşturulmuştur. Bu bağlantıların oluşturulmasıyla düğüm noktaları arasında lineer bir bağlantı kurulur ve yük aktarımı sağlanır. SEA sonuçlarının gerçek rakamlara yakın ve hatasız olması için element sayı ve nodüllerinin yüksek olması gereklidir. Her bir parçanın SEA modeli eleman ve düğüm noktalarının sayıları aşağıda verilmiştir. Modelin tamamında 146895 düğüm noktası ve tamamı Bricks ve Tetrahedra olmak üzere 623608 eleman bulunmaktadır. (Tablo 3.3)

Tablo 3.3 :Çalışmamızda SEA ile modellenen yapıların eleman ve düğüm sayıları.

PARÇA	ELEMAN	NOD
MANDIBULA	126721	27727
FOSSA	171787	40368
DISK	86032	21143
DISLER	75895	18304
3mm splint	79689	19219
6mm splint	83484	20134

CATIA’da yapılan modellemeler, üç boyutlu koordinatlar korunarak Hyperworks yazılımına aktarılmış Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrilmiştir. Bricks ve Tetrahedra katı modellemede, Hyperworks modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar; sekiz nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7, 6, 5 veya 4 nodlu elemanlar kullanılmıştır. (Şekil 3.15)

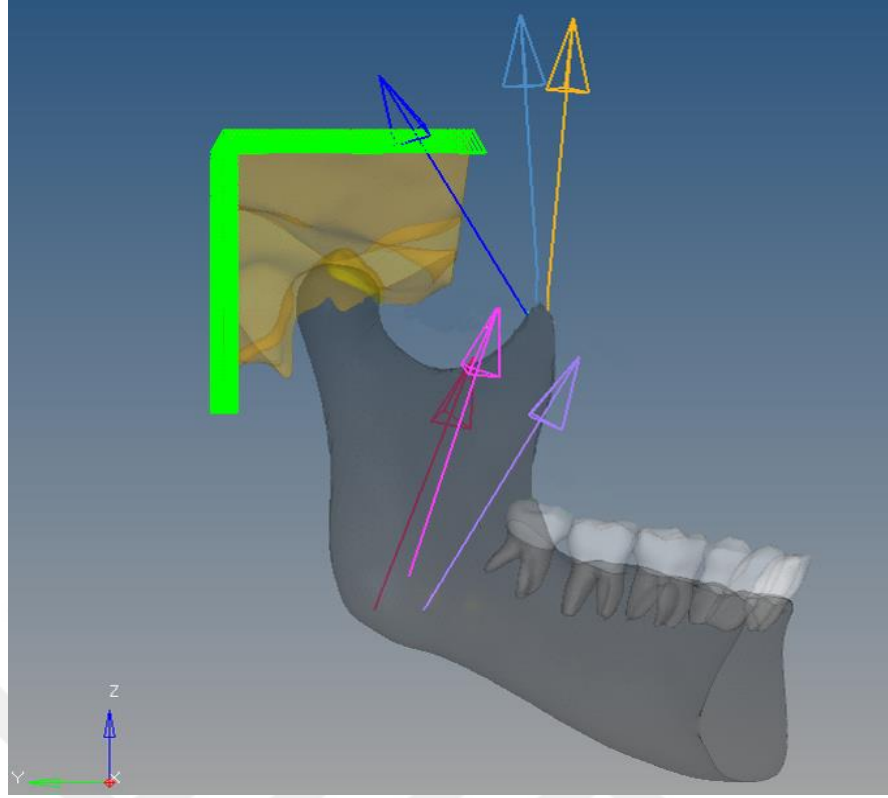


Şekil 3.15 :SEA'de kullanılan farklı eleman nodulleri.

Tüm modeller lineer, izotropik ve homojen materyaller olarak kabul edilmiştir. Bir materyal homojen ise mekanik özellikleri yapısındaki her elemanda benzer olduğunu, izotropik ise yapısal elemanın materyal özelliklerinin her yönde aynı olduğunu, lineer elastisite ise yapının geriliminin veya deformasyon derecesinin uygulanan kuvvetler ile oransal değişkenlikler göstermesidir.

3.3 Sınır Koşulları

Oluşturulan SEA modeli kafatası kemiğinin üst ve arka bölgesinden her serbestlik derecesinde hareketsiz olacak şekilde sabitlenmiştir. (Şekil 3.16) Matematiksel modellere sınır şartları atanarak kuvvetlerin verilmesi ve eleman ağı oluşturma işlemi her bir parça için ayrı ayrı uygulanmıştır. Böylece parçalar arasında bağlantı oluşturma gerekliliği doğmuştur. Eleman ağı oluşturulurken disk-alt çene ve disk-üst çene arasında ortak düğüm noktaları olan ağ oluşturulmamıştır. Modellemede daha doğru sonuçlar verebilen ve çözücü bir yazılım olan MSCMarc'ın "glue contact" özelliğinden faydalanılmıştır. Bu sayede geometrik olarak doğrusal olmayan (non linear) bir durum oluşmaktadır. Bu nedenle sınır koşulları altında 6 adet "temas yüzeyi (contact body)" tanımlanmıştır. Bunlar alt çenenin sağ ve sol kolları, sağ ve sol diskler, sağ ve sol üst çenelerdir. Bu temas yüzeylerinin ilişkileri temas tablosu çözücü ayarları bölümünde belirtilmektedir.



Şekil 3.16 : Sonlu eleman modelinde sınır ve yükleme koşullarının uygulanması.

3.4 Yükleme Koşulları

Hazırlanan üç boyutlu sonlu eleman modellerinde anatomik kas yapışıklık noktalarından mandibulaya verilen kuvvetler uygulanmıştır. (Tablo 3.4) Çene kaslarıyla alt çeneyi kapatan bu kuvvetler ve kuvvet bileşenleri daha önce yapılan çalışmalar ve anatomi atlası verilerinden referans alınmıştır [39, 154, 156, 157]. Üç farklı modelde aynı yükleme koşulları altında toplam 3 adet SEA gerçekleştirilmiştir.

Tablo 3.4 : Çene kaslarıyla alt çeneyi bastıran kuvvetler ve kuvvet bileşenleri.

KASLAR	Kuvvet (N)	F _x	F _y	F _z
Süperfişiyal masseter	190,4	79,7776	39,4128	168,3136
Derin masseter	81,6	29,2128	44,5536	61,8528
Medial pterygoid	174,8	65,2004	84,9528	138,2668
Anterior temporalis	158,0	6,952	23,542	156,104
Orta temporalis	95,6	47,8	21,2232	80,0172
Posterior temporalis	75,6	64,638	15,7248	35,8344

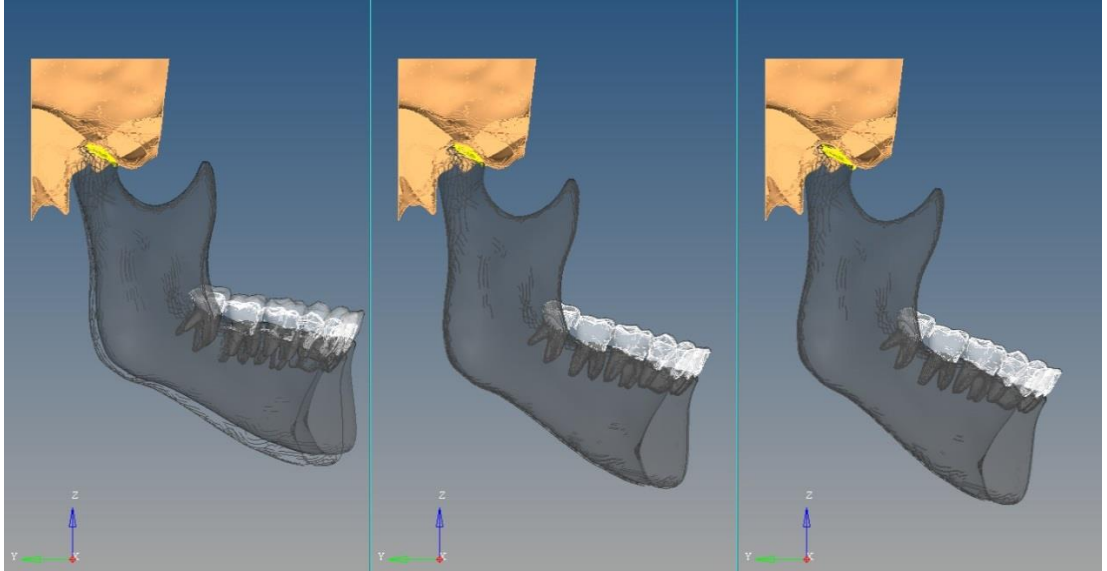
3.5 Analiz Aşaması

Çalışmamızda sınıf 1 kapanışa sahip ve artiküler diski önde konumlandırılmış 3 model oluşturulmuştur.

Model 1: Ağızda okluzal splint yokken diş sıkma esnasında, dişlerin temas eden toplam yüzey alanı 24.3 mm^2 'dir. (Şekil 3.17.a, 3.19)

Model 2: Ağızda 3 mm dikey kalınlığında okluzal splint varken diş sıkma esnasında dişlerin toplam temas yüzey alanı 21.2 mm^2 'dir kondil 1.04 mm aşağı ve 0.07 mm geriye (Şekil 3.17.b), disk 0.15 mm öne (Şekil 3.18, 3.19) hareket ettirilmiştir.

Model 3: Ağızda 6 mm dikey kalınlığında okluzal splint varken diş sıkma esnasında dişlerin toplam temas yüzey alanı 21.2 mm^2 'dir. Kondil 0.92 mm aşağı ve 0.05 mm öne (Şekil 3.17.c), disk ise 1.02 mm öne (Şekil 3.18, 3.19) hareket ettirildi.

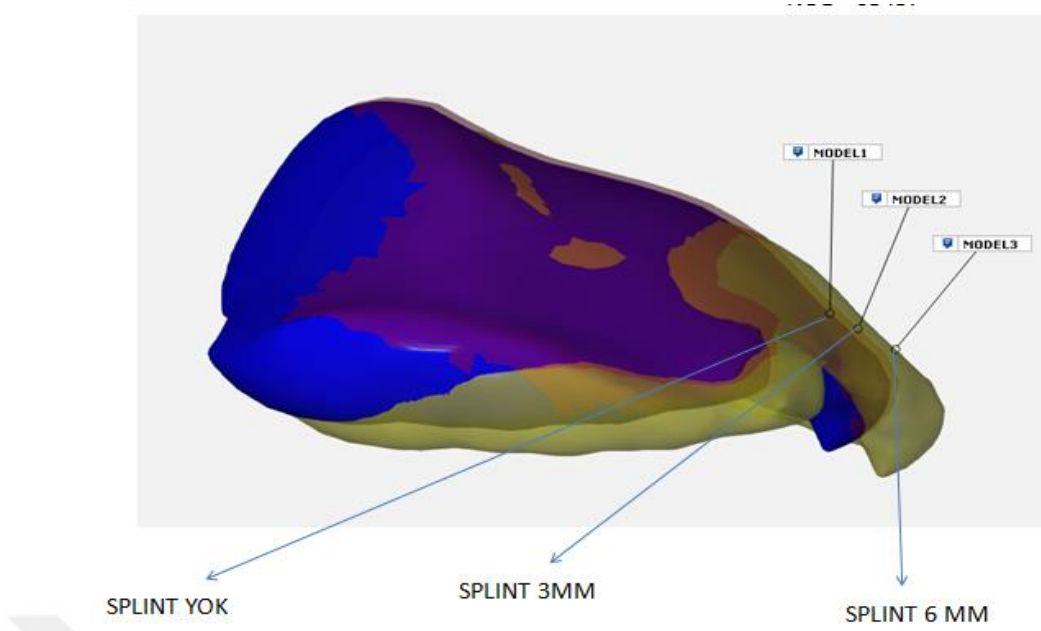


a. Splint Yok

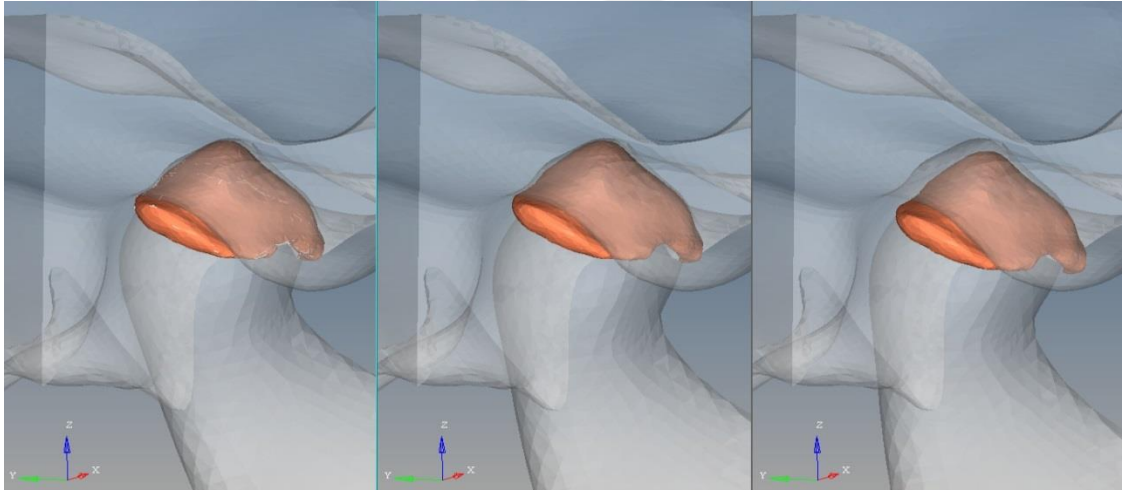
b. 3 mm Splint

c. 6 mm Splint

Şekil 3.17 :Farklı kalınlıktaki okluzal splintlerin kullanılması sonucu kondil hareketleri.



Şekil 3.18 : Farklı kalınlıklardaki splint kullanan modellerde disklerin birbirlerine göre konumu.



a. Splint Yok

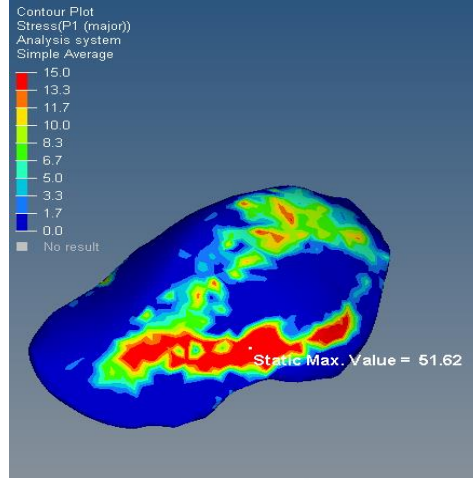
b. 3 mm Splint

c. 6 mm Splint

Şekil 3.19 : Okluzal splint kullanımına bağlı olarak disk ve kondil hareketleri sonucu üst eklem boşluğunda meydana gelen artış.

Modellere uygulanan kuvvetler sonucunda TME komponentlerinde (artikuler disk, mandibuler kondil başı ve fossa eminens kompleksine) gelişen stresler, grafikler ve renk skalası ile kaydedilmiştir. Sonuç verilerinin kolay anlaşılabilmesi için bazı bölgelerdeki minimum ve maksimum asal gerilme değerleri verilmiştir. TME komponentleri üzerinde oluşan minimum ve maksimum asal gerilme değerleri elde

edilmiştir. Gerilme değerleri sonuçları renklendirme yöntemiyle betimlenmiştir. (Şekil 3.20)



Şekil 3.20 :TME diskinde oluşan stres değerlerinin dağılımı.

Görüntülerdeki renk farklılığı değer aralıkları sonucunda oluşmuştur. Değer aralıklarının renk skalası sol üst taraftaki gösterge çizelgesi ile gösterilmiştir. Koyu mavi renkten kırmızıya gidildikçe gerilme değerleri artmaktadır. Asal değerlerin yanı sıra, diskte oluşan Von Mises değerleri de incelenmiştir.

4. BULGULAR

Çalışma modellerinde, kemik yapılar da meydana gelen maksimum ve minimum asal gerilimler (Maksimum ve Minimum Principle Stres), eklem diskinde maksimum ve minimum asal gerilimler ve ayrıca Von Mises (eşdeğer asal gerilim) stresleri değerlendirilmiştir. Modeller hazırlandıktan sonra yükleme koşulları uygulanmıştır.

Von Mises stresi materyal üzerinde oluşan stres dağılımları ve yoğunlaşmaları hakkında bilgi edinmek için kullanılmaktadır Minimal asal gerilmeler modelde basma tipi gerilmeleri gösterir. Maksimum asal gerilmeler ise modelde meydana gelen en yüksek çekme tipi gerilmeleri gösterir.

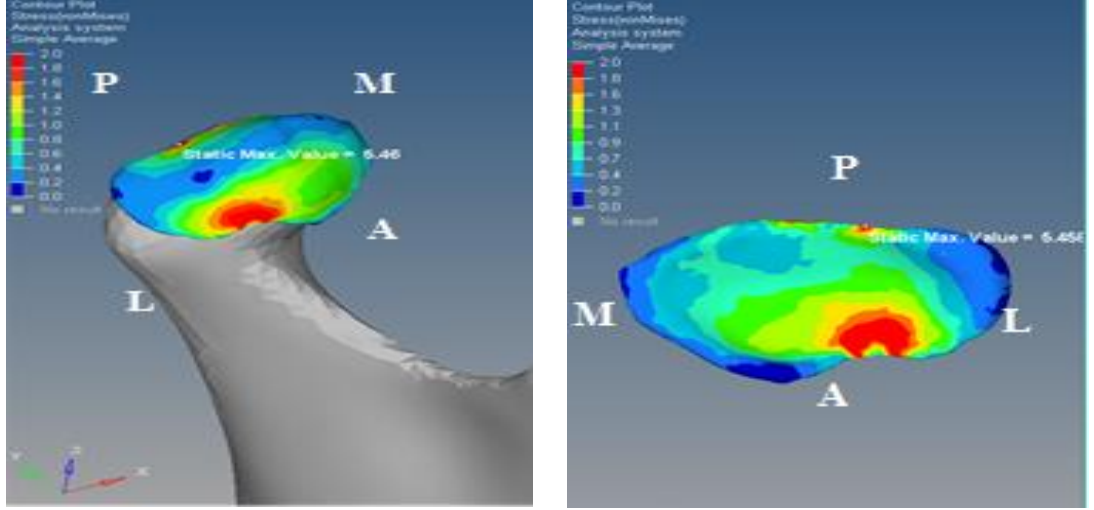
4.1 Model 1

Model 1'de diskin fossa tarafına gelen Von Mises stresleri incelendiğinde, stresin en çok diskin lateralinde, ön ile orta bandı arasında, öne yakın kısmında olduğu izlenmiştir. En yüksek stres değeri 5.46 MPa olarak ölçülmüştür. (Şekil 4.1.a)

Diskin kondile bakan yüzeyine gelen Von Mises stresleri incelendiğinde ise stresin yine en çok diskin lateralinde, ön ile orta bandı arasında öne yakın kısmında olduğu izlenmiştir. En yüksek stres değeri 5.45 MPa olarak ölçülmüştür. (Şekil 4.1.b)

Diskin üst ve alt yüzeylerinde oluşan maksimum stres değerleri birbirine yakın değerler olarak ölçülmüş olsa da kondile bakan alt yüzeyindeki stres yoğunluğu üst yüzeyinden daha fazla bulunmuştur.

Diskin alt yüzeyine gelen p_{max} (maksimum asal gerilim), diskin ön ile orta bandının arasında en yüksek 51.62 MPa olarak ölçülmüştür. (Şekil 4.10.a) Diskin alt yüzeyine gelen p_{min} (minimum asal gerilim) ise diskin ön ile orta bandının arasında en düşük -84.83 MPa olarak ölçülmüştür. (Şekil 4.11.a)

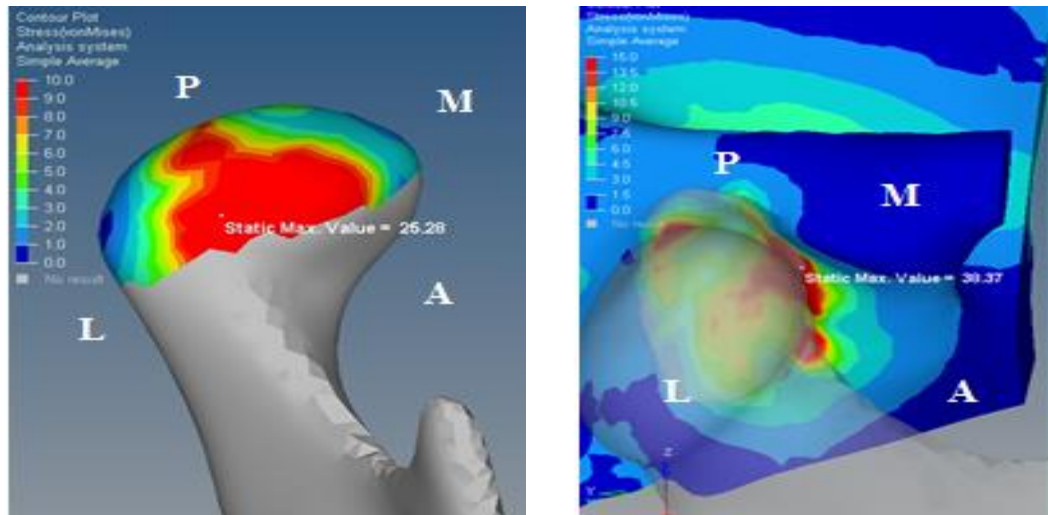


a. Disk fossa tarafı lateral görünüm. b. Disk kondil tarafı inferior görünüm

Şekil 4.1 : Model 1 disk fossa ve kondil kısmına gelen Von Mises streslerinin dağılımı.

Kondile gelen Von Mises stresleri incelendiğinde, stresin en çok kondil başının ön lateral kısmında (diskin ön ile orta bandı arasına gelen kısımda) yoğunlaştığı izlenmiştir. Kondilin ön lateral kısmında ölçülen en yüksek stres değeri 25.28 MPa'dır. (Şekil 4.2.a)

Fossa ya gelen Von Mises stresleri incelendiğinde ise stresin en çok fossanın ön eğiminin lateral kısmında, disklin ön ile orta bandı arasına gelen kısımda yoğunlaştığı izlenmiştir. Fossada en yüksek stres değeri 38.37 MPa'dır. (Şekil 4.2.b) (Tablo 4.1)



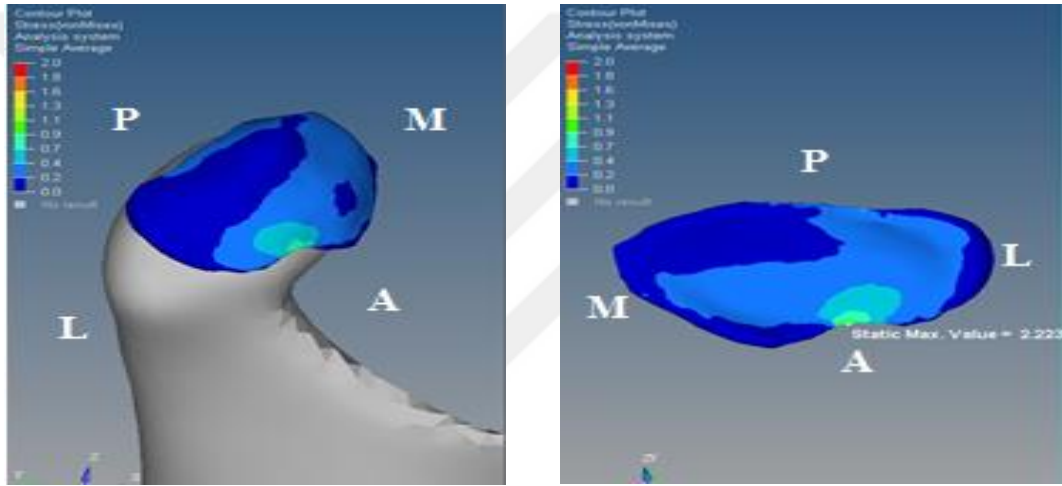
Şekil 4.2 : Model 1'de a. kondile ve b. fossaya gelen Von Mises stresleri.

4.2 Model 2

Model 2’de diskin fossa tarafına gelen Von Mises stresleri incelendiğinde, stresin en çok diskin lateralinde, ön ile orta bandı arasında ortaya yakın kısmında olduğu izlenmiştir. En yüksek stres değeri 2.22 MPa olarak ölçülmüştür. (Şekil 4.3.a)

Diskin kondile bakan yüzeyine gelen Von Mises stresleri incelendiğinde, stresin en çok diskin lateralinde, ön ile orta bandı arasında ortaya yakın kısmında olduğu izlenmiştir. En yüksek stres değeri 2.22 MPa olarak ölçülmüştür. (Şekil 4.3.b)

Diskin alt yüzeyine gelen pmax diskin ön ile orta bandının arasında en yüksek 23.12 MPa olarak ölçülmüştür. (Şekil 4.10.b) Diskin alt yüzeyine gelen pmin diskin ön ile orta bandının arasında en düşük -31.56 MPa olarak ölçülmüştür. (Şekil 4.11.b)



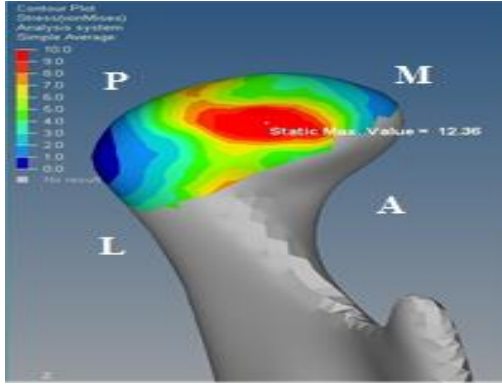
a. Disk fossa tarafı lateral görünüm..

b. Disk kondil tarafı inferior görünüm

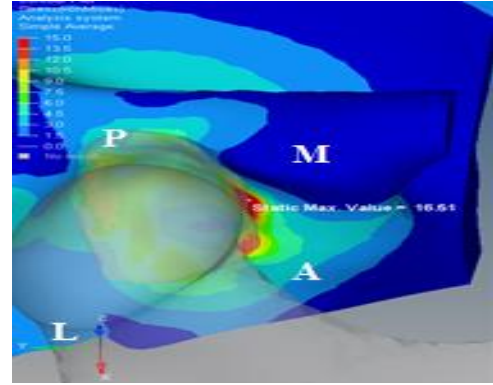
Şekil 4.3 : Model 2’de diskin a. kondil ve b. fossa kısmına gelen Von Mises streslerinin dağılımı.

Kondile gelen Von Mises stresleri incelendiğinde, stresin en çok kondil başının ön lateral kısmında (diskin ön ile orta bandı arasına gelen kısımda) yoğunlaştığı izlenmiştir. Kondilin ön lateralinde ölçülen en yüksek stres değeri 12.36 MPa’dır. Kondile gelen maksimum stres değeri medial kısımda ölçülmesine rağmen kondilin lateralindeki stres dağılımı daha fazladır. (Şekil 4.4.a)

Model 2’de fossa ya gelen Von Mises stresleri incelendiğinde, stresin en çok fossanın ön eğiminin lateral kısmında, diskin ön ile orta bandı arasına gelen kısımda yoğunlaştığı izlenmiştir. Fossada ölçülen yüksek stres değeri 16.51 MPa’dır. (Şekil 4.4.b)



a. Kondil lateralden görünüm..



b. Fossa lateral görünüm

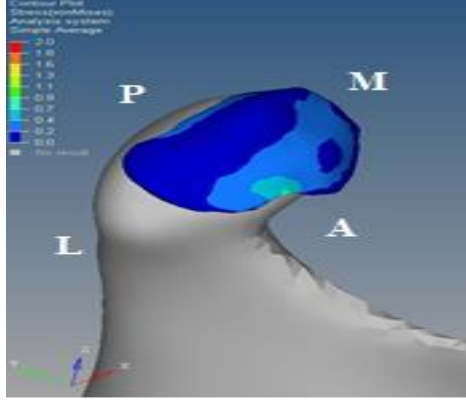
Şekil 4.4 : Model 2’de a. kondile ve b. fossaya gelen Von Mises streslerinin dağılımı.

4.3 Model 3

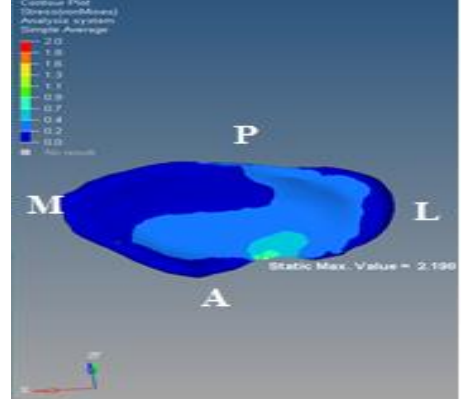
Model 3’te diskin fossa tarafına gelen Von Mises stresleri incelendiğinde, stresin en çok diskin lateralinde, ön ile orta bandı arasında ortaya yakın kısmında olduğu izlenmiştir. En yüksek stres değeri 2.20 MPa olarak ölçülmüştür. (Şekil 4.5.a)

Diskin kondile bakan yüzeyinde oluşan Von Mises stresleri incelendiğinde, stresin en çok diskin lateralinde, ön ile orta bandı arasında ortaya yakın kısmında olduğu izlenmiştir. En yüksek stres değeri 2.19 MPa olarak ölçülmüştür. (Şekil 4.5.b)

Diskin alt yüzeyine gelen pmax, en yüksek diskin ön ile orta bandının arasında 16.83 MPa olarak ölçülmüştür.(Şekil 4.10.c) Diskin alt yüzeyine gelen pmin, en düşük diskin ön ile orta bandının arasında -31.89 MPa olarak ölçülmüştür.(Şekil 4.11.c)



a. Disk fossa tarafı lateral görünüm.

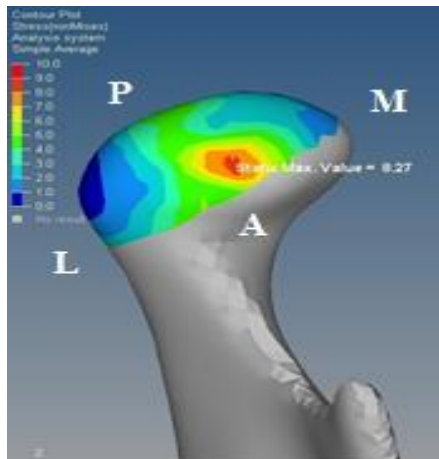


b. Disk kondil tarafı inferior görünüm.

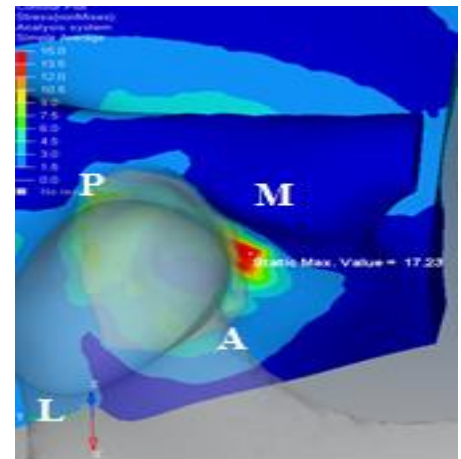
Şekil 4.5 : Model 3’de diskin a. fossa ve b. kondil kısmına gelen Von Mises streslerinin dağılımı.

Kondile gelen Von Mises stresleri incelendiğinde, stresin en çok kondil başının ön lateral kısmında (diskin ön ile orta bandı arasına gelen kısımda) yoğunlaştığı izlenmiştir. Kondilde ölçülen en yüksek stres değeri 8.27 MPa’dır. Kondile gelen maksimum stres değeri medial kısımda ölçülmesine rağmen kondilin lateralindeki stres dağılımı daha fazladır. (Şekil 4.6.a)

Fossa ya gelen Von Mises stresleri incelendiğinde ise stresin en çok fossanın ön eğiminin lateral kısmında, diskın ön ile orta bandı arasına gelen kısımda yoğunlaştığı izlenmiştir. Fossada ölçülen en yüksek stres değeri 17.23 MPa’dır. (Şekil 4.6.b) (Tablo 4.1)



a. Kondil lateralden görünüm.



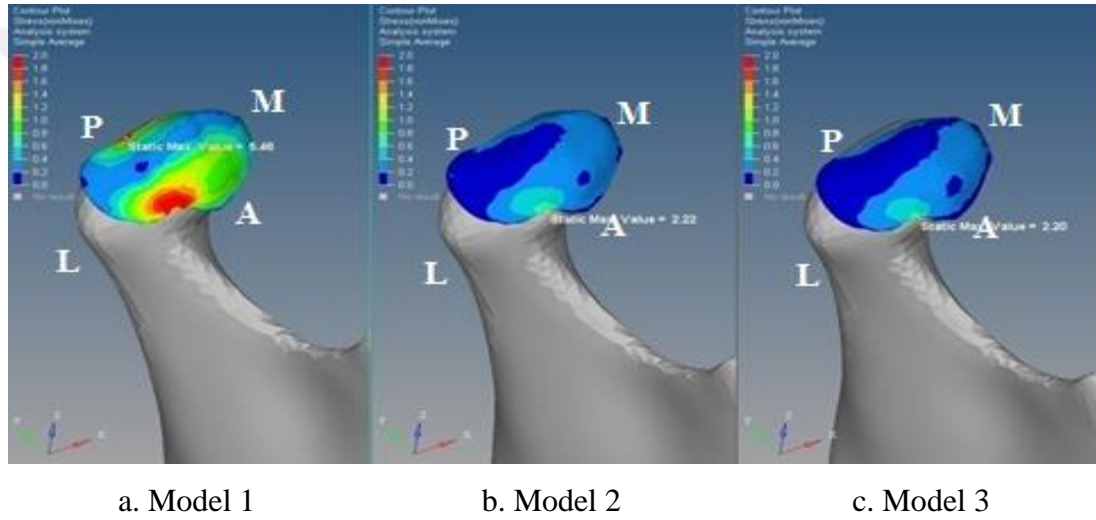
b. Fossa lateral görünüm.

Şekil 4.6 : Model 3’te a. kondile ve b. fossaya gelen Von Mises streslerinin dağılımı.

4.4 Model 1, 2 ve 3'ün Karşılaştırılması

Tüm modellerde, diskin fossaya bakan yüzeyinde Von Mises stres yoğunluğu ön ile orta bant arasında ve lateral kısımda yoğunlaşmıştır. Her üç modelde diskin fossa yüzeyindeki stres dağılımı karşılaştırıldığında, model 2 ve 3'te splint kullanımı ile stres dağılımının model 1'e göre orta banda doğru kaydığı görülmüştür. Model 2 ve 3'te ise disk üzerinde benzer stres dağılımları görülmüştür. (Şekil 4.7)

Model 2'de model 1'e göre diskin üst yüzeyinde Von Mises stres miktarında azalma izlenmiştir. Model 3, model 2 ile kıyaslandığında diskin üst yüzeyinde daha az Von Mises stres miktarı izlenmiştir, fakat model 2 ile model 1 arasındaki Von Mises stres farkı daha fazladır.

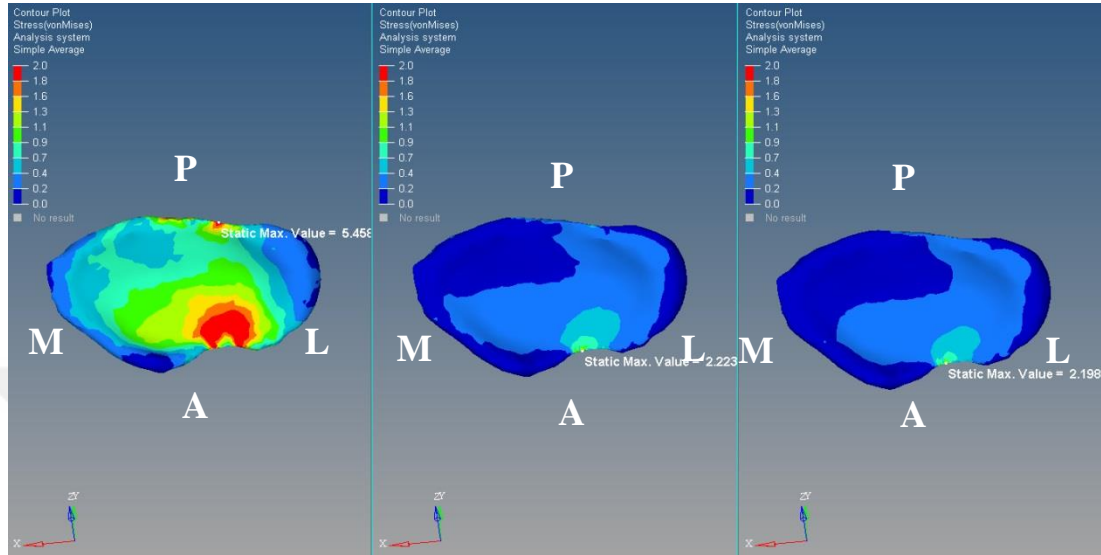


Şekil 4.7: Model 1, 2 ve 3'te diskin fossa tarafına gelen Von Mises stresleri.

Tüm modellerde diskin kondile bakan yüzeyinde Von Mises stres yoğunluğu ön ile orta bant arasında ve lateral kısımda yoğunlaşmıştır. Model 1'de stres yoğunluğu diskin ön bandında daha fazlayken, model 2 ve 3 te stres yoğunluğu ön banttın orta banda doğru kaymıştır. Model 2 ve 3, diskin alt yüzeyinin stres dağılımı açısından benzerlik göstermektedir. (Şekil 4.8)

Model 2'de model 1'e kıyasla diskin kondile bakan yüzeyinde Von Mises stres miktarı daha azdır. Model 3 ve model 2 kıyaslandığında ise model 3'te diskin alt yüzeyinde daha az Von Misesstresi izlenmiştir, fakat model 2 ile model 1 arasındaki Von Mises stres miktarı farkı daha fazladır. (Şekil 4.8)

Tüm modellerde diskin alt ve üst yüzeyinde ki ölçülen maksimum Von Mises stres miktarı benzer olmasına karşılık, alt yüzeyinde stres dağılımı üst yüzeye kıyasla daha fazladır.



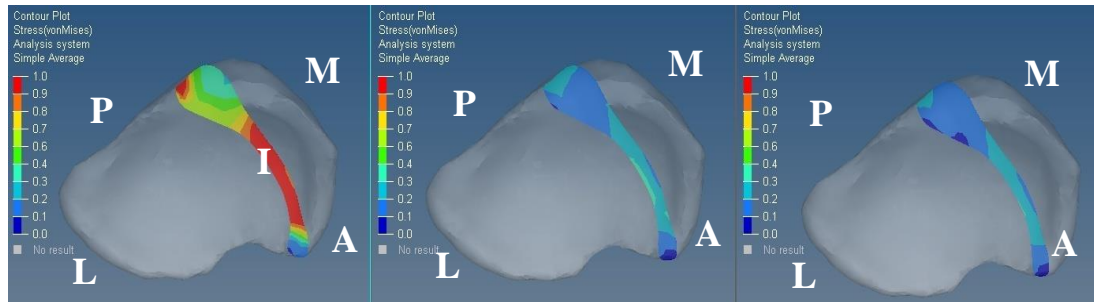
a. Model 1

b. Model 2

c. Model 3

Şekil 4.8 : Model 1, 2 ve 3'te diskin kondil tarafına gelen Von Mises stresleri.

Tüm modellerde diske gelen Von Mises streslerini kesitsel olarak incelendiğinde, diskteki streslerin ön ve orta bant arasında yoğunlaştığı izlenmiştir. (Şekil 4.9)



a. Model 1

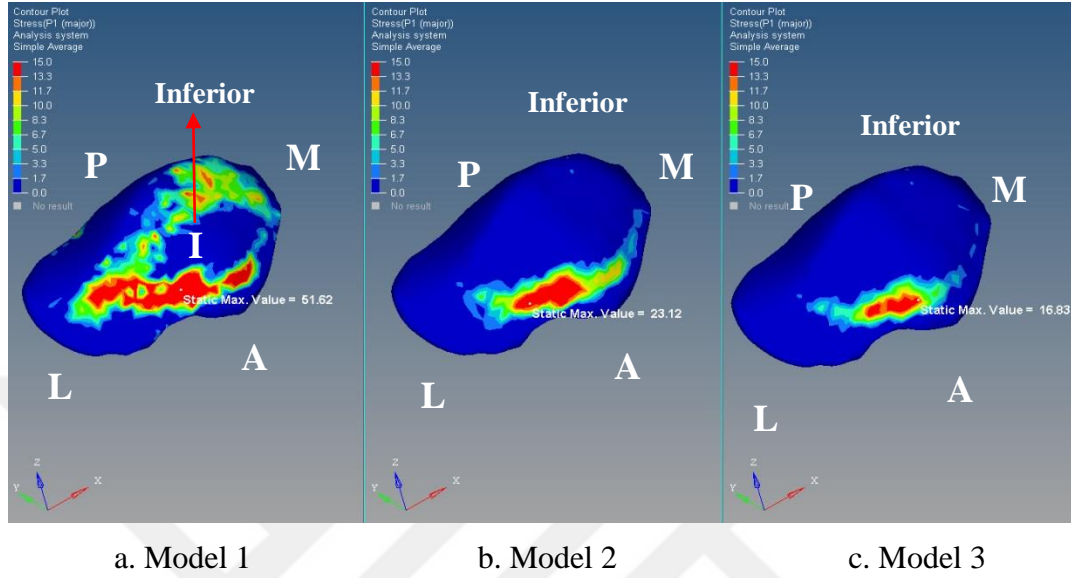
b. Model 2

c. Model 3

Şekil 4.9 : Model 1, 2 ve 3'te diskin fossa tarafına gelen Von Mises streslerinin kesit alınarak incelenmesi.

Tüm modellerde diskin alt yüzeyine gelen pmax stresleri ön ile orta bant arasında daha yoğundur. Model 1'de pmax stresleri diskin arka bandına kadar yayılmıştır. Model 2 ve 3'te ise pmax streslerinin sadece diskin ön ve orta bandının arasında yoğunlaştığı izlenmiştir. (Şekil 4.10)

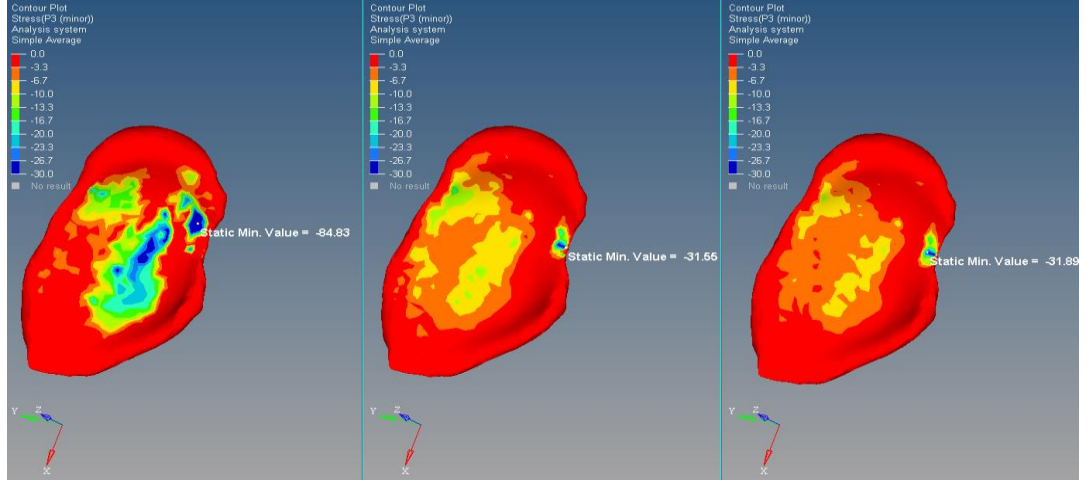
Model 2’de model 1’e kıyasla diskteki pmax gerilim stres miktarı daha azdır. Model 3, model 2 ile kıyaslandığında ise model 3’te diskte daha az pmax gerilim stres miktarı izlenmiştir, fakat model 2 ile model 1 arasındaki pmax gerilim stres miktarı farkı daha fazladır.(Şekil 4.10)



Şekil 4.10 :Model 1, 2 ve 3’te diskteki pmax stresleri.

Tüm modellerde diskin alt yüzeyine gelen pmin gerilim stresleri ön ile orta bant arasında daha yoğundur. Model 1, 2 ve 3’te pmin stresleri diskin ön ve orta bandında daha yoğun olmak üzere diskin arka bandına kadar yayılmıştır. (Şekil 4.11)

En az pmin gerilim stresi model 1’de görülmüştür. Model 2’de pmin gerilim stresi model 1’e kıyasla oldukça yüksek olmasına karşılık, model 3’teki pmin miktarı model 2’den daha fazla olup, bu fark oldukça azdır. (Şekil 4.11)



a. Model 1

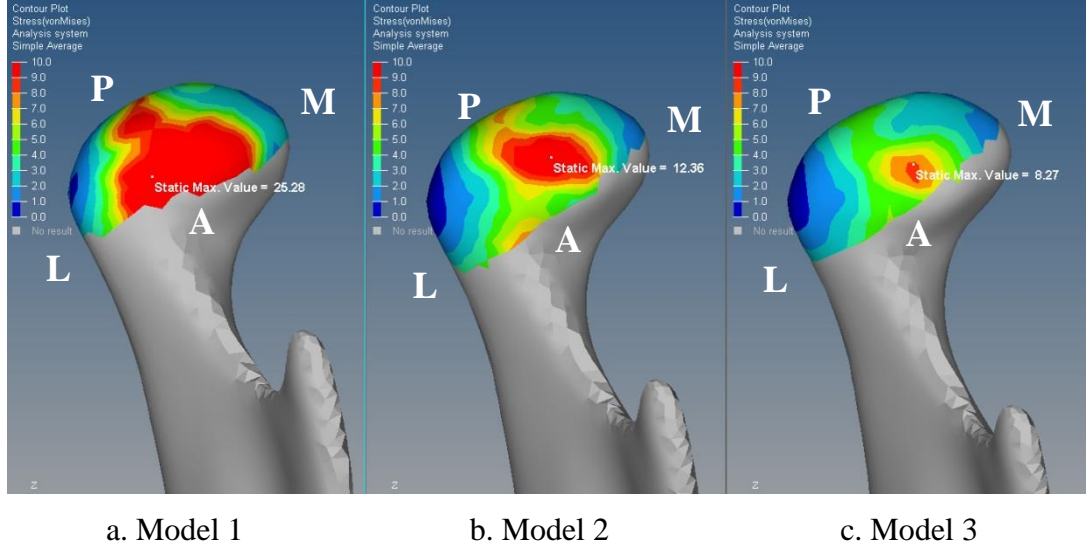
b. Model 2

c. Model 3

Şekil 4.11 :Model 1, 2 ve 3'te diskteki pmin stresleri.

Tüm modellerde kondile gelen Von Mises stresleri incelendiğinde, stresin en çok kondil başının ön lateral kısmında (diskin ön ile orta bandı arasına gelen kısımda) yoğunlaştığı izlenmiştir. Model'1 de Von Mises stres yoğunluğu kondil başında, disklin ön bandına denk gelen yüzeyinde daha çok artmıştır. Model 2 ve 3'te ise kondil başında Von Mises stres yoğunluğu, disklin ön ve orta bandına denk gelen yüzeylerine doğru yayılmıştır. (Şekil 4.12)

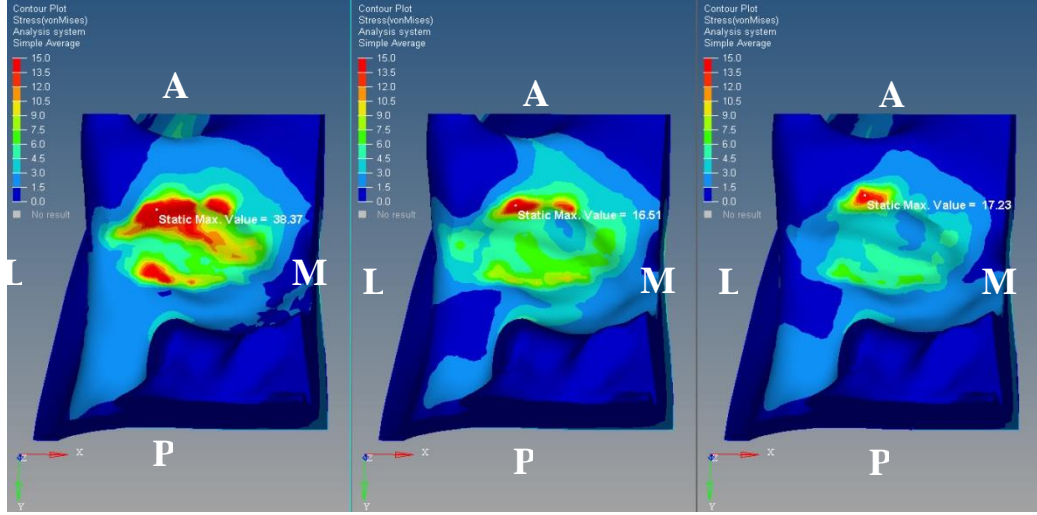
Kondil başına gelen en yüksek Von Mises stres miktarı model 1'de izlenmiştir. Model 2 ile model 1 kıyaslandığında ise model 2'de kondile gelen Von Mises stresleri azalmıştır. Model 3 ile model 2 kıyaslandığında da, model 3'te kondile gelen Von Mises stres miktarı azalmıştır fakat model 2 ile model 1 arasındaki fark daha büyüktür. (Şekil 4.12)



Şekil 4.12 : Model 1, 2 ve 3'te kondile gelen Von Mises stresleri.

Tüm modellerde fossaya gelen Von Mises stresleri incelendiğinde, stresin en çok fossanın ön eğiminin lateral kısmında, diskin ön ile orta bandı arasına gelen kısımda yoğunlaştığı izlenmiştir. Model 1'de fossa'nın artiküler eminense doğru giden diskin ön bandının üst kısmına denk gelen yüzeylerinde stres yoğunluğu artmıştır. Model 2 ve 3'te ise benzer Von Mises stres yoğunluğu dağılımı izlenmekle beraber, fossanın diskin ön ve orta bandına denk gelen yüzeylerinde stres yoğunluğunun daha fazla olduğu izlenmiştir. (Şekil 4.13 ve 4.14)

Artiküler fossaya gelen en yüksek Von Mises stres miktarı model 1'de izlenmiştir. Model 2 ile 1 kıyaslandığında, model 2 de fossaya gelen Von Mises streslerinin daha az olduğu izlenmiştir. Model 2'de fossada ölçülen maksimum Von Mises stres miktarı model 3'ten daha fazla olmasına rağmen model 3'te fossa da toplamda daha fazla Von Mises stresleri olduğu izlenmiştir. Model 1 ile 2 arasındaki toplam Von Mises stres miktarı farkı, model 2 ile model 3 arasında olan farktan büyüktür. (Şekil 4.13 ve 4.14) (Tablo 4.1)

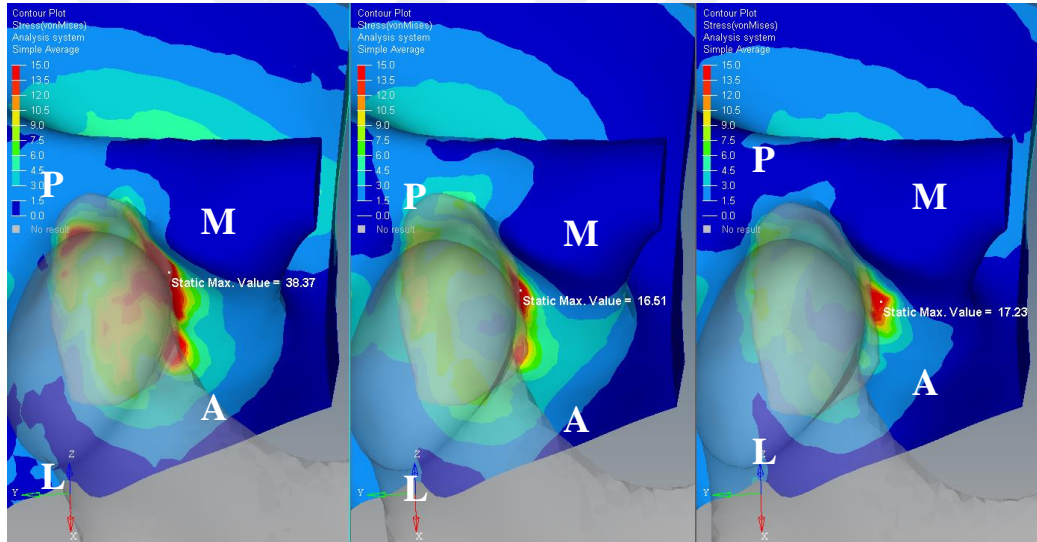


a. Model 1

b. Model 2

c. Model 3

Şekil 4.13 : Model 1, 2 ve 3'te fossaya gelen Von Mises stresleri.



a. Model 1

b. Model 2

c. Model 3

Şekil 4.14 : Model 1, 2 ve 3'te fossaya gelen Von Mises stresleri kondil başı ile birlikte görünümü.

Tablo 4.1 : Her üç modelde TME komponentlerine gelen maksimum Von Mises stres miktarları.

Maksimum Von Mises Stres (MPa)	Model 1	Model 2	Model 3
Disk (fossa yüzeyi)	5.46	2.22	2.20
Disk (kondil yüzeyi)	5.45	2.22	2.19
Kondil Başı	25.28	12.36	8.27
Artiküler Fossa	38.37	16.51	17.23

6. TARTIŞMA

TME bozuklukları günümüzde sık rastlanılan kronik ağrılı ve hastaların yaşam kalitesini azaltan bir hastalık grubudur. TME hastalıklarında etyolojik faktörler halen net olarak belirlenememekle birlikte neden olabilecek olası faktörler travma, gelişimsel defektler (hipoplaziler vs.), dejeneratif eklem rahatsızlıkları, parafonksiyonel çene aktiviteleri, orofasiyal hareket bozuklukları, çene ilişkilerindeki ve dentalokluzyondaki uyumsuzluklar olarak belirtilmektedir [1, 8].

TME iç düzensizlikleri eklem diskinin mandibula, kondil başı, glenoid fossa veya artiküler tüberküle göre anormal pozisyonel ilişkisi olarak tanımlanmıştır ve genel olarak disk deplasmanlarını içerir. Disk deplasmanı çene ağrısı, klik/krepitasyon sesi, ağız açıklığında kısıtlılık gibi semptomların ana sebebidir [6, 7].

Disk deplasmanı konservatif veya cerrahi yöntemlerle tedavi edilen ve sık rastlanılan bir klinik durumdur. En yaygın kullanılan konservatif yöntem okluzal splintlerdir [8]. TMBler’de okluzal splintlerin kullanımı okluzyonun düzenlenmesi, kas fonksiyonlarının iyileştirilmesi ve diskin yeniden pozisyonlandırılmasını sağlar. Tedavinin amacı dişler, eklem ve kaslar arasında uyumlu ilişkiyi sağlamaktır [9, 105].

Literatürde TMB’lerin tedavisinde okluzal splintlerin kullanıldığı çok sayıda çalışma vardır [158-162]. Beard ve Clayton (1980) yaptıkları çalışmada, iç düzensizlikleri bulunan hastalarda okluzal splint tedavisinin etkilerini inceledikleri çalışmalarında TMB’si bulunan 15 hastaya 5 ay ile 1 yıl arasında okluzal splint kullandırmışlar ve sonuç olarak splint kullanan hasta grubunda kontrol grubuna kıyasla semptomlarda anlamlı derecede azalma olduğunu göstermişlerdir. Fakat deney grubundaki hastalar splint kullanmayı bıraktıktan sonra azalan semptomlarda tekrar artış olduğunu izlemişlerdir [158]. Emshoff ve ark. (2006) redüksiyonlu/ redüksiyonsuz disk deplasmanı ve dejeneratif eklem hastalığı olan toplam 76 hastada sert akrilikten yapılmış stabilizasyon splintini 6 ay kullandırmışlardır. Ayrıca 29 hasta kontrol grubunu oluşturmuştur. 6 ayın sonunda 31 hastada ağrınının büyük oranda azaldığını, diğer semptomlarda (ağız açıklılığında kısıtlılık, klik ve krepitus) ise azalma

olduğunu gözlemlemişlerdir [159]. Fayed ve ark. (2004) redüksiyonlu disk deplasmanı hastalarında yaptıkları çalışmada, üç ay stabilizasyon splinti kullanımının ağrı ve klik sesinin eliminasyonunda etkili olduğunu göstermişlerdir. Fakat sadece hastaların %40'ında disk eski konumuna dönmüştür [160]. Redüksiyonlu disk deplasmanı hastalarında başlangıç tedavilerinin etkinliğini karşılaştırılan başka bir çalışmada; stabilizasyon splinti kullanımı ağrı ve klik sesi semptomlarını azaltmakta diğer tedavilerden daha başarılı bulunmuştur. Ayrıca bu çalışmada diskin %72.7 oranında normal konumuna döndüğü de belirlenmiştir. Bu başarı splintin uzun süreli kullanımına bağlanmıştır [161]. Wassell ve ark. (2006) yaptıkları çalışmada okluzal splint tedavisi uyguladıkları redüksiyonlu ve redüksiyonsuz disk deplasmanı hastalarını bir yıl takip etmişler ve sonuç olarak okluzal splintin ağrı ve klik sesini azalttığını, maksimum ağız açıklığını arttırdığını bulmuşlardır [162]. Bizim çalışmamızda ise okluzal splintin etkisi hasta üzerinde klinik olarak değil, üç boyutlu SEA ile sanal ortamda değerlendirilmiştir. Sonuçta okluzal splint kullanımının TME komponentleri üzerine gelen stresi azalttığı gösterilmiştir. Çalışmamızın sonuçları, TME iç düzensizliklerinin tedavisinde okluzal splint kullanımının sonuçlarını başarılı bulan klinik çalışmaları desteklemektedir.

Temporomandibuler bozukluklar, kassal ve intrakapsüler kaynaklı olan eklem hastalıklarının tümünü kapsar [2]. Okluzal splintlerin bir görevinde kas fonksiyonlarını iyileştirmek ve rahatlatmaktır [9, 105]. Bruksizm tedavisinde de yaygın olarak okluzal splintler kullanılır [163]. Okeson (1987) gece bruksizmi olan 75 hastada yaptığı çalışmada, sert maksiller stabilizasyon splinti ile hastaların %80'inde kas aktivitesinin önemli derecede azaldığını göstermiştir [103]. Hiyama ve ark. (2003) kas ağrı şikayeti olan 6 hastada sert maksiller okluzal splintlerin, temporal ve masseter kaslarının EMG aktivitesini gözlemlemişler ve splintlerin ilk gece etkisini değerlendirmişlerdir. Çalışmacılar okluzal splint kullanımı ile her iki kasın EMG aktivitesinde önemli derecede azalma bulmuşlardır [164]. Solberg ve ark. (1975) da benzer bir çalışmada 6 bruksizm hastasında masseter kasın EMG aktivitesini ölçmüşler ve okluzal splint kullanımından sonra kasların EMG aktivitesinde önemli derecede azalma kaydetmişlerdir. Ancak kısa zamanlı okluzal splint kullanımının (10 gün) EMG seviyesini kalıcı olarak azaltmadığını bildirilmişlerdir [165]. Yine Saraçoğlu ve ark. (2001) okluzal splintin kas aktivitesini azalttığını bildirmişlerdir [166]. Naeije ve ark. (1991) da bruksizimli bireylerde

okluzal splint kullanımı sonucu çiğneme kaslarının EMG ölçümlerinde azalma olduğunu bildirmişlerdir [167]. Tüm bu çalışmalar okluzal splintlerin klinik olarak başarısını kanıtlar niteliktedir. Fakat bu başarının anormal kas aktivitesindeki düzelmeye veya splint kullanımının direkt olarak TME komponentlerine giden stresi azaltmasına bağlı olduğu tartışmalıdır. Çalışmamızda, bruksizm sonucunda TME bölgesinde oluşan stresler SEA yöntemi ile incelenmiştir. Bu durumun klinik çalışmalar ile incelenmesi mümkün değildir. Çalışmamızın sonuçlarına göre okluzal splint kullanımı ile TME komponentleri (disk, fossa, kondil) üzerinde oluşan stresler azalmıştır. Çalışmamızın sonuçları bu bakımdan klinik çalışmalarda okluzal splintlerin kullanımı ile elde edilen başarılı sonuçları desteklemektedir.

Literatürde TMB'lerin tedavisinde farklı tipte splintlerin kullanıldığı görülmektedir. Scholz ve ark. (2005) kanin koruyucu splintler ile pivot splintleri karşılaştırdıkları çalışmalarında iki splint tipinin de ağrıyı azalttığını vurgulamışlardır [168]. Al Quran ve ark. (2006) sert stabilizasyon splintleri ve ön ısırma plaklarının ikisinde TMB semptomlarını azaltmada etkinliğini benzer bulmuşlardır [169]. Alencar ve ark. (2009) sert stabilizasyon splintler, yumuşak splintleri ve palatal splintlerin tümünün TMB semptomlarını azalttığını belirtmişlerdir [170]. Truelove ve ark. (2006) da benzer şekilde sert splint, yumuşak splint ve kontrol olmak üzere tüm hasta gruplarında ağrı ve diğer semptomların azaldığını bildirmişlerdir [171]. Singh ve ark. (1985) kasların fizyolojik sınırlarının üzerinde gerilmesinden dolayı splintlerin sıkıştığını ve aşındığını belirtmişler. Bu sebeple yumuşak splintlerin kas ve intrakapsülerrahatsızlıkların tedavisinde kullanımını önermişlerdir [172]. Wright ve ark. (1995) yumuşak okluzal splintlerin kas ağrısı olan hastalarda okluzal değişiklikler yaratmadan, kısa dönemli ve etkili sonuç verdiğini bildirmişlerdir [173]. Pettengill ve ark. (1998) ise sert ve yumuşak splintlerin etkinliğini karşılaştırdıkları çalışmalarında iki splint türünün eşit etki gösterdiğini bulmuşlardır [174]. Okeson (1987) ise sert ve yumuşak splintlerin etkinliğini kas aktivitesi ölçümü ile karşılaştırdığı çalışmasında sert splintleri yumuşak splintlere göre daha başarılı bulmuştur [103]. Çalışmamızda, tüm bu literatür bilgileri ışığında günümüzde TMB'lerde en çok kullanılan sert akrilikten yapılmış olan maksiller stabilizasyon splinti bilgisayar ortamında modellenerek kullanılmıştır.

TME disk deplasmanın şiddeti ve redüksiyon içerip içermemesine bağlı olarak farklı kalınlıklardaki okluzal splintlerin başarısı klinik olarak az sayıda çalışmada

gösterilmiştir. Daha önce yapılmış çalışmalarda 1 mm'den 8 mm'ye kadar değişen dikey kalınlıklarda okluzal splintler kullanılmıştır [10, 11]. Alkan ve ark. (2008) bruksizm hastaları üzerinde yaptıkları klinik çalışmada 1 mm kalınlıkta okluzal splintler kullanmalarına karşılık, trisiklik antideprasan kullanan hasta grubuna kıyasla daha olumlu ve anlamlı klinik sonuçlar elde etmişlerdir [10]. Manns ve ark. (1983) ise miyofasiyal ağrı sendromu ve bruksizmi olan hastalar üzerinde yaptıkları klinik çalışmada 4.4 mm ve 8.1 mm dikey kalınlığa sahip okluzal splintlerle 1 mm splinte kıyasla daha başarılı sonuçlar elde etmişler ve ağrının azalmasını çiğneme kaslarının rahatlamasına bağlamışlardır. Dikey splint kalınlığı arttıkça çiğneme kaslarındaki rahatlamamanın artacağını ileri sürmüşlerdir [106]. Dylina'ya (2002) göre 4 mm ve üstündeki dikey kalınlığa sahip okluzal splintler bruksizmi önleyebilir ve artan kalınlıktaki okluzal splintler kas fonksiyonundaki iyileşmenin temel etkenidir [107]. Piper (1999) farklı olarak, 12 ile 15 mm dikey kalınlığa sahip okluzal splintlerin bruksizmi önleyebileceğini savunarak yapılan diğer çalışmaların çoğundan daha kalın splintlerin kullanımını önermiştir [108]. Ayman ve ark. (2018) ise redüksiyonlu ve redüksiyonsuz disk deplasmanı olan hastalarda 2, 3, 4, 5 ve 6 mm dikey kalınlıktaki okluzal splintlerin değerlendirdikleri MR görüntüleme destekli klinik çalışmalarında tüm hasta gruplarından tüm kalınlıklardaki splintler ile tek tek MR görüntüsü alarak disk ve kondil hareketlerini gözlemlemişlerdir. Anlamlı düzeyde disk ve kondil hareketi değişim miktarları yaratan dikey kalınlıklardaki splintleri klinik çalışmaya dahil etmişlerdir. Bu çalışmanın sonucunda redüksiyonlu disk deplasmanı hastalarında 4 mm, redüksiyonsuz disk deplasmanı hastalarında ise 6 mm splintlerin kullanımının en anlamlı, olumlu sonuçları verdiğini bulmuşlardır [12]. Yapılan literatür araştırması sonucunda farklı dikey kalınlıklarda splintlerin kullanıldığı incelenen tüm çalışmalarda, daha kalın splintlerin klinik ve radyolojik (MRG) olarak daha başarılı sonuçlar verdiği ifade edilmiştir. Bu başarı, kondilin glenoid fossadan uzaklaşması, eklem diskinin daha arkada ve fizyolojik konumuna yakın bir pozisyon alabilmesi ve eklem aralığındaki artışa bağlı olarak eklem yapıları üzerine gelen streslerin azalması ile açıklanmaktadır [12]. Çalışmamızda splintlerin okluzal dikey boyut kalınlıklarının 3 ve 6 mm olarak belirlememizin sebebi daha önce redüksiyonlu ve redüksiyonsuz disk deplasmanı hastalarında yapılmış olan MR verileri ve klinik bulgularla desteklenen bir çalışmada bu iki kalınlığa sahip splintler arasında klinik olarak anlamlı farklılıklar bulunmuş olmasıdır [12]. Ayrıca klinik olarak kullanım kolaylığı ve hasta uyumu düşünüldüğünde daha kalın splintlerin

dezavantajları göz önünde bulundurularak daha kalın splintler kullanılmamıştır. Çalışmamızın sonuçlarına göre 6 mm okluzal splint kullanılan modelde TME'nin tüm komponentlerinde oluşan stres yoğunluğu 3 mm okluzal splint kullanılan gruba göre daha azdır. Bu bakımdan sonuçlarımız bahsi geçen klinik çalışmalarda artan dikey kalınlıklardaki okluzal splintler ile elde edilen başarılı sonuçları destekler niteliktedir. Çalışmamızda TME'de oluşan streslerde, okluzal splint kullanılmayan grup ile 3 mm splint kullanılan grup arasında önemli miktarda stres farkı varken, 3 mm ile 6 mm splintlerin kullanıldığı gruplar arasında çok büyük stres farkları yoktur. Bunun sebebi çalışmamızda anterior disk deplasman modellerinin, redüksiyonlu disk deplasmanı oluşturacak şekilde saat 13:30 pozisyonunda oluşturulması olabilir. Ayman ve ark. sonuçlarına göre 6 mm dikey kalınlığına sahip splintler redüksiyonsuz disk deplasmanı hastaları için önerilmektedir [12]. Bu nedenle diskin daha önde konumlandığı modellerde stres farkının daha fazla olabileceği düşünülmüştür. Çalışmamızda TME'de modeller arasında oluşan stres farklılıkları yapılan klinik çalışmaları destekler niteliktedir.

Gerçeğe yakın sonlu eleman modellerinin oluşturabilmesi ve doğru analizin yapılabilmesi için belirlenen dikey kalınlıklardaki okluzal splintlerin oluşturdukları disk ve kondil hareketlerinin modellere aktarılması gerekir. Murakami ve ark. (2008) diskin öne deplase olduğu (redüksiyonlu disk deplasmanı) ve diskin normal konumda olduğu TMB olmayan hasta gruplarında yaptıkları çalışmada 3 ve 6 mm ağız koruyucu okluzal apareylerinin eklem diski ve kondil başının hareket değişim miktarlarını belirlemişlerdir. Hastaların ağızında okluzal aparey varken ve yok iken alınan MR görüntüleri karşılaştırılarak veriler elde edilmiştir. Araştırmacıların elde ettikleri sonuçlara göre 6 mm dikey kalınlığındaki okluzal apareylerin kullanıldığı grupta kondilin öne ve aşağıya hareketi, eklem diskinin ise öne hareketi 3 mm kullanılan gruba göre daha fazladır. 6 mm okluzal aparey kullanılan grup üst eklem boşluğunu dikey yönde daha çok arttırmıştır [109]. Hesagawa ve ark. (2011) kondil ve eklem diskinin hareket miktarlarının değişimini, sağlıklı ve TMB olmayan, tek taraflı disk deplasmanı olan ve çift taraflı disk deplasmanı olan gruplar arasında kıyaslamışlardır. Sonuç olarak araştırmacılar okluzal splint kullanımının kondil ve eklem diski yer değişimi miktarı üzerine etkisinin disk deplasmanı varlığında, ayrıca tek ve çift taraflı deplasmanlarda değişiklik gösterebileceğini savunmuşlardır [110]. Kurita ve ark. (1998) yaptıkları çalışmada okluzal apareylerin eklem diski ve kondil

başının hareket miktarındaki değişimi yani üst eklem boşluğundaki değişimi saptayabilmek için, MR görüntülerinde referans noktalar belirlemiştirler [175]. Hegab ve ark. (2018) yaptıkları çalışmada Kurita'nın (1998) belirlediği referans noktaları baz alarak farklı kalınlıktaki okluzal splintlerin redüksiyonlu ve redüksiyonsuz disk deplasmanı hastalarının kondil ve disklerindeki hareket değişim miktarını belirlemiştirler. Değişim miktarının anlamlı sonuçlar verdiği kalınlıktaki splintler ile tedavi yapmışlardır [12]. Çalışmamızda 3 ve 6 mm dikey kalınlığındaki okluzal splintlerin oluşturduğu kondil ve diskteki hareket değişimleri literatür araştırması doğrultusunda uygulanmıştır. Çalışmamızda, Murakami ve ark.'nın (2008) çalışmalarında belirttiği kondil ve disk hareket değişim miktarı modellerimize uygulanmıştır. Ayrıca uygulanan bu değişimler Kurita ve ark. (1998) referans noktaları çizilerek, Hegab ve ark.'nın (2018) çalışmasındaki değişimler ile kıyaslanarak verilerimiz kontrol edilmiştir. Çalışmamızda 6 mm okluzal splint kullanıldığı modelde üst eklem boşluğunda yarattığı artış miktarı, 3 mm splint kullanılan modelinkinden daha fazladır ve 6 mm splint kullanılan grupta TME komponentlerinde daha az miktar ve yoğunlukta stres oluşmuştur. Çalışmamızın sonuçları, okluzal splint kalınlığının artması ile tedavi başarısının artmasını üst eklem boşluğundaki değişime bağlayan klinik çalışmaları desteklemektedir.

TMBler, ekleme gelen anormal stresler sebebiyle oluşabileceği gibi, oluştuğunda ekleme gelen stresleri daha da arttırarak anormal stres dağılımına sebep olabilir [13]. TME üzerine gelen streslerin klinik olarak incelenmesi mümkün değildir. Bu sebeple TME' de stres analizi yapabilmek için çeşitli yöntemler kullanılmıştır [117, 176-179]. Fotoelastik gerilme analizinde, çalışılacak yapının fotoelastik malzemelerden modeli yapılmaktadır. Fotoelastik gerilme yönteminin dezavantajı, modelde karmaşık yapıları taklit edecek kadar ayrıntı oluşturulamaması ve karmaşık geometriye sahip yapılar üzerinde yapılan analizlerin gerçeğe yakın sonuçlar vermemesidir [180]. İn vivo çalışılması, yani dokularda oluşan streslerin değerlendirilebilmesi için stres ölçerlerin doku içine yerleştirilmesi zorunluluğu en büyük dezavantajıdır [180, 181]. İn-vitro olarak kullanılan stres ölçerlerin analizlerinde ise modellenen dokuların fiziksel özellikleri gerçek dokularinkini tamamen yansıtamamaktadır. Bu sebeple doğru sonuçlar elde edilememektedir [181]. Gerilme analizlerinin tüm dezavantajlarına rağmen, sonlu eleman analizi yöntemi karmaşık geometriye sahip yapıların bilgisayar ortamında ayrıntılı şekilde

modellenmesini sağlar. Bu sayede stres ve gerilme analizinin hassas ve kantitatif olarak incelenmesini sağlar. SEA karmaşık yapıları taklit edebilen hassas, matematiksel bir yöntemdir. Modeli oluşturan parçalara fiziksel özellikler kazandırılarak gerçeğe yakın analizler yapılmasına olanak sağlanmaktadır. Çalışmamızda üç boyutlu nonlinear sonlu elemanlar analiz yöntemi kullanılmıştır. Mandibula ve maksilla, TME komponentleri (eklem diski, fossa-eminens kompleksi, mandibuler kondil), tüm sürekli dişler ve okluzal splintler üç boyutlu olarak modellenmiştir. TME komponentleri üzerine gelen stresler 3 farklı modelde SEA yöntemi ile araştırılmıştır.

SEA tıbbın birçok alanında ve diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. SEA dişler, dental implantlar ve mandibuler kemik remodelasyonu gibi araştırmalarda kullanılmaktadır. Gupta ve ark. (1973) ilk kez orta hatta simetrik olan 3 boyutlu mandibula modelini oluşturmuşlardır. Bu modelin şekli mandibuladan elde edilen fiziksel ölçümlerle tasarlanmıştır [143]. Daha sonra Knoell ve ark. (1977) mandibulanın 3 boyutlu modelini geliştirmişler. Bu model, simetrik in vitro yarım mandibulanın SEA'sını içermektedir. Fakat bu model mandibuler taban boyunca kısıtlıdır ve uygun yüklemeleryapılamamıştır. Bu model oluşturulurken kortikal kemik ve diğer oluşumların madde özellikleri literatürden alınmıştır [182]. Anatomik olarak gerçeğe yakın olan ilk üç boyutlu SEA modeli Ben-Nissan ve ark. (1987) tarafından fonksiyonel bozuklukları değerlendirmek amacıyla oluşturulmuştur [183]. Kısmi dişsiz mandibulanın üç boyutlu SEA modeli, oluşturulmuş izometrik çığneme ve ısırma yüklerine karşı oluşan mekanik tepkinin değerlendirilebilmesi için Hart ve ark. (1992) tarafından geliştirilmiştir [184]. Koriath ve ark. (1992) mandibulanın tomografi görüntüsünden üç boyutlu SEA modelini oluşturmuşlar. Bu model literatür verileri ile materyalkarakteristiği kullanılarak oluşturulmuştur [157]. Bu çalışmaların çoğunda kullanılan matematik modelleri sınırlı anatomik özelliklere sahiptir. Maksilofasiyal bölgedeki yapılar kompleks özelliklere sahiptirler. Bu sebeple oluşturulacak matematiksel modellerin, bu kompleks yapıları taklit edebilecek özellikte olması gerekir. İlk kez Choi ve ark.'nın (2009) geliştirdiği modelyapısal ve biyolojik olarak gerçekçi bir geometriye sahiptir. Bu model kas kuvvetlerini içermektedir ve ayrıca daha iyi doku özelliklerine sahiptir [123]. Çalışmamızda oluşturduğumuz SEA modeli TME diski, mandibula, fossa-eminens kompleksi, kondil başı, diş yapıları ve mandibula fonksiyonundaki kasları içermektedir.

Modelimiz literatürde geçen çalışmalara ve anatomik atlas verilerine uygun olarak oluşturulmuştur.

SEA yönteminde iki veya üç boyutlu modeller kullanılabilir. İki boyutlu SEA'da elemanlar sadece bir alandan oluşmuş gibi incelenir ve derinlik boyunca oluşabilecek değişimler incelenemez. Üç boyutlu SEA'da ise elemanların hacmi vardır bu sayede her yönde oluşan değişimler incelenebilir. Ayrıca kuvvetlerin geldiği düzlemler simetrik değildir bu sebeple stres üç boyutlu SEA'da daha doğru ve gerçekçi sonuçlar verir [185-188]. Bu nedenle çalışmamızda üç boyutlu sonlu eleman analizi yöntemi kullanılmıştır.

SEA yönteminde matematiksel modelin yapının tamamının veya sadece incelenecek bölgenin modellenmesi gerekliliği tartışılmıştır. Meijer ve ark. (1996) yaptıkları çalışmada, alt çenenin tamamının ve sadece mental foramenler arası bölgenin kullanıldığı üç boyutlu matematiksel modeli karşılaştırmışlar ve sonuçta sadece mental foremenler arası bölgenin kullanıldığı modellerde istenilen sonuçlar alınmışlardır. Ayrıca tüm yapının modellenmesinin zaman alıcı olduğunu belirtmişlerdir [189]. Aynı şekilde Teixeira ve ark. (1998) çalışmalarında çeşitli boyutlarda ve farklı eleman sayısına sahip on farklı alt çene modelini karşılaştırmışlardır ve sonuçta daha az eleman sayısına sahip ve daha basit bir modelin stres analizi için kullanılabileceğini belirtmişlerdir [129]. Bizim çalışmamızda ise bütün mandibula ve maksilla dişlerle birlikte modellenmiştir. Bunun sebebi uygulanan anatomik kas kuvvetlerinin mandibula kondil, koronoid ve angulus bölgesi üzerinden olması ve diş sıkma durumunu simule etmek için tüm dişlerin kullanılması gerekliliğidir. Bizim çalışmamızda fazladan modelleme yapılmaması için orbita tabanının üst kısmı ve stiloid prosesin arka kısmı modellemeye dahil edilmemiştir. Daha önce yapılan birçok çalışmada çiğneme kasları kuvvet vektörleri olarak belirtilmiştir ve TME diskinin sınırlarını zorlayacağından kondil-disk-fossa arasında herhangi bir kayma hareketine izin verilmemiştir. Bizim çalışmamızda da diğer çalışmalara benzer olarak diskin sınırları sabit tutulmuştur. Fakat farklı olarak diskte ön deplasman modeli yaratılmıştır. Kondil-disk-fossa arasında yükleme koşulları altında birleşmeyi ve takılmayı önlemek amacıyla temas tanımı oluşturulmuştur. Bu şekilde kondil hareket ettiğinde diskin düğüm noktasına takılmadan kayar.

SEA metodunda incelenen yapı sonlu sayıda eleman veya segmentlere bölünür. SEA’da kullanılan eleman boyutu ve düğüm nokta sayısı arttıkça analizin doğruluğu artar. Fakat eleman ve düğüm nokta sayısı arttıkça çözüm süreleri artar. Analiz çözümü imkansız hale gelebilir. Yapılan çalışmalarda belli bir eleman boyutundan sonra sonuçların değişmediği görülmüştür. SEA’da sonuçların gerçekliğinin artması ve klinik çalışmalar ile örtüşmesi için kullanılan eleman ve düğüm nokta sayısı fazla olmalıdır. Tanne ve ark. (1994) yaptıkları çalışmada kafatası ve maksillayı modellemişler, toplam 2918 düğüm ve 1776 eleman sayısı kullanmışlardır[190]. Hyung ve ark. (2007) yaptıkları çalışmada tam kafatası ve maksillayı modellemişler, toplam 22236 eleman ve 71714 düğüm sayısı kullanmışlardır [191]. Gautam ve ark. (2009) yaptıkları çalışmada tam kafatası ve maksillayı 108799 eleman ve 193633 düğüm sayısı ile modellemişlerdir [192]. Panigrahi ve ark. (2009) yaptıkları çalışmada tam kafatasını modellemişler, toplam 13590 eleman, 18582 düğüm sayısı kullanmışlardır [193]. Bizim çalışmamızda stres analizi yapılacak olan TME bölgesinde eleman ve düğüm sayısını arttırmak için bu bölgelerde 0.5 mm’lik boyutlarda elemanlar kullanılmıştır. Diğer bölgelerde ise düğüm sayısının bilgisayarın hesaplama gücünü aşmaması için 4.0 mm’lik boyutlarda elemanlar kullanılmıştır. Eleman ağı oluşturulurken özellikle TME bölgesi diğer bölgelere göre eleman ve düğüm sayısı bakımından daha yoğun şekilde modellenmiştir. Parçaların birbiriyle olan bağlantısı glue bağlantı modeliyle gerçekleştirilmiştir. Glue bağlantı modeli, birbirlerine temas halindeki düğüm noktalarıyla lineer bir bağlantı oluşturarak yük aktarımını sağlamıştır. Bizim çalışmamızda eleman ve düğüm sayıları diğer sonlu elemanlar analizi çalışmaları ile karşılaştırıldığında modelimizin hassas ölçümleri gerçekleştirebilecek nitelik ve nicelikte olduğunu görülmektedir. Bu sebeple çalışma sonuçlarımızın gerçeğe yakın değerler yansıttığı söylenebilir. Çalışmamızda sınıf 1 dişsel ve iskeletsel ilişkiye sahip, erişkin bir hastaya ait üç boyutlu çene yüz modelimizin oluşturulmasında 127676 düğüm ve tamamı tetrahedron olmak üzere 543919 eleman kullanılmıştır.

Üç boyutlu model elde edilmesinde MR, BT görüntüleme ve pozisyon emilim tomografisi en çok tercih edilen görüntüleme yöntemleridir. Chen ve ark. (1998) çalışmalarında üç boyutlu modellerini MRG kullanarak elde etmişlerdir [116]. Bizim çalışmamızda ise kullanılan üç boyutlu model BT’den elde edilmiştir. SEA modellerine TME ligamanları gibi yumuşak doku komponentlerinin dahil

edilebilmesi için modellemede MR görüntülemeyi de faydalanılmalıdır. Ancak BT ile elde edilen SEA modellerinin de gerçeğe yakın sonuçlar verdiğini öne süren çalışmalar bulunmaktadır. 2001’de DeVocht ve ark. kadavra TME’si ve aynı kadavranın BT ile oluşturulmuş SEA modelinde oluşan stresleri karşılaştırmışlar, ve kadavra TME’sinde ölçülen maksimum stresi 9.9 Mpa, SEA modelinde ölçülen maksimum stresi ise 8.2 MPa olarak bulmuşlardır. Sonuç olarak kadavra ve SEA çalışmalarda ölçülen maksimum stres miktarları birbirlerine çok yakın olduğunu ve BT ile yapılan SEA çalışmalarının gerçek fiziksel duruma yakın tahmini veriler ortaya koyduğunu göstermişlerdir. Bu sonuçlar, çalışmamızın TME biyomekaniğine uygun bir şekilde modellendiği hipotezini desteklemektedir [152].

Çiğneme kaslarının TME’ye uyguladığı kuvvetlerin ölçümü çok zordur. Masseter, medial pterigoid ve temporal kaslar çeneyi kapatır. Lateral pterigoid kası ise çeneyi açar. Bizim çalışmamızda kasların yapışma noktaları, şiddet ve yönleri yapılan literatür araştırması ve anatomi atlas verilerine bağlı kalınarak belirlenmiştir [39, 157, 194].

TME’de yapılan SEA çalışmalarında retrodiskal doku ve ligamentlerin oluşturulduğu çalışma sayısı azdır [148]. Bazı çalışmalarda superior retrodiskal lamina, inferior retrodiskal lamina ve anterior kapsüler ligament non lineer spring (yay) formunda modellenmiştir. Yay sertliği ise talofibular ligamentten alınmıştır [195]. Perez del Palomar (2006) retrodiskal ve lateral diskal ligament hasarı durumunda TME yapıları üzerinde oluşan stresleri incelemişlerdir [196]. Liu’nun 2014’teki çalışmasında, sphenomandibuler, stilomandibuler, TML ve bilaminar alanı modellemiştir [197]. Bu anatomik yapıların modellenmesi zordur. Ayrıca modellere eklenmesi, çalışma sonuçların anlamlı derecede değiştirmemiştir [196, 198]. Bizim çalışmamızda da bu nedenle retrodiskal dokular, TME ligamentleri ve kondiler kartilaj dokusu modellenmemiştir.

İdeal modelleri oluşturabilmek ve gerçekçi sonuçları alabilmek için, dokuların özelliklerini dijital ortama doğru veriler ile aktarmak çok önemlidir. Yapılan literatür araştırmasında, kondil kırıkdağının genellikle izotropik yapıda modellendiği görülmektedir. Carter’a (1978) göre TME sert dokularının izotropik lineer elastik şekilde modellenmesi, gerçeğe en yakın özellikleri vermektedir [199]. Heterojen kırıkdağ özellikleri çok az sayıda çalışmada kullanılmıştır. Kondiler kırıkdağ, kondil

başı ile disk arasında hareketleri kolaylaştırır ve kemik üzerindeki yükleri azaltır. Bu kondiler kırıkta heterojen yapıda modellenmelidir [148].

TME'ye gelen kuvvetlerin karşılanmasında eklem diskinin rolü büyüktür. Stresler TME'nin fizyolojik toleransını aşarsa, diskal ligamentlerin uzamasına ve eklem diskinin incelmeye sebep olur, sonuç olarak TMB oluşur [2]. Bu nedenle eklem diskinin biyomekanik ve morfolojik özelliklerinin SEA modeline yansıtılması çok önemlidir. Yapılan literatür araştırması sonucunda insan TME dokuları yerine ideal bir hayvandan elde edilen model daha sıklıkla tercih edilmektedir. Hayvandan elde edilen modellerin dezavantajı çiğneme sıklığındaki farklılıktır [101, 117, 200]. Chen ve ark. (1998) diskin köpek mandibula disk modelinden alınan, anizotropik fibrokartilaj yapıda modellenmesi gerektiğini savunmuşlardır [116]. Chen ve ark.'nın (1998) çalışmasında olduğu gibi bir çok çalışmada da disk 'klasik Mooney-Rivlin Form' diye adlandırılan özelliklerde modellenmiştir [116, 117, 191, 200]. Bu disk modelinin avantajları; geniş deformasyonlarda güvenilir sonuçlar vermesi ve hiperelastik özelliği nedeniyle gerilmeye karşı dirençli olmasıdır [200]. Liu ve ark. (2016) diski nonlinear elastik yapıda modellemişler [197]. Tanaka ve ark.'da (2000) aynı özelliklerdeki disk ile çalışma yapmışlardır [117]. TME'ye gelen stresleri bu yapıdaki disk modelinin iyi dağıttığı ve tolere ettiğini belirtmişlerdir [197]. Perez del palomar ve ark. (2006,2007) fiber destekli biphasic disk modelleri ile artiküler diskin stresler karşısında deformasyona daha dirençli olacağını bildirmişlerdir [196, 198]. Bizim çalışmamızda disk kırıkta izotropik fibrokartilaj madde olarak modellenmiştir. Diskin doğal anatomik yapısına uygun olarak arka bant 3, orta bant 1 ve ön bant 2 birim oranlarında olmak üzere diskin anatomik bikonkav yapısı oluşturulmuştur. Ayrıca anatomik yapıya uygun olarak çalışma modelimizde, ön bant medio-lateral yönde eşit kalınlıkta ve orta bantın lateral kısmı en ince olarak modellenmiştir. Çalışmamızın modellerinde kullandığımız disk yapısının, gelen stresleri tüm yüzeyine dağıtabildiği izlenmiştir. Özellikle splint kullanımı ile stres yoğunluk odağının disk yüzeyi üzerinde yer değiştirdiği izlenmiştir. Bu durum, çalışmamızda kullanılan disk modelinin, diskin üzerine gelen stresleri absorbe etme yeteneğini göstermektedir.

Bizim çalışmamızda, sınıf 1 iskeletsel ve dişsel kapanışa sahip hastaya ait TME modeli üzerinde anterior deplasmanı oluşturularak, ağızda okluzal splint yokken, 3 ve 6 mm dikey kalınlığında okluzal splintler kullanılırken olmak üzere toplam 3

senaryoda 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi yapılmıştır ve TME komponentleri olan disk, fossa ve kondil başına gelen stresler değerlendirilmiştir. Sonuç olarak okluzal splint kullanımı ile disk, fossa ve kondile gelen stres miktarı ve yoğunluğu azalmıştır. 6 mm okluzal splint kullanılan modelde TME'nin tüm komponentlerine gelen stres miktarı ve yoğunluğu 3 mm okluzal splint kullanılan gruba göre azdır.

Çalışmamızda, diske gelen Von Mises stresleri diskin ön ile orta bandı arasında yoğunlaşmıştır. Splint kullanımı ile stres yoğunluğu hafifçe orta banda doğru yayılmıştır. Diskin alt yüzeyine gelen stres yoğunluğu üst yüzeyinden fazla bulunmuştur. Von Mises stresleri ağırlıklı olarak makaslama kuvvetleri sonucu oluşmaktadır [151]. Bu kuvvetler fonksiyon sırasında disk ile eklem yüzlerinin birbirlerine paralel olmamasından dolayı oluşmaktadır. Sonuçta deformasyon diskin her yüzeyinde eşit şekilde meydana gelmez [201]. Diskte makaslama kuvvetlerinin oluşmasının başka bir sebebi de homojen olmayan yapısından kaynaklanmaktadır [202]. Uzun vadede diskin mekanik özellikleri bozulabilir. Aşırı stres birikimi diskte yorulmaya ve hasara yol açar. Perforasyonlar en çok diskin en ince bölgesi olan orta bandta meydana gelmektedir [201]. Çalışmamızda izlenen stres alanları bu verileri destekler niteliktedir. Yeni bir literatür derleme çalışmasında okluzal splintlerin başarısı nöromusküler refleksi düzenlemesine ve TME'ye giden stresleri azaltması ile ilişkilendirilmiştir [203].

Diske gelen p_{max} ve p_{min} streslerde aynı yerlerde yoğunlaşmış ve splint kullanımı ile azalmıştır. Maksimum asal gerilimler basma (kompresif) streslerini tanımlar. Minimum asal gerilimler ise çekme (gerilim) streslerini tanımlar. Liu ve ark. (2016) anteriora deplase disk modelinde p_{min} (basma) streslerini normal diske göre 14 kat fazla bulmuşlardır ve diskin orta bandına gelen p_{max} (gerilim) kuvvetlerinin disk perforasyonlarına yol açabileceğini bildirmişlerdir [197]. Ayrıca Kang ve ark. (1998) yaptıkları biyomekanik çalışmada diskin orta bandına gelen gerilim streslerinin yoğunluğu ve miktarı açısından SEA çalışmalarını desteklemektedir [204]. Kang'ın 2006'da yaptığı çalışmaya göre p_{max} (gerilim) stresleri diskin ön bandında, p_{min} (basma) stresleri ise arka bandta fazla bulunmuştur [205]. Bizim çalışmamızda ise p_{max} ve p_{min} streslerinin ikisinde diskin orta bandında yoğunlaşmış şekilde bulunmuştur. 1998'de Chen ve ark. TME elemanlarında oluşan stresi değerlendirmek amacıyla bir hastadan aldıkları MR görüntülerinden üç boyutlu bir SEA modelinde diskin üst ve alt sınırlarında Von Mises streslerini daha fazla

bulmuşlardır. Diskin üst sınırının orta bölümünde (orta bant) gerilme, üst ve alt sınırlarının posterior kısmında (arka bant) ise baskı (kompresyon) stresini daha fazla bulmuşlardır. Diskte en yüksek Von Mises stresi 8.0 MPa olarak arka bantta ölçülmüştür. Maksimum gerilim stresi diskin üst orta bandında 3.7 MPa olarak ve maksimum baskı stresi arka bantta 8.0 MPa olarak ölçülmüştür. [205]. Bizim çalışmamızda splint olmayan modelde diske gelen Von Mises stresleri diskin ön ve orta bandında yoğunlaşmıştır. Splint kullanımı ile stres yoğunluğu ve miktarı azalmış, stres yoğunluğu diskin orta bandına doğru hafifçe dağılmıştır. Çalışmamızın tüm modellerinde diskin kondile bakan alt yüzeyinde oluşan stres miktarı üst yüzeyinden fazla bulunmuştur. Çalışmamızda diskin alt yüzeyinde oluşan maksimum Von Mises stresi 5.48 MPa, maksimum gerilim stresi 51.62 MPa, minimum gerilim stresi -84.83 MPa olarak ölçülmüştür. Splint kullanımı ile bu stres değerlerinin tümünde azalma izlenmiştir.

Literatürde TME'nin kondil, fossa ve eminens yapıları üzerine gelen streslerin değerlendirildiği bir çok SEA çalışması bulunmaktadır [117, 152, 157, 176, 180, 190, 196-198].

1994'de Koriath ve Hannam diş sıkma esnasında TME'de oluşan stresleri inceledikleri SEA çalışmalarında kondil başının üst yüzeyinin dış kısmının üçtebirinde yoğun bir stres meydana geldiğini belirlemişlerdir [156]. Hu ve ark. ise 1997'de TME kondil başında oluşan stres dağılımlarını değerlendirmek için yaptıkları çalışmalarında, en çok stres birikiminin kondil başının ön artiküler yüzeyinde oluştuğunu, kondil başının arka yüzeyinde stres miktarının azalarak kondilin en dış ve en iç alanlarında minimum düzeyde olduğunu gözlemlemişlerdir. Kondil başının tepe noktasından 5 mm aşağıya doğru inildiğinde streslerin anterior artiküler yüzeyde biriktiğini gözlemlemişlerdir. Kondil başının alt ve orta kısmında, ön kortikal kemikte arka kortikal kemiğe göre streslerin daha çok yoğunlaştığını gözlemlemişlerdir. Kondilin içindeki kansellöz kemikte ise streslerin çok düşük seviyede olduğunu; kondil boynunda biriken streslerin kortikal kemikte eşit şekilde dağıldığını ve iki taraf kondilde de simetrik bir dağılım olduğunu gözlemlemişlerdir [206]. Hu ve ark. (1997) çalışmasında kondilde oluşan stres yoğunluk alanları bizim çalışmamızda kondilde oluşan stres alanlarına benzemektedir. 1998'de Chen ve ark. yaptıkları SEA çalışmasında, kondilin temas bölgelerinde kortikal kemik ve kartilajda Von Mises streslerinin arttığını görmüşlerdir. Gerilme stresi en fazla

kortikal kemiğin kartilaja temas eden bölgesinde, baskı (kompesyon) stresinin ise aynı bölgedeki kartilajda arttığını gözlemlemişlerdir. Fossa eminens kompleksinde kartilaj dokuda Von Mises gerilme stresleri çok az görülürken, kortikal kemikte yoğun şekilde; kartilajda gerilme stresi az miktarda görülürken temas bölgesinde sadece basma gerilmesi izlenmiştir. Bununla beraber kortikal kemikte yüksek gerilme stresi, kansellöz kemikte düşük düzeyde Von Mises gerilme stresi gözlenmiştir. Artiküler temas bölgeleri yakınındaki alanlarda yüksek düzeyde baskı stresi görülmüştür. Tüm elemanları karşılaştırınca en fazla baskı stresi kondilde, en fazla gerilme stresi ise fossa eminens kompleksinde görülmüştür [116]. Bizim çalışmamızda, splint kullanılmayan diş sıkma modelinde kondil ve fossaya gelen Von Mises stresleri diskin ön ile orta bandına denk gelen yüzeylerinde yoğun olarak izlenmiştir. Yapılan çalışmalarda kondile ve fossaya gelen pmin ve pmax stresleri de incelenmiştir. Kondil başının konveks yapısından dolayı, bu alanda pmin (basma) tipi kuvvetlerin daha yoğun olarak oluşmakta olduğu bildirilmiş, fossanın ise konkav yapısından dolayı pmax (gerilim) streslerinin daha yoğun olduğu bildirilmiştir [116, 207]. Bizim çalışmamızda kondil ve fossaya gelen pmin ve pmax stresleri değerlendirilmemiştir.

Palomar ve ark.'nın (2006) yaptıkları çalışmada farklı patolojik durumlarda ağız açma sırasında TME üzerinde oluşan stresleri sonlu eleman analizi yöntemiyle incelemişlerdir. Araştırmacılar, retrodiskal doku hasarında kompresyon şiddetinin diskin arka bandında biriktiğini, lateral diskal ligament hasarında ise lateral tarafa gelen stres miktarının artmış olduğunu bildirmişlerdir. Sağlıklı diskte ise ağız açılırken en çok stres diskin orta lateral tarafında oluşmuştur [196]. 2007'de aynı araştırmacılar TME internal düzensizlikleri redüksiyonlu ve redüksiyonsuz disk deplasman modellerini geliştirmişlerdir. Disk deplasmanının TME komponentleri üzerinde yarattığı etkiyi gerçeğe yakın yansıtabilen bu modeller üzerinde yaptıkları stres analizi çalışmasında diskin deplasman sürecinde uğradığı deformasyon ve şekil değişiklikleri, diskin kondil başını atlama sesi yani "klik" sesi simule edilmiş, diskal ve kollateral ligamentler de modele dahil edilmiştir. Bu çalışmada, redüksiyonlu ve redüksiyonsuz disk deplasmanı modellerinde eklem diskinde en fazla stres birikimi arka bantta meydana gelmiştir. Arka bantta oluşan stress miktarı en fazla redüksiyonsuz, daha sonra redüksiyonlu, ve en az sağlıklı TME'de oluşmuştur [198]. 2015'te Liu ve ark. TME diskinin değişik pozisyonlara deplase olduğu sonlu eleman

modelleri oluşturarak eklem yapıları üzerine gelen stres dağılımını incelemişlerdir. Eklem diskinin öne, arkaya, içe ve dışa deplase olduğu modeller oluşturulmuş ve oluşan stresler sonlu eleman analizi yöntemiyle incelenmiştir. Sonuçta, sağlıklı TME’de en çok stresin diskin orta bandında yoğunlaştığı; diskin öne deplase olduğu modelde ise kompresif streslerin yine en fazla orta bantta yoğunlaştığı bulunmuştur [197]. Bizim çalışmamızda diskin deplasman sürecinde uğradığı deformasyon değişiklikleri modelimize yansıtılmamıştır. Redüksiyonlu disk deplasman modeli sadece diskin öne konumlandırılması ile simule edilerek kondilin arka bandı atlama (klik) simule edilmemiştir. Ayrıca bizim çalışmamızda TME ligamentleri ve retrodiskal doku modellenmemiştir. Bu sebeplerden dolayı SEA çalışmalarının gerçeğe yakın sonuçlar elde edilebilmesi için daha gelişmiş ve daha çok anatomik oluşumu taklit edebilen modeller tasarlanmalıdır. İç düzensizliklerde disk deplasmanı oluşurken diskin genellikle öne ve bir miktar mediale deplase olduğu bilinmektedir. Bizim çalışmamızda disk sadece öne deplase edilmiştir. Gelecekte yapılacak SEA çalışmalarında, redüksiyonlu ve redüksiyonsuz disk deplasmanı modellerinde bu ayrıntı göz önünde bulundurulmalıdır.

2010’da Mori ve ark. uzun süreli diş sıkmanın TME komponentleri üzerinde oluşturduğu stresleri SEA çalışması ile değerlendirmişlerdir. Başlangıçta Von Mises stresleri diskin alt sınırının orta ve arka bandında en yoğun 6.18 MPa, diskin üst sınırında ise 3.47 MPa civarında ölçülmüştür. Kondiler kartilajda ise minimum principle stres -6.72 MPa olarak ölçülmüştür. 5 dakikalık diş sıkma periyodundan sonra Von Mises streslerinin ve kondile gelen pmin’in azaldığı izlenmiştir. En yoğun birikim diskin orta bandının üst kısmında izlenmiştir. Diş sıkma sonrasında stres dağılımının disk üzerinde yoğunlaştığı, stresin diskin tüm kısımlarına yayıldığı, kondil ve temporal yüzeylerdeki stresin azaldığı izlenmiştir. Bu durum TME diskinin stresleri absorbe etme ve dağıtma fonksiyonu ile açıklanmıştır [151]. Bizim çalışmamızda tek sefer anlık analiz yapılmış olup, Mori’nin çalışmasında olduğu gibi diskin alt yüzeyinde üste göre daha çok stres birikimi izlenmiştir. Bizim çalışma modelimize kondiler kartilaj dahil edilmediği için kondil başı kortikal kemikte daha çok stres yoğunluğu oluşmuş olabilir.

Oklüzal splintler, hem bir takım TME şikayetlerini gidermek hem de diş sıkma problemi olan hastalarda, bu durumun eklem yapıları üzerinde oluşturabileceği hasarları gidermek veya önlemek amacıyla kullanılır. Literatürde ideal bir splintin

özellikleri ile ilgili pek çok çalışma bulunsa da hangi splintin klinik olarak en iyi sonucu verdiği halen tartışmalıdır. Son yıllarda daha kalın splintlerin TME problemlerini çözmekte daha başarılı olduğu yönünde yapılan çalışmalar göz önünde bulundurularak kalınlığı 1 mm'den 8 mm'ye kadar çıkabilen splintler kullanılmaya başlanmıştır. Ancak kalın splintler, hasta uyumu ve splint kullanımının kabul edilebilirliği açısından bir takım problemler teşkil etmektedir. Bu nedenle, ince ve kalın splintlerin eklem yapılarında oluşturduğu kuvvet dağılımlarının araştırılması klinik olarak önem taşımaktadır.

Yapılan literatür araştırması sonucunda farklı kalınlıktaki splintlerin TME diski ve eklem yapıları üzerinde oluşturduğu streslerin daha önce karşılaştırılmadığı görülmüştür. Buradan yola çıkarak, bizim çalışmamızda artiküler diskin anteriora deplase olduğu 3 boyutlu TME modelinde 0, 3 ve 6 mm dikey kalınlığa sahip splintlerin TME elemanları (artiküler fossa, mandibuler kondil, artiküler disk) üzerinde oluşturduğu stres dağılımının sonlu eleman analizi ile araştırılması yapılmıştır. Bu sayede, disk düzensizliklerinin tedavisinde klinik olarak en etkili olabilecek ideal kalınlığın tespit edilmesine katkı sağlamak amaçlanmıştır.

Literatürde okluzal splint kullanımının TME üzerinde oluşturduğu stresleri inceleyen çok az sayıda çalışma vardır [200, 208].

2006'da Özdemir Karataş M. doktora tez çalışmasında, BT görüntüsü ile elde ettiği SEA modelinde, diş sıkma sırasında TME'de oluşan streslerin dağılımını ve splint kullanımıyla stres dağılımının nasıl değişim gösterdiğini araştırmıştır. Çalışmada okluzal splintin varlığı mandibuler molar dişler üzerine yerleştirilmiş olan yay elemanları ile dijital ortama aktarılmıştır. Splint kullanılırken yay katsayısı artırılmıştır. Sonuç olarak, okluzal splint yokken ve kullanılırken gerilme stres düzeyinin diskin kondile temas eden yüzeyinde yoğunlaştığı, splint kullanımı ile beraber diskteki stres düzeyinin düştüğü gözlemlenmiştir [208]. Bizim çalışmamızın sonuçları da bu çalışmayı destekler niteliktedir. Bizim çalışmamızda okluzal splintler, sert akriliğine poisson oranı ve youngs modülleri tanımlanarak modellenmiştir. Ayrıca okluzal splintlerin alt dişlerin fonksiyonel tüberkülleri ile teması sağlanmış ve literatür araştırması sonucu elde edilen temas eden yüzey alanı miktarları modelimize aktarılmıştır. Bu çalışmadan farklı olarak bizim çalışmamızda ön disk deplasmanı oluşturulmuştur ve sadece diske gelen değil, kondil ve fossaya gelen streslerde değerlendirilmiştir. Ayrıca bizim çalışmamızda 2 farklı kalınlıkta splint kullanılmış

ve artan kalınlıklarda splint kullanmanın TME komponentleri üzerine gelen stresleri azalttığı izlenmiştir.

2017’de Ferreira ve ark. disk normal konumda ve anteriora deplase iken okluzal splint kullanımının TME üzerinde oluşturduğu stresleri 2 boyutlu sonlu eleman analizi ile incelemişlerdir. Bu çalışmada araştırmacılar sadece 2 mm dikey kalınlığında okluzal splint kullanarak diskin n, orta ve arka bandına gelen stresleri analiz etmişlerdir. Sonuçta diskin normal konumda olduğu modellerde splint kullanımının diske gelen stresi etkilemediği, stres birikiminin diskin n ve orta bandında oluştuğunu, diskin ne deplase olduğu modelde ise splint kullanımı eklem diskine gelen stresleri azalttığı ve stres birikiminin en çok diskin orta bandında meydana geldiğini bulmuşlardır[200]. Bizim çalışmamızın sonuçları, Ferreira ve ark. (2017) yaptıkları çalışmanın sonuçları ile rtuşmekte olup okluzal splint kullanılmayan, anteriora deplase disk modelindediske gelen stresler n bantta yoğunlaşmıştır. Ayrıca bizim çalışmamızda da okluzal splint kullanımı ile stres yoğunluğu diskin orta bandına doğru yer değiştirmiştir. Ferreira ve ark. (2017) alışmasında da bizimkine benzer olarak diskin alt yüzeyinde sttekinden daha fazla stres birikimi izlenmiştir. Anteriora deplase disk modellerinde, diskte oluşan maksimum Von Mises stres miktarı 3.0 MPa lmlmüş ve 2 mm splint ile bu değer 2 MPa’ya düşmüştür. Bizim alışmamızda bu değer splintsiz modelde 5.45 MPa, 3 mm okluzal splint kullanılırken 2.22 MPa’dır. 6 mm kalınlığında okluzal splint kullanıldığında ise stresler bir miktar daha azalmıştır. Ferreira ve ark.’nın (2017) alışmasından farklı olarak bizim çalışmamızda 3 boyutlu sonlu eleman analizi yöntemi kullanılmıştır. Bu sayede diskin lateraline ve medialine gelen stresler daha iyi seyredilmiş ve diskin anatomik özellikleri modele daha iyi yansıtılmıştır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

- 1- Diş sıkma sırasında, anterior disk deplasmanı bulunan TME modelinde, diskin ön ve orta bandında lateral tarafında, kondil başının ön eğiminin lateral kısmında diskin ön ile orta bandı ile karşılık gelen bölgesinde, fossanın ise artiküler eminense doğru lateral kısımda diskin ön ile orta bandı ile karşılık gelen bölgesinde en çok stres yoğunluğu oluşmaktadır.
- 2- Anterior disk deplasmanı modelinde splint kullanımı ile TME komponentlerinde oluşan stres miktar ve yoğunluğu azalmıştır. Ayrıca artan kalınlıklarda splint kullanımı ile TME komponentleri üzerinde oluşan stres miktarı azalmaktadır.
- 3- Stabilizasyon splinti kullanımı, anterior disk deplasmanı bulunan TME'nin tüm komponentlerinde stres miktarı ve yoğunluğunu azaltmaktadır..
- 4- Stabilizasyon splinti kullanılması ile stres miktarının azalmasının yanı sıra stres yoğunluğu diskin ön bandından ön ile orta bant arasına doğru yayılmaktadır. Splint kullanımı ile kondil ve fossa üzerindeki stres yoğunluğu da hafif yön değiştirmektedir.
- 5- Splint kullanılmayan model ile 3 mm splint kullanılan model arasındaki stres farkı, 3 ile 6 mm splint kullanılan modeller arasındaki farktan çok daha fazladır. Klinik olarak kullanım rahatlığı göz önünde bulundurularak, redüksiyonlu disk deplasmanı hastalarında 3 mm kalınlığında splint kullanımı yeterli olabilir.
- 6- Çalışmamızda disk saat 13:30 pozisyonuna gelecek şekilde anterior disk deplasman modeli oluşturulmuştur. Redüksiyonsuz disk deplasmanı durumunda disk daha fazla öne deplase olacağından uygun dikey kalınlıkta okluzal splint seçimi için ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.
- 7- TME bölgesine gelen stresler fonksiyon esnasında sürekli değişir. Bu çalışmada anlık SEA gerçekleştirilmiştir. Bu nedenle ağız açma/ kapama ve diğer fonksiyonel hareketler sırasında TME'ye gelen streslerin daha detaylı

ve gerçeğe yakın izlenmesi için daha ileri dinamik SEA çalışmalarına ihtiyaç vardır.

- 8- Bizim çalışmamızda TME ligamanları, retrodiskal doku, kondil ve fossanın kıkırdak tabakası modellenmemiştir. Gelecekte yapılacak SEA çalışmalarında gerçeğe daha yakın sonuçların elde edilebilmesi için, daha çok anatomik yapının sanal ortama taşınması sağlanmalıdır.
- 9- Gelecekte daha çok anatomik yapıyı, fizyolojiyi, patolojik durumları ve tedavi senaryolarını taklit edebilen sonlu eleman analiz çalışmaları yapılmalıdır. İnsan vücudundaki en kompleks yapılardan biri olan TME' nin incelenmesinde biyomekanik ve klinik çalışmalar birlikte yürütülmesi daha iyi sonuçlar verebilir.

KAYNAKLAR

- [1]Laskin, D. M., Greene, C. S., and Hylander, W. L. (2006). *Temporomandibular disorders: an evidence-based approach to diagnosis and treatment*. Quintessence Publishing Company.
- [2]Okeson, J. P. (2014). *Management of temporomandibular disorders and occlusion*. Elsevier Health Sciences.
- [3]Bell, W. E. (1982). *Clinical management of temporomandibular disorders*. Year Book Medical Publishers Chicago.
- [4]Okeson, J. P. and de Kanter, R. J. (1996). Temporomandibular disorders in the medical practice. *J Fam Pract.* 43(4), 347-356.
- [5]Wilkes, C. H. (1989). Internal derangements of the temporomandibular joint. Pathological variations. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* 115(4), 469-477.
- [6]Murakami, S., Takahashi, A., Nishiyama, H., Fujishita, M., and Fuchihata, H. (1993). Magnetic resonance evaluation of the temporomandibular joint disc position and configuration. *Dentomaxillofac Radiol.* 22(4), 205-207.
- [7]Sanchez-Woodworth, R. E., Tallents, R. H., Katzberg, R. W., and Guay, J. A. (1988). Bilateral internal derangements of temporomandibular joint: evaluation by magnetic resonance imaging. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 65(3), 281-285.
- [8]Okeson, J. P., Moody, P. M., Kemper, J. T., and Haley, J. V. (1983). Evaluation of occlusal splint therapy and relaxation procedures in patients with temporomandibular disorders. *J Am Dent Assoc.* 107(3), 420-424.
- [9]Turp, J. C., Komine, F., and Hugger, A. (2004). Efficacy of stabilization splints for the management of patients with masticatory muscle pain: a qualitative systematic review. *Clin Oral Investig.* 8(4), 179-195.
- [10]Alkan, A., Bulut, E., Arici, S., and Sato, S. (2008). Evaluation of Treatments in Patients with Nocturnal Bruxism on Bite Force and Occlusal Contact Area: A preliminary report. *Eur J Dent.* 2(4), 276-282.
- [11]Kuboki, T., Azuma, Y., Orsini, M. G., Hirooka, T., Yatani, H., and Yamashita, A. (1997). The effect of occlusal appliances and clenching on the temporomandibular joint space. *J Orofac Pain.* 11(1), 67-77.
- [12]Hegab, A. F., Youssef, A. H., Hameed, H., and Karam, K. S. (2018). MRI-based determination of occlusal splint thickness for temporomandibular joint disk derangement: a randomized controlled clinical trial. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 125(1), 74-87.

- [13]Areiza, D. A., Broses, E. S.-d., Mommers, X., Bonnet, A., Zwetyenga, N., and Lipinski, P. (2013). Asymmetric kinematics and dynamics of the temporomandibular joint without pain: a case report.*Computer methods in biomechanics biomedical engineering*. 16(sup1), 297-299.
- [14]Beek, M., Koolstra, J. H., van Ruijven, L. J., and van Eijden, T. M. (2000). Three-dimensional finite element analysis of the human temporomandibular joint disc.*J Biomech*. 33(3), 307-316.
- [15]Koolstra, J. H. and Tanaka, E. (2009). Tensile stress patterns predicted in the articular disc of the human temporomandibular joint.*J Anat*. 215(4), 411-416.
- [16]Oberg, T., Carlsson, G. E., and Fajers, C. M. (1971). The temporomandibular joint. A morphologic study on a human autopsy material.*Acta Odontol Scand*. 29(3), 349-384.
- [17]Rugh, J. and Ohrbach, R. (1988). *A textbook of occlusion*. Chicago: Quintessence Publishing. Co. Inc. 249.
- [18]Werner, J. A., Tillmann, B., and Schleicher, A. (1991). Functional anatomy of the temporomandibular joint. A morphologic study on human autopsy material.*Anat Embryol (Berl)*. 183(1), 89-95.
- [19]Radlanski, R. J., Lieck, S., and Bontschev, N. E. (1999). Development of the human temporomandibular joint. Computer-aided 3D-reconstructions.*Eur J Oral Sci*. 107(1), 25-34.
- [20]Odabaş, B. and Arslan, S. G. (2008). Temporomandibular eklem anatomisi ve rahatsızlıkları.*Dicle Tıp Dergisi*. 35(1), 77-85.
- [21]Yengin, E. (2000). *Temporomandibular rahatsızlıklarda teşhis ve tedavi*. İstanbul: Dilek Matbaacılık. 14-22.
- [22]Okeson, J. P. (2003). *Diagnosis of temporomandibular disorders*. Management of temporomandibular disorder occlusion. St Louis: Mosby. 321-364.
- [23]Heffez, L. and Jordan, S. (1989). A classification of temporomandibular joint disk morphology.*Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 67(1), 11-19.
- [24]Bumann, A., Lotzmann, U., and Mah, J. (2002). *TMJ disorders and orofacial pain: the role of dentistry in a multidisciplinary diagnostic approach*. Thieme.
- [25]Sarnat, B. G., Laskin, D. M., and Williams, R. A. (1992). The temporomandibular joint: a biological basis for clinical practice.*Plastic Reconstructive Surgery*. 90(3), 534.
- [26]Petrovic, A. G. (1972). Mechanisms and regulation of mandibular condylar growth.*Acta Morphol Neerl Scand*. 10(1), 25-34.
- [27]Hylander, W. (2006). *Functional anatomy and biomechanics of the masticatory apparatus in Temporomandibular disorders*. Quintessence Publishing Co, Inc.
- [28]Stegenga, B. (2006). *TMJ disc derangements*. TMDs, an evidence based approach to diagnosis treatment.

- [29]Fonseca, R. J., Marciani, R. D., and Turvey, T. A. (2009). *Oral and maxillofacial surgery*.
- [30]Fletcher, M. C., Picuch, J., and Lieblich, S. E. (2004). Anatomy and pathophysiology of the temporomandibular joint. *Peterson's principles of oral maxillofacial surgery*. 2, 1033-1047.
- [31]Stegenga, B. and de Bont, L. G. (1996). *Management of temporomandibular joint degenerative diseases: biologic basis and treatment outcome*. Springer Science & Business Media.
- [32]Dijkgraaf, L. C., de Bont, L. G., Boering, G., and Liem, R. S. (1996). Structure of the normal synovial membrane of the temporomandibular joint: a review of the literature. *J Oral Maxillofac Surg*. 54(3), 332-338.
- [33]Dijkgraaf, L. C., De Bont, L. G., Boering, G., and Liem, R. S. (1996). Function, biochemistry, and metabolism of the normal synovial membrane of the temporomandibular joint: a review of the literature. *J Oral Maxillofac Surg*. 54(1), 95-100.
- [34]Nitzan, D. W. (2001). The process of lubrication impairment and its involvement in temporomandibular joint disc displacement: a theoretical concept. *J Oral Maxillofac Surg*. 59(1), 36-45.
- [35]Mahan, P. E. (2003). *TMJ Disorders and Orofacial Pain. The role of dentistry in a multidisciplinary diagnostic approach*. British Institute of Radiology.
- [36]Milam, S. (2006). *TMDs, an evidence based approach to diagnosis and treatment*. Quintessence Publishing Co.
- [37]Tanaka, E., Kawai, N., Tanaka, M., Todoh, M., van Eijden, T., Hanaoka, K., . . . Tanne, K. (2004). The frictional coefficient of the temporomandibular joint and its dependency on the magnitude and duration of joint loading. *J Dent Res*. 83(5), 404-407.
- [38]Osborn, J. W. (1985). The disc of the human temporomandibular joint: design, function and failure. *J Oral Rehabil*. 12(4), 279-293.
- [39]Sobotta, J., McMurrich, J. P., and Thomas, W. H. (1909). *Atlas and text-book of human anatomy*. Vol. 3: WB Saunders company.
- [40]Mupparapu, M. (2013). Evidence Based Approach for the Diagnosis of Temporomandibular Joint Disorders (TMD). *J Indian Prosthodont Soc*. 13(4), 387-388.
- [41]Costen, J. B. (1997). A syndrome of ear and sinus symptoms dependent upon disturbed function of the temporomandibular joint. 1934. *Ann Otol Rhinol Laryngol*. 106(10 Pt 1), 805-819.
- [42]Mulrooney, R. (1970). Occlusal equilibration in temporomandibular joint dysfunction: report of five cases. *J Can Dent Assoc (Tor)*. 36(10), 376-379.
- [43]Ramfjord, S. and Ash, M. *Occlusion, ed 3. Philadelphia, 1983*. WB Saunders Co.
- [44]McNeill, C. (1997). Management of temporomandibular disorders: concepts and controversies. *J Prosthet Dent*. 77(5), 510-522.

- [45]Annandale, T. (1887). On displacement of the inter-articular cartilage of the lower jaw, and its treatment by operation.*The Lancet*. 129(3313), 411.
- [46]Isberg, A. (2001). *Temporomandibular joint dysfunction: a practitioner's guide*. CRC Press.
- [47]Rammelsberg, P., Pospiech, P. R., Jager, L., Pho Duc, J. M., Bohm, A. O., and Gernet, W. (1997). Variability of disk position in asymptomatic volunteers and patients with internal derangements of the TMJ.*Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 83(3), 393-399.
- [48]Nitzan, D. W. and Marmary, Y. (1997). The "anchored disc phenomenon": a proposed etiology for sudden-onset, severe, and persistent closed lock of the temporomandibular joint.*J Oral Maxillofac Surg*. 55(8), 797-802; discussion 802-793.
- [49]Kaneyama, K., Segami, N., Shin-Ichi, T., Fujimura, K., Sato, J., and Nagao, T. (2007). Anchored disc phenomenon with a normally positioned disc in the temporomandibular joint: characteristics and behaviour.*Br J Oral Maxillofac Surg*. 45(4), 279-283.
- [50]Nitzan, D. W. and Etsion, I. (2002). Adhesive force: the underlying cause of the disc anchorage to the fossa and/or eminence in the temporomandibular joint--a new concept.*Int J Oral Maxillofac Surg*. 31(1), 94-99.
- [51]Harkins, S. J. and Marteney, J. L. (1985). Extrinsic trauma: a significant precipitating factor in temporomandibular dysfunction.*J Prosthet Dent*. 54(2), 271-272.
- [52]de Bont, L. G. and Stegenga, B. (1993). Pathology of temporomandibular joint internal derangement and osteoarthritis.*Int J Oral Maxillofac Surg*. 22(2), 71-74.
- [53]Schwartz, R. A., Greene, C. S., and Laskin, D. M. (1979). Personality characteristics of patients with myofascial pain-dysfunction (MPD) syndrome unresponsive to conventional therapy.*J Dent Res*. 58(5), 1435-1439.
- [54]De Boever, J. A., Carlsson, G. E., and Klineberg, I. J. (2000). Need for occlusal therapy and prosthodontic treatment in the management of temporomandibular disorders. Part II: Tooth loss and prosthodontic treatment.*J Oral Rehabil*. 27(8), 647-659.
- [55]Hupp, J. R., Tucker, M. R., and Ellis, E. (2013). *Contemporary oral and maxillofacial surgery*. Elsevier Health Sciences.
- [56]Roberts, C., Katzberg, R. W., Tallents, R. H., Espeland, M. A., and Handelman, S. L. (1991). The clinical predictability of internal derangements of the temporomandibular joint.*Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 71(4), 412-414.
- [57]Larheim, T. and Westesson, P. (2006). *TMJ imaging*. TMDs: an evidence-based approach to diagnosis treatment. Chicago, IL: Quintessence Publishing Co, Inc.
- [58]Kuribayashi, A., Okochi, K., Kobayashi, K., and Kurabayashi, T. (2008). MRI findings of temporomandibular joints with disk perforation.*Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 106(3), 419-425.

- [59]Lundh, H., Westesson, P. L., and Kopp, S. (1987). A three-year follow-up of patients with reciprocal temporomandibular joint clicking.*Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 63(5), 530-533.
- [60]Kononen, M., Waltimo, A., and Nystrom, M. (1996). Does clicking in adolescence lead to painful temporomandibular joint locking? *Lancet.* 347(9008), 1080-1081.
- [61]Lundh, H., Westesson, P. L., Kopp, S., and Tillstrom, B. (1985). Anterior repositioning splint in the treatment of temporomandibular joints with reciprocal clicking: comparison with a flat occlusal splint and an untreated control group.*Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 60(2), 131-136.
- [62]Gray, R. J. M., Davies, S. J., and Quayle, A. A. (1995). *Temporomandibular disorders: a clinical approach.* Ishiyaku Euroamerica.
- [63]Greene, C. S. and Laskin, D. M. (1988). Long-term status of TMJ clicking in patients with myofascial pain and dysfunction.*J Am Dent Assoc.* 117(3), 461-465.
- [64]Sato, S., Goto, S., Nasu, F., and Motegi, K. (2003). Natural course of disc displacement with reduction of the temporomandibular joint: changes in clinical signs and symptoms.*J Oral Maxillofac Surg.* 61(1), 32-34.
- [65]Scapino, R. P. (1983). Histopathology associated with malposition of the human temporomandibular joint disc.*Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 55(4), 382-397.
- [66]Westesson, P. L. and Rohlin, M. (1984). Internal derangement related to osteoarthritis in temporomandibular joint autopsy specimens.*Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 57(1), 17-22.
- [67]de Bont, L. G., Boering, G., Liem, R. S., Eulderink, F., and Westesson, P. L. (1986). Osteoarthritis and internal derangement of the temporomandibular joint: a light microscopic study.*J Oral Maxillofac Surg.* 44(8), 634-643.
- [68]Stegenga, B., de Bont, L. G., Boering, G., and van Willigen, J. D. (1991). Tissue responses to degenerative changes in the temporomandibular joint: a review.*J Oral Maxillofac Surg.* 49(10), 1079-1088.
- [69]Sato, S., Kawamura, H., Nagasaka, H., and Motegi, K. (1997). The natural course of anterior disc displacement without reduction in the temporomandibular joint: follow-up at 6, 12, and 18 months.*J Oral Maxillofac Surg.* 55(3), 234-238; discussion 238-239.
- [70]Minakuchi, H., Kuboki, T., Matsuka, Y., Maekawa, K., Yatani, H., and Yamashita, A. (2001). Randomized controlled evaluation of non-surgical treatments for temporomandibular joint anterior disk displacement without reduction.*J Dent Res.* 80(3), 924-928.
- [71]Dimitroulis, G. (1998). Temporomandibular disorders: a clinical update.*BMJ.* 317(7152), 190-194.
- [72]Feine, J. S., Widmer, C. G., and Lund, J. P. (1997). Physical therapy: a critique.*Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 83(1), 123-127.

- [73]Kurita, H., Kurashina, K., and Ohtsuka, A. (1999). Efficacy of a mandibular manipulation technique in reducing the permanently displaced temporomandibular joint disc.*J Oral Maxillofac Surg.* 57(7), 784-787; discussion 788.
- [74]Dionne, R. A. (1997). Pharmacologic treatments for temporomandibular disorders.*Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 83(1), 134-142.
- [75]Nitzan, D. W., Dolwick, M. F., and Martinez, G. A. (1991). Temporomandibular joint arthrocentesis: a simplified treatment for severe, limited mouth opening.*J Oral Maxillofac Surg.* 49(11), 1163-1167; discussion 1168-1170.
- [76]Nitzan, D. W., Dolwick, M. F., and Heft, M. W. (1990). Arthroscopic lavage and lysis of the temporomandibular joint: a change in perspective.*J Oral Maxillofac Surg.* 48(8), 798-801; discussion 802.
- [77]Trieiger, N., Hoffman, C. H., and Rodriguez, E. (1999). The effect of arthrocentesis of the temporomandibular joint in patients with rheumatoid arthritis.*J Oral Maxillofac Surg.* 57(5), 537-540; discussion 540-531.
- [78]Dimitroulis, G., Dolwick, M. F., and Martinez, A. (1995). Temporomandibular joint arthrocentesis and lavage for the treatment of closed lock: a follow-up study.*Br J Oral Maxillofac Surg.* 33(1), 23-26; discussion 26-27.
- [79]Carvajal, W. A. and Laskin, D. M. (2000). Long-term evaluation of arthrocentesis for the treatment of internal derangements of the temporomandibular joint.*J Oral Maxillofac Surg.* 58(8), 852-855; discussion 856-857.
- [80]Frost, D. E. and Kendell, B. D. (1999). Part II: The use of arthrocentesis for treatment of temporomandibular joint disorders.*J Oral Maxillofac Surg.* 57(5), 583-587.
- [81]Emshoff, R. and Rudisch, A. (2004). Determining predictor variables for treatment outcomes of arthrocentesis and hydraulic distention of the temporomandibular joint.*J Oral Maxillofac Surg.* 62(7), 816-823.
- [82]Emshoff, R., Gerhard, S., Ennemoser, T., and Rudisch, A. (2006). Magnetic resonance imaging findings of internal derangement, osteoarthritis, effusion, and bone marrow edema before and after performance of arthrocentesis and hydraulic distension of the temporomandibular joint.*Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 101(6), 784-790.
- [83]Hosaka, H., Murakami, K., Goto, K., and Iizuka, T. (1996). Outcome of arthrocentesis for temporomandibular joint with closed lock at 3 years follow-up.*Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 82(5), 501-504.
- [84]Murakami, K., Hosaka, H., Moriya, Y., Segami, N., and Iizuka, T. (1995). Short-term treatment outcome study for the management of temporomandibular joint closed lock. A comparison of arthrocentesis

to nonsurgical therapy and arthroscopic lysis and lavage.*Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 80(3), 253-257.

- [85]Guarda-Nardini, L., Stifano, M., Brombin, C., Salmaso, L., and Manfredini, D. (2007). A one-year case series of arthrocentesis with hyaluronic acid injections for temporomandibular joint osteoarthritis.*Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 103(6), e14-22.
- [86]Alpaslan, C., Bilgihan, A., Alpaslan, G. H., Guner, B., Ozgur Yis, M., and Erbas, D. (2000). Effect of arthrocentesis and sodium hyaluronate injection on nitrite, nitrate, and thiobarbituric acid-reactive substance levels in the synovial fluid.*Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 89(6), 686-690.
- [87]Bertolami, C. N., Gay, T., Clark, G. T., Rendell, J., Shetty, V., Liu, C., and Swann, D. A. (1993). Use of sodium hyaluronate in treating temporomandibular joint disorders: a randomized, double-blind, placebo-controlled clinical trial.*J Oral Maxillofac Surg.* 51(3), 232-242.
- [88]Hepguler, S., Akkoc, Y. S., Pehlivan, M., Ozturk, C., Celebi, G., Saracoglu, A., and Ozpinar, B. (2002). The efficacy of intra-articular sodium hyaluronate in patients with reducing displaced disc of the temporomandibular joint.*J Oral Rehabil.* 29(1), 80-86.
- [89]Sato, S., Ohta, M., Ohki, H., Kawamura, H., and Motegi, K. (1997). Effect of lavage with injection of sodium hyaluronate for patients with nonreducing disk displacement of the temporomandibular joint.*Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 84(3), 241-244.
- [90]Sato, S., Goto, S., Kasahara, T., Kawamura, H., and Motegi, K. (2001). Effect of pumping with injection of sodium hyaluronate and the other factors related to outcome in patients with non-reducing disk displacement of the temporomandibular joint.*Int J Oral Maxillofac Surg.* 30(3), 194-198.
- [91]Sato, S., Oguri, S., Yamaguchi, K., Kawamura, H., and Motegi, K. (2001). Pumping injection of sodium hyaluronate for patients with non-reducing disc displacement of the temporomandibular joint: two year follow-up.*J Craniomaxillofac Surg.* 29(2), 89-93.
- [92]Yeung, R. W., Chow, R. L., Samman, N., and Chiu, K. (2006). Short-term therapeutic outcome of intra-articular high molecular weight hyaluronic acid injection for nonreducing disc displacement of the temporomandibular joint.*Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 102(4), 453-461.
- [93]Ramoğlu, S., Ozan, O., and Aydın, M. (2010). Temporomandibular eklem bozukluklarında konservatif tedavi yaklaşımları: Okluzal splintler.*ADO Klinik Bilimler Dergisi.* 3, 913-923.
- [94]Clark, G. T. (1984). A critical evaluation of orthopedic interocclusal appliance therapy: effectiveness for specific symptoms.*J Am Dent Assoc.* 108(3), 364-368.

- [95]Çapan, N. (2010). Temporomandibular Eklem Rahatsızlıklarında Fizik Tedavi Yöntemleri, Egzersizler ve Postoperatif Rehabilitasyon.*Türkiye Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Dergisi*. 56.
- [96]Kaplan, A. S. and Assael, L. A. (1991). *Temporomandibular disorders: diagnosis and treatment*. WB Saunders Company.
- [97]Boero, R. P. (1989). The physiology of splint therapy: a literature review.*Angle Orthod*. 59(3), 165-180.
- [98]Özcan, B. (2005). *Bruksizme eşlik eden miyofasyal ağrı sendromlu ve temporomandibular rahatsızlığı olan hastalarda oklüzal splint ve tens tedavilerinin klinik ve ağrı eşiği üzerine olan etkilerinin karşılaştırılması*. (Uzmanlık Tezi). Şişli Etfal Hastanesi, Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Kliniği, İstanbul.
- [99]Öz, S. (2009). *Miyofasyal ağrı sendromunda oklüzal splint ve düşük doz lazer tedavilerinin karşılaştırılması*. (Doktora Tezi). İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- [100]Hersek, N., Canay, S., Caner, B., and Ulutuncel, N. (2002). Bone SPECT imaging of patients with internal derangement of temporomandibular joint before and after splint therapy.*Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 94(5), 576-580.
- [101]Ferrario, V. F. and Sforza, C. (1994). Biomechanical model of the human mandible in unilateral clench: distribution of temporomandibular joint reaction forces between working and balancing sides.*J Prosthet Dent*. 72(2), 169-176.
- [102]Tekel, N. and Kahraman, S. (2006). Temporomandibular Eklem Bozukluklarının Tedavisinde Oklüzal Splintlerin Kullanımı.*Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2006(Supplement 1), 1300-9044-2667-5161.
- [103]Okeson, J. P. (1987). The effects of hard and soft occlusal splints on nocturnal bruxism.*J Am Dent Assoc*. 114(6), 788-791.
- [104]Dalkız, M. and Beydemir, B. (2003). Temporomandibular eklem hastalıklarının teşhis ve tedavi yöntemleri.*Gata Basımevi Ankara*, 1-14.
- [105]Moncayo, S. (1994). Biomechanics of pivoting appliances.*J Orofac Pain*. 8(2), 190-196.
- [106]Manns, A., Miralles, R., Santander, H., and Valdivia, J. (1983). Influence of the vertical dimension in the treatment of myofascial pain-dysfunction syndrome.*J Prosthet Dent*. 50(5), 700-709.
- [107]Dylina, T. J. (2002). The basics of occlusal splint therapy.*Dent Today*. 21(7), 82-87.
- [108]Piper, M. (1999). *Manual for intermediate to advanced TMD treatment*. St Petersburg, Fla: Center for Advanced Dental Study. 1-17.
- [109]Murakami, S., Maeda, Y., Ghanem, A., Uchiyama, Y., and Kreiborg, S. (2008). Influence of mouthguard on temporomandibular joint.*Scand J Med Sci Sports*. 18(5), 591-595.

- [110]Hasegawa, Y., Kakimoto, N., Tomita, S., Honda, K., Tanaka, Y., Yagi, K., . . . Maeda, Y. (2011). Movement of the mandibular condyle and articular disc on placement of an occlusal splint.*Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 112(5), 640-647.
- [111]Magnusson, T., Egermark, I., and Carlsson, G. E. (2000). A longitudinal epidemiologic study of signs and symptoms of temporomandibular disorders from 15 to 35 years of age.*J Orofac Pain.* 14(4), 310-319.
- [112]Hughes, T. J. R. (1987). *The Finite Element Method: Linear Static and Dynamic Finite Element Analysis.* Prentice-Hall.
- [113]Geng, J. P., Tan, K. B., and Liu, G. R. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature.*J Prosthet Dent.* 85(6), 585-598.
- [114]Gross, M. D., Arbel, G., and Hershkovitz, I. (2001). Three-dimensional finite element analysis of the facial skeleton on simulated occlusal loading.*J Oral Rehabil.* 28(7), 684-694.
- [115]Koolstra, J. H. (2002). Dynamics of the human masticatory system.*Crit Rev Oral Biol Med.* 13(4), 366-376.
- [116]Chen, J., Akyuz, U., Xu, L., and Pidaparti, R. M. (1998). Stress analysis of the human temporomandibular joint.*Med Eng Phys.* 20(8), 565-572.
- [117]Tanaka, E., Rodrigo, D. P., Miyawaki, Y., Lee, K., Yamaguchi, K., and Tanne, K. (2000). Stress distribution in the temporomandibular joint affected by anterior disc displacement: a three-dimensional analytic approach with the finite-element method.*J Oral Rehabil.* 27(9), 754-759.
- [118]Baggi, L., Cappelloni, I., Di Girolamo, M., Maceri, F., and Vairo, G. (2008). The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis.*J Prosthet Dent.* 100(6), 422-431.
- [119]Akay, C., Karakış, D., and Yaluğ, S. (2015). Premaksilla İle Tek Tarafli Maksiller Defektli Rezeksyon Obturatörlerinin ÜÇ Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemiyle Değerlendirilmesi.*Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 24(3).
- [120]Slager, G. E., Otten, E., van Eijden, T. M., and van Willigen, J. D. (1997). Mathematical model of the human jaw system simulating static biting and movements after unloading.*J Neurophysiol.* 78(6), 3222-3233.
- [121]Vollmer, D., Meyer, U., Joos, U., Vegh, A., and Piffko, J. (2000). Experimental and finite element study of a human mandible.*J Craniomaxillofac Surg.* 28(2), 91-96.
- [122]Smith, D. M., McLachlan, K. R., and McCall, W. D., Jr. (1986). A numerical model of temporomandibular joint loading.*J Dent Res.* 65(8), 1046-1052.
- [123]Chai, Z. W., Li, L. H., Song, J. L., Deng, F., and Fan, Y. B. (2009). [Three-dimensional finite element analysis of stress distribution in mandible advanced with Forsus].*Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 44(5), 293-296.

- [124]Adıgüzel, Ö. (2010). Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Dişhekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları.*Dicle Dişhekimliği Dergisi*. 11(18-23).
- [125]Van Staden, R. C., Guan, H., and Loo, Y. C. (2006). Application of the finite element method in dental implant research.*Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 9(4), 257-270.
- [126]Lin, D., Li, Q., Li, W., and Swain, M. (2009). Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms.*J Mech Behav Biomed Mater*. 2(5), 410-432.
- [127]Korioth, T. W. and Versluis, A. (1997). Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis.*Crit Rev Oral Biol Med*. 8(1), 90-104.
- [128]Korkmaz, H. H. (2007). Evaluation of different miniplates in fixation of fractured human mandible with the finite element method.*Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 103(6), e1-13.
- [129]Teixeira, E. R., Sato, Y., Akagawa, Y., and Shindoi, N. (1998). A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics.*J Oral Rehabil*. 25(4), 299-303.
- [130]Yuehuei, H., Barfield, W., and Draughn, R. A. (1999). *Basic Concepts of Mechanical Property Measurement and Bone Biomechanics*.
- [131]Rodgers, M. M. and Cavanagh, P. R. (1984). Glossary of biomechanical terms, concepts, and units.*Phys Ther*. 64(12), 1886-1902.
- [132]Wiesel, S. W. and Delahay, J. N. (2001). *Principles of Orthopaedic Medicine and Surgery*. W.B. Saunders.
- [133]Turner, C. H. and Burr, D. B. (1993). Basic biomechanical measurements of bone: a tutorial.*Bone*. 14(4), 595-608.
- [134]Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, E., and Aksu, L. (1993). *Diş Flekimliğinde Maddeler Bilgisi*. Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Flekimliği Fakültesi Yayınları.
- [135]Powers, J. M. and Sakaguchi, R. L. (2006). *Craig's restorative dental materials*. 12nd ed. St. Louis, Mo.: Mosby Elsevier. xvii, 632 s.
- [136]O'Mahony, A. M., Williams, J. L., and Spencer, P. (2001). Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-implant stress and strain under oblique loading.*Clin Oral Implants Res*. 12(6), 648-657.
- [137]Sung, S. J., Baik, H. S., Moon, Y. S., Yu, H. S., and Cho, Y. S. (2003). A comparative evaluation of different compensating curves in the lingual and labial techniques using 3D FEM.*Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 123(4), 441-450.
- [138]Baltalı, E. (2007). *Temporomandibular eklem osteoartritli hastaların cerrahi öncesi ve sonrası kinematik değerlendirilmesi*. Selçuk Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya.

- [139]Majumder, S., Roychowdhury, A., and Pal, S. (2005). Biomechanical analysis of human pelvis under musculo-skeletal load using 3D finite element method.*International Journal of Applied Mechanics Engineering*. 10(4), 647-665.
- [140]Keyak, J. H. and Falkinstein, Y. (2003). Comparison of in situ and in vitro CT scan-based finite element model predictions of proximal femoral fracture load.*Med Eng Phys*. 25(9), 781-787.
- [141]Roberts, D., Pettigrew, J., Udupa, J., and Ram, C. (1984). Three-dimensional imaging and display of the temporomandibular joint.*Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 58(4), 461-474.
- [142]Kursunoglu, S., Kaplan, P., Resnick, D., and Sartoris, D. J. (1986). Three-dimensional computed tomographic analysis of the normal temporomandibular joint.*J Oral Maxillofac Surg*. 44(4), 257-259.
- [143]Gupta, K. K., Knoell, A. C., and Grenoble, D. E. (1973). Mathematical modeling and structural analysis of the mandible.*Biomater Med Devices Artif Organs*. 1(3), 469-479.
- [144]Ozdemir Dogan, D., Polat, N. T., Polat, S., Seker, E., and Gul, E. B. (2014). Evaluation of "all-on-four" concept and alternative designs with 3D finite element analysis method.*Clin Implant Dent Relat Res*. 16(4), 501-510.
- [145]Bekcioglu, B., Bulut, E., and Bas, B. (2017). The Effects of Unilateral Alloplastic Temporomandibular Joint Replacement on the Opposite-Side Natural Joint: A Finite-Element Analysis.*J Oral Maxillofac Surg*. 75(11), 2316-2322.
- [146]Li, T., Hu, K., Cheng, L., Ding, Y., Ding, Y., Shao, J., and Kong, L. (2011). Optimum selection of the dental implant diameter and length in the posterior mandible with poor bone quality—A 3D finite element analysis.*Applied Mathematical Modelling*. 35(1), 446-456.
- [147]Koolstra, J. H. and van Eijden, T. M. (2005). Combined finite-element and rigid-body analysis of human jaw joint dynamics.*J Biomech*. 38(12), 2431-2439.
- [148]Hu, K., Qiguo, R., Fang, J., and Mao, J. J. (2003). Effects of condylar fibrocartilage on the biomechanical loading of the human temporomandibular joint in a three-dimensional, nonlinear finite element model.*Med Eng Phys*. 25(2), 107-113.
- [149]Peck, C. C., Goulet, J. P., Lobbezoo, F., Schiffman, E. L., Alstergren, P., Anderson, G. C., . . . List, T. (2014). Expanding the taxonomy of the diagnostic criteria for temporomandibular disorders.*J Oral Rehabil*. 41(1), 2-23.
- [150]Dumont, E. R., Piccirillo, J., and Grosse, I. R. (2005). Finite-element analysis of biting behavior and bone stress in the facial skeletons of bats.*Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol*. 283(2), 319-330.
- [151]Mori, H., Horiuchi, S., Nishimura, S., Nikawa, H., Murayama, T., Ueda, K., . . . Tanaka, E. (2010). Three-dimensional finite element analysis of

- cartilaginous tissues in human temporomandibular joint during prolonged clenching. *Arch Oral Biol.* 55(11), 879-886.
- [152] Devocht, J. W., Goel, V. K., Zeitler, D. L., and Lew, D. (2001). Experimental validation of a finite element model of the temporomandibular joint. *J Oral Maxillofac Surg.* 59(7), 775-778.
- [153] Narita, N., Funato, M., Ishii, T., Kamiya, K., and Matsumoto, T. (2009). Effects of jaw clenching while wearing an occlusal splint on awareness of tiredness, bite force, and EEG power spectrum. *J Prosthodont Res.* 53(3), 120-125.
- [154] Van der Linden, E. J., Burdi, A. R., and de Jongh, H. J. (1987). Critical periods in the prenatal morphogenesis of the human lateral pterygoid muscle, the mandibular condyle, the articular disk, and medial articular capsule. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 91(1), 22-28.
- [155] Alomar, X., Medrano, J., Cabratosa, J., Clavero, J., Lorente, M., Serra, I., . . . Salvador, A. (2007). *Anatomy of the temporomandibular joint.* in *Seminars in Ultrasound, CT and MRI.* Elsevier.
- [156] Koriotoh, T. W. and Hannam, A. G. (1994). Mandibular forces during simulated tooth clenching. *J Orofac Pain.* 8(2), 178-189.
- [157] Koriotoh, T. W., Romilly, D. P., and Hannam, A. G. (1992). Three-dimensional finite element stress analysis of the dentate human mandible. *Am J Phys Anthropol.* 88(1), 69-96.
- [158] Beard, C. C. and Clayton, J. A. (1980). Effects of occlusal splint therapy on TMJ dysfunction. *J Prosthet Dent.* 44(3), 324-335.
- [159] Emshoff, R. (2006). Clinical factors affecting the outcome of occlusal splint therapy of temporomandibular joint disorders. *J Oral Rehabil.* 33(6), 393-401.
- [160] Fayed, M. M., El-Mangoury, N. H., El-Bokle, D. N., and Belal, A. I. (2004). Occlusal splint therapy and magnetic resonance imaging. *World J Orthod.* 5(2), 133-140.
- [161] Karaduman, A. İ. (2008). *Temporomandibuler Eklem Redüksiyonlu Disk Deplasmanı Tedavisinde Fizyoterapi, Oklüzal Splint Ve Antidepresan İlaç Uygulamalarının Etkinliklerinin Karşılaştırılması.* (Doktora Tezi). Süleyman Demirel Üniversitesi, Ağız Diş Çene Hastalıkları Ve Cerrahisi Anabilim Dalı, Isparta.
- [162] Wassell, R. W., Adams, N., and Kelly, P. J. (2006). The treatment of temporomandibular disorders with stabilizing splints in general dental practice: one-year follow-up. *J Am Dent Assoc.* 137(8), 1089-1098; quiz 1168-1089.
- [163] Lobbezoo, F., van der Zaag, J., van Selms, M. K., Hamburger, H. L., and Naeije, M. (2008). Principles for the management of bruxism. *J Oral Rehabil.* 35(7), 509-523.
- [164] Hiyama, S., Ono, T., Ishiwata, Y., Kato, Y., and Kuroda, T. (2003). First night effect of an interocclusal appliance on nocturnal masticatory muscle activity. *J Oral Rehabil.* 30(2), 139-145.

- [165]Solberg, W. K., Clark, G. T., and Rugh, J. D. (1975). Nocturnal electromyographic evaluation of bruxism patients undergoing short term splint therapy.*J Oral Rehabil.* 2(3), 215-223.
- [166]Saraçoğlu, A., Pehlivan, M., Özpınar, B., and Çelebi, G. (2001). Bruksizmin Tedavisinde Stabilizasyon Splintinin Başarısının Kas Aktivitesi Asimetri İndeksi İle Değerlendirilmesi.
- [167]Naeije, M. and Hansson, T. L. (1991). Short-term effect of the stabilization appliance on masticatory muscle activity in myogenous craniomandibular disorder patients.*J Craniomandib Disord.* 5(4), 245-250.
- [168]Stiesch-Scholz, M., Kempert, J., Wolter, S., Tschernitschek, H., and Rossbach, A. (2005). Comparative prospective study on splint therapy of anterior disc displacement without reduction.*J Oral Rehabil.* 32(7), 474-479.
- [169]Al Quran, F. A. and Kamal, M. S. (2006). Anterior midline point stop device (AMPS) in the treatment of myogenous TMDs: comparison with the stabilization splint and control group.*Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 101(6), 741-747.
- [170]Alencar Jr, F. and Becker (2009). Evaluation of different occlusal splints and counselling in the management of myofascial pain dysfunction.*Journal of oral rehabilitation.* 36(2), 79-85.
- [171]Truelove, E., Huggins, K. H., Mancl, L., and Dworkin, S. F. (2006). The efficacy of traditional, low-cost and nonsplint therapies for temporomandibular disorder: a randomized controlled trial.*J Am Dent Assoc.* 137(8), 1099-1107; quiz 1169.
- [172]Singh, B. P. and Berry, D. C. (1985). Occlusal changes following use of soft occlusal splints.*J Prosthet Dent.* 54(5), 711-715.
- [173]Wright, E., Anderson, G., and Schulte, J. (1995). A randomized clinical trial of intraoral soft splints and palliative treatment for masticatory muscle pain.*J Orofac Pain.* 9(2), 192-199.
- [174]Pettengill, C. A., Growney, M. R., Jr., Schoff, R., and Kenworthy, C. R. (1998). A pilot study comparing the efficacy of hard and soft stabilizing appliances in treating patients with temporomandibular disorders.*J Prosthet Dent.* 79(2), 165-168.
- [175]Kurita, H., Kurashina, K., Ohtsuka, A., and Kotani, A. (1998). Change of position of the temporomandibular joint disk with insertion of a disk-repositioning appliance.*Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 85(2), 142-145.
- [176]Tanne, K., Tanaka, E., and Sakuda, M. (1995). Stress distributions in the TMJ during clenching in patients with vertical discrepancies of the craniofacial complex.*J Orofac Pain.* 9(2), 153-160.
- [177]Gupta, A., Kohli, V. S., Hazarey, P. V., Kharbanda, O. P., and Gunjal, A. (2009). Stress distribution in the temporomandibular joint after mandibular protraction: a 3-dimensional finite element method study. Part 1.*Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 135(6), 737-748.

- [178]del Pozo, R., Tanaka, E., Tanaka, M., Kato, M., Iwabe, T., Hirose, M., and Tanne, K. (2003). Influence of friction at articular surfaces of the temporomandibular joint on stresses in the articular disk: a theoretical approach with the finite element method.*Angle Orthod.* 73(3), 319-327.
- [179]de Souza, F. I., Poi, W. R., da Silva, V. F., Martini, A. P., Melo, R. A., Panzarini, S. R., and Rocha, E. P. (2015). Stress distribution in delayed replanted teeth splinted with different orthodontic wires: a three-dimensional finite element analysis.*Dent Traumatol.* 31(3), 190-195.
- [180]Tanne, K., Sakuda, M., and Burstone, C. J. (1987). Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces.*Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 92(6), 499-505.
- [181]Andersen, K. L., Pedersen, E. H., and Melsen, B. (1991). Material parameters and stress profiles within the periodontal ligament.*American Journal of Orthodontics Dentofacial Orthopedics.* 99(5), 427-440.
- [182]Knoell, A. C. (1977). A mathematical model of an in vitro human mandible.*J Biomech.* 10(3), 159-166.
- [183]Ben-Nissan, B., Svensson, N., Kelly, D., and Vajda, T. (1987). *Computer Aided Three-dimensional Modelling and Finite Element Analysis of the Mandible.* in *Finite Element Methods in Engineering: Proceedings of the Fifth International Conference in Australia on Finite Element Methods.* University of Melbourne, Faculty of Engineering, in association with The
- [184]Hart, R. T., Hennebel, V. V., Thongpreda, N., Van Buskirk, W. C., and Anderson, R. C. (1992). Modeling the biomechanics of the mandible: a three-dimensional finite element study.*J Biomech.* 25(3), 261-286.
- [185]Çankaya, M. Ö. (2005). *Alt çene total dişsizlik vakalarında implant destekli profitez uygulamalarında, implantların farklı lokalizasyonlarda yerleştirilmesinin ve farklı üst yapılarının kullanılmasının kemikteki kuvvet dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi.* (Doktora Tezi). İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- [186]Fischer, H., Weber, M., and Marx, R. (2003). Lifetime prediction of all-ceramic bridges by computational methods.*J Dent Res.* 82(3), 238-242.
- [187]Korkmaz, T. (1995). *İki Değişik Gövde Tasarımında Sabit Porselen Restorasyonlar Üzerine Gelen Okluzal Kuvvetlerin Değişik Bölgelerdeki Dağılımlarının Halogrofik Interferometre Yöntemi ile İncelenmesi.* (Doktora Tezi). Gazi Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ankara.
- [188]Darendeliler, M. A., Chiarini, M., and Joho, J. P. (1993). Early class III treatment with magnetic appliances.*J Clin Orthod.* 27(10), 563-569.
- [189]Meijer, H. J., Starmans, F. J., Steen, W. H., and Bosman, F. (1996). Loading conditions of endosseous implants in an edentulous human mandible: a

- three-dimensional, finite-element study.*J Oral Rehabil.* 23(11), 757-763.
- [190]Tanaka, E., Tanne, K., and Sakuda, M. (1994). A three-dimensional finite element model of the mandible including the TMJ and its application to stress analysis in the TMJ during clenching.*Med Eng Phys.* 16(4), 316-322.
- [191]Yu, H. S., Baik, H. S., Sung, S. J., Kim, K. D., and Cho, Y. S. (2007). Three-dimensional finite-element analysis of maxillary protraction with and without rapid palatal expansion.*Eur J Orthod.* 29(2), 118-125.
- [192]Gautam, P., Valiathan, A., and Adhikari, R. (2009). Skeletal response to maxillary protraction with and without maxillary expansion: a finite element study.*Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 135(6), 723-728.
- [193]Panigrahi, P. and Vineeth, V. (2009). Biomechanical effects of fixed functional appliance on craniofacial structures.*Angle Orthod.* 79(4), 668-675.
- [194]Koolstra, J. H., van Eijden, T. M., Weijs, W. A., and Naeije, M. (1988). A three-dimensional mathematical model of the human masticatory system predicting maximum possible bite forces.*J Biomech.* 21(7), 563-576.
- [195]Siegler, S., Block, J., and Schneck, C. D. (1988). The mechanical characteristics of the collateral ligaments of the human ankle joint.*Foot Ankle.* 8(5), 234-242.
- [196]del Palomar, A. P. and Doblare, M. (2006). 3D finite element simulation of the opening movement of the mandible in healthy and pathologic situations.*J Biomech Eng.* 128(2), 242-249.
- [197]Liu, Z., Qian, Y., Zhang, Y., and Fan, Y. (2016). Effects of several temporomandibular disorders on the stress distributions of temporomandibular joint: a finite element analysis.*Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 19(2), 137-143.
- [198]Perez del Palomar, A. and Doblare, M. (2007). An accurate simulation model of anteriorly displaced TMJ discs with and without reduction.*Med Eng Phys.* 29(2), 216-226.
- [199]Carter, D. R. and Spengler, D. M. (1978). Mechanical properties and composition of cortical bone.*Clin Orthop Relat Res.*(135), 192-217.
- [200]Ferreira, F. M., Cezar Simamoto-Junior, P., Soares, C. J., Ramos, A., and Fernandes-Neto, A. J. (2017). Effect of Occlusal Splints on the Stress Distribution on the Temporomandibular Joint Disc.*Braz Dent J.* 28(3), 324-329.
- [201]Tanaka, E. and van Eijden, T. (2003). Biomechanical behavior of the temporomandibular joint disc.*Crit Rev Oral Biol Med.* 14(2), 138-150.
- [202]Stankovic, S., Vlajkovic, S., Boskovic, M., Radenkovic, G., Antic, V., and Jevremovic, D. (2013). Morphological and biomechanical features of the temporomandibular joint disc: an overview of recent findings.*Arch Oral Biol.* 58(10), 1475-1482.

- [203]Miernik, M. and Wieckiewicz, W. (2015). The Basic Conservative Treatment of Temporomandibular Joint Anterior Disc Displacement Without Reduction--Review.*Adv Clin Exp Med.* 24(4), 731-735.
- [204]Kang, H., Yi, X. Z., and Chen, M. S. (1998). A Study of Tensile Mechanical Property of Human Temporomandibular Joint Disc.*West China J Stomatol.* 16, 253-255.
- [205]Kang, H., Bao, G. J., and Qi, S. N. (2006). Biomechanical responses of human temporomandibular joint disc under tension and compression.*Int J Oral Maxillofac Surg.* 35(9), 817-821.
- [206]Hu, M., Zhou, J., Hong, M., Ma, H., and Tian, X. (1997). Study on stress distribution of the condyle.*Chin Med J (Engl).* 110(10), 811-813.
- [207]Chen, J. and Xu, L. (1994). A finite element analysis of the human temporomandibular joint.*J Biomech Eng.* 116(4), 401-407.
- [208]Karataş, M. Ö. (2006). *Dişlerini Sıkan Bir Hastanın Temporomandibular Eklemine Gelen Kuvvetlerin Oklüzal Splint Varken Ve Yokken Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemiyle İncelenmesi.* (Doktora Tezi). İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi ABD, Çene-Yüz Protezleri BD., İstanbul.

EKLER

EK A: Etik Kurul Kararı

EK B: Çalışmamızda Kullanılan Görüntüler



EK A**BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU (2011-KAEK-42)
KARAR FORMU**

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Farklı Kalınlıktaki Okluzal Splintlerin Temporomandibular Eklem Üzerine Oluşturduğu Stres Dağılımının Araştırılması
-----------------------	---

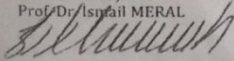
05.02.2019

ETİK KURUL BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	Bezmialem Vakıf Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu
	AÇIK ADRESİ:	Adnan Menderes Bulvarı Vatan Caddesi 34093 Fatih İstanbul
	TELEFON	(0212) 523 22 88 - 3238
	FAKS	(0212) 533 23 26
	E-POSTA	egaslan@bezmialem.edu.tr

BASVURU BİLGİLERİ	KOORDİNATÖR SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI ADI-SOYADI	Doç. Dr. Nükhet KÜTÜK			
	KOORDİNATÖR SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Ağız Dış Çene Cerrahisi			
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input type="checkbox"/>	ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası		
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	-	-	-	Gerekli Değil <input type="checkbox"/>
BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	-	-	-	Gerekli Değil <input checked="" type="checkbox"/>	Var <input type="checkbox"/>
KARAR BİLGİLERİ	Karar No:03/42	Tarih: 05.02.2019			
	Yürütücülüğünü Doç. Dr. Nükhet KÜTÜK ' ün yaptığı "Farklı Kalınlıktaki Okluzal Splintlerin Temporomandibular Eklem Üzerine Oluşturduğu Stres Dağılımının Araştırılması " Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu tarafından değerlendirilmiş ve etik kurul onayına gerek olmadığına karar verilmiştir.				

Sayfa 1 / 2

Etik Kurul Başkanı
Prof. Dr. İsmail MERAL

EK A**BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSİZ OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU (2011-KAEK-42)
KARAR FORMU**

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Farklı Kalınlıktaki Okluzal Splintlerin Temporomandibular Eklem Üzerine Oluşturduğu Stres Dağılımının Araştırılması
-----------------------	---

BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSİZ OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU	
ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI	İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:	Prof. Dr. İsmail MERAL

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Araştırma ile ilişki		Katılım *		İmza
			E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. İsmail MERAL	Fizyoloji	Bezmialem Vakıf Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Ömer SOYSAL	Göğüs Cerrahisi	Bezmialem Vakıf Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Nuran YILDIRIM	Tıp Tarihi ve Etik	Bezmialem Vakıf Üniversitesi	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Türkinaz AŞTI	Hemşirelik Bölümü	Bezmialem Vakıf Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Semra ÖZÇELİK	Tıp Eğitimi ve Bilişimi	Bezmialem Vakıf Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	Katılmadı
Prof. Dr. Teoman AYDIN	Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon	Bezmialem Vakıf Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Fahri AKBAŞ	Tıbbi Biyoloji	Bezmialem Vakıf Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	Katılmadı
Doç. Dr. Binnur AYDOĞAN TEMEL	Eczacılık	Bezmialem Vakıf Üniversitesi Eczacılık Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Aclan ÖZDER	Aile Hekimliği	Bezmialem Vakıf Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Nazmiye DÖNMEZ	Restoratif Diş Tedavisi	Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Nur BÜYÜKPINARBAŞILI	Tıbbi Patoloji	Bezmialem Vakıf Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Av. Mustafa Fırat ALKAYA	Hukuk	Bezmialem Vakıf Üniversitesi	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Eda BAYRAKTAR	Sivil Üye	Bezmialem Vakıf Üniversitesi	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	

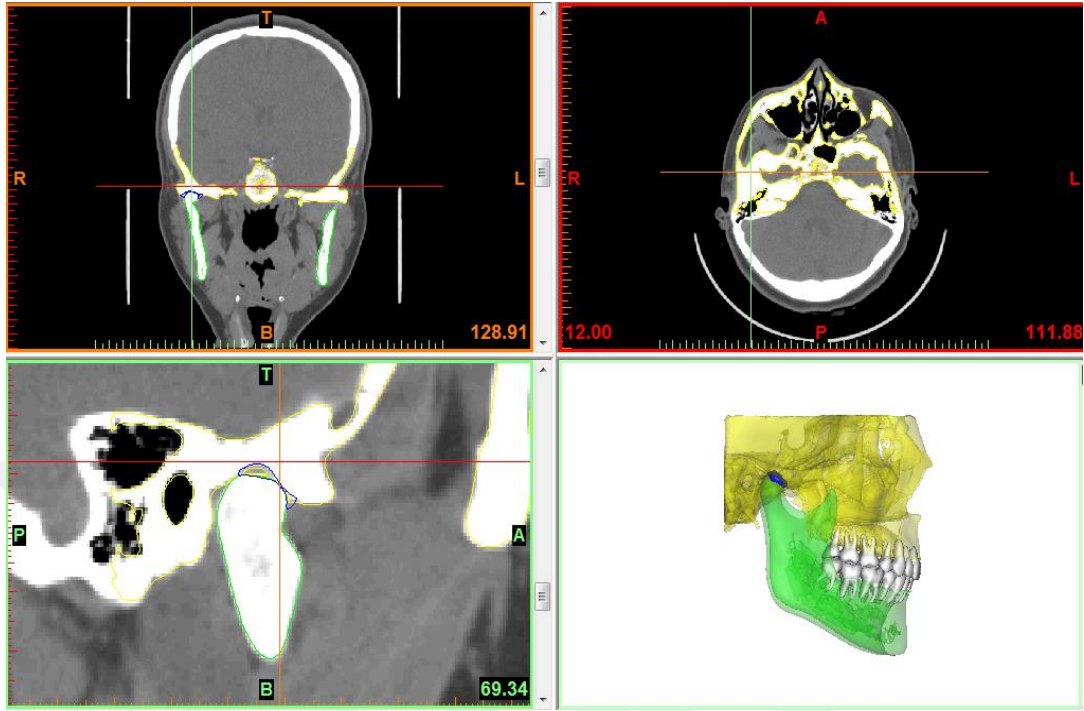
* Toplantıda Bulunma

Karar: Onaylandı Reddedildi

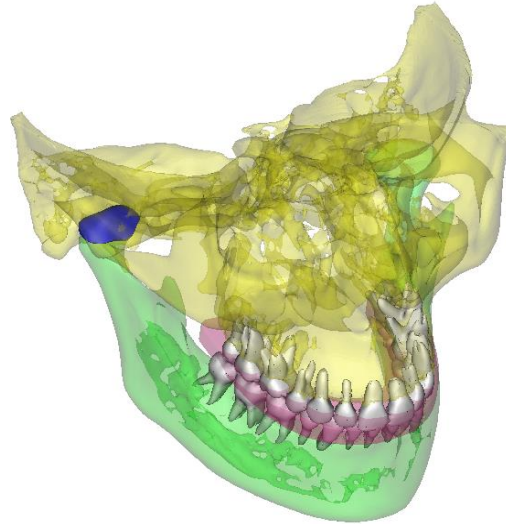
Sayfa 2 / 2

Etik Kurul Başkanı
Prof. Dr. İsmail MERAL

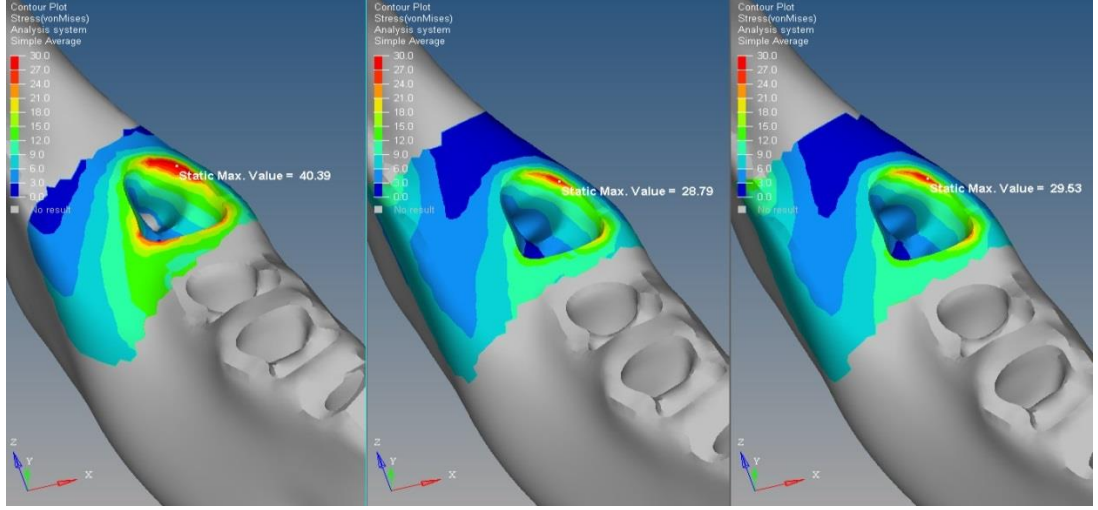
EK B



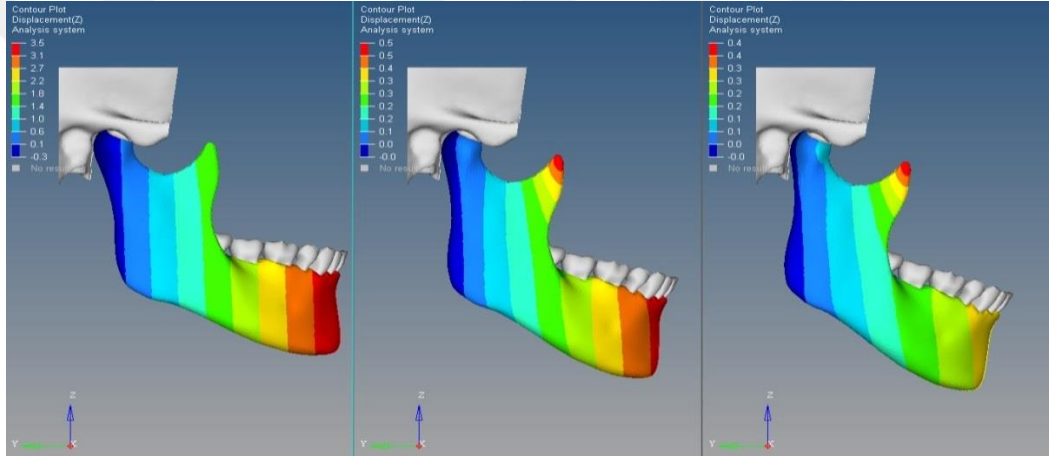
Şekil B.1 : Tüm anatomik yapılar (dişler, maxilla, mandibula, disk) tek tek segmente edilerek ayrı ayrı modellenerek yapılandırıldı.



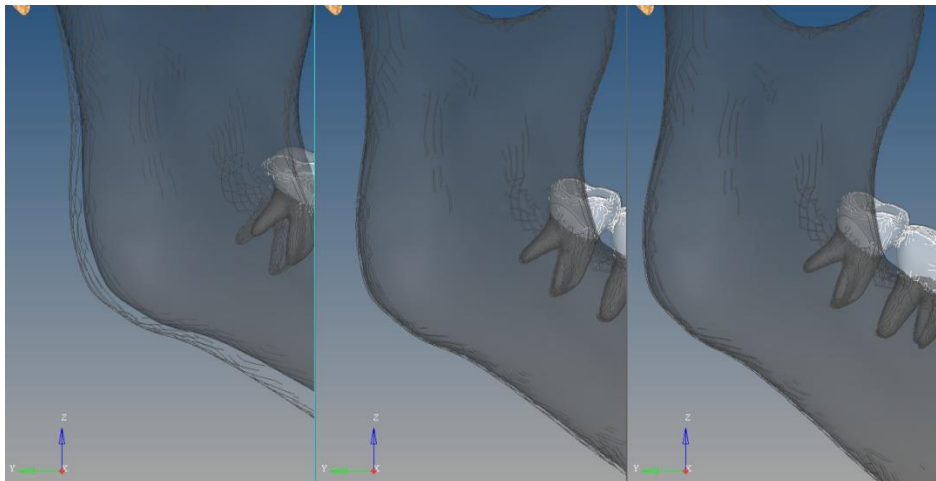
Şekil B.2 :Çalışmada kullanılacak tüm anatomik yapılar ve splintlerin konumlandırılmasından sonraki görünüm.



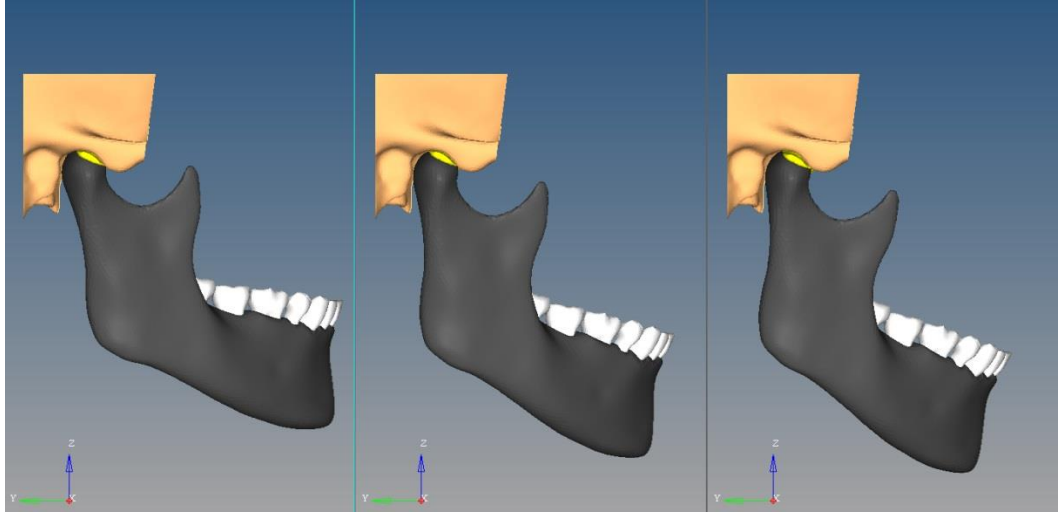
Şekil B.3 :Mandibula Von Mises stresleri 7 nolu diş.



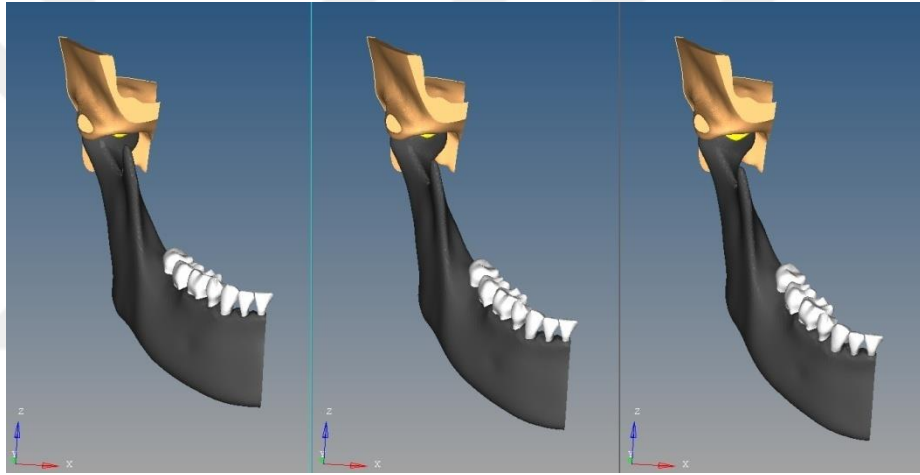
Şekil B.4 :Z deplasmanları.



Şekil B.5 :Okluzal splint kullanımı ile mandibulada meydana gelen hareketler. (görüntüler çalıştırılmış)



Şekil B.6 :Analiz aşamasında modellerin görünümü.



Şekil B.7 :Analiz aşamasında frontal görünüm.

ÖZGEÇMİŞ

Ad-Soyad : Ahmet Erdem

Doğum Tarihi ve Yeri : 27.03.1991 - İstanbul

E-posta : dt.ahmeterdem@gmail.com

ÖĞRENİM DURUMU

Lisans : 2015, Yeditepe Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi