

**BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**ÜST ÇENEDE SAAT YÖNÜNÜN TERSİNE ROTASYON HAREKETİ YAPILAN
ORTOGNATİK CERRAHİLERDE FARKLI KONDİL BOYNU AÇILARININ
TEMPOROMANDİBULAR EKLEMDE OLUŞAN STRESLER ÜZERİNE ETKİSİNİN
SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Samira ALİZADE

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı

Uzmanlık Tezi

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Doğan Dolanmaz

Nisan 2023

**BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**ÜST ÇENEDE SAAT YÖNÜNÜN TERSİNE ROTASYON HAREKETİ YAPILAN
ORTOGNATİK CERRAHİLERDE FARKLI KONDİL BOYNU AÇILARININ
TEMPOROMANDİBULAR EKLEMDE OLUŞAN STRESLER ÜZERİNE ETKİSİNİN
SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Samira ALİZADE

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı

Uzmanlık Tezi

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Doğan DOLANMAZ

Nisan 2023



Babama ve anneme,

ÖNSÖZ

Bezmialem Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş Ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'nda eğitimim süresince sabırla her sorumu cevaplayan, bana yol gösteren, insani ve ahlaki değerleri ile de örnek edindiğim, bu çalışmanın gerçekleştirilmesinde değerli bilgilerini benimle paylaşan, öğrencisi olmaktan onur duyduğum saygıdeğer danışman hocam Prof. Dr. Doğan DOLANMAZ'a teşekkür ederim.

Uzmanlık eğitimi boyunca ilminden faydalandığım, tezimin başlangıcından bitim aşamasına kadar beni destekleyen, yanında çalışmaktan onur duyduğum ve ayrıca tecrübelerinden yararlanırken göstermiş olduğu hoşgörü ve sabırdan dolayı değerli hocam Doç. Dr Nurettin DİKER'e teşekkür ederim.

Teşekkürlerin az kalacağı diğer hocalarımla da bana asistanlık hayatım boyunca her şey için ve beni gelecekte söz sahibi yapacak bilgilerle donattıkları için önceki dekanımız Prof. Dr. Alper ALKAN, Prof. Dr. Nükhet KÜTÜK, Prof. Erdem KILIC, Doç. Dr. Özge DOĞANAY, Doç. Dr Türker YÜCESOY, Dr. Öğr. Üyesi Fulya AKKOYUN, Uzm. Dr Taha PERGEL'e teşekkürlerimi sunuyorum.

İhtiyacım olduğunda desteklerini esirgemeyen asistan arkadaşlarıma, uzmanlık hayatımız süresince hep yan yana yürüdüğümüz, kader ortaklığı, arkadaşlarım Metanet GADİRLİ, Raziya AHADOVA, Lamia MUSAYEVA, Sanubar SHAKİLİYEVA ve Könül MİRZAYEVA'ya,

Hayatıma girdiği andan bu yana her türlü desteği ve fedakarlığı benden esirgemeyen sevgili eşim Şemsi MEHDIYEV'e, günlere gelmemde en büyük emeğin sahibi ve en büyük destekçilerim olan sevgili aileme,

Sevgi, saygı ve tüm içtenliğimle teşekkür ederim.

Mayıs 2023

Ad Soyad
Samira ALİZADE

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.

Samira ALİZADE

İmza

İÇİNDEKİLER

Sayfa

İçindekiler

ÖNSÖZ.....	ii
BEYAN.....	iii
İÇİNDEKİLER	iv
KISALTMALAR.....	vi
SEMBOLLER	vii
TABLO LİSTESİ	viii
ŞEKİL LİSTESİ	ix
ÖZET	xi
SUMMARY	xii
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1 Ortognatik Cerrahi.....	3
2.1.1 Ortognatik cerrahinin tanımı ve amacı	3
2.2 Ortognatik Cerrahide Uygulanan Osteotomi Teknikleri	4
2.2.1 Bilateral sagittal split ramus osteotomisi (BSSO).....	4
2.3 Le Fort I Osteotomisi.....	8
2.4 Ortognatik cerrahide planlama	12
2.5 Temporomandibular Eklem (TME)	15
2.5.1 TME, Anatomisi ve Fizyolojisi	15
2.5.2 Ortognatik cerrahinin TME üzerine etkisi.	21
2.6 Ortognatik cerrahiyi takiben görülen kondiler rezorpsiyon.	22
2.7 Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi.....	23
2.7.1 Mekanik terimleri	23

2.9 Sonlu Eleman Stres Analizinin Aşamaları.....	27
3. GEREÇ VE YÖNTEM	29
3.1 Farklı Gömme Miktarları ve Farklı Kondil Morfolojilerinin Modellenmesi.....	29
3.2 Kortikal Kemik, Trabekuler Kemik ve Temporomandibuler Eklem Modellenmesi	30
3.3 Plak ve Vidaların Modellenmesi ve Çalışma Modellerinin Oluşturulması	31
3.4 Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi.....	37
3.5 Sınır Koşullarının Tayini.....	38
3.6 Yükleme Koşulları	38
3.7 Sistemlerin Birleştirilmesi ve Parçalar Arası Bağlantı Durumu.....	40
4. BULGULAR	42
4.1 Sol Disk Glenoid Fossaya Bakan Yüzeyde Oluşan Stres Değerleri.....	42
4.1.1 Von misses stres değerleri	42
4.1.2 Minimum asal stres değerleri.....	43
4.2 Sağ Disk Glenoid Fossaya Bakan Yüzeyde Oluşan Stres Değerleri.....	45
4.2.1 Von misses stres değerleri	45
4.2.2 Minimum asal stres değerleri.....	47
4.3 Sol Disk Kondile Bakan Yüzeyde Oluşan Stres Değerleri.....	49
4.3.1 Von misses stres değerleri	49
4.3.2 Minimum asal stres değerleri.....	51
4.4 Sağ Disk Kondile Bakan Yüzeyde Oluşan Stres Değerleri.....	53
4.4.1 Von misses stres değerleri	53
4.4.2 Minimum asal stres değerleri.....	55
4.5 Sol Mandibuler Kondilde Oluşan Stres Değerleri.....	57
4.5.1 Von misses stres değerleri	57
4.5.2 Minimum asal stres değerleri	59
4.6 Sağ Mandibuler Kondilde Oluşan Stres Değerleri.....	61
4.6.1 Von misses stres değerleri	61
4.6.2 Minimum asal stres değerleri.....	63
4.7 Sol Temporal Fossada Oluşan Stres Değerleri	65
4.7.1 Von misses stres değerleri	65
4.7.2 Minimum asal stres değerleri.....	67
4.8 Sağ Temporal Fossada Oluşan Stres Değerleri	69
4.8.1 Von misses stres değerleri	69
4.8.2 Minimum asal stres değerleri.....	70
5. TARTIŞMA	72
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....	79
KAYNAKLAR.....	80
EKLER.....	87
ÖZGEÇMİŞ.....	89

KISALTMALAR

SSRO	: Sagittal split ramus osteotomisi
TME	: Temporomandibuler Eklem
OC	: Ortognatik Cerrahi
OD	: Oklüzal düzlem
MMK	: Maksilomandibular Kompleks
DFD	: Dentofasiyal Deformitelerin
KR	: Kondiler rezorpsiyon
BT	: Bilgisayarlı tomografi
3D	: 3 boyutlu
Dicom	: Digital Imaging and Communications in Medicine
E	: Cismin elastisite modülü
F	: Kuvvet
GPa	: Gigapaskal
mm	: Milimetre
MPa	: Megapaskal
N	: Newton
Pmax	: Maksimum asal stres
Pmin	: Minimum asal stres
S	: Stres
SEA	: Sonlu elemanlar analizi
v	: Poisson oranı

SEMBOLLER

μm : Mikrometre
 σ : Asal Gerilme



TABLO LİSTESİ

Sayfa

Tablo 3.1: Malzeme Tanımları.....	38
Tablo 3.2: Kantitatif Model Bilgileri.....	40
Tablo 4.1: Sol disk glenoid fossaya bakan yüzeyde oluşan von mises stres değerleri (Mpa).....	42
Tablo 4.2: Sol disk glenoid fossaya bakan yüzeyde oluşan minimum asal stres değerleri.....	44
Tablo 4.3: Sağ disk glenoid fossaya bakan yüzeyde oluşan von mises stres değerleri.....	46
Tablo 4.4: Sağ disk glenoid fossaya bakan yüzeyde oluşan minimum asal stres değerleri.....	48
Tablo 4.5: Sol disk kondile bakan yüzeyde oluşan von mises stres değerleri.....	50
Tablo 4.6: Sol disk kondile bakan yüzeyde oluşan minimum asal stres değerleri....	52
Tablo 4.7: Sağ disk kondile bakan yüzeyde oluşan von mises stres değerleri.....	54
Tablo 4.8: Sağ disk kondile bakan yüzeyde oluşan minimum asal stres değerleri..	56
Tablo 4.9: Sol mandibuler kondilde oluşan von mises stres değerleri.....	58
Tablo 4.10: Sol mandibuler kondilde oluşan minimum asal stres değerleri.....	60
Tablo 4.11: Sağ mandibuler kondilde oluşan von mises stres değerleri.....	62
Tablo 4.12: Sağ mandibuler kondilde oluşan minimum asal stres değerleri.....	64
Tablo 4.13: Sol temporal fossada oluşan von mises stres değerleri.....	66
Tablo 4.14: Sol temporal fossada oluşan minimum asal stres değerleri.....	68
Tablo 4.15: Sağ temporal fossada oluşan von mises stres değerleri.....	69
Tablo 4.16: Sağ temporal fossada oluşan minimum asal stres değerleri.....	71

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2 1: Sagittal Split Ramus Osteotomisinin Modifikasyonları A) Obwegeser ve Trauner'ın Tekniği (Obwegeser, 1955) B) Dalpont Modifikasyonu (Dal, 1961).	4
Şekil 2.2: BSSRO insizyonu.....	5
Şekil 2.3: BSSRO flep elevasyonu.....	5
Şekil 2.4: BSSRO kanal rekraktörü.....	6
Şekil 2.5: BSSRO osteotomisi.....	6
Şekil 2.6: BSSRO segmentlerin hareketi.....	7
Şekil 2.7: BSSRO plak ve vida yerleşimi.....	7
Şekil 2.8: Lefort 1 anestezisi.....	8
Şekil 2.9: Lefort 1 horizontal insizyonu.....	9
Şekil 2.10: Lefort 1 osteotomisi.....	10
Şekil 2.11: Lefort 1 kemik düzenlemesi.....	11
Şekil 2.12: Lefort 1 osteotomisinde plak ve vida yerleşimi.....	11
Şekil 2.13: (A) Maksillanın dikey olarak yeniden konumlandırılmasını takiben, mandibula kondilin hemen arkasındaki bir nokta etrafında otorotasyon yapacak ve sonuç olarak OD açısı OD'den OD.1'e düşecek veya OD'den OD.2'ye artacaktır (B) Maksilla superior yönde yeniden konumlandırılmış ve oklüzal düzlem OD.1'den OD.2'ye döndürülmüştür.....	13
Şekil 2.14: Burada bir üçgenle gösterilen MMK, estetik gerekliliklere göre saat yönünde veya saat yönünün tersine döndürülebilir.....	14
Şekil 2.15: TME anatomisi.....	15
Şekil 2.16: Temporomandibular eklem.....	16
Şekil 2.17: Temporomandibuler eklemi oluşturan kemik elemanları (ZA. Zigomatik arkin 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) (37).....	17
Şekil 2.18: Normal disk pozisyonu.....	18
Şekil 2.19: TME kapsülü.....	19
Şekil 3.1: Kortikal Kemikler.....	30
Şekil 3.2: Trabekuler Kemikler.....	31
Şekil 3.3: Temporomandibuler Eklem disk'i.....	31
Şekil 3.4: Plak.....	32
Şekil 3.5: Vidalar.....	32
Şekil 3.6: 2 mm Anterior Açılı Kondil.....	33
Şekil 3.7: 2 mm Dik Açılı Kondil.....	33
Şekil 3.8: 2 mm Posterior Açılı Kondil.....	34
Şekil 3.9: 4 mm Anterior Açılı Kondil.....	34
Şekil 3.10: 4 mm Dik Açılı Kondil.....	35
Şekil 3.11: 4 mm Posterior Açılı Kondil.....	35
Şekil 3.12: 6 mm Anterior Açılı Kondil.....	36

Şekil 3.13: 6 mm Dik Açılı Kondil.....	36
Şekil 4.1: Sol disk glenoid fossaya bakan yüzeyde oluşan von mises stres değerleri.	43
Şekil 4.2: Sol disk glenoid fossaya bakan yüzeyde oluşan minimum asal stres değerleri.	45
Şekil 4.3: Sağ disk glenoid fossaya bakan yüzeyde oluşan von mises stres değerleri.	47
Şekil 4.4: Sağ disk glenoid fossaya bakan yüzeyde oluşan minimum asal stres değerleri.	49
Şekil 4.5: Sol disk kondile bakan yüzeyde oluşan von mises stres değerleri.	51
Şekil 4.6: Sol disk kondile bakan yüzeyde oluşan minimum asal stres değerleri.	53
Şekil 4.7: Sağ disk kondile bakan yüzeyde oluşan von mises stres değerleri.....	55
Şekil 4.8: Sağ disk kondile bakan yüzeyde oluşan minimum asal stres değerleri.....	57
Şekil 4.9: Sol mandibuler kondilde oluşan von mises değerleri.	59
Şekil 4.10: Sol mandibuler kondilde oluşan minimum asal stres değerleri.....	61
Şekil 4.11: Sağ mandibuler kondilde oluşan von mises değerleri.	63
Şekil 4.12: Sağ mandibuler kondilde oluşan minimum asal stres değerleri.	65
Şekil 4.13: Sol temporal fossada oluşan von mises stres değerleri.	67
Şekil 4.14: Sol temporal fossada oluşan minimum asal stres değerleri.....	68
Şekil 4.15: Sağ temporal fossada oluşan von mises stres değerleri.	70
Şekil 4.16: Sağ temporal fossada oluşan minimum asal stres değerleri.	71

ÜST ÇENEDE SAAT YÖNÜNÜN TERSİNE ROTASYON HAREKETİ YAPILAN ORTOGNATİK CERRAHİLERDE FARKLI KONDİL BOYNU AÇILARININ TEMPOROMANDİBULAR EKLEMDE OLUŞAN STRESLER ÜZERİNE ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

ÖZET

Bu çalışmanın amacı; oklüzal düzlem açısının fazla olduğu sınıf 2 iskeletsel deformitelerin, maksilomandibuler kompleksin saat yönünün tersine döndürüldüğü bimaksiller cerrahiler ile tedavisinde, kondil boynu morfolojilerindeki farklılıkların temporomandibular eklemde oluşan stresler üzerine etkilerinin değerlendirilmesidir.

Çalışmamızda üç farklı gömme miktarı (2 mm, 4 mm, 6 mm) ve 3 farklı kondil morfolojisi tipi (anteriora açılı, dik, posteriora açılı) değerlendirilmesi amacıyla toplamda 9 adet model elde edilmiştir. Farklı gömme miktarlarının simüle edilmesi amacıyla sınıf 2 oklüzal düzlem açısı fazla olan bir hastanın tomografisi DICOM verisi ile sanal planlama yazılımında çene modelleri oluşturulup standart Le fort I ve BSSO osteotomileri simüle edilen hastanın maksillasına sırasıyla 2 mm, 4 mm ve 6 mm gömme hareketleri simüle edilmiştir. Sonrasında mandibulaları hedef oklüzyona alınan bu modellerde kondiler segmentlerde mandibula alt sınırı eşitlenecek şekilde rotasyon yapılarak, gömme işlemine bağlı oluşacak rotasyonlar mandibula modellerine aktarılmıştır. Posterior bölgeden ısıрма kuvvetleri simüle edildikten sonra kondil, disk ve glenoid fossada oluşan stres değerleri tespit edilmiştir.

Ortalama von mises stres değerleri posterior açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen modelde diğer modellere göre daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. En düşük von mises stres değerleri ise dik acili kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen modellerde oluşmuştur. Saatin tersi yönünde rotasyon uygulanan ortognatik cerrahi prosedürlerinde maksiller gömme miktarı arttıkça kondilin üzerine gelen stres miktarını arttırmaktadır. Posteriora açılı olan kondil modellerinde tüm Von Mises stres değerleri anteriora ve dik açılı olan kondil modellerine göre daha yüksek bulunmuştur.

Oklüzal düzlem açısı yüksek Sınıf 2 hastalarda artan saat yönü tersine rotasyon miktarı ve posteriora açılı kondil morfolojisi ile ilişkili olarak eklem ve çevre dokularında oluşan streslerin ve kondiler rezorpsiyon gibi ilişkili komplikasyonların daha sık karşılaşılabileceği akılda tutulmalıdır. Bu tip olguların tedavisinde kondil rotasyonunu en aza indirecek alternatif tedavi seçenekleri dikkate alınmasında yarar vardır.

Anahtar Kelimeler: kondil rezorpsiyonu, ortognatik cerrahi, mandibular kondil

EVALUATION OF THE EFFECT OF DIFFERENT CONDYLE NECK ANGLES ON THE STRESSES IN THE TEMPOROMANDIBULAR JOINT IN ORTHOGNATHIC SURGERIES WITH COUNTERCLOCKWISE ROTATION OF THE UPPER JAW BY FINITE ELEMENT ANALYSIS

SUMMARY

The aim of this study is to evaluate the effects of differences in condyle neck morphology on the stresses in the temporomandibular joint in the treatment of class 2 skeletal deformities with a large occlusal plane angle, with bimaxillary surgeries in which the maxilomandibular complex is rotated counterclockwise.

In our study, a total of 9 models were obtained in order to evaluate three different embedment amounts (2 mm, 4 mm, 6 mm) and 3 different types of condyle morphology (anterior angled, perpendicular, posterior angled). In order to simulate different embedding amounts, chin models were created in virtual planning software with tomography DICOM data of a patient with class 2 occlusal plane angle, and standard Le fort I and BSSO osteotomies were simulated, and 2 mm, 4 mm and 6 mm embedding movements in the maxilla of the patient were simulated, respectively. Afterwards, in these models whose mandibles were placed in the target occlusion, the condylar segments were rotated in such a way that the lower border of the mandible was equalized, and the rotations that would occur due to the embedding process were transferred to the mandible models. After the bite forces were simulated from the posterior region, the stress values in the condyle, disc and glenoid fossa were determined.

The mean von Mises stress values were found to be higher in the model with posterior angled condyle and 6 mm maxillary embedding than in the other models. The lowest von misses stress values were observed in the models simulated with vertical condyle and 2 mm maxillary embedding. In orthognathic surgical procedures with counterclockwise rotation, as the amount of maxillary embedding increases, the amount of stress on the condyle increases. All Von Mises stress values were found to be higher in posterior angled condyle models compared to anterior and right angled condyle models.

It should be kept in mind that in Class 2 patients with a high occlusal plane angle, stresses in the joint and surrounding tissues and related complications such as condylar resorption may be encountered more frequently in relation to the increased amount of counterclockwise rotation and posteriorly angled condyle morphology. In the treatment of such cases, it is useful to consider alternative treatment options that will minimize condyle rotation.

Keywords: condyle resorption, orthognathic surgery, mandibular condyle

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Bir kişinin büyümesi ve gelişmesi sırasında fasiyal komponentler öncelikle genetiğe, ikincil olarak da çevreye bağımlı olarak gelişirler. Dentofasiyal deformitelerin (DFD) meydana gelmesi, fasiyal komponentlerin anormal ve orantsız büyümesinden kaynaklanır. Bu durum gelişimsel olabileceği gibi, travma, enfeksiyon ve diğer dış etkenlerin bir sonucu olarak sonradan kazanılmış da olabilmektedir. DFD maloklüzyon, estetik bozukluklar, çiğneme, konuşma ve bireyin sosyal yaşamında azalmış özgüven, düşük özsaygı ve tüm bunların sonucunda bireyin yaşamına psikolojik olumsuzluklar olarak yansiyabilmektedir ve ayrıca bireyin mental sağlığını ve buna bağlı olarak yaşam kalitesini de etkilemektedirler (1, 2).

Günümüzde dental oklüzyon bozuklukları DFD'in sadece bir komponentidir (3, 4). Wolford ve ark. yapmış oldukları bir çalışmanın sonucuna göre fonksiyonel ve estetik sorunlara neden olan bu deformitelerin toplumun %35' ini etkilediğini göstermişlerdir(5, 6).

Ortognatik cerrahi, uygun anatomik ve fonksiyonel ilişkileri yeniden kurmak için yüz iskelet elemanlarının cerrahi manipülasyonu olarak tanımlanır. Son 150 yılda, önde gelen birkaç genel cerrah, diş hekimi, ağız ve çene cerrahı, plastik cerrah, kulak burun boğaz uzmanı ve ortodontist bu cerrahiyi bugüne kadar geliştirmişler(2).

OC, alt çeneye ve üst çeneye ayrı ayrı yada her ikisine birlikte eş zamanlı olarak uygulanan, sonucunda fasiyal estetiği, DFD ve oklüzal ilişkileri düzelten rutin cerrahi prosedürlerdir (7, 8) (9)

Ortognatik cerrahide sıklıkla ihmal edilen ancak önemli bir sefalometrik ve klinik parametre, oklüzal düzlem (OD) açılanmasıdır. OD açısı, Frankfort yatay düzlemi ile oklüzal düzlem arasındaki açı olarak tanımlanır. Yetişkinler için normal değer 4-12 derecedir (10).

Çok dik bir OD açısının olduğu iskeletsel sınıf 2 olguların tedavilerinde oklüzal düzlemin saat yönünün tersine rotasyonunu sağlayacak çift çene cerrahi işlemler kullanılır. Bu amaçla deformitenin karakteri ile ilişkili olarak maksilla paralel ya da

anteriorda daha fazla olacak şekilde gömülebilir. Bu sayede öne alınacak olan mandibulanın otorotasyonu ile birlikte çene ucu projeksiyonu arttırılabilir. Okluzal düzleminin saat yönünün tersine rotasyonunu sağlayacak bir başka yaklaşım da posterior maksillanın aşağı doğru konumlandırılması ile yapılan mandibular ilerletmedir.

Maksilomandibular kompleksin(MMK), bilateral sagittal splint ramus osteotomileri (BSSO), Le Fort I osteotomileri ile saat yönünün tersine rotasyonu mandibular kondilde de benzer bir rotasyonun oluşmasına yol açar. Bu durum eklem yüzeyinde bir değişikliğe de yol açar ve morfolojik olarak eğilimli olan mandibular kondillerde rezorbsiyon(KR) ile sonuçlanabilir. KR geri dönüşümsüz bir ortognatik cerrahi komplikasyonudur. Son yirmi yılda, literatürde çeşitli klinik ve radyolojik özellikler ve bazı varsayımsal katkıda bulunan faktörler bildirilmiştir.

Bu çalışmanın amacı; yüksek gonial açılı iskeletsel sınıf 2 deformite olgularında maksilomandibular kompleksin farklı maksiller gömme miktarları ile saat yönünün tersine döndürüldüğü durumlarda farklı kondil morfolojileri ile ilişkili olarak temporomandibular eklemden oluşan streslerin sonlu elemanlar analizi (SEA) ile değerlendirilmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Ortognatik Cerrahi

2.1.1 Ortognatik cerrahinin tanımı ve amacı

Maksilla, mandibula ve çeneyi yeniden konumlandırmaya yönelik ortognatik cerrahi, yüz harmonisi ve oranında dramatik bir gelişme sağlar. DFD maksilla, mandibula veya her iki çeneyi etkileyen iskelet anomaliler olarak tanımlanır. Etkilenen kemiklerin alveolar kretinde yer alan dişler sıklıkla maloklüzyon, çapraşıklık, rotasyonlar ve hiza bozuklukları ile kendini gösterecektir.

Hafif dentoskeletal uyumsuzlukların tedavisinde ortodontik tedavi yeterli olabilir, ancak uyumsuzluğun büyüklüğü ve şiddeti arttıkça, kombine ortodonti ve ortognatik cerrahi ile tedavi gerekli olacaktır.

En sık cerrahi gerektiren DFD mandibular ve maksiller retrüzyonlardır. Bunları maksiller vertikal yetersizlikler ve mandibular iskeletsel sınıf III bozukluklar takip eder (11) (12).

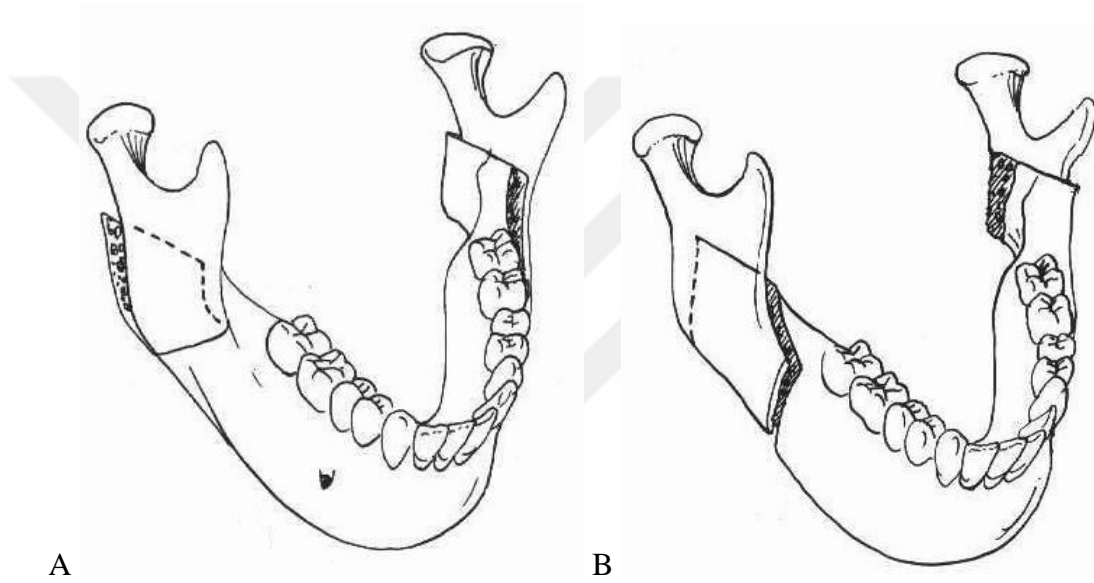
Son zamanlarda, OC'deki kavramlar yeniden değerlendirilmekte ve preoperatif planlama ve cerrahi metodolojideki ilerlemelerden ortaya çıkmaktadır. Günümüzde bu deformitelerin tedavisinde OC'e dahil edilen temel cerrahi teknikler arasında Le Fort I osteotomisi, bilateral sagittal split osteotomisi (BSSO) ve genioplasti en sık kullanılan tekniklerdir. (13) (14) (15).

OC, estetik amaçla yapılabileceği gibi, çiğneme ve TME fonksiyon bozukluklarının veya konuşma ve nefes almada yaşanan zorlukların düzeltilmesi amacıyla da yapılmaktadır. Ortognatik tedavi, sıklıkla ameliyat öncesi ve sonrasında ortodonti ile birlikte uzun yıllar sürebilen multidisipliner çalışma gerektirmektedir (16).

2.2 Ortognatik Cerrahide Uygulanan Osteotomi Teknikleri

2.2.1 Bilateral sagittal split ramus osteotomisi (BSSO)

Bilateral sagittal split osteotomisi 1957 yılında Obwegeser ve Trauner tarafından tanımlanmıştır (şekil 1A). 1961’de Dalpont BSSO da yaptığı modifikasyonla mandibular prognati ve retrognatinin tedavisinde etkin rol oynamıştır (şekil 1B). BSSO simetrik veya asimetrik ileri ya da geri konumlandırma için kullanılır (17). Horizontal yöndeki deformitelerin tedavisi de dahil olmak üzere etkin bir yöntemdir (18).

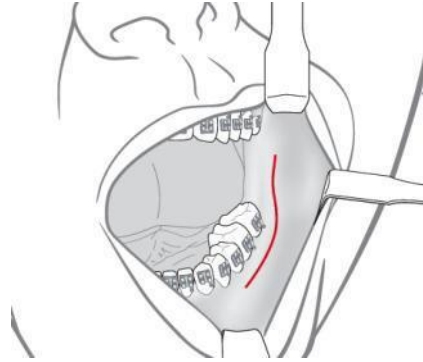


Şekil 2 1: Sagittal Split Ramus Osteotomisinin Modifikasyonları A) Obwegeser ve Trauner’in Tekniği (Obwegeser, 1955) B) Dalpont Modifikasyonu (Dal, 1961).

Cerrahi teknik

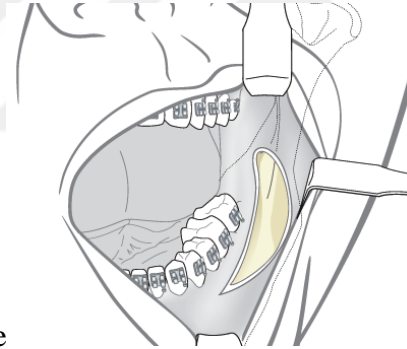
- Çeneler, rahat çalışabilmeye olanak sağlayacak biçimde, olabildiğince geniş açılarak ekartörlerle desteklenir.
- Ramusun bukkal ve lingualindeki dokulara anestezi ve hemostaz sağlanması amacıyla, mandibula angulus ve korpustaki cerrahi sahaya vazokonstrüktör içeren bir lokal anestezik yapılır.
- İnsizyon, 15 numaralı bistüri ile eksternal oblik sırt palpe edilerek onun hemen gerisinden başlayarak mandibular 2. molar dişin mezialine kadar uzatılır. Mukoperiosteal flepin kapatılabilmesi ve suturasyonun kolay olması için

insizyonun kenarında en az 5 mm'lik nonkeratinize dişeti bırakılmalıdır (Şekil 2.2) (19).



Şekil 2.2: BSSRO insizyonu.

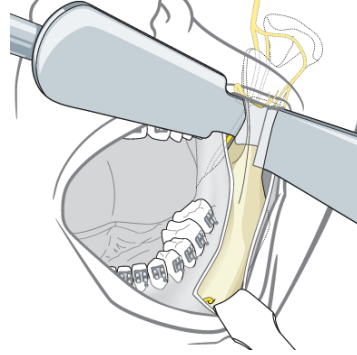
Cerrah mukoperiosteal flebi mümkün olduğunca bukkale ve yukarıya doğru genişletilerek temporal ve massater kas ataçmanlarını diseke etmelidir. Böylece ameliyat sahasının rahat görülmesine ve fiksasyonun daha rahat yapılmasına olanak sağlanır (Şekil 2.3) (19).



Şekil 2.3: BSSRO flep elevasyonu.

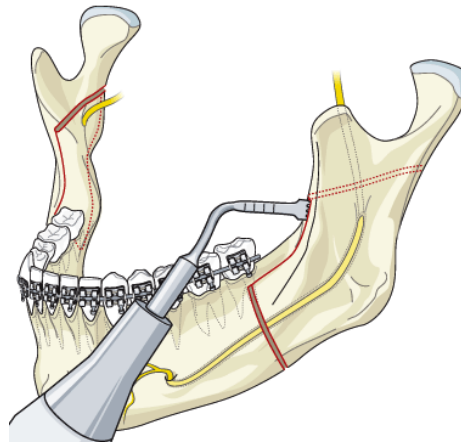
- Bir Howarth periost elavatörü kullanılarak lingual flep kaldırılır. Mukoperiost, hem öne hem de arkaya doğru ağızda bulunan son molar dişin distolingual yüzeyinden ramusa ve öne doğru ayrılır. Lambonun alt ucu mandibula korpusu hizasında mylohyoid sırttan daha derinde olmalıdır.
- Ramusun ön yüzü yukarı doğru açılarak, temporal kasın tendonu ayrılır. Bu işlem, Obwegeser koronoid retraktörü ile tendonun yavaş yavaş ortaya çıkması sağlanarak yapılır. Bu aşamada koronoide büyük bir Kocher forsepsi uygulamak kemiğe olan hakimiyeti artırır.
- Lingual lambo, sigmoid çentiğe kadar dikkatlice ayrılır ve kondil boynuna ulaşıncaya kadar kenar takip edilir. Daha sonra, dokular aşağıda lingula

mandibulaya ulaşılıncaya dek dikkatlice ayrılır ve kanal rekraktörü yerleştirilir. Kanal rekraktörü yanlışlıkla kondil boynunun arkasına kaçarsa büyük bir venöz kanama olabilir. Bu nedenle çok dikkatli olunmalıdır (Şekil 2.4).



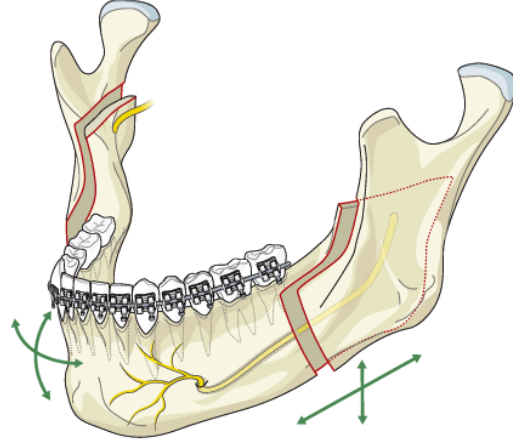
Şekil 2.4: BSSRO kanal rekraktörü.

- Lindeman frezi ile veya testere yardımıyla okluzal düzleme paralel olarak lingula mandibulanın üzerinden medial ramus kesisi yapılır.
- Medial ramus kesisinden 1. molar dişin mezialine kadar uzanan anterior vertikal ramus osteotomisi yapılır.
- Bu noktadan aşağıya mandibula korpusun alt kortikal sınırına doğru kesi uzatılarak kesi hattı bitirilir (Şekil 2.5).



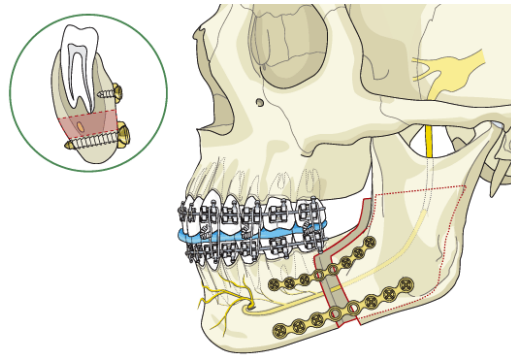
Şekil 2.5: BSSRO osteotomisi.

- Osteotomi tamamlandığında mandibula ayırıcılar ve osteotomlar yardımı ile iki segmente ayrılır. Distal ve proksimal segmentler arasında kalan nörovasküler paket kontrol edilmelidir (şekil 2.6). Nörovasküler demet proksimal segmentte kaldı ise nazik bir şekilde distal segmente taşınmalıdır (19).



Şekil 2.6: BSSRO segmentlerin hareketi

- Aynı işlemler karşı tarafta da tekrarlanır.
- Ayırma işleminden sonra mandibulanın önceden planlan konumuna taşınması için rehber splintler yardımıyla intermaksiller fiksasyon yapılır. Proksimal segmentin pasif pozisyonu kontrol edilerek kondilde olası sapmaların önüne geçilir. Mandibula böylece yeni konumunda rijit olarak fikse edilir (19).
- Mandibulanın geri alınacağı durumlarda, geri alınacak miktar çalışma modellerinde hesaplanır ve ameliyat esnasında çıkarılması gereken kemik miktarı Dingman'ın kemik forsepsleri ile sıkıca tutularak frezler yardımıyla kesilir.
- Miniplak ve vidalar kullanılarak fiksasyon yapılarak kemik segmentler bilateral olarak sabitlenir. (Şekil 2.7).



Şekil 2.7: BSSRO plak ve vida yerleşimi.

Son olarak kanama kontrolü yapılarak, isteğe bağlı olarak direnler yerleştirilir ve yara kenarları sütüre edilerek operasyon sonlandırılır (17).

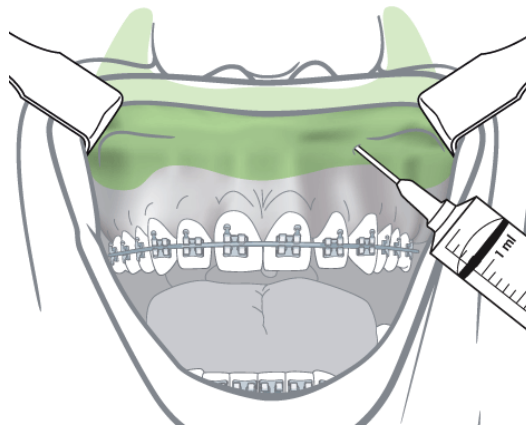
2.3 Le Fort I Osteotomisi

LeFort I osteotomisi, DFD'in düzeltilmesi veya cerrahi erişimi kolaylaştırmak için maksillanın yeniden konumlandırılması gerektiğinde, orta yüz deformitelerinin düzeltilmesinde kullanılan; horizontal ve vertikal hareketlere, rotasyona ve segmentasyona izin veren ağız ve çene cerrahisi alanında yaygın olarak kullanılan bir horizontal maksiller osteotomidir. Tümörlerin çıkarılması veya karmaşık orta yüz kırıklarının azaltılması için cerrahi erişimi kolaylaştırmak için de kullanılabilir. 1901 yılında Rene LeFort tarafından tanımlanan LeFort I yatay kırılma modeline göre adlandırılmıştır (20) (21).

LeFort I osteotomisi, maksillofasiyal cerrahlar tarafından çok yönlülüğü ve sadeliği nedeniyle, geniş bir kullanım yelpazesi ile popülerlik kazanmıştır. Uygun preoperatif ve intraoperatif hazırlıklar takip edilirse osteotomi hızlı ve verimli bir şekilde yapılabilir. Son çalışmalar, uzun vadeli stabilite ve nüksetme ile ilgili olduğu için maksiller hareketlerin güvenilirliğine odaklanmıştır. Genel olarak, LeFort 1 osteotomisi, güvenilir uzun vadeli sonuçları olan yaygın, öngörülebilir ve güvenli bir ortognatik müdahaledir (22).

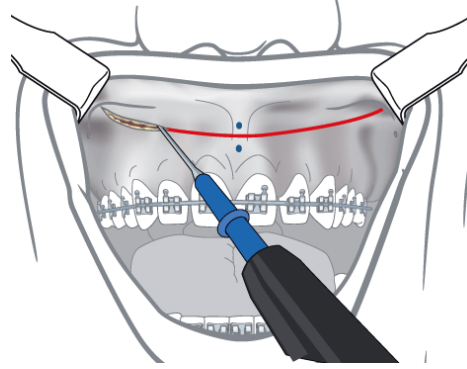
Cerrahi Tekniği

Vazokonstrüktör içeren bir lokal anestezi tüm maksiller bukkal sulkusa enjekte edilir (Şekil 2.8).



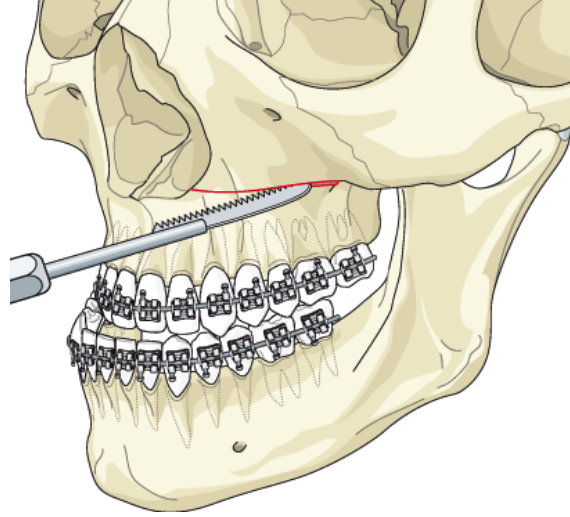
Şekil 2.8: Lefort 1 anestezi.

- İlk mukozal cerrahi insizyon, 15 numaralı bıçak veya maksillaya dik elektrokoter kullanılarak birinci molardan diğer birinci molara kadar yapılır (Şekil 2.9).



Şekil 2.9: Lefort 1 horizontal insizyonu.

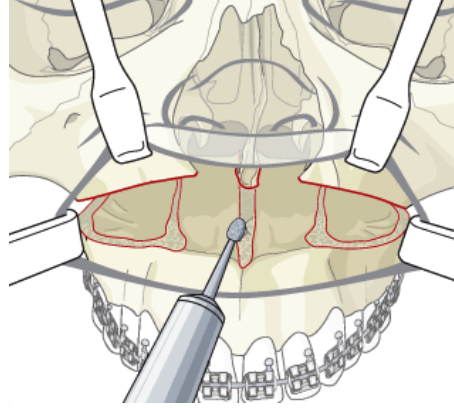
- Subperiostal diseksiyon, nazal mukozayı nazal açıklığın etrafından diseke etmeye özen gösterilerek piriform kenarların medialinde bir periost kaldıracı ile gerçekleştirilir. Kıvrımlı daha serbest bir elevatör veya bir Woodson elevatörün kör ucu, nazal mukozanın diseksiyonuna yardımcı olabilir. Nazal mukozal diseksiyonu daha sonra posterior yönde palatin kemiğine doğru ilerler. Subperiostal diseksiyon sırasında infra-orbital sinir tespit edilerek korunur.
- Planlanan osteotomi bir Bovie elektrokoter, bir frez veya başka bir aletle işaretlenebilir. Osteotomi kesisi, keskin testere veya frezler yardımı ile diş köklerinden, özellikle de kanin kökünden uzak, pterigomaksiller fissürün arkasından, öne doğru piriform fossanın kenarına uzatılır. Osteotomi daha sonra pterigomaksiller fissürün arkasından başlatılır ve irrigasyon altında testere, düz konik fissür frezi veya kemik bistüri kullanılarak piriform kenar boyunca uzatılır. Osteotomi daha sonra karşı tarafa da aynı şekilde yapılır (Şekil 2.10).



Şekil 2.10: Lefort 1 osteotomisi.

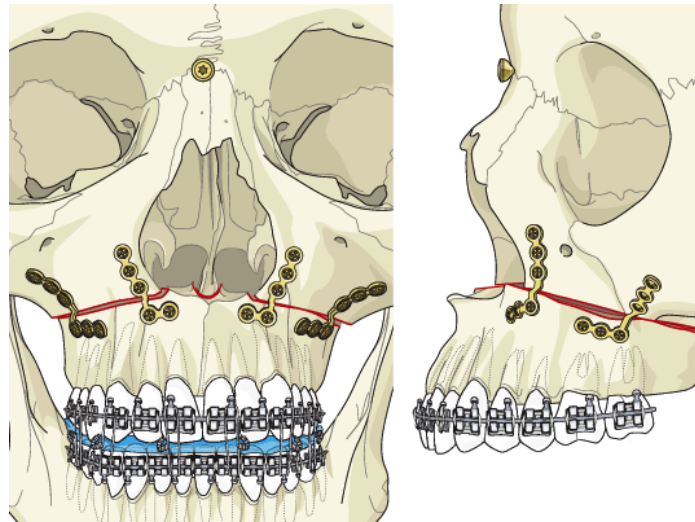
- Nazal septum ince bir osteotom veya septumun her iki tarafında osteotomun kavisli ucu burun tabanına karşı oturan çift korumalı bir osteotom kullanılarak maksilladan ayrılır. Desenden palatin arterlere zarar vermemek için bu osteotominin kadınlarda 30 mm, erkeklerde 35 mm'den fazla uzatılmamasına özen gösterilmelidir (23).
- Son olarak, pterygomaksiller bileşke, kavisli büyük bir osteotom veya anterior, inferior ve medial yönde yönlendirilen bir Tessier kullanılarak ayrılır. Osteotominin uygun seviyede tamamlanmasını sağlamak için ağız içine bir parmak pterygoid hamulusa yerleştirilir. Maksiller artere ve onun dallarına, palatin artere ve sfenopalatin artere zarar verme potansiyeli, osteotom uygun olmayan şekilde konumlandırılırsa bu adım sırasında önemli kanamaya neden olabilir. Bu nedenle, bazı yazarlar maksillanın tüberden ayrılmasını veya sadece dijital basınçla aşağı kırığı sağlamayı ve pterygomaksiller bileşkede bir osteotom kullanımından vazgeçilmesini savunmaktadır (24).
- Maksillayı aşağı kırık yapmak için dijital basınç kullanılmalıdır. Üst çene parmakla bastırılarak yada Rowe forsepsleri ile ayrılabilir. Bu noktada maksilla aşağı kırılmıyorsa: Daha önce yapılan her osteotomi dikkatlice kontrol edilmeli ve gerekirse osteotomi kolayca aşağı kırılacak bir noktaya kadar tekrarlanmalıdır.
- Planlanan cerrahiye bağlı olarak, maksillanın önceden belirlenmiş postoperatif pozisyona mobilizasyonu ve gerilimsiz olarak yeniden konumlandırılması için

yumuşak dokunun bu noktada gerilmesi gerekebilir. Bu, dijital basınç veya Rowe forsepsi ile gerçekleştirilebilir (Şekil 2.11) (22).



Şekil 2.11: Lefort 1 kemik düzenlemesi.

- Cerrahi bir splint yapılmışsa, dişe oturtulmalı, maksilla pozisyonuna manipüle edilmeli ve lastik veya teller kullanılarak maksillomandibular fiksasyon yapılmalıdır. Kondiller segmentler yukarı ve posterior yönde yönlendirilerek mandibular kondillerin ilgili fossalarına oturması sağlanır. Kondillerin doğru pozisyonlandırılmaması ameliyat sonrası maloklüzyona neden olabilir. Fiksasyon daha sonra plaklar ve vidalar kullanılarak gerçekleştirilir. Plaklar bükülerek maksilla pozisyonunun konturlarına uyumlandırılır ve iki taraflı olarak piriform aperturalara ve zigomatik-maksiller bileşkelere olacak şekilde toplam 4 plak ile sabitlenir (Şekil 2.12).



Şekil 2.12: Lefort 1 osteotomisinde plak ve vida yerleşimi.

- Vestibüler insizyonun kapatılmasından önce, büyük maksiller ilerlemelerde görüldüğü gibi alar tabanın genişlemesini sınırlamak için bir nazal cinch veya alar cinch sütür uygulamaları düşünülebilir (25).
- Daha sonra cerrahi bölge ve mukoza, devamlı veya kilitli-devamlı tarzında 3-0 veya 4-0 kromik bağırsak gibi emilebilir bir sütür kullanılarak primer olarak kapatılır.

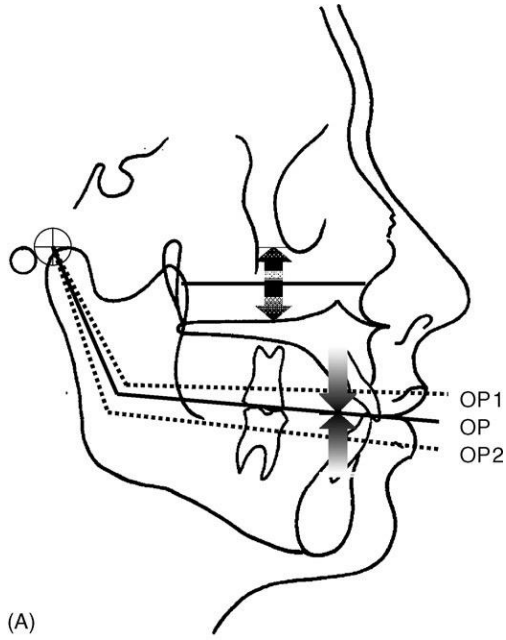
2.4 Ortognatik cerrahide planlama

DFD'in düzeltilmesi, kaliteli fonksiyonel ve estetik sonuçlar elde etmek için genellikle çift çene ortognatik cerrahi gerektirir. Çift çene cerrahisinde sıklıkla ihmal edilen ancak önemli bir sefalometrik ve klinik ilişki, oklüzal düzlem (OD) açılanmasıdır. OD açısı, Frankfort yatay düzleminin oluşturduğu açı ve alt küçük azı dişlerinin köpek uçlarına ve ikinci azı dişlerinin bukkal oluşuna teğet bir çizgi olarak tanımlanır. Yetişkinler için normal değer 4-12 derecedir (10). Dental yüz deformiteleri genellikle anormal bir OD açılanması ile ilişkilidir ve bu açının cerrahi olarak değiştirilmesi, hastalar için fonksiyonel ve estetik sonuçlar üzerinde önemli bir etkiye sahip olabilir.

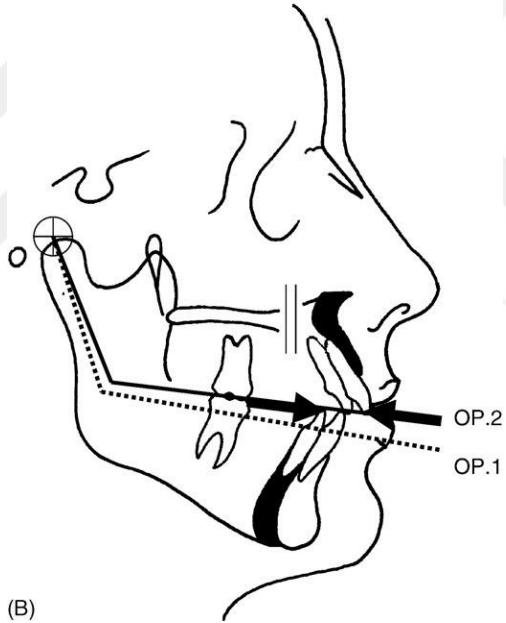
OD manipülasyonu ilk olarak 1989 yılında McCollum ve ark tarafından Sınıf II malpozisyonları ve düşük OD açıları olan olgular için alternatif bir cerrahi tasarım olarak tanımlanmıştır (26). O zamandan beri Reyneke ve Evans bu cerrahi tedavi yönteminin diğer DFD'e de alternatif olarak uygulanmasını öneren bir makale yayınlamışlardır (27).

"OD'in değiştirilmesi" veya "MMK'nin rotasyonu" olarak da bilinen OD'in manipülasyonu, bilgisayarlı tomografi (BT) planlamasının tatmin edici olmayan estetik sonuçlarla sonuçlanacağı hastalar için dikkate alınması gereken bir tedavi tasarımı haline gelmiştir (28).

Çift çene ameliyatı gerektiren dentofasiyal deformitelerin çoğu, geleneksel ortognatik tedavi planlaması ile düzeltilebilir. BT planlamasında antero-posterior tutarsızlıklar, mevcut OD boyunca çenelerin ilerletilmesi veya geri alınması ile düzeltilir. Bununla birlikte, maksillanın dikey olarak değiştirilmesi gerektiğinde, mandibula otomatik olarak dönecek ve rotasyonun bir sonucu olarak OD açısı değişecektir. Çenelerin herhangi bir antero-posterior yeniden konumlandırılması artık "yeni" OD boyunca gerçekleştirilmelidir (Şekil 2.13).



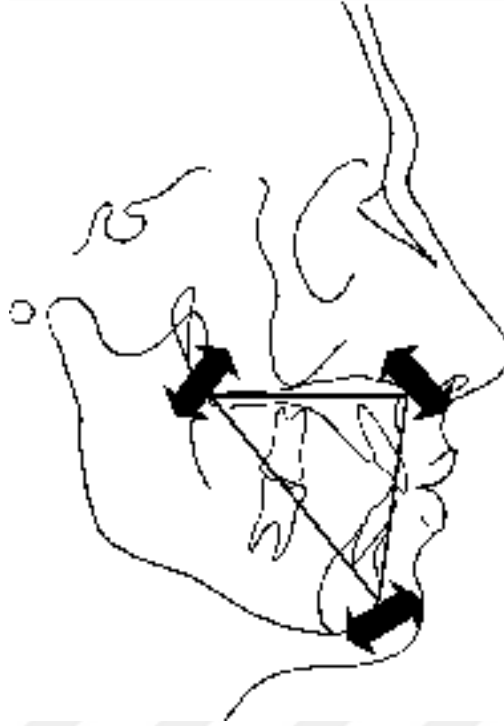
(A)



(B)

Şekil 2.13: (A) Maksillanın dikey olarak yeniden konumlandırılmasını takiben, mandibula kondilin hemen arkasındaki bir nokta etrafında otorotasyon yapacak ve sonuç olarak OD açısı OD'den OD.1'e düşecek veya OD'den OD.2'ye artacaktır (B) Maksilla superior yönde yeniden konumlandırılmış ve oklüzal düzlem OD.1'den OD.2'ye döndürülmüştür.

MMK, burada bir üçgen ile temsil edilir, estetik gereksinimlere göre saat yönünde veya saat yönünün tersine döndürülebilir (Şekil 2.14).



Şekil 2.14: Burada bir üçgenle gösterilen MMK, estetik gerekliliklere göre saat yönünde veya saat yönünün tersine döndürülebilir.

OD'nin cerrahi olarak değiştirilmesinden fayda sağlayabilecek iki temel yüz tipi vardır.

Yüksek oklüzal düzlem açısı (YOD), dolikosefalik morfolojik tip ve düşük oklüzal düzlem açısı (DOD), brakisefalik morfolojik tip: (5, 29) (6, 10)(Tablo 2.1).

Tablo 2.1: Yüksek oklüzal düzlem açılı yüz tipi ve Düşük oklüzal düzlem açılı yüz tipi.

Yüksek oklüzal düzlem açılı yüz tipi (YOD)	Düşük oklüzal düzlem açılı yüz tipi (DOD)
<ul style="list-style-type: none"> • Artmış OD açılanması (12 dereceden fazla OP); • Ön dikey maksiller hiperplazi veya arka dikey maksiller hipoplazi; • Anteroposterior mandibular hipoplazi; • Yüksek çene düzlemi açılanması; • Anterior açık kapanışla birlikte veya olmadan Sınıf I, Sınıf II (en yaygın) veya Sınıf III maloklüzyon. 	<ul style="list-style-type: none"> • Azalmış OD açısı (4 dereceden az); Düşük çene düzlem açısı; • Belirgin mandibular gonial açıları; • Mandibular denito-alveole göre güçlü çene; • Sınıf I, Sınıf II veya bazen Sınıf III oklüzal ilişkiler.

MMK'in saat yönünün tersine rotasyonu:

Çok dik bir OD açısının olduğu deformitelerin düzeltilmesi genellikle posterior maksiller downgrafting gerektirir. Yüksek oklüzal düzlem açılı yüz tipi (YOD) hastaları MMK'in saat yönünün tersine rotasyonu'nundan yararlanabilir.

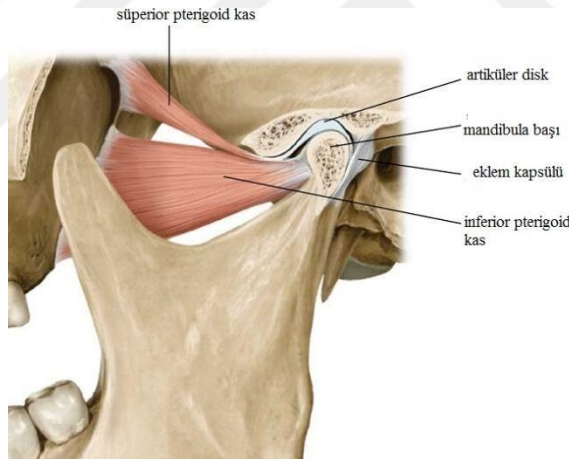
MMK'in saat yönünde rotasyonu:

Düşük OD açılı yüz tipi, en iyi işlevsel ve estetik sonuçları elde etmek için MMK'nin saat yönünde rotasyonu'nundan yararlanabilir.

2.5 Temporomandibular Eklem (TME)

2.5.1 TME, Anatomisi ve Fizyolojisi

TME, dış kulak yolunun önünde, masseter bölgesinin arka üst tarafında, mandibulanın prosessus kondilarisi ile temporal kemiğin fossa artikularisi arasında bulunan, kafa iskeletindeki tek hareketli eklemdir (Şekil 2.15) (30).

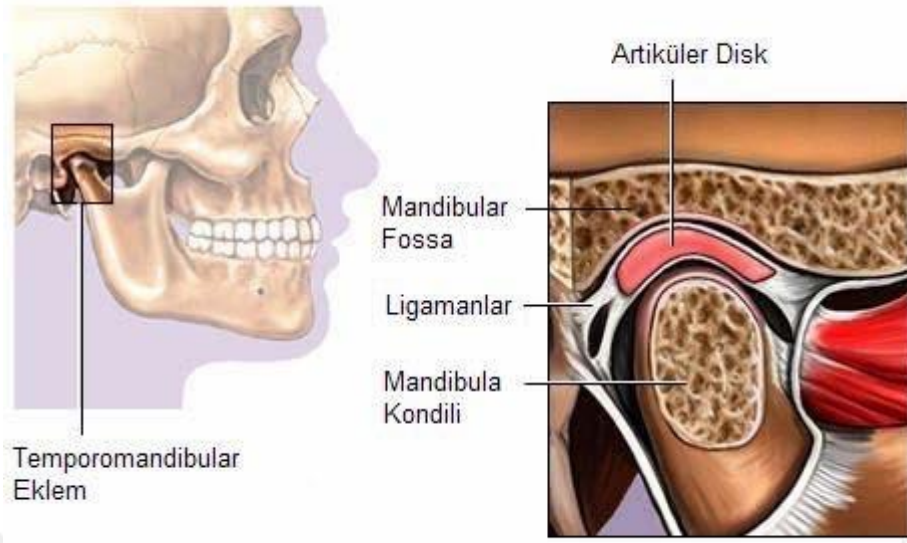


Şekil 2.15: TME anatomisi.

Temporal kemiğin skuamoz (pars squamosa) parçasındaki eklem çukuru (fossa mandibularis-glenoid kavite) ve eklem tüberkülü (tuberculum articulare-artiküler tüberkül) eklemün üst kemik bölümünü, mandibula kondili (condylus mandibularis) ise alt kemik bölümünü oluşturur. Fibrokartilaj yapıdaki eklem diski (discus articularis) eklem boşluğunu iki bölmeye ayırır. TME'yi saran eklem kapsülü (capsula articularis) ve destekleyen çeşitli ligamentler (ligamenta articulare) vardır (31) (32).

TME, sınırlandırılmış hareket kabiliyeti olan ginglimoartroidal bir eklemdir (Şekil 2.16). Diğer eklemlerde olmayan ve santral sinir sistemi tarafından integrasyonu

gereken hem rotasyon hem de translasyon hareketlerini gerçekleştirebilen vücudun en karmaşık yapıya sahip eklemidir (33) (34) (35).



Şekil 2.16: Temporomandibular eklem.

TME, vücudun diğer eklemlerinden farklıdır ve belirli özelliklere sahiptir. Bunlar;

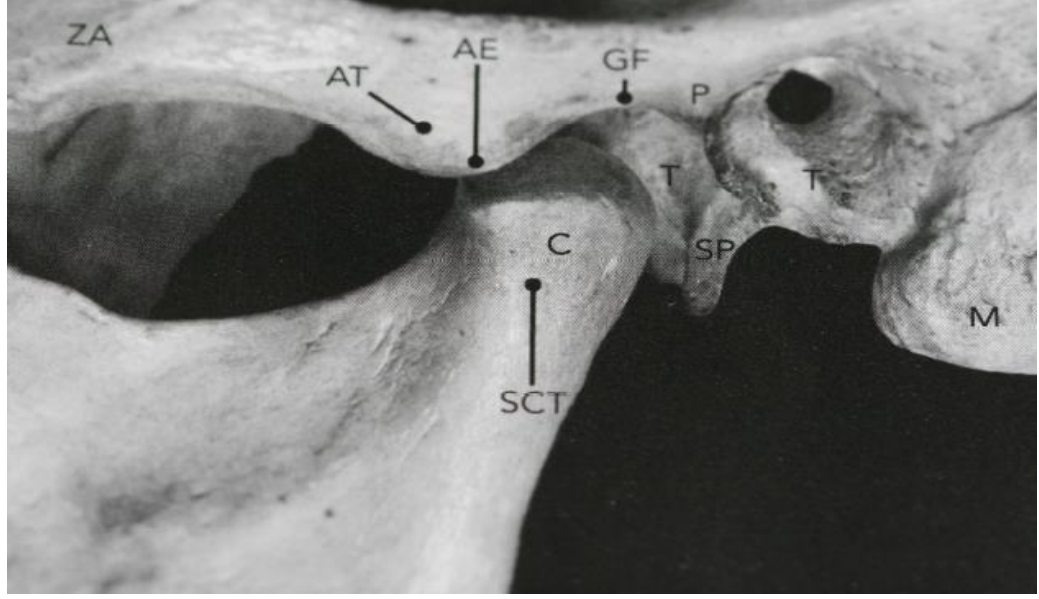
- Her iki eklem ayrı birer fonksiyonel birim gibi hareket ederken bir eklemdaki hareket veya fonksiyonel değişiklikler diğerini de etkiler.

- TME'nin nonvaskülarize artiküler yüzeyleri, yoğun fibröz konnektif dokudan oluşurken diğer eklemlerde hyalin kartilaj bulunur. Fibröz dokuda hyalin kartilaja oranla daha az dejeneratif değişiklikler gelişir ve fibröz doku, hyalin kartilajdan daha çok rejenerasyon ve tamir yeteneğine sahiptir.

- Vücudun diğer eklemlerinden daha komplekstir. Kayma hareketi devam ederken stabil kalabilme yeteneğine sahiptir.

- Dişler oklüzyonda olmadığına, kondilin glenoid fossadaki konumu kemik, kas ve ligamentler tarafından belirlenir.

- Vücudun diğer eklemlerinden farklı olarak bağımsız hareket olmaması özelliği ile her iki TME arasında bir ilişki mevcuttur. Klinik olarak; bir taraftaki fonksiyonun bozulması diğer eklemde hareketlerini de değiştirmektedir. Böylece unilaterale durum, karşı taraf eklemda primer sorun olmamasına rağmen ağrı ve disfonksiyona neden olabilir (36).



Şekil 2.17: 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) (37).

Glenoid Fossa ve Artiküler Protüberens

Eklem temporal kısmı; posteriordan anteriora doğru dört fonksiyonel parçaya bölünebilir: 1) Postglenoidal çıkıntı, 2) Glenoid fossa, 3) Artiküler protüberens, 4) Eminensin apeksi.

Glenoid fossa oldukça ince yapıdadır ve glenoid fossanın artiküler yüzeyi mediolateral eksenine ortalama 23 mm, anteroposterior eksenine ortalama 19 mm'dir. Glenoid fossa mandibula kondilinin oturabilmesi için konkav bir yapısı vardır (33).

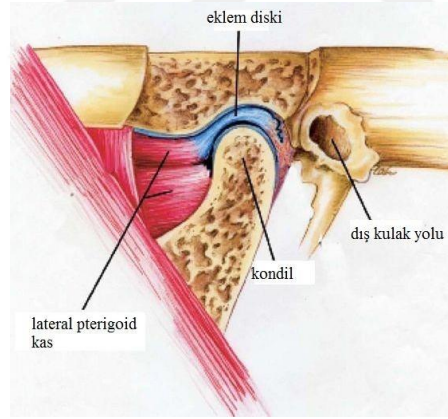
Mandibular Kondil

İnsanda kondil şekli ve boyutu kişilere göre farklılık göstermektedir. TME yüzeylerinin 5-20 Newton (N) yüke maruz kaldığı deneysel olarak gösterilmiştir. Hastaların kapanışında bu kuvvet kısmen kapanıştaki premolar ve molarlar tarafından engellenmektedir. Diş kaybı eklemde daha fazla kuvvet binmesine ve dekompanzasyona neden olmaktadır (38) (39).

Mandibula kondili ve mandibular fossa yoğun kortikal kemikten oluşur. Kondil ve fossanın artiküler yüzeyleri düzensiz kartilaj benzeri yapıda hücrelerden oluşan yoğun fibröz bağ dokusu ile kaplıdır (33) (40). Gençlerde, yetişkinlere oranla daha yuvarlak formdadır. Sağ ve sol kondil arasında asimetri görülebilir (41).

Artiküler Disk

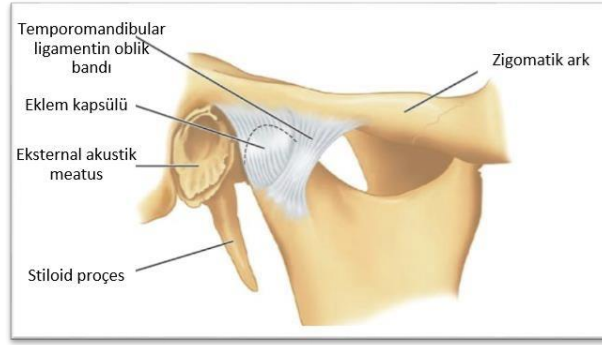
Artiküler disk, kondil ve temporal kemik arasında yer alıp bikonkav oval bir yapıdır. Ortasında vasküler kan damarları ve sinir hücreleri olmayıp hiyalin yapıda, periferinde ise kan damarları ve sinir hücreleri olan yoğun kollajen bağ dokusundan oluşmaktadır. Ortada 1 mm, perifere doğru artarak 2-3mm'e ulaşan şekildedir. Lateralde kondilin boynuna yapışan güçlü bir ligamanla birleşir. Diskin anterioru hariç diğer sınırları, disk ve temporal kemik arasındaki üst eklem boşluğundan kondil çevresindeki alt eklem boşluğunu birbirinden ayıran kapsüler ligamanlar veya sinovyal membranlara tutunmuştur. Diskin anterioruna ve oradan da lateral pterigoid kasa, tendon yapıdaki lifler tutunurlar. Diskin posterior kısmı glenoid fossaya oturacak şekildedir ve kondilin distal yüzeyi boyunca kısa bir mesafede uzar. Kondilden, alt eklem boşluğu ile ayrılır. Diskin bu uzantılarının arkasında gevşek, dalga dalga, sinirlerden bol vasküler bağ dokusu uzanır. Anatomik nedenlerden dolayı kondil normalde yukarıya ve geriye doğru hissedilebilecek derecede uzayamaz, fakat temporomandibular eklem düzensizlikleri (örneğin disk deplasmanı) durumunda aşağıya ve geriye doğru hareket etmiş olabilir (Şekil 2.18) (33) (42).



Şekil 2.18: Normal disk pozisyonu.

Eklem Kapsülü

Eklem, kondilin boynuna ve temporal kemiğin artiküler yüzeyinin sınırı çevresine tutunan ligamentöz bir kapsülle kaplanmıştır. Kapsülün kondile bağlantısı yüzeysel olup, kondilin farklı yönlerinde farklı seviyelerde uzanmaktadır (Şekil 19) (43).



Şekil 2.19: TME kapsülü.

Kapsülün anteriolateral tarafı temporomandibular ligamanı oluşturmak üzere kalınlaşmaktadır, fakat bir ligaman olarak ayırt edilebilmesi için yeterince kalınlığa sahip değildir. Kapsülün anteriolateral kısmı eklemi stabilize eden bir yapı olarak düşünülmektedir, fakat bu yapı tamamıyla ligamentöz yapıyı veya tendon dokusunun morfolojik karakterini temsil etmeyebilir (33).

Kapsülün posteriorundaki fiberler ile diskin bilaminar kısmı birleşerek temporal kemikten geçerek mandibulaya tutunurlar. Kapsülün anterior kısmı diske ve superior lateral pterigoid kasa tutunabilir (33).

Eklem kapsülünün bir diğer önemli görevi de uzaydaki pozisyonu ve hareketlerin kinetiği ile ilgili duyuşsal bir geri besleme (feedback) mekanizması olan propriyosepsiyondur (33).

Kondil Konumları ve Kapanış

Sahip olduğumuz bilgiler ışığında dört temel kondil konumu tanımlanabilir: 1) sentrik, 2) alışkanlığa bağlı, 3) tedavi edici, 4) adapte olmuş. Bunlar sadece sentrik konum kapanış tarafından belirlenmek zorunda değildir.

Sentrik ilişki mandibula ve maksilla arasındaki ilişkiyi doğru saptayabilen dolayısıyla oklüzal kontakt ilişkisini doğru kaydeden en güvenilir referans noktasıdır (31). Yıllar içerisinde sentrik ilişkinin her ne kadar değişik tanımlamaları yapılmışsa da genellikle, kondiller terminal menteşe pozisyonundayken mandibulanın pozisyonunu belirlemek için kullanılmıştır. Terminal menteşe eksen, kondillerden geçtiği düşünülen eksenidir. Alt çenenin de bu eksen etrafında ve sagittal düzlemde rotasyon hareketi yaptığı düşünülmüştür. Mc Collum, terminal menteşe pozisyonunu kondillerin glenoid fossa içinde en geri pozisyonu olarak tanımlasa da yıllar içinde bu tanımda değişiklikler olmuştur(44). Günümüzde terminal menteşe eksen kavramı ortadan kalkmış, yerine

rotasyonun anlık eksenini (RAE) terimi geliştirilmiştir. Bu eksen de mandibulanın eş zamanlı olarak rotasyon ve translasyon hareketini yaptığı eksen olarak tanımlanmıştır(45).

İlerleyen yıllarda, kondiler hareketlerin, rotasyonun 3 eksenini tarafından yönlendirildiği gösterilmiştir. Böylece sentrik ilişki kavramı 3 boyutlu bir karakter kazanmış ve kondilin glenoid fossa içerisindeki en geri, en üst, en orta pozisyonu olarak tanımlanmaya başlamıştır. Okeson'a göre, optimum fonksiyonel eklem pozisyonu kriterlerini oluştururken TME'in anatomik yapısı iyi değerlendirilmelidir. Bilindiği gibi artiküler disk kan damarı ve sinir içermeyen yoğun fibröz bağ dokusundan oluşmuştur. Bu nedenle bu yapı zarar görmeden ve ağrı stimulusu oluşturmadan yoğun kuvvetlere karşı koyabilir. Diskin amacı fonksiyonel hareketler esnasında kondili stabilize etmek, korumak ve diğer dokulardan ayırmak olarak özetlenebilir. Bununla beraber, eklem konumsal stabilitesi disk tarafından belirlenmez(31).

Sentrik kondil konumu, TME'nin en rahat durumudur. Bu ideal konumdan sapmalarla her zaman karşılaşılabileceği için, Dawson adapte olmuş kondil konumu terimini ortaya atmıştır. Bu terim ideal durumdan sapan ve bireyin adaptasyon sınırları içinde oluşabilecek her fossa-disk-kondil ilişkisine uyarlanabilir (46).

Normal bir Temporomandibular Eklem tanımı.

Normal bir TME aşağıdaki fonksiyonel özelliklerle tanımlanır:

1. Eklem yüzeylerinin, gerekli bir hareket aralığı içinde birbiri üzerinde ağrısız bir şekilde hareket etme yeteneği.
2. Bir bağlantı boyunca uygun yük dağılımı.
3. Fonksiyon sırasında eklem stabilitesi.
4. İnterdijitasyonda dişler için destek

TME bozukluğunun dentofasiyal deformitelere etkileri

Mandibular kondillerdeki adaptif gelişimsel değişiklikler (47) ve mandibular kondillerin gelişim sonrası dejeneratif değişiklikleri yüz iskeletinde ve oklüzyonda değişiklik yaratabilir (48) (49). Ayrıca morfoloji ve oklüzyonda değişikliklere neden olan travma veya gelişimsel deformite TME'nin biyomekaniğini değiştirebilir ve sonuç olarak TME iç dengesizliğine dönüşebilir(49).

Çocuklarda iskeletsel sınıf II maloklüzyonun temporomandibular bozukluklar (TMB) semptomlarına eğilimi daha yüksektir (50). Ayrıca, iskeletsel sınıf II maloklüzyon, daha uzun arka yüz yüksekliği ve hiperdiverjan profil, TME iç düzensizliği'nin artan şiddetini gösterme eğilimindedir (51). Çeşitli semptomlarla kendini gösteren TMB mandibular kondillere anormal stres uygulayabilir ve mandibula büyüme modelini etkileyebilir (52).

2.5.2 Ortognatik cerrahinin TME üzerine etkisi.

OC sonrası DFD hastalarında yüz iskeletindeki değişikliklerin TME, çiğneme kasları ve çevre yumuşak dokular üzerinde etkisi vardır. TME semptomları olan hastalarda OC öncesi doğru tanı ve tedavilerin alınabilmesi için anamnez alma, odaklanmış fizik muayene ve endike olduğu üzere BT veya MR gibi görüntüleme modalitelerini içeren kapsamlı bir değerlendirme yapılmalıdır. Bu değerlendirmeler, TME'in durumunu belirlemek için ameliyat öncesi, sırası ve sonrası yapılır ve uygun şekilde yönetilir. OC sonrası TME semptomlarındaki değişiklikler, çiğneme ve yüz kaslarını içeren birçok faktör, disk-kondil ilişkisindeki düzelme ve psikolojik faktörler ile ilişkilidir. Mandibular osteotomiyi içeren herhangi bir cerrahi prosedür TMB'leri doğrudan etkileyebilir.

DFD, genetik yatkınlık, çevresel maruziyet, çocukluk çağı yüz travması veya enfeksiyonu, kist veya tümör, gelişimsel maloklüzyona neden olan parafonksiyonel alışkanlık, tek taraflı kondiler hiperplazi, mandibular hipoplazi, önceki cerrahi işlemler, veya temporomandibular eklem bozukluğundan kaynaklı çeşitli sebepleri vardır (53).

DFD'si olan hastalarda, daha iyi bir yüz profili ve iskeletsel maloklüzyon ve asimetrinin düzeltilmesi için OC gerekir. OC uygulanan hastaları motive eden faktörler, çiğneme, konuşma ve yutma fonksiyonlarının yanı sıra fasiyal estetik ve psikososyal faktörlerin iyileştirilmesidir (54) (55). Mandibular kondil TME'yi oluşturan anatomik yapılardan biridir ve kondillerin temporal kemiğe göre konumu OC sırasında çeşitli hareketlerle değiştirilebilir.

Birçok DFD hastası, fonksiyon ve estetiğin yanı sıra TME semptomlarını iyileştirmeyi de arzu etmektedir (56). Ancak, OC ve TME komplikasyonları arasındaki ilişki ile ilgili güncel literatürler halen tartışmalıdır (57). Bazı yazarlar TME disfonksiyonunun

OC'den sonra düzeldiğini, ancak diğerleri TME üzerinde zararlı etkilerin OC'den sonra ortaya çıkabileceğini iddia etmektedir (58) (59).

2.6 Ortognatik cerrahiye takiben görülen kondiler rezorpsiyon.

OC, maksillofasiyal deformiteleri düzeltmek için yaygın olarak kullanılan bir ameliyattır. Bu ameliyatın ağız fonksiyonunda iyileşme, psikososyal faydaları (60), TMB üzerinde olumlu etkileri (61) ve yüz görünümünü iyileştirme (62) gibi birçok faydası vardır.

Ortognatik cerrahi sonrası kondillerdeki morfolojik değişiklikler doğal bir adaptasyonun sonucu gibi görünmektedir, ancak bunların kapsamı ve TME fonksiyonu üzerindeki etkisi belirsizdir ve halen tartışılmaktadır. Bu morfolojik değişiklikler sadece fizyolojik yeniden şekillenme sürecinin bir parçası olabilir veya KR yol açabilir (63). Son yıllarda eklem diskinin cerrahi işlem öncesi ve sonrası konumu, ameliyat sırasında mandibulanın saat yönünde dönmesi ve kondiler erozyon veya deformitesi gibi cerrahi veya cerrahi olmayan birçok etiyolojik faktör incelenmiştir.

Risk altındaki hastaları belirleme ve KR insidansını ve şiddetini ölçme yeteneği, ameliyat sonrası nüksün anlaşılması ve kontrol edilmesinde ve ayrıca kondil rekonstrüksiyon prosedürlerine veya daha sonra TMB'ler için spesifik tedavilere yönelik potansiyel ihtiyacın azaltılmasında kritik öneme sahiptir.

BSSO, mandibular deformitelerin düzeltilmesi için yapılan bir cerrahi prosedürdür. BSSO genellikle mandibular hipoplazili iskeletsel sınıf II olguların tedavisinde standart cerrahi teknik olarak kabul edilir. Mandibular ilerletme için BSSO'yu takiben TME'de artan yükler ve pozisyonel kondil değişikliklerine neden olabilir. Bu değişikliklerin TME'lerin doğal adaptif kapasitesini aşması, kondiler yeniden şekillenme ve rezorpsiyon olarak bilinen klinik antitelere yol açacaktır. Kondillerin yeniden şekillenmesi, TME'lerin fonksiyonel talepleri karşılamaya yönelik fizyolojik adaptif bir mekanizmasıdır. Öte yandan, KR, kondiler konfigürasyonda ilerleyici bir değişiklik ve ardından kütlede bir azalma olarak tanımlanır. Literatürde sıklıkla kondiliz, osteoartroz, disfonksiyonel yeniden şekillenme, avasküler nekroz, osteonekroz ve kondiler atrofi terimleriyle de karşılaşılmaktadır. KR, mandibular ilerletme için BSSO'dan sonra geç postoperatif nüks (>12 ay) olarak bildirilir(64), bu

da posterior yüz yüksekliğinde azalmaya, mandibular rotasyona, mandibular retrognatizme ve anterior açık kapanışa neden olur. BSSO'dan sonra bilateral kondiler atrofi insidansını ilk bildiren 1978'de Philips ve Bell'dir (65). Atrofinin geniohyoid ve anterior digastrik kasların artan kas gerilimine bağlı rezorbsiyon sonucu oluştuğunu varsaymışlardır.

BSSO'yu takip eden KR, hastanın özellikleri veya cerrahi prosedürün kendisi ile ilgili olabilecek çeşitli faktörlerden etkilenir. Kadın cinsiyet, 15-35 yaş arası genç yaş, yüksek mandibular düzlem açılı (MPA) mandibular hipoplazi, ameliyat öncesi TME disfonksiyonu (TMD) ve kondil boynunun posterior eğimi hasta ile ilişkili faktörlerdir. Cerrahiye bağlı faktörler arasında büyük mandibular ilerletme, proksimal segmentlerin saat yönünün tersine rotasyonu ve fiksasyon tipi yer alır.

2.7 Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi

2.7.1 Mekanik terimleri

En genel tanımıyla biyomekanik, biyoloji ve mühendislik bilimlerinin yaşayan canlılar üzerindeki uygulama alanıdır. Biyomekanik çalışmalarında, mühendislik yöntemleri de kullanılarak, canlıların nasıl hareket ettikleri, hareketlerinin nasıl kontrol edildiği, hareket sırasında değişik bölümlerde oluşan kuvvetlerin etkisi, canlı ve cansız dokular üzerinde zorlanma durumları incelenmekte, tedavi yöntemleri test edilmekte ve geliştirilmektedir. Bir başka deyişle biyomekanik çalışmalarda, fiziksel ve mekanik yöntemler kullanarak dokular tanımlanır ve kuvvet etkisiyle ne gibi etkiler oluşacağı ortaya konur. Geleneksel biyomekanik testlerin ve sonlu eleman analizinin uygulanması sırasında kullanılan temel biyomekanik terimler, deneylerin uygulanması ve sonuçların yorumlanması açısından önemlidir (66). Biyomekanik, statik biyomekanik ve dinamik biyomekanik olarak incelenebilir. Statik biyomekanikte, hareketsiz ya da bir düzen içerisinde doğrusal olarak hareket eden objelerin hareketi incelenir. Dinamik biyomekanikte ise hareketli bir cismin mekanik özellikleri incelenir. Hareket, düzlemsel ya da dairesel olarak iki tiptir (66).

Kuvvet: Bir cismin diğerine uyguladığı dış etki, kuvvet olarak adlandırılır. Newton yasalarına göre her uygulanan etki kuvvetine karşı cisim tarafından bir direnç kuvveti uygulanır, buna tepki kuvveti adı verilir (66).

Gerilim: Bir cismi ko-lineer kuvvetlerin zıt yönde çekmesi ile cisimde oluşan yükleme modülüdür. Bu kuvvet cismin boyca uzamasına, ence daralmasına neden olur (66).

Kompresyon: Bir cismi ko-lineer kuvvetlerin aynı yönde çekmesi ile cisimde oluşan yükleme modülüdür. Bu kuvvet cismin boyca kısalmasına, ence genişlemesine neden olur (66).

Stres (s): Dışardan uygulanan kuvvetlere karşı cisimde oluşan birim hacimdeki kuvvettir. Stres normal (cismin uzunluğunu değiştiren) ya da makaslama (cismin açısını değiştiren) şeklinde olabilir. Stresin birimi Pa'dır (N/cm²) (66).

Gerinim (e): Yükleme altında materyalin herhangi bir noktasında oluşan deformasyondur. Normal ve makaslama olarak iki tiptir. Önceki boyut ile yeni oluşan boyutun karşılaştırması olduğu için birimi yüzde (%) olarak bildirilir. Değişimdeki oranın yüz ile çarpılması ile elde edilir. Genellikle oranın binde birlik kısmı önemli sonuçlar ifade eder (66).

Esneklik Kat Sayısı, Young Modülü, Elastik Modül (E): Deformasyonun, elastik cismin herhangi bir noktasındaki gerilimin gerinime oranı ya da bir başka deyişle birim alanda oluşan gerilmedir. Cismin etki altında kaldığı kuvvete karşı direncini belirler ve her madde için farklı değerdedir. Elastik modül ne kadar yüksekse cisim deformasyona karşı o derecede dirençlidir. Birimi Pa'dır (N/cm²). Elastik modül ya da esneklik kat sayısı, ilk olarak İngiliz fizikçi Thomas Young tarafından hesaplandığı için "Young modülü" olarak da adlandırılır (66).

Poisson Oranı (v): Çekme veya basmada, aksiyel yükleme esnasında aynı zamanlı aksiyel ve lateral gerinim mevcuttur. Çekme yüklemesi altında, yüklemenin yönünde materyal uzadığında çapraz kesitte azalma vardır. Basma yüklemesi altında çapraz kesitte bir artış vardır. Elastik sınırlar içerisinde lateral gerinimin aksiyel gerinime oranı Poisson oranı olarak tanımlanır. Çekme yüklemesinde Poisson oranı, elastik deformasyon esnasındaki uzama çapraz kesit azalmasıyla orantılıdır. Çapraz kesitte azalma materyal kırılıncaya kadar devam eder. Daha yumuşak olan materyaller çekme esnasında çapraz kesitte daha fazla azalma gösterir ve Poisson oranı daha yüksek olur (66).

Elastik Deformasyon: Üzerindeki stres kaldırıldığında cismin eski haline dönmesidir (66).

Plastik Deformasyon: Üzerindeki deformasyon kaldırıldığında cismin eski haline dönememesidir (66).

İzotropik Materyal: Bu maddelere farklı yönlerden kuvvet uygulandığında aynı mekanik özellik gösterirler. Tüm yönlerdeki elastik özellikleri aynıdır (örneğin, kağıt). Buldukları kordinat sisteminden bağımsızdırlar (66).

Ortotropik Materyal: Farklı yönlerden kuvvet uygulandığında farklı mekanik özellikler gösterirler. Bu cisimlerin elastik modülü, kuvvetin uygulandığı yöne göre değişiklik gösterir (örneğin kemik ya da tendon) (66).

Hooke Kanunu: Birim şekil değiştirmeler ile gerilimler arasında doğrusal bir ilişki olduğunu kabul eden bir kanundur ($F = -kx$). Belirli gerilme sınırlarını aşmamak kaydı ile yani küçük yer değiştirmeler için, cisimlerin davranışını yaklaşık olarak ifade eder. Gerilim ve gerilme arasındaki ilişkiyi gösteren eğri, cisme kuvvet uygulandığında cisimde ne kadar bozulma olacağını tahmin etmeye yarar. Bu eğrideki düz eğim kuvvet katsayısını (k) verir ve cismin sertlik derecesini gösterir. Yüksek esneklik katsayısı rijit, düşük esneklik katsayısı ise esnek materyalleri tanımlar. Formüldeki eksi işareti ise kuvvetin her zaman yer değiştirme yönüne ters olduğunu belirtir (67).

Fatigue, Yorgunluk: Yükleme sonucu materyalde oluşan kırılmadır (66).

Bükülme: Cismin uygulanan kuvvet sonucunda bir eksen etrafında hareket etmesidir. Cismin bükülen yüzeylerinde karşılıklı olarak kompresyon ve gerilim oluşur (66).

Von Mises Stres (Eşdeğer Gerilim, Equivalent Stress,): Çekilebilir (ductile) materyaller için, şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanır. Von Mises stresi, materyal üzerinde oluşan stres dağılımları ve yoğunlaşmaları hakkında bilgi edinmek amacıyla kullanılır. İki veya üç boyutta oluşan stresleri birleştirerek, tek yönde yüklenen materyalin çekme (tensile) dayanıklılığını verir. Von Mises stres, kırılma dayanımının ölçülmesindeki analizlerde de kullanılır (68) (69) (70).

Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi

Son yıllarda Oral maksillofasiyal cerrahi ve ortopedide biyomekanik çalışmalarda kullanılan 3 boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi, detaylı mekanik ölçümleri kolaylaştırması ve parametrelerin daha kontrollü değiştirilmesine izin verdiği için oldukça popüler olmuştur. Sonlu elemanlar analizinde, analiz edilecek canlı ya da cansız yapıların gerçeğe en yakın şekilde modellenmesi yapılır. Tüm model,

matematiksel olarak anlamlı parçalara (elemanlara) bölünür. Elemanlar değişik geometrik şekillerde olabilir ve birbirlerine “düğümlemlerle” bağlıdır. Düğümler aracılığıyla bir elemandaki fiziksel değişiklik diğer elemanlara aktarılır. Böylece boyutları belirlenmiş bir modelde, bilgisayar programı yardımıyla belirlenmiş şiddet, yön ve alandaki kuvvet.

Sonlu elemanlar stres analizi, kompleks geometrik bir yapının bilgisayar ortamında ağ yapısına dönüştürülerek, maruz kaldığı stresleri ve uğradığı deformasyonu analiz etme yöntemidir. Yapı, birbirine düğümler vasıtasıyla bağlı sonlu elemanlara ayrılır. Bu elemanların tipi, dizilişi ve sayısı analizin sonucunu etkiler (71). Her bir düğümden oluşan stres ve yer değişimi hesaplanabilmektedir (72).

Dental implantolojideki komponentlerin kompleks geometrileri nedeniyle, bu sistemlerin analizi için kullanılacak en iyi yöntem olarak değerlendirilmektedir (73) (74). Bu yöntem kompleks geometriye sahip olan yapılardaki gerilme, sıkışma stresleriyle birlikte yer değiştirme durumlarının hassasiyetle analiz edilmesine yardımcı olur (75) (76).

Gerilme değerleri ölçülürken Von-mises gerilmesi dikkate alınır. Von-mises stresinin ölçümü ile doku ve materyallere uygulanan kuvvete karşı direnç değerlendirilir. Von-mises gerilmesi tüm yönlerde oluşan normal ve kayma gerilmesinin bileşkesidir. Bu gerilme kemik, diş ve kullanılan biyomateryalde meydana gelebilecek hasarı incelemek açısından önemlidir.

SESA, ilk kez 1956 yılında uçak mühendisliğinde kullanılmıştır. Daha sonra Tuner ve ark. bu sayısal analiz metodunu daha kapsamlı tanımlamıştır (77), ve dental yapılarla ilgili olarak ilk kez 1973 yılında Farah ve ark. tarafından kullanılmıştır (78) (79).

2.8 Sonlu Eleman Analizi Yönteminin Avantajları ve Dezavantajları

SESA'nın Avantajları:

SEA'nın avantajları şu şekilde sıralanabilir (80) (81) (82) (83)

1. Lineer veya lineer olmayan karmaşık geometriye sahip katı cisimler modellenebilir.
2. Geliştirilen yazılımlar sayesinde gerçeğe çok yakın modeller oluşturulabilir.

3. İstenilen sayıda model oluşturulabilir.
4. Modellerde farklı malzemeler değerlendirilebilir.
5. Uygulanan kuvvetin yönü, şiddeti, malzemenin özelliği ve geometrisi değiştirilerek analizler tekrarlanabilir.
6. Gerilme dağılımları ve lokasyonları detaylı incelenebilir.
7. Analiz süresi kısadır
8. Non-invaziv bir tekniktir.
9. Operasyon öncesi, esnası ve sonrasındaki her türlü biyolojik durum simüle edilerek güvenilir sonuçlar elde edilebilir.
10. Statik ve dinamik analizler yapılabilir

SESA'nın Dezavantajları

SEA'nın dezavantajları şu şekilde sıralanabilir (83) (82).

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

2.9 Sonlu Eleman Stres Analizinin Aşamaları

SESA, 3 aşamada gerçekleştirilir.

Hazırlık Aşaması: Sonlu eleman stres analizinin ilk aşaması yapının geometrik modelinin oluşturulmasıdır. Model oluşturulduktan sonra birbirine düğüm noktalarında bağlanan elemanlara bölünerek ağ yapısı meydana getirilir. Böylece

düğüm noktaları ve elemanların koordinatları oluşturulur. Komşu elemanlar çakışmaz, aralarında fiziksel devamlılık ve boşluk bulunmaz (84).

Ağ model oluşturulmasının ardından, yapıyı temsil eden elemanların her biri için matrislerinin tanımlanmasıdır. Bu eleman matrisleri toplanarak genel matrisi oluşturur. Bu da sonlu eleman modelindeki bütün düğümlerde kuvvet dengesini ve yer değiştirmelerin sürekliliğini sağlar (84).

Çözüm Aşaması: Doğrusal ve doğrusal olmayan matematiksel denklemler bilgisayarda numerik analiz tekniği ile çözülür (85).

Sonuçların Değerlendirilmesi Aşaması: Denklemlerin çözümü şekiller ve çizelgelerle gösterilir (86) (87).



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve matematiksel anlamda uygun katı ağ yapısına dönüştürülmesi, üç boyutlu sonlu elemanlar analizi modellerinin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi; 2.40 GHz saat hızında INTEL Xeon E-2286 işlemcili, 64 GB ECC belleğe sahip HP iş istasyonlarında gerçekleştirilmiştir.

Tersine mühendislik ve üç boyutlu CAD faaliyetleri ALTAIR Evolve yazılımı, katı modellerin analiz ortamına uygun hale getirilmesi ve optimize ağ örgüsünün oluşturulması faaliyetleri ALTAIR Hypermesh yazılımı ile gerçekleştirilmiştir. Oluşturulan sonlu elemanlar modellerinin çözümü için Nastran tabanlı ALTAIR Optistruct (ALTAIR, Troy, MI, USA) implicit çözücüsü kullanılmıştır.

3.1 Farklı Gömme Miktarları ve Farklı Kondil Morfolojilerinin Modellenmesi

Çalışmamızda üç farklı maksiller gömme miktarı (2 mm, 4 mm ve 6 mm) ve 3 farklı kondil morfolojisinin (anteriora açılı, dik, posteriora açılı) değerlendirilmesi amacıyla toplamda 9 adet model elde edilmiştir. Farklı gömme miktarlarının simülasyonu istenilen özelliklere sahip bir hastaya ait tomografinin dicom datası kullanılarak yapılmıştır. Sanal planlama programı üzerinde standart Le fort I ve BSSO osteotomileri gerçekleştirilmiştir. Maksillada sırasıyla 2 mm, 4 mm ve 6 mm gömme hareketleri simüle edilmiştir. Her bir gömme hareketini takiben mandibula hedef oklüzyona getirilmiştir. Bu işlemin ardından kondiler segmentlerde mandibula alt sınırı eşitlenecek şekilde rotasyon yapılarak pozisyonlandırılmıştır. Daha sonra farklı segmentlerin stl dosyaları birleştirilerek tek bir stl dosyası haline getirilerek yazılımdan export edilmiş ve farklı kondil morfolojilerinin modelleneceği yazılıma ALTAIR Evolve aktarılmıştır.

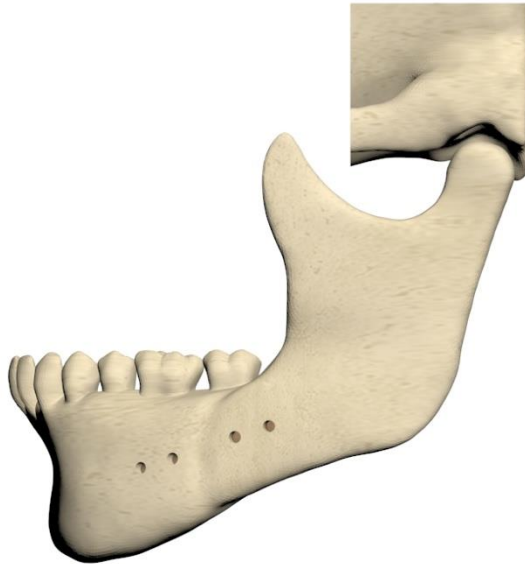
Farklı kondil morfolojilerinin modellenmesi amacıyla, Hoppenrejis ve ark. ortognatik cerrahi sonrası komplikasyon potansiyeline göre üç farklı kondil morfolojisi tanımlamışlardır (88). Cerrahi simülasyonun yapıldığı hastamızın kondil morfolojisinin posteriora açılı olduğu tespit edilmiştir. Bu .stl modeli üzerinden kondil morfolojisi ve ramusun posterior sınırı manuel olarak modellenerek dik ve anteriora açılı kondil modelleri farklı gömme miktarlarının simüle edildiği modellere uygulanmıştır.

3.2 Kortikal Kemik, Trabekuler Kemik ve Temporomandibuler Eklemnin Modellenmesi

Üç boyutlu mandibula kemik modeline 2 mm offset verilerek 2 mm kalınlığında mandibular kortikal kemik, temporal kemik modeline 1.5 mm offset verilerek 1.5 mm kalınlığında temporal kortikal kemik oluşturulmuştur.

Kortikal kemiklerin iç yüzeyleri referans alınarak trabeküler kemikler elde edilmiştir.

Temporomandibuler eklem ve dişler ise anatomik ölçüler esas alınarak ALTAIR Evolve yazılımında modellenmiştir.



Şekil 3.1: Kortikal Kemikler.



Şekil 3.2: Trabekuler Kemikler.



Şekil 3.3: Temporomandibuler Eklem disk'i.

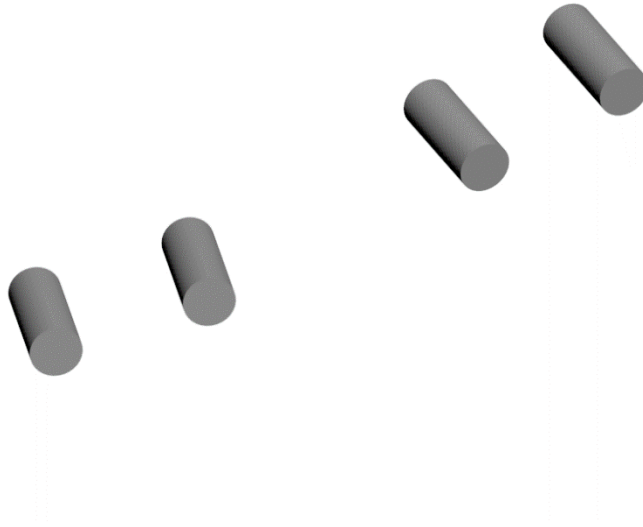
3.3 Plak ve Vidaların Modellenmesi ve Çalışma Modellerinin Oluşturulması

Çalışmada kullanılan plak ürün kataloglarındaki ölçüler esas alınarak ALTAIR Evolve yazılımında modellenmiştir. Tüm plak modelleri için plak kalınlığı 1 mm olarak belirlenmiştir. Plakların fiksasyonu için kullanılan vidalar, yivler üzerinde oluşabilecek gerilme tekilliğinin önüne geçebilmek için 2 mm çapında, 5 mm boyunda silindir şeklinde modellenmiştir.

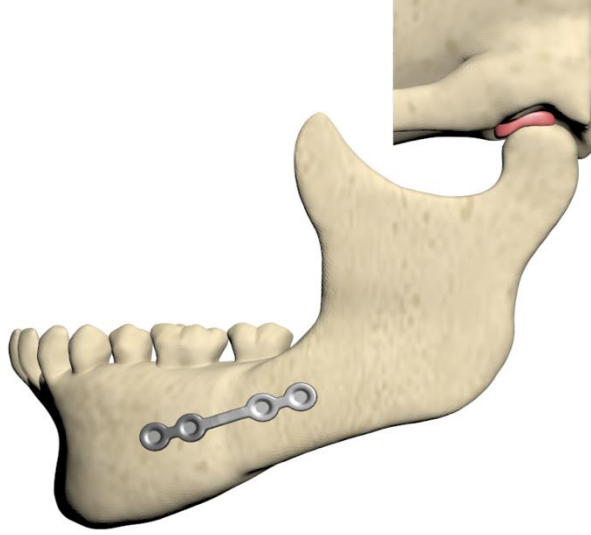
Modeller arasında kuvvet aktarımının sağlanabilmesi için ALTAIR Hypermesh yazılımında mesh yapıları arasında uyumlandırma işlemi yapılmıştır.



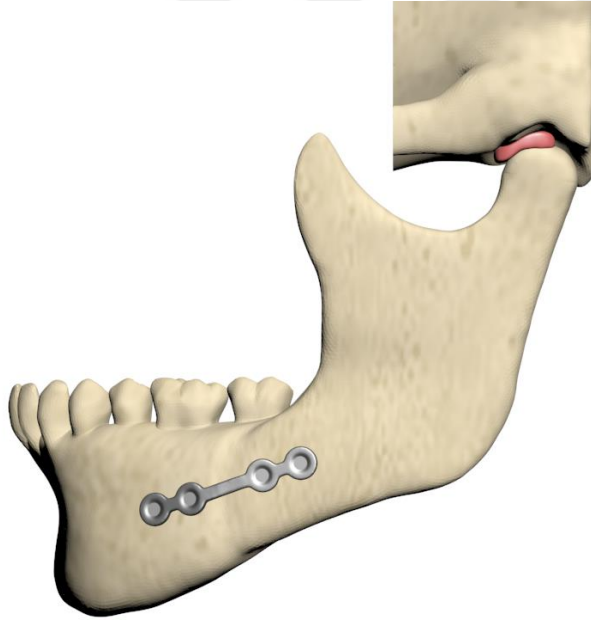
Şekil 3.4: Plak.



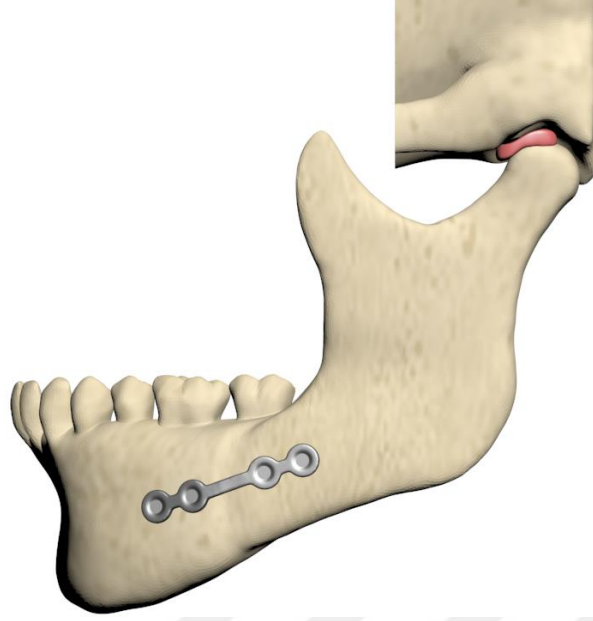
Şekil 3.5: Vidalar.



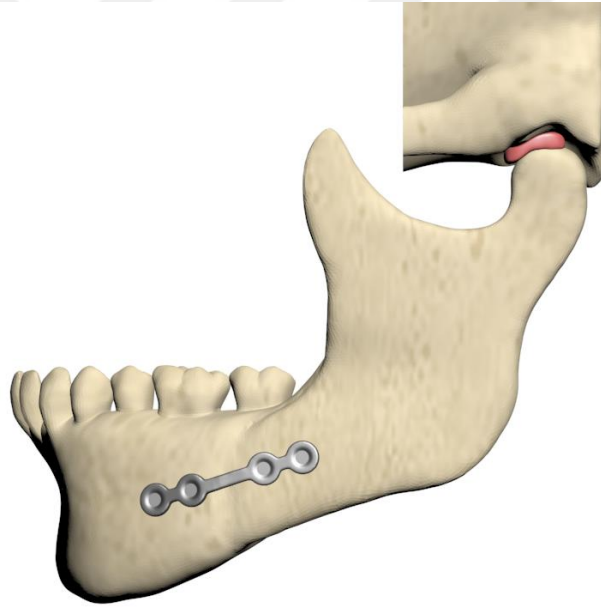
Şekil 3.6: 2 mm Anterior Açılı Kondil.



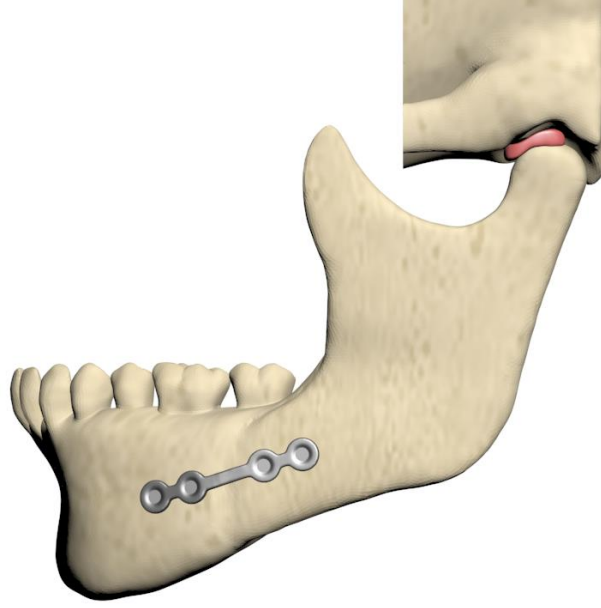
Şekil 3.7: 2 mm Dik Açılı Kondil.



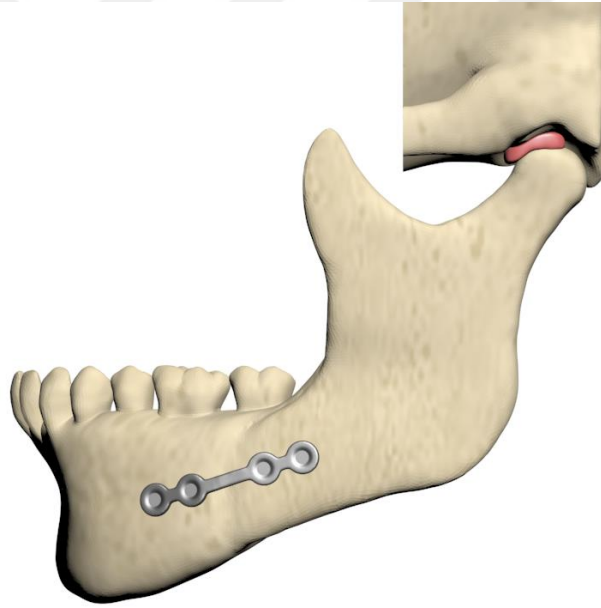
Şekil 3.8: 2 mm Posterior Açılı Kondil.



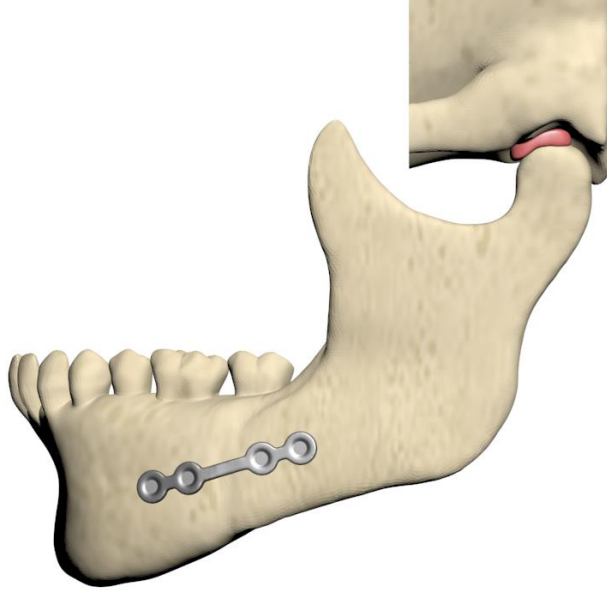
Şekil 3.9: 4 mm Anterior Açılı Kondil.



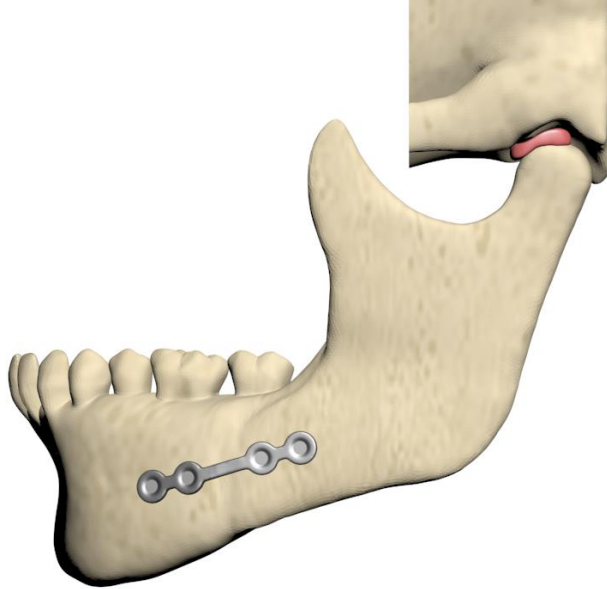
Şekil 3.10: 4 mm Dik Açılı Kondil.



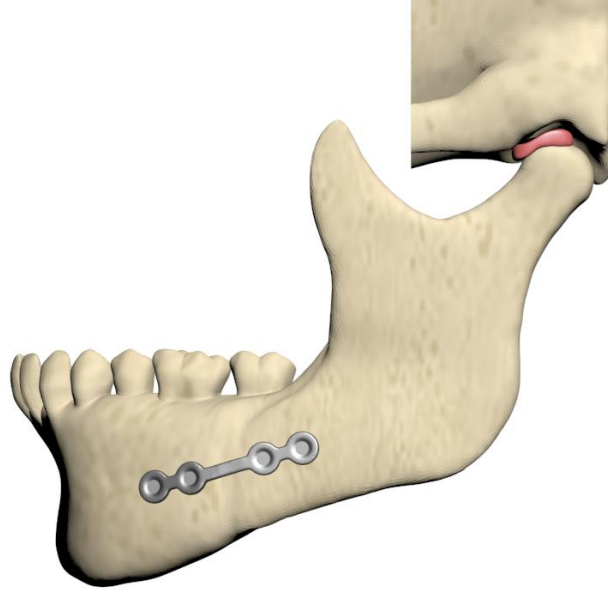
Şekil 3.11: 4 mm Posterior Açılı Kondil.



Şekil 3.12: 6 mm Anterior Açılı Kondil.



Şekil 3.13: 6 mm Dik Açılı Kondil.

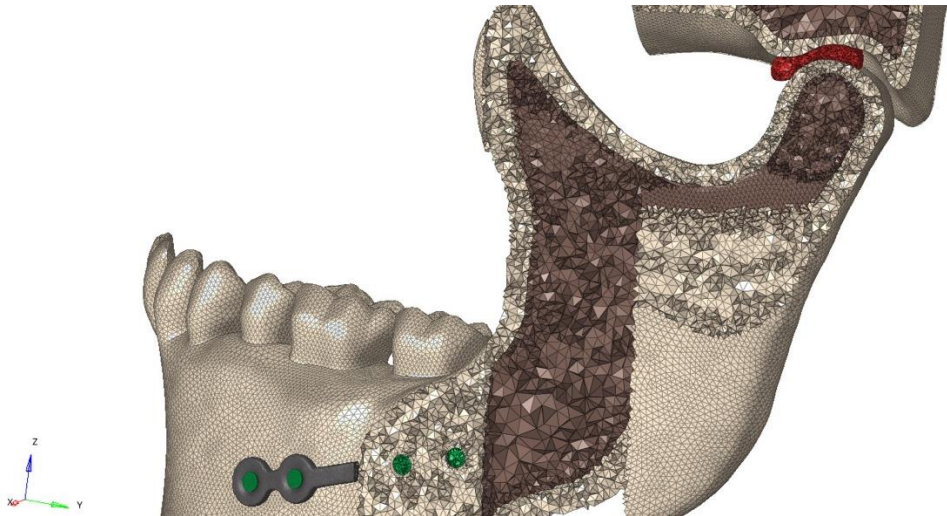


Şekil 3.14: 6 mm Posterior Açılı Kondil.

3.4 Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi

Matematiksel modeller, geometrik modellerin mesh adı verilen basit ve küçük parçalara bölünmesiyle oluşmaktadır. ALTAIR Evolve yazılımında modelleme işlemi tamamlandıktan sonra modeller ALTAIR Hypermesh yazılımıyla matematiksel olarak oluşturulup analize hazır hale getirilmiştir.

Analizlerin yapılabilmesi için, ALTAIR Hypermesh yazılımında hazırlanan modeller .fem formatında ALTAIR Optistruct analiz programına aktarılmıştır.



Şekil 3.15: Hypermesh yazılımında hazırlanan modeller.

3.5 Sınır Koşullarının Tayini

Malzeme Tanımları

Analizlerde elastik modül ve poisson oranı verilen malzemelerin doğrusal (lineer) malzeme özellikleri kullanılmıştır. Analizi yapılan modelin malzeme özellikleri sayısal olarak tanımlanmıştır (Tablo 3.1).

Tablo 3.1: Malzeme Tanımları.

Malzeme	Elastik Modül [MPa]	Poisson Oranı
Kortikal Kemik	13700	0.3
Kortikal Kemik	1500	0.3
Temporomandibuler Eklem	44.1	0.4
Titanyum	110000	0.34

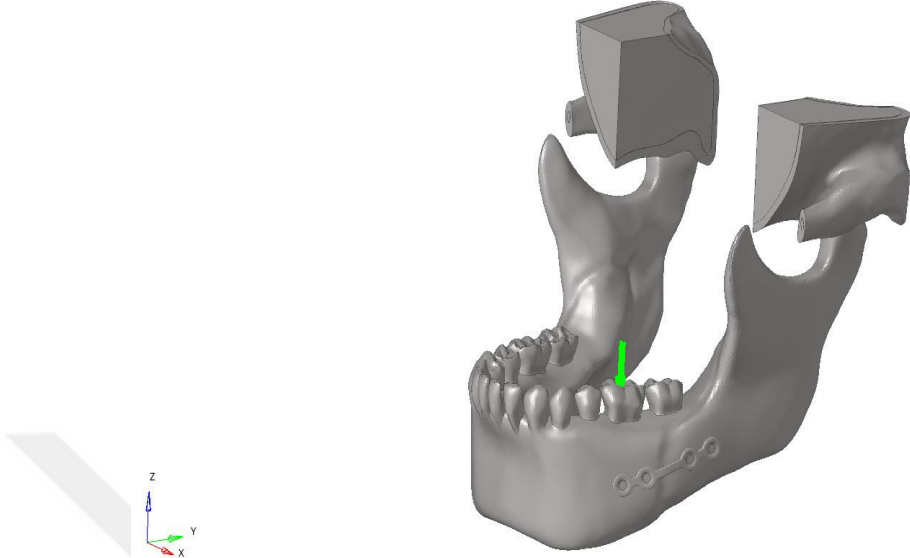
3.6 Yükleme Koşulları

Tüm modellerde mandibular 1. molar dişin fossasına vertikal yönde, çiğneme kuvvetini simüle eden 100 N büyüklüğünde kuvvet uygulanmıştır (Şekil 3.16) (89).

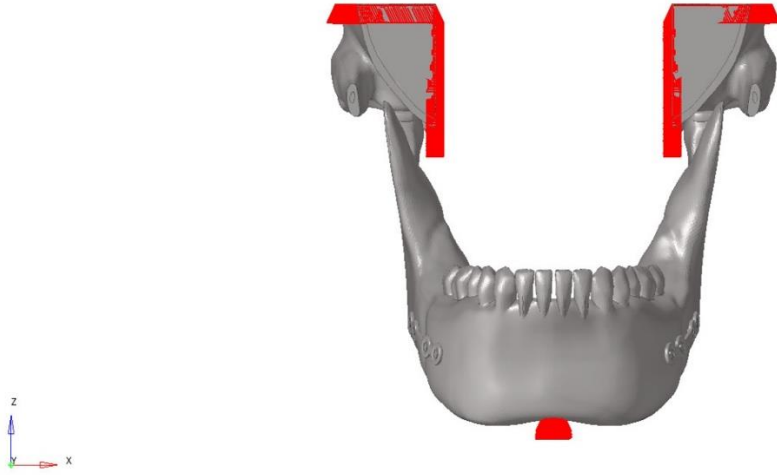
Kuvvet çevre düğüm noktalarına dağıtılarak uygulanmıştır ve yükleme bölgelerinde gerilme tekilliğinin önüne geçilmiştir.

Modeller temporal kemiğin superior bölgesinin etrafında bulunan düğüm noktalarından ve simfiz bölgesinden her üç eksendeki hareketi engellenecek şekilde tüm serbestlik dereceleri kısıtlanarak sabitlenmiştir.

Belirtilen kuvvet ve sınır koşulları altında 9 analiz modeli için toplam 9 nonlineer analiz çözdürülmüştür (Şekil 3.17).



Şekil 3.16: Vertikal Kuvvet.



Şekil 3.17: Sınır Noktaları.

Kantitatif Model Bilgileri

Oluşturulan dokuz analiz modeli için bilgiler aşağıdaki tabloda paylaşılmıştır (Tablo 3.2).

Tablo3.2: Kantitatif Model Bilgileri.

	Total # of Nodes	Total # of Elements
2mm Anterior	458005	1793104
2mm Dik	463558	1818510
2mm Posterior	456336	1790200
4mm Anterior	462826	1812544
4mm Dik	463155	1812520
4mm Posterior	456396	1785704
6mm Anterior	451636	1765852
6mm Dik	458593	1794796
6mm Posterior	444937	1738968

3.7 Sistemlerin Birleştirilmesi ve Parçalar Arası Bağlantı Durumu

Oluşturulan matematiksel modellerde analizlerin yapılabilmesi ve doğru sonuçların elde edilebilmesi için, modeli oluşturan parçaların birbirleriyle olan yüzey ilişkilerinin analiz programında tanımlanması gerekmektedir.

Ortognatik cerrahi yapılan hastalarda erken dönem çığneme yapılmadığı için çalışmamıza konu olan eklem yükleri kemik iyileşmesi gerçekleşip, çığneme kasları pre-operatif kuvvetlerine ulaştıktan sonra oluşturmaktadır. Bu nedenle çalışmamızda osteotomi bölgelerinde proksimal ve distal segmentler meshleri tekrar manuel olarak birleştirilerek kemik iyileşmesi simüle edilmiştir.

Artiküler Disk - Kondil ve Artiküler Disk - Fossa ara yüzlerinde $\mu=0.001$ katsayılı nonlineer sürtünme kontağı tanımlanmıştır.

Geri kalan tüm temas bölgeleri arasında ise FREEZE tipi kontak tanımı gerçekleştirilmiştir. Bu yaklaşım parçaların hareketi esnasında tam korelasyon ile hareket ettiği varsayımına dayanmaktadır.



4. BULGULAR

4.1 Sol Disk Glenoid Fossaya Bakan Yüzeyde Oluşan Stres Değerleri

4.1.1 Von mises stres değerleri

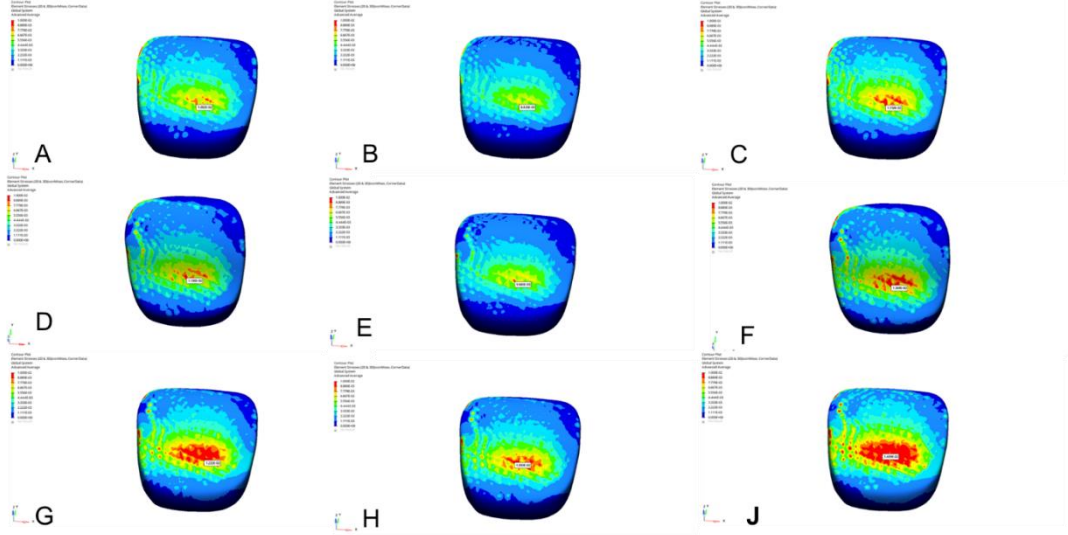
Sol disk glenoid fossaya bakan yüzey üzerindeki ortalama von mises stres değerleri posterior açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen modelde diğer modellere göre daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. En düşük von mises stres değerleri ise dik açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen modellerde oluşmuştur.

Von mises stres değerlerinin gömme miktarından bağımsız olarak en düşük dik açılı kondil modellerinin simüle edildiği modellerde, en yüksek ise posterior açılı kondil modellerinde olduğu tespit edilmiştir. Von mises stres değerlerinin kondil morfolojisinden bağımsız olarak simüle edilen gömme miktarı arttıkça arttığı tespit edilmiştir.

Sol disk glenoid fossaya bakan yüzeyde oluşan von mises stres değerleri **Tablo 4.1** ve **Şekil 4.1'** de gösterilmiştir.

Tablo 4.1:Sol disk glenoid fossaya bakan yüzeyde oluşan von mises stres değerleri (Mpa).

	2 mm	4 mm	6 mm
Anterior açılı kondil	0,01	0,012	0,0122
Dik açılı kondil	0,0084	0,0097	0,0105
Posterior açılı kondil	0,011	0,0136	0,014



Şekil 4.1: Sol disk glenoid fossaya bakan yüzeyde oluşan von misses stres değerleri.

A) Anterior açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen model

B) Dik açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen model

C) Posterior açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen model

D) Anterior açılı kondil ve 4 mm maksiller gömme simüle edilen model

E) Dik açılı kondil ve 4 mm maksiller gömme simüle edilen model

F) Posterior açılı kondil ve 4 mm maksiller gömme simüle edilen model

G) Anterior açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen model

H) Dik açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen model

J) Posterior açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen model

4.1.2 Minimum asal stres değerleri

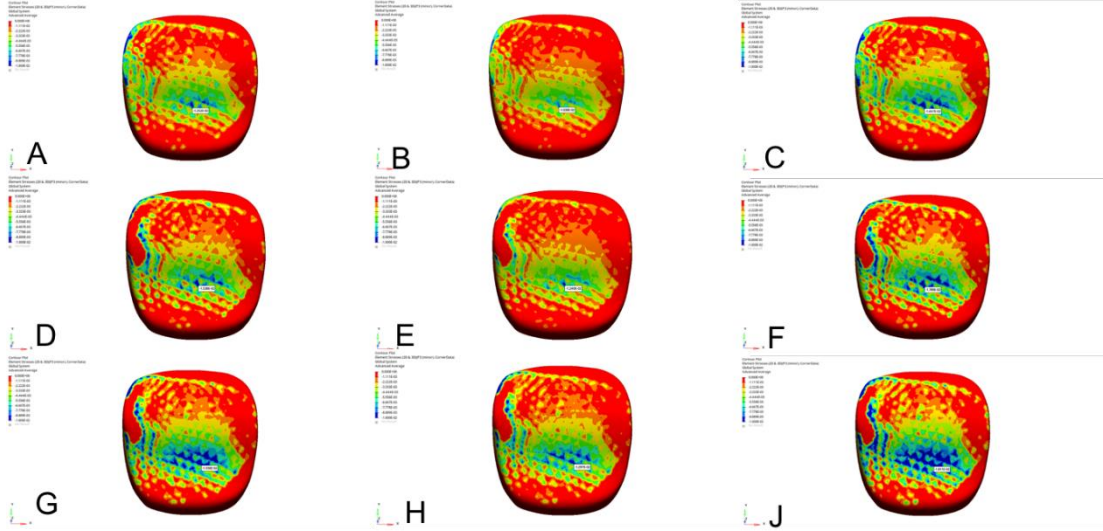
Sol disk glenoid fossaya bakan yüzey üzerindeki ortalama minimum asal stres değerleri posterior açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen modelde diğer modellere göre daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. En düşük minimum asal stres değerleri ise dik açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen modellerde oluşmuştur.

Minimum asal stres değerlerinin gömme miktarından bağımsız olarak en düşük dik açılı kondil modellerinin simüle edildiği modellerde, en yüksek ise posterior açılı kondil modellerinde olduğu tespit edilmiştir. Minimum asal stres değerleri kondil morfolojisinden bağımsız olarak simüle edilen gömme miktarı arttıka arttığı tespit edilmiştir.

Sol disk Glenoid fossaya bakan yüzeyde oluşan minimum asal stres değerleri **Tablo 4.2** ve **şekil 4.2**'de gösterilmiştir.

Tablo 4.2: Sol disk glenoid fossaya bakan yüzeyde oluşan minimum asal stres değerleri.

	2 mm	4 mm	6 mm
Anterior açılı kondil	0,0125	0,0153	0,0156
Dik açılı kondil	0,0103	0,0124	0,013
Posterior açılı kondil	0,0144	0,0179	0,0181



Şekil 4.2: Sol disk glenoid fossaya bakan yüzeyde oluşan minimum asal stres değerleri.

- A) Anterior açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen model
- B) Dik açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen model
- C) Posterior açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen model
- D) Anterior açılı kondil ve 4 mm maksiller gömme simüle edilen model
- E) Dik açılı kondil ve 4 mm maksiller gömme simüle edilen model
- F) Posterior açılı kondil ve 4 mm maksiller gömme simüle edilen model
- G) Anterior açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen model
- H) Dik açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen model
- J) Posterior açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen model

4.2 Sağ Disk Glenoid Fossaya Bakan Yüzeyde Oluşan Stres Değerleri

4.2.1 Von mises stres değerleri

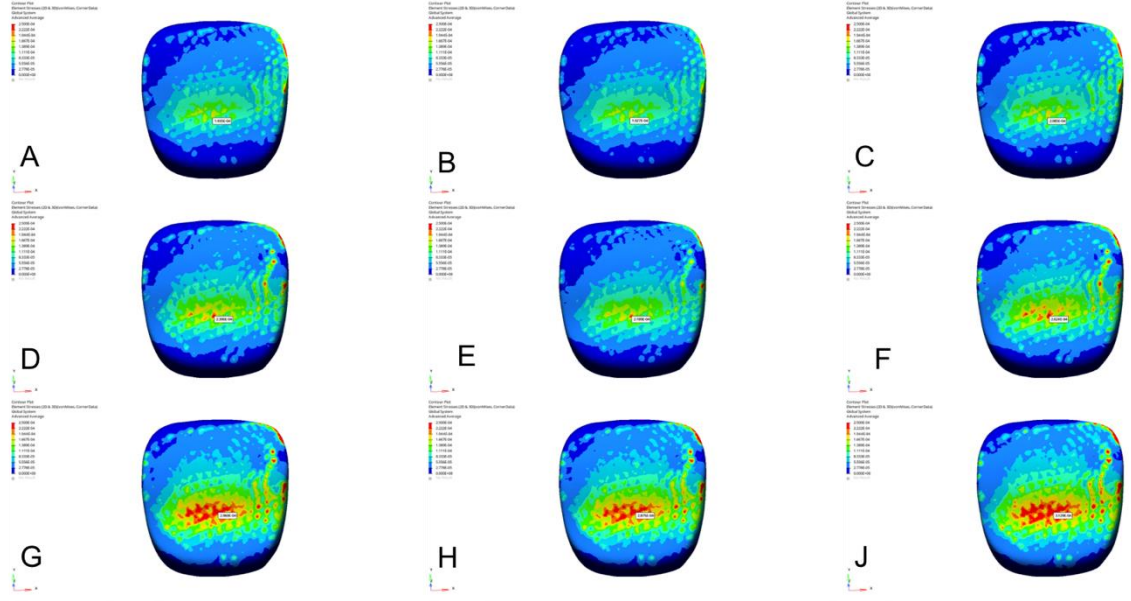
Sağ disk glenoid fossaya bakan yüzey üzerindeki ortalama von mises stres değerleri posterior açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen modelde diğer modellere göre daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. En düşük von mises stres değerleri ise anterior-dik açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen modellerde oluşmuştur.

Von mises stres değerlerinin gömme miktarından bağımsız olarak en düşük dik açılı kondil modellerinin simüle edildiği modellerde, en yüksek ise posterior açılı kondil modellerinde olduğu tespit edilmiştir. Von mises stres değerlerinin kondil morfolojisinden bağımsız olarak simüle edilen gömme miktarı arttıķa arttığı tespit edilmiştir.

Sağ disk glenoid fossaya bakan yüzeyde oluşan von mises stres değerleri **Tablo 4.3** ve **şekil 4.3**'de gösterilmiştir.

Tablo 4.3: Sağ disk glenoid fossaya bakan yüzeyde oluşan von mises stres değerleri.

	2 mm	4 mm	6 mm
Anterior açılı kondil	0,00019	0,00024	0,000297
Dik açılı kondil	0,00019	0,00022	0,000287
Posterior açılı kondil	0,0002	0,00026	0,000312



Şekil 4.3: Sağ disk glenoid fossaya bakan yüzeyde oluşan von mises stres değerleri.

- A) Anterior açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen model
- B) Dik açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen model
- C) Posterior açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen model
- D) Anterior açılı kondil ve 4 mm maksiller gömme simüle edilen model
- E) Dik açılı kondil ve 4 mm maksiller gömme simüle edilen model
- F) Posterior açılı kondil ve 4 mm maksiller gömme simüle edilen model
- G) Anterior açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen model
- H) Dik açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen model
- J) Posterior açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen model

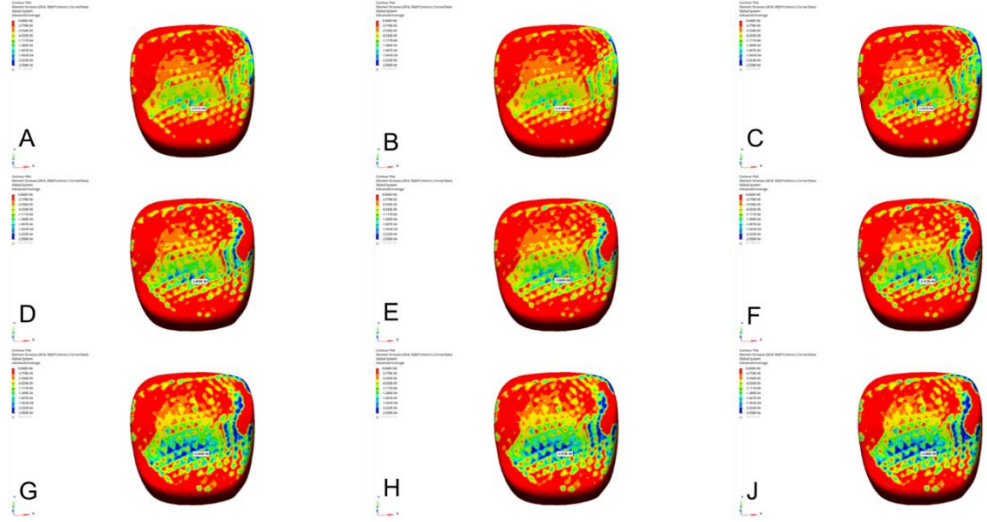
4.2.2 Minimum asal stres değerleri

Sağ disk glenoid fossaya bakan yüzey üzerindeki ortalama minimum asal stres değerleri posterior açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen modelde diğer modellere göre daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. En düşük minimum asal stres değerleri ise dik açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen modellerde oluşmuştur.

Sağ disk glenoid fossaya bakan yüzeyde oluşan minimum asal stres değerleri **Tablo 4.4** ve **Şekil 4.4**'de gösterilmiştir.

Tablo4.4: Sağ disk glenoid fossaya bakan yüzeyde oluşan minimum asal stres değerleri.

	2 mm	4 mm	6 mm
Anterior açılı kondil	0,000251	0,000285	0,000334
Dik açılı kondil	0,000247	0,000264	0,000331
Posterior açılı kondil	0,000295	0,000314	0,000358



Şekil 4.4: Sağ disk glenoid fossaya bakan yüzeyde oluşan minimum asal stres değerleri.

- A) Anterior açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen model
- B) Dik açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen model
- C) Posterior açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen model
- D) Anterior açılı kondil ve 4 mm maksiller gömme simüle edilen model
- E) Dik açılı kondil ve 4 mm maksiller gömme simüle edilen model
- F) Posterior açılı kondil ve 4 mm maksiller gömme simüle edilen model
- G) Anterior açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen model
- H) Dik açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen model
- J) Posterior açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen model

4.3 Sol Disk Kondile Bakan Yüzeyde Oluşan Stres Değerleri

4.3.1 Von misses stres değerleri

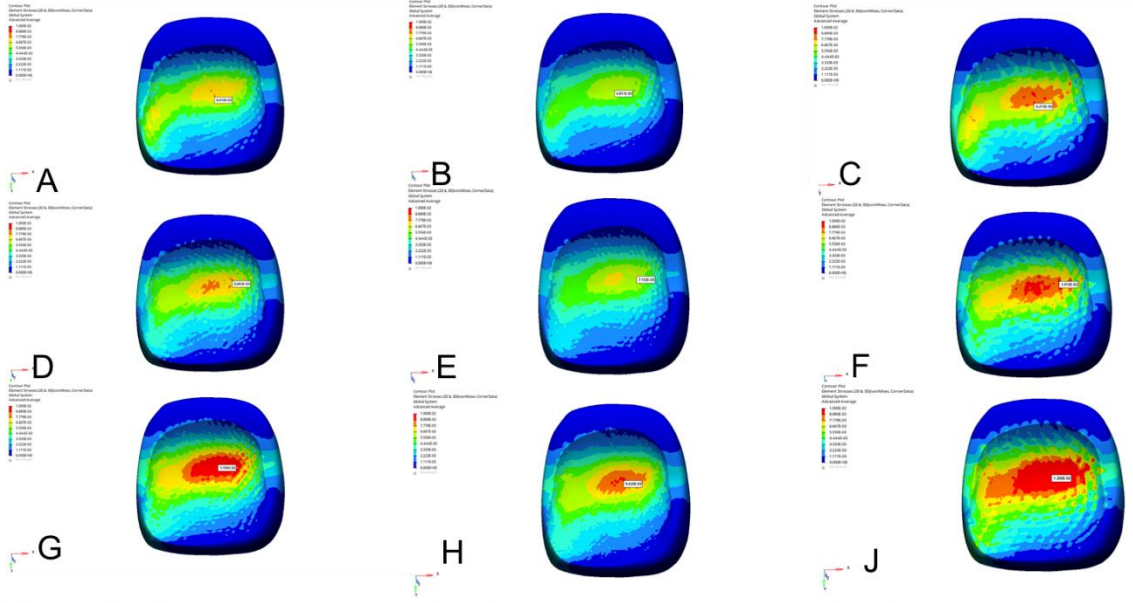
Sol disk kondile bakan yüzey üzerindeki ortalama von misses stres değerleri posterior açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen modelde diğer modellere göre daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. En düşük von misses stres değerleri ise dik açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen modellerde oluşmuştur.

Von misses stres değerlerinin gömme miktarından bağımsız olarak en düşük dik açılı kondil modellerinin simüle edildiği modellerde, en yüksek ise posterior açılı kondil modellerinde olduğu tespit edilmiştir. Von misses stres değerlerinin kondil morfolojisinden bağımsız olarak simüle edilen gömme miktarı arttıķa arttığı tespit edilmiştir.

Sol disk kondile bakan yüzeyde oluşan von misses stres değerleri **Tablo 4.5** ve **şekil 4.5'** de gösterilmiştir.

Tablo 4.5: Sol disk kondile bakan yüzeyde oluşan von misses stres değerleri.

	2 mm	4 mm	6 mm
Anterior açılı kondil	0,008	0,009	0,011
Dik açılı kondil	0,0068	0,0071	0,0094
Posterior açılı kondil	0,0092	0,01	0,013



Şekil 4.5: Sol disk kondile bakan yüzeyde oluşan von misses stres değerleri.

- A) Anterior açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen model
- B) Dik açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen model
- C) Posterior açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen model
- D) Anterior açılı kondil ve 4 mm maksiller gömme simüle edilen model
- E) Dik açılı kondil ve 4 mm maksiller gömme simüle edilen model
- F) Posterior açılı kondil ve 4 mm maksiller gömme simüle edilen model
- G) Anterior açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen model
- H) Dik açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen model
- J) Posterior açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen model

4.3.2 Minimum asal stres değerleri

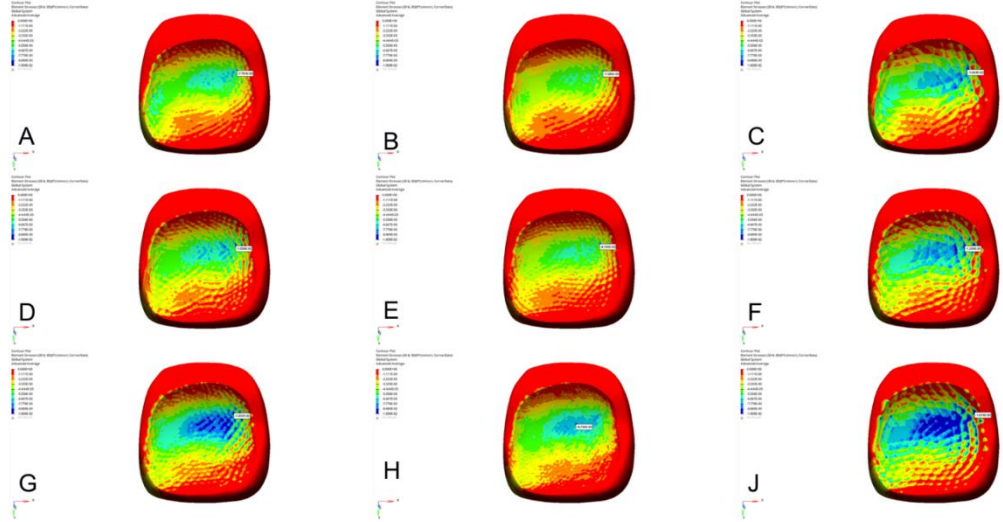
Sol disk kondile bakan yüzey üzerindeki ortalama minimum asal stres değerleri posterior açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen modelde diğer modellere göre daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. En düşük minimum asal stres değerleri ise dik açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen modellerde oluşmuştur.

Sol disk kondile bakan yüzeyde oluşan minimum asal stres değerleri **Tablo 4.6** ve **Şekil 4.6**'da gösterilmiştir.

Tablo 4.6: Sol disk kondile bakan yüzeyde oluşan minimum asal stres değerleri.

	2 mm	4 mm	6 mm
Anterior açılı kondil	0,0077	0,0105	0,0136
Dik açılı kondil	0,0076	0,00815	0,00873
Posterior açılı kondil	0,0104	0,0123	0,0167





Şekil 4.6: Sol disk kondile bakan yüzeyde oluşan minimum asal stres değerleri.

- A) Anterior açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen model
- B) Dik açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen model
- C) Posterior açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen model
- D) Anterior açılı kondil ve 4 mm maksiller gömme simüle edilen model
- E) Dik açılı kondil ve 4 mm maksiller gömme simüle edilen model
- F) Posterior açılı kondil ve 4 mm maksiller gömme simüle edilen model
- G) Anterior açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen model
- H) Dik açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen model
- J) Posterior açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen model

4.4 Sağ Disk Kondile Bakan Yüzeyde Oluşan Stres Değerleri

4.4.1 Von mises stres değerleri

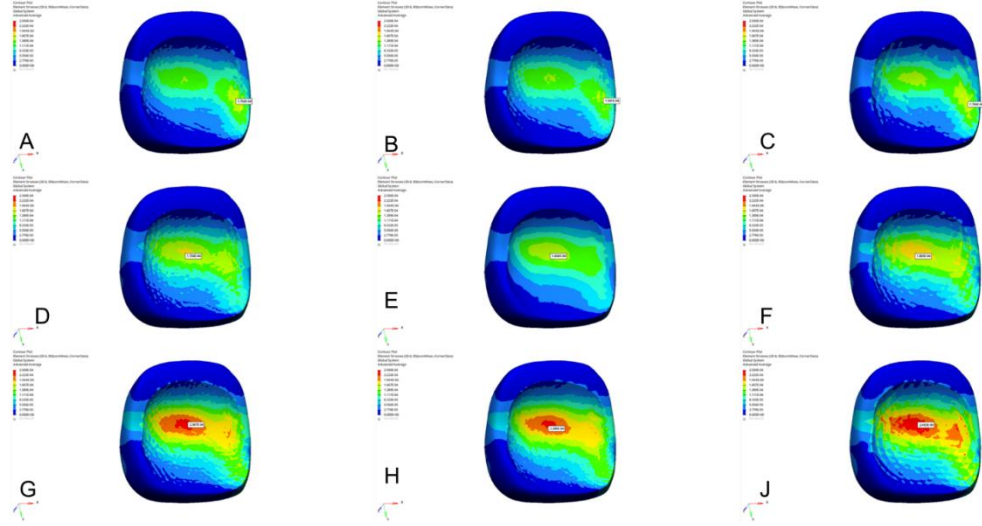
Sağ disk kondile bakan yüzey üzerindeki ortalama von mises stres değerleri posterior açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen modelde diğer modellere göre daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. En düşük von mises stres değerleri ise dik açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen modellerde oluşmuştur.

Von misses stres değerlerinin gömme miktarından bağımsız olarak en düşük dik açılı kondil modellerinin simüle edildiği modellerde, en yüksek ise posterior açılı kondil modellerinde olduğu tespit edilmiştir. Von misses stres değerlerinin kondil morfolojisinden bağımsız olarak simüle edilen gömme miktarı arttıķa arttığı tespit edilmiştir.

Sağ disk kondile bakan yüzeyde oluşan von misses stres değerleri **Tablo 4.7** ve **şekil 4.7'de** gsterilmişdir.

Tablo 4.7: Sağ disk kondile bakan yüzeyde oluşan von misses stres değerleri.

	2 mm	4 mm	6 mm
Anterior açılı kondil	0,00017	0,00017	0,000237
Dik açılı kondil	0,00016	0,00016	0,000228
Posterior açılı kondil	0,00017	0,000186	0,000246



Şekil 4.7: Sağ disk kondile bakan yüzeyde oluşan von misses stres değerleri.

- A) Anterior açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen model
- B) Dik açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen model
- C) Posterior açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen model
- D) Anterior açılı kondil ve 4 mm maksiller gömme simüle edilen model
- E) Dik açılı kondil ve 4 mm maksiller gömme simüle edilen model
- F) Posterior açılı kondil ve 4 mm maksiller gömme simüle edilen model
- G) Anterior açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen model
- H) Dik açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen model
- I) Posterior açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen model
- J) Posterior açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen model

4.4.2 Minimum asal stres değerleri

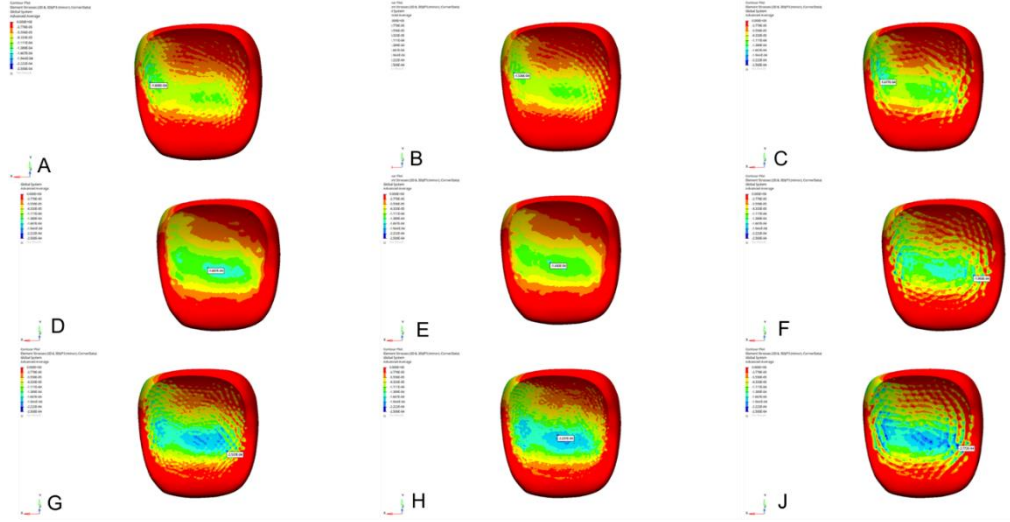
Sağ disk kondile bakan yüzey üzerindeki ortalama minimum asal stres değerleri posterior açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen modelde diğer modellere göre daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. En düşük minimum asal stres değerleri ise dik açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen modellerde oluşmuştur.

Sağ disk kondile bakan yüzeyde oluşan minimum asal stres değerleri **Tablo 4.8** ve **Şekil 4.8**'de gösterilmiştir.

Tablo 4.8: Sağ disk kondile bakan yzeye de oluşan minimum asal stres değerleri.

	2 mm	4 mm	6 mm
Anterior açılı kondil	0,00016	0,00016	0,000253
Dik açılı kondil	0,000153	0,000146	0,000223
Posterior açılı kondil	0,000167	0,0002	0,000277





Şekil 4.8: Sağ disk kondile bakan yüzeyde oluşan minimum asal stres değerleri.

- A) Anterior açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen model
- B) Dik açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen model
- C) Posterior açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen model
- D) Anterior açılı kondil ve 4 mm maksiller gömme simüle edilen model
- E) Dik açılı kondil ve 4 mm maksiller gömme simüle edilen model
- F) Posterior açılı kondil ve 4 mm maksiller gömme simüle edilen model
- G) Anterior açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen model
- H) Dik açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen model
- J) Posterior açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen model

4.5 Sol Mandibuler Kondilde Oluşan Stres Değerleri

4.5.1 Von misses stres değerleri

Sol mandibuler kondilde oluşan von misses stres değerleri posterior açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen modelde diğer modellere göre daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. En düşük von misses stres değerleri ise dik açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen modellerde oluşmuştur.

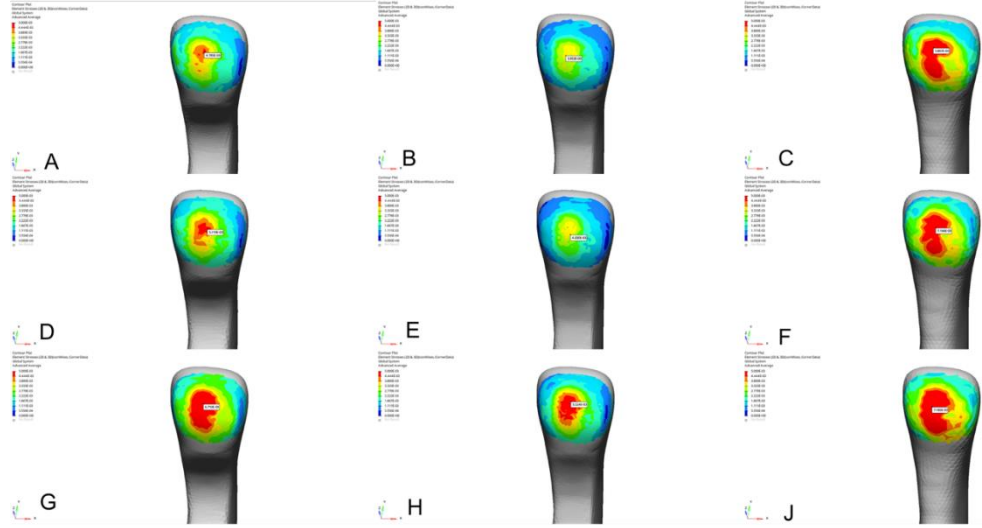
Von misses stres değerlerinin gömme miktarından bağımsız olarak en düşük dik açılı kondil modellerinin simüle edildiği modellerde, en yüksek ise posterior açılı kondil

modellerinde olduğu tespit edilmiştir. Von misses stres değerlerinin kondil morfolojisinden bağımsız olarak simüle edilen gömme miktarı arttıka arttığı tespit edilmiştir.

Sol mandibuler kondilde oluşan von misses stres değerleri **Tablo 4.9** ve **şekil 4.9**'da gsterilmişdir.

Tablo 4.9: Sol mandibuler kondilde oluşan von misses stres değerleri.

	2 mm	4 mm	6 mm
Anterior açılı kondil	0,0047	0,0051	0,0067
Dik açılı kondil	0,0039	0,004	0,0055
Posterior açılı kondil	0,0058	0,0071	0,0071



Şekil 4.9: Sol mandibuler kondilde oluşan von misses değerleri.

- A) Anterior açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen model
- B) Dik açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen model
- C) Posterior açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen model
- D) Anterior açılı kondil ve 4 mm maksiller gömme simüle edilen model
- E) Dik açılı kondil ve 4 mm maksiller gömme simüle edilen model
- F) Posterior açılı kondil ve 4 mm maksiller gömme simüle edilen model
- G) Anterior açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen model
- H) Dik açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen model
- J) Posterior açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen model

4.5.2 Minimum asal stres değerleri

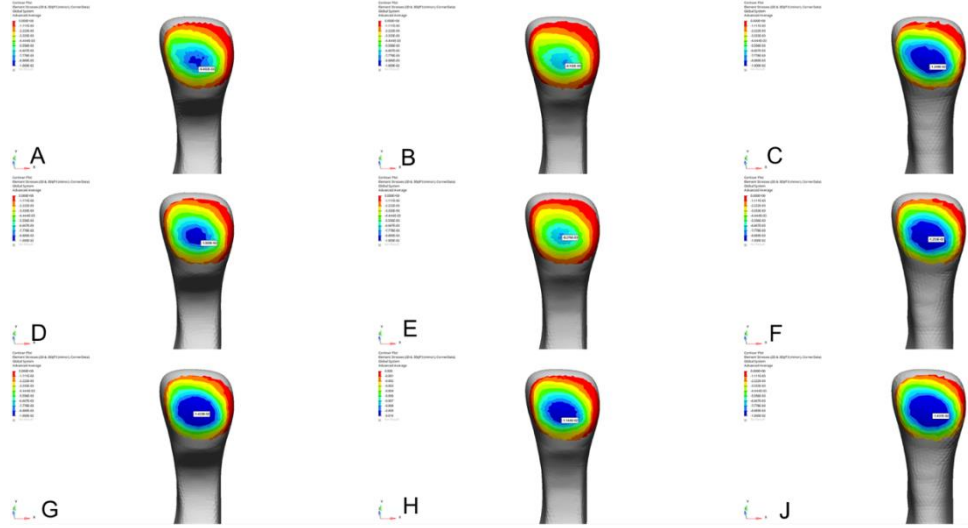
Sol mandibuler kondilde oluşan ortalama minimum asal stres değerleri posterior açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen modelde diğer modellere göre daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. En düşük minimum asal stres değerleri ise dik açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen modellerde oluşmuştur.

Sol mandibuler kondilde oluşan minimum asal stres değerleri **Tablo 4.10 ve Şekil 4.10'** da gösterilmiştir.

Tablo 4.10: Sol mandibuler kondilde oluşan minimum asal stres değerleri.

	2 mm	4 mm	6 mm
Anterior açılı kondil	0,0094	0,0102	0,0142
Dik açılı kondil	0,0081	0,00827	0,0114
Posterior açılı kondil	0,0124	0,0125	0,0145





Şekil 4.10: Sol mandibuler kondilde oluşan minimum asal stres değerleri.

- A) Anterior açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen model
- B) Dik açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen model
- C) Posterior açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen model
- D) Anterior açılı kondil ve 4 mm maksiller gömme simüle edilen model
- E) Dik açılı kondil ve 4 mm maksiller gömme simüle edilen model
- F) Posterior açılı kondil ve 4 mm maksiller gömme simüle edilen model
- G) Anterior açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen model
- H) Dik açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen model
- J) Posterior açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen model

4.6 Sağ Mandibuler Kondilde Oluşan Stres Değerleri

4.6.1 Von mises stres değerleri

Sağ mandibuler kondilde oluşan von mises stres değerleri posterior açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen modelde diğer modellere göre daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. En düşük von mises stres değerleri ise dik açılı-anterior açılı kondil ve 2 mm-4mm maksiller gömme simüle edilen modellerde oluşmuştur.

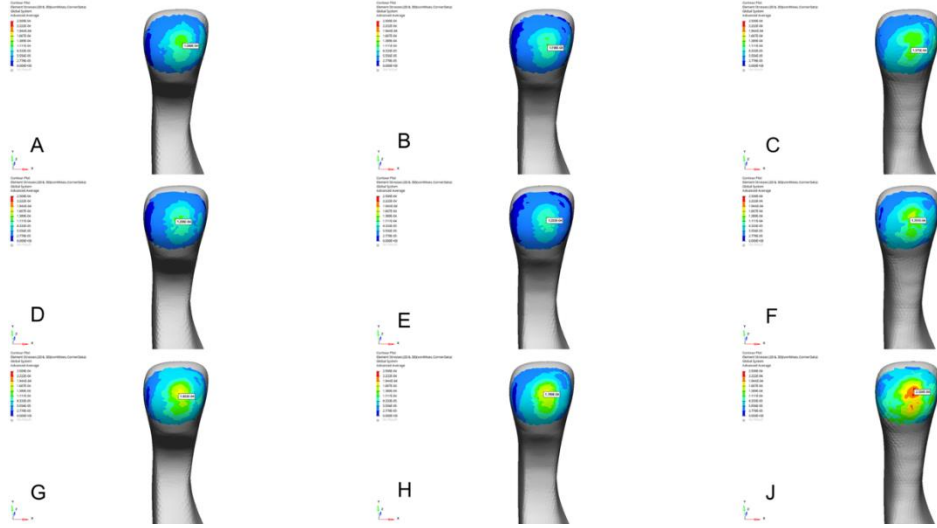
Von mises stres değerlerinin gömme miktarından bağımsız olarak en düşük dik açılı kondil modellerinin simüle edildiği modellerde, en yüksek ise posterior açılı kondil

modellerinde olduğu tespit edilmiştir. Von misses stres değerlerinin kondil morfolojisinden bağımsız olarak simüle edilen gömme miktarı arttıkça arttığı tespit edilmiştir.

Sağ mandibuler kondilde oluşan von misses stres değerleri **Tablo 4.11** ve **Şekil 4.11**'de gösterilmiştir.

Tablo 4.11: Sağ mandibuler kondilde oluşan von misses stres değerleri.

	2 mm	4 mm	6 mm
Anterior açılı kondil	0,00012	0,00012	0,00018
Dik açılı kondil	0,00012	0,00012	0,000179
Posterior açılı kondil	0,00014	0,00017	0,000232



Şekil 4.11: Sağ mandibuler kondilde oluşan von misses değerleri.

- A) Anterior açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen model
 B) Dik açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen model
 C) Posterior açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen model
 D) Anterior açılı kondil ve 4 mm maksiller gömme simüle edilen model
 E) Dik açılı kondil ve 4 mm maksiller gömme simüle edilen model
 F) Posterior açılı kondil ve 4 mm maksiller gömme simüle edilen model
 G) Anterior açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen model
 H) Dik açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen model
 J) Posterior açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen model

4.6.2 Minimum asal stres değerleri

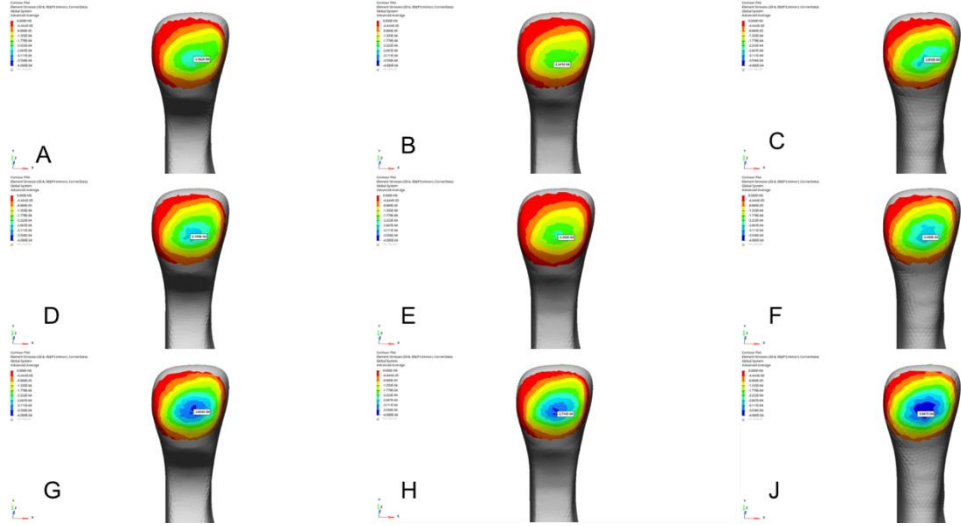
Sağ mandibuler kondilde oluşan ortalama minimum asal stres değerleri posterior açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen modelde diğer modellere göre daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. En düşük minimum asal stres değerleri ise dik açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen modellerde oluşmuştur.

Sağ mandibuler kondilde oluşan minimum asal stres değerleri **Tablo 4.12** ve **Şekil 4.12** 'de gösterilmiştir.

Tablo 4.12: Sağ mandibuler kondilde oluşan minimum asal stres değerleri.

	2 mm	4 mm	6 mm
Anterior açılı kondil	0,000256	0,000274	0,000382
Dik açılı kondil	0,000224	0,000226	0,000371
Posterior açılı kondil	0,000281	0,000294	0,000395





Şekil 4.12: Sağ mandibuler kondilde oluşan minimum asal stres değerleri.

- A) Anterior açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen model
- B) Dik açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen model
- C) Posterior açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen model
- D) Anterior açılı kondil ve 4 mm maksiller gömme simüle edilen model
- E) Dik açılı kondil ve 4 mm maksiller gömme simüle edilen model
- F) Posterior açılı kondil ve 4 mm maksiller gömme simüle edilen model
- G) Anterior açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen model
- H) Dik açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen model
- J) Posterior açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen model

4.7 Sol Temporal Fossada Oluşan Stres Değerleri

4.7.1 Von mises stres değerleri

Sol temporal fossada oluşan von mises stres değerleri posterior açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen modelde diğer modellere göre daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. En düşük von vsisses stres değerleri ise dik açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen modellerde oluşmuştur.

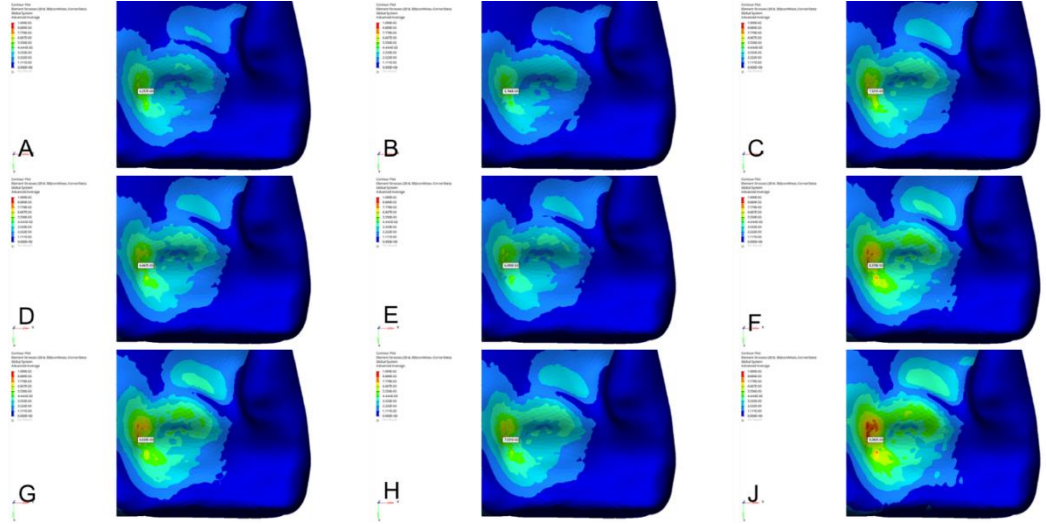
Von mises stres değerlerinin gömme miktarından bağımsız olarak en düşük dik açılı kondil modellerinin simüle edildiği modellerde, en yüksek ise posterior açılı kondil

modellerinde olduğu tespit edilmiştir. Von misses stres değerlerinin kondil morfolojisinden bağımsız olarak simüle edilen gömme miktarı arttıka arttığı tespit edilmiştir.

Sol temporal fossada oluşan von misses stres değerleri **Tablo 4.13** ve **şekil 4.13**'de gösterilmiştir.

Tablo 4.13: Sol temporal fossada oluşan von misses stres değerleri.

	2 mm	4 mm	6 mm
Anterior açılı kondil	0,0062	0,0067	0,008
Dik açılı kondil	0,0057	0,0061	0,007
Posterior açılı kondil	0,0073	0,00837	0,00928



Şekil 4.13: Sol temporal fossada oluşan von misses stres değerleri.

- A) Anterior açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen model
- B) Dik açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen model
- C) Posterior açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen model
- D) Anterior açılı kondil ve 4 mm maksiller gömme simüle edilen model
- E) Dik açılı kondil ve 4 mm maksiller gömme simüle edilen model
- F) Posterior açılı kondil ve 4 mm maksiller gömme simüle edilen model
- G) Anterior açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen model
- H) Dik açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen model
- J) Posterior açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen model

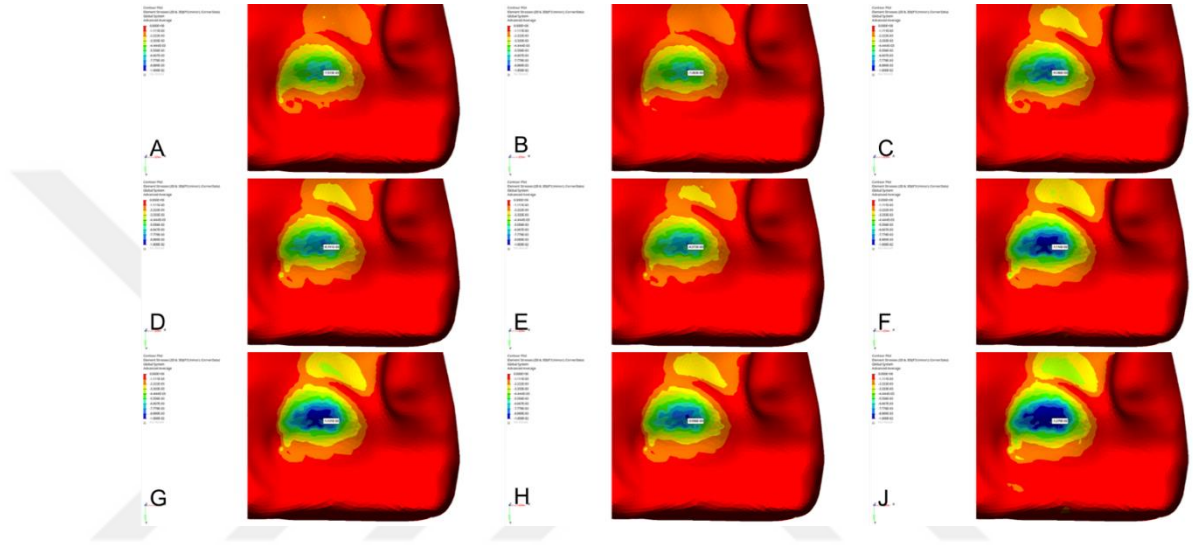
4.7.2 Minimum asal stres değerleri

Sol temporal fossada oluşan ortalama minimum asal stres değerleri posterior açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen modelde diğer modellere göre daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. En düşük minimum asal stres değerleri ise dik açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen modellerde oluşmuştur.

Sol temporal fossada oluşan minimum asal stres değerleri **Tablo 4.14** ve **Şekil 4.14**'de gösterilmiştir.

Tablo 4.14: Sol temporal fossada oluşan minimum asal stres değerleri.

	2 mm	4 mm	6 mm
Anterior açılı kondil	0,00751	0,00874	0,0113
Dik açılı kondil	0,00726	0,00827	0,00960
Posterior açılı kondil	0,00918	0,00111	0,0128



Şekil 4.14: Sol temporal fossada oluşan minimum asal stres değerleri.

A) Anterior açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen model

B) Dik açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen model

C) Posterior açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen model

D) Anterior açılı kondil ve 4 mm maksiller gömme simüle edilen model

E) Dik açılı kondil ve 4 mm maksiller gömme simüle edilen model

F) Posterior açılı kondil ve 4 mm maksiller gömme simüle edilen model

G) Anterior açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen model

H) Dik açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen model

J) Posterior açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen model

4.8 Sağ Temporal Fossada Oluşan Stres Değerleri

4.8.1 Von misses stres değerleri

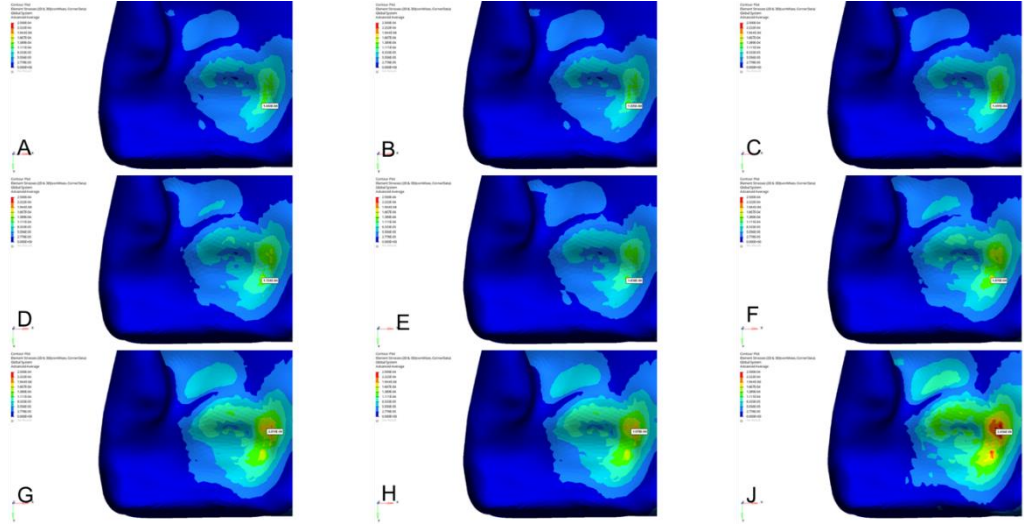
Sağ temporal fossada oluşan von misses stres değerleri posterior açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen modelde diğer modellere göre daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. En düşük von misses stres değerleri ise dik açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen modellerde oluşmuştur.

Von misses stres değerlerinin gömme miktarından bağımsız olarak en düşük dik açılı kondil modellerinin simüle edildiği modellerde, en yüksek ise posterior açılı kondil modellerinde olduğu tespit edilmiştir. Von misses stres değerlerinin kondil morfolojisinden bağımsız olarak simüle edilen gömme miktarı arttıkça arttığı tespit edilmiştir.

Sağ temporal fossada oluşan von misses stres değerleri **Tablo 4.15** ve **Şekil 4.15**'de gösterilmiştir.

Tablo 4.15: Sağ temporal fossada oluşan von misses stres değerleri.

	2 mm	4 mm	6 mm
Anterior açılı kondil	0,00014	0,00017	0,0002
Dik açılı kondil	0,00013	0,000146	0,000197
Posterior açılı kondil	0,00015	0,000187	0,000245



Şekil 4.15: Sağ temporal fossada oluşan von misses stres değerleri.

- A) Anterior açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen model
- B) Dik açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen model
- C) Posterior açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen model
- D) Anterior açılı kondil ve 4 mm maksiller gömme simüle edilen model
- E) Dik açılı kondil ve 4 mm maksiller gömme simüle edilen model
- F) Posterior açılı kondil ve 4 mm maksiller gömme simüle edilen model
- G) Anterior açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen model
- H) Dik açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen model
- J) Posterior açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen model

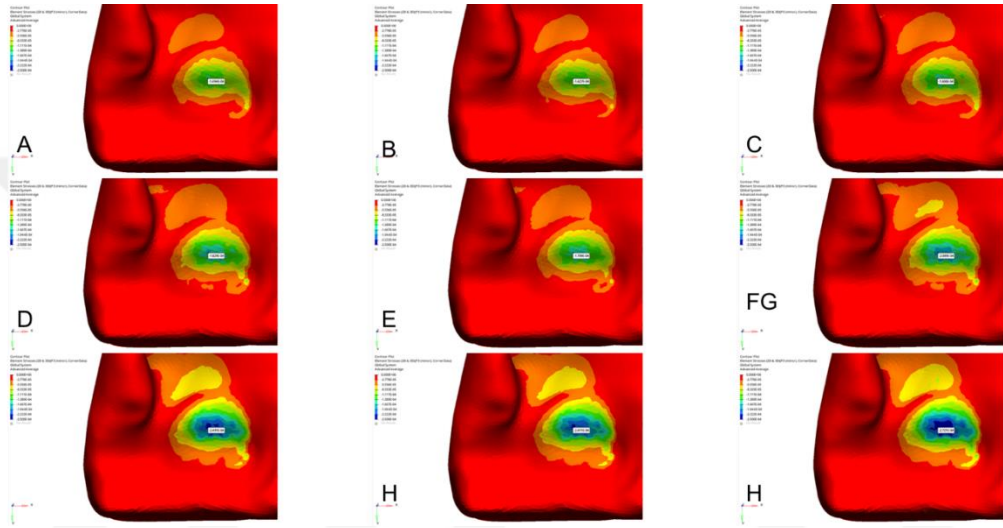
4.8.2 Minimum asal stres değerleri

Sağ temporal fossada oluşan ortalama minimum asal stres değerleri posterior açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen modelde diğer modellere göre daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. En düşük minimum asal stres değerleri ise dik açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen modellerde oluşmuştur.

Sağ temporal fossada oluşan minimum asal stres değerleri **Tablo 4.16** ve **Şekil 4.16**'da gösterilmiştir.

Tablo 4.16: Sağ temporal fossada oluşan minimum asal stres değerleri.

	2 mm	4 mm	6 mm
Anterior açılı kondil	0,000149	0,000182	0,000249
Dik açılı kondil	0,000142	0,000171	0,000241
Posterior açılı kondil	0,00016	0,0002	0,000272



Şekil 4.16: Sağ temporal fossada oluşan minimum asal stres değerleri.

A) Anterior açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen model

B) Dik açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen model

C) Posterior açılı kondil ve 2 mm maksiller gömme simüle edilen model

D) Anterior açılı kondil ve 4 mm maksiller gömme simüle edilen model

E) Dik açılı kondil ve 4 mm maksiller gömme simüle edilen model

F) Posterior açılı kondil ve 4 mm maksiller gömme simüle edilen model

G) Anterior açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen model

H) Dik açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen model

J) Posterior açılı kondil ve 6 mm maksiller gömme simüle edilen model

5. TARTIŞMA

Mandibuler kondilin anatomik formu kişiden kişiye ve yaşa göre farklılık gösterir. Sağ ve sol kondiller tamamen aynı formda olmayabilir, genellikle asimetriye rastlanılmaktadır. Kalınlığı kondilin her bölgesinde eşit olmayıp, fazla kuvvet alan bölgelerde daha kalın olduğu düşünülmektedir (6).

Mandibulanın büyüme ve gelişim sırasında geriye ve aşağı yönde (saat yönünde) rotasyon yapması alt ön yüz yüksekliğinde artışa sebep olur. Bu durumda total yüz yüksekliğinde artma, üst yüzün alt yüze oranında azalma gözlenmektedir. Posterior maksiller dişlerin aşırı erüpsiyonu mandibulanın aşağı ve geri rotasyonuna sebep olarak alt yüz yüksekliğinin artmasına sebep olmaktadır (90).

Sınıf II maloklüzyonunun düzeltilmesine yönelik ortognatik cerrahi genellikle LeFort I osteotomisi yoluyla maksiller gömme ve bilateral sagittal split osteotomiler (BSSO) yoluyla mandibular ilerletmeyi içerir. Bu yüksek oklüzal düzlem açısını düzeltmek için MMK'e saat yönünün tersine rotasyon yapılır. Her iki ameliyat da fossadaki kondillerin ani bir şekilde yeniden konumlandırılmasına neden olacak ve böylece TME'lerdeki mekanik yükün hem yönünü hem de büyüklüğünü değiştirecektir (88). Ameliyattan sonra çoğu hastada eklemler yeniden şekillenecek ve bu değişikliğe uyum sağlayacaktır. Ancak bazı hastalarda TME'lerinin yeniden şekillenme kapasitesi, bu ani anatomik değişikliklerin fonksiyonel talepleri tarafından aşılır ve kondillerde rezorpsiyon görülebilir (88).

Rezorptif aktiviteyi artıran, kondilin kompresif kuvvetlere maruziyeti; mandibulanın otorotasyonundan (biyomekanik yükleme), cerrahi sırasında kondillerin glenoid fossadaki pozisyonundan (cerrahi yükleme), kondil pozisyonunun osteosentez ile bozulmasından (mekanik yükleme), kaslar, periosteum ve ligamentler (yumuşak doku yükleme) ve cerrahi sonrası gerilimden dolayı oluşabilir (88, 91).

Ortognatik cerrahi sonrası kondiler rezorpsiyon, remodeling, aksenal rotasyon ve TME bölgesindeki pozisyonel değişiklikler gibi birçok değişimin ortaya çıkabileceğini gösteren çalışmalar literatürde bulunmaktadır (92-96)

Bu çalışmada maksilomandibuler kompleksin saat yönünün tersine döndürüldüğü ortognatik cerrahi sonrası farklı gömme miktarları ve farklı kondil boynu morfolojilerinin temporomandibular eklem ve etrafında oluşturduğu stresler üzerine etkileri Sonlu Elemanlar Analizi (SEA) ile değerlendirilmiştir. Bu amaçla anteriora açılı, glenoid fossaya dik açılı, posteriora açılı kondil morfolojileri modellenerek farklı kondil morfolojilerinin etkileri değerlendirilmiştir. Farklı gömme miktarlarının etkisinin değerlendirilmesi amacıyla farklı kondil morfolojilerine sahip her model için 2 mm, 4 mm ve 6 mm gömme hareketi simüle edilmiştir. Çalışmamızın sonuçlarına göre posteriora açılı kondillerde maksillanın gömme miktarı arttıkça TME üzerine gelen stres de artmıştır.

SEA kraniyofasiyal iskelet yapısına uzayda 3 boyutlu uygulanan kuvvetleri ve bunlara karşı oluşan cevabın incelenmesine olanak tanıyan rakamsal verilere dayanan analitik bir yöntemdir (85). Birçok mühendislik çalışmasında karmaşık analitik sistemlerin çözülmesinde kullanılan SEA yöntemi, diş hekimliğindeki karmaşık problemlerin çözümü için de kullanılabilir.

Ortognatik cerrahi işlemlerin biyomekanik karakteristiğinin sonlu eleman analizi ile anlaşılabilirliği olasıdır. Sonlu eleman analizleri modellerdeki stres dağılımlarının görüntülenmesi açısından önemlidir. Sonlu eleman analizlerinde elde edilen model matematiksel bir denkleme dönüşmektedir. Bu nedenle doğru olmayan bir model hazırlandığında hatalı sonuçlar elde edilebilir (49).

SEA yönteminin; karmaşık geometriye sahip cisimlerin modellenmesi, bu cisimlerin mekanik ve fiziksel özelliklerinin gerçeğe yakın olarak yansıtılabilirliği, bilgisayar ortamında istenilen sayıda değişik malzeme ile farklı modellerin oluşturulabilirliği, stres dağılımları ve yer değiştirmelerin hassas bir şekilde ölçülebilirliği, model üzerine uygulanan kuvvetlerin ve geometrik özelliklerinin kolayca değiştirilebilirliği gibi avantajları mevcuttur (87).

Sonlu eleman stres analizleri, gerçek modelin dijital olarak taranması veya bilgisayarlı tomografi görüntüleri yardımıyla oluşturulan hassas geometrik modellerle yapılabilir. Benzer sonlu eleman stres analizi çalışmalarında bilgisayarlı tomografi yardımıyla modelleme yapılmıştır (97, 98). Bizim çalışmamızda da kliniğimize başvuran sınıf II maolklüzyona sahip hastadan alınan bilgisayarlı tomografinin DICOM verisi kullanılarak modelleme yapılmıştır.

Arnett ve meslektaşları, BSSO sırasında mesial ve distal segmentleri sabitlemek için bikortikal vidaların kullanımından bahsetmişlerdir. Bikortikal vidalar glenoid fossada kondiler segmentleri laterale veya mediale doğru döndürebilir. Kondilin bu bükülmesi, kondiler rezorpsiyonu başlatabilir. Torklamayı en aza indirmek için, monokortikal vida fiksasyonu ile iki segmentin dış kortikal yüzeylerine uyarlanmış titanyum kemik plakalarının kullanılması önerilmektedir. Ayrıca, BSSO sırasında kondilin fossada fazla oturmasının, eklemiş işlevsiz yeniden şekillenmesiyle sonuçlanan kompresyona neden olabileceğine işaret etmektedirler (99).

Yapılan maksiller gömme sonrası mandibulanın otorotasyonu ile oluşan kondiler pozisyon ve bunun temporomandibular eklem üzerindeki etkisi ile ilgili bir bilgi eksikliği vardır. Kahnberg, hastalarının %60'ında bu operasyonu geçirdikten sonra bir tür TME bozukluğu geliştirdiğini bildirmiştir (100). Çalışmamızda maksiller gömme ve buna bağlı mandibulanın saat yönü tersine rotasyonunun en fazla olduğu modellerde stresin fazla çıkması bu bulgularla uyumludur.

Anteroposterior yöndeki deformiteler okluzal düzlem boyunca çenelerin ilerletilmesi ya da geri alınması ile düzeltilebilir. Vertikal olarak değişiklik ihtiyacı olduğunda estetik gereksinimlere bağlı olarak maksillomandibuler kompleks saat yönünde veya saat yönünün tersine döndürülebilir. Literatüre bakıldığında dolikofasiyel vakalarda mandibulanın saatin tersi yönünde döndürülmesi ile vertikal kondiler dislokasyon meydana gelebileceği üzerinde durulmuştur. Kondiler dislokasyon relapsa neden olur. Dolikofasiyel vakaların brakifasiyel vakalara göre daha fazla kondiler rezorpsiyon riski taşımalarının nedeni saatin tersi yönünde rotasyon ile mandibuler ilerletme tedavisi, posterior yüz yüksekliğindeki artış ve kondilin morfolojisidir (101).

Ortognatik cerrahi sonrasında kondilde meydana gelen değişimlere bakıldığında, kondil pozisyonunda değişiklik olması, kondil rezorpsiyonu ve relaps gerçekleşme potansiyelinin olduğu bildirilmiştir. Kondil pozisyonunu, okluzyon, kraniyofasiyal morfoloji, eklem diski ve kuvvetler ile ilişkilidir (102, 103). Operasyondan sonra stabilitenin sağlanabilmesi için kondilin operasyon öncesi konumda korunması önemlidir (104). Kondili orijinal pozisyonunda korumanın ve relaps önlemenin en önemli adımı proksimal segmentin kontrolüdür (105). Kondil proksimal segmentin temel elemanıdır ve glenoid fossa içerisinde pozisyonunun doğru konumlanması postoperatif stabilite açısından en önemli unsurdur (105). Proksimal segmentin operasyon sırasında pozisyonunun değişikliğini önlemek amacıyla kondil

pozisyonlandırıcı aygıt gibi çeşitli yöntemler geliştirilmiştir (104). Ancak bu yöntemler operasyon öncesinde hazırlık ve özel ekipman gerektirdiği için tedavi süresini uzatmaktadır ve maliyeti arttırmaktadır. Bu sebeple yaygın olarak kullanılmamıştır. Gerressen ve ark.'nın 2006 yılında yaptıkları bir çalışmada, kondil pozisyonlandırıcı aygıt kullanımının, manuel olarak kondil pozisyonlandırmaya göre avantajının olup olmadığını araştırmışlar ve uzun dönemde daha üstün olmadığını ve eşit TME fonksiyonu sağlandığını belirtmişlerdir (106).

Mandibular düzlem açısının büyük olması, kondilin posteriorda konumlanmış olması, arka yüz yüksekliğinin ön yüz yüksekliğine oranının azalmış olması, TME disfonksiyonunun bulunması, operasyon sırasındaki travmatik stres nedeniyle vasküler nekroz, operasyon sırasında kemik segmentleri birbirinden ayrıldıktan sonra proksimal parçanın fossa içerisinde doğru konumlandırılmaması gibi faktörler kondil rezorpsiyonuna yol açan sebeplerdendir. Kondile gelen kuvvetlerin artmasıyla, kondilin sinoviyal sıvıdan beslenmesi azalmaya başlayacaktır ve kondil rezorpsiyonu meydana gelmesine neden olacaktır. Yapılan bir çalışmaya göre mandibulaya uygulanan kuvvetler kondilde golf sopası benzeri açılanmalar oluşturmaktadır (107). Petroviç ve ark. rat mandibulasında yaptıkları bir çalışmada kuvvet uygulandığında kondil başı ve anterior kondil boynuna yapışmış olan lateral pterigoid kasın üst ve alt karınlarının uzaması ile periostta gerilim oluşmuş ve bu bölgede kemik depozisyonunu stimüle edilmiştir. Mandibuler kondilin anteriorunda yeni kemik oluşumu ve kondil başı ile boynu arasında açılanma gerçekleşmiştir (107). Yang ve ark.'nın yaptığı bir başka çalışmaya göre posterior kondiler pozisyon, diğer kondiler pozisyonlardan daha fazla fiziksel yüklenmeye maruz kalmaktadır. Bu nedenle bruksizm gibi aşırı yüklenmelerin de etkisiyle TME bozuklukları üzerinde hızlandırıcı etkiye ve eklem diskinin anteriora kaymasına neden olabilir (108).

Ortognatik cerrahiden sonra kondiler rezorpsiyon (KR) insidansı %3 ila %15 arasında değişmektedir (109). Ancak, sadece iki yazar, Kerstens ve ark.; Bouwman ve ark. %3 ile %6 arasında değişen tüm disgnati tiplerinde KR insidansını bildirmiştir (110). Mandibular ilerlemeden sonra ise progresif KR insidansının %1 ila %31 arasında değiştiği bildirilmiştir (111). İki çalışmada Scheerlinck, Cutbirth ve ark. düşük/normal mandibular düzlem açısına sahip mandibular yetersizliği olan hastaları incelenmiş, %8 ile %10 arasında değişen oranlar rapor etmişlerdir (112). Hoppenreijns ve ark. yüksek mandibular düzlem açısına sahip mandibular yetmezliği olan hastalarda %15

oranında KR rapor etmişlerdir (88). Merx & Van Damme; De Clercq ve ark. Hwang ve ark., çalışmada incelenen tüm dentofasiyal deformite tiplerini belirtmemiş, ancak ortognatik cerrahi yapılan bütün hastalardaki KR'yi %3 ila %10 arasında bildirmiştir (113, 114).

Ortognatik cerrahi takiben kondil rezorpsiyonu oranının kadınlarda yüksek olmasının nedeni halen tartışmalıdır. Cutbirth ve ark., cinsiyetin mandibular ilerlemeden sonra kondiler rezorpsiyon insidansı üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkiye sahip olmadığını bulmuşlardır. Daha fazla kadın ameliyat olduğu için erkeklerden daha fazla kadının rezorpsiyon gösterdiğini belirtmişlerdir (112). Bununla birlikte, diğer çalışmalarda, daha önce ortognatik cerrahi takiben bildirilen kondiler rezorpsiyon vakalarının çoğunluğu kadındır (88)

TME disfonksiyonu farklı klinik durumlarda çalışılmıştır ve fasiyal deformiteleri olan hastaların önemli bir kısmının TME patolojisine sahip olduğu ve cerrahi öncesi TME disfonksiyonunun postoperatif kondiler rezorpsiyon gelişimine katkıda bulunabileceği belirtilmiştir(28). Bu doğrultuda Wolford ve arkadaşları ortognatik cerrahi sonrası TME patolojisi olan hastaların yüksek bir yüzdesinin TME disfonksiyonunda belirgin bir kötüleşme gösterdiğini belirtmişlerdir (6).

Kondiler yeniden şekillenme, fonksiyonel talepleri karşılamak için temporomandibular eklem (TME) yapısını uyarlamayı amaçlayan fizyolojik bir süreçtir. TME tarafından sürdürülen mekanik kuvvetler ile kondilin adaptif kapasiteleri arasındaki etkileşime dayanır (88). Ortognatik cerrahi bazen eklem yüzeylerine aşırı fiziksel baskı uygulanmasından sorumlu olabilir. Bu durumlarda, normal fonksiyonel kondiler yeniden şekillenme, ilerleyici kondiler rezorpsiyon sürecine geçer.

Vertikal fazlalık gibi problemlerin düzeltilmesi, maksillanın superior yeniden konumlandırılmasını ve bununla birlikte mandibula otorotasyonunu içerir. Otorotasyon yolunu tahmin etmede, mevcut uygulama mandibulayı sagittal görünümde kondilin merkezinde bulunan bir nokta etrafında döndürmektir. Muhtemelen, mandibula orijinal vertikal boyutundan maksiller cerrahi tarafından üretilen yeni vertikal boyuta otorotasyon yaptığı için bu nokta etrafında sadece dönme hareketi sergiler. Bu, daha az yoğun, daha önce yüklenmemiş ön-üst kondil yüzeyinin sıkıştırıcı yüklere maruz kalmasına yol açar (115). Kondil boynu posteriora eğimli olduğunda,

kondilin daha az yüklü olan anterior-superior bölgesi yüklenmeye daha fazla maruz kalır ve rezorpsiyona maruz kalır.

Çalışmamızda, maksillaya farklı miktarlarda gömme, ve bunu takiben mandibulanın otorotasyonu sonucunda 3 farklı pozisyondaki kondil üzerine gelen baskı, gerilim ve Von Mises stresleri değerlendirilmiştir. Modellerin Von Mises stres yoğunlukları karşılaştırıldığında en az stres gömme miktarı en az olan dik açılı kondilde ölçülmüştür. Bunu sırasıyla anteriora açılı kondil ve en fazla stres ise posterior açılı kondilde izlenmiştir. Aynı miktar gömme yapılan, posteriora açılı olan kondil modelinde, anteriora ve dik açılı kondil modeline göre Von Mises stres değerleri daha yüksek çıkmıştır ve stresin en yüksek olduğu alan posterior açılı kondil modeli ölçülmüştür. Kondilin posteriora açılanması daha fazla stres altında kalmasına sebep olmaktadır. 6 mm maksiller gömme yapılan modelde, 2 mm maksiller gömme yapıldığı modele göre stres değerleri daha yüksek çıkmıştır.

Bizim çalışmamızın sonuçlarına benzer çalışmalar literatürde bulunmaktadır. Yapılan araştırmalarda, posterior kondil pozisyonunun diğer pozisyonlara göre daha fazla fiziksel kuvvete maruz kaldığını göstermiştir (108). Hwang ve ark. yapılan çalışmasına göre yaş, SNB açısı, posterior fasiyal yükseklik ve overbite'deki azalmalar ve artan mandibular düzlem açısı ve kondiler boynun posterior eğimi ile anlamlı derecede artmış kondil rezorpsiyon riski ilişkilendirilmiştir (114). Bizim çalışmamızda da gömme miktarından bağımsız olarak en yüksek stres değerleri posteriora açılı kondil modellerinde tespit edilmiştir.

Catherin ve ark. tarafından yapılan bir sistematik derlemede ortognatik cerrahi sonrası kondil rezorpsiyonu incelenmiştir (109). Ortognatik cerrahi sonrası KR, temporomandibular eklemlere uygulanan mekanik stres ile konak adaptif kapasiteleri arasındaki dengesizliğe ikincil bir kondiler yeniden şekillenmedir. Esas olarak, önceden TME disfonksiyonu, östrojen eksikliği, yüksek mandibular düzlem açısı ile sınıf II maloklüzyon, azalmış arka yüz yüksekliği ve posteriora eğimli kondil boynu olan kişiler, 10 mm'den fazla mandibular ilerletme, mandibulanın saat yönünün tersine rotasyonu ve posterior kondillerin yeniden konumlandırılması, artmış ortognatik cerrahi sonrası KR riski ile ilişkilendirilmiştir. Çalışmamızın bulgularına göre de posteriora eğimli kondillerde en çok olacak şekilde, kondil şeklinden bağımsız olarak da mandibulanın saat yönünün tersine rotasyonunun artmasıyla streslerin daha fazla olduğu gözlemlenmiştir.

Literatürdeki birkaç çalışmada olduğu gibi; araştırmamızda da mandibulaya uygulanan osteotomilerle farklı kondil morfolojilerinin ve saat yönünün tersine yapılan rotasyon miktarının kondil başındaki rezorpsiyon paterni üzerine etkisi olabileceği ortaya konmuştur (116, 117). Ortognatik cerrahi sonrası progresif kondil rezorpsiyonunun patofizyolojisi hakkında daha fazla fikir edinmek için prospektif çalışmalar gereklidir.



6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Çalışmamızın sonuçları doğrultusunda ortognatik cerrahiler sırasında maksiller gömme miktarıyla ilişkili olarak artan saatin tersi yönündeki rotasyonlar kondilin morfolojisinden bağımsız olarak; kondil, disk ve glenoid fossada oluşan stresleri arttırmaktadır. Bu nedenle mandibulaya saat yönünün tersinde rotasyon yapılacak hastalarda post-operatif kondil rezorpsiyonu olasılığının daha yüksek olabileceği düşünülerek hareket edilmelidir.

Çalışmamızda simüle edilen her maksiller gömme miktarında en yüksek stres değerleri posteriora açılı olan kondil modellerinde, en düşük stres değerleri ise genellikle glenoid fossaya dik açılı yerleşen kondillerde görülmüştür. Bu sonuçlar doğrultusunda post-operatif kondiler rezorpsiyon olasılığının en çok posteriora açılı kondil morfolojisine sahip hastalarda görülebileceği, en az riskin ise glenoid fossaya dik açılı ile yerleşen kondil morfolojisine sahip hastalarda görülebileceği ameliyat öncesi değerlendirilmelidir.

Temporomandibular eklem diski üzerinde de modeller arasında kondil başındaki streslere benzer bir dağılım olduğu tespit edilmiştir. Bu stres değerlerinin oluşturacağı klinik sonuçları yorumlayabilmek için yeterli literatür verisi bulunmamaktadır. Fakat hastalarda artan mandibular rotasyonların ve kondil morfolojisi değişikliklerinin TME disfonksiyonlar ile ilişkili olabilecek diğer yapılarda da benzer etkiler oluşturabileceği akılda tutulmalıdır.

Sonlu eleman analizi sonuçları ve bunların klinik yorumlarıyla ilgili literatürde bir fikir birliği yoktur. Bu nedenle çalışmamız sonuçlarının klinik çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir.

KAYNAKLAR

1. Lye KW. Effect of orthognathic surgery on the posterior airway space (PAS). *Ann Acad Med Singapore*. 2008;37(8):677-82.
2. Elsalanty ME, Genecov DG, Genecov J. Functional and aesthetic endpoints in orthognathic surgery. *Journal of Craniofacial Surgery*. 2007;18(4):725-33.
3. Eslamipour F, Najimi A, Tadayonfard A, Azamian Z. Impact of orthognathic surgery on quality of life in patients with dentofacial deformities. *International journal of dentistry*. 2017;2017.
4. Eslamipour F, Najimi A, Tadayonfard A, Azamian Z. Impact of Orthognathic Surgery on Quality of Life in Patients with Dentofacial Deformities. *International Journal of Dentistry*. 2017.
5. Wolford L, Hilliard F. Correction of dentofacial deformities. *Textbook of practical oral and maxillofacial surgery 3rd ed Philadelphia: Lea and Febiger*. 1987:427-71.
6. Wolford LM, Chemello PD, Hilliard F. Occlusal plane alteration in orthognathic surgery—Part I: Effects on function and esthetics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1994;106(3):304-16.
7. Wenzel A, Williams S, Ritzau M. Relationships of changes in craniofacial morphology, head posture, and nasopharyngeal airway size following mandibular osteotomy. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1989;96(2):138-43.
8. Wenzel A, Williams S, Ritzau M. Changes in head posture and nasopharyngeal airway following surgical correction of mandibular prognathism. *The European Journal of Orthodontics*. 1989;11(1):37-42.
9. Athanasiou AE, Toutountzakis N, Mavreas D, Ritzau M, Wenzel A. Alterations of hyoid bone position and pharyngeal depth and their relationship after surgical correction of mandibular prognathism. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1991;100(3):259-65.
10. Al-Morraissi EA, Wolford LM. Is counterclockwise rotation of the maxillomandibular complex stable compared with clockwise rotation in the correction of dentofacial deformities? A systematic review and meta-analysis. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2016;74(10):2066. e1-. e12.
11. OBWEGESER HL. Surgical correction of small or retrodisplaced maxillae the “dish-face” deformity. *Plastic and reconstructive Surgery*. 1969;43(4):351-65.
12. Bell W. Le Forte I osteotomy for correction of maxillary deformities. *Journal of Oral Surgery (American Dental Association: 1965)*. 1975;33(6):412-26.
13. Berger JL, Pangrazio-Kulbersh V, Bacchus SN, Kaczynski R. Stability of bilateral sagittal split ramus osteotomy: rigid fixation versus transosseous wiring.

American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2000;118(4):397-403.

14. Nowak RM. Historical Outline of Orthognathic Surgery. Dental and Medical Problems. 2014;51(1):131-5.

15. Resnick CM, Kaban LB, Troulis MJ. Minimally invasive orthognathic surgery. Facial Plastic Surgery. 2009;25(01):049-62.

16. Shaw I, Kumar C, Dodds C. Oxford textbook of anaesthesia for oral and maxillofacial surgery: Oxford University Press; 2010.

17. Lupori J, Kewitt G, Van Sickels J. Bilateral sagittal split osteotomy advancement and setback. Oral and maxillofacial surgery. 2000;2:297-310.

18. Bloomquist DS, Lee JJ. Principles of mandibular orthognathic surgery. Peterson's principles of oral and maxillofacial surgery. 2004;2:1135-83.

19. Reyneke JP. Essentials of orthognathic surgery: Quintessence; 2003.

20. Sakharia A, Muthusekar M. A comparative assessment of maxillary perfusion between two different Le Fort I osteotomy techniques. International journal of oral and maxillofacial surgery. 2015;44(3):343-8.

21. Kretschmer WB, Baciut G, Baciut M, Zoder W, Wangerin K. Changes in bone blood flow in segmental LeFort I osteotomies. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology. 2009;108(2):178-83.

22. Moorhead A, Serra M. Le Fort Osteotomy. StatPearls [Internet]. 2020.

23. Li KK, Meara JG, Alexander Jr A. Location of the descending palatine artery in relation to the Le Fort I osteotomy. Journal of oral and maxillofacial surgery. 1996;54(7):822-5.

24. Breeze J, Linares CV, Stockton P. Is an osteotome necessary for pterygomaxillary dysjunction or dysjunction through the tuberosity during Le Fort I osteotomy? A systematic review. British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery. 2016;54(3):248-52.

25. Hackney FL, Nishioka GJ, Van Sickels JE. Frontal soft tissue morphology with double VY closure following Le Fort I osteotomy. Journal of oral and maxillofacial surgery. 1988;46(10):850-5.

26. McCollum AG, Reyneke JP, Wolford LM. An alternative for the correction of the Class II low mandibular plane angle. Oral surgery, oral medicine, oral pathology. 1989;67(3):231-41.

27. Reyneke J, Evans W. Surgical manipulation of the occlusal plane. The International journal of adult orthodontics and orthognathic surgery. 1990;5(2):99-110.

28. Reyneke J. Surgical manipulation of the occlusal plane: new concepts in geometry. The International journal of adult orthodontics and orthognathic surgery. 1998;13(4):307-16.

29. Wolford LM, Chemello PD, Hilliard FW. Occlusal plane alteration in orthognathic surgery. Journal of oral and maxillofacial surgery. 1993;51(7):730-40.

30. Türker M, Yücetaş Ş. Ağız, diş, çene hastalıkları ve cerrahisi: Atlas Kitapçılık; 1997.

31. Okeson JP. Management of temporomandibular disorders and occlusion-E-book: Elsevier Health Sciences; 2019.

32. Dworkin SF. Research diagnostic criteria for temporomandibular disorders: review, criteria, examinations and specifications, critique. J craniomandib Disord. 1992;6:301-55.

33. Ash MM, Ramfjord S, Castillo Parra JL. Oclusión 1996.

34. Ramfjord SP, Ash MM. Significance of occlusion in the etiology and treatment of early, moderate and advanced periodontitis. 1981.
35. Ramfjord S, ASH MM. Reflections on the Michigan occlusal splint. *Journal of oral rehabilitation*. 1994;21(5):491-500.
36. Mohl ND. *A textbook of occlusion*: Quintessence Publishing (IL); 1988.
37. Laskin DM, Greene CS, Hylander WL. *Temporomandibular disorders: an evidence-based approach to diagnosis and treatment*: Quintessence Publishing Company; 2006.
38. Seligman DA, Pullinger AC. The role of functional occlusal relationships in temporomandibular disorders: a review. *Journal of Craniomandibular Disorders*. 1991;5(4).
39. Seligman DA, Pullinger AC. The role of intercuspal occlusal relationships in temporomandibular disorders: a review. *Journal of Craniomandibular Disorders*. 1991;5(2).
40. Moaddab MB, Dumas AL, Chavoor AG, Neff PA, Homayoun N. Temporomandibular joint: computed tomographic three-dimensional reconstruction. *American journal of orthodontics*. 1985;88(4):342-52.
41. Alomar X, Medrano J, Cabratosa J, Clavero J, Lorente M, Serra I, et al., editors. *Anatomy of the temporomandibular joint*. *Seminars in Ultrasound, CT and MRI*; 2007: Elsevier.
42. Yengin E. *Temporomandibular rahatsızlıklarda teşhis ve tedavi*. İstanbul: Dilek Matbaacılık. 2000:14-22.
43. Scapino RP. Histopathology associated with malposition of the human temporomandibular joint disc. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*. 1983;55(4):382-97.
44. MERİÇ G. DÜNDEMEN BUGÜNE SENTERİK İLİŞKİ TANIMI VE KAYIT YÖNTEMLERİ. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2010(3):54-9.
45. Rinchuse DJ, Kandasamy S. Centric relation: a historical and contemporary orthodontic perspective. *The Journal of the American Dental Association*. 2006;137(4):494-501.
46. Dawson PE. New definition for relating occlusion to varying conditions of the temporomandibular joint. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1995;74(6):619-27.
47. Shen G, Darendeliler MA. The adaptive remodeling of condylar cartilage—a transition from chondrogenesis to osteogenesis. *Journal of dental research*. 2005;84(8):691-9.
48. Mongini F. Influence of function on temporomandibular joint remodeling and degenerative disease. *Dental Clinics of North America*. 1983;27(3):479-94.
49. Inui M, Fushima K, Sato S. Facial asymmetry in temporomandibular joint disorders. *Journal of oral rehabilitation*. 1999;26(5):402-6.
50. Riolo ML, Brandt D, TenHave TR. Associations between occlusal characteristics and signs and symptoms of TMJ dysfunction in children and young adults. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1987;92(6):467-77.
51. Jung W-S, Kim H, Jeon D-M, Mah S-J, Ahn S-J. Magnetic resonance imaging-verified temporomandibular joint disk displacement in relation to sagittal and vertical jaw deformities. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2013;42(9):1108-15.
52. Hellsing G, Holmlund A. Development of anterior disk displacement in the temporomandibular joint: an autopsy study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1985;53(3):397-401.

53. Stoopler ET, Sollecito TP. Temporomandibular disorders. *CMAJ*. 2013;185(4):324-.
54. De Rossi SS, Greenberg MS, Liu F, Steinkeler A. Temporomandibular disorders: evaluation and management. *Medical Clinics*. 2014;98(6):1353-84.
55. Buttke TM, Proffit WR. Referring adult patients for orthodontic treatment. *The Journal of the American Dental Association*. 1999;130(1):73-9.
56. Farella M, Michelotti A, Bocchino T, Cimino R, Laino A, Steenks M. Effects of orthognathic surgery for class III malocclusion on signs and symptoms of temporomandibular disorders and on pressure pain thresholds of the jaw muscles. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2007;36(7):583-7.
57. Iannetti G, Fadda T, Riccardi E, Mitro V, Filiaci F. Our experience in complications of orthognathic surgery: a retrospective study on 3236 patients. *Infection*. 2013;2:67.
58. Dujoncquoy J-P, Ferri J, Raoul G, Kleinheinz J. Temporomandibular joint dysfunction and orthognathic surgery: a retrospective study. *Head & face medicine*. 2010;6(1):1-7.
59. Górska A, Gębska M. Late postoperative complications and dysfunction of the stomatognathic system (SS) in patients after orthognathic surgery. *Journal of Education, Health and Sport*. 2020;10(6):206-22.
60. Hunt N, Cunningham S. The influence of orthognathic surgery on occlusal force in patients with vertical facial deformities. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 1997;26(2):87-91.
61. Scheerlinck JP, Stoelinga PJ, Blijdorp PA, Brouns JJ, Nijs ML. Sagittal split advancement osteotomies stabilized with miniplates. A 2–5-year follow-up. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 1994;23(3):127-31.
62. Moore KE, Gooris PJ, Stoelinga PJ. The contributing role of condylar resorption to skeletal relapse following mandibular advancement surgery: report of five cases. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 1991;49(5):448-60.
63. Mousoulea S, Kloukos D, Sampaziotis D, Vogiatzi T, Eliades T. Condylar resorption in orthognathic patients after mandibular bilateral sagittal split osteotomy: a systematic review. *European journal of orthodontics*. 2017;39(3):294-309.
64. Nogami S, Yamauchi K, Satomi N, Yamaguchi Y, Yokota S, Abe Y, et al. Risk factors related to aggressive condylar resorption after orthognathic surgery for females: retrospective study. *CRANIO®*. 2017;35(4):250-8.
65. Phillips R, Bell W. Atrophy of mandibular condyles after sagittal ramus split osteotomy: report of case. *Journal of Oral Surgery (American Dental Association: 1965)*. 1978;36(1):45-9.
66. Fung Y-C. *Mechanical properties of living tissues*: Springer; 1993.
67. Rho JY, Ashman RB, Turner CH. Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements. *Journal of biomechanics*. 1993;26(2):111-9.
68. Shigley JE. *Mechanical Engineering Design, First Metric Edit*. McGraw-Hill; 1986.
69. KÜÇÜKKURT S. SONLU ELEMENLAR STRES ANALİZ YÖNTEMİ VE DENTAL İMPLANTOLOJİ ALANINDA YAPILAN ARAŞTIRMALAR. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2019;29(4):701-10.
70. Moratal D. *Finite element analysis: BoD–Books on Demand*; 2010.
71. Van Staden R, Guan H, Loo Y-C. Application of the finite element method in dental implant research. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*. 2006;9(4):257-70.

72. Marks L, Gardner T. The use of strain energy as a convergence criterion in the finite element modelling of bone and the effect of model geometry on stress convergence. *Journal of biomedical engineering*. 1993;15(6):474-6.
73. Geng J-P, Tan KB, Liu G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2001;85(6):585-98.
74. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating Parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *Journal of Oral Implantology*. 1998;24(2):80-8.
75. Assunção WG, Barão VAR, Tabata LF, Gomes ÉA, Delben JA, dos Santos PH. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *Journal of Craniofacial Surgery*. 2009;20(4):1173-7.
76. Markarian RA, Ueda C, Sendyk CL, Laganá DC, Souza RM. Stress distribution after installation of fixed frameworks with marginal gaps over angled and parallel implants: a photoelastic analysis. *Journal of Prosthodontics*. 2007;16(2):117-22.
77. Turner MJ, Clough RW, Martin HC, Topp L. Stiffness and deflection analysis of complex structures. *journal of the Aeronautical Sciences*. 1956;23(9):805-23.
78. Farah J, Craig RG, Sikarskie DL. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *Journal of biomechanics*. 1973;6(5):511-20.
79. Selna LG, Shillingburg Jr HT, Kerr PA. Finite element analysis of dental structures—axisymmetric and plane stress idealizations. *Journal of Biomedical Materials Research*. 1975;9(2):237-52.
80. Ebrahimi F. *Finite Element Analysis: New Trends and Developments: BoD—Books on Demand*; 2012.
81. RAMOĞLU S, Oğuz O. Finite element methods in dentistry. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2014;24(3):175-80.
82. Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G. Tooth–implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clinical oral implants research*. 2002;13(3):334-41.
83. Mohammed S, Desai H. Basic concepts of finite element analysis and its applications in dentistry: An overview. *Journal of Oral Hygiene & Health*. 2014:1-5.
84. De Vree J, Peters M, Plasschaert A. A comparison of photoelastic and finite element stress analysis in restored tooth structures. *Journal of oral rehabilitation*. 1983;10(6):505-17.
85. Jafari A, Shetty KS, Kumar M. Study of stress distribution and displacement of various craniofacial structures following application of transverse orthopedic forces—a three-dimensional FEM study. *The Angle Orthodontist*. 2003;73(1):12-20.
86. Siegele D, Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1989;4(4).
87. Rieger M, Mayberry M, Brose M. Finite element analysis of six endosseous implants. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1990;63(6):671-6.
88. Hoppenreijts TJ, Freihofer HPM, Stoelinga PJ, Tuinzing DB, van't Hof MA. Condylar remodelling and resorption after Le Fort I and bimaxillary osteotomies in patients with anterior open bite: A clinical and radiological study aesthetic and reconstructive surgery. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 1998;27(2):81-91.
89. Rodríguez-Ciurana X, Vela-Nebot X, Segalà-Torres M, Rodado-Alonso C, Méndez-Blanco V, Mata-Bugueroles M. Biomechanical repercussions of bone

resorption related to biologic width: a finite element analysis of three implant-abutment configurations. *The International journal of periodontics & restorative dentistry*. 2009;29(5):479.

90. Ghafari J, Brin I, Kelley MB. Mandibular rotation and lower face height indicators. *The Angle orthodontist*. 1989;59(1):31-6.

91. de Bont LG. Temporomandibular joint degenerative diseases: pathogenesis. Management of temporomandibular joint degenerative diseases: biologic basis and treatment outcome. 1996:3-11.

92. Kim J-Y, Jung H-D, Jung Y-S, Hwang C-J, Park H-S. A simple classification of facial asymmetry by TML system. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. 2014;42(4):313-20.

93. Alder ME, Deahl ST, Matteson SR, Van Sickels JE, Tiner BD, Rugh JD. Short-term changes of condylar position after sagittal split osteotomy for mandibular advancement. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 1999;87(2):159-65.

94. Lee W, Park J. Three-dimensional evaluation of positional change of the condyle after mandibular setback by means of bilateral sagittal split ramus osteotomy. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2002;94(3):305-9.

95. Tabrizi R, Shahidi S, Bahramnejad E, Arabion H. Evaluation of condylar position after orthognathic surgery for treatment of Class II vertical maxillary excess and mandibular deficiency by using cone-beam computed tomography. *Journal of Dentistry*. 2016;17(4):318.

96. Chen S, Lei J, Wang X, Fu K-y, Farzad P, Yi B. Short-and long-term changes of condylar position after bilateral sagittal split ramus osteotomy for mandibular advancement in combination with Le Fort I osteotomy evaluated by cone-beam computed tomography. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2013;71(11):1956-66.

97. Ishak M, Kadir MA, Sulaiman E, Kasim NA. Finite element analysis of different surgical approaches in various occlusal loading locations for zygomatic implant placement for the treatment of atrophic maxillae. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2012;41(9):1077-89.

98. Ujigawa K, Kato Y, Kizu Y, Tonogi M, Yamane G-Y. Three-dimensional finite elemental analysis of zygomatic implants in craniofacial structures. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2007;36(7):620-5.

99. Arnett G, Milam S, Gottesman L. Progressive mandibular retrusion—idiopathic condylar resorption. Part I. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1996;110(1):8-15.

100. Kahnberg K-E. TMJ complications associated with superior repositioning of the maxilla. *CRANIO®*. 1988;6(4):312-5.

101. Mobarak KA, Espeland L, Krogstad O, Lyberg T. Mandibular advancement surgery in high-angle and low-angle class II patients: different long-term skeletal responses. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2001;119(4):368-81.

102. Weinberg LA. Role of condylar position in TMJ dysfunction-pain syndrome. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1979;41(6):636-43.

103. Katzberg RW, Keith DA, Ten Eick WR, Guralnick WC. Internal derangements of the temporomandibular joint: an assessment of condylar position in centric occlusion. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1983;49(2):250-4.

104. Renzi G, Becelli R, Di Paolo C, Iannetti G. Indications to the use of condylar repositioning devices in the surgical treatment of dental-skeletal class III. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 2003;61(3):304-9.
105. Becktor JP, Rebellato J, Becktor KB, Isaksson S, Vickers PD, Keller EE. Transverse displacement of the proximal segment after bilateral sagittal osteotomy. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 2002;60(4):395-403.
106. Gerressen M, Zadeh MD, Stockbrink G, Riediger D, Ghassemi A. The functional long-term results after bilateral sagittal split osteotomy (BSSO) with and without a condylar positioning device. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 2006;64(11):1624-30.
107. Copray J, Jansen H, Duterloo H. An in-vitro system for studying the effect of variable compressive forces on the mandibular condylar cartilage of the rat. *Archives of oral biology*. 1985;30(4):305-11.
108. Yang HJ, Kim DS, Yi W-J, Hwang SJ. Reduced joint distance during TMJ movement in the posterior condylar position. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. 2013;41(7):e159-e64.
109. Catherine Z, Breton P, Bouletreau P. Condylar resorption after orthognathic surgery: a systematic review. *Revue de stomatologie, de chirurgie maxillo-faciale et de chirurgie orale*. 2016;117(1):3-10.
110. Bouwman JP, Kerstens HC, Tuinzing DB. Condylar resorption in orthognathic surgery: the role of intermaxillary fixation. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology*. 1994;78(2):138-41.
111. Kerstens H, Tuinzing D, Golding R, Van der Kwast W. Condylar atrophy and osteoarthritis after bimaxillary surgery. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology*. 1990;69(3):274-80.
112. Cutbirth M, Van Sickels JE, Thrash WJ. Condylar resorption after bicortical screw fixation of mandibular advancement. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 1998;56(2):178-82.
113. Merckx MA, Van Damme PA. Condylar resorption after orthognathic surgery: evaluation of treatment in 8 patients. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. 1994;22(1):53-8.
114. Hwang S-J, Haers PE, Seifert B, Sailer HF. Non-surgical risk factors for condylar resorption after orthognathic surgery. *Journal of cranio-maxillofacial surgery*. 2004;32(2):103-11.
115. O'Ryan F, Epker BN. Surgical orthodontics and the temporomandibular joint: II. Mandibular advancement via modified sagittal split ramus osteotomies. *American Journal of Orthodontics*. 1983;83(5):418-27.
116. Park S-B, Yang Y-M, Kim Y-I, Cho B-H, Jung Y-H, Hwang D-S. Effect of bimaxillary surgery on adaptive condylar head remodeling: metric analysis and image interpretation using cone-beam computed tomography volume superimposition. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 2012;70(8):1951-9.
117. Ha M-H, Kim Y-I, Park S-B, Kim S-S, Son W-S. Cone-beam computed tomographic evaluation of the condylar remodeling occurring after mandibular setback by bilateral sagittal split ramus osteotomy and rigid fixation. *The Korean Journal of Orthodontics*. 2013;43(6):263-70.

EKLER

EK A: Etik kurul onayı



EK A

Evrak Tarih ve Sayısı: 07.10.2022-80597



T.C.
BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ REKTÖRLÜĞÜ
Teknoloji Transfer Ofisi
Etik Kurullar Birimi

Sayı : E-54022451-050.05.04-80597
Konu : 2022/306 Etik Kurul Kararı

07.10.2022

Sayın Prof.Dr. Doğan DOLANMAZ
Dış Hekimliği Fakültesi Dekanlığı - Dekan

2022/306 numaralı "Üst Çenede Saat Yönünün Tersine Rotasyon Hareketi Yapılan Ortognatik Cerrahilerde Farklı Kondil Boynu Açılarının TME de Oluşan Stresler Üzerine Etkisinin Sonlu Elemanlar Analizi ile Değerlendirilmesi" başlıklı başvurunuz Üniversitemiz Etik Kurullar Birimi'nin 04.10.2022 tarihli, 21 sayılı Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurul toplantısında değerlendirilmiş olup, mevcudun oy birliğiyle onaylanmasına karar verilmiştir.

Bilgilerinizi ve gereğini arz/rica ederim.

Prof.Dr. İsmail MERAL
Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik
Kurulu Başkanı

Bu belge, güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.

Doğrulama Kodu :BSP4EJE11P Pin Kodu :99352 Belge Takip Adresi : <https://turkiye.gov.tr/ebd?eK=5394&eD=BSP4EJE11P&eS=80597>
Bezmialem Vakıf Üniversitesi Adnan Menderes Bulvarı (Vatan Caddesi) Fatih/İstanbul Bilgi için: Zübeyde ÖZDEMİR
Telefon No:0 (212) 523 22 88 Faks No:0 (212) 533 23 36 Unvan: Sorumlu
e-Posta:info@bezmialem.edu.tr İnternet Adresi:www.bezmialem.edu.tr



Bu belge, güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.