

157696

T.C.  
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FARKLI OKLUZYON TIPLERİNİN TEMPOROMANDİBULER  
EKLEM ÜZERİNDE OLUŞTURDUKLARI FONKSİYONEL  
STRESLERİN SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZ YÖNTEMİ  
İLE İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. OĞUZ ERASLAN

**Danışman**


Prof. Dr. Gürcan Eskitaşcıoğlu

**KONYA-2004**

T.C.  
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FARKLI OKLUZYON TİPLERİNİN TEMPOROMANDİBULER  
EKLEM ÜZERİNDE OLUŞTURDUKLARI FONKSİYONEL  
STRESLERİN SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZ YÖNTEMİ  
İLE İNCELENMESİ**

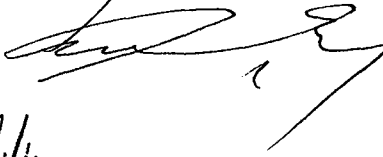
Prof. Dr. Hasan ALKUMRU



Prof. Dr. Cavidan AKÖREN



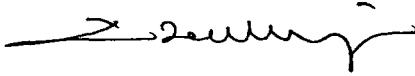
Prof. Dr. Gürcan ESKİTAŞCIOĞLU



Doç. Dr. Filiz AYKENT



Doç. Dr. Özgür İNAN



**İÇİNDEKİLER**

<b>1. GİRİŞ</b> .....	<b>1-3</b>
<b>2. LİTERATÜR BİLGİ</b> .....	<b>4-31</b>
2.1 Kemik.....	4-8
2.1.1 Maksilla.....	5
2.1.2 Mandibula.....	6-7
2.1.3 Temporal kemik.....	7
2.2 Temporomandibuler Eklem.....*	8-9
2.3. Ligamentler.....	9-10
2.4 Çiğneme Kasları (Okluzal Yük Oluşturucu Yapılar).....	10-14
2.4.1 Temporal kas.....	11
2.4.2 Massater kası.....	11-12
2.4.3 Medial pterygoid kas.....	12
2.4.4 Lateral pterygoid kas.....	13
2.4.5 Digastrik kas.....	13-14
2.5 TME'in Biyomekaniği.....	14-16
2.5.1 Mandibuler hareketler.....	14-16
2.6 Okluzyon.....	16-17
2.7 Mekanikte Bazı Temel Kavramlar.....	17-26
2.7.1 Kütle.....	17-18
2.7.2 Kuvvet / Ağırlık.....	18-19
2.7.3 Moment.....	20
2.7.4 Stres (Gerilim) ve Strain / Deformasyon (Gerilme).....	20-23
2.7.4.1 Stres (Gerilim).....	20-22
2.7.4.2 Dayanıklılık (Strenght).....	22
2.7.4.3 Strain / Deformasyon (Gerilme).....	22-23
2.7.4.4 Stres-Strain Eğrisi (Stres-Strain Curve).....	23
2.7.5 Elastisite modülü.....	24
2.7.6 Poisson oranı.....	25
2.7.7 Oransal sınır (Proportional limit).....	25
2.7.8 Elastik sınır.....	25-26
2.7.9 Yield strenght.....	26
2.7.10 Ultimate strenght.....	26
2.7.11 Sertlik.....	26

2.8 Stres Analiz Yöntemleri.....	26-31
2.8.1 Strain guage ile analiz yöntemi.....	27
2.8.2 Fotoelastik stres analiz yöntemi.....	27-28
2.8.3 Holografik interferometre ile analiz yöntemi.....	28
2.8.4 Kırılgan vernikle kaplama yöntemi.....	28
2.8.5 Sonlu elemanlar analiz yöntemi.....	28-31
<b>3. MATERYAL VE METOT.....</b>	<b>32-37</b>
<b>4. BULGULAR.....</b>	<b>38-53</b>
4.1 Birinci Durum.....	38-40
4.2 İkinci Durum.....	40-42
4.3 Üçüncü Durum.....	42-44
4.4 Dördüncü Durum.....	44-47
4.5 Beşinci Durum.....	47-49
4.6 Altıncı Durum.....	49-51
4.7 Farklı okluzyon tiplerinde anamodel ve TME dokularındaki stres miktarlarının grafiksel analizi.....	51-53
<b>5. TARTIŞMA VE SONUÇ.....</b>	<b>54-67</b>
<b>6. ÖZET.....</b>	<b>68-69</b>
<b>7. SUMMARY.....</b>	<b>70-71</b>
<b>8. KAYNAKLAR.....</b>	<b>72-81</b>
<b>9. ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>82</b>
<b>10. TEŞEKKÜR.....</b>	<b>83</b>

**KISALTMALAR**

- TME : Temporomandibuler eklem  
TME-İD : Temporomandibuler eklemin iç düzensizliği  
TM düzensizlik: Temporomandibuler düzensizlik  
BBO : Bilateral balanslı okluzyon  
GFO : Grup fonksiyonu okluzyonu  
KKO : Kanin koruyuculu okluzyon  
F : Kuvvet  
m : Kütle  
a : İvme  
W : Ağırılık  
g : Yerçekimi  
N : Newton  
mm<sup>2</sup> : Milimetrekare  
MPa : Megapaskal  
 $\sigma$  : Stres  
A : Alan  
 $\tau$  : Makaslama stresleri  
E : Elastisite modülü  
 $\epsilon$  : Strain  
kg : Kilogram  
cm<sup>2</sup> : Santimetrekare  
FEM : Finite Element Method  
CAD : Bilgisayar destekli dizayn tekniği

**TABLO ve GRAFİK LİSTESİ**

<b>Tablo 3.1:</b> Materyal özellikleri.....	34
<b>Grafik 2.1:</b> Stres-Strain Eğrisi.....	23
<b>Grafik 2.2:</b> Elastisite Modülü.....	24
<b>Grafik 4.1:</b> Farklı okluzyon tiplerinde anamodellerdeki stres miktarları.....	52
<b>Grafik 4.2:</b> Farklı okluzyon tiplerinde mandibuler kondillerdeki stres miktarları.....	52
<b>Grafik 4.3:</b> Farklı okluzyon tiplerinde artiküler diskteki stres miktarları.....	53
<b>Grafik 4.4:</b> Farklı okluzyon tiplerinde glenoid fossalardaki stres miktarları.....	53



## ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 2.1 : Lekholm ve Zarb'a göre kemik miktarı sınıflaması.....	5
Şekil 2.2 : Lekholm ve Zarb'a göre kemik kalitesi sınıflaması.....	5
Şekil 2.3 : Maksilla.....	6
Şekil 2.4 : Mandibula.....	7
Şekil 2.5 : Temporal Kemik.....	7
Şekil 2.6 : Artiküler disk.....	8
Şekil 2.7 : Artiküler diskin farklı konumları.....	8
Şekil 2.8 : Kollateral ligamentler.....	9
Şekil 2.9 : Kapsüler ligament.....	9
Şekil 2.10 : Temporomandibuler ligament.....	10
Şekil 2.11 : Sphenomandibuler ve Stylomandibuler ligament.....	10
Şekil 2.12.a ve b : Temporal kas.....	11
Şekil 2.13.a ve b : Massater kası.....	12
Şekil 2.14.a ve b : Medial pterygoid kas.....	12
Şekil 2.15.a ve b : Lateral pterygoid kas.....	13
Şekil 2.16 : Digastrik kas.....	14
Şekil 2.17 : Masanın üzerinde duran sabit bir bloğun kuvvet oluşturması.....	18
Şekil 2.18 : Kuvvetlerin vektöriyel toplamı.....	19
Şekil 2.19 : Yük dağılım çeşitleri.....	19
Şekil 2.20 : 10 kg'lık bloğun kaidesindeki stresin hesaplanması.....	20
Şekil 2.21 : Bir kolonda kompresiv ve tensile kuvvetlerine bağlı oluşan strainin gösterilmesi.....	21
Şekil 3.1 : Mandibula.....	32
Şekil 3.2 : Üç boyutlu matematiksel model.....	32
Şekil 3.3 : Üç boyutlu koordinat ölçme cihazı.....	33
Şekil 3.4 : Ana eğri.....	33
Şekil 3.5 : Kesitler.....	33
Şekil 3.6.a-c : Matematiksel modelin ağ şeklinde sunulması ve sınır koşulları.....	34
Şekil 3.7.a-f : Kuvvet uygulanan noktalar.....	35
Şekil 3.8 : Oluşturulan modele ait TME kesiti.....	36
Şekil 4.1 : KKO'da vertikal kuvvetlerde anamodel.....	38
Şekil 4.2 : KKO'da vertikal kuvvetlerde TME'in sagittal kesiti.....	38

Şekil 4.3 : KKO'da vertikal kuvvetlerde mandibuler kondilin ön ve arka görünümüleri....	39
Şekil 4.4 : KKO'da vertikal kuvvetlerde artiküler diskin alt ve üst görünümüleri.....	39
Şekil.4.5 : KKO'da vertikal kuvvetlerde glenoid fossanın görünümü.....	40
Şekil 4.6 : GFO'nda vertikal kuvvetlerde anamodel. ....	40
Şekil 4.7 : GFO'nda vertikal kuvvetlerde TME'in sagittal kesiti.....	40
Şekil 4.8 : GFO'nda vertikal kuvvetlerde mandibuler kondilin ön ve arka görünümüleri....	41
Şekil 4.9 : GFO'nda vertikal kuvvetlerde artiküler diskin alt ve üst görünümüleri.....	42
Şekil 4.10 : GFO'nda vertikal kuvvetlerde glenoid fossanın görünümü.....	42
Şekil 4.11 : BBO'da vertikal kuvvetlerde anamodel.....	43
Şekil 4.12 : BBO'da vertikal kuvvetlerde TME'in sagittal kesiti.....	43
Şekil 4.13 : BBO'da vertikal kuvvetlerde mandibuler kondilin ön ve arka görünümüleri...	43
Şekil 4.14 : BBO'da vertikal kuvvetlerde artiküler diskin alt ve üst görünümüleri.....	44
Şekil 4.15 : BBO'da vertikal kuvvetlerde glenoid fossanın görünümü.....	44
Şekil 4.16 : KKO'da lateral kuvvetlerde anamodel.....	45
Şekil 4.17 : KKO'da lateral kuvvetlerde TME'in sagittal kesiti.....	45
Şekil 4.18 : KKO'da lateral kuvvetlerde mandibuler kondilin ön ve arka görünümüleri....	46
Şekil 4.19 : KKO'da lateral kuvvetlerde artiküler diskin alt ve üst görünümüleri.....	46
Şekil 4.20 : KKO'da lateral kuvvetlerde glenoid fossanın görünümü.....	47
Şekil 4.21 : GFO'nda lateral kuvvetlerde anamodel.....	47
Şekil 4.22 : GFO'nda lateral kuvvetlerde TME'in sagittal kesiti.....	47
Şekil 4.23 : GFO'nda lateral kuvvetlerde mandibuler kondilin ön ve arka görünümüleri...	48
Şekil.4.24 : GFO'nda lateral kuvvetlerde artiküler diskin alt ve üst görünümüleri.....	48
Şekil 4.25 : GFO'nda lateral kuvvetlerde glenoid fossanın görünümü.....	49
Şekil 4.26 : BBO'da lateral kuvvetlerde anamodel.....	50
Şekil 4.27 : BBO'da lateral kuvvetlerde TME'in sagittal kesiti.....	50
Şekil 4.28 : BBO'da lateral kuvvetlerde mandibuler kondilin ön ve arka görünümüleri....	50
Şekil 4.29 : BBO'da lateral kuvvetlerde artiküler diskin alt ve üst görünümüleri.....	51
Şekil 4.30 : BBO'da lateral kuvvetlerde glenoid fossanın görünümü.....	51



## 1.GİRİŞ

Sudan karasal çevreye geçiş bütün omurgalı soylarının beslenme mekanizmalarında önemli değişikliklere yol açmıştır (Thorogood ve Tickle 1988). Memeli evrimi ve primatlarda mandibuler dizayna bakıldığında dişsel veya mandibuler adaptasyonun çeşitli dental özelleşmeleri içeren bir dizi kapsamlı form değişiklikleriyle sonuçlandığı gözlenir. Hominid evriminde modern insanların mandibulası, australopithecines denilen erken hominid ataların mandibularına göre çeşitli farklılıklar sergiler. Mandibula ve diş boyutu, dental ark şekli, kortikal kemik kalınlığı ve dayanıklılığı, takviye kemik lokalizasyonu gibi farklılıkların fonksiyonel korelasyonları ve adaptif anlamları birçok tartışmaya konu olmuştur (Barghusen ve Schumacher 1972, Allin 1975, Bramble 1978, Hotton ve ark. 1986).

Mandibuler formun gelişimi, büyümesi ve adaptasyonu anlamak için gelişimsel orjinini filojeni ve otojenisi ile birlikte değerlendirmek gerekir (McNeill 1997).

Evrimsel gelişim ve tarihini inceleyen filojeni 500 milyon yıllık süre içinde yer alan bir seri major evrimsel geçişleri inceler. Bu geçişleri ekoloji ve evrimsel biyoloji terminolojisi içinde tümüyle anlayabilmemiz genellikle mümkün olmamaktadır. Ancak mandibulanın evrimi literatürde geniş şekilde dökümanate edilmiştir (McNeill 1997).

Orijin ve embriyodan yetişkine gelişimi inceleyen otojeni, kompleks iskelet yapıların evrim ve embriyolojisine gelişimsel ve genetik yaklaşımları üzerine çalışır. Kraniofasial bölgenin evrimsel ve ontojenik perspektiften bakıldığında en göze çarpan yönlerinden birisi adaptif esnekliğidir. Filogenetik adaptasyondaki bu esneklik nedeniyle; kastedilen organizmada prenatal ve postnatal büyüme ve gelişim esnasındaki bu adaptasyonun, yetişkin organizmada da yüksek esneklikle muhafaza edildiği farz edilir. Aslında, kraniofasial biyoloji tarihinin büyük kısmı bu görüşe karşıdır. Bununla birlikte, bireysel yönlendirilebilirlik filogenetik adaptasyonlara göre çok daha sınırlıdır. Klinik bakış açısından değişen fonksiyonlara karşı cevap olan postnatal şekillendirilebilirlik anlamlı olabilir (McNeill 1997).

Histolojik çalışmalar yumuşak gıda ile beslenen maymunlarda mandibulada azalmış kemik strainiyle azalmış kortikal kemik yapımını ilişkilendirmiştir (Bouvier ve Hylander 1981). Sefalometrik çalışmalar ile yumuşak diyetin büyüyen rat mandibularında sutural büyümeyi, kortikal kemik apozisyonunu azalttığı gösterilmiştir (Engström ve ark. 1986, Yamada ve Kimmel 1991). İnsanlardaki bunun gibi fonksiyonel değişimlerin etkileri net olarak ortaya konulamamaktadır (McNeill 1997).

Son yıllardaki mandibuler şekil ve fonksiyon üzerindeki insan çalışmaları kraniyofasiyal şekil ve çiğneme kas büyüklüğü veya okluzal kuvvet arasındaki ilişki üzerinde yoğunlaşmıştır (Proffit ve Fields 1983, Ringqvist 1973, Van Spronsen ve ark. 1992). Mevcut çalışmalar konkav yüz, kısa yüz ve düşük çene açısının geniş çiğneme kasları ve okluzal kuvvetlerle arasındaki ilişki iyi kurulmuş olmasına rağmen kas büyüklüğü veya kraniyofasiyal şeklin bu ilişkideki ana sebep ajan olup olmadığına karar verilmesini güçleştirmiştir (McNeill 1997).

İnsan vücudundaki sinovial eklemler, segmentlerin bütün olarak hareketleri tarafından oluşturulan farklı yükleme koşullarına maruz kalırlar. Yük dağılımı ana olarak eklem kıkırdağı veya menisküs tarafından ayarlanır (Arnett ve ark. 1996, Boyd ve ark. 1990) ve eklemlerdeki yükleme koşulu, eklem komponentlerinin normal yapı ve fonksiyonunun geliştirilmesi ve devamının sağlanmasında büyük bir etkiye sahip olur (Brom 1984, Brom ve Poole 1983). Aşırı yükleme ve sonradan ortaya çıkan biyomekanik dengesizlik eklem komponentlerinin yıkıcı ve dejeneratif değişikliklerinde major faktörler olarak düşünülür (Chen ve Xu 1994). Temporomandibular eklem'de (TME) artiküler disk glenoid fossa ve mandibuler kondil arasında yer alır ve kondiler hareketle fonksiyon görür, disk fonksiyon esnasında bir stres emici olarak belirgin bir rol oynar (Chu ve ark. 1995, DeVocht ve ark. 1996, Helms ve Kaplan 1990). TME'in iç düzensizliği (TME-İD) diskin glenoid fossa ve mandibuler kondile göre anormal bir pozisyonel ilişkisi olarak tanımlanmıştır (Katzberg 1980) ve TME ağrısı, klicking veya krepitasyon ve trismus neden olan ana faktördür (Krebs ve ark. 1995, Koriototh ve ark. 1992). Dahası, TME'deki aşırı baskının, özellikle azalmış fizyolojik adaptasyon kapasitesiyle kombine olduğunda kondiler rezorpsiyona neden olduğu kabul edilir (Linn 1967). Bu nedenle TME'deki mekanik ve yapısal durumun kantitatif bir değerlendirilmesi TME-İD'ne neden olan mekanizmanın daha iyi anlaşılmasına yardımcı olacaktır (Tanaka ve ark. 2001).

Temporomandibular hastalıklar hakkındaki bilgilerin artmasıyla TME'in kompleks fonksiyon ve disfonksiyonunu açıklamak için çalışmalar hızlanmıştır. Hatta yıllarca doğru tanımlanamayan kavramlar düzeltilerek sisteme yaklaşım daha da netleşmiştir. Dişhekimliğinde fizyolojik tolerans sınırı aşıldığında oluşan TME'in artiküler dokularının dejeneratif bir yanıtı olarak tanımlanabilen TM düzensizlik, özel bir öneme sahiptir. Artiküler dokuların sağlığını etkileyen major katkıda bulunan faktörlerin TME'in yükleme karakteristikleri ve artiküler dokuların yüzeylerindeki apozisyonel kuvvetlerin süresi, büyüklüğü, doğrultusu ve sıklığı olduğu varsayılır (McNeill 1997). Bu faktörler protetik diş tedavisinde okluzyon ile direkt ilişkilidir.

Stomatognatik sistemi teşhis ve tedavi etmek için hekimin sistemin anatomisi, fonksiyonu ve fonksiyon sırasında sistemde oluşan fonksiyonel ve disfonksiyonel yüklerin ve streslerin dağılımını bilmesi gereklidir. Bu çalışmanın amacı; söz konusu bakış açılarından hareket ederek, yükleme durumunu farklı okluzyon tiplerinde gerçekleştirerek TME üzerinde oluşan fonksiyonel streslerin dokularda nasıl dağılım göstereceğini, miktar ve lokalizasyonlarını araştırmaktır. Başarıda olumsuz durumların kaldırılmasına katkı sağlamak, sonuçları sağlam dayanaklarla sunabilmek amacıyla biyolojinin konusunu oluşturan varlıkların davranışlarının incelenmesinde matematiği kullanarak fonksiyonun etkisine farklı bir açıdan bakılmıştır. Yükleme esnasında TME yapılarındaki stres ve strainlerin deneysel olarak ölçümü zordur. Bu amaçla da sonlu elemanlar stres analiz metodu en etkin ölçüm metodu olarak kabul edilmiştir. Çalışmamızda bilgisayar destekli üç boyutlu dizayn teknikleri ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanılmıştır.

## 2. LİTERATÜR BİLGİ

Stomatognatik sistem şu değişkenlerden oluşmaktadır;

- 1- Temporomandibuler eklem,
- 2- Çiğneme kasları ve çiğnemeye yardımcı kaslar,
- 3- Çeneler ve ilgili dental-periodontal yapılar ve
- 4- Santral ve periferel sinir sisteminin ilgili kısımları (Caputo ve Standlee 1987).

### 2.1. Kemik

Çiğneme sisteminde 3 esas iskeletsel komponent mevcuttur; dişleri destekleyen maksilla ve mandibula, cranium ile artikülasyon halinde iken mandibulayı destekleyen temporal kemik (Okeson 1998).

Kemik yoğun external kompozisyonun gösterdiği gibi, her yerinde aynı ve sabit bir yapı değildir. Kemik fosfor ve kalsiyum rezervuarı ve kemik hücrelerinin olduğu bir alan olarak gördüğü biyolojik fonksiyonun yanı sıra desteklik oluşturarak ve mekanik koruma sağlayarak vücutta çift işlev görür. Kemik, makroskobik olarak içinde cancellous kemik olarak adlandırılan trabeküller lamellerin süngerimsi, ağ benzeri bir yapısına sahip dışında ise kompakt bir yapıya yani kortikal tabakaya sahiptir (Caputo ve Standlee 1987).

1985 yılında Lekholm ve Zarb tarafından yapılan ve ilk grupta çene kemiklerinin şeklinin, ikinci grupta kalitesinin baz alındığı iki gruptan oluşan sınıflamaya göre:

#### I. Grup (Kemik Şekli):

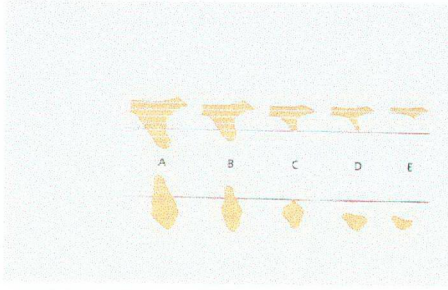
A: Alveoler kemiğin çoğu mevcuttur.

B: Rezidüel krette az miktarda rezorpsiyon vardır.

C: Rezidüel krette rezorpsiyon ilerlemiş düzeydedir ve sadece bazal kemik vardır.

D: Bazal kemikte bir miktar rezorpsiyon başlamıştır.

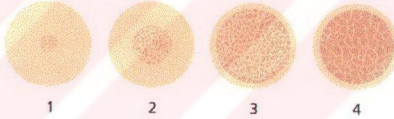
E: Bazal kemikte ciddi rezorpsiyon vardır.



**Şekil.2.1.** Lekholm ve Zarb'a göre kemik miktarı sınıflaması (Lindhe ve ark 1998)

## II. Grup (Kemik Kalitesi):

1. Çene kemiği kortikal kemikten oluşmaktadır (D1).
2. Yoğun spongiöz kemik, kalın kortikal kemikle çevrilidir (D2).
3. Yoğun spongiöz kemik, ince kortikal kemikle çevrilidir (D3).
4. Düşük yoğunluktaki spongiöz kemik, ince bir tabaka kortikal kemikle çevrilidir (D4) (Lekholm ve Zarb 1985).



**Şekil.2.2.** Lekholm ve Zarb'a göre kemik kalitesi sınıflaması (Lindhe ve ark 1998)

Dens kemik ile karşılaştırıldığında zayıf nitelikli, pöröz bir yapıya sahip kemikte klinik başarısızlık oranının önemli derecede arttığı pek çok araştırmacı tarafından kanıtlanmıştır. Yani dişsiz bölgedeki mevcut kemiğin densitesi tedavi planında ve protetik rekonstrüksiyon sırasında ilk devamlı kemik yüklemesinde belirleyici bir faktördür (Misch ve ark. 1999, Eskitaşçıoğlu ve ark 2001).

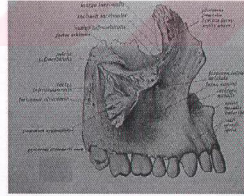
Kemik vücudun besleme, fonksiyon ve doku metabolizmasına göre en çok değişen dokularından biridir. Kemiğin external ve internal mimarisi yaşam boyunca devamlı değişir. Remodelling fenomeni kemiğin üzerine gelen yüke karşı kendini uyarlama

kabiliyetinin kanıtıdır. Kemığın streslere direnme kabiliyeti mikroskobik ve makroskobik yapısına bağlıdır. Bu fenomenin tam mekanizması bilinmemektedir fakat stres ve straini doku reaksiyonuna dönüştürmek için bazı biyolojik dönüştürücü tipleri bulunmalıdır (Caputo ve Standlee 1987).

Doğumdan sonra 3 tip kemik değişimi ve büyümesi mevcuttur: -1- kartilajenöz, -2- sutural ve -3- appozisyon-rezorpsiyon. Remodelling farklı endojenöz ve exojenöz gereksinimlere yanıt olarak kemiklerin periostium ve endostium yüzeyleri boyunca gerçekleşir. Bu büyüme iskeletsel büyüklük ve şekil değişikliklerine katkıda bulunur. Kemığın adaptif doğası şeklini değiştirebilmesi ve çevresine yanıt verebilmesinde yatar. Bu kabiliyet form ve fonksiyondaki ilişkinin belirtecidir (Caputo ve Standlee 1987).

### 2.1.1.Maksilla

Gelişimsel olarak 2 maksiller kemik (Şekil.2.3) midpalatal suturda birleşmiştir. Bu kemikler üst fasial iskeletin büyük bölümünü oluşturur. Maksillanın üst sınırını nazal kavite ve her iki orbitanın tabanı oluşturur. Alt sınırını damak ve alveoler sırtlar oluşturur. Maksiller kemik çevre kafatası yapılarına birleşmiş olup, maksiller dişler çiğneme sisteminin sabit yapılarıdır (Okeson 1998).



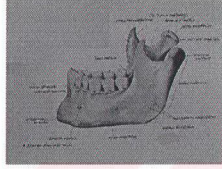
Şekil.2.3.Maksilla (Putz ve Pabst 1993)

### 2.1.2.Mandibula

Mandibula (Şekil.2.4) alt dişleri destekleyen ve alt fasial iskeleti oluşturan “v” şekilli kemiktir. Kafatasına kemiksel bir birleşimi yoktur. Maksillaya kaslar, ligamentler ve diğer yumuşak dokular ile bağlıdır (Okeson 1998).

Mandibuler kondil mandibulanın kranium ile eklemine oluşturan parçasıdır ve hareketler bu yapının çevresinde oluşur (Okeson 1998).

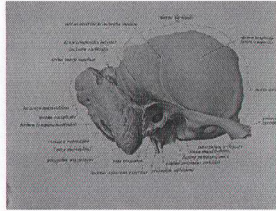
Mandibula cranium'a karşı hareket edebilmektedir ve çiğneme kasları tarafından oluşturulan kuvvetleri kendi yapısı içinde dağılmasına olanak sağlayacak kadar dayamlıdır (Caputo ve Standlee 1987).



Şekil.2.4.Mandibula (Putz ve Pabst 1993)

### 2.1.3.Temporal kemik

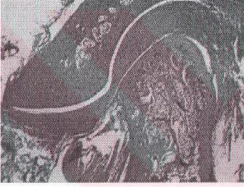
Mandibuler kondil temporal kemiğin (Şekil.2.5) squamoz parçası ile eklem yapar temporal kemiğin bu parçası mandibuler fossayı oluşturur. Mandibuler kondil bu fossa içinde yer alır ve buraya “glenoid” yada “artiküler” fossa da denir. Fossanın önündeki konvex kemik çıkıntı artiküler eminens adını alır. Dışbükeyliği oldukça değişkendir ve bu yüzeyin dikliği mandibula öne gelirken kondil yolunu belirlediği için önemlidir. Mandibuler fossanın posterior tavanı oldukça incedir ve temporal kemiğin bu alanı ağır kuvvetleri karşılayamaz. Artiküler eminens ise kalın ve dens kemikten oluşmuştur ve bu tür kuvvetleri tolere edebilir (Okeson 1998).



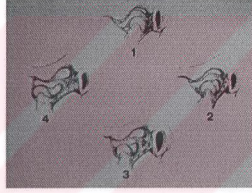
Şekil.2.5.Temporal Kemik (Putz ve Pabst 1993)

## 2.2.TEMPOROMANDİBULER EKLEM

Kraniomandibuler artikülasyonun gerçekleştiği alan temporomandibuler eklemdir. TME vücuttaki en kompleks eklemdir. Mentеше hareketi yaptığı için gingylmoid, kayma hareketi yaptığı için arthroidal bir eklemdir (gingylmoarthroidal). İki kemiğin direkt artikülasyonunu artiküler disk engeller (Şekil.2.6). Diskin şekli, mandibuler kondil ve mandibuler fossanın formu tarafından belirlenir. Hareket esnasında disk fonksiyonel taleplere adapte olabilir. Ancak disk destrüktif kuvvetler ve yapısal değişimler söz konusu olmadıkça morfolojisini korur. Destrüktif kuvvetlerin varlığında ise disk morfolojisi irreversible olarak değişir ve patolojik durum ortaya çıkar (Okeson 1998).



Şekil.2.6. Artiküler disk



Şekil.2.7. Artiküler diskin farklı konumları (Yengin 2000)

TME mandibuler kondil, glenoid kavite, artiküler tüberosite, artiküler disk ve kapsül ile onun tutucu ligamentlerinden oluşmaktadır. Artiküler disk, mandibuler kondil ile temporal kemiğin artiküler yüzeyleri arasında bulunur ve mandibuler kondile fibröz ataçmanlarla bağlanmıştır. Diskte üç kısım tanımlanmıştır; inferior konkaviteye sahip kalın bir posterior kısım, ince bir orta “diz” kısmı ve süperior konkaviteye sahip bir anterior kısım. Kapalı ağızda mandibuler kondil diskin posterior kalın parçası üzerine oturur. Ağız açılması esnasında mandibuler kondil ileri doğru kayar ve diske karşı rotasyon yapar. Disk aynı zamanda disk-kondil bağlantılarının gerilimine bağlı olarak bir şekilde ileri doğru kayar. Fakat ileri doğru hareketi mandibuler kondilinkiyile kıyaslandığında belirgin şekilde daha azdır (Şekil.2.7). Sonuç olarak mandibuler kondil diskin daha ön kısımlarıyla progresif olarak ilişkilidir. Kapanış esnasında hem kondil hemde disk resiprokal olarak başlangıç pozisyonuna, geriye doğru kayarlar. Uygun disk-kondil fonksiyonu farklı yapılar arasındaki kompleks etkileşimin bir sonucudur. Açılış esnasında mandibuler kondil lateral pterygoid kasın inferior karnının fonksiyonuyla ileri doğru çekilirken lateral pterygoid kasın üst karnı aktive edilmez. Daha önce bahsedildiği gibi disk, posterior disk



ataçmanın elastik fibrillerinin gerilimiyle karşılanan disk-kondil bağlantılarının gerilimiyle ileri doğru çekilir. Kapanış esnasında lateral pterygoid kasın inferior karnı gevşerken mandibuler kondil geriye doğru elevatör kaslar, özelliklede temporal kas, tarafından çekilir. Posterior disk bağlantısının elastik fibrillerinin gerilimi bu durumda diski geriye getirir ve bu arada aktive olan pterygoid kasın süperior karnının gerilimiyle karşılanır. Bu nedenle başlangıç disk-kondil ilişkisinin düzgün ve dereceli olarak tekrar oluşturulması sağlanır (Mongini ve Schimid 1989).

### 2.3.LİGAMENTLER

Mandibulanın kraniofasial komplekse biyomekanik ilişkisi tamamen dişler ve kaslarla yapılmaz. Aynı zamanda bir kemiği diğerine bağlayan konnektif doku bantları olarak tanımlanabilen ligamentler de mevcuttur. Ligamentler mandibulanın aşırı protruziv, retrüviz veya lateral gezinmelerine engel olurlar (Caputo ve Standlee 1987).

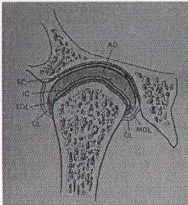
Diğer eklemlerde olduğu gibi ligament yapılarının korunmasında önemli rol oynar. Eklem ligamentleri kollajen konnektif dokudan oluşur ve esnemez. Eklem fonksiyonlarına aktif olarak katılmazlar ancak pasif olarak eklem hareketlerini sınırlarlar (Okeson 1998).

TME’i 3 fonksiyonel ligament destekler:

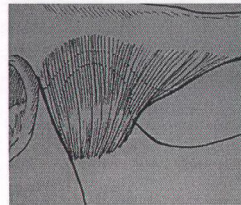
1. Kollateral ligamentler (Şekil.2.8)
2. Kapsüler ligament (Şekil.2.9)
3. Temporomandibuler ligament (Şekil.2.10)

Yardımcı diğer iki ligament:

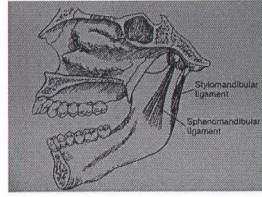
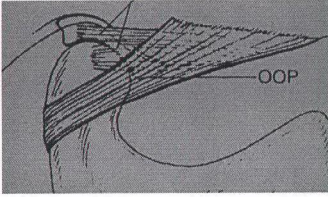
4. Sphenomandibuler ligament (Şekil.2.11)
5. Stylomandibuler ligament (Şekil.2.11) (Okeson 1998).



Şekil.2.8. Kollateral ligamentler



Şekil.2.9. Kapsüler ligament



**Şekil.2.10.**Temporomandibuler ligament **Şekil.2.11.**Sphenomandibuler ve Stylomandibuler ligament (Yengin 2000)

#### 2.4.ÇİĞNEME KASLARI (OKLUZAL YÜK OLUŞTURUCU YAPILAR)

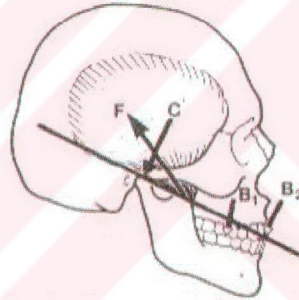
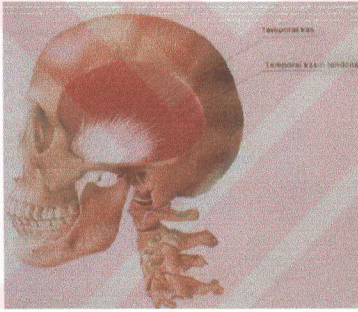
Mandibulayı harekete geçiren ve çiğneme sisteminin fonksiyon görmesini sağlayan enerji kaslar tarafından sağlanır. Çiğneme kasları adını alan 4 çift kas vardır; masseter, temporal, medial pterygoid, lateral pterygoid. Çiğneme kasları grubuna dahil olmamakla beraber diğastrik kası da mandibula fonksiyonlarında önemli rol oynamaktadır (Okeson 1998).

Bunlar yerçekimine direnç için gerekli kuvvetleri oluşturmak, yiyeceklerin direncine karşı çeneleri kapatmak, tonus ve pozisyonun devamını sağlamak için tüm düzlemlerde hareket ederler. Bu kasların hareketi stomatognatik sistemin hemen hemen tüm fonksiyonel hareketlerini içerir. Fasial iskelete de stres uygulanmasından direkt sorumludurlar. Mandibula ve orofasial sistemin yumuşak dokularının hareketlerini kontrol eden kaslar kompleks ve birbiri ile bağlantılıdır. Masseter gibi bazı kaslar primer olarak mandibulayı kaldırmaya görev görürler. Lat. Pterygoid gibi diğerleri, mandibuler pozisyonerler olarak görev alırlar. Diğer kasların birden fazla işlevi vardır: örneğin temporal kas mandibulayı kaldırmaya ve pozisyonlandırıcı işlev görür (Caputo ve Standlee 1987).

Stomatognatik sistemi teşhis ve tedavi etmek için hekimin çiğneme kaslarının yüklenme karakteristiklerini bilmesi gerekmektedir. Hiçbir kas tek başına çalışmamasına rağmen fonksiyonel ve parafonksiyonel yüklerin oluşmasına her birinin muhtemel katkısını bilmek yararlıdır (Caputo ve Standlee 1987).

### 2.4.1.Temporal Kas

Temporal kas geniş, kısa, yelpaze şeklinde bir kastır ve mandibulanın hem elevatörü hem de pozisyonerdir (Şekil.2.12.a ve 2.12.b). Temporal kas bir elevatör olarak güç için değil hız için yapılandırılmıştır. Mandibular koronoid proses ve mandibulanın anterior ramusu üzerine toplanan inferior temporal çizgi boyunca olan geniş orjini, kas parçaları birlikte çalıştığında mandibulanın elevasyonu ve posterior pozisyonlanmasına olanak sağlar. İnserisyonu mandibulanın kapanışında fulkrum olarak işlev gören TME'e oldukça yakındır. Bundan dolayı hızlı mandibuler hareketi başlatmak ve devamını sağlamak için çok az kuvvet gereklidir. Diğer taraftan bu aynı kaldıraç sistemi çok az mekanik avantaja sahip olduğundan ağır yüklere, özellikle anterior dişlere uygulandığında direnememektedir (Caputo ve Standlee 1987).

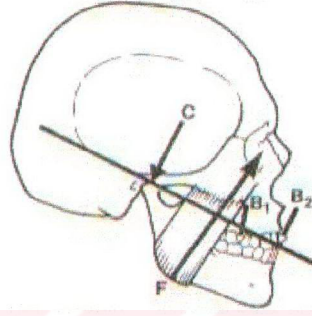
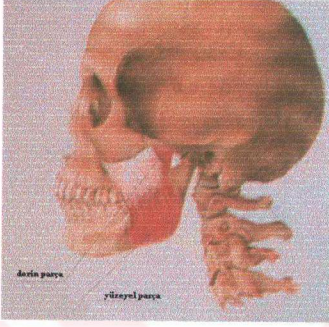


Şekil.2.12.a.Temporal kas (Yengin 2000) Şekil.2.12.b. (Caputo ve Standlee 1987)

### 2.4.2.Masseter Kası

Masseter kası (Şekil.2.13.a ve 2.13.b) zigomatik arkın her iki tarafından da başlayıp mandibuler ramus ve gövdesinin posterior ve inferior kısımlarına yapışan geniş rektangüler bir kastır. Mandibulanın en kuvvetli elevatörüdür. Molar bölgesinde oldukça fazla yük oluşturma kabiliyetine sahiptir. Temporal kasla kıyaslandığında masseter kası direnen yüke daha yakın ve TME fulkrum noktasından daha uzak vektörlü kuvvetler oluşturur. Masseter kası internal pterygoid kaslar ve temporal kasın anterior fibrilleri ile birlikte tamamen aktive olduğunda molar dişler aracılığıyla TME'e oldukça büyük yükler uygulanabilir. Bu durum çiğneme esnasında etkili posterior çarpma kuvvetlerine olanak sağlar fakat

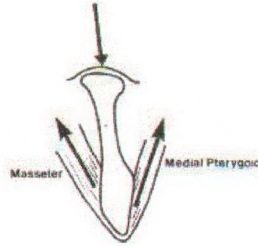
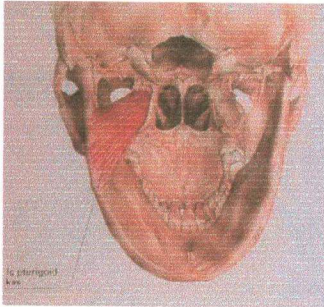
parafonksiyonel alışkanlıklar esnasında TME'de yüksek streslere neden olur (Caputo ve Standlee 1987).



Şekil.2.13.a.Masseter kası (Yengin 2000) Şekil.2.13.b. (Caputo ve Standlee 1987)

### 2.4.3.Medial Pterygoid Kas

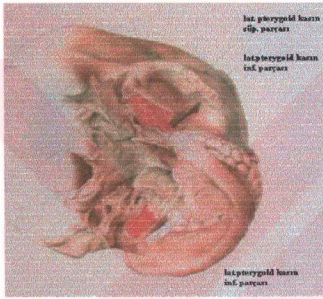
Medial pterygoid kas (Şekil.2.14.a ve 2.14.b) masseter kasının median karşılığı olarak işlev görür. Masseter kası kadar kuvvetli olmamasına rağmen molar dişler ve TME'de büyük yükler oluşturma kabiliyetine sahiptir. Medial pterygoid kas bireysel olarak incelendiğinde pterygoid fossa, inferior piramidal proses, palatal tüberositedeki geniş orjini ve mandibuler gövde ve ramusun medial yüzeylerine olan insersiyosundan dolayı angulus mandibulaya yukarı, ileri ve içeri doğru kuvvet uygular (Caputo ve Standlee 1987).



Şekil.2.14.a.Medial pterygoid kas (Yengin 2000) Şekil.2.14.b. (Caputo ve Standlee 1987)

#### 2.4.4.Lateral Pterygoid Kas

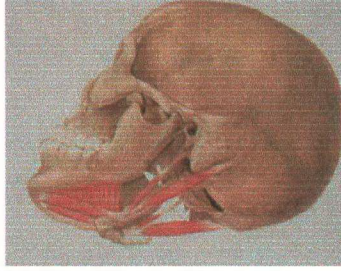
Lateral pterygoid kas aslında artiküler kapsül ve mandibuler kondil boynunun medial-anterior kısmında ortak bir insersiyoya sahip 2 ayrı kastır (Şekil.2.15.a ve 2.15.b). Büyük sphenoid kanattan köken alan bir üst kas ve lateral pterygoid plate'den köken alan bir alt kastan oluşmaktadır. Lateral pterygoid kaslar primer olarak mandibuler kondilin, kondiler kapsülün ve artiküler diskin pozisyoneri olarak işlev görür. Sıklıkla TM düzensizlikler ve disk düzensizlikleri ile alakalıdır, aynı zamanda mandibulanın bütün normal lateral ve protrüviz hareketleri ile de ilgilidirler (Caputo ve Standlee 1987).



Şekil.2.15.a.Lateral pterygoid kas (Yengin 2000) Şekil.2.15.b. (Caputo ve Standlee 1987)

#### 2.4.5.Digastrik Kas

Digastrik kasın (Şekil.2.16) anterior karnı mandibulanın açılma hareketlerini oluşturmak için suprahioid ve infrahioid kaslarla birlikte hareket eder. Bu kas yüksek kuvvet seviyeleri oluşturmaz ve mandibulanın rezistansa karşı açılması gerektiğinde oldukça hızlı bir açılım gerekmediği sürece özellikle aktif değildir. Düz paralel fiberler iç mandibuler simfizik yapıyı hioid kemikle bağlayarak digastrik kasın posterior karnı olarak infrahioid kasların içine ilerler (Caputo ve Standlee 1987).



Şekil.2.16.Digastrik kas (Yengin 2000)

## 2.5.TME'İN BİYOMEKANIĞI

TME çok kompleks bir eklem sistemidir. Aynı kemikle ilişkili bir çift eklem bulunması çiğneme sistemi fonksiyonlarını daha da komplike hale getirir. Her bir eklem aynı anda, ayrı ayrı hareket edebilir (Okeson 1998).

TME birleşik bir eklemdir. Yapısı ve fonksiyonu ayrı 2 sisteme bölünebilir.

1. Birinci sistem alt sinovial kaviteyi saran dokular olan mandibuler kondil ve artiküler diskten oluşur. Disk mandibuler kondile lateral ve medial diskal ligamentlerle sıkıca bağlı olduğu için bu iki yüzey arasındaki tek fizyolojik hareket diskin mandibuler kondilin artiküler yüzeyleri üzerindeki rotasyonudur. Böylece kondil-disk kompleksi TME'in rotasyonel hareketinden sorumlu olur.

2. İkinci sistem mandibuler fossada fonksiyon gören artiküler fossa-disk kompleksidir. Disk artiküler fossaya sıkıca bağlı olmadığı için üst kavitede bu yüzeyler arasında serbest kayma hareketi oluşur. Kayma artiküler diskin üst yüzeyi ile mandibuler fossa arasındadır. Artiküler disk her iki eklem sistemine katılan nonossifye bir kemik gibi hareket eder. Bu nedenle TME gerçek bir kompond eklem olarak değerlendirilir (Okeson 1998).

### 2.5.1.Mandibuler hareketler

Mandibuler hareketler üç eksen etrafında meydana gelen seri hareketlerdir (Shillingburg ve ark. 1997). Mandibuler hareket birbiri ile ilişkili üç boyutlu rotasyon ve kayma aktivitelerinin kompleks bir serisidir. Her iki TME'in kombine ve simultan

aktiviteleri tarafından belirlenir. TME'ler tümüyle birbirlerinden bağımsız hareket edemedikleri halde bazen tamamıyla aynı ve eş zamanlı olarak hareket edebilirler (Okeson 1998).

Çiğneme sisteminde rotasyon ağız açılırken ve kapanırken mandibuler kondil içindeki sabit bir nokta veya aks etrafında oluşur. TME'de rotasyon eklemin alt kavitesinde oluşmaktadır. Hareket mandibuler kondilin üst yüzeyi ile artiküler diskin alt yüzeyi arasında olur. Mandibulanın rotasyon hareketi her 3 düzlemde de oluşmaktadır (Okeson 1998).

Horizontal eksen etrafındaki mandibuler hareket açma ve kapama hareketidir. Sagittal düzlemdeki bu hareket sentrik ilişkiadaki mandibulanın her iki kondilinden geçen menteşe eksenini etrafında oluşur (Shillingburg ve ark. 1997). Buna "menteşe hareketi" horizontal eksene ise "menteşe eksenini" denir. Menteşe hareketi mandibuler aktivitede saf rotasyonel hareketin olduğu tek örnektir. Diğer hareketlerde eksen etrafındaki rotasyon hareketi aksın kayması ile beraber olmaktadır. Mandibuler kondiller artiküler fossada en üst pozisyonda iken hareketin etrafında gerçekleştiği eksene terminal menteşe eksenini denir (Okeson 1998).

Frontal eksen etrafındaki mandibuler hareket bir kondilin, karşıt kondilinin vertikal eksenini etrafında öne doğru hareketi ile oluşur. Bu hareket mandibula lateral hareket yaptığı zaman horizontal düzlemde oluşur (Shillingburg ve ark. 1997). Artiküler eminensin eğimi nedeniyle mandibuler kondil öne doğru kayarken frontal eksenin eğilmesine neden olur (Okeson 1998).

Sagittal eksen etrafındaki mandibuler hareket bir mandibuler kondil terminal menteşe pozisyonunda iken diğer mandibuler kondilin aşağıya doğru hareketiyle oluşur. Bu hareket mandibula bir tarafa hareket ettiği zaman, hareketin aksi tarafındaki mandibuler kondilin öne doğru hareketi esnasında glenoid fossada artiküler eminens ile karşılaşarak aşağı doğru hareket etmesiyle oluşur (Shillingburg ve ark. 1997). Ligament ve kaslar mandibuler kondilin aşağı doğru yer değiştirmesini engellediği için bu tür hareket diğer hareketlerle birlikte meydana gelir (Okeson 1998).

Kayma hareketi çiğneme sisteminde mandibula ileri doğru hareket ederken (protruzyonda iken) oluşur. Mandibulanın öne doğru gelerek maksiller ve mandibuler dişlerin uç uca geldiği pozisyon protruziyon pozisyonudur ( Shillingburg HT ve ark. 1997). Kayma eklemin üst kavitesinde artiküler diskin üst yüzeyi ile artiküler fossanın alt yüzeyi arasında oluşur (Okeson, 1998).

## 2.6.OKLUZYON

Okluziyon; genel tanım olarak, alt ve üst çenedeki dişlerin karşılıklı yüzeylerinin birbirleriyle temasıdır. Başka bir deyişle, kapanış halinde, alt diş dizisinin, üst diş dizisi ile oluşturduğu pozisyonudur (Hobo ve ark 1990, McNeill 1997). Okluziyon konseptleri mandibulanın çeşitli lateral ve fonksiyonel hareketleri esnasında hangi dişlerin ne şekilde temas edeceğini veya etmeyeceğini tanımlar (Shillingburg ve ark. 1997). Okluziyal şemanın eksentrik hareketleri maksiller ve mandibuler posterior dişler arasındaki kontak durumuna göre sınıflanmıştır (Hobo ve Takayama 1997). Günümüzde kabul edilebilir üç tip okluziyon vardır. Bunlar;

- 1- Bilateral balanslı okluziyon (BBO),
- 2- Unilateral balanslı okluziyon (grup fonksiyonu okluziyonu, GFO),
- 3- Posterior diskluziyon,
  - a- Anterior grup fonksiyonu,
  - b- Kanin koruyuculuğudur (KKO) (Hobo ve ark 1990, McNeill 1997).

- Bilateral balanslı okluziyon: sentrik ve eksentrik pozisyonlarda bilateral, simültane, anterior ve posterior okluziyal diş kontaklıdır (Hobo ve Takayama 1997). Yani mandibulanın bütün lateral hareketleri esnasında maksimum diş sayısının temas etmesini tanımlar. Amaç tek dişe yönelen kuvvetin mümkün olabilen en fazla dişle paylaşılmasıdır (Shillingburg 1997). İki boyutlu protruziy hareket esnasında balanslı artikülasyonun sağlanması kolaydır, bununla birlikte, üç boyutlu lateral hareket esnasında balanslı artikülasyonun oluşturulması zordur (Hobo ve Takayama 1997).



- Grup fonksiyonu: lateral kuvvetlerin bir grup dişe dağılmasını öngörür. Okluzal kuvvetlerin çalışan taraftaki dişlere üniform şekilde dağıtılmasına çalışılır (Hobo ve Takayama 1997).
- Posterior disklüzyon: sentrik ilişki dışında herhangi bir pozisyonda posterior bölgede hiç kontak olmamasını öngörür. Anterior grup fonksiyonu ve kanin koruyuculuğundaki okluzyon şeklinde iki tip kesici rehberliği, posterior disklüzyonun gerçekleşmesine yardımcı olur (Dawson 1974). Kanin koruyuculuğundaki okluzyonda lateral gezinmelerde tüm dişlerin disklüzyonu kanin tarafından sağlanır (Dawson 1974).

Prostodontistler restorasyonlar için tercih edilen okluzyon tipleri olarak ya grup fonksiyonunu yada kanin koruyuculu okluzyonu (aynı zamanda anterior rehberlik olarak bilinen) kabul etmektedirler. Grup fonksiyonu okluzyonu lateral gezintiler esnasında okluzal yükün çalışan taraf boyunca dağıtıldığı bir okluzyon ve kanin koruyuculu okluzyonda mandibulanın bütün gezinti hareketleri esnasında sadece kanin dişlerin kantağa geldiği bir okluzyon olarak tanımlanmıştır. Prostodontistler aynı zamanda denge tarafı kontaktlarının bu iki çalışan taraf konfigürasyonunun her birinde de arzulanmadığını belirtmişlerdir (McNeill 1997).

## **2.7.MEKANİKTE BAZI TEMEL KAVRAMLAR**

Okluzyon çalışmalarında primer ilgi mekanik mühendislik alanındadır. Okluzal sistem üzerlerine uygulanan kuvvetler ve yapılardan oluşan mekanik bir sistem olarak düşünülebilir (McNeill 1997). Aşağıda mekanik mühendisliğin bazı temel prensipleri ve bunların okluzyon çalışmasıyla ilişkileri özetlenmiştir.

### **2.7.1.Kütle**

Sıklıkla ağırlıkla karıştırılan kütle bir objenin hareketteki değişimlere direncinin intrinsik bir ölçüsüdür. Bir objenin ağırlığı yerçekimiyle direkt ilişkiliyken objenin kütlesi, üzerine uygulanan yerçekimiyle ilişkili değildir. Yaylı kantarlar kütleyle ölçmez, daha çok ağırlığı ölçer. Onlar bir objenin kütlesinin dünyanın yer çekim kuvvetinden etkilenmediğini farz ederler. Eğer birisi bir objenin ağırlığını yaylı bir kantar kullanarak

ayda ölçerse (yaklaşık olarak dünyanın yerçekimsel alanının 1/5 ine sahip) skala aslında kütlesi değişmemiş iken cismin ağırlığının dünyada ölçülenin 5 te 1 i kadar ölçecektir (McNeill 1997).

## 2.7.2.Kuvvet / Ağırlık

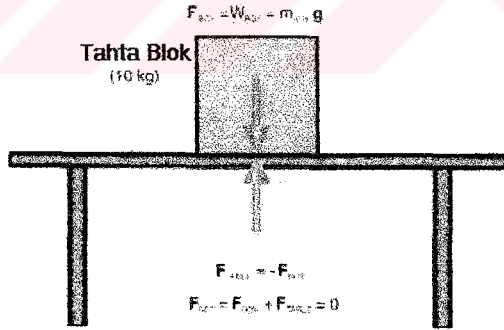
Kuvvet genellikle bir objenin hareketini başlatan, değiştiren veya durduran herhangi bir sebep olarak tanımlanabilir. Newton un ikinci kanunu onu şöyle tanımlar:

$$\text{Kuvvet}(F) = \text{kütle} (m) \times \text{ivme} (a)$$

İvme dünyanın yerçekimi alanı iken objenin ağırlığı dünyanın merkezine doğru uygulanan kuvvettir:

$$\text{Ağırlık}(W) = \text{kütle}(m) \times \text{yerçekimi}(g)$$

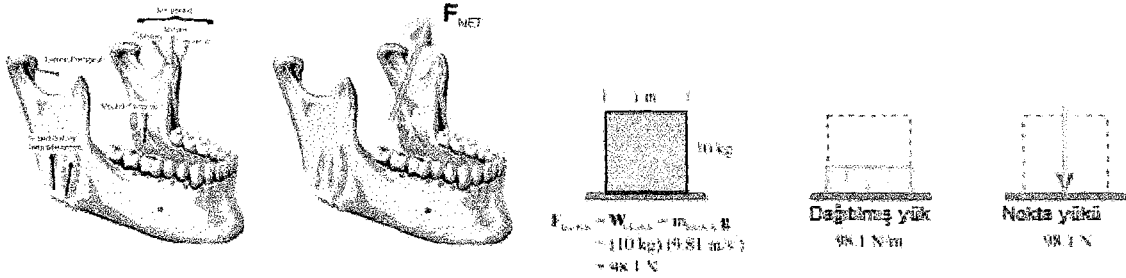
Kuvvetler ağırlık ve kas gerilimini de içeren birçok kaynak tarafından oluşturulabilir (McNeill 1997).



Şekil.2.17.Masanın üzerinde duran sabit bir bloğun kuvvet oluşturması (McNeill 1997)

Bir masanın üzerinde duran sabit bir bloğu düşünün. Blok eğer hızlanmıyor ise hala masa üzerinde bir kuvvet oluşturur mu? Aslında ilk bakışta cevap açık olmayabilir, blok üzerine etki eden net kuvvet konseptini göz önünde bulundurmak gereklidir. Newton un üçüncü kanunu herhangi bir aksiyon için eşit ve zıt doğrultuda bir reaksiyonun bulunduğunu açıklar. Bu nedenle masa bloğu, bloğun kuvvetine zıt doğrultuda ve eşit bir kuvvetle iter (Şekil.2.17). Bu durumda blok üzerinde etki eden net kuvvet sıfıra eşittir ve

bu nedenle statik bir dengededir. TME kuvvetlerini tahmin eden modellerin birçoğu mandibulanın yüklendiğinde, istirahatte ve statik bir denge durumunda olduğu varsayımını yapar (McNeill 1997).



**Şekil.2.18.**Kuvvetlerin vektöriyel toplamı **Şekil.2.19.**Yük dağılım çeşitleri (McNeill 1997)

Bir obje üzerinde birden fazla kuvvet uygulandığında (mandibulayı çeken çeşitli kaslar gibi) kuvvetlerin vektöriyel toplamı alınarak eşitlenen net bir kuvvete dönüştürülebilir (Şekil.2.18) (McNeill 1997).

Kuvvetleri anlayabilmek için diğer bir konsept nasıl dağıldıkları veya uygulandıklarıdır. Sıklıkla nokta yükler gibi dağılan yükleri tanımlamak için gerekli ve avantajlıdır. Masa üzerinde duran blok örneğinde nokta yükü onun ağırlık merkezinden uygulanan bir W kuvveti olarak gösterilebilir (Şekil.2.19). Benzer şekilde bir çamur yığını veya insersiyon noktasındaki kas çekmesi gibi düzgün olmayan bir dağılım için nokta yükü her bir ögenin kuvveti kendi ağırlık merkezinden uygulanan, kuvveti bütüne karşılık gelen bireysel ögelere bölünerek gösterilebilir. Takip edilecek modelleme stratejilerinin birçoğuna göre mandibulayı etkileyen kuvvetler nokta yüklerdir. Fizyolojik varsayımlar bu kuvvetlerin stratejik lokalizasyonları için yapılmıştır. Örneğin her bir kasın orijini ve insersiyonu için sentroid alanı kas kuvvetinin uygulanabileceği nokta olarak seçilmiştir. Her bir mandibuler kondilin başındaki aşınmış fasetlerin sentroid bölgesi genellikle kondiler yüklerin pozisyonunu belirlemek için kullanılmaktadır. Dişlerde aynı yolla molarların santral fossası gibi oklüzal nokta yükleri uygulanarak yüklenmiştir (McNeill 1997).

### 2.7.3.Moment

Moment veya daha yaygın bir tanımla tork, basitçe bir mesafede uygulanan kuvvet olarak tanımlanır. Moment kolunun tanımı rotasyon merkezinden kuvvete dikey mesafedir. Moment kolu arttıkça aynı üretilen momenti idame ettirmek için uygulanan kuvvete karşılık gelen azaltılma kullanılabilir. Bu örnekte anterior temporalin daha büyük okluzal kuvvetler oluşturabileceği görülebilir (McNeill 1997).

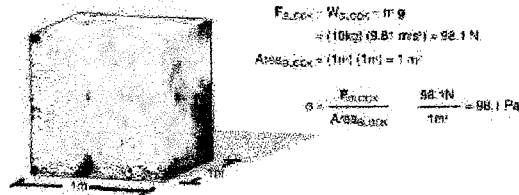
### 2.7.4.Stres (Gerilim) ve Strain / Deformasyon (Gerilme)

#### 2.7.4.1.Stress (Gerilim)

Stres birim alan başına düşen kuvvet miktarını tanımlamak için kullanılan bir mühendislik terimidir. Kuvvetlerin ayrılması olarak tanımlanan stres, kuvvetlerin yapının içindeki yanıtıdır (O'Brien 1997).

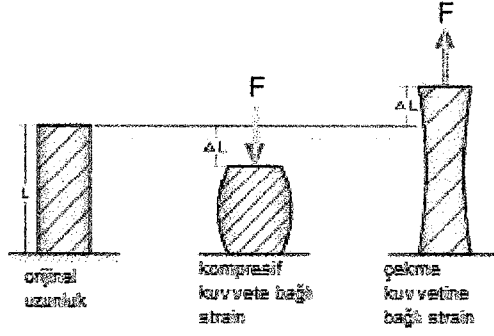
Herhangi bir cisme dışarıdan kuvvet uygulandığında cismin iç yapısında moleküler düzeyde bir kuvvet oluşur. Bir dış kuvvete karşı direnç gösteren bir kütlenin birim alanına uygulanan kuvvete stres denir. Kuvvetin birimleri pound yada kilogram'dır. Bilimsel yayınlarda ise kuvvetin tercih edilen birimi Newton'dur, stresin birimi ise  $N/mm^2 = MPa$ 'dır (Megapaskal) (Bidez ve Misch 1992, Phillips 1991, Caputo ve Standlee 1987, Mc Neill 1997).

$$\text{Stres}(\sigma) = \text{Kuvvet}(F) / \text{Alan} (A) (mm^2) = MPa$$



Şekil.2.20.10 kg'lık bloğun kaidesindeki stresin hesaplanması (McNeill 1997)

Stres( $\sigma$ ) = Kuvvet(F) / Alan (A) olarak bahsedilebilir (McNeill, 1997).



**Şekil.2.21.**Bir kolonda kompresiv ve tensile kuvvetlerine bağlı oluşan strainin gösterilmesi  
(McNeill 1997)

Bilindiği gibi stresin üç tipi vardır: -1- tensile (çekme); bir yapının parçasının bir kuvvetle çekilmeye çalışılmasıyla oluşan iç dirençtir, -2- compression (sıkışma); bir yapıyı küçültmeye çalışan kuvvetlerle oluşan iç dirençtir, -3- shear (makaslama); bir yapının parçalarının birbirini üzerinden bir kuvvetle kaydırılmaya çalışılmasıyla oluşan iç dirençtir (O'Brien 1997).

Stres ve strain birbirinden tamamen farklı niceliklerdir. Stres, büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken; strain bir kuvvet değil, sadece bir büyüklüktür (Phillips 1991).

Stres büyüklüğü ve yönüne bağlı olarak tarif edilmelidir. Yönlerine göre tüm stresler üç tiptir:

1.Çekme Gerilimi (Tensile Stress): Bir yapıyı uzatmaya çalışan yüke karşı oluşan stresdir. Çekme gerilimi,daima çekme straini ile birlikte dir.

2.Basma Gerilimi (Compressive Stress): Bir yapıyı sıkıştırmaya çalışan yüke karşı oluşan stresdir. Basma gerilimi, daima basma straini ile birlikte dir.

3.Makaslama Gerilimi (Shear Stress): Bir yapının bir kısmı diğer kısmına paralel olarak kaydırılarak döndürüldüğü, büküldüğü ya da deforme edildiğinde ortaya çıkan stresdir. Makaslama gerilimi de daima makaslama straini ile birlikte oluşur (Phillips 1991).

Çekme uygulandığında, cisim oluşturan moleküllerin çekilmeye karşı direnmek zorunda kaldığı görülebilmektedir. Basma uygulandığında, bir arada daha yakın durmaya karşı direnmek zorunda kalır. Makaslama straininin uygulanması sonucunda, cismin bir kısmı diğerinin üzerinden kayarak geçmeye karşı direnmek durumunda kalır (Phillips 1991).

Bir cisme dışardan uygulanan kuvvet stres tipinin belirlenmesinde rol oynasa da sonuçta mutlaka kompleks stres oluşacaktır.

Çekme ve basma streslerine normal stresler denir. Normal stresler  $\sigma$  sembolü ve makaslama stresleri de  $\tau$  sembolü ile gösterilir. Bir tane üç boyutlu stres elemanının x, y ve z-düzlemlerine bir tane normal, iki tane makaslama stresi etki eder. Makaslama stresleri  $\tau_{yz} = \tau_{zy}$ ,  $\tau_{yx} = \tau_{xy}$ ,  $\tau_{xz} = \tau_{zx}$  şeklinde gösterilirler. Bu nedenle, herhangi bir, üç-boyutlu elemanın stres durumu, tamamen üç normal ve üç makaslama stres bileşeni ile tanımlanır (Bidez, Misch 1992).

#### **2.7.4.2. Dayanıklılık (Strenght)**

Bir yapıyı bozmak veya kırmak için gerekli olan maksimum stres olarak tarif edilir ve baskın olan stres cinsine göre çekme, sıkıştırma veya makaslama dayanıklılığı gibi isimler alır (McCabe 1992). Bu streslerin değeri materyalin gücünü aştığında yapı bozulduğundan materyallerin dayanıklılık değerlerini bilmek önemlidir (Caputo ve Standlee 1987).

Stres bir objenin desteklediği kuvvetin yoğunluğunu göstermek için etkili bir ölçüttür (TME yüklenmesi esnasındaki mandibuler kondil başındaki stres gibi). Strese ilişkili olarak kullanılan başka bir terim stres dağılımıdır. Kuvvet dağılımına benzer olarak stres dağılımı bir objenin yapısının her bölümündeki stres farklılıkları ile ilgilendir. Mandibuler kondil başının yüksek TME streslerini dağıtmak için şekillendiğine inanılır (McNeill 1997).

#### **2.7.4.3. Strain / Deformasyon (Gerilme)**

Strain uygulanan bir strese bağlı olarak bir objenin fiziksel deformasyonunu tanımlamak için kullanılan bir mühendislik terimidir. Streslere eşlik eden, yapı içindeki uygun değişiklikler diye tasfir edilmesine nazaran strain, uzunluktaki değişikliğin orjinal uzunluğa oranı olarak da tarif edilir (O'Brien 1997).

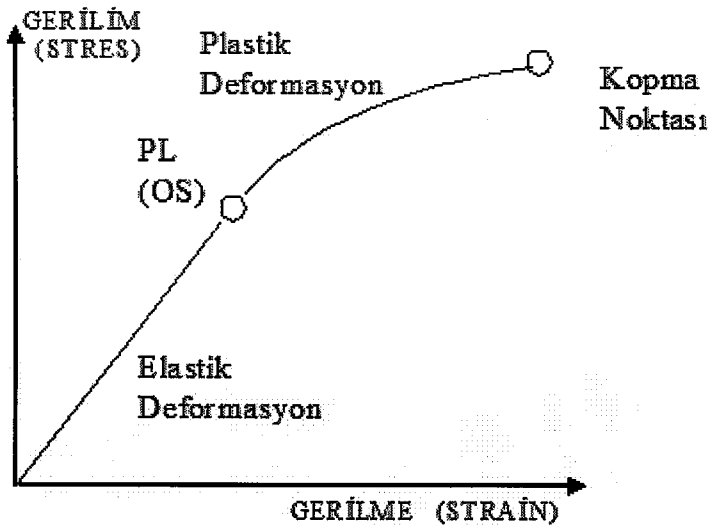
Strain birimsiz bir niceliktir çünkü uzunluk birimi yine uzunluk birimine bölünmektedir (Caputo ve Standlee 1987).

Strain, stres olduğunda, cismin her biriminde meydana gelen birim uzunluktaki değişim şeklinde tanımlanır. Bir yapıda bir yük stres oluşturduğunda, bu yük aynı zamanda strain de oluşturur. Hem stres hem de strain atomlarla ilişkilidir. Dış kuvvet ya da yük atomların kendi orjinal konumlarından hareket etmesine ya da yer değiştirmesine neden olur. Bir anlamda, atomların arasında yer değiştirmeye karşı koyan kuvvetler stres iken, atomların yer değiştirme dereceside straindir. Strainin ölçü birimi yoktur, ancak, aşağıdaki eşitlikten elde edilen saf bir sayı şeklinde ifade edilir (Phillips 1991, Mc Neill 1997):

$$\text{Strain} = \frac{\text{Şekil değişikliği}}{\text{Orijinal uzunluk}}$$

#### 2.7.4.4. Stres-Strain Eğrisi (Stres-Strain Curve)

Materyallerin doğa ve davranışlarını saptamada kullanılır. Alınan stres ve strain değerlerine göre bir eğri elde edilir. Yine basma stresi ile basma straini ve makaslama stresi ile makaslama straini arasında da benzer ilişkiden bahsedilebilir (Phillips 1991).



**Grafik.2.1.** Stress-Strain Eğrisi (Caputo ve Standlee 1987)

## 2.7.5.Elastisite modülü

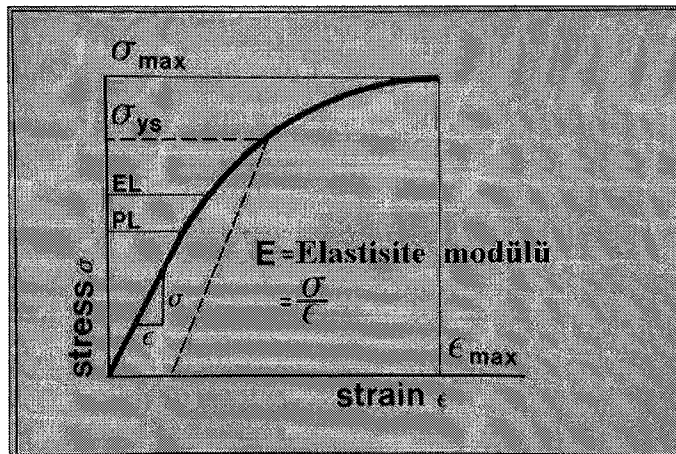
Elastisite modülü stres-strain eğrisinin doğrusal kısmındaki stresin straine oranındaki doğrusal ilişkinin sabitidir ve bir materyalin sertliğinin bir ölçüsüdür. Yüksek modülüslü bir materyal aynı yüklere maruz bırakıldığında düşük modülüslü materyalden daha az deforme olur (O'Brien 1997).

Stres ile strain arasındaki doğrusal ilişkinin sabiti olarak tanımlanan Elastisite Modülü şu şekilde hesaplanır:

$$\text{Elastisite modülü (E)} = \text{Stres } (\sigma) / \text{Strain } (\epsilon) \text{ (McNeill 1997)}$$

Elastisite modülü (E) çelik veya alüminyum gibi bütün homojen materyaller için sabit olduğu varsayılan bir materyal özelliğidir. Materyaller için E değerleri belirlenmiştir ve hazırlanan tablolardan elde edilebilir. Homojen olmayan materyaller için (kortikal kemik gibi) E değerlerinin belirlenmesi daha zordur, fizyolojik verilere dayanır ve oldukça değişkendir ve doğrusal olarak bağımlıdır. Bu, eğer strain ve elastisite modülü biliniyorsa uygulanan stresin hesaplanmasına olanak sağlayan güçlü bir ilişkidir (McNeill 1997).

Dişhekimliğindeki dental restorasyon ya da apareyler için yüksek oransal sınır sadece önemli bir fiziksel özellik olmayıp, aynı zamanda stres uygulandığında restorasyonun şeklini değiştirmemesi için yeterli katılık ve sertlikte de olmasını sağlar (Craig 1989).



**Grafik.2.2.Elastisite modülü (McNeill 1997)**



### 2.7.6.Poisson oranı

Bir yönde şekil değiştirmeye maruz her cisim, diğer yönde aynı tür bir şekil değiştirme gösterir. Pratikte gerdirilen bir lastik şeridin eninin daralması olayıdır. Sonuç olarak yan yöndeki birim deformasyonun boyuna yöndeki birim deformasyonuna oranı olarak tanımlanır (McNeill 1997).

Çekme ya da basmadaki yükleme sırasında, yükleme yönünde ve buna dik yönlerde gerilme eş zamanlı olarak oluşur. Elastik sınır içerisinde yüklemeye dik yöndeki stresin yükleme yönündeki strese oranı Poisson oranı olarak da adlandırılır (Craig 1989).

### 2.7.7.Oransal sınır (Proportional limit)

Bir materyal artan streslere maruz bırakıldığında stresin straine doğrusal olarak orantılı olmadığı bir noktaya ulaşılır. Bu stres oransal limit (proportional limit) olarak adlandırılır (O'Brien 1997).

Elastisite modülü bir materyalin katılık ve sertliğinin ölçümü iken, oransal sınır da kalıcı olarak şekilde değişiklik olmaksızın materyalin straine uğrayabilme özelliğidir. İdealde her ikisinin de değerlerinin yüksek olması gerekir ve birim alana gelen kuvvet şeklinde ( $\text{kg/cm}^2$ , psi,  $\text{N/mm}^2=\text{MPa}$ ) ifade edilir (Phillips 1991, Craig 1989).

Oransal sınır, önemli bir fiziksel özelliktir. Bu sınırı aşan streslerde yapı orijinal şekline dönemeyecek ve kalıcı bir deformasyon oluşacaktır. Oransal sınır, sayısal olarak elastik sınır ile çok yakındır. Bu iki değer için bazen akma noktası ya da akma dayanımı terimi kullanılır. Ancak, materyallerin akma dayanımları teorik olarak oransal sınırın biraz üzerinde yer alır (Phillips 1991).

### 2.7.8.Elastik sınır

Kalıcı şekil değişikliği olmaksızın bir materyalin dayanabileceği maksimum stres olarak tanımlanır (Phillips 1991).

Orjinal şeklin tamamen kazanılması genellikle stresin kaldırılmasından sonra oluşur. Oransal limiti aşan daha fazla stres artışı materyali stresin kaldırılmasının orjinal şeklin tamamen elde edilmesine sebep olamayacağı bir aşamaya getirir. Elastik limit, ondan sonra daimi deformasyonun gerçekleştiği stres olarak tanımlanır (O'Brien 1997).

### **2.7.9.Yield strenght**

Yield strenght olarak adlandırılan stres parametresi farklı materyallerin karşılaştırılmasını sağlamak için tanımlanmıştır ve belirli bir daimi deformasyon miktarına karşılık gelen stres olarak tanımlanmıştır. Yüksek yield strenght'ine sahip bir materyalin daimi olarak deformasyona uğraması düşük bir yield strenght'e sahip materyalden daha zordur (O'Brien 1997).

### **2.7.10.Ultimate strenght**

Örnek devam eden yükleme ile kırılacaktır. Kırılma anındaki bu stres ultimate strenght olarak adlandırılır (O'Brien 1997).

### **2.7.11.Sertlik**

Bir maddenin çentiklenmeye veya çizilmeye karşı koymasına sertlik denir (Caputo ve Standlee 1987). Çentiklemek için uygulanan kuvvetin, çentiklenen alana oranına göre sertlik numarası verilir. Sert materyaller yüksek sertlik numarasına sahiptir. Dental materyallerin karşılaştırılmasında kullanılan ana parametredir (O'Brien 1997).

## **2.8.Stres Analiz Yöntemleri**

Herhangi bir yapının tasarımı, öngörülen yükler altında meydana gelecek olan streslerin tahminini gerektirir ve bu durum tüm dental yapılar için de geçerlidir. Strain analizi, bir yapı içerisinde yüklere bağlı olarak meydana gelebilecek strainlerin incelendiği bir uygulamadır. Stres analiz yöntemleri, teorik ve deneysel alt gruplara ayrılabilir. Teorik yaklaşımlar, matematiksel formüller ve sonuç denklemlerin çözümünü gerektirir. Deneysel

yaklaşımlar ise, genellikle ilgili yapı üzerinde doğrudan veya yapının modellenmesi yoluyla elde edilen ölçümlerin kullanımını içerir (Caputo ve Standlee 1987).

Dişhekimliğinde kullanılmakta kuvvet dağılımı saptama yöntemleri (Korkmaz 1995):

1. Gerilim ölçer ile analiz yöntemi,
2. Fotoelastik analiz yöntemi,
3. Holografik interferometre ile analiz yöntemi,
4. Kırılma vernikle kaplama yöntemi ve
5. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi'dir.

### **2.8.1. Strain gauge ile analiz yöntemi:**

Çalışması, mekanik deformasyona maruz kaldığında, iletkenin elektrik direncinin değişmesi prensibine dayanır (Craig 1989).

Farklı implant materyallerinin, implant sistem tasarımlarının, diş-implant ve implant-implant desteklerinin, destek implant sayısının, implantların esneyebilirliğinin ve implant destekli sabit uygulamalarda distale uzantı ile fonksiyonel kuvvetlerin incelenmesinde strain gauge kullanılmaktadır (Balfour ve O'Brien 1995, Cibirka ve ark 1992, El Charkawi 1994, Hobkirk ve Havthoulas 1998, Koriototh ve ark 1992).

Yine implant destekli overdenture'larda fonksiyonel ısırma kuvvetleri, üst yapıdaki tutucu tasarımları ve diş ile implantın destek alınmasındaki farklılıklar da strain gauge ile değerlendirilmektedir (Gunn ve ark 1997).

### **2.8.2. Fotoelastik stres analiz yöntemi:**

Fotoelastik yöntem, optik bir yöntem olup, araştırılmak istenen yapının, fotoelastik niteliği olan materyalden modeli yapılarak, polariskop denilen alet yardımıyla belirli yüklemeler altında kuvvet çizgileri incelenip, fotoğraflandırılması esasına dayanır. Bu yöntemle malzemeye eş değer kullanılan malzemedeki gerinimler ölçülür.

Sabit protetik restorasyonların modifikasyonları, distale uzantılı protezlerin son desteklerindeki strainler, implant destekli sabit bölümlü protezlerde yük iletimleri, doğal dişlerle birlikte destek alınan implant tasarımlarındaki strainler ve implant destekli overdenture'larda tutucu tasarımlarının değerlendirilmesinde fotoelastik yöntem kullanılmaktadır (Aydın 1994).

### **2.8.3.Holografik interferometre ile analiz yöntemi**

Hologram, cisimlerin üç boyutlu görüntüsünü elde etmek için kullanılan, bir kohorent ışık kaynağından çıkan iki ışının karşılıklı etkisiyle oluşan mikroskobik girişim saçaklarının kaydedilmesi işlemidir (Korkmaz 1995). Gerilim veya herhangi başka bir nedenle meydana gelen yüzey değişmelerinin tespit edilebilmesi, holografinin bir alt alanı olan holografik interferometre'nin doğmasına sebep olmuştur. Çift poz holografik interferometre, en çok kullanılan türüdür (Dally ve ark 1965; Ulusoy ve Aydın 1988).

### **2.8.4.Kırılğan vernikle kaplama yöntemi**

Kırılğan vernikle kaplama (brittle laquer) tekniği ile kuvvet analizi, incelenecek olan model üzerine sürülen özel verniğin fırınlanmasıyla sonra kuvvet yüklenerek bölgede oluşan çatlakların yorumlanması esasına dayanır (Dally ve ark 1965; Ulusoy ve Aydın 1988).

### **2.8.5.Sonlu elemanlar analiz yöntemi**

Günümüzde, osseöz ve dental sistemlerin mekanik davranışını değerlendirme imkanı tanıyan sonlu elemanlar yöntemi (Finite Element Method – FEM) diş hekimliğinde kullanılmaktadır. Sonlu elemanlar yöntemi sonuçlarının doğruluğu; geometri, materyal özellikleri, arayüz şartları, destek ve yüklemenin fiziksel gerçekliğine bağlıdır. Stomatognatik sistemde kuvvet oluşumu, oluşan bu kuvvetlerin iletimi ve kemik dokularında dağılımı ile ilgili pek çok çalışma yapılmıştır. Şimdiye kadar pek çok çalışmada sonlu elemanlar yöntemi kullanılmıştır. Bu yöntem kısaca şu bölümlerden oluşmaktadır:

- 1-Sürekli ortamın ayrışık parçalara bölünmesi (Discretisation)
- 2-Enterpolasyon fonksiyonlarının seçimi
- 3- Eleman özelliklerinin tayini
- 4- Eleman özelliklerinin toplanarak sistem özelliklerinin belirlenmesi (Assembly)
- 5- Denklemlerin çözülmesi
- 6- Sonuçların incelenmesi

Sonlu elemanlar analiz yönteminin temeli, sürekli ortamların daha küçük parçalara ayrılarak analitik şekilde modellenmesi ve böylece oluşan parçalar veya elemanlar ile ifade edilmesi esasına dayanır (Craig 1989).

Bilgisayarda sayısal bir metod olan sonlu elemanlar analiz yöntemi kullanılarak, yapılar üzerinde mekanik bir yükleme esnasında oluşan stres dağılım ve deplasmanlar belirlenebilmektedir. Uçak endüstrisi için geliştirilen bu program daha sonra inşaat mühendisliğinde de yaygın olarak kullanılmaktadır. Günümüzde sonlu elemanlar analiz yöntemi biyomekanik ve dişhekimliği alanında da kullanılmaya başlanmıştır (Eskitaşçıoğlu ve Yurdukoru 1995).

Sonuçları sağlam dayanaklarla sunabilmek amacıyla biyolojinin konusunu oluşturan varlıkların davranışlarının incelenmesinde mekaniği kullanarak yaptığımız tüm stres analiz çalışmaları içerisinde sonlu elemanlar analiz yöntemi avantajları nedeniyle tercih edilmektedir (Eskitaşçıoğlu ve Yurdukoru 1995).

Sonlu elemanlar analiz yöntemi bilgisayarda 'Structura Analysis Program' lar çalıştırılarak gerçekleştirilir. Bu programlar 25 yılı aşkın bir süredir Kaliforniya Üniversitesin'de Prof. Dr. Edward Wilson tarafından yürütülen çalışmaların ürünleridir. 1970 yılından günümüze bu programdaki seyir; SAP, SOLİDSAP, SAP3, SAP4, SAP80 ve günümüzde yapılan analiz sahasında en güvenilir ve en yaygın bilgisayar programı olan SAP90 şeklindedir. Bu programların alternatif yazılımları da araştırmacıların kullanımına sunulmuştur (Eskitaşçıoğlu ve Yurdukoru 1995).

Sonlu elemanlar analiz yöntemi uçak, makine, gemi, inşaat, elektrik ve nükleer gibi mühendislik bilimlerindeki geniş kullanımının yanı sıra biomekanik ile uğraşan pek çok

araştırmacının ilgisini çekmiş, tıp ve dişhekimliğinde de bu yöntemle araştırmalar yapılmıştır (Eskitaşçıoğlu ve Yurdukoru 1995).

Dişhekimliğinde 1970'li yıllarda Farah ve arkadaşlarıyla kullanıma giren bu metod literatürde; sabit protezlerde, implantolojide, ortodontide, parsiyel protezlerde, restoratif dişhekimliğinde, limitleri dar olsa da total protezlerde ilginç ve yararlı çalışmalarında kullanılmaktadır (Eskitaşçıoğlu ve Yurdukoru 1995).

Modeldeki strainleri ve yer değiştirmeyi matematiksel olarak elde edebilmek için bazı bilgiler gerekmektedir. Bunlar (Eskitaşçıoğlu ve Yurdukoru 1995):

1. Düğüm noktalarının ve elemanlarının toplam sayısı
2. Her bir düğüm noktasını ve elemanı belirlemek için numaralandırma sistemi
3. Her bir elemanla ilgili olarak materyalin elastisite modülü ve Poisson oranı
4. Her bir düğüm noktasının koordinatları
5. Sınır şartlarının tipi ve
6. Dış düğümlere uygulanan kuvvetlerin değerlendirilmesidir.

Program, statik ve dinamik analiz tercihine sahiptir. Yapısal analiz programı için verilerin hazırlanması temel olarak aşağıdaki adımları kapsar:

1. Yapının geometrisinin tanımlanması: Bu etapta analiz edilecek yapı, iki veya üç boyutta, gerçek boyut ve orantılarda geometrik olarak hazırlanır. Sonra yapı global veya lokal üç boyutlu koordinat sisteminde lokalize edilerek yapısal unsurları temsil edebilecek noktalar yerleştirilir. Noktaların birleştirilmesiyle elementler oluşturulur. Noktaların sayısı, yapının geometrisini resmetmek için yeterli olmalıdır. Her bir nokta ve element tek bir kişisel sayı alır. Element oluşturmada: 3 boyutlu Frame (çerçeve) element, prizmatik veya prizmatik olmayan 3 boyutlu Shell (kabuk), iki boyutlu ASOLİD ve 3 boyutlu SOLİD element olmak üzere dört seçenek vardır. Bu elementleri iki boyutlu frame, membran, destek gibi alt grupları mevcuttur.

2. Materyal ve üyelerin özelliklerinin tanımlanması: Yapıyı oluşturan malzemelerin Elastik modülü ve Poisson oranları verilerek analizlerde yapının fiziksel tepkileri sağlanır.

3. Analiz edilmesi gereken yapı için statik ve dinamik yük koşullarının, yerçekimi, ısısal ve öngerilim şartlarının oluşturulması.

Bütün veriler, liste şeklinde serbest formatta bir yazı programında hazırlanarak analize sunulur.

Analiz çıktıları SAPLOT çizim programında istenilen kordinat düzleminde farklı açılardan matematiksel değer ve dağılım şeklinde alınabilir.

Dışhekimliği alanında:

- Tensile stres (çekme/uzama gerilimi),
- Compressive stres (sıkışma/basma gerilimi)
- Shear stres (makaslama/kayma gerilimi)
- Yükleme sonrası deplasman
- Stres yönleri analiz çıktıları büyük önem taşımaktadır.

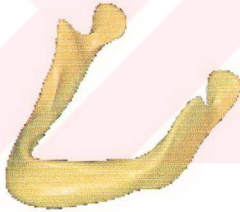
Sonlu elemanlar yönteminin Williams, Sakaguchi, Selna ve birçok araştırmacı tarafından diğer yöntemlere göre daha avantajlı olduğu belirtilmiştir. Bu avantajlar şöyle sıralanabilir:

- Muntazam geometri göstermeyen katılar ile farklı özelliklere sahip karmaşık yapılara kolayca uygulanabilirliği,
- Gerçek yapıya çok daha yakın bir modelin hazırlanabilmesi,
- İstenilen sayıda malzeme kullanılabilmesinin yanında araya yapay bir model materyali veya malzeme girmeden, yapının mekaniksel özellikleri ile uygunluğun mümkün olan en iyi şekilde elde edilebilmesi,
- Stres tipini, stres dağılımının ve deplasmanların birlikte ve çok duyarlı olarak elde edilebilmesi,
- Deneysel aracın kolaylıkla kontrolü ve sınır koşullarının değiştirilebilmesidir.

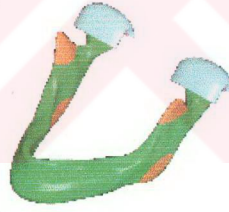
### 3.MATERYAL VE METOD

Bu çalışmada TME dokularını ve mandibulayı içeren matematiksel modellerde farklı okluzyon tiplerini simüle eden kuvvet lokalizasyonları ile fonksiyonel kuvvetler altında TME'de oluşacak streslerin dağılım ve miktarları analiz edilmiştir. İnceleme için bilgisayar destekli dizayn teknikleri (CAD) ve sonlu eleman modelleme yönteminden yararlanılmıştır.

Çalışmanın başlangıç aşamasında mandibulayı (Şekil.3.1), temporal kemiğin glenoid fossa ve artiküler eminens kısımlarıyla temporomandibuler eklemlerini içeren üç boyutlu matematiksel model hazırlanmıştır (Şekil.3.2). Modelleme ve sonlu elemanlar stres analizi için Dual Pentium III 1 GHz (Dell Precision 420,USA) bilgisayar ortamında ALGOR FEMPRO Versiyon 13 ve Pro/Engineer 2000i (MA;USA)'den yararlanılmıştır. Sınır koşulları, yükleme ve matematiksel modelin oluşturulması Pro/Engineer 2000i ile gerçekleştirilmiştir. Bundan elde edilen çıktı ALGOR FEMPRO programda kullanılarak analiz edilmiş ve stres dağılım ve miktarları hesaplanmıştır.



Şekil.3.1.Mandibula



Şekil.3.2.Üç boyutlu matematiksel model

Anatomi eğitiminde kullanılan insan mandibula modeli 3 boyutlu koordinat ölçme cihazı (DEA Mistral, Model 070705846, Torino, İtalya, Şekil.3.3) kullanılarak boyutlandırılmıştır. 3 boyutlu koordinat ölçme cihazında ilk olarak mandibuler kemiğin eğrisi koordinatlar ölçülerek elde edilmiştir (Şekil.3.4). Daha sonra mandibuler kemik simetrik kabul edilerek mandibulanın yarısı da 15 bölümde, mandibuler eğriye dik kesitin her biri için koordinat ölçme cihazında 20 nokta için koordinat ölçümü yapılarak her kesit için eğriler modelleme programı içinde tanımlanmıştır (Şekil.3.5). Daha sonra 15 kesit için



elde edilen eğriler ana eğri boyunca iletilerek mandibulanın diğer yarısının modeli elde edilmiş olup yarım çenenin simetriği de kopyalanarak tam mandibula elde edilmiştir.



Şekil.3.3.Üç boyutlu koordinat ölçme cihazı



Şekil.3.4.Ana eğri



Şekil.3.5.Kesitler

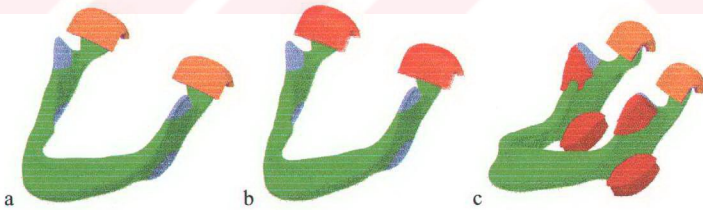
Modellenen mandibula 2 mm kortikal kemikle çevrelenmiştir. Mandibuler kemik modeli Lekholm ve Zarb tarafından belirtilen kemik sınıflamasındaki D2 sınıfı (Lekholm ve Zarb 1985) olarak seçilmiştir. Trabeküler kemik, kortikal kemik kabuğu içinde solid (katı) bir yapı olarak modellenmiştir. Kortikal ve trabeküler kemik homojen, izotropik ve lineer elastik olarak kabul edilmiştir.

Anatomik yapı ve materyallerin fiziksel özelliklerini tanımlamak için literatürden elde edilen veriler doğrultusunda elastisite modülü ve poisson oranları tablo.3.1.'de verilmiştir.

**Tablo.3.1.**Materyal Özellikleri

Materyal	Elastisite Modülü (MPa)	Poisson Oranı	Referans
Kompakt Kemik	13800	0,30	Tanaka ve ark. 2001
Trabeküler Kemik	1380	0,30	Tanaka ve ark. 2001
Artiküler Disk	44,1	0,40	Tanaka ve ark. 2001
Kartilaj Tabakaları	0.79	0.40	Beek ve ark. 2001

Sonlu eleman stres analizi için modeller brick eleman tipi seçilerek hazırlanmıştır. Eleman tipi seçildikten sonra materyal özellikleri belirtilerek modeller tamamlanmıştır. Daha sonra “sonlu eleman matematiksel modeli” oluşturulmuştur (Şekil.3.6.a). Matematiksel model oluşturulması sırasında minimum ve maksimum eleman ölçüleri belirtilerek doğru boyutun oluşturulması sağlanmıştır. Mandibuler sınır koşulları, kas destek sisteminin gerçek geometrisi göz önünde tutularak modellenmiştir. Sınır koşulu olarak mandibulanın elevator kaslarının bağlantı bölgeleri kullanılmış, temporal kemiğin TME’i oluşturan parçası sabit tutulmuş ve alveoler kemik bloğunun okluzyon tipine göre mandibulada kontağa gelen bölgelerindeki (kanin, premolar ve molar bölgeleri) düğüm noktalarından kuvvet uygulanmış (60N), diğer bütün düğüm noktalarına üç yönlü serbestlik derecesi verilmiştir (Şekil.3.6.b,c). Çalışmada incelenen modele ait düğüm sayısı 70076 ve eleman sayısı 119939 olarak belirlenmiştir.

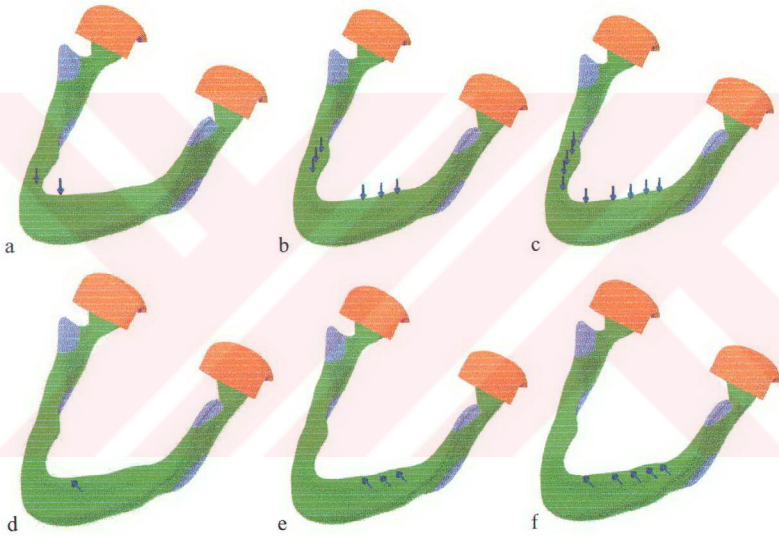


**Şekil.3.6.a-c**Matematiksel modelin ağ şeklinde sunulması ve sınır koşulları

Normal dentisyonda üç farklı okluzyon tipinde kuvvetler doğal diş, diş ya da implant destekli sabit, hareketli parsiyel protez veya total protez gibi farklı yapılarca karşılanmasına rağmen çalışmamızda standardizasyonda bu farklı yapıların mekanik özelliklerinin etkisi elimine edilerek kuvvetler direkt mandibula üzerine uygulanmıştır.

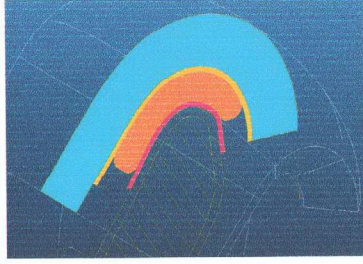
Farklı okluzyon tipleri standart miktardaki kuvvetin her üç okluzyon tipini tanımlayan farklı üç lokalizasyonda vertikal ve lateral olarak ayrı ayrı uygulanmıştır. Çalışmamızda üst yapı ve mandibuladan ziyade TME bölgesindeki stres miktar ve dağılımlarının incelenmesi hedeflenmiştir.

Literatürde çiğneme kuvvetleri ile ilgili farklı değerler rapor edilmiştir. İncelenen modellerde fonksiyonu taklit eden 60 N'luk kuvvetin, sentrik okluzyon pozisyonunda uygulandığı varsayılmıştır (van Eijden 1991, Brunski ve Nanci 2000) (Şekil.3.7.a-f).



Şekil 3.7.a-f.Kuvvet uygulanan noktalar

Uygulanan kuvvetler statik kuvvetlerdir. Lateral yöndeki kompleks kuvvetlerin vektörel simülasyonu vertikal ve lateral olarak ayrı ayrı gerçekleştirilmiştir. Sonlu eleman stres analizi sonuçlarının yorumlanmasında en uygun yaklaşım olduğundan stres seviyeleri Timoshenko ve Young tarafından açıklanan von Mises kriterlerine göre hesaplanmıştır ve stres bölgeleri grafiklerde görüntülenmiştir (Papavasiliou ve ark 1997).



Şekil.3.8.Oluşturulan modele ait TME kesiti

Analizi yapılan modele ait bulgular stres bölgeleri (von Mises equivalent stress) olarak görüntülenmiştir.

Gruplar önce okluzyon tipine göre üçe ayrılmıştır. Bunlar; I kanin koruyuculu okluzyon, II grup fonksiyonu okluzyonu ve III bilateral balanslı okluzyon. Daha sonra gruplar fonksiyonel kompleks kuvvetin vektörel simülasyondaki iki ana şekline göre; A vertikal kuvvet, B lateral kuvvet olmak üzere iki alt gruba ayrılmıştır. Böylece elde edilen:

- 1.durum; kanin koruyuculu okluzyonda vertikal fonksiyonel kuvvetleri,
- 2.durum; grup fonksiyonu okluzyonunda vertikal fonksiyonel kuvvetleri,
- 3.durum; bilateral balanslı okluzyonda vertikal fonksiyonel kuvvetleri,
- 4.durum; kanin koruyuculu okluzyonda lateral fonksiyonel kuvvetleri,
- 5.durum; grup fonksiyonu okluzyonunda lateral fonksiyonel kuvvetleri,
- 6.durum; bilateral balanslı okluzyonda lateral fonksiyonel kuvvetleri temsil

etmektedir.

Kanin koruyuculu okluzyonda vertikal fonksiyonel kuvvetleri temsil eden 1. durum'da; medial pterygoid, masseter ve temporal kasın bağlantı bölgeleri olan angulus mandibula ve koronoid prosesde gerçekleştirilen sınır koşullarında fonksiyonel kuvvet (60N) vertikal yönde çift taraflı kanin bölgesinden uygulanmıştır (Şekil 3.7.a).

Grup fonksiyonu okluzyonunda vertikal fonksiyonel kuvvetleri temsil eden 2. durum'da; medial pterygoid, masseter ve temporal kasın bağlantı bölgeleri olan angulus mandibula ve koronoid processde gerçekleştirilen sınır koşullarında fonksiyonel kuvvet

(20'şer N) vertikal yönde çift taraflı premolar-molar bölgesindeki 3 noktadan uygulanmıştır (Şekil 3.7.b).

Bilateral balanslı okluzyonda vertikal fonksiyonel kuvvetleri temsil eden 3. durum'da; medial pterygoid, masseter ve temporal kasın bağlantı bölgeleri olan angulus mandibula ve koronoid processde gerçekleştirilen sınır koşullarında fonksiyonel kuvvet (12'şer N) vertikal yönde çift taraflı kanin-premolar-molar bölgesindeki 5 noktadan uygulanmıştır (Şekil 3.7.c).

Kanin koruyuculu okluzyonda lateral fonksiyonel kuvvetleri temsil eden 4. durum'da; medial pterygoid, masseter ve temporal kasın bağlantı bölgeleri olan angulus mandibula ve koronoid processde gerçekleştirilen sınır koşullarında fonksiyonel kuvvet (60N) lateral yönde tek taraflı kanin bölgesinden uygulanmıştır (Şekil 3.7.d).

Grup fonksiyonu okluzyonunda lateral fonksiyonel kuvvetleri temsil eden 5. durum'da; medial pterygoid, masseter ve temporal kasın bağlantı bölgeleri olan angulus mandibula ve koronoid processde gerçekleştirilen sınır koşullarında fonksiyonel kuvvet (20'şer N) lateral yönde tek taraflı premolar-molar bölgesindeki 3 noktadan uygulanmıştır (Şekil 3.7.e).

Bilateral balanslı okluzyonda lateral fonksiyonel kuvvetleri temsil eden 6. durum'da; medial pterygoid, masseter ve temporal kasın bağlantı bölgeleri olan angulus mandibula ve koronoid processde gerçekleştirilen sınır koşullarında fonksiyonel kuvvet (12'şer N) lateral yönde tek taraflı kanin-premolar-molar bölgesindeki 5 noktadan uygulanmıştır (Şekil 3.7.f).

Elde edilen matematiksel değerler Megapascal (MPa) cinsinden verilmiştir. Daha sonra her gruptaki von Mises stres dağılım ve miktarları; anamodel, TME'in sagittal kesiti, mandibuler kondil, artiküler disk ve glenoid fossa'da ayrı ayrı incelenmiştir.

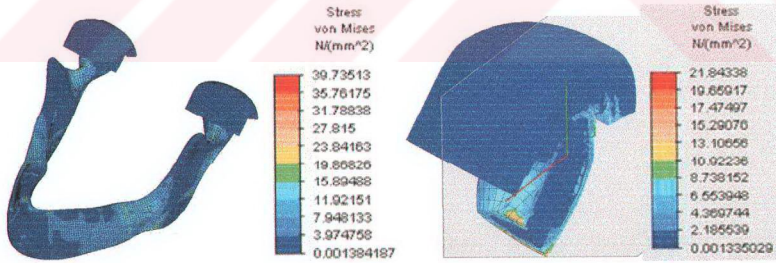
## 4.BULGULAR

Çalışmamızda tanımlanan 6 durum için her bir modelde oluşan Von Mises stres değerleri MPa cinsinden tüm yapıları temsil eden ana modelde ve TME'in sagittal kesiti, mandibuler kondil, artiküler disk ve glenoid fossa'da ayrı ayrı incelendi.

### 4.1.Birinci Durum

Medial pterygoid, masseter ve temporal kasın bağlantı bölgeleri olan angulus mandibula ve koronoid processde gerçekleştirilen sınır koşullarında vertikal yönde kanin bölgesinden uygulanan fonksiyonel kuvvetin mandibula ve TME'de oluşturduğu stres dağılım ve miktarları incelendiğinde;

Anamodel incelendiğinde: fonksiyonel kuvvetin uygulandığı kanin bölgeleri, kas bağlantı bölgesi olan angulus mandibula ve incisura mandibuleada stres lokalizasyonlarının yoğunluk kazandığı izlenmektedir. Maksimum değer 39.7 MPa olarak kuvvetin uygulandığı kanin lokalizasyonunda izlendi (Şekil.4.1). Buna karşın; symphysis, koronoid çıkıntı ve temporal kemiğin cranium yüzeyinde stres dağılımının minimum düzeyde olduğu gözlemlendi.

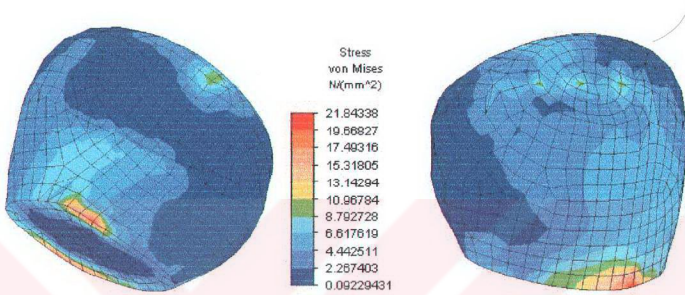


Şekil.4.1.KKO'da vertikal kuvvetlerde anamodel Şekil.4.2. KKO'da vertikal kuvvetlerde TME'in sagittal kesiti

TME sagittal düzlemde incelendiğinde: 21.8 MPa'lık en yüksek stres lokalizasyonunun mandibuler kondilin kole bölgesinde anterior ve posterior kısımlarında lokalize olduğu gözlenmektedir. Özellikle posterior bölgede daha yaygın lokalizasyonun

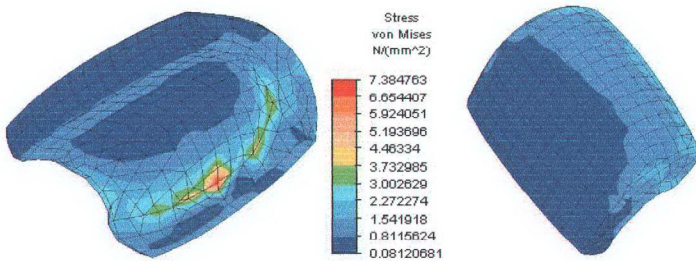
mandibuler kondilin tüm dış yüzünü sararak anteriora dek yaygınlaştığı izlenmektedir (Şekil.4.2).

Mandibuler kondilin medialinde stres dağılımının belirgin şekilde distalden daha fazla olduğu gözlenmektedir. Mandibuler kondilin en üst yüzeyinde ise 8 MPa'a yakın bir stres lokalizasyonu izlenmiştir (Şekil.4.3).



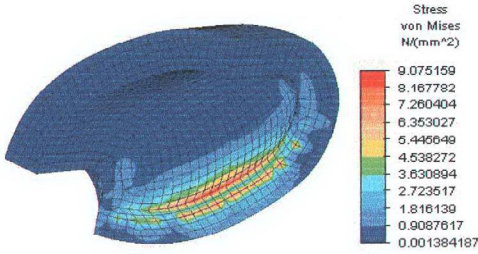
Şekil.4.3. KKO'da vertikal kuvvetlerde mandibuler kondilin ön ve arka görünüşleri

Disk incelendiğinde, diskin iç posterior yüzünün yine merkez odaklı, lateralde biraz daha fazla olmak üzere medial ve lateralde homojen sayılabilecek 2.5-7 MPa seviyesinde stresler gözlenmektedir. Anterior dış yüzeyde minimum, iç yüzeyde ise dış yüzeye oranla biraz daha fazla yoğunlaşma gözlenmektedir (Şekil.4.4).



Şekil.4.4. KKO'da vertikal kuvvetlerde artiküler diskin alt ve üst görünüşleri

Glenoid fossanın posterior duvarında merkez odaklı ancak medio-lateral yönde homojen dağılım gösteren yaklaşık 4-6 MPa'lık bir stres dağılımı gözlenmiştir (Şekil.4.5).

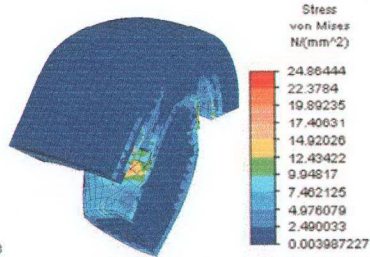
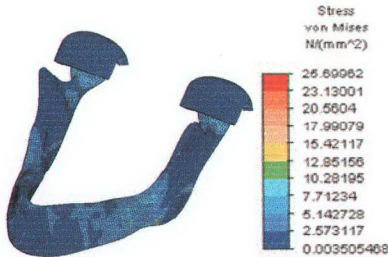


Şekil.4.5. KKO'da vertikal kuvvetlerde glenoid fossanın görünümü

#### 4.2.İkinci Durum

Medial pteryoid, masseter ve temporal kasın bağlantı bölgelerindeki nodların sınır koşulu olarak kullanıldığı ve grup fonksiyonu okluzyonunu temsilen premolar ve molar bölgelerindeki 3 noktadan vertikal yönde uygulanan fonksiyonel kuvvetin mandibula ve TME'de oluşturduğu stres dağılım ve miktarı incelendiğinde;

Anamodel incelendiğinde: kuvvetin uygulandığı premolar-molar bölgesi, masseter kasının bağlantı bölgeleri ile buna komşu corpus-ramus mandibula birleşim bölgesinin anterior yüzeyi ile mandibuler kondil boynunda yüksek stres yoğunlukları gözlenmektedir. Maksimum stres değeri 25.6 MPa ile kuvvet uygulama alanlarındaydı (Şekil.4.6).



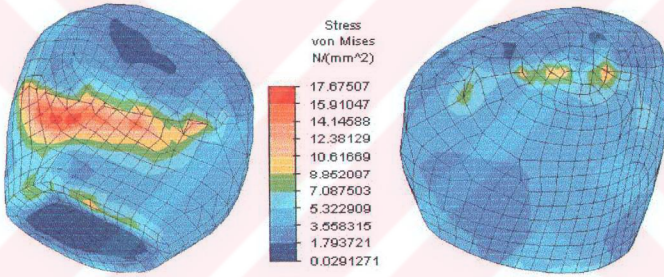
Şekil.4.6. GFO'nda vertikal kuvvetlerde anamodel Şekil.4.7. GFO'nda vertikal kuvvetlerde TME'in sagittal kesiti



Symphysis, ramus ve temporal kemik parçasında minimum stres dağılımı izlenmekteydi.

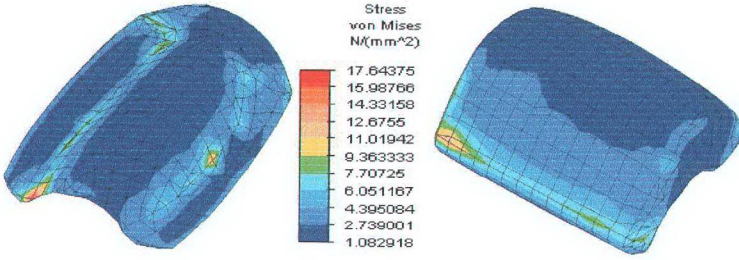
TME sagittal düzlemde incelendiğinde: en yüksek stres değeri mandibuler kondilin anterior yüzeyi ile buna bakan artiküler eminens kısmında 17.6 ve 12.1 MPa'lık bir değerle izlenmekteydi. Mandibuler kondilin arka yüzeyinde stres dağılımı miktar olarak anterior yüzeyden daha düşüktü. Aynı zamanda anterior yüzeydeki stresin yaygınlığı posterior yüzeye nazaran daha fazlaydı (Şekil.4.7).

Mandibuler kondilde stresin lateral kısma oranla mediale doğru daha fazla yoğunlaştığı, en üst yüzeyinde ise 12 MPa'a yakın bir stres lokalizasyonu izlenmiştir (Şekil.4.8).



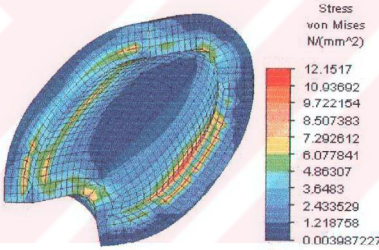
Şekil.4.8. GFO'nda vertikal kuvvetlerde mandibuler kondilin ön ve arka görünüşleri

Artiküler diskin yukarıda belirttiğimiz kondiler stres alanlarına yakın kısımlarında, diskin orta bölgesine nazaran daha yüksek stres değerleri gözlemlenmekte ve anterior kısmın medialinde yoğunlaşan stres miktarı (yaklaşık 17 MPa) orta kısımda yoğunlaşma sergileyen posterior bölgeye nazaran daha fazla idi (yaklaşık 12 MPa). Diskte stres yoğunlaşmaları küçük alanlarla sınırlı kalıp diskin geneline yayılmamıştı (Şekil.4.9).



Şekil.4.9. GFO'nda vertikal kuvvetlerde artiküler diskin alt ve üst görünümleri

Glenoid fossanın yüzeylerindeki stres miktarları yer yer anterior kısımda 7-8 MPa, posterior kısımda ise 10-12 MPa arasında yer almaktaydı. Stres konsantrasyon alanları yine diske benzerlik gösterecek şekilde anteriorda medial ağırlıklı posteriorda ise merkez odaklı idi. Glenoid fossanın medial ve lateral yüzeylerinde benzer stres lokalizasyonları görülmektedir (Şekil.4.10).



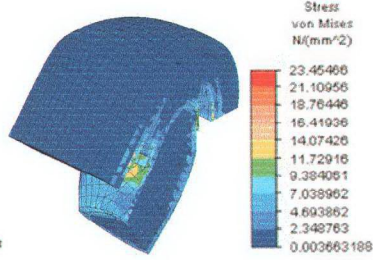
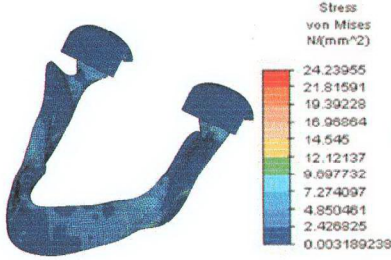
Şekil.4.10. GFO'nda vertikal kuvvetlerde glenoid fossanın görünümü

### 4.3.Üçüncü Durum

Medial pterygoid, masseter ve temporal kasın bağlantı bölgeleri olan angulus mandibula ve koronoid processde gerçekleştirilen sınır koşullarında vertikal yönde kanin, premolar ve molar bölgelerinden toplam 5 noktadan uygulanan fonksiyonel kuvvetin mandibula ve TME'de oluşturduğu stres dağılımı ve miktarları incelendiğinde;

Anamodel incelendiğinde: fonksiyonel kuvvetin uygulandığı bölgelere ilaveten kas bağlantı bölgesi olan angulus mandibula, mandibuler kondil boyununun anterior yüzü ve

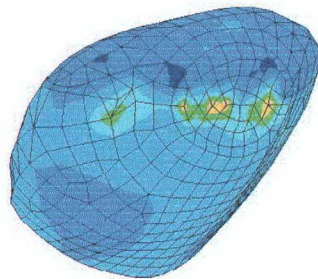
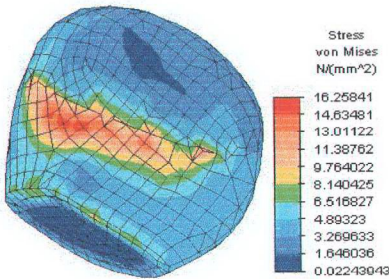
alveoler kretin median birleşim bölgesinde stres miktarlarının yoğunluk kazandığı izlenmektedir. Maksimum değer 24.2 MPa olarak kuvvetin uygulandığı lokalizasyonlarda izlendi (Şekil.4.11).



Şekil.4.11.BBO'da vertikal kuvvetlerde anamodel Şekil.4.12.BBO'da vertikal kuvvetlerde TME'in sagital kesiti

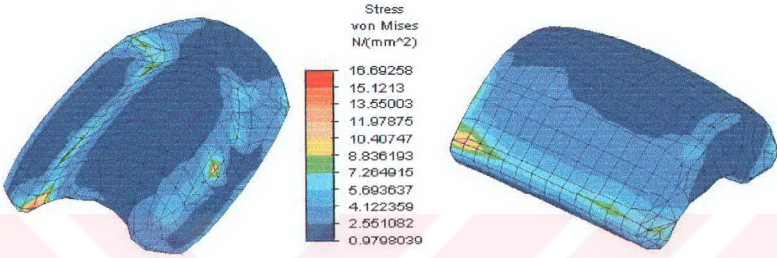
Symphysis, koronoid çıkıntı ve temporal kemiğin cranium yüzeyinde stres dağılımının minimum düzeyde olduğu gözlemlendi.

TME sagittal düzlemde incelendiğinde: 16.2 MPa'lık en yüksek stres lokalizasyonunun mandibuler kondilin anterior bölgesinde mediolateral doğrultuda lokalize olduğu gözlenmektedir (Şekil.4.12). Özellikle anterior bölgede daha yaygın lokalizasyonun mandibuler kondilin tüm dış yüzünü sararak posteriora dek yaygınlaştığı izlenmektedir. Mandibuler kondilin medialinde stres dağılımının lateralden bir miktar daha fazla olduğu glenoid fossanın da lateralinde ve medialinde birbirine yakın bir stres dağılımı olduğu gözlenmektedir (Şekil.4.13).



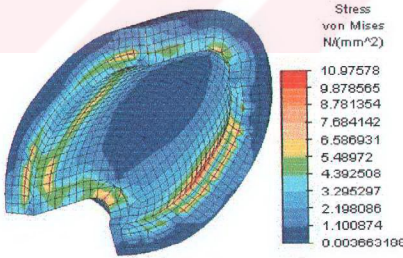
Şekil.4.13. BBO'da vertikal kuvvetlerde mandibuler kondilin ön ve arka görünüşleri

Artiküler disk incelendiğinde orta bölgede stres konsantrasyonları gözlemlenmezken anterior kenarın alt medial kısmındaki stres yoğunluğunun miktar olarak orta posterior kısımdan belirgin bir biçimde fazla olduğu izlenmektedir (sırasıyla yaklaşık 15 ve 10 MPa) (Şekil.4.14).



Şekil.4.14. BBO'da vertikal kuvvetlerde artiküler diskin alt ve üst görünümü

Glenoid fossanın posterior duvarındaki yaklaşık 10 MPa'lık stres değeri miktar olarak anterior kısımdaki yaklaşık 6 MPa'lık değerden yüksek olmakla beraber lokalizasyon olarak ta mediolateral yönde homojen dağılım sergileyen anterior kısımdan sergilediği merkezi lokalizasyonla da farklıdır (Şekil.4.15).



Şekil.4.15. BBO'da vertikal kuvvetlerde glenoid fossanın görünümü

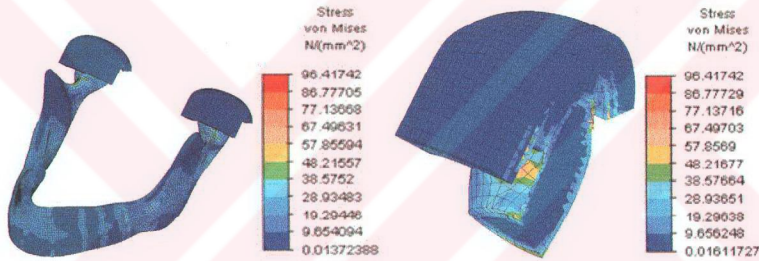
#### 4.4.Dördüncü Durum

Medial pterygoid, masseter ve temporal kasın bağlantı bölgeleri olan angulus mandibula ve koronoid processde gerçekleştirilen sınır koşullarında lateral yönde kanin

bölgesinden tek taraflı uygulanan fonksiyonel kuvvetin mandibula ve TME'de oluşturduğu stres dağılım ve miktarları incelendiğinde;

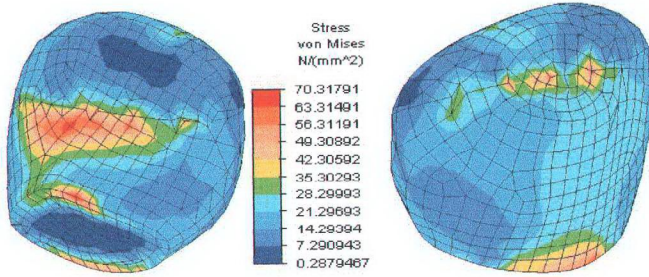
Anamodel incelendiğinde: stres yoğunluklarının kuvvet uygulama bölgesi, corpusun posterior kısmından başlayarak çapraz yönde yukarı ve arkaya doğru ilerleyerek ramus mandibula ile mandibuler kondilde ve miktar olarak daha düşük olmakla birlikte mandibulanın alveoler çıkıntısının anterior yüzeyinde gözlemlendi. Maksimum stres değeri 96.4 MPa olarak kuvvetin uygulandığı kanin lokalizasyonunda izlendi (Şekil.4.16).

Düşük stres değerlerinin izlendiği bölgeler koronoid çıkıntı ve temporal kemiğin TME'yi oluşturan parçanın üst yüzeyi idi.



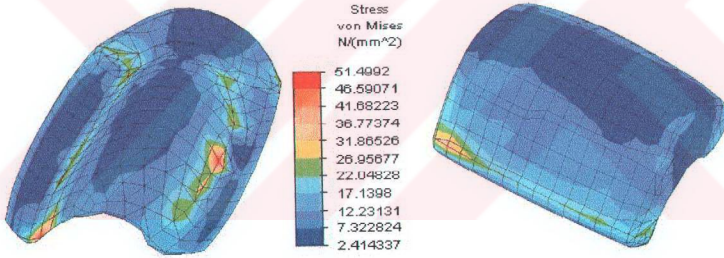
Şekil.4.16. KKO'da lateral kuvvetlerde anamodel Şekil.4.17. KKO'da lateral kuvvetlerde TME'in sagittal kesiti

TME sagittal düzlemde incelendiğinde: mandibuler kondilin anterior ve posterior yüzeyleri ile bu kısımlara karşılık gelen artiküler eminens ve glenoid fossa bölgeleri ile birlikte mandibuler kondil boynunun anterior ve posterior kısımlarında yüksek stres yoğunlaşmaları gözlenmektedir (Şekil.4.17). Maksimum stres değeri 70.3 MPa ile mandibuler kondilin anterior yüzeyinde izlenmektedir. Bununla birlikte mandibuler kondilin posterior yüzeyindeki stres değerleride bu değere oldukça yakındı. Mandibuler kondil boynunun posteriorundaki stres yoğunlaşması anterior kısma nazaran daha geniş bir yayılım sergilemektedir (Şekil.4.18).



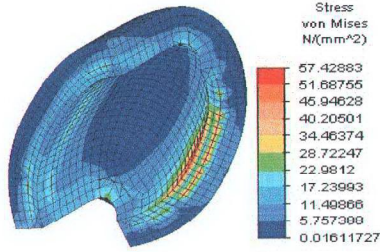
Şekil.4.18. KKO'da lateral kuvvetlerde mandibuler kondilin ön ve arka görünümüleri

Artiküler diskin orta bölgesinde stres yoğunlaşması izlenmezken anterior ve posterior bölgelerinde stres yoğunlaşmaları izlenmekte ve bu kısımlardaki değerlerin birbirine oldukça benzer olduğu gözükmektedir. Bununla birlikte stres yoğunlaşmaları anterior da medial ve posterior bölgede merkez odaklı olarak lokalizasyon olarak birbirinden ayrılmaktadır (Şekil.4.19).



Şekil.4.19. KKO'da lateral kuvvetlerde artiküler diskin alt ve üst görünümüleri

Glenoid fossanın medial ve lateral kısımlarında benzer stres dağılımı izlenmekle beraber posterior bölgede merkez odaklı fakat mediolateral yönde homojen-yaygın stres miktarı anterior kısımdan belirgin bir biçimde büyüktü (57-28 MPa) (Şekil.4.20).



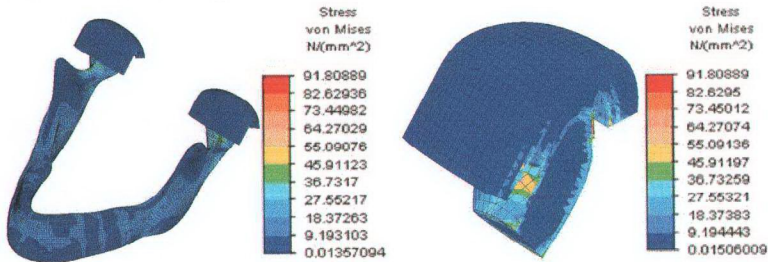
Şekil.4.20. KKO'da lateral kuvvetlerde glenoid fossanın görünümü

#### 4.5.Beşinci Durum

Grup fonksiyonu okluzyonunda lateral yönde gelen kuvvetleri temsilen premolarlar bölgesindeki 3 noktadan lateral yönde kuvvet uygulandığı ve yine kas bağlantılarının sınır koşulu olarak kullanıldığı durumda fonksiyonel kuvvetin mandibula ve TME'de oluşturduğu stres dağılım ve miktarları incelendiğinde;

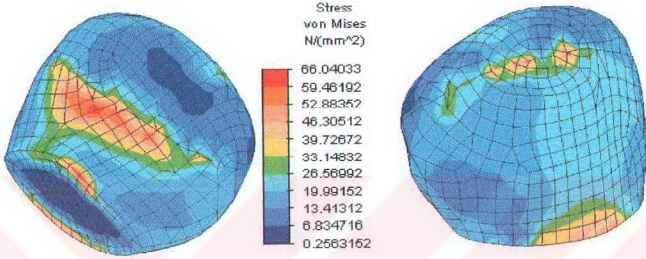
Anamodel incelendiğinde: yüksek stres konsantrasyon alanlarının kuvvet uygulama alanları ve bunun altında kalan mandibuler alveoler ve korpus kısımları, ramus-korpus birleşiminden başlayarak ramus ve mandibuler kondil alanlarında izlenmiştir. Maksimum von Mises stres değeri 91.8 MPa ile kuvvet uygulama alanlarında gözlenmiştir (Şekil.4.21).

Minimum stres değerleri koronoid çıkıntı, symphysis bölgesi ve temporal kemik parçasının üst yüzeyinde gözlemlendi.



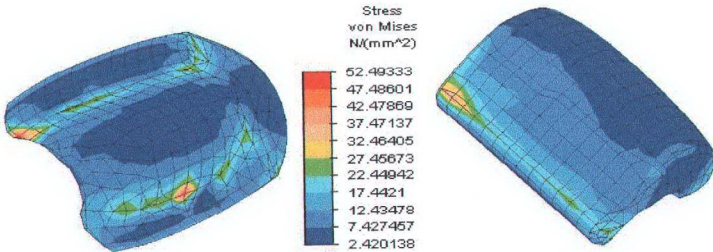
Şekil.4.21. GFO'nda lateral kuvvetlerde anamodel Şekil.4.22. GFO'nda lateral kuvvetlerde TME'in sagittal kesiti

TME sagittal düzlemde incelendiğinde: özellikle mandibuler kondilin anterior ve posterior yüzeylerinde, daha düşük değerlerde ise mandibuler kondil boynunun anterior ve posterior kısımlarında stres miktarları izlenmektedir (Şekil.4.22). Kesitteki en yüksek stres miktarı olan 66.04 MPa mandibuler kondilin anterior yüzeyinde izlenmektedir. Yine mandibuler kondil boynunun posterior kısmındaki stres dağılımının anterior parçaya kıyasla daha geniş bir yayılım sergilediği izlenmektedir (Şekil.4.23).



Şekil.4.23. GFO'nda lateral kuvvetlerde mandibuler kondilin ön ve arka görünüşleri

Artiküler disk incelendiğinde lokalizasyon olarak farklı olmakla beraber anterior ve posterior kısımlarda büyüklük açısından birbirine yakın yaklaşık 52 MPa'lık stres lokalizasyonları izlenmekteydi. Stres yoğunlaşmaları dış yüzeye nazaran iç yüzeyde daha fazlaydı. Diskin medial kısmındaki stres yoğunluğuda lateral kısımdan biraz daha fazla gözlenmektedir (Şekil.4.24).

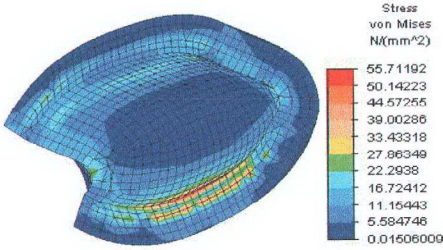


Şekil.4.24. GFO'nda lateral kuvvetlerde artiküler diskin alt ve üst görünüşleri

Hem mandibuler kondil hemde artiküler eminens parçasındaki stres dağılımının medio-lateral doğrultuda hemen hemen eşit dağıldığı izlenmektedir. Yine artiküler



eminensin posterior kısmında yoğunlaşan 55.7 MPa'lık stres değeri anterior kısımdan belirgin bir biçimde daha yüksekti (Şekil.4.25).



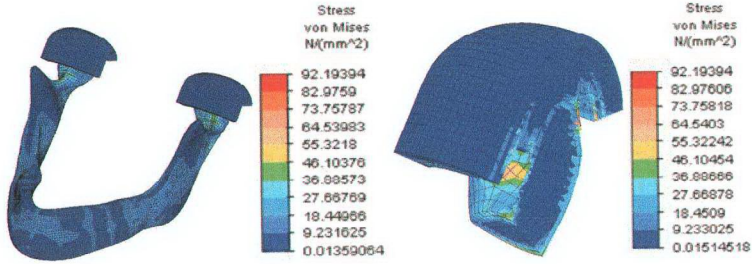
Şekil.4.25. GFO'nda lateral kuvvetlerde glenoid fossanın görünümü

#### 4.6. Altıncı Durum

Medial pterygoid, masseter ve temporal kasın bağlantı bölgeleri olan angulus mandibula ve koronoid processde gerçekleştirilen sınır koşullarında lateral yönde kanin, premolar ve molar bölgelerindeki 5 noktadan uygulanan fonksiyonel kuvvetin mandibula ve TME'de oluşturduğu stres dağılım ve miktarları incelendiğinde;

Anamodel incelendiğinde: fonksiyonel kuvvetin uygulandığı bölgelere ilaveten incisura mandibulea, kas bağlantı bölgesi olan angulus mandibuladan başlayarak ramus mandibula boyunca yukarı ve geri doğrultuda ilerleyip mandibuler kondil boyunun anterior yüzüne ulaşan alanlarda ve alveoler kretin anterior parçasının bukkal yüzeyinde stres miktarlarının yoğunluk kazandığı izlenmektedir. Maksimum değer 92.1 MPa olarak mandibuler kondil boyunun anterior yüzünde izlendi (Şekil.4.26).

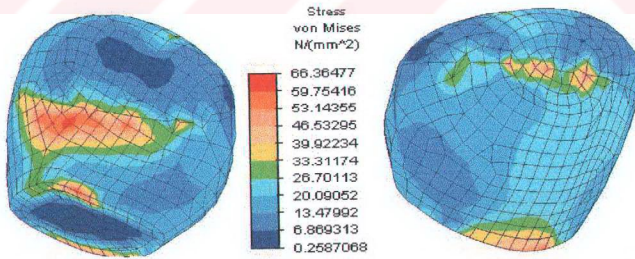
Symphysis, koronoid çıkıntı ve temporal kemiğin cranium yüzeyinde stres dağılımının minimum düzeyde olduğu gözlemlendi.



Şekil.4.26.BBO'da lateral kuvvetlerde anamodel Şekil.4.27.BBO'da lateral kuvvetlerde TME'in sagittal kesiti

TME sagittal düzlemde incelendiğinde: 66.3 MPa'lık en yüksek stres lokalizasyonunun mandibuler kondilin anterior bölgesinde lokalize olduğu gözlenmektedir. Mandibuler kondilin anterior ve posterior yüzeylerine ilaveten mandibuler kondil boynunda da yakın stres lokalizasyonları izlenmektedir. Özellikle anterior bölgede daha yaygın lokalizasyonun mandibuler kondilin tüm dış yüzünü sararak posteriora dek yaygınlaştığı izlenmektedir (Şekil.4.27).

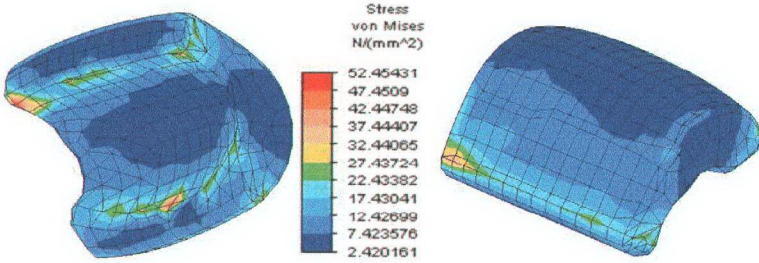
Mandibuler kondilin medial ve lateral kısımlarında benzer stres dağılımları gözlenirken, posterior bölgede stres dağılımının anterior bölgeye nazaran bir miktar daha yaygın olduğu gözlenmektedir (Şekil.4.28).



Şekil.4.28. BBO'da lateral kuvvetlerde mandibuler kondilin ön ve arka görünüşleri

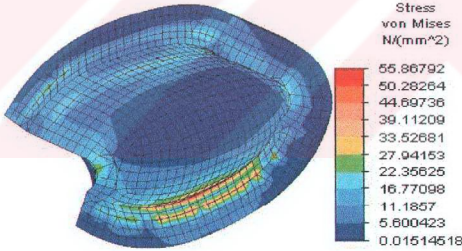
Artiküler disk incelendiğinde lokalizasyon olarak farklı olmakla beraber anterior ve posterior kısımlarda büyüklük açısından birbirine yakın yaklaşık 52 MPa'lık stres lokalizasyonları izlenmekteydi. Stres yoğunlaşmaları dış yüzeye nazaran iç yüzeyde daha

fazlaydı. Diskin medial kısmındaki stres yoğunluğuda lateral kısımdan biraz daha fazla gözlenmektedir (Şekil.4.29).



Şekil.4.29. BBO'da lateral kuvvetlerde artiküler diskin alt ve üst görünüşleri

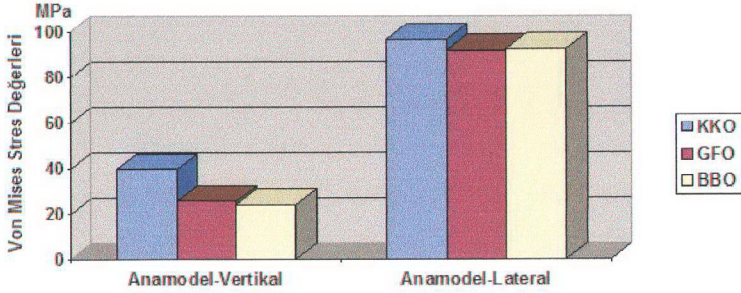
Glenoid fossanın posterior duvarında merkez odaklı medio-lateral yönde homojen dağılımlı yaklaşık 55 MPa'lık bir stres dağılımı gözlenmiştir. Glenoid fossasında distalinde ve medialinde birbirine yakın bir stres dağılımı olduğu görülmektedir (Şekil.4.30).



Şekil.4.30. BBO'da lateral kuvvetlerde glenoid fossanın görünümü

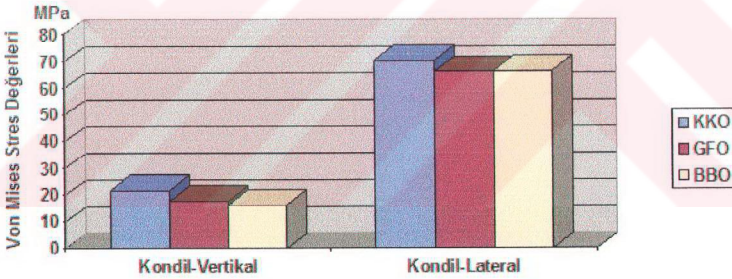
#### 4.7.Farklı okluzyon tiplerinde anamodel ve TME dokularındaki stres miktarlarının grafiksel analizi

Üç farklı okluzyon tipi karşılaştırıldığında kanin koruyuculu okluzyon simülasyonunda anamodelde oluşan stres miktar olarak daha yüksek bir değer sergilemektedir (Grafik 4.1).



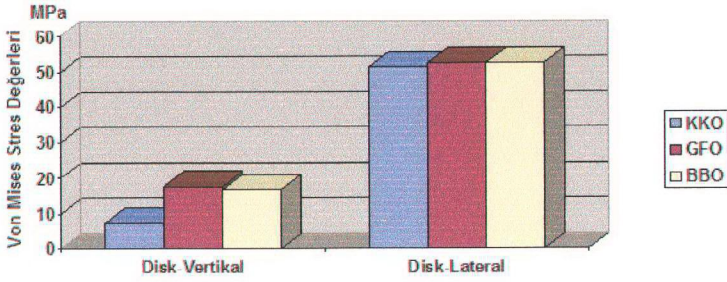
**Grafik 4.1.** Farklı okluzyon tiplerinde anamodellerdeki stres miktarları

Mandibuler kemiğin TME’i yapan parçası olan mandibuler kondil üzerinde oluşan stres miktarı farklı okluzyon tipleri arasında kıyaslandığında KKO’da yaklaşık 21.8 MPa iken GFO’da 17.6 MPa, BBO’da ise yaklaşık 16.2 MPa idi. Üç farklı okluzyon tipinde lateral kuvvetler uygulandığında mandibuler kondilde oluşan stresler incelendiğinde her üç okluzyon tipinde de benzer stres dağılım ve miktarları gözlenmiştir (Grafik 4.2).



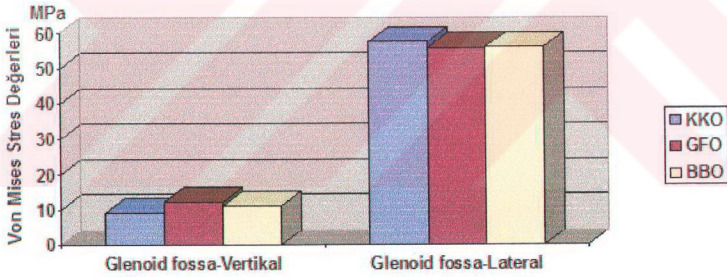
**Grafik.4.2.** Farklı okluzyon tiplerinde mandibuler kondillerdeki stres miktarları

Farklı okluzyon tiplerinde vertikal kuvvetler altında artiküler diskte oluşan stresler karşılaştırıldığında miktar olarak KKO’da diğer iki okluzyon tipine göre daha düşük bir stres değeri gözlenmiştir. Lateral kuvvetlerin simüle edildiği durumlarda farklı okluzyon tiplerinde artiküler diskte oluşan stresler karşılaştırıldığında; stres dağılım ve miktarlarının her üç okluzyon tipinde benzer olduğu gözlenmiştir (Grafik 4.3).



**Grafik.4.3.** Farklı okluzyon tiplerinde artiküler diskteki stres miktarları

Üç okluzyon tipinde vertikal kuvvetler uygulandığında temporal kemiğin TME'yi oluşturan glenoid fossa parçaları karşılaştırıldığında maksimum stres değeri her üç okluzyon tipinde de birbirine yakın değerler sergilemiştir (sırasıyla 9.07, 12.1, 10.9). Lateral kuvvetlerde glenoid fossada oluşan stres dağılım ve miktarları üç farklı okluzyon tipinde benzerdi (Grafik 4.4).



**Grafik.4.4.** Farklı okluzyon tiplerinde glenoid fossalardaki stres miktarları

## 5.TARTIŞMA VE SONUÇ

Memeli evrimi ve primatlarda mandibuler dizayna bakıldığında dişsel veya mandibuler adaptasyonun çeşitli dental özelleşmeleri içeren bir dizi kapsamlı form değişiklikleriyle sonuçlandığı gözlenir (McNeill 1997).

Geçmişte yaşamış olan fosil primatların paleoekolojik ortamlarının nasıl olduğuna ilişkin bilgiler faunal ve floral kalıntıları ile ortaya konabilmektedir. Ayrıca fosil lokalitelerden ele geçen fosil primatlara ait dental ve postcranial materyallerin morfolojileri üzerinde yapılan detaylı incelemelere dayanarak da bir türün nasıl bir paleoekolojik ortamda yaşadığı ortaya konulabilmektedir. Bu yaklaşımla, ekoloji-morfoloji ilişkisine bağlı kalarak, fosil primatların evrim tarihi içerisindeki yeri ile günümüz primatları arasındaki olası filojenik ilişkileri saptanmaya çalışılmaktadır. Primatların evrimsel gelişmelerinde, dental yapılarından ve postcraniasından çok önemli bilgiler sağlanabilmektedir. Diğer vücut kemiklerine oranla daha iyi korunabilen ve sağlamlığı daha fazla olup günümüze kadar ulaşabilen fosil dişlerin yapıları kalıtsal bir karaktere sahip olup, morfolojik evrim açısından canlılarda ortaklık ve ayrılıklar göstermektedir (Alpagut ve ark. 1990).

Multifaktöryel nedenlerle açıklanabilen değişimlerde fonksiyonun morfolojik değişimlere etkisi önemli rol oynamaktadır. Evrimsel boyutta makro değerlerin dar zaman dilimi olan yaşamda mikro boyutta gerçekleştiğini ve ortodontik tedavi prensiplerinin temelinde olduğu gibi fizyolojik limitler içinde yönlendirilebildiği bilinmektedir.

Erişkin stomatognatik sisteminin aşırı mekanik streslere yanıtı TME’de oldukça belirgindir. TME ağrı, disfonksiyon ve dejenerasyonu tedavi edilmesi en güç dental durumlardan bazılarıdır. TME semptomlarının nedenleri multifaktöryel olduğundan bu problemlerin kökeni, epidemiyolojisi ve çözümü hala belirsizdir. Bununla birlikte şu anki düşünce TM düzensizliğin eklem dokularında istenmeyen strainlere dönüşen okluzal disharmoni ve psikolojik stresle ilişkili olduğunda hemfikirdir (Caputo ve Standlee 1987). Bu nedenle çalışmamızın yapılacak tedavi planlamasının amacı olan, oluşan mekanik stresleri minimize etmek ve bunları stomatognatik sistemde destek kemiğe dağıtmada bir görüş açısı sağlayacağı düşünülmüştür.

Okluzal ilişkilerin değişkenliği stres iletimindeki rolde önem kazanmaktadır. Özellikle okluzyon tiplerindeki farklılık, restorasyon dizaynları ve materyal seçimi ile restorasyonların uzun dönem başarılarını etkileyebilir. Destek yapısındaki stres dağılım ve miktarlarının ne olabileceği konusu ve prostodontinin bu limitler içerisindeki öneminin ortaya konulacağı, çalışmanın sonuçlarıyla teşhis ve tedavideki başarının yanı sıra ekonomik kayıpların da önlenebileceği düşünülmektedir.

Bütün bu bilgilere dayanarak, çalışmamızın hekimlere stomatognatik sistemin teşhis ve tedavisinde, çeşitli okluzal ilişkiler varlığında fonksiyon sırasında oluşacak stresler ve bunların dağılımı hakkında bilgi sahibi olmalarını sağlayarak bir rehber olarak işlev göreceğini düşünmekteyiz.

Birçok araştırmacı mandibuladaki mekanik yükleri desteklemede mandibuler kondilin rolünü ortaya çıkartmaya çalışmışlardır (Arvikar ve Seireg 1975, Ralph ve Caputo 1975, Standlee ve ark. 1977, 1981, Smith 1978, Hylander 1979, Pruiim ve ark. 1980, Brehnan ve ark. 1981, Tradowsky ve Dworkin 1982, Hohl ve Tucek 1982, Throckmorton 1985). Bu çalışmalar direkt ve indirekt çalışmalar olarak iki alanda gerçekleştirilir. Bu direkt ve indirekt metotların sonuçlarının gözden geçirilmesi temporomandibuler eklem yüklenmesine ilişkin bazı soruların hala mevcut olduğunu göstermektedir. Normal fonksiyonun bütün koşulları altındaki mandibuler kondildeki kuvvetlerin doğrultu ve büyüklükleri halen bilinmemektedir. TME yüklerini ve onların doğrultularını tanımlayan terminoloji dental literatürde ayırt edilmesine rağmen araştırmalarda tam olarak simüle edilememektedir.

Mandibular hareket esnasında TME'de işlev gören yük, TME'i de içeren kraniofasial iskeletin gelişim ve büyümesi açısından büyük öneme sahiptir. Daha önceki çalışmalarda TME'deki biyomekaniği daha iyi anlayabilmek için çeşitli teoretik yaklaşımlarda bulunulmuştur. TME'in iki boyutlu sonlu eleman modelleri çene açılması ve kapanması esnasında TME'deki stres ve reaksiyon kuvvetlerini araştırmak için geliştirilmiştir. Bu modeller mandibuler hareketler esnasında diskteki biyomekanik hakkında birtakım bilgiler sağlamıştır (Tanaka 2001). Çiğneme sistemi kompleks bir sistem olup okluzyon çalışmaları için bu sistemin fonksiyonel anatomisi ve biyomekaniğinin

bilinmesi gerekir (Okeson 1998). Çalışmamızda farklı okluzyonlardaki lateral ve vertikal kuvvetlerin TME'de oluşturduğu etkilerin analizi için üç boyutlu bir TME ve mandibula modeli hazırlanmıştır.

Canlı doku ve organlarda stres analizi yapmak güç, çoğu zamanda olanaksızdır. Bu nedenle bu tip çalışmalar, incelenecek yapı yada canlı dokunun bir modeli üzerinde gerçekleştirilir. Sonuçların doğruluk derecesi modelin doğruluk derecesi ile doğru orantılıdır. Modelin canlı dokuya benzerliği oranında doğru sonuçlar elde etmek mümkün olur. Günümüzde birçok stres analiz metodu kullanılmaktadır. Ancak bilgisayar teknolojisindeki gelişmeler, tasarım ve analiz konusunda gerçeğe yakınlaşabilme özellikleri ile sonlu eleman stres analizi yöntemini ön plana çıkarmıştır. Baiamonte ve arkadaşları (1996), Holmgren ve arkadaşları (1998), Geng ve arkadaşları (2001), Tepper ve arkadaşları (2002) kompleks geometrilerin modellenmesinde, ısı ve yük varsayımlarının farklı koşullara göre modifiye edilebilmesinde sonlu eleman stres analizi yönteminin yeterliliğini ortaya koymuşlardır. Özellikle üç boyutlu modellerle yapılan sonlu eleman stres analizi yöntemi, *invivo* ve *invitro* strain-gauge analizlerinden elde edilen sonuçlarla ortak duyarlılık ve uyum sağlamıştır (Keyak ve ark 1993, Baiamonte ve ark 1996). Sonlu eleman stres analizi yönteminde yükleme yönü ve miktarı ideal şekilde uygulanabilirken, *invivo* strain-gauge çalışmalarında idealizasyon, kuvvet uygulama şekli ve transmisyon gibi birçok faktörlerden olumsuz yönde etkilenir. Buna ilaveten oluşan stres tip ve lokalizasyonu yalnızca sonlu eleman stres analizi yönteminde net olarak izlenebilir (Sakaguchi ve Borgersen 1995, Akça ve ark 2003). Bunun gibi birçok literatür (Rieger ve ark 1989a, Meijer ve ark 1992, Meijer ve ark 1995, Eskitaşcıoğlu ve Yurdukoru 1995a, Papavasiliou ve ark 1996, Holmes ve Loftus 1997) sonlu eleman stres analizi yönteminin diğer yöntemlere göre avantajlı olduğunu belirtmiştir. Bunun için çalışmamızda sonlu eleman stres analizi yöntemi tercih edilmiştir.

Mandibulanın destek mekanizması hem anatomik hem de fizyolojik olarak komplekstir ve herhangi bir mekanik model gerçek yaşamdaki durumun sadece bir benzeri olabilir. Model mandibuler kemiğin homojenitesini ve elevatör kaslar tarafından oluşturulan kuvvetlerin devamlı olduğunu varsaysa da bu modeldeki deformasyon şekillerinin *in vivo*da oluşana benzer olduğunu gösteren kıyaslamalı insan denek çalışmalarının kanıtları mevcuttur (Hobkirk ve Havthoulas 1998).



Modelin iki yada üç boyutlu uygulanması önemli bir konudur. Bilgisayar teknolojisindeki gelişmeler sayesinde üç boyutlu model hazırlanması zaman ve ekonomik açıdan zor olsa da sonuçların doğruluğu açısından avantajlı hale gelmiştir. Yapılan çalışmalar da üç boyutlu modelin üstünlüklerini ortaya koymaktadır (İsmail ve ark 1987, Holmgren ve ark 1998). Biz de bu nedenle çalışmamızda üç boyutlu model kullandık. Modelin doğruluk derecesi de matematiksel modeldeki nokta ve elemanların sayısı ile orantılıdır. Modellerimizin eleman ve nokta sayıları literatürde rutin kullanım değerlerinin çok üstünde tutularak idealize edilmiştir. Farklı kemik kalitesi de stres dağılımında etkili bir diğer faktördür (Eskitaşcıoğlu ve ark. 2001). Bu nedenle daha doğru modelleme için kemik densesinin de belirtilmesi gerekmektedir. Bu amaçla çalışmamızda kortikal kemik ve trabeküler kemik yapısı birbirlerinden farklı özellikleri esas alınarak modelleme yapılmıştır. Çalışmamızda seçilen kemik kalite ve miktarı Lekholm ve Zarb (1985) tarafından tanımlanan D2 sınıf kemiktir. Mandibula'da bu tip kemik klinikte sıklıkla karşılaşıldığından çalışmamızda kullanılmıştır.

Doğru ve hassas bulguların elde edilebilmesi anatomik komponentlerin doğru bir şekilde modellenmesine ve modele uygulanan kuvvetler ile kullanılan sınır koşullarının doğruluğuna bağlıdır (Cruz ve ark. 2003). Modelimizin doğruluğu anatomi çalışmalarında kullanılan bir mandibulanın üç boyutlu bir tarama cihazı ile dijitalize edilerek elde edilen verilerin üç boyutlu modellemede kullanılmasıyla sağlanmıştır. Aynı zamanda eklem yapılarının anatomisinin doğruluğunun sağlanması amacıyla bu yapıların modellenmesinde ortalama boyut ve idealizasyon için Sobotta anatomi atlasından faydalanılmıştır.

Çalışmamızda kullanılan modelde simüle edilen yapılarla ilgili çeşitli varsayımlar yapılmıştır. Modeldeki yapılar homojen, izotropik ve lineer elastik olarak varsayılmıştır. Bununla birlikte çalışmamızda modellenen canlı doku materyallerinin özellikleri farklıdır. Aynı zamanda, modelin her bir katmanı için kullanılan materyaller ve özelliklerine ve deneylerde kullanılan modele bağlı olarak stres dağılım şekilleri farklı olmuş olabilir. Bu nedenle, bu çalışmada sonlu eleman stres analiz yönteminin doğal limitasyonları göz önünde bulundurulmalıdır.

Newton mekaniği bütün kuvvetlerin (yüklerin) dengede olmasını gerektirir; bu nedenle modellerimizde okluzal yükleri temsilen uygulanan kuvvetleri dengeleyecek şekilde kas bağlantı bölgelerinden bu kuvvetlere zıt doğrultudaki kuvvetler sınır koşulu olarak kullanılmıştır. Ayrıca modeldeki temporal kemik parçasının sabit tutulması mandibuler kaldıraç sistemindeki destek noktasını oluşturarak çiğneme sisteminin doğru bir şekilde simülasyonuna olanak sağlamıştır. Cruz ve ark. (2003) cuneiform implant geometrisinin stres dağılımına etkisini inceledikleri çalışmalarında benzer şekilde bir dişsiz mandibula kullanmışlar ve sistemin dengesini sağlamak amacıyla yine mandibulanın TME’i oluşturan parçası olan mandibuler kondilin üst anterior parçasını sabit tutup modeli çiğneme kaslarıyla desteklemişlerdir. Çiğneme kaslarından uygulanacak kuvveti de bu kuvvetin ve çiğneme kaslarının TME’deki destek noktasına göre momentlerinin toplamı sıfır olacak şekilde bir formülle hesaplamışlardır. Biz bu denkliği çalışmamızda uyguladığımız kuvvete karşılık mandibulanın yer değiştirmesinin minimum olmasını sağlayacak kas kuvvet değerlerini esas alarak gerçekleştirdik. Mandibulanın gövdesi üzerinde kas pozisyonları ise yine Cruz ve ark.’nın (2003) çalışmasında olduğu gibi literatürde mevcut tanımlamalara dayanılarak belirlenmiştir.

Kuvvet uygulama bölgeleri seçilirken okluzyon tiplerine ait literatürde yer alan bilgiler referans alındı (Okeson 1998, Caputo ve Standlee 1987). Kanin koruyuculu okluzyonu temsilen kanin bölgesi, bilateral balanslı okluzyon için ise kanin, premolar ve molar dişler bölgesinin bütünü kullanıldı. Okeson (1998) çiğneme esnasında kuvvetin büyük bir kısmının II.premolar ve I.molar bölgede oluştuğunu bildirmiştir. Bu nedenle modelimizde grup fonksiyonu okluzyonu temsil edilirken bu bölge kullanılmıştır. Kontrolün başlangıcı olarak tüm okluzyon tiplerinde vertikal kuvvetler çift taraflı temsil edilirken doğası gereği lateral kuvvetler tek taraflı olarak temsil edilmiştir.

Sonlu eleman stres analiz yöntemini kullanırken canlıda sadece vertikal veya horizontal kuvvetlerin oluşmadığını, aynı zamanda daha gerçekçi okluzal doğrultuları temsil eden ve belli kuvvetler için kortikal kemikte lokalize stresler oluşturabilen kombine yüklerinde (oblik okluzal kuvvetler) oluştuğunu göz önünde tutmak gereklidir (Holmgren ve ark. 1998). Prostodontik araştırmalarda vektör geometrisinin kullanımı eğimli bir okluzal düzleme uygulanan kuvvetlerin horizontal ve vertikal kuvvet vektörlerinin oluşumuna neden olduğunu göstermiştir. Birçok yazar restorasyonun başarısına lateral

kuvvet iletiminin sınırlanmasıyla yardımcı olduğunu öne sürmüştür (Kaukinen ve ark. 1996). Bu nedenle çalışmamızda okluzyon tiplerinin kontrolündeki ilk basamağı oluşturan vertikal ve lateral (horizontal) kuvvetler kullanılmıştır.

Modelde oluşması beklenen stresler mandibulaya uygulanan ve diski temporal kemiğe doğru sıkıştıran kuvvetlerin miktarından büyük ölçüde etkilenmektedir. Bu kuvvetin in vivo büyüklüğü bilinmediğinden standart seçilen 60 N'luk değer ve bu kuvvetin oluşturacağı stresler incelenmiştir. Ancak çalışmamızda koşullar arasında standardizasyon sağlandığı ve koşullar birbirleriyle kalitatif olarak karşılaştırıldığından bu kuvvetin gerçeğe birebir uyması gerekmemektedir. Bununla birlikte Chen ve Xu (1994) sonlu eleman modellemesinin değerinin dağılım paterninde hesaplanan rölatif değerlerde olduğunu vurgulamışlardır.

Bulgularda belirtildiği gibi kemik yüzeyindeki modellenen kas kuvvet etkisi kuvvet uygulama alanları ve TME'deki stres değerlerine yakın stres alanları oluşturmuştur. Bu gerçek elde edilen stres seviyelerinin kıyaslanmasında kalitatif bir anlam sağlar ve tüm mandibulanın modellenmesinin önemli olduğunu ve ihmal edilemeyeceğini göstermektedir. Bu faktörleri göz önünde bulundurmayan destek sistemlerine sahip modeller gerçekçi olmayan sonuçlar sağlayabilir. Farklı modelleme koşullarının bir kıyaslaması bir referans olarak işlev görebilir ancak kararsal bir değere sahip değildir (Cruz ve ark.2003).

Tanaka ve ark. (2001) magnetik rezonans görüntülerine dayalı bir sonlu eleman modeli ile çene açılması esnasında TME'de stres analizi gerçekleştirmişler ve diskin glenoid fossaya bakan üst sınırındaki streslerin alt sınırdan daha düşük değerler sergilediğini bulmuşlardır. Aynı zamanda kondiler hareketle mekanik streslerin ilk olarak alt yüzeyde oluştuğunu ve artiküler disk vasıtasıyla üst sınıra iletildiğini ve iletilen mekanik stresin diskin stres dağıtma fonksiyonuna bağlı olarak azalabileceğini belirtmişlerdir. Çalışmamızda da bu bulgulara paralel olarak tüm koşullarda diskin üst yüzeyindeki stres değerleri alt yüzeye oranla daha düşük bulunmuş ve aynı zamanda temporal kemiğin TME'i oluşturan parçasına disk vasıtasıyla iletilen streslerin değerlerinin azaldığı gözlenmiştir.

Bütün modellerde kortikal kemikte gözlenen stres miktarları trabeküler kemiğe göre daha yüksek bulunmuştur. Bunun nedeni, kortikal kemiğin elastisite modülüsünün trabeküler kemiğinkinden yüksek olmasıdır. Dolayısıyla kortikal kemik deformasyona daha dirençlidir ve trabeküler kemiğe göre daha fazla yük taşır. Kortikal kemik kabuğu içinde trabeküler kemik varlığı da son derece önemlidir. Kortikal kemik içinde trabeküler kemiğin olmasının kortikal kemikteki stresleri %16 oranında azalttığı gösterilmiştir (Weinberg ve Kruger 1995, Hedia 2002). Trabeküler kemikte oluşan stresler hem dağılım, hem de matematiksel değer olarak kortikal kemiktekinden daha düşük olarak bulunmuştur. Oluşan stres değerlerinin trabeküler kemikte yer yer 1/10 oranında azaldığı görülmüştür. Bu durum kortikal kemiğin stres absorbe etme yeteneğini, trabeküler kemiğin ise stres transfer yeteneğini göstermektedir.

Caputo ve Standlee (1987) mandibulanın kortikal kemiğinin yüksek stres gelen bölgelerde belirgin bir şekilde güçlendiğini ve masseter, medial pterygoid, temporal ve digastrik kasların yerleşimlerinin osseöz örneklerde kolayca tespit edildiğini belirtmişlerdir. Çalışmamızda da bu bölgelerde benzer şekilde yüksek stres konsantrasyonları izlenmiştir.

Mandibuler kondildeki sonuç kuvvet onu artiküler eminens'e doğru itmeye çalıştığında mandibuler kondil yüklenmiş olarak tanımlanmıştır (Smith 1986). Çalışmamızda da bu bilgileri destekleyecek şekilde özellikle artiküler eminense bakan ön yüzü ve boyun kısmı olacak şekilde mandibuler kondilin oldukça büyük değerlerde stres konsantrasyonları sergilediği bulunmuştur.

Kuvvet uygulama noktası aynı kalabilmesine rağmen kuvvetin doğrultusu moment kolunu belirgin bir biçimde değiştirebilir. Örneğin koronoid proseslerden çeken temporal kasın posterior kısmı anterior temporalinkinden belirgin biçimde kısa bir moment kolu ile çeker (McNeill 1997). Bu nedenle çalışmamızda sınır koşulu olarak kullanılan kas bağlantı bölgelerinin sadece lokalizasyonu değil aynı zamanda kas kuvvetlerinin doğrultularıda temsil edilmiştir.

Üç farklı okluzyon tipi kuvvetin vertikal yönde uygulandığı durumda karşılaştırıldığında her üç okluzyon tipinde de anamodelde en yüksek stres değerleri

kuvvet uygulama alanlarında izlenmesine rağmen KKO simülasyonunda hem daha fazla bir yoğunlaşma hem de miktar olarak daha yüksek bir stres değeri izlenmektedir. Bunun nedeni muhtemelen, KKO'da kuvvet uygulama alanının sadece bir dış bölgesi olması nedeniyle stresin sadece bu alanda yoğunlaşması olabilir. BBO durumunda daha fazla olmak üzere hem BBO hem de GFO'nda kuvvet uygulama alanının görece genişliğine bağlı olarak stresin daha büyük bir alana yayıldığı, stres değerlerinin de oldukça düştüğünü düşünmekteyiz.

Mandibuler kemiğin TME'i yapan parçası olan mandibuler kondil üzerinde oluşan stres dağılımı ve miktarı farklı okluzyon tipleri arasında kıyaslandığında; KKO'da stresin mandibuler kondil boynunda yoğunlaştığı, GFO ve BBO'da ise stresin mandibuler kondilin artiküler eminense bakan anterior yüzeyinde yoğunlaştığı izlenmiştir. Aynı zamanda, bu bölgelerdeki stres değerleri KKO'da yaklaşık 21.8 MPa iken GFO'da 17.6 MPa, BBO'da ise yaklaşık 16.2 MPa idi. Bu stres lokalizasyonu ve miktarının farklılığının nedeninin KKO durumunda kuvvet momentinin GFO ve BBO'a kıyasla belirgin bir biçimde daha anteriorda oluşması olduğunu düşünmekteyiz. Mandibuler kondilde lokalize olan stresler bakımından KKO'nun diğer iki okluzyon tipinden bir diğer farkı da, KKO'nda mandibuler kondilin arka yüzeyindeki stres lokalizasyonu daha büyük bir alanda yoğunlaşırken aynı durumun GFO ve BBO'da anterior yüzeyde izlenmesidir.

Mandibuler kondildeki stresin medio-lateral yönde dağılımı karşılaştırıldığında ise her üç okluzyon tipinde de benzer şekilde stresin mandibuler kondilin medialinde lateraline oranla daha yoğun bir şekilde lokalize olduğunu görmekteyiz. Bunu mandibulanın morfolojisini incelediğimizde kondillerin mandibuladaki birbirinden en uzak noktalarda yer almasına karşın kuvvet uygulama bölgelerinin her zaman bu iki nokta arasındaki mesafeden daha dar alanda oluşuna bağlayabiliriz.

Farklı okluzyon tiplerinde vertikal kuvvetler altında artiküler diskte oluşan stresler karşılaştırıldığında miktar olarak KKO'da diğer iki okluzyon tipine göre daha düşük bir stres değeri gözlenmiştir. Lokalizasyon olarak da KKO'da diskin posterior kısmında yoğunlaşma gözlenirken, GFO ve BBO'da stresin hem anterior hem de posterior kısımlarda yoğunlaştığı izlendi. GFO ve BBO'da diskin anterior yüzeyinde gözlenen stres yoğunlaşmaları diskin medial tarafında artmaktaydı. Diskin inferior ve süperior yüzeyleri

karşılaştırıldığında ise her üç okluzyon tipinde de benzer olarak inferior yüzeyde daha yüksek stres dağılım ve miktarları gözlenmiştir.

Üç okluzyon tipinde vertikal kuvvetler uygulandığında temporal kemiğin TME'i oluşturan glenoid fossa parçaları karşılaştırıldığında her üç okluzyon tipinde de fossaların posterior duvarında yüksek stres yoğunlaşmaları izlenmiştir. GFO ve BBO'da daha az yoğunlukta olmasına rağmen anterior yüzeyde de stres lokalizasyonları gözlenmesiyle birlikte KKO'da glenoid fossanın anterior kısmında stres yoğunlaşması izlenmemiştir. Miktar olarak maksimum stres değeri her üç okluzyon tipinde de birbirine yakın değerler sergilemiştir (sırasıyla 9.07, 12.1, 10.9).

Üç farklı okluzyon tipinde lateral kuvvetler uygulandığında mandibuler kondilde oluşan stresler incelendiğinde her üç okluzyon tipinde de benzer stres dağılım ve miktarları gözlenmiştir. Stresin hem mandibuler kondil boynunda hem de mandibuler kondilin anterior yüzeyinde lokalize olduğu, aynı zamanda, anterior kısımdaki stres yoğunluğunun posterior kısımdan daha fazla olduğu gözlemlenmiştir.

Lateral kuvvetlerin simüle edildiği durumlarda farklı okluzyon tiplerinde artiküler diskte oluşan stresler karşılaştırıldığında; stres dağılım ve miktarlarının her üç okluzyon tipinde benzer olduğu gözlenmiştir. Stres diskin alt yüzeyinde üst yüzeye kıyasla belirgin bir biçimde daha fazla yoğunlaşmıştır. Alt yüzeyde hem anterior hem de posterior kısımlarda yoğunlaşma izlenirken yoğunlaşmalar anterior kısımda medial odaklı posterior kısımda ise merkez odaklıydı.

Lateral kuvvetlerde glenoid fossada oluşan stres dağılım ve miktarları üç farklı okluzyon tipinde benzerdi. Stres glenoid fossanın posterior kısmında ve merkez odaklı bir şekilde lokalize izlenmiştir.

KKO'da vertikal ve lateral kuvvetler altında oluşan stres dağılım ve miktarları karşılaştırıldığında vertikal kuvvetler altında mandibuler kondilde oluşan stresler mandibuler kondil boynunda yoğunlaşırken lateral kuvvetlerde buna ilaveten stresler biraz daha yukarıda mandibuler kondilin anterior yüzeyinde de lokalize olmuştur. Stres miktarları karşılaştırıldığında vertikal kuvvetlerde yaklaşık 21.8 MPa'lık bir stres

oluşurken lateral kuvvetlerde bu değer 70.3 MPa'a yükselmiştir. İki farklı kuvvet uygulamasında stresler benzer şekilde mandibuler kondilin anterior yüzeyinde daha fazla yoğunlaşmıştır.

KKO'da farklı kuvvet uygulamalarında artiküler diskler karşılaştırıldığında vertikal kuvvetlerde diskin sadece posterior kısmında yoğunlaşma izlenirken lateral kuvvetlerde diskin hem anterior hem de posterior kısımlarında stres lokalizasyonları gözlenmiştir. Lateral kuvvetler altında artiküler diskte oluşan stresler 51.4 MPa ile vertikal kuvvetler altında oluşan 7.3 MPa'lık değere kıyasla belirgin biçimde daha yüksek izlenmiştir.

KKO'da farklı kuvvet uygulamalarında glenoid fossa incelendiğinde her iki kuvvet uygulamasında da posterior kısımda benzer stres lokalizasyonu izlenirken lateral kuvvetler altında stres anterior kısımda da bir miktar yoğunlaşmaktaydı. Stresin miktarı ise lateral kuvvetler altında (57.4 MPa) vertikal kuvvetler altındaki değere (9.07 MPa) göre belirgin biçimde daha yüksek tespit edilmiştir.

GFO'nda vertikal ve lateral kuvvetler altında mandibuler kondilde oluşan stres lokalizasyonları benzerdi. Ancak, lateral kuvvetler altında oluşan stres değerleri (66.04 MPa) vertikal kuvvetlerinkine oranla (17.67 MPa) daha yüksek bir değere sahiptir.

GFO'nda artiküler diskte farklı kuvvet doğrultularında oluşan streslerin dağılımı benzer lokalizasyonlar sergilemiştir. Stresler miktar olarak kıyaslandığında lateral kuvvetlerde 52.49 MPa'a çıkarken vertikal kuvvetler altında bu değer sadece 17.84 MPa idi.

GFO'nda glenoid fossanın posteriorunda lateral ve vertikal kuvvetler altında benzer dağılım izlenirken vertikal kuvvetler altında anterior kısımda posterior bölgeye yakın değerler görülebilmektedir. Ancak lateral kuvvetler altında oluşan streslerin miktarı 55.7 MPa'lık değerle vertikal kuvvetler altında oluşan 12.1 MPa'lık değerden oldukça büyük olduğu görülmüştür.

BBO'da da lateral ve vertikal kuvvetler altında mandibuler kondil, artiküler disk ve glenoid fossada oluşan stresler dağılım olarak birbirlerine benzer izlenirken miktar olarak

lateral kuvvetler altında oluşan stres değerleri vertikal kuvvetlere kıyasla belirgin bir biçimde daha yüksek olduğu izlenmiştir.

Her üç okluzyon tipinde vertikal ve lateral kuvvetler sonucu oluşan streslerin matematiksel değerlerindeki farklılığın tartışmasız kuvvet yönü ile ilişkili olmasının yanısıra vertikal kuvvetlerin lokalizasyonuna bağlı olarak her iki kondilin çalışması ile yükün paylaşılmasından dolayı stres miktarının düşük, lateral kuvvetlerde ise analizi yapılan kondilin çalışan, diğer kondilin ise dengeleyen taraf olmasından dolayı paylaşımın eşit olmadığından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Anterior rehberliğin savunucuları mandibula lateral gezintide iken posterior dişlerin kontağa gelmemesini sağlamaktadırlar. Onlar mandibuler elevatör kasların lateral hareketlerde anterior dişlere maksimal kuvvet uygulayamayacağına ve kaninlerin posterior dişler veya destek yapılarında yıkıcı basınçlar oluşturmadan ortalama tipping kuvvetlerini karşılamaya en uygun konumda olduğuna inanmaktadırlar. Diğer taraftan lateral hareketlerde grup fonksiyonunun taraftarları çiğneme esnasında eksentrik kuvvetleri en iyi posterior dişlerin kabul edebileceğini ileri sürmektedirler. Denge tarafında dengeleyici kontakların varolmaması durumunda posterior dişlerin bu eksentrik kuvvetleri tek başına kanin dişlerden daha iyi paylaşacağına veya dağıtacağına inanmaktadırlar (Caputo ve Standlee 1987).

Akören (1991) iki fizyolojik okluzyonu elektromyografik yöntemle kas aktivasyonlarını belirleyerek karşılaştırmış ve kanin koruyuculu okluzyon ve grup fonksiyonu okluzyonu arasında çiğnemedeki kas genlikleri açısından farklılık bulamamıştır. Çalışmamızda da lateral kuvvetler altında bu okluzyon tiplerini simüle eden koşullardaki mandibula ve TME dokularındaki stres değerleri açısından benzer şekilde farklılık bulunmamıştır.

Eskitaşcıoğlu (2001) implant destekli mandibuler posterior sabit protezlerde farklı tip okluzyonları sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelemiş ve posterior grup fonksiyon okluzyonunda makaslama streslerinin miktarının; destek kemik, implant ve protetik yapıda kanin koruyuculu okluzyona oranla belirgin miktarda az oluştuğunu, kemik yapıda oluşan stres dağılımının, her iki okluzyon tipinde de benzerlik gösterdiğini fakat



miktar olarak posterior grup fonksiyon okluzyonunda değerlerin daha dūřuk olduğunu belirtmiştir. Bizim alışmamızda da paralel sonuçlar elde edilmiştir. Bu nedenle Eskitaşcıoğlu'nun ' dengeli stres dağılımı ve dūřuk matematiksel değerler açısından posterior grup fonksiyon okluzyonunun tercih edilmesini ancak ūst yapının distalindeki porselen seviyesinin riskli olduğu durumlarda kanin koruyuculu okluzyonun stres dağılımındaki özelliği bir avantaj olarak kullanılabilereği sonucuna katılmaktayız.

Caputo ve Standlee (1987) fotoelastik hemimandibula çalışmalarında grup fonksiyonu hemimandibula modelinin molarların apikalindeki kas destek bölgesine mandibulanın alt sınırı boyunca, retromolar bölgeye ramusun superior kısmında sigmoid çentiğin marjini boyunca mandibuler kondile belirgin stres konsantrasyonları sergilediğini ve kanin rehberlikli bir hemimandibulaya karşılık gelen modelde stres yoğunluğunda azalma ve daha uniform bir dağılım sergilediğini bulmuşlardır. Lokalizasyon olarak yūkselen ramusun anterioruna ve mandibuler gövdenin mandibuler kondil boynu ve mandibuler kondille sınırlarına yönlenmektedir. Çalışmamızda vertikal kuvvetler altında lokalizasyon olarak benzer sonuçlar gözlenmiş ancak miktar olarak stresin Caputo ve Standlee'nin (1987) bulgularının aksine KKO'da daha yūksek olduğu grūlmūřtūr. Bunun nedeni muhtemelen metottaki farklılık ve fotoelastik analiz yönteminin limitasyonlarıdır. Yılmaz ve ark. (2002) osseointegre implantlarla destekli protezlerde farklı okluzyon tiplerindeki fonksiyonel stresleri incelediği çalışmalarında KKO'da GFO'na göre destek kemik yapıda ū kat daha fazla stres olduğunu belirtmişlerdir. Bu bulgular çalışmamızın bulgularıyla paralellik sergilemektedir. Bu bulgular çalışmamızın bulgularıyla paralellik sergilemektedir.

İnsan çeneleri kaldıraç sistemleri, kuvvet çiftleri ve sabit kirişler terimleriyle tanımlanmıştır. Mandibula için mevcut biomekanik model sınıf 3 bir kaldıraç tanımıdır. Bu rneklemedeki mandibuler kondil fulkrumdur, kaldırııcı kasların kombine kuvveti uygulanan kuvvettir ve ısırma kuvveti de direnç kuvvetidir. Bu kaldıraç sistemi dengenin sağlanması için direnç kuvvetinin (ısırma) uygulanan kuvvetten (kaldırııcı kaslar tarafından) daha az olması gerekir (Caputo ve Standlee 1987). Kullandığımız sonlu eleman modeli de yukarıdaki tanıma göre işlev görmekteydi ve bunun sonucu olarak sistemin dengesinin sağlandığı durumda ısırma kuvvetleri kas kuvvetlerinden daha dūřūktū. Isırma kuvveti anteriora kaydıkça dengeyi devam ettirmek için veya iř görmek için artmış kas

kuvveti gereklidir. Çünkü moment kolu uzamıştır. Molar pozisyonundan insizal pozisyonuna moment kolu artar. Bu nedenle kas kuvveti artmak zorundadır (Caputo ve Standlee 1987). Çalışmamızda da ısırma kuvveti anteriora kaydıka sistemi dengeleyen kas kuvvetinin miktarı artırılmıştır. Çalışmamızdaki lateral yönde uygulanan kuvvetler sonucu oluşan stres miktarlarının vertikal yönde uygulanan kuvvetler sonucu oluşan streslere oranla çok daha yüksek gerçekleşmesi yukarıdaki bulgularla paralellik göstermektedir.

Mandibulaya uygulanan bütün kuvvetler mandibula içinde internal stres yanıtlarına yol açacaktır. Caputo ve Standlee'nin (1987) çalışmalarında bilateral olarak yüklenmiş bir mandibulada simetrik izokromatik saçılma paternleri izlemiştirlerdir. Bu paternler stres yoğunluğunu gösteren dört trajektörü oluşturmuştur; angulus mandibulada yükselen ramusun posterior sınırına yukarı doğru mandibuler kondile, molarların altından mandibulanın gövdesi ve ramusundan oblik olarak mandibuler kondile, molar alveoler kreterden yükselen sınırına yukarı doğru koronoid processe, koronoid process ve mandibuler kondil arasındaki sigmoid çentiğin marjini boyunca. Çalışmamızda da Caputo ve Standlee'nin bulgularını destekleyecek şekilde bu kesimlerde stres yoğunlaşmaları izlenmiştir. Aynı mandibula lateral gezinti pozisyonunda yüklendiğinde stres trajektörleri bilateral sentrik yükleme için tanımlananınki ile benzerdir. Bununla birlikte, stres konsantrasyonunun yoğunluğu ve lokalizasyonundaki farklılıklar belirgindir. Mandibuler kondil ve boynuna artmış stresi göstermektedir. Koronoid process ve angulus mandibulada'ki kas ataçman alanları artmış lokalize stres şekilleri içerirler (Caputo ve Standlee 1987).

Caputo ve Standlee (1987) her ne kadar bir miktar stres ligament ve kaslarla absorbe edilse de mandibuler kondilin majör stres trajektörlerinin mandibulada'ki son durağı olduğunu belirtmiş ve mandibuler kondilin dolayısıyla TME'in bilateral ve unilateral fonksiyon esnasında yüklendiğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda da bu bilgilere paralel olarak mandibuler kondilin ve TME'in yüklendiği görülmüştür.

Sonuç olarak;

- Mandibulada kondil mekanik yükleri karşılama işlevi görür ve major stres trajektörlerinin birleşim yeridir.
- Lateral kuvvetler altında her üç okluzyon tipinde de mandibuler kondilde oluşan streslerin dağılım ve miktarları oldukça benzerdir.
- Vertikal kuvvetler altında KKO'da mandibuler kondilde stres değerleri diğer iki okluzyon tipine göre daha yüksek oluşur. Aynı zamanda mandibuler kondilde oluşan stresin lokalizasyonu da mandibuler kondil boynuna doğru kayar. Mandibuler kondilde oluşan streslerin lokalizasyonu diğer iki okluzyon tipinde anteriorda, KKO'da posteriorda gerçekleşir.
- Artiküler disk TME'de şok absorbe edici bir rol oynamakta ve temporal kemiğe iletilen mekanik stresi azaltmaktadır.
- Artiküler diskin glenoid fossaya bakan üst sınırındaki stresler alt sınırdan daha düşük değerlerde oluşur.
- Artiküler diskte KKO durumunda vertikal kuvvetler altında diğer iki okluzyon tipine göre daha düşük, lateral kuvvetler altında ise her üç okluzyon tipinde de yakın stres değerleri gözlenir.
- Glenoid fossada hem lateral hem de vertikal kuvvetler altında her üç okluzyon tipinde de benzer stres dağılım ve miktarları oluşur.
- Her üç okluzyon tipinde de TME dokularında oluşan stresler medialde laterale oranla daha fazla yoğunlaşır.
- Her üç okluzyon tipinde lateral yönde uygulanan kuvvetler vertikal yönde uygulanan kuvvetlere oranla TME'de daha yüksek streslere neden olur.
- Kortikal kemikte oluşan stres miktarları trabeküler kemiğe göre daha yüksek değerlerde meydana gelir. Bu durum kortikal kemiğin stres absorbe etme yeteneğini, trabeküler kemiğin stres transfer etme yeteneğini gösterir.
- Bir bütün olarak ele aldığımızda her üç okluzyon tipinde benzer sonuçlar gözlenirse de KKO durumunda mandibulada ve özellikle mandibuler kondilde diğer okluzyon tiplerine oranla daha yüksek stres değerleri farklı lokalizasyonlarda gerçekleşir. Buna karşın artiküler diskte stres miktarları diğer okluzyon tiplerine oranla daha düşük değerlerde oluşur. Bu farklılık klinikte tedavide öncelikli dokuların korunmasında göz önünde tutulmalıdır.

## 6. ÖZET

S.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü  
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı  
DOKTORA TEZİ / KONYA –2004  
Dt. Oğuz ERASLAN  
Danışman  
Prof. Dr. Gürcan ESKİTAŞCIOĞLU

### **FARKLI OKLUZYON TİPLERİNİN TEMPOROMANDİBULAR EKLEM ÜZERİNDE OLUŞTURDUKLARI FONKSİYONEL STRESLERİN SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZ YÖNTEMİ İLE İNCELENMESİ**

Bu çalışmada farklı okluzyon tiplerinin temporomandibuler eklem üzerinde oluşturdukları fonksiyonel streslerin miktar ve lokalizasyonu incelenmiştir. İnceleme için bilgisayar destekli dizayn ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemlerinden yararlanılmıştır.

Mandibula ve temporomandibuler eklem için üç boyutlu modelleri hazırlanmış ve analize tabi tutulmuştur. Modelleme ve analizler Dual Pentium III 1 GHz bilgisayar ortamında ALGOR FEMPRO Versiyon 13 ve Pro/Engineer 2000i kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

Üç farklı okluzyon tipinde iki farklı kuvvet doğrultusunu (vertikal ve lateral) simüle eden altı farklı durum için modeller hazırlanmıştır. Kanin koruyuculu okluzyon, grup fonksiyonu okluzyonu ve bilateral balanslı okluzyonda mandibulada karşılık gelen bölgelere 60 N vertikal ve lateral kuvvet uygulanmıştır. Anamodelde, mandibuler kondilde, artiküler diskte ve glenoid fossada oluşan stresler von Mises kriterlerine uygun olarak hesaplanmış ve çizimlere dönüştürülmüştür.

Çalışmanın sonuçları:

- Mandibuler kondil mandibulanın maruz kaldığı mekanik yükleri karşılama işlevi görür ve major stres trajektörlerinin birleşim yeridir.
- Lateral kuvvetler altında her üç okluzyon tipinde de mandibuler kondilde oluşan streslerin dağılım ve miktarları oldukça benzerdir.

- Vertikal kuvvetler altında KKO'da mandibuler kondilde stres değerleri diğer iki okluzyon tipine göre daha yüksek olur. Aynı zamanda mandibuler kondilde oluşan stresin lokalizasyonu da mandibuler kondil boynuna doğru kayar. Mandibuler kondilde oluşan streslerin lokalizasyonu diğer iki okluzyon tipinde anteriorda, KKO'da posteriorda gerçekleşir.
- Artiküler disk TME'de şok absorbe edici bir rol oynamakta ve temporal kemiğe iletilen mekanik stresi azaltmaktadır.
- Artiküler diskin glenoid fossaya bakan üst sınırındaki stresler alt sınırdan daha düşük değerlerde olur.
- Artiküler diskte KKO durumunda vertikal kuvvetler altında diğer iki okluzyon tipine göre daha düşük, lateral kuvvetler altında ise her üç okluzyon tipinde de yakın stres değerleri gözlenir.
- Glenoid fossada hem lateral hem de vertikal kuvvetler altında her üç okluzyon tipinde de benzer stres dağılım ve miktarları olur.
- Her üç okluzyon tipinde de TME dokularında oluşan stresler medialde laterale oranla daha fazla yoğunlaşır.
- Her üç okluzyon tipinde lateral yönde uygulanan kuvvetler vertikal yönde uygulanan kuvvetlere oranla TME'de daha yüksek streslere neden olur.
- Kortikal kemikte oluşan stres miktarları trabeküler kemiğe göre daha yüksek değerlerde meydana gelir. Bu durum kortikal kemiğin stres absorbe etme yeteneğini, trabeküler kemiğin stres transfer etme yeteneğini gösterir.

## **7. SUMMARY**

### **FINITE ELEMENT STRESS ANALYSIS OF FUNCTIONAL STRESSES PRODUCED IN TEMPOROMANDIBULAR JOINT BY DIFFERENT OCCLUSION TYPES**

In present study, the amount and localization of functional stresses that have been produced in temporomandibular joint by different types of occlusions are investigated. In evaluation, the computer aided design and finite element stress analysis methods have been used.

Three dimensional models of mandible and temporomandibular joint have been modeled and analyzed. Modeling and analysis were performed with ALGOR FEMPRO Version 13 computer software and Pro/Engineering 2000i in Dual Pentium III GHz computer environment.

The models were prepared for six different situations and two different load directions (vertical and lateral) at three different occlusion types. Sixty N vertical forces were applied to corresponding alveolar sites in mutually protected occlusion, group function occlusion, and bilateral balanced occlusion. The stresses that occur are calculated according to von Misses criterions and converted to drawings.

The conclusions of the study were:

- Mandibular condyle holds up mechanical loads which the mandible exposed to and is a site of major stress trajectories.
- The stress levels and distributions in the condyle are similar in all three types of occlusions at lateral forces.
- In mutually protected occlusion, stress amounts in condyle are higher than other occlusion types under vertical forces. At the same time, the localization of the stress in condyle slides to condyler neck region. The localization of the stresses in condyle is in anterior at other two types of occlusions, while they are located in posterior at mutually protected occlusion.
- Articular disc performs a shock absorbing role in TMJ, and reduces the mechanical stress transferred to temporal bone.

- The stress levels in superior border of articular disc facing glenoid fossa are lower in comparison to inferior border.
- At articular disc lower stress values were observed at vertical forces with mutually protected occlusion in contrast to other two types of occlusions, but under lateral forces similar stress values were observed in all three types of occlusions.
- The similar stress distributions and amounts were seen in glenoid fossa under both lateral and vertical forces at all three types of occlusions.
- The stresses observed in TMJ tissues were more concentrated on medial than lateral in all three types of occlusions.
- At all three occlusion types, lateral forces produce higher stresses in TMJ tissues in comparison to vertical forces.
- The stress amounts seen in cortical bone are at higher values in comparison to trabecular bone. This shows the stress absorbing ability of cortical bone, and stress transfer ability of trabecular bone.

## 8. KAYNAKLAR

- Akca K, Cehreli MC, Iplikcioğlu H (2003)** *Evaluation of the mechanical characteristics of a reduced-diameter morse taper implant: A non-linear finite element analysis.* Clin Oral Impl Res, 14:444-54.
- Akören C (1991)** *Fizyolojik ünilateral balanslı okluzyon ve kanin koruyuculu okluzyon tiplerinde pantografik ve elektromyografik tetkiklerin değerlendirilmesi.* Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi AD., Ankara.
- Allin EF (1975)** *Evolution of the mammalian middle ear.* J Morphol, 147:403-438.
- Arnett GW, Milam SB, Gottesman L (1996)** *Progressive mandibular retrusion idiopathic condylar resorption. Part II.* Am J Orthod Dentofac Orthop, 110:117-127.
- Arvikar R and Seireg A (1975)** *A three dimensional model for analysis of the human jaw during mastication.* Ann Conf Eng Med and Biol, proceedings 28:184.
- Aydın C (1994)** *Fotoelastik kuvvet analiz yöntemi ile üç ayrı adeziv köprü modifikasyonunda kuvvet dağılımının incelenmesi.* Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi AD., Ankara.
- Baiamonte T, Abbate MF, Pizzarello F, Lozada J and James R (1996)** *The experimental verification of the efficacy of finite element modelling to dental implant systems.* J Oral Implantol, 22:104-106.
- Balfour A and O'Brien GR (1995)** *Comparative study of antirotational single tooth abutments.* J Prosthet Dent, 73, 36-43.
- Barghusen HR and Schumacher GH (1972)** *The origin of the mammalian jaw apparatus.* Thieme, Leipzig.



- Beek M, Koolstra JH, van Ruijven LJ and van Eijden TMGJ (2001)** *Three-dimensional finite element analysis of the cartilaginous structures in the human temporomandibular joint.* J Dent Res, 80:1913-1918.
- Bidez MW and Misch CE (1992)** *Force transfer in implant dentistry: Basic concepts and principles.* J Oral Implantol, 18:264-274.
- Bouvier M and Hylander WL (1981)** *Effect of bone strain on cortical bone structure in macaques (macaca mulatta).* J Morphol, 1-12.
- Boyd RL, Gibbs CH, Mahan PE et al. (1990)** *Temporomandibular joint forces measured at the condyle of Macaca arctoides.* Am J Orthod Dentofac Orthop, 97: 472–479.
- Bramble DM (1978)** *Origin of the mammalian feeding complex: models and mechanisms.* Paleobiology, 4:271-301.
- Brehnan K, Boyd RL, Laskin J, Gibbs CH and Mahan P (1981)** *Direct measurement of loads on the temporomandibular joint in macaca arctoides.* J Dent Res, 60:1820-1824.
- Broom ND (1984)** *The altered biomechanical state of human femoral head osteoarthritic articular cartilage.* Arthritis Rheum, 27:1028–1039.
- Broom ND and Poole CA (1983)** *Articular cartilage collagen and proteoglycans: Their functional interdependency.* Arthritis Rheum, 26:1111–1119.
- Brunski JB and Nanci A (2000)** *Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: Current status and future developments.* Int J Oral Maxillofac Implants, 15:650-661.
- Caputo AA and Standlee JP (1987)** *Biomechanics in clinical dentistry.* Quintessence Pub Co Inc., Chicago.

- Cibirka RM, Razzoog ME, Lang BR and Stohler CS (1992)** *Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces.* J Prosthet Dent , 67:361-364.
- Craig RG (1989)** *Restorative dental materials.* Eight Edition, The C.V. Mosby Company, St. Louis.
- Chen J and Xu L (1994)** *A finite element analysis of the human temporomandibular joint.* J Biomech Engng, 116:401–407.
- Chu SA, Suvinen TI, Clement JG et al. (1995)** *Computerized three-dimensional magnetic resonance imaging reconstructions of temporomandibular joints for both a model and patients with temporomandibular pain dysfunction.* Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 80:604–611.
- Cruz M, Wassall T, Toledo EM (2003)** *Three-dimensional finite element stress analysis of a cuneiform-geometry implant.* Int J Oral Maxillofac Implants, 18;675-684.
- Dally J W and Riley W F (1965)** *Experimental stress analysis.* First Edition, Mc Graw Hill Book Company, New York.
- Dawson PE (1974)** *Evaluation, diagnosis and treatment of occlusal problems.* The CV Mosby Company, St. Louis.
- DeVocht JW, Goel VK, Zeitler DL et al. (1996)** *A study of the control of disc movement within the temporomandibular joint using the finite element technique.* J Oral Maxillofac Surg, 54:1431–1437.
- El Charkawi HG, Zekry KA, El Wakad MT (1994)** *Stress analysis of different osseointegrated implants supporting a distal-extension prosthesis.* J Prosthet Dent, 72:614-622.

- Engström C, Kiliaridis S, Thilander B (1986)** *The relationship between masticatory function and craniofacial morphology. 2: A histological study in the growing rat fed a soft diet.* Eur J Orthod, 8:271-279.
- Eskitaşcioğlu G (2001)** *İmplant destekli mandibuler posterior sabit protezlerde farklı tip okluzyonların sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelenmesi.* SÜ Diş Hek Fak Derg, 11:65-71
- Eskitaşcioğlu G and Yurdukoru B (1995)** *Dişhekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi.* A Ü Diş Hek Fak Derg, 22:201-205.
- Eskitaşcioğlu G, Turhan F, Sevimay M and Öztürk A (2001)** *Dental implantlarda farklı kemik kalitesinin stres dağılımına etkisinin incelenmesi.* SÜ Diş Hek Fak Derg, 11:35-39.
- Geng JP, Tan KBC and Liu GR (2001)** *Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature.* J Proshet Dent, 85:585-598.
- Gunne J, Rangert B, Glantz P O and Svensson A (1997)** *Functional loads on freestanding and connected implants in three unit mandibular prostheses opposing complete dentures: An in-vitro study.* Int J Oral Maxillifac Implants, 12:335-341.
- Hedia HS (2002)** *Stress and strain distribution behavior in the bone due to the effect of cancellous bone, dental implant material and the bone height.* Biomed Mater Eng, 12:111-119.
- Helms CA and Kaplan P (1990)** *Diagnostic imaging of the temporomandibular joint: recommendations for use of the various techniques.* Am J Radiol, 154:319-322.
- Hobkirk JA and Havthoulas TK (1998)** *The influence of mandibuler deformation, implant numbers and loading position on detected forces in abutments supporting implant supersuctures.* J Proshet Dent, 80:169-174.

- Hobo S, Ichida E, Garcia LT (1990)** *Osseointegration and occlusal rehabilitation*. First Edition, Quintessence Pub Co Inc., Tokyo.
- Hobo S and Takayama H (1997)** *Oral rehabilitation: clinical determination of occlusion*. Quintessence Pub Co Inc., Tokyo.
- Hohl TH and Tucek WH (1982)** *Measurement of condylar loading forces by instrumented prosthesis in the baboon*. J Maxfac Surg, 10:1-7.
- Holmes DC and Loftus JT (1997)** *Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants*. J Oral Implantol, 3:104-111.
- Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM and Mante F (1998)** *Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis—A two dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape and load direction*. J Oral Implantol, 24:80-88.
- Hotton N III, Maclean PD, Roth JJ and Roth EC (1986)** *The ecology and biology of mammal-like reptile*. Smithsonian, Washington, DC.
- Hylander WL (1979)** *An experimental analysis of temporomandibular joint reaction force in macaques*. Am J Phys Anthropol, 51:433-456.
- İsmail YH, Phauntis LN and Fleming JF (1987)** *Comparison two dimensional and three dimensional finite element of a blade implant*. J Oral Imp, 4:25-61.
- Katzberg RW, Dolwick MF, Helms CA et al. (1980)** *Arthrotomography of the temporomandibular joint*. Am J Radiol, 134:995–1003.
- Kaukinen JA, Edge MJ, Lang BR (1996)** *The influence of mandibular deformation, implant numbers, and loading position on detected forces in abutments supporting fixed implant superstructures*. J Prosthet Dent, 76:50-55.

- Keyak JH, Fourkas MG, Meagher JM and Skinner HB (1993)** *Validation of an automated method of three-dimensional finite element modelling of bone.* J Biomed Eng, 15:505-509.
- Korioth T, Romilly D, Hannam A (1992)** *Three-dimensional finite element analysis of the dentate human mandible.* Am J Phys Anthropol, 88:69–96.
- Korkmaz T (1995)** *İki değişik gövde tasarımında sabit porselen restorasyonlar üzerine gelen oklüzal kuvvetlerin değişik bölgelerdeki dağılımlarının holografik interferometre yöntemi ile incelenmesi.* Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi AD., Ankara.
- Krebs M, Gallo LM, Airoidi RL et al. (1995)** *A new method for threedimensional reconstruction and animation of the temporomandibular joint.* Ann Acad Med Singapore, 24:11–16.
- Lekholm U and Zarb GA (1985)** *Patient selection and preparation.* “Tissue-integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry. Ed by Brenemark PI, Zarb GA and Albrektsson T, Quintessence Publishing Chicago, p: 199-209.
- Lindhe J, Karring T, Lang NP (1998)** *Clinical periodontology and implant dentistry.* Munksgaard, p: 851-860.
- Linn FC (1967)** *Lubrication of animal joints: I. The arthrotripsometer.* J Bone Joint Surg, 49-A:1079–1098.
- Lopez VJ (1995)** *Implant supported prostheses: occlusion, clinical cases, and laboratory procedures.* Quintessence Publishing Co, Inc., Madrid, Spain.
- McNeill C (1997)** *Science and practice of occlusion,* Quintessence Publishing Co, Inc., Hong Kong.

- Meijer GJ, Starmans FJM, DePutter C and Van Blitterswijk CA (1995)** *The influence of a flexible coating on the bone stress around dental implants.* J Oral Rehabil, 22:105-111.
- Meijer HJA, Kuiper JH, Starmans FJM and Bosman F (1992)** *Stress distribution around dental implant: Influence of superstructure, length of implant and height of mandible.* J Prosthet Dent, 68:96-102.
- Misch CE, Qu Z, Bidez MW (1999)** *Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: Implications for dental implant treatment planning and surgical placement.* J Oral Maxillofac Surg, 57:700-706.
- Mongini F and Schmid W (1989)** *Craniomandibular and TMJ orthopedics.* Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin.
- O'Brien WJ (1997)** *Dental materials and their selection.* Quintessence Publishing Co, Inc., Chicago.
- Okeson JP (1998)** *Management of temporomandibular disorders and occlusion.* 4<sup>th</sup> Edition, Mosby-Year Book Inc., St Louis.
- Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC and Felton DA (1996)** *Three dimensional finite element analysis of stress distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type and loading during function.* J Prosthet Dent, 76:633-640.
- Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC and Felton DA (1997)** *3D FEA of osseointegration percentages and patterns on implant bone interfacial stresses.* J Dent, 25:485-491.
- Phillips RW (1991)** *Skinner's science of dental materials.* W.B. Saunders Company , 9<sup>th</sup> Edition , Philadelphia.

- Proffit WR and Fields HW Jr. (1983)** *Occlusal forces in normal- and long- face adults.* J Dent Res, 62:566-571.
- Pruim GJ, De Jongh HJ, Ten Bosch JJ (1980)** *forces acting on the mandible during bilateral static bite at different bite force levels.* J Biomechanics 13:755-763.
- Putz R and Pabst R (1993)** *Sobotta insan anatomisi atlası.* Urban&Schwarzenberg, Munich, Germany.
- Ralph JP and Caputo AA (1975)** *Analysis of stress patterns in the human mandible.* J Dent Res, 54:814-821.
- Rieger MR, Fareed K, Adams WK and Tanquist RA (1989a)** *Bone stres distribution for three endosseous implants.* J Prosthet Dent, 61:223-228.
- Ringqvist M (1973)** *Isometric bite force and its relation to dimensions of the facial skeleton.* Acta Odontol Scand, 31:35-42.
- Sakaguchi RL and Borgersen SE (1995)** *Non-linear contact analysis of preload in dental implant screws.* Int J Oral Maxillofac Implants, 10:295-302.
- Shillingburg HT, Brackett SE, Hobo S, Jacobi R and Whitsett LD (1997)** *Fundamentals of fixed prosthodontics.* 3<sup>rd</sup> Edition, Quintessence Pub Co Inc., Chicago.
- Smith DM, McLachlan KR, McCall WD Jr. (1986)** *A numerical model of temporomandibular joint loading.* J Dent Res, 65:1046-1052.
- Smith RJ (1978)** *Mandibular biomechanics and temporomandibular joint function in primates,* Am J Phys Anthrop 49:341-350.
- Standlee JP, Caputo AA, Ralph JP (1977)** *Stress trajectories within the mandible under occlusal loads.* J Dent Res, 56:1297-1302.

**Standlee JP, Caputo AA, Ralph JP (1981)** *The condyle as a stress-distributing component of the temporomandibular joint.* J Oral Rehabil, 8:391-400.

**Tanaka E, Rodrigo P, Tanaka M et al. (2001)** *Stress analysis in the TMJ during jaw opening by use of a three-dimensional finite element model based on magnetic resonance images.* Int J Oral Maxillofac Surg, 30:421-430.

**Tepper G, Haas R, Zechner W, Krach W and Watzek G (2002)** *Three-dimensional finite element analysis of implant stability in the atrophic posterior maxilla: A mathematical study of the sinus floor augmentation.* Clin Oral Impl Res, 13:657-665.

**Thorogood P and Tickle C (1988)** *Craniofacial development.* Company of Biologists, Cambridge.

**Throckmorton GS (1985)** *Quantitative calculations of temporomandibular joint reaction forces-II. The importance of the direction of the jaw muscle forces.* J Biomechanics, 18:453-461.

**Tradowsky M and Dworkin JB (1982)** *Determination of the physiologic equilibrium point of the mandible by electronic means.* J Prosthet Dent, 48:89-98.

**Ulusoy M and Aydın K (1988)** *Bölümlü protezler.* Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları, No: 13, Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara.

**Van Eijden TMGS (1991)** *Three dimensional analysis of human bite force magnitude and moment.* Archs Oral Biol, 36:535-539.

**Van Spronsen PH, Weijjs WA, Valk J ve ark. (1992)** *A comparison of jaw muscle cross-sections of long-face and normal adults.* J Dent Res, 71:1279-1285.

**Weinberg LA and Kruger B (1995)** *A comparison of implant prosthesis loading with four clinical variables.* Int J Prosthodont, 8:421-433.



**Yamada K and Kimmel DB (1991)** *The effect of dietary consistency on bone mass and turnover in the growing rat mandible.* Arch Oral Biol, 36:129-138.

**Yengin E (2000)** *Temporomandibular rahatsızlıklarda teşhis ve tedavi.* Dilek ofset matbaacılık, İstanbul

**Yılmaz B, Karaağaçlıoğlu L, Belli S et al. (2002)** *Evaluation of functional stress in different occlusion types of dentures supported by osseointegrated implants for edentulous patients by FEM.* J Dent Res, 81(Spec Iss A):393

**Zaimoğlu A, Can G, Ersoy AE and Aksu L (1993)** *Dışhekimliğinde maddeler bilgisi 1.Baskı.* Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara.



## 9. ÖZGEÇMİŞ

1976 İzmir doğumludur. İlk ve orta öğrenimini Karabük Merkez İlköğretim Okulu'nda ve liseyi Akçadağ Anadolu Öğretmen Lisesi'nde tamamladı. 1994 yılında girdiği Hacettepe Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi'nden 1999 yılında mezun oldu. 2000 yılı bahar döneminde Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda doktora eğitimine başladı. Halen eğitimi devam etmektedir.

## 10. TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince çokça emeği ve katkısı bulunan, bu konuyu araştırmamı öneren değerli Tez Danışmanım Sayın Prof. Dr.Gürcan ESKİTAŞCIOĞLU'na ve sevgili eşine,

Her zaman olduğu gibi, doktora eğitimim boyunca da bana destek olan aileme sonsuz teşekkürlerimi sunarım.