



**T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
BİTİRME TEZİ**

TEMPOROMANDİBULAR EKLEM DİSKİNİN BİYOMEKANİK ÖZELLİKLERİ

PROTEZ ANABİLİM DALI

**BAŞAK SENİAN BİLGİR
0801150039**

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Tonguç SÜLÜN

05.2020

İSTANBUL

TEŞEKKÜR

Bu süreçte yardımlarını esirgemeyen tez danışmanım sayın Prof. Dr. Tonguç SÜLÜN ve Doktora Öğrencisi Dt. Berk BİLGİN'E, her zaman yanımda olan ve desteklerine esirgemeyen aileme, beş yıl boyunca öğrencilik hayatımı kolaylaştıran arkadaşlarım Dilara SEVİNÇ, Birgül KULAN, Nuriye ÇAM ve Tuğçe TEBER'E, hocam İbrahim SÖNMEZ'E gönülden teşekkür ediyorum.

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	ii
İÇİNDEKİLER.....	iii
KISALTMALARIN LİSTESİ.....	v
ŞEKİL VE TABLOLARIN LİSTESİ	vi
ÖZET.....	vii
SUMMARY.....	vii
1.GİRİŞ	1
2.GENEL BİLGİLER.....	2
2.1. TEMPOROMANDİBULAR EKLEM.....	2
2.2. TEMPOROMANDİBULAR EKLEMİN ANATOMİSİ.....	2
2.3. TEMPOROMANDİBULAR EKLEMİN YAPISINDA BULUNAN KEMİK ELEMANLARI.....	2
2.3.1. Mandibular Kondil.....	2
2.3.2. Temporal kemik.....	3
2.4. TEMPOROMANDİBULAR EKLEMİN YAPISINDA BULUNAN YUMUŞAK DOKU ELEMANLARI.....	4
2.4.1. Artiküler Disk.....	4
2.4.2. Temporomandibular Eklem Ligamentleri	5
2.4.2.1. Fonksiyonel Ligamentler.....	5
2.4.2.1.1. Kapsüller Ligament (Eklem Kapsülü).....	5
2.4.2.1.2. Kollateral (Diskal) Ligament	6
2.4.2.1.3. Temporomandibular (Lateral) Ligament...6	
2.4.2.2. Aksesuar Ligamentler	7
2.4.2.2.1. Sfenomandibular Ligament.....	7
2.4.2.2.2. Stylomandibular Ligament.....	7
2.4.3. Retrodiskal Doku.....	8
2.4.4. Temporomandibular Eklem Damarları.....	8
2.4.5. Temporomandibular Eklem Sinir Yapısı.....	8
2.4.6. Temporomandibular Eklem Kasları.....	9
2.4.6.1. Masseter Kası.....	9
2.4.6.2. Temporal Kas.....	9
2.4.6.3. Lateral Pterygoid Kas	10
2.4.6.4. Medial Pterygoid Kas.....	10
2.4.6.5. İnfrahyoid Kaslar.....	11
2.4.6.6. Suprahyoid Kaslar.....	11

2.5. ÇENE HAREKETLERİ VE BU ESNADA DİSKTE MEYDANA GELEN DEĞİŞİMLER.....	11
2.6. ARTİKÜLER DİSKİN BİLEŞENLERİ VE BUNLARA BAĞLI BİYOMEKANİK ÖZELLİKLERİ.....	17
2.6.1. Proteoglikan.....	17
2.6.2. Kollajen.....	19
2.6.3. Doku sıvısı.....	20
2.7. DİSKİN BİYOMEKANİK ÖZELLİKLERİ.....	21
2.7.1. Elastik Sabitler.....	21
2.7.1.1. Çekme Gerilimi (Çekme Modülü).....	21
2.7.1.2. Sıkıştırma Gerilimi (Basınç Modülü).....	21
2.7.1.3. Makaslama Gerilimi (Kayma Modülü).....	24
2.7.2. Viskoelastik Özellikler.....	26
2.7.2.1. Yarı Statik Davranış	29
2.7.2.1.1. Stres Gevşemesi.....	29
2.7.2.1.2. Sünme.....	29
2.7.2.2. Dinamik Davranış	30
2.8. TEMPOROMANDİBULAR EKLEMİNİN ÇİĞNEME ESNASINDAKİ BİYOMEKANİĞİ.....	33
2.9. TEMPOROMANDİBULAR EKLEMİN LATERAL HAREKETLER SIRASINDAKİ BİYOMEKANİĞİ.....	34
2.10. DİSKİN YAPISINDA VE BİYOMEKANİK ÖZELLİKLERİNDE MEYDANA GELEN DEĞİŞİMLER.....	36
3. SONUÇLAR.....	38
4. KAYNAKÇA.....	39
5. ÖZGEÇMİŞ.....	46

KISALTMALARIN LİSTESİ

TME: Temporomandibular eklem
GAG: Glikozaminoglikan
PBS: Fosfat tamponlu talin
MRI: Manyetik rezonans görüntüleme
TBS: Tris tamponlu salin
C ABC: Kondroitinaz ABC
PB : Arka bant
AB: Ön bant
IZM : Intermediate zon medial
IZC: Intermediate zon merkezi
IZL: Intermediate zon lateral
FEM : Sonlu elemanlar modellemesi

ŞEKİL VE TABLOLARIN LİSTESİ

Şekil 1: Temporomandibular Eklemın Elemanları	2
Şekil 2: Mandibular Kondil	3
Şekil 3: Artiküler Eminens	3
Şekil 4 : Glenoid Fossa	3
Şekil 5 Artiküler Disk	5
Şekil 6: Kapsüller Ligament	6
Şekil 7 Kollateral (Diskal) Ligament	6
Şekil 8: Temporomandibular Ligament	7
Şekil 9: Stylomandibular ve Sfenomandibular Ligament	8
Şekil 10: Retrodiskal Doku	8
Şekil 11: Masseter Kası	9
Şekil 12: Temporal Kas	10
Şekil 13: Lateral ve Medial Ptergoid Kaslar	10
Şekil 14: İnfrahyoid Kaslar	11
Şekil 15: Suprahyoid Kaslar	11
Şekil 16: Rotasyon	12
Şekil 17: Translasyon	12
Şekil 18: Ağız açılması sırasında kondil ve diskin normal hareketi	15
Şekil 19: Tüm açma ve kapama aralığı boyunca kondil ve diskin normal fonksiyonel hareketi. Kondil fossa çevrimli doud olduğundan disk kondil üzerinde posterior olarak döndürölür. Kapanma hareketi açmanın tam tersidir. Disk her zaman kondil ve fossa arasında tutulur.	16
Şekil 20: Fiber ile güçlendirilmiş bir kompozit oluşturan hücre dışı matristeki proteoglikan ağı ile etkileşime giren kollajen ağı	17
Şekil 21: Kollajen liflerinin çeşitli yönleri ile diskin şematik gösterimi	19
Şekil 22: TME diskinin ve tibial kırırdağın incelenen bölgeleri. TME diskinin heterojen doğası nedeniyle, GAG'ların dokunun sıkıştırma özelliklerine katkısı bölgesel olarak test edilmiştir. (a) Diskin beş bölgesinden 3 mm'lik diskler toplandı: arka bant (PB), ön bant (AB), intermediate zon medial (IZM), orta bölge merkezi (IZC) ve intermediate zon lateral (IZL). Tibial platodan hiyalin eklem kırırdağı (AC) bu araştırmada bir kontrol grubu olarak kullanılmıştır. (b) 3 mm disk eklemın medial tarafındaki tibial plato merkezinden alınmıştır. (ölçekli değil)	22
Şekil 23: Yanal hareketler sırasında diskteki makaslama gerilmelerinin gelişimi	25
Şekil 24: Von Mises'in çene kapanması sırasında artiküler diskteki çene boşluğunun bir fonksiyonu olarak stresi. (A) Yüksüz hızlı çene kapatma hareketi. (B) Yüksüz çene kapanma hareketi. (C) 40-N simetrik yük ile hızlı çene kapatma hareketi. (D) 40-N simetrik yük ile yavaş çene kapanma hareketi. İlk sütunlar: sagital kesit görünümü. İkinci sütunlar: üstten görünüm. a: ön. p: arka. m: medial. l: yanal. Sıralar: 1 - maksimum açık, 2 - 20 ° açık, 3 - 15 ° açık, 4 - 10 ° açık, 5 - 5 ° açık, 6 - kapalı.	27
Şekil 25: Çekme mukavemeti testi için sistemin şematik gösterimi	28
Şekil 26: Gerilim altındaki deneysel sünme ve restorasyon eğrisi (A). Teorik eğriler ile deneysel sünme (B) ve restorasyon (C) grafikleri. Grafikler (B) ve (C), stres uygulamasının ve stres giderme işleminin başlangıcında büyütölür.	30
Şekil 27: Sabit frekanslı bir döngüsel testin ölçüm sinyalleri. (A) Stres ve zaman. (B) Suş zamana karşı. (C) Gerilme ve şekil değıştirme	31
Şekil 28: Çene kemiğinin lateral hareketinin gelişimi: Kapalı pozisyon,	35
Şekil 29: Lateral hareket sırasında diskteki maksimum temel gerilmelerin gelişimi	35
Şekil 30: Temporomandibular ligamentlerdeki maksimum ana gerilmeler (her ikisi de yanal ve medial görünümelerde gösterilmiştir).	36

ÖZET

Temporomandibular eklem (TME) dış kulak yolunun hemen önünde, temporal kemiğin altındaki mandibular fossa ile mandibula kondili arasında yer alan ginglymoarthrodial bir eklemdir. Temporomandibular eklemin rotasyon (dönme) ve translasyon (kayma) hareketleri vardır. Temporomandibular eklemin kendine ait bir diski vardır. Artiküler diskin (TME diski) kemik gibi işlev görmesinden dolayı compound eklem olarak da sınıflandırılır. Ayrıca sinovial sıvı içerdiğinden sinovial eklemden denir. Artiküler disk sagittal kesitte kalınlığına göre üç bölgeye ayrılır. Merkezi kısmı incedir ve intermediate zon olarak adlandırılır. Normal bir eklemden kondil diskin intermediate zonuna yerleşir. Bu bölgenin anterior ve posterior kısmı daha kalındır. Önden bakıldığında artiküler diskin medial tarafta lateral taraf göre daha kalındır. Bu nedenle medial tarafta kondil ile artiküler fossa arasındaki mesafe daha geniştir. Temporomandibular eklem diskinin doku davranışı, iç bileşimi ve yapısı ile belirlenir. Temporomandibular eklem diski esas olarak kollajen liflerinin ve kollajen lif ağının aralıklarında sınırlanmış proteoglikanlardan oluşur. Bu yapı, diskin yüklenmesine viskoelastik bir tepki ile sonuçlanır ve bunun fonksiyon sırasında bir stres emici olarak önemli bir rol oynamasını sağlar. Viskoelastik özellikler, uygulanan yükün yönüne (gerilim, sıkıştırma ve makaslama) ve tipine (statik ve dinamik) bağlıdır. Bu derlemede temporomandibular eklemin yapısı, diskin biyomekanik özellikleri ve nelere bağlı olarak değiştiği literatür taramalarıyla incelenmiştir.

SUMMARY

Temporomandibular joint (TMJ) is a ginglymoarthrodial joint which is located right in front of the external auditory canal and between the mandibular fossa and mandibular condyle. TMJ has rotation and translation movements and its own disc. It is also classified as a compound joint because of articular disc functioning as bone. Furthermore, it is called synovial joint since it contains synovial fluid. The articular disc is divided into three zones in the sagittal section according to its thickness/density. Its central part is thinner and is called intermediate zone. In a normal joint, the condyle settles in the intermediate zone of the disc. The anterior and posterior part of this region are thicker. When viewed from the front, the medial side is thicker than the lateral side. Therefore, the distance between condyle and articular fossa is broader. The tissue behavior of the temporomandibular joint disc is determined by its internal compound and structure. The temporomandibular joint disc mainly involves collagen fibers and proteoglycans which are limited in the gaps of the collagen fiber mesh. This structure results in a viscoelastic response and it plays an important role in being a stress absorber during function. Viscoelastic features depend on the direction (tensile, compression and shear) and type (static and dynamic) of the applied force. In this review, the structure of the temporomandibular joint, the biomechanical features of the disc and the causes of its changes are researched by literature surveys.

1.GİRİŞ:

Temporomandibuler eklem; bilateral, diartroidal, ginglimoid, sinoviyal bir eklemdir ve serbestçe hareket edebilmektedir. Diartroidal teriminin kullanılmasının sebebi; eklem anterior da mandibular kondil ve superior da artiküler eminens ve temporal kemiğin bulunduğu iki kemik parçasından oluşmasına, ginglimoid teriminin kullanılmasının sebebi ise eklem menteşeye benzer hareket komponentinin bulunmasına bağlanmaktadır. Eklem sinoviyal membranla çevrilmiştir ve serbestçe hareket edebilmektedir (1).

Temporomandibular eklem diski, temporal kemiğin ve mandibular kondilin eklem yüzeyleri arasında bulunur ve fonksiyon sırasında bir stres emici olarak önemli bir rol oynar (2). Kondil ve eklem fossa arasında, stresi emmek için bir yastık görevi gören ve ağız açıldığında ve kapandığında kondilin kolayca hareket etmesini sağlayan fibrokartilajdan yapılmış bir disk (3). Kondil ve fossanın eklem yüzeyleri kıkırdak ile kaplıdır (4). Disk eklem boşluğunu üst ve aşağı olmak üzere iki bölmeye ayırır (4,5). Eklem iki bölmesi, eklem yapılarına lubrikasyon ve beslenme sağlayan sinovyal sıvı ile doludur (5). Disk, eklem gerilmelerini daha geniş bir alana dağıtır, böylece eklemdaki bir noktada temas gerilmelerinin konsantrasyon şansını azaltır. Eklem kapsülünde diskin varlığı, kemik-kemik temasını ve kondiler başın ve eklem fossalarının olası yüksek aşınmasını önler (5). Kemikler bağlarla birlikte tutulur. Bu bağlar eklem kapsülünü oluşturan TME'yi tamamen çevreler (6).

Mandibular hareketler TME'de statik ve dinamik yüklemeye neden olur. Eklem doğal yüklemesi sırasında, eklem yüzeylerinde sıkıştırma, çekme ve makaslama yükü kombinasyonları meydana gelir (5). Bu yükler sonucunda TME diskinin biyomekanik özellikleri değerlendirilir. Biyomekanik özellikler yaşlanma, travma ve patoloji gibi yaşamdaki çeşitli içsel ve dışsal faktörlerin bir sonucu olarak da değişir (7).

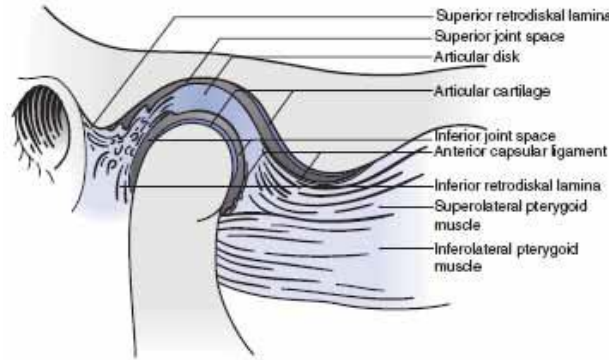
2.GENEL BİLGİLER

2.1. TEMPOROMADİBULAR EKLEM

Dış kulak yolunun önünde bulunan temporomandibular eklem, mandibular fossa ile mandibula kondili arasında yer alan diartrodial bir eklemdir (8). Eklem iç yüzünü sinovial membran kaplar ve bu membran sinovial sıvıyı salgıladığı için TME aynı zamanda sinovial eklem olarak isimlendirilir (9).

2.2. TEMPOROMANDİBULAR EKLEMİN ANATOMİSİ

Temporomandibular eklem artiküler disk, mandibula ve temporal kemik arasında bulunan özelleşmiş fibröz doku, birçok ligament ve bağlantılı olan kaslardan oluşur. Temporomandibular eklem anatomik olarak sinovial, fonksiyonel olarak kompaund bir eklemdir. İki kemik yapıdan oluşan TME kendisine bağlı olan kasların ve sınırlayıcı ligamentlerin izin verdiği ölçüde hareket edebilir. Fibröz konnektif doku olan kapsül, TME'nin medial ve lateralden bütün yüzeylerini çevreler ve kemiğe sıkıca tutunur. Bunun yanında oldukça iyi innerve olur ve vasküler bir yapı gösterir. TME'deki sinovial membran sinovial sıvı içerir. Bu sıvı avasküler özellik gösteren TME'nin iç yüzünün beslenmesini sağlar ve aynı zamanda eklem iç yüzünün lubrikasyonunda görev alır (10). Kompaund eklem olarak sınıflandırılmasının nedeni ise, artiküler diskin fonksiyonel olarak eklem hareketlerine izin veren osseöz olmayan bir kemik yapı gibi hareket etmesidir (11).



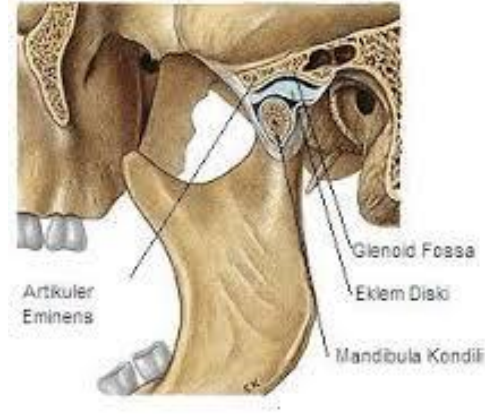
Şekil 1: Temporomandibular Eklem Elemanları

2.3. TEMPOROMANDİBULAR EKLEMİN YAPISINDA BULUNAN KEMİK ELEMANLARI

2.3.1. Mandibular Kondil

İnsanların kondilleri boyut ve şekilleri açısından oldukça değişkendir (12,13). Doğumdan yetişkinliğe kadar olan süreçte kondilin lateral ve medial boyutları 2 ile 2.5 kat artmışken, sagittal planda boyut artışı çok az olmaktadır (14). Mandibular kondilin 4 katmanı bulunmaktadır. Bu katmanların en dış bölgesindeki katman artiküler tabakadır (15). Artiküler yüzeyi değişen oranda proteoglikan, kondrosit, oksitalan fiber ve elastik fiber içeren yoğun bir bağ doku kaplar (16). Fibröz kıkırdağın içindeki ekstraselüler matriks proteinlerinin kompozisyonu ve geometrik dağılımı yapının özelliklerini belirler (17,18). İkinci bölge artiküler kartilajın proliferasyonundan sorumlu hücresel proliferatif katmandır. Demetler

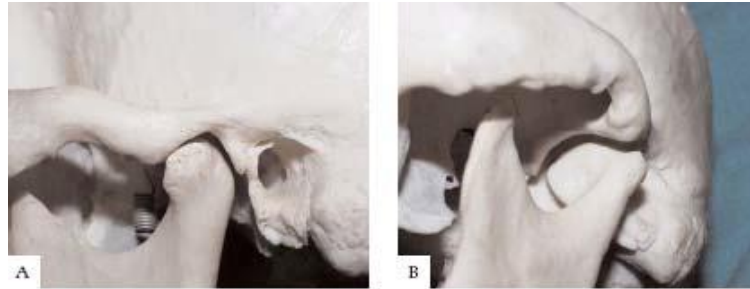
şeklinde kollajen fibrillerden oluşan üçüncü katman fibrokartilagenöz tabakadır. Lateral kuvvetlere karşı gelişigüzel dizilim göstererek 3 boyutlu bir ağ yapısı oluşturan fibrokartilaj doku bu şekilde dayanıklılık sağlar. En derin bölgede- yani dördüncü bölge- kalsifiye tabaka bulunur. Bu tabaka artiküler kartilaj üzerine dağılmış kondrosit ve kondroblast hücrelerinden oluşur (15).



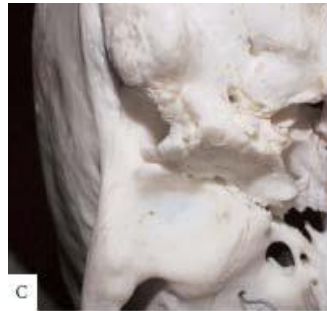
Şekil 2: Mandibular Kondil

2.3.2. Temporal Kemik

Temporal kemiğin TME'yi oluşturan eklem kısmı üç bölümden oluşmaktadır. Artiküler eminensin posterior eğiminden başlayıp posterior glenoid proçese kadar uzanan glenoid fossa konkav bir yapı gösterir. TME'nin major fonksiyonel bölümü olan artiküler eminens ikinci kısmı oluşturur. Bu kısım transvers bir kemik yapısıdır ve eklem yüzeyini mediolateral olarak geçer. Üçüncü kısım ise temporal kemiğin eklem yüzeyidir (9).



Şekil 3: Artiküler Eminens



Şekil 4 : Glenoid Fossa

2.4. TEMPOROMANDİBULAR EKLEMİN YAPISINDA BULUNAN YUMUŞAK DOKU ELEMANLARI

2.4.1. Artiküler Disk

Diğer sinoviyal eklemlerin tersine, temporomandibular kondil ve temporal kemik disk yokluğunda birbiri üzerine oturmamaktadır. Disk rotasyon ve translasyon süresince eklemi stabilize etmektedir. Sentrik oklüzyonda diskin inferior kavitesi kondilin konveksitesine otururken, üst konkavitesi artiküler eminensin konveksitesine oturmaktadır. Normal olarak, anterior superior ve anterior eklem boşluğu ve posterior superior ve posterior inferior eklem boşluğu dışında, disk ve artiküler yüzeyler arasında boşluk yoktur. Ayrıca medial üst ve alt eklem boşlukları ve lateral üst ve alt eklem boşlukları mevcuttur (1).

Alt ve üst eklem boşluğu sinoviyal sıvıyla doludur ve eklem artiküler yüzeyi üzerinde lubrikasyon sağlayan sinoviyal sıvının bir film tabakası olarak yayılmasını, posterior eklem boşluğu içinde sıvının sıkışmasını sağlamaktadır ve eklem hareketleri boyunca kondilin anterior eklem boşluğu içinde rotasyonuna izin vermektedir. Benzer bir sıvı dinamiği lateral hareketler sırasında da oluşmaktadır. Maksimum eklem kontağı, diskin eklem yüküne dayanıklı yüzeylerindeki kontak stresleri azaltmasıyla sağlanmaktadır (1).

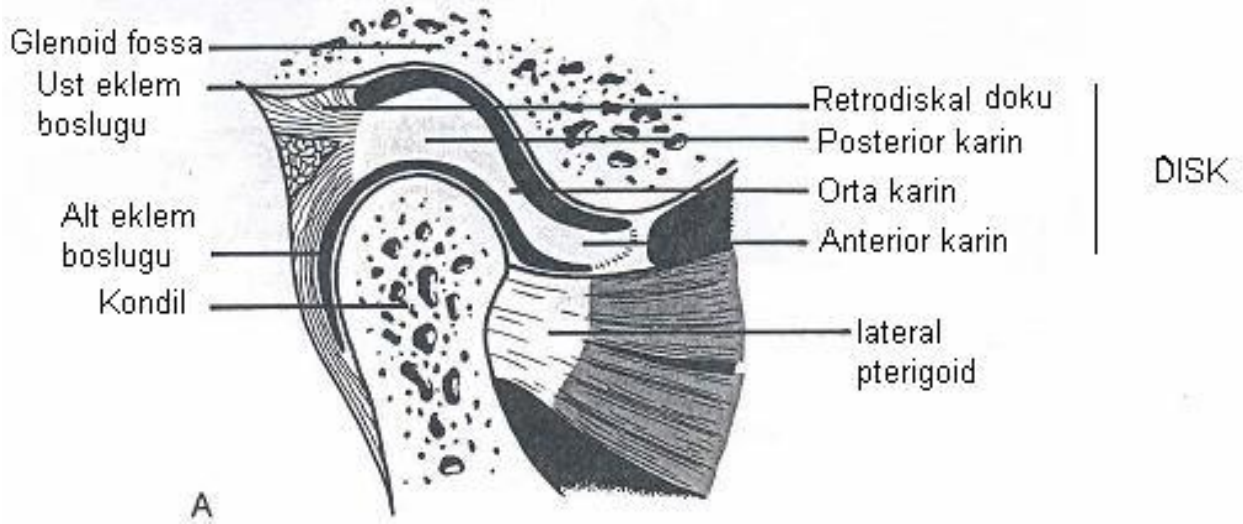
Artiküler disk, diğer fibrokartilagenöz dokular (diz menisküsü, intervertebral disk vb.) ve hiyalin kırkırdakla karşılaştırıldığında eşsiz bir matriks kompozisyonuna ve hücre fenotipine sahiptir. Genellikle önemli ölçüde kollajen (esas olarak tip 1) ve çok az miktarda proteoglikan içeren sudan oluşur (19).

Artiküler disk, santral, anterior ve posterior olmak üzere üç ayrı bölge olarak incelenir. Santral (intermediate) bölge en ince bölgedir ve 1mm kalınlığındadır. Anterior kısım posterior kısma göre daha incedir ve 2mm kalınlığındadır. En kalın kısım ise posterior bölgedir ve 3mm kalınlığındadır (20). Diskin santral bölgedeki şok emici özelliği ve deformasyonlara karşı direnci anterior ve posterior bölgelere göre daha yüksektir (21). Diskin görevi eklem üzerine gelen streslerin bir noktada toplanmasını engelleyip geniş bir alana yayılmasını sağlamaktır (22). Şok emici fonksiyonuna ek olarak disk, sinoviyal sıvının kapiller filminin dağılarak yüzeyleri çevrelemek ve lubrikasyonu sağlamak amacıyla, artiküler yüzeyler arasındaki boşluğu azaltmaktadır. Ayrıca, diskin retrodiskal dokulara olan ataçmanı yüzünden disk translasyonu vasküler dokuları ileri doğru çekmekte ve ağız açılması boyunca kan akışını arttırmak amacıyla vasküler elemanları açmaktadır (1).

Disk ön bölgede eklem kapsülüyle ve kısmen dış pterygoid kasla, arka bölgede retrodiskal dokuyla kaynaşır. Disk ön ve arka bölgeden farklı olarak medial ve lateral bölgede kapsüle bağlı değildir. Kondilin medial ve lateral kutuplarına tutunur. Bu sayede ağız hareketleri sırasında kondille beraber hareket edebilir (23). Disk periferdeki eklem kapsülüne tutunarak eklem boşluğunu birbirinden ayrı olan iki kısma ayırır. Üstteki boşluğa diskotemporal boşluk, alttaki boşluğa diskomandibular boşluk denir ve bu boşluklar sinovyal membrandan salgılanan sinovyal sıvıyla doludur (24).

Özetle, temporomandibular eklem diğer sinoviyal eklemlerle ortak noktaları çok olsa da kendine özel bir karakteri bulunmaktadır. Bu özellikler; artiküler yüzeylerinin hiyalin kırkırdakla değil, fibroelastik doku ile çevrelenmesi, kondiler kırkırdakın kondilin maruz kaldığı travmaya karşı cevapta önemli rolü olması ve 25’li yaşlarda kaybolması,

fonksiyonlarının bilateral olması, dental okluzyondan etkilenmesi ve sonuç olarak fonksiyonda iken ve 22 tüm eklem hareketleri boyunca hareketli olan şok emici bir intakt diske sahip olmasıdır (1).



Şekil 5 Artiküler Disk

2.4.2. Temporomandibular Eklem Ligamentleri

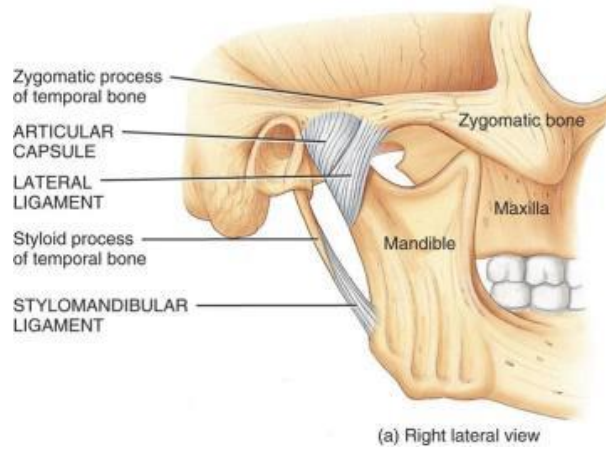
Bütün eklemlerde olduğu gibi çiğneme sisteminin ligamentlerinde üç görevi vardır; stabilizasyon, harekete rehberlik ve hareketin sınırlandırılması. Fonksiyonel açıdan bakarsak en önemi fonksiyonları hareketin kısıtlanmasıdır (25,26). TME’de üç tane fonksiyonel ligament, iki tane de aksesuar ligament vardır (27).

2.4.2.1. Fonksiyonel Ligamentler

2.4.2.1.1. Kapsüller Ligament (Eklem Kapsülü)

Kapsüller ligament TME’nin tamamını çevreleyen ince bir doku örtüsüdür. Temporomandibular ligament tarafından lateralden takviye edilmiştir, bu da kondilin arka hareketini ve distraksiyonunu kısıtlar (20). Altta mandibula boynuna, üstte temporal kemiğin eklem sınırına, yanlarda eklem kıkırdığı çevresine, arkada fissura petrotimpanicaya ve son olarak önde eklem tüberkülünün ön kısmına tutunur. Ön ve arka kısım gevşek yapıda olduğundan dolayı hareketler kolaylıkla yapılır. Kapsülün arka ve yan kısmının kalınlaşması ile oluşan temporomandibular ligament tarafından çenenin hareketi kısıtlanır (28).

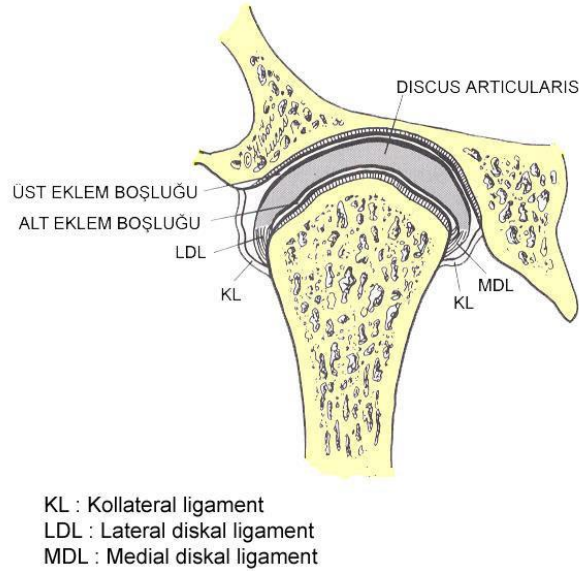
Kapsüller ligament; eklem yüzeylerini ayıran ve disloke etme eğiliminde olan lateral, medial ve inferior kuvvetlere engel olur ve ayrıca eklem tamamını sararak sinovyal sıvının devamlılığını sağlar (28).



Şekil 6: Kapsüller Ligament

2.4.2.1.2. Kollateral (Diskal) Ligament

Kollateral ligamentler eklemi mediolateral olarak alt ve üst eklem kavitesine ayırırlar. Mandibula depresyonuna eşlik eden kondilin protraksiyonu sırasında dış horizontal bant gergin hale gelir. Bu esnada kondilin öne rotasyonel ve gliding hareketleri gerçekleşirken inferior distraksiyonunu sınırlar. İç horizontal bant ise mandibula başının geri çekilmesinde sıkışır ve mandibulanın posterior hareketini sınırlar (20). Diskal ligamentler artiküler disk ve kondil arasındaki menteşe hareketinden sorumludurlar (28).

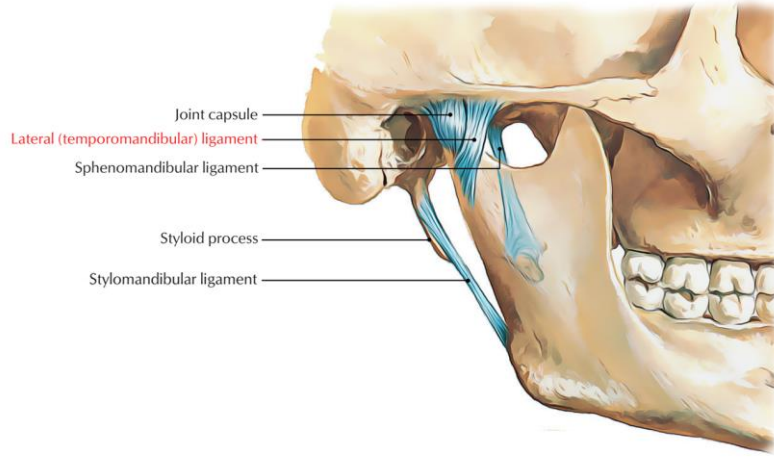


Şekil 7 Kollateral (Diskal) Ligament

2.4.2.1.3. Temporomandibular (Lateral) Ligament

Temporomandibular ligament iki parçadan oluşur. Bunlardan biri dış oblik parça diğeri ise iç horizontal parçadır. Disk ve kondilin posteriora hareketini sınırlayan iç horizontal parça,

kondilin posterioara doğru gidip retrodiskal dokulara zarar vermesini engeller. Dış oblik parça ise kondilin inferiora doğru aşırı hareketini engelleyerek mandibula depresyonunu sınırlar (29).



Şekil 8: Temporomandibular Ligament

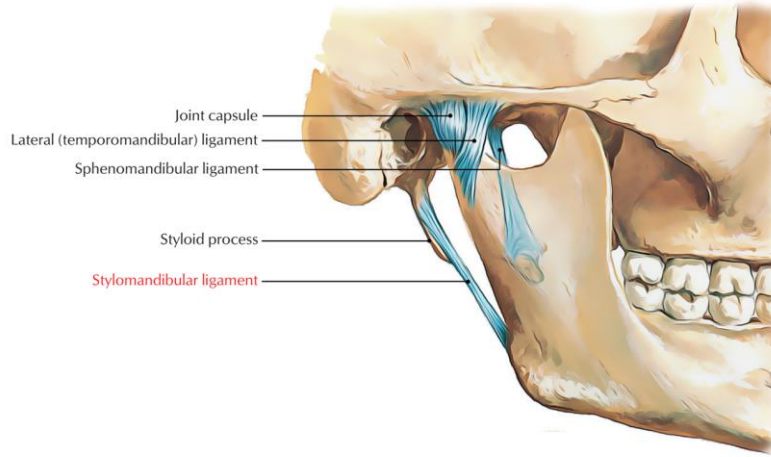
2.4.2.2. Aksesuar Ligamentler

2.4.2.2.1. Sfenomandibular Ligament

Sfenoid kemiğin spinasından başlar, aşağı ve laterale doğru mandibula ramusun medial yüzeyindeki çıkıntıya (lingula) tutunur. Mandibulanın hareketlerinde herhangi bir fonksiyona sahip değildir (28). Asıl görevi, ağız açma ve kapama esnasında mandibular kanaldan çıkan sinir ve damarlara ekstra baskı gelmesini engellemektir (23).

2.4.2.2.2. Stylomandibular Ligament

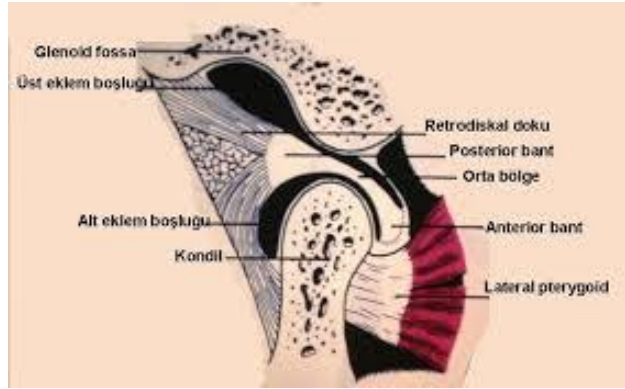
Boynun derin fasyasının bir kısmı olan stylomandibular ligament, styloid proseten mandibulanın angulusunun posterior ucuna kadar uzanır. Ligament mandibulaya yapışırken en geniş bölümü medial pterygoid kasın fasyasının içine doğru dağılmaktadır. Stylomandibular ligament çene açma hareketi esnasında gevşek konumda protruziv ve mediotruziv hareketi kısıtlar. Hatta mandibulanın yukarı yönde aşırı bir rotasyon yapmasına engel olur. Bu durum vertical boyutu belirgin olarak düşük olan hastalarda sorunlara neden olmaktadır (30).



Şekil 9: Stylomandibular ve Sfenomandibular Ligament

2.4.3. Retrodiskal Doku

Retrodiskal doku damar ve sinir bakımından oldukça zengin bir yapıdır ve bu yapının posterior bölgesine artiküler disk bağlanır. Retrodiskal yapıya anatomik yapısından ötürü bilaminer alanda denmektedir. İnferior ve superior olmak üzere iki kısımdan oluşur. İnferior retrodiskal lamina, kollajen liflerden oluşur. Artiküler diski kondilin posterior eklem yüzeyine bağlar ve bu sayede ileri derecede rotasyonel hareketlerde diskin kondil başında rotasyonuna engel olur. Superior retrodiskal lamina, elastik liflerden oluşur. Timpanik alana tutunur ve aşırı translasyon hareketinde disk deplasmanını engellemekte görev alır (10).



Şekil 10: Retrodiskal Doku

2.4.4. Temporomandibular Eklemin Damarları

TME'deki kan dolaşımı asıl olarak arteria temporalis superficialis ve maksiller arter tarafından sağlanmaktadır (31). Bu iki arter aynı şekilde çiğneme kaslarının ana arteridir. Kondil hem kendini çevreleyen damar ağından hem de inferior alveolar sinir tarafından kemik iliği üzerinden beslenmektedir (30).

2.4.5. Temporomandibular Eklemin Sinir Yapısı

TME asıl olarak mandibular sinirin aurikula temporal dalından innerve olmaktadır. Ek olarak masseter ve derin temporal sinir de innervasyona yardımcı olur. Diskin ligamentleri,

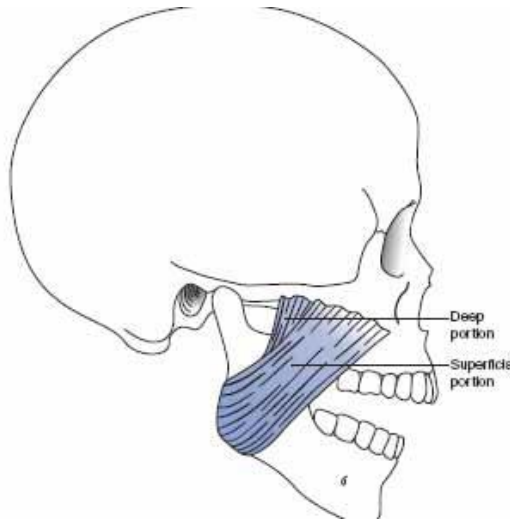
eklem kapsülü ve sinovyum innerve iken; disk, kondil kıkırdağı ve eklem yüzeyindeki fibröz doku innervasyona sahip değildir (32). Bu sinirlerin çoğu vazosensitif ve vazomotor olduğu için sinovyal sıvı salgılanmasında görev alacakları düşünülmektedir (10).

2.4.6. Temporomandibular Eklem Kasları

Mandibulanın hareketlerinde temporal, masseter, lateral ve medial pterygoid kasları görevlidir. Bu kaslar N. trigeminusun mandibular dalı tarafından innerve edilirler. Bunların yanında mandibula açılırken devreye giren ve hyoid kemiğe tutunan suprahyoid ve infrahyoid kaslarda mevcuttur (33).

2.4.6.1. Masseter Kası

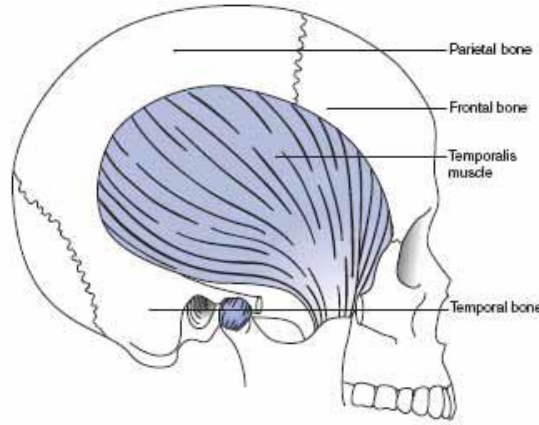
Dikdörtgen şeklinde bir kas olan masseter, zygomatic arkten başlar ve mandibula ramusunun lateral kısmına kadar uzanır. Birbirinden tam olarak ayrılmayan derin ve yüzeysel olmak üzere iki kısmı mevcuttur. Yüzeysel bölüm mandibulanın protrüzyonuna, derin bölüm ise mandibulanın retrüzyonuna yardımcı olur. Ayrıca yüzeysel masseter kontralateral, derin masseter ipsilateral harekette aktiftir. Masseter kası çiğneme sırasında mandibulayı yukarı kaldırır (10).



Şekil 11: Masseter Kası

2.4.6.2. Temporal Kas

Fan şeklinde olan temporal kas, temporal fasyadan ve temporal fossadan köken alır. Posterior da oksiputtan, anterior da lateral orbital kenardan ve anterior temporal krestten, superior da ise infratemporal krestten başlar ve zygomatic arkın orta kısmını derinde geçerek koronoid prosesle beraber mandibulanın ramusuna yapışır. Bu nedenle temporal kas hem elevator hem retraktör görevi görür (34).



Şekil 12: Temporal Kas

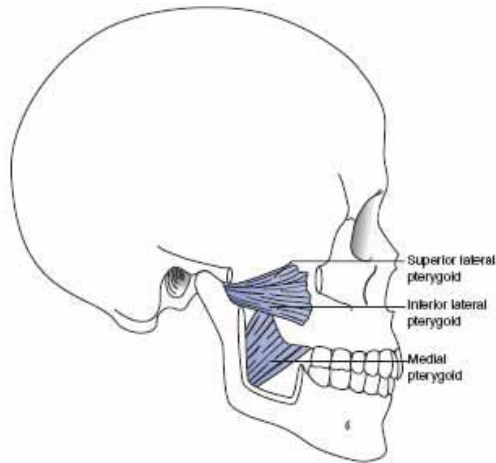
2.4.6.3. Lateral Pterygoid Kas

Lateral pterygoid kas iki kısımdan meydana gelir ve iki farklı görevi vardır. Superior lateral pterygoid kasın origosu büyük sfenoid kanadın infratemporal yüzeyidir. Lifleri posteriora, inferiora, pterygoid foveanın superior yüzeyine, diskin medial yüzeyine, kondilin medialine ve artiküler diske uzanır. Mandibulanın elevasyonu esnasında ipsilateral hareketlerde ve retrüzyonda görev alır (9).

Inferior lateral pterygoid kasın origosu lateral pterygoid plakanın lateral yüzeyidir. İnsersiyonu kondil boynudur. Tek başına çalıştığında kondili mediale çekerek protrüziv ve kontralateral hareketlerde görev alır. Sol ve sağ inferior lateral pterygoid kaslar beraber kasıldığında kondiller artiküler eminense doğru çekilir ve bunun sonucunda mandibula protrüzyon konumuna gelir (9).

2.4.6.4. Medial Pterygoid Kas

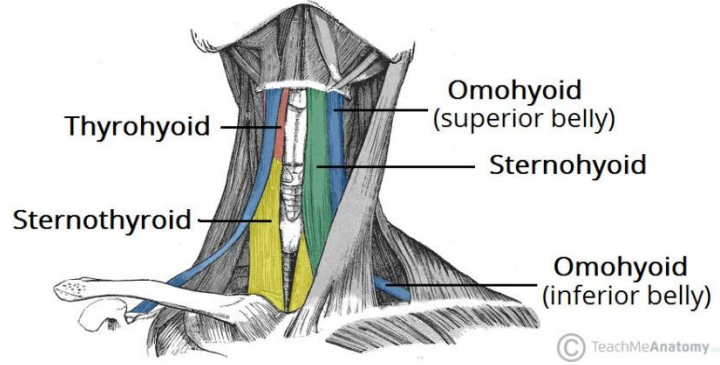
Medial pterygoid kas mandibulanın iç kısmında yer alır ve masseter kasına paralel konumlanır (24). Pterygoid fossadan başlar, lifleri aşağıya, arkaya ve dışa doğru uzanarak ramus mandibula ve angulus mandibulanın iç yüzeyinde sonlanır. Tek taraflı kasılması mandibulayı mediotrüziv pozisyona getirir (33).



Şekil 13: Lateral ve Medial Ptergoid Kaslar

2.4.6.5. İnfrahyoid Kaslar

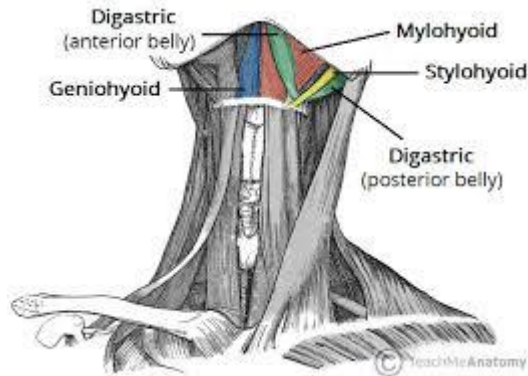
Omohyoid, sternohyoid, sternothyroid ve tirohyoid kaslardır. Süperiorda hyoid kemiğe inferiorda klavikula, sternum ve scapulaya tutunurlar. Bu kaslar mandibulanın depresyonu esnasında hyoid kemiği deprese eder veya hyoid kemiği gövdeye göre bir pozisyonda sabitler (9).



Şekil 14: İnfrahyoid Kaslar

2.4.6.6. Suprahyoid Kaslar

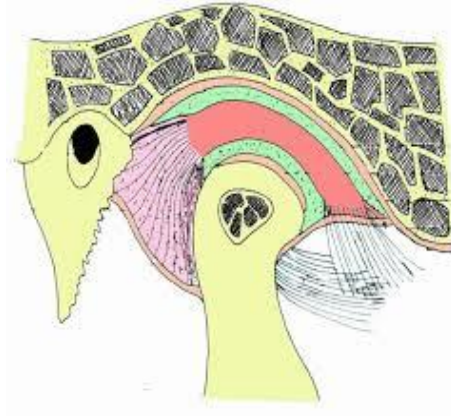
Digastrik, mylohyoid, stylohyoid ve geniohyoid kaslardır. Stylohyoid ve geniohyoid kaslar hyoid kemiğe tutunarak mandibulanın depresyonuna yardımcı olur. Mylohyoid ise ağız tabanını eleve eder (33).



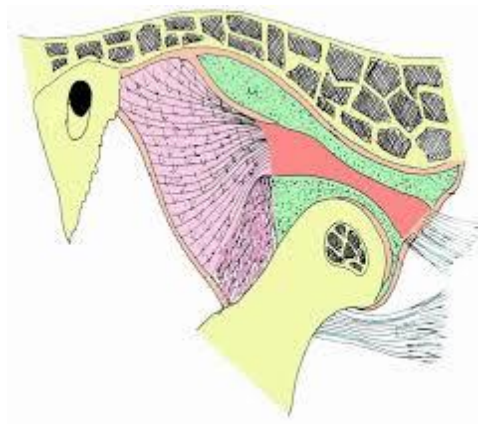
Şekil 15: Suprahyoid Kaslar

2.5. ÇENE HAREKETLERİ VE BU ESNADA DİSKTE MEYDANA GELEN DEĞİŞİMLER

Mandibulanın hareketleri olan elevasyon, protrüzyon, retrüzyon, depresyon ve laterotrüzyon hareketleri translasyon ve rotasyonla beraber gerçekleşir. Mandibular hareket rotasyon ve translasyon hareketlerinin birleşiminden meydana gelir. Eklem artiküler disk tarafından iki parçaya ayrılır. İnférieur bölümde rotasyonel hareketler meydana gelirken, süperior bölümde translasyonel hareketler meydana gelir (35).



Şekil 16: Rotasyon



Şekil 17: Translasyon

TME bir bileşik eklemdir. Yapısı ve işlevi iki ayrı sisteme ayrılabilir:

1. Alt sinovial boşluğu çevreleyen dokulardır (yani, kondil ve eklem diski). Disk, lateral ve medial diskal ligamentler tarafından kondile sıkıca bağlandığından, bu yüzeyler arasında meydana gelebilecek tek fizyolojik hareket, diskin kondilin eklem yüzeyi üzerindeki rotasyonudur. Disk ve diskin kondile bağlanması kondil disk kompleksi olarak adlandırılır; bu ortak sistem TME'deki rotasyon hareketinden sorumludur (36).
2. Mandibular fossa yüzeyine karşı olan kondil disk kompleksinden oluşur. Disk eklem fossalarına sıkıca bağlı olmadığından, üst boşlukta bu yüzeyler arasında serbest kayma hareketi mümkündür. Bu hareket mandibula ileri doğru hareket ettirildiğinde meydana gelir (translasyon olarak adlandırılır). Translasyon, eklem diskinin üst yüzeyi ile mandibular fossa arasındaki bu üst eklem boşluğunda meydana gelir. Bu nedenle eklem diski, her iki eklem sistemine de katkıda bulunan fosilleşmemiş bir kemik gibi davranır ve bu nedenle diskin işlevi, TME'yi gerçek bir bileşik eklem olarak sınıflandırmayı gerektirir (36).

Eklem diski bir menisküs olarak adlandırılmıştır. Ancak, bu bir menisküs değildir. Tanım olarak, bir menisküs, eklem kapsülüne bir tarafına tutturulmuş ve diğer tarafa bağlanmamış, eklem boşluklarına serbestçe uzanan kama şeklinde bir fibrokartilaj hilalidir. Bir

menisküs, sinovyal sıvıyı izole eden bir eklem boşluğunu bölmez veya eklem hareketinin bir belirleyicisi olarak hizmet etmez. Bunun yerine, kemikli kısımlar arasındaki harekete yardımcı olmak için pasif bir şekilde işlev görür. Diz eklemine tipik menisküs bulunur. TME'de disk, her iki eklem sisteminde de gerçek bir artiküler yüzey işlevi görür ve bu nedenle daha doğru olan, bir artiküler disk olarak adlandırılmasıdır (36).

Şimdi iki ayrı eklem sistemi açıklandığına göre, tüm TME tekrar düşünülebilir. Eklem eklem yüzeylerinde yapısal bir bağlantı veya bağlantı yoktur, ancak eklem stabilitesi için temasın sürekli olarak korunması gerekir. Eklem stabilitesi, öncelikle elevatör kaslar olmak üzere eklem boyunca geçen kasların sürekli aktivitesi ile korunur. Dinlenme durumunda bile, bu kaslar tonus adı verilen hafif bir kasılma durumundadır. Kas aktivitesi arttıkça, kondil diske karşı ve disk de fossaya karşı giderek daha fazla zorlanır ve bu eklem yapılarının interartiküler basıncında bir artışa neden olur. İnterartiküler basıncın yokluğunda, eklem yüzeyleri ayrılacak ve eklem teknik olarak yerinden çıkacaktır (36).

Eklem disk boşluğunun genişliği interartiküler basınca göre değişir. Basınç düşük olduğunda, kapalı dinlenme konumunda olduğu gibi, disk alanı da genişler. Basınç yüksek olduğunda, dişlerin sıkılması sırasındaki disk alanı daralır. Diskin konturu ve hareketi, eklem stabilitesi için gerekli olan eklem eklem yüzeylerinin sürekli temasına izin verir. İnterartiküler basınç arttıkça, kondil diskin daha ince intermediate zonuna oturur. Basınç azaldığında ve disk alanı genişlediğinde, diskin daha kalın bir kısmı boşluğu doldurmak için döner. Diskin ön ve arka bantları intermediate zondan daha geniş olduğundan, görevini yerine getirmek için disk teknik olarak öne ve arkaya olarak döndürülebilir. Disk dönme yönü tesadüfen değil, diskin ön ve arka sınırlarına bağlı yapılar tarafından belirlenir (36).

Eklem diskinin arka sınırında retrodiskal dokular mevcuttur. Daha de önce belirtildiği gibi, üst retrodiskal lamina değişen miktarlarda elastik bağ dokusundan oluşur. Bu doku elastik özelliklere sahip olduğundan ve kapalı ağız pozisyonunda kendi üzerine biraz katlandığı için kondil, üst retrodiskal laminaya herhangi bir zarar vermeden kolayca fossadan dışarı çıkabilir. Ağız kapalı olduğunda (kapalı eklem pozisyonu), diskteki elastik çekiş hiç olmaz. Bununla birlikte, ağız açılması sırasında, kondil artiküler eminens'ten aşağı doğru çekildiğinde, üst retrodiskal lamina giderek gerilir ve diski geri çekmek için artan kuvvetler oluşturur. Tam ileri konumda, gerilmiş üst retrodiskal tabakanın gerginliği ile oluşturulan disk üzerindeki arka çekme kuvveti maksimumdur. Diskler arası basınç ve diskin morfolojisi, diskin arkaya aşırı çekilmesini önler. Başka bir deyişle, mandibula tam ileri bir konuma hareket ettikçe ve geri dönüşü sırasında, üst retrodiskal tabakanın geri çekme kuvveti, diski eklem diski alanının genişliği izin verdiği ölçüde kondil üzerinde arkaya doğru döndürülmüş olarak tutar. Bu, ortak işlevi anlamada önemli bir ilkedir. Benzer şekilde, üst retrodiskal laminin diski kondil üzerinde posterior olarak geri çekebilen tek yapı olduğunu hatırlamak önemlidir, ancak bu geri çekme kuvveti sadece geniş açılma hareketleri sırasında mevcuttur (36).

Üst lateral pterygoid kas eklem diskinin ön sınırına tutturulmuştur. Bu kas aktif olduğunda, diske bağlanan lifler diski öne ve mediale doğru çeker. Bu nedenle, üst lateral pterygoid kas teknik olarak diski öne doğru çeker. Bununla birlikte, bu kasın kondil boynuna da bağlı olduğunu unutulmamalıdır. Bu ikili bağlantı, kasın diski diskal boşluktan çekmesine izin vermez. Ancak çenenin açılması sırasında diskin uzaması gerçekleşmez. Alt lateral pterygoid kas kondili ileri doğru çektiğinde, üst lateral pterygoid kas aktif değildir ve bu nedenle diski kondil ile öne getirmez. Üst lateral pterygoid kas sadece çenenin kapanması veya sert çiğneme sırasında elevatör kaslarının aktivitesi ile birlikte aktive edilir (36).

Üst lateral pterygoid kas aktivitesi olmadığında diskin kondil ile ilerlemesine neden olan özellikleri anlamak önemlidir. Ön kapsüler ligament, diski kondilin eklem yüzeyinin ön kenarına bağlar. Ayrıca, alt retrodiskal lamina, diskin arka kenarını kondilin artiküler yüzeyinin arka kenarına tutturur. Her iki bağ da kollajen liflerden oluşur ve gerilmez. Dolayısıyla mantıklı bir varsayım, diski kondil ile ileriye doğru translasyona zorlamalarıdır. Ancak, böyle bir varsayımda bulunmak yanlıştır: Bu yapılar diskin kondil ile hareketinden birincil olarak sorumlu değildir. Ligamentler normal eklem fonksiyonuna aktif olarak katılmazlar, ancak aşırı sınır hareketlerini pasif olarak kısıtlarlar. Diskin translasyon hareketi yapan kondille ilişkisi diskin morfolojisine ve interartiküler basınca bağlıdır. Normal şekilli bir artiküler diskte, kondilin artiküler yüzeyi intermediate zonda, daha kalın iki kısım arasında yer alır. İnterartiküler basınç arttıkça, diskal alan daralır böylece kondil intermediate zona daha rahat oturur (36).

Translasyon sırasında, disk morfolojisi ve interartiküler basınç kombinasyonu, kondilleri intermediate zon üzerinde tutar ve disk kondil ile ileriye doğru translasyona zorlanır. Bu nedenle, diskin morfolojisi fonksiyon sırasında uygun pozisyonun korunmasında son derece önemlidir. Uygun morfoloji ve interartiküler basınç, diskin önemli bir kendi kendine konumlandırma özelliği ile sonuçlanır. Sadece diskin morfolojisi büyük ölçüde değiştiğinde, diskin ligament ataçmanı eklem fonksiyonunu etkiler. Bu meydana geldiğinde, eklem biyomekaniği değişir ve işlevsizleşir (36).

Çoğu kasta olduğu gibi, üst lateral pterygoid kas sürekli olarak hafif bir kasılma veya tonus durumunda tutulur, bu da disk üzerinde hafif bir ön ve medial kuvvet uygular. Dinlenme kapalı eklem pozisyonunda, bu ön ve medial kuvvet normal olarak gerilmemiş üst retrodiskal lamina tarafından sağlanan arka elastik retraksiyon kuvvetini aşacaktır. Bu nedenle, dinlenme, ağız kapalı olan eklem pozisyonunda, interartiküler basınç düşük olduğunda ve disk alanı genişlediğinde, disk en anterior pozisyonu işgal eder. Başka bir deyişle, ağız kapalıyken istirahat, kondil diskin ara ve arka bölgeleriyle temas edecek şekilde konumlanacaktır (36).

Bu disk ilişkisi küçük pasif rotasyonel ve translasyonel mandibular hareketler sırasında korunur. Kondil, üst retrodiskal tabakanın geri çekme kuvvetinin, üst lateral pterygoidin kas tonus kuvvetinden daha büyük olmasına neden olacak kadar ileri doğru hareket ettirilmez, disk artiküler disk alanının genişliğinin izin verdiği ölçüde posterior olarak döner. Kondil dinlenme kapalı eklem pozisyonuna geri döndüğünde, bir kez daha lateral pterygoidin tonusu baskın güç haline gelir ve disk, disk boşluğunun izin verdiği ölçüde ileriye doğru yeniden konumlandırılır (36).

Superior lateral pterygoid kasın fonksiyonel önemi, tek taraflı sert çiğneme sırasında belirginleşir. Kişi bir taraftaki sert bir maddeyi ısırdığında (örneğin sert bir biftek), TME'ler eşit olarak yüklenmez. Çene, sert gıdaların etrafında dönerek kontralateral eklemde interartiküler basınçta bir artışa ve aynı taraftaki eklemde interartiküler basınçta ani bir azalmaya neden olur. Bu, artiküler yüzeylerin ayrılmasına ve sonuçta ipsilateral eklem çıkmasına neden olabilir. Bu çıkma olayını önlemek için, superior lateral pterygoid sert çiğneme sırasında aktif hale gelir ve diski kondil üzerinde ileri doğru döndürür, böylece diskin daha kalın arka kenarı eklem temasını korur. Bu nedenle sert çiğneme sırasında eklem stabilitesi korunur. Dişler yiyecekleri çiğnerken intraartiküler basınç artar. İntraartiküler basınç arttıkça, disk alanı azalır ve disk mekanik olarak arkaya doğru döndürülür, böylece daha ince intermediate zon boşluğu doldurur (36).

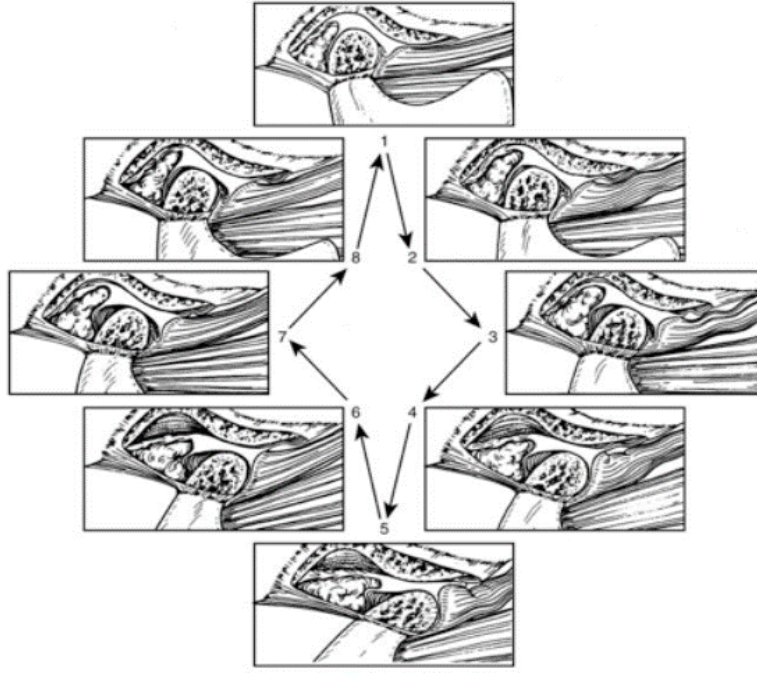


Şekil 18: Ağız açılması sırasında kondil ve diskin normal hareketi.

Kondil fossadan çıktıkça, disk kondil üzerinde diskal kollateral ligamentlerin ataçmaları etrafında posterior olarak döner. Rotasyon hareketi ağırlıklı olarak alt eklem boşluğunda meydana gelirken, çeviri ağırlıklı olarak üstün eklem boşluğunda gerçekleşir.

Ağız açma hareketi lateral pterygoid kasların ve suprahayoid kasların faaliyetleri sonucu gerçekleşir. Kondiller sentrik pozisyonda iken TME'deki elastik lifler denge halindedir. Ağız açma hareketi ilk kısmı rotasyon olan sonra translasyonla devam eden bir süreçtir (37,38,39). Rotasyon esnasında disk stabil bir durumdadır ve kondile göre daha posterior bölgede yer alır. Translasyon sırasında ise disk pasif bir şekilde yer değiştirir (40,41,42). Ağızın açılması esnasında superior stratumda (tabakada) ve eklem kapsülünün alt anterior duvarında gerilim artar. Superior stratum diskin anteriora hareketini sınırlandırabilirken çene açılmasını sınırlandıramaz (16). Bu durum eklem kapsülü ve lateral ligament tarafından sınırlandırılır (43,44).

Ağız kapatma hareketi medial pterygoid kas, lateral pterygoid kasın üst başı, temporal kas ve masseter kası tarafından gerçekleştirilir. İlk olarak kondil ve diskin artiküler eminens üzerinde infereoanterior yönde translasyonu gerçekleşirken mandibulanın protrüzyonu meydana gelir (22). Kapatma hareketleri esnasında diskin kondile görece anterior bir hareket yürütmesi bilinen bir gerçektir. Kondil kaslar tarafından posteriora çekilirken, diğer yapılar diske posterior yönde rehberlik ederler ve kapanma hareketinin sonunda anteriora deplase olmasına engel olurlar. Elastik olan superior stratum kapanışın başlangıç safhasında artiküler diskin yerine dönmesi durumundan sorumludur (16). Ara safhada disk pars posteriorunun konveksitesi nedeniyle kondil ile birlikte pasif olarak posterior yönde sürüklenir. Kapanışa doğru olan son rotasyon hareketi esnasında gergin durumda olan inferior stratum diski kondilin üzerinde tutar (45).



Şekil 19: Tüm açma ve kapama aralığı boyunca kondil ve diskin normal fonksiyonel hareketi. Kondil fossa çevirimli döt olduğundan disk kondil üzerinde posterior olarak döndürülür. Kapanma hareketi açmanın tam tersidir. Disk her zaman kondil ve fossa arasında tutulur.

Çeneyi dinlenme pozisyonundan daha geride bir pozisyona getirmeye retrüzyon denir. Bu hareket temporal kas ve masseter kasının derin karnı tarafından yaptırılır. Protrüzyon lateral ptergoid kasın kasılması sonucu meydana gelir ve bu sırada kondil ve disk artiküler eminensin anteroinferioruna doğru translasyona uğrar. Protrüzyon esnasında lateral pterygoid kaslar medial pterygoid kaslar tarafından desteklenir ve bu sırada hem masseter hem de temporal kaslar mandibulayı eleve eder (46,47).

Mandibulanın lateral hareketleri esnasında çalışan taraftaki kondil laterotrüzyonda hareket eder ve çalışmayan taraftaki kondil mediotrüzyonda hareket eder. Sentrik kondiler pozisyonda TME'nin bütün yapısal komponentleri denge halindedir ve herhangi bir fizyolojik olmayan yüke maruz kalmazlar. İdeal durumda çalışan kondil laterotrüzyon esnasında vertikal bir aks etrafında rotasyon yapar. Bunun sonucu olarak kaslar ya da ligamentler sayesinde kondiler pozisyon stabilize edilebilir. Laterotrüzyon lateral pterygoid kas tarafınca stabilize edilirse rotasyonun merkezi kondile göre daha mediale uzanır. Diğer taraftan stabilizasyon ligamentler tarafından sağlanıyorsa rotasyonun merkezi lateral ligamentin insersiosu nedeniyle daha lateral kısımda yer alacaktır. Kondilin laterotrüzyonu sadece lateral ligament fazla gerilirse mümkün olur. Bu durumda kondilin posterolateral kısmı bilaminar alanı tehlikeye sokabilir ancak eklem yüzeyleri basınçtan kurtarılmış olacaktır. Mediotrüzyon esnasında karşıdaki kondil anterior, inferior ve mediale doğru hareket eder. Bu durum eklem yüzeylerinin ve kapsülün yüklenmesine ve bilaminar alanda yükün ortadan kalkmasına neden olacaktır (16).

TME' nin dinlenme pozisyonu; ağız hafif aralık, dudaklar birleşik, dişlerin birbirine temas etmediği, dilin ilk yarısının sert damakta olduğu pozisyonudur (8).

2.6. ARTİKÜLER DİSKİN BİLEŞENLERİ VE BUNLARA BAĞLI BİYOMEKANİK ÖZELLİKLERİ

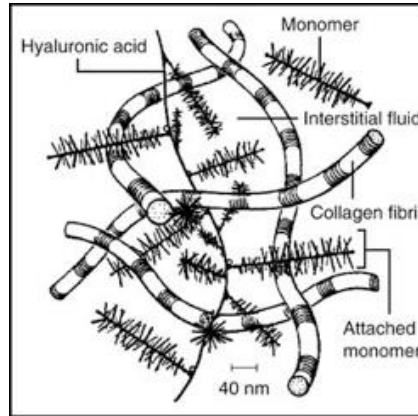
Disk, farklı miktarlarda hücre ve ekstrasellüler matris içerir. Matris makromoleküllerden ve sıvıdan oluşur. Diskin ıslak ağırlığının %65-80'ini doku sıvısı oluştururken geriye kalan %15-35'lik kısmını makromoleküller oluşturur. Bu makromoleküllerin temel yapısını %85-90 oranında kollajenler, %10-15 oranında proteoglikanlar oluşturur (48,49). Diskin mekanik özellikleri kollajen lifi ve proteoglikan içeriğine ve bunların doku sıvısıyla olan etkileşimlerine bağlıdır (7).

2.6.1. Proteoglikan

Hyalüronik asit dışındaki glikozaminoglikanların (GAG) bir proteine kovalent olarak bağlanması sonucu proteoglikanlar oluşur. Diskte birkaç çeşit proteoglikan vardır. Bunlar biglycan, decorin, aggrecan ve hyalüronik asittir (7).

Aggrecan kondroitin sülfatla birlikte keratan sülfatı içeren büyük bir proteoglikandır (50). Dermatan sülfat, kondroitin sülfat ve keratan sülfat gibi sülfatlanmış GAG'lar golgi organeli tarafından sentezlenir (51).

Proteoglikanlar kollajen lifleri ağına gömülmüştür ve neredeyse hareketsizdir. Proteoglikanlar büyük bir moleküler boyuta sahiptir, bunun yanı sıra yüksek viskozitesi vardır. Bu sayede kollajen ağından yayılmaları zorlaşır ve büyük miktarda su tutarlar (52). Sonuç olarak proteoglikan kollajen liflerini çevreleyen viskoelastik bir malzemedir ve moleküler yapısı nedeniyle sıkıştırıcı yüklere karşı dirençlidir (53).



Şekil 20: Fiber ile güçlendirilmiş bir kompozit oluşturan hücre dışı matristeki proteoglikan ağı ile etkileşime giren kollajen ağı.

Proteoglikanlar, glikoproteinler ve su, sıkıştırma gerilmelerine kıkırdak mukavemeti sağlar. Kıkırdakın gözenekli geçirgen hücre dışı matrisinin nispeten düşük geçirgenliği nedeniyle, kıkırdakta biriken sıvı basıncı, dokunun yük taşıma kapasitesinin çoğuna katkıda bulunur (54).

Diskteki küçük proteoglikanlar (decorin ve biglycan) temel olarak intermediate zonun medial ve lateral kısımlarında bulunurlar. İntermediate zonun ön ve arka bantlarında daha az miktarda bulunurlar (55,56). Decorin dağılımı diskteki çekme gerilmesinin dağılımını

yansıtabilir (56). Diskteki büyük proteoglikanlar ve kondroitin sülfat, genelde intermediate zonun orta bölgesinde ve ön arka bantlarda bulunur (7). Bu nedenle, diskin bu kısımlarının fonksiyon esnasında ağır sıkıştırma yüküyle karşılaştığı ve diskin esnekliğini korumaktan sorumlu olabileceği düşünülmüştür (57).

Temporomandibular eklem diskindeki kollajen lifleri ve proteoglikanlar çeşitli yüklemelere direnç sağlar. Diskin hücreler arası matrisi esas olarak kollajen fiber ağın aralıklarında sınırlandırılmış tip I kollajen lifleri ve proteoglikanlardan oluşur. Kollajen liflerinin diske esas olarak gerilme mukavemeti sağladığı düşünülürken, sıkıştırma kuvvetlerine karşı direnç proteoglikanların varlığının sonucudur. Bu özellikler, diske yük taşıyan bir organ olarak benzersiz bir davranış kazandırır. Eiji ve ark. yaptıkları bir çalışmada (2), proteoglikanların uzaklaştırılmasıyla diskin viskoelastik davranışının azaldığı test edilmiştir. 32 büyükbaş hayvan diskinde, geniş bir frekans aralığına sahip dinamik çekme testleri yapılmıştır. Testten önce, örneklerdeki proteoglikanları uzaklaştırmak için örnekler farklı konsantrasyonlarda alfa-amilaza maruz bırakılmıştır. Alfa amilazın, protein-polisakarit kompleksinin protein parçası üzerinde etkili olabilen ve tendon, deri, kıkırdak ve trakea gibi çeşitli bağ dokularından asit GAG'ları salgılayabilen bir proteaz içerdiği bilinmektedir. Bu nedenle, alfa amilaz tedavisinin, interfibriler GAG'ların büyük bir kısmını TME diskinden çıkarabileceği varsayılabılır. Frekans 0,1'den 100 Hz'ye arttıkça, disk daha viskoelastik hale gelmiştir. Alfa-Amilaz konsantrasyonunun arttırılması viskoelastisitesini önemli ölçüde azaltmıştır. Proteoglikanların diskin viskoelastik özelliklerinin belirlenmesinde önemli bir rol oynadığı ve bu nedenle diske stresleri dağıtmak ve azaltmak için daha büyük bir kapasite sağladığı sonucuna varılmıştır. Ek olarak, hiyalüronik asidin sıvıların viskoelastik davranışını modüle ettiği ve sülfatlanmış glikozaminoglikanların, özellikle kondroitin sülfatın, hiyalüronik asit çözeltisinin viskozitesini önemli ölçüde arttırdığı gösterilmiştir. Diskin ayrıca viskoelastik özellikler sergilediği gösterilmiştir. Şimdiye kadar proteoglikanların viskoelastik davranış üzerindeki rolü sadece sinovya gibi sıvılarda araştırılmıştır. Proteoglikanların diskin viskoelastik özellikleri üzerindeki etkisi hakkında bilgi bulunmamaktadır (2).

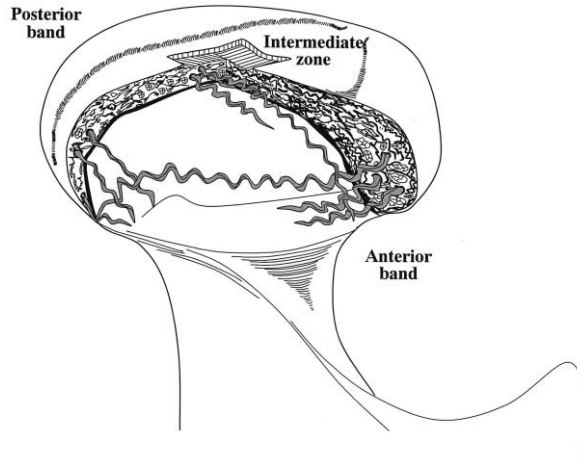
Temporomandibular eklemdeki artiküler disk, fonksiyon sırasında stres emici olarak önemli bir rol oynar. Biyomekanik çalışmalar, yükün TME'ye dağıtılmasının uygun olduğunu ve diskin yükleme konusunda önemli bir stres dağılım fonksiyonuna ve sıkıştırma altında viskoelastik bir özelliğe sahip olduğunu göstermiştir. Ayrıca, diskin sert, ancak uyumlu bir yapısı vardır ve lif gerilimi ve hizalamasında sadece küçük stres gevşemesi altında bile küçük değişiklikler meydana gelir. Disk esas olarak kollajen, glikozaminoglikanlar ve elastinden oluşur. Sığır TME diskinde, kollajen ve GAG miktarları, kuru ağırlığın sırasıyla yaklaşık% 83 ve% 5'i idi. TME diskinin mekanik özellikleri büyük ölçüde kollajen lifine ve GAG kompozisyonuna ve organizasyonuna bağlıdır. Kollajen diskin şeklinin korunması ile ilişkilidir ve elastin, sırasında disk formunun restorasyonunda işlev görür. GAG'ların ana bileşeni, disk esnekliğini korumaktan ve mekanik sıkıştırmaya direnmekten sorumlu olduğu kabul edilen kondroitin 6-sülfattır. Bu arada, dermatan sülfat, gerginlikte işlev gören diskin periferik dokusundaki ana GAG'dır. Ayrıca, mekanik stres disktaki GAG sentezini, özellikle kondroitin 6-sülfat, hyaluronik asit ve dermatan sülfatın sentezini etkiler. Bu nedenle, disk Nakano ve Scott(58) tarafından gösterildiği gibi mekanik strese yanıt olarak GAG bileşimini sürekli olarak değiştirme kapasitesine sahiptir ve diskin biyomekanik davranışı, bileşimindeki değişikliklere göre artabilir veya azalabilir (58).

2.6.2. Kollajen

Vücutta en fazla bulunan yapısal protein kollajendir. Kemik, kıkırdak, tendon ve deride yaygın olarak bulunur. Kollajen lifleri diskin şeklini korur (59).

Temporomandibular eklemde artiküler diski, bir yük emici olarak işlev gören ve mandibula ile kafatası kemiğinin parçası olan temporal kemiğin yüzeyi arasındaki bağıl hareketi mümkün kılan fibrokartilajen bir bileşendir. Nüfusun%20'sinin bu eklemde bozukluklarından muzdarip olduğu tahmin edilmektedir. Çoğu bu lifli bileşenin arızası ile ilgilidir. Birçok çalışma, insan örneklerindeki artiküler yüzeylerin disk perforasyonunu ve dejenerasyonunu bildirmiştir (60). Gözlemlenen temporomandibular rahatsızlıkların çoğu, eklem diskinin artiküler yüzeylere göre yanlış konumlanması ile ilgilidir, eklem diskinin öne doğru yer değiştirmesi en yaygın olanıdır (61).

Fibrokartilaj ve genel olarak kıkırdak, artiküler eklemlerde iletilen yükleri altta yatan kemik yapılarına dağıtan anöral ve avasküler bir dokudur (62). Artiküler kıkırdaklar sinovyal sıvı ile birlikte çok düşük aşınma oranları ve düşük sürtünme katsayıları üreten güçlü bir lubrikasyon mekanizması sağlar (63). Kıkırdak, su ile doymuş organik bir katı matristen oluşan kompozit bir malzeme olarak düşünülebilir. Normal dokuda, su fazı toplam ağırlığın ortalama %65 ile 80'ini oluşturur. Katı matrisin kompozisyona göre baskın yük taşıyıcı yapısal bileşenleri kollajen molekülleri ve negatif yüklü proteoglikanlardır. Kollajen, ortalama olarak kuru dokunun ağırlığının yaklaşık %75'ini oluşturur; tercih edilen yönde ve kıkırdak tabakasının derinliği boyunca değişen boyutlarda lifler oluşturmak için bir araya gelir (54). Bu lifli ağ, dokunun şişmesine veya gerilmesine direnç göstererek kıkırdağın güçlendirilmesinde ve mekanik stabilitesinde önemli bir rol oynar (61). Proteoglikanlar, glikoproteinler ve sudan oluşan zemin maddesi, basınç gerilmelerine kıkırdak mukavemeti sağlar. Kıkırdağın gözenekli geçirgen hücre dışı matrisinin nispeten düşük geçirgenliği nedeniyle, kıkırdakta biriken sıvı basıncı, dokunun yük taşıma kapasitesinin çoğuna katkıda bulunur (54).



Şekil 21: Kollajen liflerinin çeşitli yönleri ile diskin şematik gösterimi (antero-lateral görünüm).

Kollajen lifleri diskin alt ve üst yüzey katmanlarında, anterior- posterior ve medial-lateral yönde az çok dikey olarak düzenlenmiştir (64). İç tabakada, kollajen liflerinin yönü diskin farklı bölgelerinde belirgin bir şekilde değişir. Lifler öncelikle intermediate zonda anterior-posterior olarak, ön ve arka bantlarda mediolateral olarak uzanır. Diskin lateral ve

medial bölgelerinde (kondiller kutupların yakınında) intermediate zonun anteroposterior lifleri kondil kutuplarına sıkıca tutturulur. Kollajen liflerin oryantasyonundaki bu farklılıklar sonucunda, diskin farklı bölgelerinde farklı mekanik özellikler gözlenebilir (7).

Diskle ilgili birçok çalışma yapılmıştır. Bunlardan biri de Perez-Polomar'ın (65) yaptığı çalışmadır. Disk için kollajen lif takviyeli porohiperelastik yapı modeli (65), kenetleme sırasında diskin biyomekanik tepkisini analiz etmek için uygulanmıştır, bu da kollajen liflerinin diskin genel davranışındaki etkisini incelemesine izin vermiştir (61).

İlk olarak çalışmada, diş gıcırdatma sırasında insan eklem diskinin tepkisini simüle etmek için lif takviyeli porohiperelastik sonlu eleman modeli kullanılmıştır. Kollajen liflerinin katı matris içine sokulması, dokudaki gerilimde sertleşme, öngörülen yer değiştirme için disk içinde daha yüksek gerilimlere yol açar. Kollajen liflerinin, doku içinde oluşturulan basınç üzerinde, aynı noktada izotropik katı matris modeli için elde edilenlerden %60 daha fazla gözenek basıncı değerlerine yol açan önemli bir etkiye sahip olduğu gözlenebilir (61).

Diş gıcırdatma sırasında katı matrisin yanıtı da analiz edilebilir. Kollajen lifleri katı matrisin deformasyonunu kısıtladığından takviyeli diskte daha büyük gerilme stresi gelişir. Bu etki, liflerin diskin açılmasını önleyen mediolateral olarak çalıştığı arka bantta açıkça görülebilir (61).

Intermediate zon ve bantlar tarafından sergilenen cevap oldukça farklıdır. Liflerle güçlendirilmiş diskin intermediate zonundaki yüksek gözenek basıncı, aynı yük için güçlendirilmemiş diskte elde edilenlere kıyasla, bu alanda daha küçük gerilimlere yol açar. Simülasyonlar, en yüksek makaslama gerilmelerinin Donzelli ve ark.(66) tarafından elde edilen sonuçlara uygun olarak diskin intermediate zonunun yan kısmında geliştiğini göstermektedir (66).

Yapılan çalışma, bir kollajen lif ağının sokulmasının, temporomandibular eklem diskinin mekanik davranışını önemli ölçüde değiştirdiğini göstermiştir. Son olarak, bu yazıda sadece diş gıcırdatma altındaki diskin davranışı incelenmiştir. Bu bağlamda, kondilin yükleme sırasında bir yönde hareket ettiği varsayılmıştır, ancak Beek ve ark. (67), yükleme yönünün 601 üzerindeki değişiminin, stres ve gerinim dağılımlarında sadece küçük değişikliklere yol açtığını kanıtlamıştır. Ayrıca, yükleme koşulu ne olursa olsun, intermediate zonun deformasyonunun, diskin diğer bölgelerine kıyasla yüksek kaldığını göstermiştir (61). Bu çalışma bize diskin yapısına kollajen eklenmesinin dolayısıyla diskin biyomekanik davranışına kollajenin etkilerini göstermiştir (61).

2.6.3. Doku Sıvısı

Vizköz jel yapısı gösteren doku sıvısı aynı zamanda çoğunlukla su içerir. Bu sıvı diskin içinde ve yüzey katmanı boyunca hareket edebilir. Proteoglikan ve kollojenler bu sıvı içinde dağılır bu da kıkırdagi belirli bir geçirgenliğe sahip mikroporöz bir yapı haline getirir. Geçirgenlik miktarının sıkıştırma için önemli olmasının nedeni diskin mekanik tepkisinin buna bağlı olmasıdır (68). Düşük geçirgenlik, diskin içi ve dışı arasındaki önemli miktarda sıvı değişiminin, fizyolojik yükleme döngüsüne (1 saniye) kıyasla önemli bir süre (örn. Dakika) içinde gerçekleşmesi gerektiği anlamına gelir. Sonuç olarak, disk sıkıştırma altında sertliğini koruyacaktır. Yüksek geçirgenlik durumunda hızlı bir sıvı değişimi gerçekleşir bu da sertliğin önemli ölçüde azalmasına neden olur (7).

2.7. DİSKİN BİYOMEKANİK ÖZELLİKLERİ

2.7.1. Elastik Sabitler

2.7.1.1. Çekme Gerilimi (Çekme Modülü)

Çekme gerilimi materyali uzatmaya, germeye çalışan kuvvetler altında oluşur. Genellikle bir materyalde saf olarak çekme gerilimi yaratmak güçtür (69).

Çekme gerilimi asıl olarak kollajen liflerin oryantasyonuna bağlıdır, bunun nedeni gerginliğe sadece oryantasyonlarına paralel yönde dayanabilirler. Diskin intermediate zonu temel olarak antero-posterior yönlendirilmiş kollajen liflerden oluşur. Bu yüzden, intermediate zonun çekme gerilimi ve çekme mukavemeti, antero-posterior yönde medio-lateral yönden daha büyüktür (7). Örneğin domuz eklem diskinin gerilme modülü antero-posterior yönde 76.4 MPa iken medio lateral yönde 3.2 MPa'dır (gerinim hızı, 500 mm / dak) (70). Anterior ve posterior bantlarda, kollajen lifler esas olarak medio-lateral olarak ilerlerler, kısa antero-posterior uzunlukları nedeniyle antero-posterior yön için hiçbir veri bulunmamasına rağmen, mediolateral yönde nispeten büyük bir gerilme modülü ve mukavemetine sahiptirler. Beklenenden farklı olarak, intermediate zonun merkezi ve lateral bölgelerinin antero-posterior gerilme modülleri farklıdır. Bu, iki bölge arasındaki kollajen lif dağılımındaki farklılıkları göstermektedir. Ek olarak, sığır eklem diskinde, lateral ve medial bölgelerdeki çekme modülleri merkezi bölgedekilerden daha yüksektir, eklem köpek diskinde ise tersi doğrudur. Bu fark, sığır ve köpekler arasındaki çiğneme düzenindeki farka bağlı olabilir. Yukarıda belirtildiği gibi, köpek çiğneme sırasında esas olarak merkezi bölgedeki yüklemelerle ilişkili olabilecek çene hareketi sergiler. Sığırlar, insanlarda olduğu gibi, yükün intermediate zonun yan tarafına kaymasıyla ilişkili olabilen yanallı translasyon hareketleri sergilerler (7).

2.7.1.2. Sıkıştırma Gerilimi (Basınç Modülü)

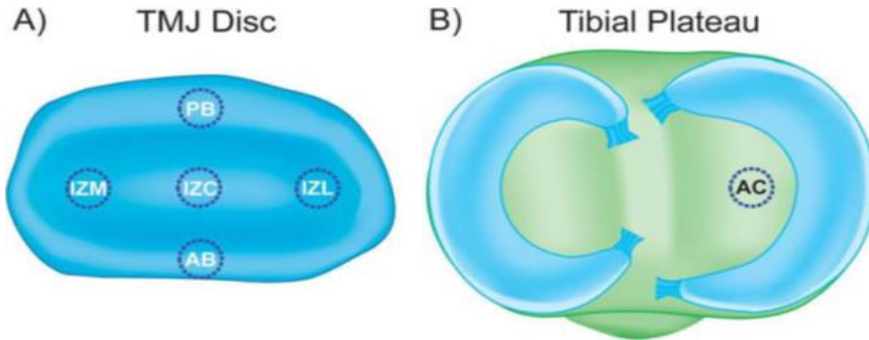
Sıkıştırma gerilimi materyali sıkıştıracak, boyunu kısaltacak yönde kuvvetler altında kalması sonucu oluşur (69).

Sıkıştırmaya karşı direnç esas olarak proteoglikanların, özellikle büyük kondroitin sülfat proteoglikan moleküllerinin yoğunluğuna bağlıdır. Proteoglikanların dağılımı diskin çeşitli bölgelerinde farklı olduğundan, sıkıştırma modülünde bölgesel farklılıklar beklenebilir. Sıkıştırma modülü, ön ve arka bantlarda ve intermediate zonun merkezi bölgesinde, intermediate zonun medial ve lateral bölgelerinden biraz daha yüksektir (7). Bu bölgesel fark için olası açıklama büyük kondroitin sülfat proteoglikanların ve ilgili kondroitin sülfatın tercihen intermediate zonun orta bölgesinde ve ön ve arka bantlarda lokalize olmasıdır (55). Sıkıştırma sırasında, büyük molekülü proteoglikanlar, diskten sıvı akışına müdahale ederek sıkıştırma modülünde bir artışa neden olabilirler. Intermediate zonun medial ve lateral bölgelerinde ana GAG dermatan sülfattır ve onun ilgili olan küçük proteoglikanlar, decorin ve biglycan da vardır (57). Bu bölgelerde, sıvı akışının girişiminin kondroitin sülfat bakımından zengin bölgelerden daha düşük olduğu varsayılır, bu da daha düşük basınç modülü ve mukavemet değerleri ile sonuçlanır (7).

Diskin sıkıştırma modülü genellikle çekme modülünden daha küçük olarak kabul edilir. Bunun aynı deney protokolü ve materyali ile kanıtlandığı sadece iki çalışma vardır. Bu çalışmalarda çekme modülü yaklaşık 22 ila 26 MPa arasında ve sıkıştırma modülü 14 ila 17

MPa arasında değişmektedir. Daha büyük çekme modülü için olası açıklama, diskin esnekliğinin, proteoglikanlara göre daha fazla kollajen liflerine bağlı olmasıdır. Çekme sırasında sertlik esas olarak kollajen liflerinin ürettiği dirence bağlıdır. Sıkıştırma sırasında, kollajen lifleri muhtemelen gevşektir, bu da onları sıkıştırma stresine karşı koymada daha az etkili hale getirir (7).

Sülfatlanmış GAG'ların TME disk özelliklerine mekanik katkılarını daha iyi anlamak için Vincent P. Willard ve Kerem N. Kalpakci (71) bir çalışma yapmıştır. Bu çalışma, sülfatlanmış GAG içeren ve içermeyen dokunun viskoelastik sıkıştırma özelliklerini test eder. TME diskleri 6 9 aylık yedi dişi domuzun sol ekleminden toplanmıştır. TME diskleri ataçmandan dikkatlice çıkarılmış ve 0.01 M fosfat tamponlu salin (PBS) içerisinde yıkanmıştır. Hiyalin eklem kıkırdığı, bu araştırma için bir kontrol grubu görevi görmüştür. Tam kalınlıkta kıkırdak beş haftalık erkek buzağuların tibial platosundan toplanmış ve PBS'de yıkanmıştır. Yıkamadan sonra, tüm örnekler proteaz inhibitörleri (2 mM EDTA, 150 mM sodyum klorür, 5 mM benzamidin hidroklorür, 10 mM N etilmaleimid ve 1 mM fenilmetilsülfonil florür) içeren PBS ile ıslatılmış gazlı bez içine sarılmış ve daha sonra test edilene kadar 20 ° C'de dondurulmuştur. TME diskleri ve hiyalin kıkırdak örnekleri, 4 ° C'de PBS içerisinde çözündürülmüştür. TME diskinin beş bölgesinden hem mediolateral hem de anteroposterior yönleri kapsayan örnekleri çıkarmak için 3 mm'lik bir dermal zımba (Miltex, York, PA) kullanılmıştır (Şekil 22 (a)). Spesifik olarak, test edilen diskin beş bölgesi: arka bant (PB), ön bant (AB), orta bölge medial (IZM), orta bölge merkezi (IZC) ve orta bölge lateral (IZL) idir. Hiyalin kıkırdak kıyaslama örnekleri için, Şekil 22 (b) 'de gösterildiği gibi, tibial plato merkezinden 3 mm zımbalar alınmıştır. Sülfatlanmış GAG'ların tükenmesi, 300 mM sodyum asetat ve %0.05 sığır serum albümini (tümü Sigma, St. Louis, Missouri'den) içeren Tris tamponlu salin (TBS) içerisinde 1 U / mL'de kondroitinaz ABC (C ABC) ile gerçekleştirilmiştir (71).



Şekil 22: TME diskinin ve tibial kıkırdığın incelenen bölgeleri. TME diskinin heterojen doğası nedeniyle, GAG'ların dokunun sıkıştırma özelliklerine katkısı bölgesel olarak test edilmiştir. (a) Diskin beş bölgesinden 3 mm'lik diskler toplandı: arka bant (PB), ön bant (AB), intermediate zon medial (IZM), orta bölge merkezi (IZC) ve intermediate zon lateral (IZL). Tibial platodan hiyalin eklem kıkırdığı (AC) bu araştırmada bir kontrol grubu olarak kullanılmıştır. (b) 3 mm disk eklem medial tarafındaki tibial plato merkezinden alınmıştır. (ölçekli değil).

Sıkıştırma testi, bir test makinesine (Instron 5565, Canton, MA) takılan serbest bir sıkıştırma odasında gerçekleştirilmiştir. Örnekler, PBS ile doldurulmuş bir banyoda alt plaka üzerine yerleştirilmiş ve 19 mm çapında sert bir üst plaka, sıkıştırma uygulamak için kullanılmıştır. Örneğe 0.02 N yük uygulandı ve plakalar ayrıldı, suşların dayandığı başlangıç

örneğin yüksekliği alındı. Örnekler, 15 döngülük %5 lik gerilim ile ilk olarak programlandırılmıştır ve daha sonra % 20'lik bir gerilim uygulanmıştır ve 10 dakika süreyle tutulmuştur. TME disk örnekleri için basınç testi için grup başına yedi örnek kullanılırken, beş hiyalin kıkırdak örneği kullanılmıştır (71).

GAG'lar, TME diskinin toplam kuru ağırlığının sadece %1'ini oluştursa da, mevcut sonuçlar, intermediate zondaki doku viskozitesini ve sıkıştırma özelliklerini verebildiklerini göstermektedir. Bununla birlikte, diğer disk bölgeleri, sıkışma özellikleri bakımından anlamlı bir değişim göstermemiştir. Sıkıştırıcı özelliklere katkılardaki bu değişiklik, TME disk GAG'ların doku mekaniği ile olan karmaşık ilişkilerini vurgular ve TME diskindeki GAG'ların diğer kıkırdaklardan farklı bir rol oynayabildiğini gösterir. Disk sıkıştırma özelliklerine GAG katkısındaki bölgesel değişiklik, bu dokunun heterojen doğasını vurgulamıştır. Genel olarak, GAG içeriği ile sıkıştırma sertliği arasında anlamlı bir ters korelasyon vardır ve bantlar en yüksek sıkıştırma modüllerine sahiptir. Aynı zamanda, bölgelerin GAG içeriği arttıkça, bu GAG'ın dokunun sıkıştırma özelliklerine katkısı da artmıştır. Örneğin, GAG'ların en bol olduğu diskin intermediate zonunda (kuru ağırlık başına %0.76 - % 0.93), C ABC tedavisi doku viskozitesinde belirgin bir azalmaya neden olmuştur. Ek olarak, intermediate zonun en GAG bakımından zengin bölgesinde, IZL'de (kuru ağırlık başına %0.93) GAG çıkarılması da gevşeme modülünde bir azalmaya neden olmuştur. TME diskindeki proteoglikan konsantrasyonları aralığı nedeniyle, bu çalışma GAG bolluğunun basınç mekaniği üzerindeki etkilerini ölçebilmiştir. Belirli bir aralığın altında (≤ 0.69 konsantrasyon) GAG çıkarılmasının viskoelastik sıkıştırma özellikleri üzerinde hiçbir etkisi yoktu, ancak GAG bolluğu arttıkça (> 0.74), doku viskozitesine katkısı da artmıştır (71).

Burada sunulan sonuçların makroskopik görünümü, GAG'ların diskin sıkıştırma özelliklerine hiyalin artiküler kıkırdaktan çok farklı katkıda bulunduğunu ortaya koymaktadır. Önceki raporlar, sülfatlı GAG'ların artiküler kıkırdaktan çıkarılmasının, sıkıştırılmış agrega modüllerini azalttığını ve dokudan çıkan suya daha az inhibisyon nedeniyle artan geçirgenliği arttırdığını göstermektedir. Benzer şekilde bu çalışmada, tibial kıkırdaktan sülfatlı GAG'ların %50'sinin çıkarılması, gevşeme modülünde ve viskozite katsayısında GAG tükenmesine bağlı basınç özelliklerindeki bu orantılı değişiklik TME diskinde görülmemiştir. Sıkıştırılmış yükleme altındaki diskin en sert bölgeleri olan PB ve AB, GAG tükenmesini takiben viskoelastik sıkıştırma özelliklerinde herhangi bir değişiklik göstermemiştir. Intermediate zonun C ABC tedavisine bir yanıt gösteren bölgelerde bile, değişikliklerin büyüklükleri hiyalin kıkırdaktan çok daha küçüktür. IZL'nin sülfatlanmış GAG içeriğinde %97'lik bir azalma, gevşeme modülünde sadece %12.5'lik bir azalmaya ve viskozitede % 30'luk bir azalmaya neden oldu. Bu nedenle, bu sonuçlar, sülfatlanmış GAG'ların TME diskinden çıkarılmasının, hiyalin kıkırdağında görüldüğü gibi viskoelastik sıkıştırma özelliklerinde eşdeğer bir değişiklik üretmediğini göstermektedir (71).

TME diskinin GAG'larının doku sıkıştırma özelliklerine artiküler kıkırdak GAG'larından farklı bir katkı sağlaması için birkaç potansiyel neden vardır. Birincisi, hiyalin kıkırdağın sülfatlanmış GAG içeriği, kuru ağırlık bazında TME diskinden 20 kat daha fazladır. Bu farklılıklar göz önüne alındığında, tibial kıkırdak GAG'larının %50'sini kaybettiğinde, doku bileşiminde, diskin eşdeğer bir GAG yüzdesini kaybettiğinden çok daha dramatik bir değişiklik olduğu anlaşılmaktadır. GAG'ların miktarına ek olarak, GAG'ların ilişkili olduğu proteoglikanlarda da önemli farklılıklar vardır. Artiküler kıkırdakta, GAG'lar öncelikle çok sayıda sülfatlanmış GAG yan zincirine sahip proteoglikan aggregan ile ilişkilidir. Çok sayıda GAG zinciri, suyun dokudan hareketini önleyen büyük negatif yük sağlar (72). Aksine, TME diskindeki proteoglikanlar, sırasıyla sadece bir ve iki GAG zinciri içeren, decorin ve biglycan'tır (55). Decorin ve biglycanın yan zincirleri negatif yüke büyük bir katkıda

bulunmasa da, kollajen fibril çapını ve organizasyonunu kontrol ederek matrisi değiştirirler (73,74).

Bu nedenle, TME diskinin düşük toplam GAG içeriği, fizyolojik kuvvetlere dayanabilen oldukça organize bir matris oluşturmak için kollajen moleküllerinin sıkıştırma özelliklerine daha fazla dolaylı katkı sağlayabilir. Bu, intermediate zondan daha yüksek kollajen içeriğine ve daha az GAG'ye sahip olan, ancak yine de daha fazla basınç sertliğini koruyan diskin arka bandı için özellikle önemli olacaktır. Gerçekten de, bu çalışmada diskin kollajen içeriği ile dokunun sıkıştırma modülü arasında anlamlı pozitif bir korelasyon olduğu görülmüştür. TME diskinde bulunan farklı GAG tipleri bu nedenle olgun dokunun ultra yapısına ve biyomekanik özelliklerine katkıda bulunan çeşitli gelişimsel ve mekanik roller oynayabilir (71).

2.7.1.3. Makaslama Gerilimi (Kayma Modülü)

Makaslama gerilimi materyalin üzerine gelen kuvvetlerin aksının farklılığından dolayı materyalin bir kısmının diğer kısmının üzerinde kaymasına yol açacak tarzda kuvvetler sonucu oluşur (69).

Sinovial eklemlerde kayma özelliklerinin araştırılması önemlidir, çünkü kayma (makaslama) gerilimi kıkırdığın yorulmasına, hasar görmesine ve deformasyonuna neden olabilir. Bu nedenle, makaslama modülü hakkındaki veriler ikincil doku hasarının daha iyi anlaşılmasına katkıda bulunabilir. Diskin yüklenmesi sırasında kayma gerilmelerinin meydana gelmesi çok muhtemeldir, çünkü diski sıkıştıran eklem yüzeyleri paralel değildir. Sonuç olarak, diskin tüm alanları aynı yönde deforme olmaz ve bu da yerel kaymaya yol açar. Diskte kayma gerilmesinin oluşmasının bir başka nedeni de homojen olmayan yapısıdır. İç tabakası esas olarak antero-posterior çalışan kollajen liflerinden ve "yaprakçık benzeri" proteoglikanlardan oluşur. Üst ve alt yüzey katmanları esas olarak anteroposterior ve medio-lateral olarak çalışan kollajen lifleri ve küçük proteoglikanlardan oluşur. Bu nedenle, bu katmanların makaslama stresine yol açabilecek farklı biyomekanik özelliklere sahip oldukları düşünülmektedir (7). Bu, üç katmandan oluşan bir diskte nispeten büyük bir makaslama geriliminin tahmin edildiği sonlu bir eleman çalışmasının sonuçlarıyla desteklenmektedir (75).

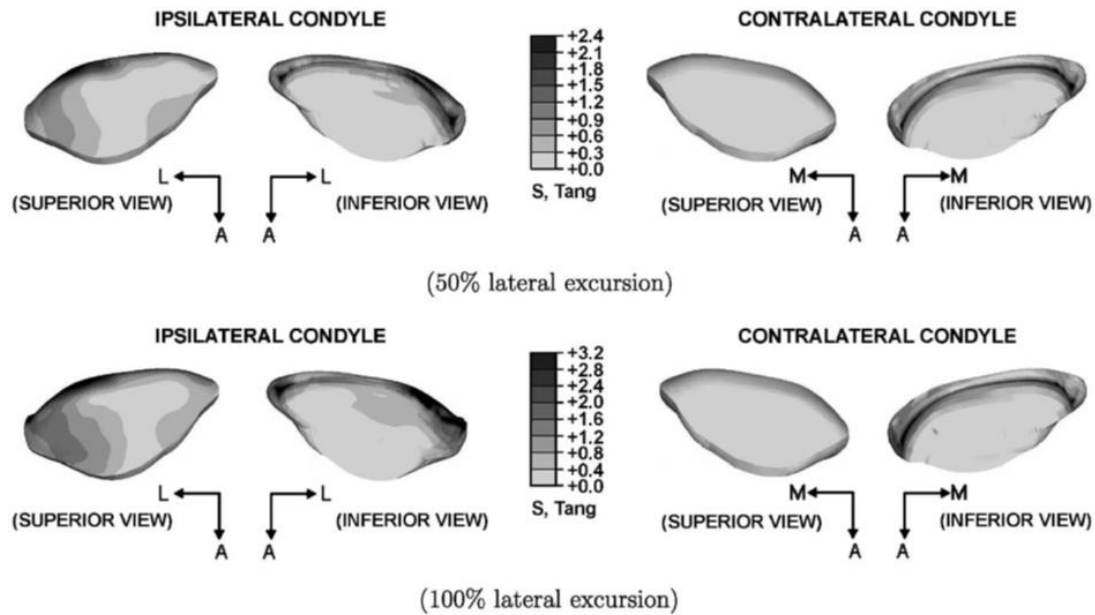
Diskin kayma modülü ile ilgili olarak, şimdiye kadar, insan diskinin intermediate zonunun kayma modülünün (gerinim hızı, 0.02 mm / sn) değerlendirildiği sadece bir çalışma yayınlanmıştır (76). Orta bölgede kayma modülünün (yaklaşık 1.0 MPa) lateral ve medial bölgelerden (yaklaşık 1.75 MPa) daha düşük olduğu görülmüştür. Kıkırdaktaki kayma gerilmesinin yükün sıklığına ve yönüne ve basınç gerginliğinin miktarına çok duyarlı olduğu bildirilmiştir (77). Bu nedenle, diskin kayma davranışı doğrusal olmayan, anizotropik ve zamana bağlı bir davranış olarak da düşünülmelidir (7).

Aşırı kayma gerilmesi, TME eklem kıkırdığının bozulmasına ve nihayetinde eklem tahribatına neden olan kollajen hasarına neden olabilir. Tanaka ve ark. (6), bir otomatik dinamik viskoelastometre kullanarak 10 domuz mandibular kondilinin kıkırdığının makaslama tepkisini inceleyerek eklem kıkırdığının dinamik makaslama özelliklerini karakterize etmeye çalışmıştır. Sonuçlar, kondiler kıkırdığın kayma davranışının, uygulanan kayma gerilmesinin sıklığına ve genliğine bağlı olduğunu ve bu da kıkırdak içindeki interstisyel sıvı akışı üzerinde kayma gerilmesinin önemli bir rol oynadığını göstermiştir.

Beek ve ark. (6) sinüzoidal girinti deneyleri gerçekleştirmiş ve diskin dinamomekanik davranışının doğrusal olmayan ve zamana bağlı olduğunu bildirmişlerdir. Beek ve ark. (6) bu deneyleri aksisimetrik sonlu eleman modeli kullanarak simüle etmiş ve bir poroelastik malzeme modelinin TME diskinin dinamik davranışını tarif edebileceğini göstermiştir. Tanaka ve ark. (6), sarkaç tipi bir sürtünme test cihazı kullanılarak 10 domuz TME üzerinde bir dizi sürtünme katsayısı ölçümü gerçekleştirmiştir. Sonuçlar, diskin varlığının, eklem yüzeyleri arasındaki uyuşmazlığı azaltarak ve sinovyal sıvı yağlamasını artırarak TME'deki sürtünmeyi azalttığını göstermiştir. Bu çalışma, TME'nin iç düzensizliğini ve osteoartritini tedavi etmek için disektomiye alternatifler yoluyla diski korumanın önemini vurgulamıştır (6).

Sonlu elemanlar modellemesi (FEM), simüle edilen fonksiyon sırasında TME bileşenlerinin ve implantlarının geometrisini, kuvvetlerini, gerilmelerini ve mekanik davranışlarını simüle etme kabiliyeti nedeniyle biyomekanik çalışmalarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Chen ve ark. (6) manyetik rezonans görüntülemeye (MRI) geliştirilen iki boyutlu bir FE modeli kullanarak insan TME'sinin stres analizini gerçekleştirmiştir. Kondilin konveks doğası nedeniyle, kondiler bölgede baskı gerilmeleri baskın iken, içbükey doğası nedeniyle fossa-eminens kompleksinde çekme gerilmeleri baskındır. Beek ve ark. (6) bir 3D lineer FE modeli geliştirmiş ve çeşitli kısıtlama koşulları altında diş gıcırdatma sırasında mandibuladaki ve TME'deki biyomekanik reaksiyonları analiz etmişlerdir. Nagahara ve ark. (6) bir 3D lineer FE modeli geliştirmiş ve çeşitli kısıtlama koşulları altında diş gıcırdatma sırasında mandibuladaki ve TME'deki biyomekanik reaksiyonları analiz etmişlerdir. Tüm bu FE simülasyonları mandibula'nın simetrik hareketlerini göz önünde bulundurdu ve modeller eklemin sadece bir tarafı olarak kabul edildi (6).

Ayrıca, bazı araştırmacılar yumuşak dokuların dejenerasyonunun kayma gerilmeleri ile ilişkili olabileceğini öne sürmüşlerdir (78), diğer araştırmacılar (79,80) diskin lateral bölgesindeki deliklerin de yüksek makaslama gerilmeleri nedeniyle ortaya çıkabileceğini bildirmişlerdir. Bu nedenle, diskteki makaslama gerilmeleri de incelenmiştir. Şekil 23'te, makaslama gerilimi dağılımları gösterilmektedir (81).



Şekil 23: Yanal hareketler sırasında diskteki makaslama gerilmelerinin gelişimi.

Her iki diskin posterior bandının lateral kısmında maksimal gerilmelerin nasıl yer aldığı görülebilir. Unutulmamalıdır ki, maksimum ve minimum kontralateral diskteki gerilmeler, tüm yanal hareketler sırasında ipsilateral kondilden daha düşüktür, bu diskte posterior bandın lateral kısmında daha yüksek makaslama gerilimleri ortaya çıkmıştır (81).

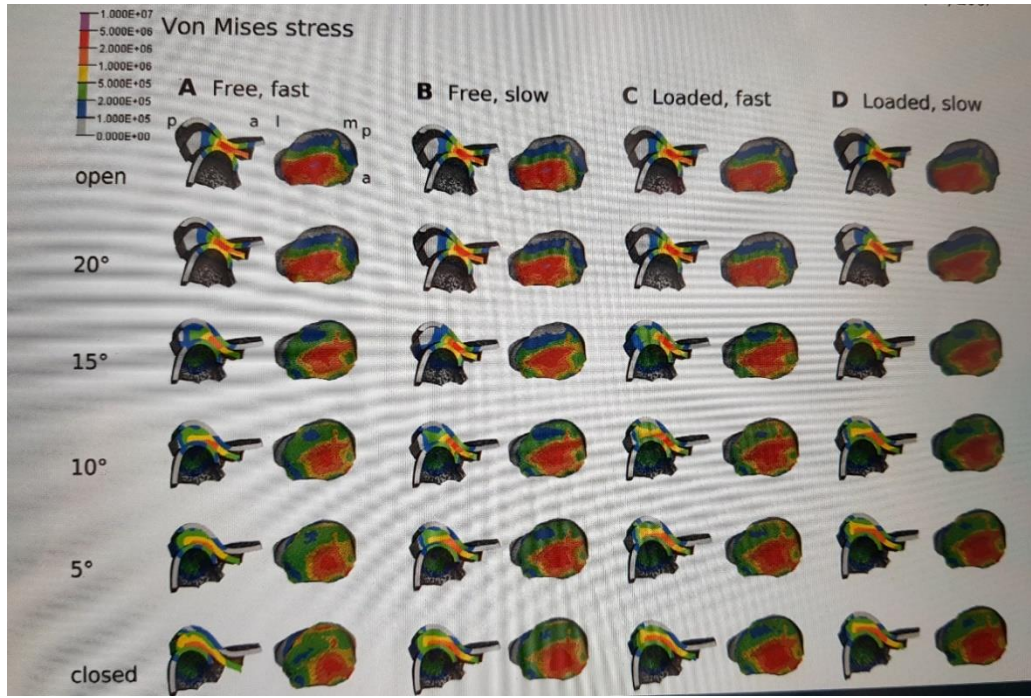
2.7.2. Viskoelastik Özellikler

İnsan temporomandibular eklemindeki kıkırdaklı artiküler diskin, bir amortisör ve eklem yüklerinin dağıtıcısı olduğu varsayılmaktadır. Viskoelastik yapısı nedeniyle, döngüsel yükleme sırasında mekanik enerjiyi dağıtabilir (82).

Temporomandibular eklem diskinin viskoelastik özellikleri, izole edilmiş örnekler üzerinde yapılan deneylerden tespit edilmiştir. Viskoelastisitenin temporomandibular eklem diskinin mekanik davranışı üzerindeki etkisinin analizi için, çiğneme sırasında diskin deformasyonları ve gerginlikleri hakkında bilgi edinilmesi gerekir. DeneySEL olarak bunu başarmak neredeyse imkansız olsada, temporomandibular eklem diskinin viskoelastik davranışının sonuçları, insan çiğneme sisteminin dinamik bir modeli ile incelenmiştir. Artiküler disklerin uygulanan Sonlu Elemanlar Analizine doğrusal olmayan viskoelastik malzeme modeli uygulanmıştır. Yüklü ve yüksüz çene açma-kapama siklusu sırasında farklı hızlarda meydana gelen gerginlik ve deformasyonlar analiz edilmiştir. Test edilen hipotez, viskoelastik özelliklerin altta yatan kemiğe koruma sağlarken, eklem hareketlerinin düzgünlüğüne yardımcı olmasıdır (82).

Mandibular kondil, temporal kemiğin eklem yüzeyi boyunca Sonlu Elemanlar analizleri arasındaki temaslardan gelen reaksiyon kuvvetleri tarafından sürtünme olmaksızın yönlendirilmiştir. Artiküler diskin malzeme özellikleri doğrusal olmayan bir viskoelastik malzeme modeli ile yakınlştırılmıştır (83,84). Bu model, elastik elemanlar olarak ikinci dereceden Mooney-Rivlin modelleri ile dört modlu Maxwell modeli olarak inşa edilmiştir (82).

Diskte oluşan stresin dağılımı, daha hızlı ve daha yavaş hareketler arasında veya yüklü ve yüksüz olanlar arasında niteliksel olarak farklılık göstermemiştir (şekil 24). Von Mises stresi ağırlıklı olarak artiküler diskte bulunurken, ilk ana stres eklem kıkırdak tabakalarında daha yaygındır (gösterilmemiştir). Eklem diskinin orta kısmının belirgin bir sertlik farklı yükleme modellerine yanıt olarak gözlenmiştir. İlk ana stresin sertliğinin, çene tamamen kapalı olduğunda (başlangıç konumu hariç) en büyük olduğu ve çene açıkken minimumda olduğu dikkat çekicidir. Aksine, von Mises kriterlerine göre sertlik, çene açıkken maksimum ve çene kapalı iken minimumdur. Yavaş yüksüz hareketler sırasında, çene açılması sırasında hızlı olanlara göre sertlikler azaltılmış ve çene kapanması sırasında artmıştır. Yüklü hareketler, sadece çene kapanması için yüksüz olanlardan farklıydı, çene açılması sırasında uygulanan direnç etkili değildi. Yüksüz hareket ile ilgili olarak, hızlı hareketler için sertlik, yavaş hareketlerden çok daha fazla artmıştır. Bu nedenle, en büyük sertlikler hızlı, yüklü kapanma hareketleri için gözlenmiştir (82).

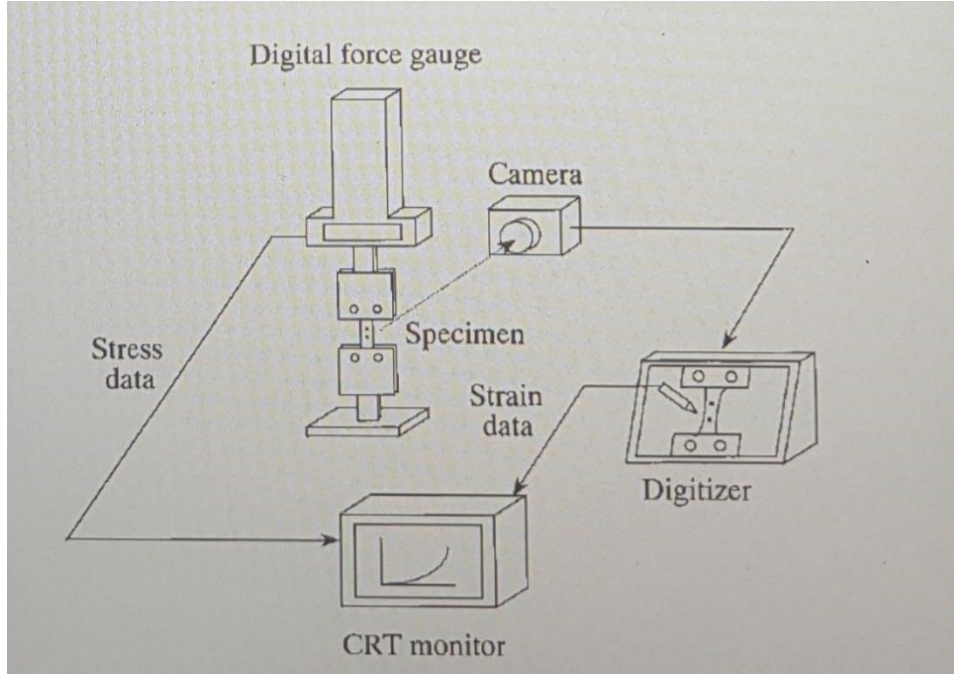


Şekil 24: Von Mises'in çene kapanması sırasında artiküler diskteki çene boşluğunun bir fonksiyonu olarak stresi. (A) Yüksüz hızlı çene kapatma hareketi. (B) Yüksüz çene kapanma hareketi. (C) 40-N simetrik yük ile hızlı çene kapatma hareketi. (D) 40-N simetrik yük ile yavaş çene kapanma hareketi. İlk sütunlar: sagittal kesit görünümü. İkinci sütunlar: üstten görünüm. a: ön. p: arka. m: medial. l: yanal. Sıralar: 1 - maksimum açık, 2 - 20 ° açık, 3 - 15 ° açık, 4 - 10 ° açık, 5 - 5 ° açık, 6 - kapalı.

İnternal düzensizliği olan hastalarda TME diskleri genellikle hyalinizasyon ve kollajenizasyon gibi dejeneratif değişiklikler gösterir. Ayrıca, insan artrotik disklerini kullanan histolojik ve biyokimyasal çalışmalara dayanarak, bu yapısal değişikliklerin sülfatlanmış GAG içeriğindeki bir değişiklikle ilişkili olduğu düşünülmektedir. Bu nedenle, patolojik diskin dış yüklemeye biyomekanik yanıtlarının, biyolojik ve kimyasal bileşimindeki bu değişikliklere göre de değişebileceği varsayılabilir. Bu nedenle, internal düzensizlikle ilişkili dejeneratif değişiklikte tepkinin ne kadar değiştiğini anlamak büyük önem taşımaktadır. Bu nedenle, çekme testleri ile internal düzensizliği olan hastalarda insan TME diskinin viskoelastik özelliklerini aydınlatmak ve bu bulguları normal insan TME disklerindeki bulgularla karşılaştırmak için aşağıdaki çalışma yapılmıştır (58).

Ağır internal düzensizlik nedeniyle diskektomi için endike olan 5 kadın hastadan TME diskleri alınmıştır. Hastaların yaşları 35-48 arasında değişmekte olup, ortalama yaşları 41'dir. Altı TME diski kontrol örneği olarak kullanılmıştır. İki taze dişi kadavradan iki disk elde edilmiştir ve geri kalan 4'ü, intrakapsüler kırıklara veya diğer hastalıklara atfedilebilen diskektomi veya kondilektomi için belirtilen 4 kadın hastadan alınmıştır. 6 hastanın hiçbirinde internal düzensizlik öyküsü yoktur ve hiçbir diskte makroskopik olarak hiçbir osteoartroz kanıtı görülmemiştir. Deneklerin yaşı 22 ile 58 arasında değişmekte olup, ortalama yaş 35'tir. İki grup arasında ortalama yaş açısından anlamlı fark yoktur. Rezeksiyondan sonra, her disk hemen izotonik bakteriyostatik salin içine konulmuş ve 4 ° C'de saklanmıştır. Rezeksiyondan sonraki 24 saat içinde gerilme mukavemeti testleri yapılmıştır. Her disk mediolateral olarak 3 örneğe ayrılmıştır: medial, orta ve lateral bölgeler. Disklerin orta ve medial bölümleri çekme mukavemeti testlerine tabi tutulmuştur. Yanal bölümler, örneklerin uygunluğu açısından histolojik olarak incelenmiştir, çünkü disk delikleri sıklıkla disklerin yan ve arka bölgelerinde

bulunur. Şekil 25'te gerilme mukavemeti testleri için deney düzeneğini göstermektedir. Bir çekme motoru vasıtasıyla çekme kuvveti oluşturulmuş ve bir dijital kuvvet ölçer (Shimpo Corp, Tokyo, Japonya) kullanılarak ölçülmüştür. 0 ila 4 MPa arasında değişen gerilme kuvvetleri örnekler üzerine yüklenmiştir. Bu ölçüm sisteminin doğruluğu ve tekrarlanabilirliği önceki bir raporda açıklanmıştır. Her örnek için 0 ila 4 MPa gerilmeleri kullanılarak 2 dakikalık ön koşullandırmadan sonra, 11 örnek üzerinde bir dizi çekme mukavemeti testi gerçekleştirilmiştir (58).



Şekil 25: Çekme mukavemeti testi için sistemin şematik gösterimi

İnternal düzensizliği olan disklerdeki anlık gerilim-gerinim çizimleri, normal diske de çok benzerdi, ancak internal düzensizlik görülen diskler ile normal diskler arasında ortalama fonksiyon gücünde önemli bir fark bulunmuştur. Bu arada, internal düzensizliği olan disklerdeki rahat gerilim-gerinim eğrileri, normal disklerden önemli ölçüde daha küçük olan ortalama 1.19'luk bir güç fonksiyonu olarak temsil edilmiştir. Bu nedenle, internal düzensizliği olan disklerdeki gerilim-gerinim ilişkisi, gerinim düzeyine bakılmaksızın neredeyse doğrusal olmuştur. Artiküler diskin viskoelastik bir doku olduğu ve rahat stres altındaki viskozite fonksiyonunun neredeyse önemsiz olduğu ve dolayısıyla gerilim-şekil değiştirme ilişkisinin eklem diskinin esnekliği ile temsil edildiği iyi bilinmektedir. Bu nedenle, biyomekanik özellikler arasındaki fark internal düzensizliği olan disklerdeki ve normal disklerdeki, viskozite yerine değişen esneklikle ilişkilendirilebilir. TME diskinin esnekliğinin GAG içeriği ile ilişkili olduğu düşünülmektedir. GAG'lar arasında kondroitin sülfat diske sıkıştırma sertliği sağlarken, dermatan sülfat germe sırasında işlev görebilir. Özet olarak, TME'nin internal düzensizliğinde, eklem diskinin anlık elastik modülü, gerilme seviyesinden bağımsız olarak normal diskine neredeyse benzerdir; bununla birlikte, % 2'den daha küçük bir suşta gevşemiş elastik modül, internal düzensizlik olan disklerde normal disklerden önemli ölçüde daha büyüktür. İç düzensizliği olan diskler, normal disklerde görülmeyen dejeneratif değişiklikler ile ilişkili olarak bir stres emici olarak önemli işlevlerini kaybederler. Ayrıca, patolojik değişiklik gösteren disklerin mekanik strese yanıt olarak GAG bileşimlerini değiştirme kapasitesi çok az olabilir (58).

2.7.2.1. Yarı Statik Davranış

2.7.2.1.1. Stres Gevşemesi

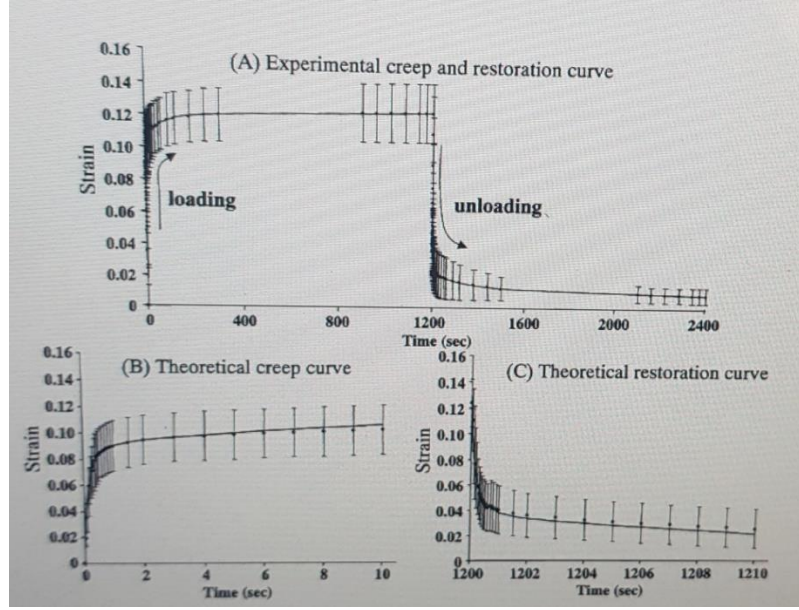
Disk sabit bir gerilme ile sıkıştırıldığında, zamana bağlı stres gevşemesi gösterir. Üretilen stres ilk 5 ile 30 saniye boyunca belirgin bir şekilde azalır, daha sonra sabit bir düşük seviyeye iner. Gevşeme zamanı ve gevşeme stresindeki bu büyük varyasyonlar, uygulanan stres seviyesine bağlıdır; büyük miktarlarda stres uygulandığında, eğri nispeten uzun bir rahatlama süresi ve büyük bir rahatlama stresi gösterir. Bu bulgular, disk yükleme altındayken sıvının diskten dışarı hareketinin nispeten yavaş olduğunu ve sıvı basıncı ile orantılı olmadığını göstermektedir. Bu nispeten uzun gevşeme süresi nedeniyle, yüklü disk döngüsel olarak yüklendiğinde, örneğin çiğneme ve konuşma sırasında nispeten sertleşir (7).

Gerilme gerilimi gevşemesinde gevşeme süresi (yaklaşık 30 saniye) sıkıştırma sırasındakiyle hemen hemen aynıdır. Gevşemiş stres, başlangıç geriliminin yaklaşık% 70-80'i kadardır, bu da sıkıştırmadaki gerilimden oldukça büyüktür. Sıkıştırma ve gerilme arasındaki gevşeme stresindeki fark, proteoglikanların ve kollajen liflerinin rolüne bağlıdır. Sıkıştırma sırasında, kollajen matrisinde gömülmüş olan proteoglikanlar kollajen ağını şişirir ve ozmotik basınçta bir artışa yol açar, bu da diskten sıvı akışının karışmasına neden olur. Sıkıştırmaya karşı bu direnç ve esneklik zamanla azalır. Aksine, gerginlik sırasında kollajen lifleri gerilir ve gerilme uygulandığında gerginliğe karşı direnç artar. Sıkıştırma sırasında sıvının diskten dışarı akması nedeniyle, zamanla azaltılmış gevşeme meydana gelirken, gerilmiş kollajen liflerine bağlı gerginlik direnci fizyolojik gerinim bölgesi içinde kalabilir. Bu bulgular proteoglikanların kompresyona karşı koymak için daha önemli olduğunu ve kollajen liflerinin gerilime karşı koymak için daha önemli olduğunu göstermektedir (7).

Stres gevşemesinden sonra, uygulanan stres ile diskteki bu strese direnç arasında bir denge anlamına gelen bir biyomekanik denge ortaya çıkacaktır. Gevşemeden önce, diske etki eden yüksek bir başlangıç stresi tüm disk boyunca dağıtılır. Başlangıç stresinin% 50'sinden fazlası dağıtılır. Bu davranış, diskin bir stres emici ve bir stres dağıtım malzemesi olarak işlev gördüğünü gösterir. Gerinim enerjisinin yayılması olmadan, aşırı gerinim enerjisinin depolanması, diskin ve TME'nin diğer bileşenlerinin kırılmasına yol açabilir (7).

2.7.2.1.2. Sünme

Disk sünme eğrileri (şekil 26), ilk birkaç saniye boyunca gerginlikte belirgin bir artış gösterir, bunu yavaş bir artış izler ve 3-10 dakika sonra neredeyse sabit bir seviyeye ulaşır. Sünme süresi kompresyonda gerilimden daha uzundur (7).



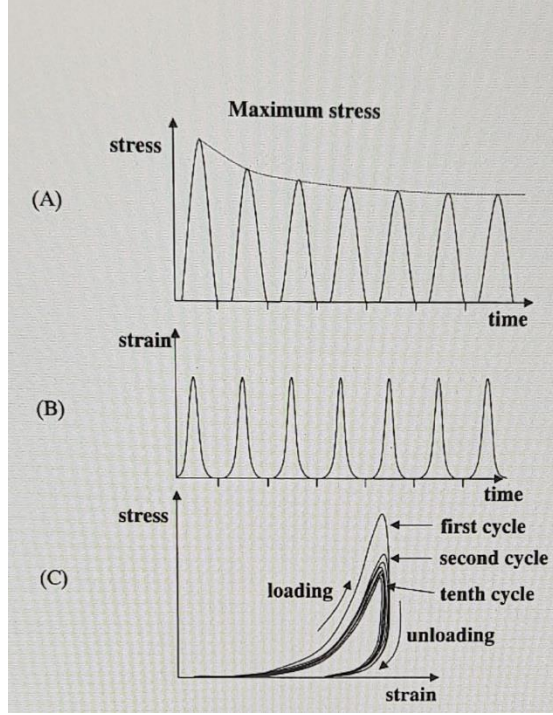
Şekil 26: Gerilim altındaki deneysel sünme ve restorasyon eğrisi (A). Teorik eğriler ile deneysel sünme (B) ve restorasyon (C) grafikleri. Grafikler (B) ve (C), stres uygulamasının ve stres giderme işleminin başlangıcında büyütülür.

Bu bulgular, disk içindeki ve dışındaki sıvı akışının sıkıştırma sırasında gerginlikten daha yavaş olduğunu göstermektedir. Sürünme süresi yükleme bölgesine (intermediate zonun merkezi, lateral ve medial bölgeleri) veya stres seviyesine bağlı görünmemektedir. Gerilim sırasında, yüke ilk tepki, kollajen kıvrımının gerilmesinden kaynaklanır ve ikincil tepki, kollajen ağının uzamasından ve sıvının iç strese karşı sıkışmasından kaynaklanır. Bununla birlikte, ağdan sıvı akışı mümkündür, bu da yükün sıvıdan kollajen ağına kademeli olarak aktarılmasına yol açar. Bu bulgu aynı zamanda diskte gerilim dağılımının meydana geldiğini gösterir. Diskin şeklindeki değişiklikler, stres konsantrasyonu miktarını azaltır ve muhtemelen yaralanmanın ilerlemesini azaltır (7).

Restorasyon eğrileri (Şekil 26), ilk 5 saniye boyunca gerinimde belirgin bir azalma sergiler ve gerinimdeki azalma birkaç dakika sonra durur. Bu özellik, diski deforme etmek için kullanılan enerjinin bir kısmının, boşaltma gerçekleştikten hemen sonra serbest bırakılmadığını ve sıvının diskin dışından geri dönüşünün ve orijinal şekline getirilmesinin nispeten yavaş olduğunu gösterir. Sünme sonrası kalan gerilme, iyileşme kapasitesi ve diskteki kalıcı deformasyonun tahmini için önemli bir faktör olabilir (7).

2.7.2.2. Dinamik Davranış

Yarı statik deney düzenekleri ile, sadece diskin doğrusal viskoelastik davranışı incelenebilir. Diske esasen doğrusal olmayan davranışa sahip bir yapı olarak yaklaşılmalıdır ve bu nedenle stres dağılımı, enerji dağılımı ve stres emiliminden sorumlu mekanizmalar yarı statik yük ile aynı olmasına rağmen dinamik viskoelastik özelliklerinin incelenmesi gerekir. Bu nedenle, yakın zamanda dinamik deneyler yapılmıştır. Genel olarak, dinamik özellikler fizyolojik bir gerinim aralığında döngüsel testlerde belirlenir (şekil 27) (7).



Şekil 27: Sabit frekanslı bir döngüsel testin ölçüm sinyalleri. (A) Stres ve zaman. (B) Suş zamana karşı. (C) Gerilme ve şekil değiştirme.

Diske sabit bir genliğe sahip sinüzoidal salınımlı bir gerilim uygulandığında, gerilim sinyalleri arasında küçük bir faz kayması bulunur; gerilim maksimuma ulaşır (Şekil 27). Gerinim ve gerilme arasındaki faz kayması, diskin viskoz ve elastik özellikleri arasındaki farka bağlıdır. Sonraki döngülerde, maksimum stresin değeri asimptotik olarak azalır ve stres, 7 ila 10 döngüden sonra neredeyse sabit bir seviye gösterir. Bu nedenle, 7 ila 10 döngüden sonra sabit bir hızda yükleme ve boşaltma sırasında histerezis döngüsü esas itibarıyla değişmeden kalacaktır. Histerezis döngüleri diskin içinde enerjinin yayıldığını gösterir. Sonuç olarak, dinamik döngü testleri diskin viskoz ve elastik özelliklerini ve enerji yayılım fonksiyonunu anlamamızı sağlar (85).

Disk dinamik özellikleri, yükleme sıklığına ve türüne bağlıdır. Örneğin, insan diski üzerindeki dinamik sıkıştırma testlerinde, girinti genliği ve frekansı, maksimum stresin değeri ve enerji yayılımı miktarı üzerinde orantılı bir etkiye sahiptir. Ayrıca, maksimum stres ve enerji kaybı intermediate zonda ön ve arka bantlardan önemli ölçüde daha fazladır (85). Buna karşılık, sıgır diskinin ön bandı, yarı statik bir testte intermediate zondan daha büyük bir sıkıştırma modülü gösterir (86). Artiküler kıkırdak örneklerinin sabit bir gerinim genliğinde ve orta gerinim seviyelerinde döngüsel olarak test edilmesi, ön koşullandırmanın 7 ila 10 döngüsü içinde tekrarlanabilir gerilme-gerinim ilişkileri göstermiştir (87). Ayrıca, deneysel tepe ve taban gerilmelerini döngüsel testte gösteren eğrilerin, yarı doğrusal viskoelastik teoriye göre teorik yük-gevşeme eğrileri ile elde edilen eğrilerle iyi eşleştiği bilinmektedir (88). Bu nedenle, dinamik özelliklerin statik değerlerden daha küçük değerler göstermesi ve yük modülünün elastik modülünden ziyade statik modülüne benzerlik göstermesi muhtemeldir (7).

Artiküler diskin temporomandibular eklem mekanik mekanik özelliklerine tam katkısı, kısmen mekanik özellikleri hakkındaki bilginin eksikliğinden dolayı iyi anlaşılmamıştır. Stres ve gerinim gibi biyomekanik miktarlar, kıkırdaklı yapılarda morfolojik değişiklikler için başlangıç faktörleri olarak kabul edilir. Temporomandibular ekleminde, bu tür değişiklikler temporomandibular bozuklukların gelişiminde rol oynayabilir. Mekanik doku davranışını açıklamak için yapılan birkaç çalışmada, diske lineer olarak elastik olarak yaklaşılmıştır. Bununla birlikte, kıkırdaklı dokular, interstisyel sıvının katı bir matris (örn., Kollajen ve proteoglikanlar) yoluyla hareketinden kaynaklanan viskoelastik özellikleri sergiler; Bu nedenle, diskin viskoelastik davranışı da araştırılmıştır. Yarı statik deney düzenekleri ile sadece lineer viskoelastik davranış belirlenebilir. Bununla birlikte, diskin, diğer yumuşak dokular gibi, yük frekansına bağımlılık da dahil olmak üzere doğrusal olmayan davranışlar sergilediğini göstermektedir. Temporomandibular eklem diskinde bu mediolateral yönde araştırılmıştır. Ancak makroskopik olarak diskin morfolojisi mediolateralden daha anteroposterior olarak değişir. Sözde intermediate zon, bitişik ön ve arka bantlarından çok daha incedir. Çene kemiğinin hareketi sırasında, disk ağırlıklı olarak ön-arka yönde hareket eder. Ayrıca köpek disklerinde ön-arka varyasyonların olduğu gösterilmiştir. Bu nedenle, diskin doku özelliklerindeki anteroposterior varyasyonların eklem mekanik mekanik üzerinde mediolateral varyasyonlardan daha fazla etkisi olması beklenebilir (21).

Taze insan temporomandibular eklem disklerinin mekanik özelliklerinin ön-arka yönde değiştiği hipotezini test etmek için ön-arka farklı üç konumda dinamik girinti testleri gerçekleştirilmiştir. Mevcut sonuçlar, temporomandibular eklem diskinin doku davranışının büyük ölçüde deformasyon miktarına, lokasyona ve süreye bağlı olduğunu göstermektedir. Önceki çalışmalarda uygulanan büyük türler arası varyasyonlar ve farklı deney protokolleri nedeniyle mevcut sonuçlar sadece niteliksel olarak karşılaştırılabilir (21).

Son zamanlarda yapılan çalışmalar, düşük bir geçirgenlikli çok miktarda proteoglikan içeren eklem disklerinin şok emici fonksiyonunu tartışmıştır. Bu çalışmanın sonuçları, diski sıkılaştırmak için gereken enerjinin bir kısmının yayılma sırasında serbest bırakılmadığını göstermektedir. Bu nedenle, disk, gevrek yiyecekleri ezerken ani çarpma veya yayılma etkilerini bastırmak için ısırma sırasında avantajlı olan enerjiyi dağıtma özelliğine sahiptir. Art arda gelen girinti döngülerinden elde edilen sonuçlar, sonraki döngülerdeki enerji yayılımının miktarının, 1 veya 2 döngüden sonra orijinal miktarın yaklaşık %50'sine ve on döngüden sonra yaklaşık %30'a düşürüldüğünü göstermektedir. Bu, yükleme altında disk kısmından sıkılan sıvının geri dönüşünün nispeten yavaş olduğunu gösterir. Bu zayıf iyileşme ve ilişkili uzun gevşeme süreleri nedeniyle, yüklü disk kısmı, örneğin çiğneme ve konuşma sırasında, döngüsel olarak yüklendiğinde nispeten yumuşak hale gelir (21).

Temporomandibular eklem diskinin doku davranışı, iç bileşimi ve yapısı ile belirlenir. Histolojik çalışmalar, diskin dokusunun orta bölgesinde çok az elastik lif içerdiğini (89) ve bu bölgedeki kollajen lif demetlerinin yoğunluğunun ön ve arka bölgelerden (90) daha fazla olduğunu göstermektedir. Bu kollajen demetleri çoğunlukla intermediate zonda ön-arka yönde ve orta ve arka posterior bantlarda mediolateral olarak yönlendirilir. Bu iç yönelim, Teng ve arkadaşları (21) ve Tanne ve arkadaşları (21) tarafından bulunan mediolateral ve anteroposterior elastik modüller için farklı değerler ile doğrulanmaktadır (21). Temporomandibular eklem diskindeki proteoglikanların miktarı, hiyalin kıkırdaktan daha azdır (90). Bu nedenle, diskteki onarıcı şişme basıncının daha az olması beklenmektedir. Bu öneri, bu çalışmanın, yayılma sırasında zayıf toparlanma ve nispeten uzun gevşeme süreleri ile ilgili bulgularını desteklemektedir (21).

Sıkışmaya karşı daha büyük direnç ve intermediate zonun daha büyük enerji dağılımı kapasitesi, diğer bölgelere kıyasla artan bir kollajen yoğunluğuna bağlanabilir. Sıkıştırma sırasında, diskin içindeki sıvı akışının, eşit olarak yönlendirilmiş kollajen demetleri tarafından yönlendirilen, ağırlıklı olarak ön-arkaya yönlendirildiği varsayılabilir. Ön ve arka bantlarda demetlenmemiş mediolateral olarak yönlendirilmiş kollajen nedeniyle, sıvının diskten akışının ön-arka yönde önlendiği varsayılmaktadır. Bu fenomen, düşük proteoglikan konsantrasyonuna rağmen intermediate zona daha fazla enerji yayma kapasitesi sağlayabilir. Diskteki elastik liflerin, yüklerin çıkarılmasından sonra diskin orijinal şeklinin eski haline getirilmesinde sadece küçük bir rol oynaması beklenmektedir. Statik yükleme, kırıkdağı yapılarında proteoglikan sentezini azaltırken, dinamik yükleme bu sentezle pozitif olarak ilişkilidir. Kırıkdağı iç yapısındaki değişiklik, proteoglikanların miktarındaki değişiklikler gibi, mekanik özelliklerini etkiler (21).

2.8.TEMPOROMANDİBULAR EKLEMİNİN ÇİĞNEME ESNASINDAKİ BİYOMEKANİĞİ

Teknik sınırlamalar nedeniyle, çiğneme sırasında insan temporomandibular eklemine mekanik yüklemesi hakkında deneysel veri mevcut değildir. Alternatif olarak, araştırmacılar eklem yükünü biyomekanik modeller kullanarak tahmin ederler. (91,92). Ancak, bu modeller aynı zamanda deneysel doğrulama gerektirir. Son zamanlarda yapılan bir araştırma, çiğneme sırasında, açılma ve kapanma kondiler hareket izleri çakıştığına, kapanma sırasında TME'de sıkışma olduğunu göstermiştir. Bununla birlikte, izler çakışmazsa, TME kapanma sırasında ya da sadece hafifçe baskı altındadır (93). Bu çalışmanın amacı, bu gözlemleri çiğneme görevleri sırasında TME'nin yüklenmesini incelemek için kullanmaktır (94).

Ağzın sol veya sağ tarafındaki lateks dolgulu bir gıda bolusunun çiğnemesi ve doğranması sırasında eklem yüklenmesi incelenmiştir. On sağlıklı bireyin mandibular hareketleri kaydedilmiştir. Kondiler kinematik merkezlerin kat ettiği mesafeler, maksimum açılma sırasında kat edilen mesafelere göre normalleşmiştir. Denekler çiğnediğinde, ipsilateral kondiller kontralateral kondillerden daha kısa mesafeler kat etmiştir. Çiğneme sırasında, tüm kontralateral kondiller çakışan bir hareket paterni gösterirken, ipsilateral kondillerde bu hareket önemli ölçüde daha az gözlenir. Bu sonuçlar, ipsilateral eklemlerin çiğneme sırasında karşı taraftaki eklemlerden daha az yüklendiğini göstermektedir (94).

Bu çalışmanın sonuçları kısmen biyomekanik modellerin öngörülerine uygundur. Tek taraflı bir molar ısırma noktasında diş sıkmasının statik modellemesi, eklem kuvvetlerinin karşı tarafta daha büyük olduğunu öngörür (95). Bununla birlikte, insan çenesinin dinamik modellemesi, çiğneme sırasında, ipsilateral taraftaki sıkıştırma kuvvetlerinin karşı taraftaki basınçları aştığını, doğrama için ise sonuçların statik durumdakilere benzer olduğunu gösterir ve kontralateral tarafta daha yüksek kondiler kuvvetler vardır (94).

Makaklardaki deneyler ve insan yetişkin mandibulaları, eklem reaksiyon kuvvetlerinin karşı tarafta daha yüksek olduğunu doğrular. Tomogramların analizi, tek taraflı molar diş gıcırdatma sırasında kontralateral eklem minimum eklem boşluğunun önemli ölçüde azaldığını, ipsilateral tarafta anlamlı bir değişiklik bulunmadığını ortaya koymuştur (94).

2.9.TEMPOROMANDİBULAR EKLEMİN LATERAL HAREKETLER SIRASINDAKİ BİYOMEKANİĞİ

Temporomandibular eklem en ilginç özelliklerinden biri, iki eklemden oluşmasıdır. Bu iki eklem ve birkaç çene kası ağız açıp kapatmayı mümkün kılar. Bir kişi çiğnediğinde, konuştuğunda ve yutarken birlikte çalışırlar. TME, tüm vücut eklemlerinde en sık kullanılan eklemdir. Çiğneme kasları tarafından kontrol edilir (81). Çene kapalı olduğunda bile, bu kaslar çene kemiğini kapalı tutmak için gerilim altındadır (96). Sadece vücut dinlenirken çiğneme kasları gevşer. Bununla birlikte, bazı insanlar için, eklem bu pozisyonda bile aktif olabilir. Bu, uykudayken dişlerini sıkan, bruksizm adı verilen bir bozukluktur. Bu, kas ağrısının yanı sıra hassas ve yıpranmış dişleri de neden olur. Dişlerin sürekli gıcırdatılması, TME birliği üzerinde bağ hasarına yol açabilecek anormal baskılar oluşturur ve bu da artiküler diskin çıkmasına neden olur. Kaç kişinin bruksizmden muzdarip olduğunu tahmin etmek zordur, çünkü bu rakam genellikle kendi kendini raporlamaya dayanır. Bununla birlikte, bazı tahminler bruksizmin nüfusun yaklaşık %10-20'sini etkilediğini göstermektedir. Bu bozukluk sırasında, dişlerin gıcırdatılması ile birlikte mandibula'nın yanal hareketleri üretilir. TME iki eklemden oluştuğu için, birinin hareketi diğerini hareket ettirecektir, bu nedenle çene hareketleri sırasında ve her şeyden önce, mandibula yanal hareketleri gibi simetrik olmayan hareketler sırasında her eklem farklı davranışını analiz etmek önemlidir. Diğer taraftan, artiküler disk içindeki fizyolojik yükler altındaki gerilim ve gerinim dağılımları iyi anlaşılmamıştır. Taze kadavraların çıkarılmış disklerin üzerinde deneysel testler, mekanik özelliklerini belirlemek amacıyla yapılmıştır; ancak, bilinen dahilinde, in vivo eklem diski ile ilgili deneysel bir çalışma yapılmamıştır. Bu nedenle, hem simetrik hem de simetrik olmayan hareketler için eklem farklı bileşenlerinin biyomekanik tepkisini tahmin etmek için gerçekçi yapısal modelleri, geometrileri ve yükleri birleştirmek gerekir (81).

TME'nin birkaç sonlu eleman simülasyonu geliştirilmiştir, ancak hiçbiri simetrik olmayan hareket sırasında iki tarafın farklı tepkilerini analiz etmemiştir. Alt çene kemiği lateral olarak çıkarılmış ve her iki tarafın biyomekanik davranışı incelenmiştir. Hem artiküler diski hem de temporomandibular bağları içeren kemik bileşenlerini içeren eklem üç boyutlu bir sonlu eleman modeli kullanılmıştır. Hareket asimetrisinin bir sonucu olarak, diskler farklı yük dağılımlarına maruz bırakılmıştır. Maksimal makaslama gerilmelerinin her iki diskin lateral bölgesinde bulunduğu ve ipsilateral kondil-disk kompleksinin lateral bağlanması, bu diskin temporal kemiğin alt yüzeyine sıkıştırılması nedeniyle büyük bir bozulmaya uğradığı gözlenmiştir (81).

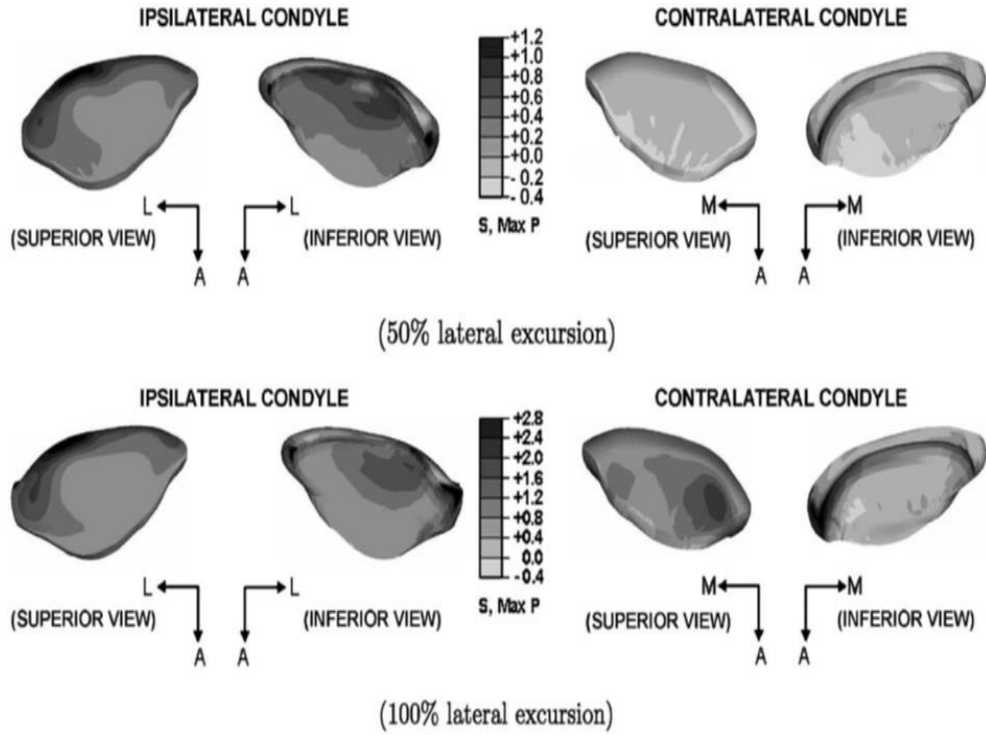
Diskler, tercih edilen lif oryantasyonuna sahip porohyperelastic dokular olarak kabul edilmiştir çünkü kollajen liflerinin diskin davranışı üzerindeki etkisi göz ardı edilemez. Mandibula'nın yanal hareketi, farklı temas yüzeyleri dahil olmak üzere simüle edilmiştir. Bu model, sağlıklı bir eklem lateral hareketi sırasında iki diskteki stres dağılımını ve her bir tarafın ligamentlerindeki stres alanını analiz etmek için kullanılmıştır (81).

Mandibula'nın yanal hareketinin sonlu eleman simülasyonu Şekil 28'de gösterilmektedir. Bu değer, mandibula kesici dişler ile üst çene arasındaki göreceli yer değiştirme olarak ölçülür ve normal yanal hareket aralığında (5-10 mm) olan 8.85 mm'dir (81).



Şekil 28: Çene kemiğinin lateral hareketinin gelişimi: Kapalı pozisyon, % 50 açılma, % 100 açılma.

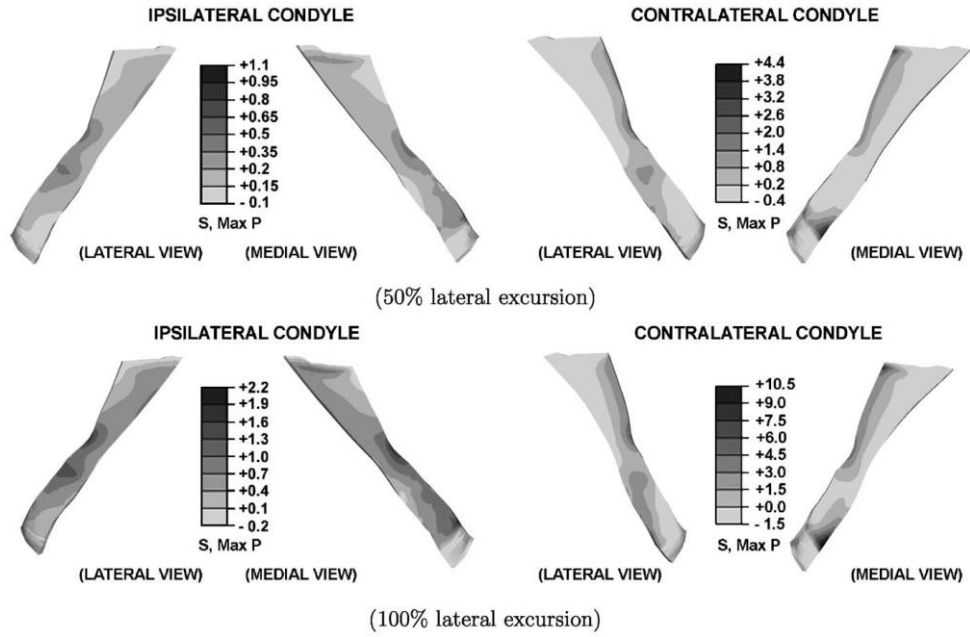
Şekil 29'da, yanal hareketin % 50 ve % 100'ü için her iki disk için maksimum ana gerilmeler gösterilmektedir. Simetrik olmayan bir hareket olduğu için, ipsilateral disk (çalışma tarafı) ve kontralateral disk (çalışmayan taraf) için elde edilen sonuçlar çok farklıydı. Sağ diskte en yüksek gerilmelerin diskin arka bandında bulunduğu görülebilir. Inferior görüşte, bu gerilmelerin esas olarak posterior bandın yan kısmında yoğunlaştığı da anlaşılabilir. Bu yük dağılımı, başlatılan hareketin doğası ile ilgilidir (16).



Şekil 29: Lateral hareket sırasında diskteki maksimum temel gerilmelerin gelişimi

Temporomandibular ligamentlerde maksimum temel gerilmelerin gelişimi Şekil 30'da gösterilmektedir. Temporomandibular ligamanların ana işlevi, mandibulayı farklı hareketler sırasında yönlendirmek ve mandibula'nın posterior-inferior ve lateral-medial doğrultuda yerinden çıkmasını önlemektir. Her iki tarafın davranışının da bu bağlara göre

farklı olduğu görülebilir. Kontralateral ligament, ipsilateral olandan daha yüksek gerilmeleri sürdürmüştür, çünkü bu durumda kontralateral ligament, çalışmayan tarafın kondilinin eklem boşluğundan uzaklaşmasını engellemiştir (81).



Şekil 30: Temporomandibular ligamentlerdeki maksimum ana gerilmeler (her ikisi de yanıl ve medial görünümelerde gösterilmiştir).

2.10. DİSKİN YAPISINDA VE BİYOMEKANİK ÖZELLİKLERİNDE MEYDANA GELEN DEĞİŞİMLER

Diskin biyomekanik davranışı yaşam boyunca çeşitli faktörlere bağılı olarak değişebilir. Ayrıntılı mekanizma henüz açık olmasa da, mekanik stres diskteki GAG sentezini, özellikle kondroitin sülfat, dermatan sülfat ve hyaluronik asidi etkiler (49,97). Statik yükleme, kırıkdağı yapılarında proteoglikan sentezini azaltırken, dinamik yükleme bu sentez ile olumlu ilişkilidir ve eklem kırıkdağıının homeostazının sürdürülmesi için önemli bir faktör olarak kabul edilir (7). Buna karşılık, azami olarak yüklenen eklemlerdeki kırıkdağıdaki su içeriğinin, ağır yüklü olmayan bölgelerdeki kırıkdağıdan daha az olduğuna dair işaretler vardır (98). Yüksek yük nedeniyle su içeriğinin azalmasına muhtemelen, dış basınç ortadan kaldırıldığında normalleşme eğilimi gösteren proteoglikan ve GAG sentezindeki azalma neden olmaktadır (99). Disk, belirtilen mekanik gerilmelere yanıt olarak GAG bileşimini sürekli olarak değiştirme kapasitesine sahiptir. Bu değişiklikler muhtemelen mekanik özelliklerini etkileyecektir (7).

Diskin biyomekanik özellikleri de TME'nin travması ve patolojisine bağılı olarak değişir. Patoloji veya travma durumunda, hasar miktarı eklem dokularının normal onarım kapasitesini aşar. Diz eklemindeki eklem kırıkdağıının, yüzey hasarı kanıtı öncesinde gerilme mukavemetinde bir azalma gösterdiği bildirilmiştir (100). Bu, patolojik koşullar altında, eklem kırıkdağıının biyomekanik özelliklerinin moleküler bileşim ile değiştiğini gösterir. Disk için benzer gözlemler bildirilmiştir. Örneğin, hyalinizasyon ve hücresiz alanlar gibi geniş dejeneratif değişikliklere sahip insan patolojik diskleri, normal disklerden önemli ölçüde daha

rahat gerilme modüllerine sahiptir (58). Diskteki proteoglikanlar ve GAG'lar da iki ay boyunca oral bir atel giyildikten sonra yeniden dağıtılır ve yeni sentezlenir (49).

Eklemde sürekli yükleme, eklem sürtünmesinin artmasına da neden olabilir, çünkü uzun süreli yüklemekten sonra eklem yüzeyleri arasında sadece katı temas olabilir. Sürekli yükleme, eklem kırırdağının yüzey pürüzlülüğünün artmasına ve ardından yüzey aşınmasına yol açabilir. Ortaya çıkan sürtünme artışı, diskte artmış makaslama gerilimine neden olabilir. Makaslama gerilimi diskin yorgunluğu ve hasarı ile ilişkili olabilir ve GAG kompozisyonunda değişikliklere ve dolayısıyla diskin mekanik özelliklerinde değişikliklere yol açabilir (7).

Diskte yaşa bağlı değişiklikler de gösterilmiştir. İnsan diskinin kalsiyum içeriği yaşlanma ile birlikte giderek artmaktadır (101). Kalsifikasyondaki artış içsel bir yaşlanma sürecinden veya değişen mekanik bir stresden kaynaklanabilir (102). Diskteki GAG bileşimi ile ilgili olarak, toplam ve sülfatlanmış GAG miktarları, olgun fetüslerden olgun yetişkinlere belirgin bir şekilde artmaktadır. Sülfatlanmış GAG'ların doku sıvısına göre bir artışı, ozmotik şişme basıncını ve dolayısıyla diskin sıkıştırma sertliğini yükseltir. Buna göre, diskin malzeme özelliklerinin de yaşla ilişkili olması beklenebilir. Lai ve diğ. (7), insan diskinin makaslama modülünün yaşla birlikte arttığını gösteren ve bu modülün artışının, kollajen yeniden şekillendirme kapasitesinin azalmasının bir sonucu olabileceğini öne süren ilk kişilerdir. Normal insan disklerinin elastik modülü, 50 yaşına kadar yaklaşık 45 MPa değerinde sabit bir değere sahiptir, ancak bundan sonra yaklaşık 65 MPa'ya yükselir. Sığır disklerinin elastik modülleri, genç yetişkinden (yaklaşık 22 MPa) olgun yetişkine hafif ama önemli ölçüde artar. Diskteki kollajen / suya oranı yaşla birlikte artarken, su içeriği sabit kalır. Genç diskler nispeten daha fazla sıvı içerir ve diskten çok daha fazla sıvı salabilir, bu da daha küçük bir esnekliğe neden olur. Buna karşılık, olgun diskler nispeten bol miktarda kollajen lifinden oluşur ve gevşemeden sonra daha az su kaybı gösterebilir (7).

3.SONUÇLAR

TME diski viskoelastik bir yapı gibi davranır. Viskoelastik özellikleri sayesinde, disk bir stres emici ve stres dağıtıcısı olarak işlev görebilir. Böylece disk, eklem kıkırdak ve kemik bileşenlerinde stres konsantrasyonunun ve aşırı stresin önlenmesine katkıda bulunur.

Disk, farklı miktarlarda hücre ve ekstrasellüler matris içerir. Matris makromoleküllerden ve sıvıdan oluşur. Bu makromoleküllerin temel yapısını %85-90 oranında kollajenler, %10-15 oranında proteoglikanlar oluşturur. Diskin mekanik özellikleri kollajen lifi ve proteoglikan içeriğine ve bunların doku sıvısıyla olan etkileşimlerine bağlıdır.

Proteoglikanlar kollajen lifleri ağına gömülmüştür ve neredeyse hareketsizdir. Proteoglikanlar büyük bir moleküler boyuta sahiptir, bunun yanı sıra yüksek viskozitesi vardır. Bu sayede kollajen ağından yayılmaları zorlaşır ve büyük miktarda su tutarlar. Sonuç olarak proteoglikan kollajen liflerini çevreleyen viskoelastik bir malzemedir ve moleküler yapısı nedeniyle sıkıştırıcı yüklere karşı dirençlidir.

Kollajen lifleri diskin alt ve üst yüzey katmanlarında, anterior- posterior ve medial-lateral yönde az çok dikey olarak düzenlenmiştir. Lifler öncelikle intermediate zonda anterior-posterior olarak, ön ve arka bantlarda mediolateral olarak uzanır. Diskin lateral ve medial bölgelerinde intermediate zonun anteroposterior lifleri kondil kutuplarına sıkıca tutturulur. Kollajen liflerin oryantasyonundaki bu farklılıklar sonucunda, diskin farklı bölgelerinde farklı mekanik özellikler gözlemlenebilir.

Sonlu elemanlar yönteminin, TME yapılarındaki yüklerin dağılımını göstermek için uygun bir araç olduğu kanıtlanmıştır. 1990'dan bu yana, disk dahil olmak üzere TME'nin birkaç üç boyutlu sonlu eleman modeli geliştirilmiştir. Bu modeller, örneğin, eklem bileşenlerindeki öngörülen stresin ve temas alanlarının boyutlarının diskin elastik modülüne bağlı olduğunu göstermiştir.

TME diskinin biyomekanik özelliklerinin yaş, travma gibi faktörlere bağlı olarak değiştiği söylenebilir. Değişimi etkileyen faktörler ise yapısındaki GAG, proteoglikan, kollajen miktarı ya da kollajenlerin dağılım şeklidir.

4.KAYNAKÇA

1. FONSECA, A., 2000, *Temporomandibular joint disorders*, Oral and Maxillofacial Surgery, WB Saunders Company, Philadelphia, Pennsylvania,5.
2. TANAKA, E., AOYAMA, J., TANAKA, M., VAN EIJDEN, T., SUGIYAMA, M., HANAOKA, K., ... & TANNE, K., 2003, The proteoglycan contents of the temporomandibular joint disc influence its dynamic viscoelastic properties, *Journal of Biomedical Materials Research Part A: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 65(3), 386-392.
3. American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons (AAOMS), 2007, *The temporomandibular joint (TMJ)* (online), <http://www.aaoms.org/tmj.php>, 1. Ziyaret tarihi : (10 Mart 2020)
4. IDE, Y., NAKAZAWA, K., GARCIA, L. T., 1991. Anatomical atlas of the temporomandibular joint, *Quintessence Publ. Co.*, Chicago, pp. 116.
5. TANAKA, E., DETAMORE, M. S., TANIMOTO, K., KAWAI, N., 2008b, *Lubrication of the temporomandibular joint Annals of Biomedical Engineering* 36, 14-29.
6. INGAWALÉ, S. M., GOSWAMI, T., 2012, *Biomechanics of the temporomandibular joint. Human Musculoskeletal Biomechanics*, 244, 244.
7. TANAKA, E., VAN EIJDEN, T., 2003. Biomechanical behavior of the temporomandibular joint disc, *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 14(2), 138-150.
8. ODABAŞ, B., ARSLAN, S. G., 2008, Temporomandibular eklem anatomisi ve rahatsızlıkları, *Dicle Tıp Dergisi*, 35(1), 77-85.
9. FLETCHER M.C., PİECUCH J.F., LİEBLİCH S.E., 2004 ‘‘Anatomy and pathophysiology of the temporomandibular joint’’, *Peterson’s principles of oral and maxillofacial surgery*, Eds.BC Decker Inc London, s.933-943.
10. FLETCHER M.C., PİECUCH J.F., LİEBLİCH S.E., 2012, Anatomy and Pathophysiology of the Temporomandibular Joint, *Peterson's Principles of Oral and Maxillofacial Surgery* 2nd ed., Canada, 1033-1047.
11. OKESON J.P., 1998, *Management of Temporomandibular Disorders and Occlusion 4th ed.* Mosby-Year Book, St. Louis.
12. SCAPINO, R.P., 1997, Morphology and mechanism of the jaw joint, In McNeill, C: *Science and Practice of Occlusion. Quintessence*, Chicago, p.: 23-40.
13. SOLBERG, W.K., HANSSON, T.L, NORDSTROM, B. 1985, *The temporomandibular joint in young adults at autopsy: a morphologic classification and evaluation. J. Oral Rehabil.*, 12: 303-321.
14. NICKEL, J.C., IWASAKI L.R., MCLACHLAN, K.R., 1997, Effect of the physical environment on growth of the temporomandibular joint. In McNeill, C: *Science and Practice of Occlusion. Quintessence*, Chicago, p.: 115-124).
15. DURMUŞ İ.G., 2009, *Temporomandibuler eklemde disk deplasmanlarının düşük enerji seviyeli laser ile tedavisinin subjektif ve objektif olarak değerlendirilmesi*, Doktora tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ankara, s. 106.

16. DEDE, U. Y., KİŞNİŞÇİ, R. Ş., 2009, *Temporomandibular eklem içsel düzensizlik vakalarında artroskopik girişimlerin etkileri* (Doktoro Tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü).
17. MILLS, D.K., DANIEL, J.C., HERZOG, S., SCAPINO, R.P., 1994a, An animal model for studying mechanisms in human temporomandibular joint disc derangement, *J. Oral Maxillofac. Surg.*, 52:1279-1292.
18. MILLS, D.K., FIANDACA, D.J., SCAPINO, R.P. 1994b, Morphologic, microscopic, and immunohistochemical investigations into the function of the primate TMJ disc, *J. Orofac. Pain*, 8:136-154.
19. KUO, J., ZHANG, L., BACRO T., YAO, H., 2010, The region-dependent biphasic viscoelastic properties of human temporomandibular joint discs under confined compression, *J Biomech*; 43(7): 1316-1321.
20. ALOMAR, X., MEDRANO, J., CABRATOSA, J., CLAVERO, J.A., LORENTE, M., SERRA, I., MONİLL, J.M., SALVADOR, A., 2007, Anatomy of the temporomandibular joint, *Semin Ultrasound CT MRI*, 28: 170-183.
21. BEEK, M., AARNTS, M.P., KOOLSTRA, J.H., FEİLZER, A.J., EIJDEN, T.M.G.J.V., 2001, Dynamic properties of the human temporomandibular joint disc, *J Dent Res*; 80(3): 876-880.
22. MEHTAB, A., 2019, *Temporomandibular eklem disfonksiyonunda manuel tedavi tekniklerinin tedavi etkinliğinin incelenmesi* (Yüksek lisans tezi, Pamukkale Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü).
23. HYLANDER W.L., 2006, Functional Anatomy and Biomechanics of the Masticatory Apparatus, *TMDs An Evidence Base Approach to Diagnosis and Treatment 1st ed.* Hanover Park, IL Quintessence Publishing Co, 1-48.
24. OBREZ, A., GALLO, L.M., 2006, Anatomy and Function of the TMJ, *TMDs An Evidence Base Approach to Diagnosis and Treatment*, 1st ed. Hanover Park, IL Quintessence Publishing Co, 49-73.
25. MANKIN, H.J., RADIN, E., 1979, Structure and function of joints. In: Me Carty, D. J.: *Arthritis and Allied Conditions*. Lea & Febiger, Philadelphia, p.:151-166.
26. OSBORN, J.W., 1995, Internal derangement and the accessory ligaments around the temporomandibular joint, *J. Oral Rehabil.*, 22: 731-740.
27. YAPICI YAVUZ, G., 2014, *Temporomandibular Eklemin Redüksiyonsuz Disk Deplasmanının Tedavisinde Metilprednizolon Asetat, Sodyum Hyaluronat Ve Tenoksikamın Etkilerinin Karşılaştırılması*, (Doktoro tezi), Atatürk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
28. YENGİN, E., 2000, *Temporomandibular Rahatsızlıklarda Teşhis ve Tedavi 1. Baskı*. İstanbul, Dilek ofset matbaacılık.
29. Yamaner, F.E., 2013, *Temporomandibular eklem disfonksiyonlu hastalarda farklı tedavi yöntemlerinin uzun dönem etkilerinin araştırılması*, Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, s. 105.
30. BUMANN, A., LOTZMANN, U., 2003, *TMJ Disorders and Orofacial Pain. The role of dentistry in a multidisciplinary diagnostic approach*, New York: Georg Thieme Verlag, p.: 57-110.
31. BOYER, C., WILLIAMS, T., STEVENS, F., 1964, Blood supply of the temporomandibular joint, *J. Dent. Res.*, 43: 224-228.

32. Sharawy, M., 2005, Developmental and Clinical Anatomy and Physiology of the Temporomandibular Joint. In: Fonseca RJ (ed). *Temporomandibular Disorders, Oral and Maxillofacial Surgery*, 1st ed. Philadelphia, WB Saunders Company.
33. TÜMEN, D.S., GÜNDÜZ ARSLAN S., 2007, Çiğneme kas aktivitesi ve ölçüm yöntemleri, *Dic Tıp*; 34(4): 316-322.
34. SMİTH, J., DUCİC, Y., ADELSON, R., 2005, The utility of the temporalis muscle flap for oropharyngeal, base of tongue, and nasopharyngeal reconstruction, *Otolaryngol Head Neck Surg*, 132(3): 373-380.
35. JAİN, A., REDDY, M., RAGHAV, P., JAİN, S., POPLİ, G., JİNDAL, S., 2016, Biomechanics of TMJ and Its Clinical Relevance to Orthodontics: A Review, *IJHSR*; 6(7): 326-336.
36. OKESON, J. P., 2008, *Management of temporomandibular disorders and occlusion*-6th Edition. MOSBY, St.Louis, 978-0-323-04614-5.
37. FERRARIO, V.F., SFORZA, C., MIANI, A. JR, SERRAO, C., TARTAGLIA, C. 1996a, Open close movements in the human temporomandibular joint: does a pure rotation around the intercondylar hinge axis exist, *J. Oral Rehabil.*, 23: 401-408.
38. MAEDA, M., ITOU, S., ISHII, Y., YAMAMOTO, K., KAWAMURA, Y., MATSUDA, T., HAYASHI, N. 1992, *Temporomandibular joint movement. Evaluation of protrusive splint therapy with GRASS MR imaging.* Acta Radiol., 33: 410-413.
39. MERLINI, L., PALLA, S., 1988, The relationship between condylar rotation and anterior translation in healthy and clicking temporomandibular joints, *Schweiz Monatsschr Zahnmed.*, 98:1191-1199.
40. OSBORN, J.W., 1985, The disc of the human temporomandibular joint: design, function and failure, *J. Oral Rehabil.*, 12: 279-293.
41. ROTH, T.E., GOLDBERG, J.S., BEHRENTS, R.C., 1984, Synovial fluid pressure determination in the temporomandibular joint, *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.*, 57: 583 588.
42. SICHER, H., 1964, Functional anatomy of the temporomandibular joint. In Sarnat, B. C: *The Temporomandibular Joint*, Thomas, Springfield, p.:28-58.
43. REES, L.A., 1954, The structure and function of the mandibular joint, *Br. Dent. J.*, 96:125 133.
44. WILKINSON, T.M., CROWLEY, C.M., 1994, A histologic study of retrodiscal tissues of the human temporomandibular joint in the open and closed position, *J. Orofac. Pain*, 8:7-17.
45. CARPENTIER, P., YUNG, J.P., BONNET, S., 1988, Insertions of the lateral pterygoid muscle: An anatomical study of the temporomandibular joint, *J. Oral Maxillofac. Surg.*, 46: 477.
46. FLETCHER, M.C., PIĘCUCU, J.F., LİEBLİCH, S.E., 2011, *Peterson's Principles of Oral and Maxillofacial Surgery*. 3rd ed.
47. OKESON, J., 2008, *Management of Temporomandibular Disorders and Occlusion*. 6th ed. Mosby, St.Louis.
48. NAKANO, T., SCOTT, P.G., 1989A, A quantitative chemical study of glycosaminoglycans in the articular disc of the bovine temporomandibular joint, *Arch Oral Biol* 34:749-757.

49. SINDELAR, B.J., EVANKO, S.P., ALONZO, T., HERRING, S.W., WIGHT, T., 2000, Effects of intraoral splint wear on proteoglycans in the temporomandibular joint disc, *Arch Biochem Biophys* 379:64-70.
50. NAKANO, T., SCOTT P.G., 1989b, *Proteoglycans of the articular disc of the bovine temporomandibular joint: I. High molecular weight chondroitin sulphate proteoglyca*,. *Matrix* 9:277-283.
51. IOZZO, R.V., 1998, Matrix proteoglycans: from molecular design to cellular function, *Annu Rev Biochem* 67:609-652.
52. MUIR, H., 1973, *The chemistry of the ground substance of joint cartilage*. In: *Joints and synovial fluid*. Vol. 18. Sokoloff L, editor. New York: Academic Press, pp. 1011-1020.
53. MUIR, H., 1981, Proteoglycans: state of the art, *Arthrit Rheum* 24:7-10.
54. MOW, V., GUO, X., 2003, Mechano-electrochemical properties of articular cartilage: their inhomogeneities and anisotropies, *Annual Reviews of Biomedical Engineering*, 4, 175–209.
55. MIZOGUCHI, I., SCOTT P.G., DODD, C.M., RAHEMTULLA, F., SASANO, Y., KUWABARA, M., et al. 1998, An immunohistochemical study of the localization of biglycan, decorin and large chondroitin-sulphate proteoglycan in adult rat temporomandibular joint disc, *Arch Oral Biol* 43:889-898.
56. SCOTT, P.G., NAKANO, T., DODD, C.M., 1995, Small proteoglycans from different regions of the fibrocartilaginous temporomandibular joint disc, *Biochim Biophys Acta* 1244:121-128.
57. NAKANO, T., SCOTT, P.G., 1996, Changes in the chemical composition of the bovine temporomandibular joint disc with age, *Arch Oral Biol* 41:845-853.
58. TANAKA, E., SHIBAGUCHI, T., TANAKA, M., TANNE, K., 2000, Viscoelastic properties of the human temporomandibular joint disc in patients with internal derangement, *J Oral Maxillofac Surg* 58:997-1002.
59. SCAPINO, R.P., CANHAM, P.B., FINLAY, H.M., MILLS, D.K., 1996, The behaviour of collagen fibres in stress relaxation and stress distribution in the jaw-joint of rabbits, *Arch Oral Biol* 41:1039-1052.
60. JERGENSON, M., BARTON, J., 1998. The occurrence of TMJ disc perforations in an aging population, *Journal of Dental Research* 77.
61. DEL PALOMAR, A. P., DOBLARE, M., 2006, The effect of collagen reinforcement in the behaviour of the temporomandibular joint disc, *Journal of Biomechanics*, 39(6), 1075-1085.
62. WANG, C., HUNG, C.T., MOW, V.C., 2001, An analysis of the effects of depth-dependent aggregate modulus on articular cartilage stressrelaxation behaviour in compression, *Journal of Biomechanics* 34, 75–84.
63. ATESHIAN, G., WANG, H., LAI, W., 1998, The role of interstitial fluid pressurization and surface porosities on the boundary friction of articular cartilage, *Journal of Tribology* 120, 241–248.
64. MINARELLI, A.M., SANTO, M.D J.R., LIBERTI, E.A., 1997, The structure of the human temporomandibular joint disc: a scanning electron microscopy study, *J Orofac Pain* 11:95-100.
65. PE' REZ-PALOMAR, A., 2004, *Three-dimensional finite element simulation of the temporo mandibular joint* , Doktoro tezi, University of Zaragoza (Spain).

66. DONZELLÌ, P., GALLO, L., SPILKER, R., PALLA, S., 2004, Biphasic finite element simulation of the TMJ disc from in vivo kinematic and geometric measurements, *Journal of Biomechanics*, 37.
67. BEEK, M., KOOLSTRA, J., VAN RUIJVEN, L., VAN EIJDEN, T., 2000, Threedimensional finite element analysis of the human temporomandibular joint disc, *Journal of Biomechanics*, 33, 307–316.
68. BEEK, M., KOOLSTRA, J.H., VAN RUIJVEN L.J., VAN EIJDEN T.M.G.J., 2001B, Threedimensional finite element analysis of the cartilaginous structures in the human temporomandibular joint, *J Dent Res*, 80:1913-1918.
69. ERTAN, A., 2019, *Dusem Protetik Diş Tedavisi Kitabı* (5.Baskı), Tusem Tıbbi Yayıncılık
70. BEATTY, M.W., BRUNO, M.J., IWASAKI, L.I., NICKEL, J.C., 2001, Strain rate dependent orthotropic properties of pristine and impulsively loaded porcine temporomandibular joint disk, *J Biomed Mater Res* 57:25-34.
71. WILLARD, V.P., KALPAKCI, K.N., REIMER, A.J., ATHANASIOU, K.A., 2012, The regional contribution of glycosaminoglycans to temporomandibular joint disc compressive properties, *Journal of biomechanical engineering*, 134(1).
72. SWARTZ, M.A., AND FLEURY, M.E., 2007, “Interstitial Flow and its Effects in Soft Tissues,” *Annu. Rev. Biomed. Eng.*, 9, pp. 229–256.
73. CORSI, A., XU, T., CHEN, X. D., BOYDE, A., LIANG, J., MANKANI, M., SOMMER, B., IOZZO, R. V., EICHSTETTER, I., ROBEY, P. G., BIANCO, P., AND YOUNG, M. F., 2002, “Phenotypic Effects of Biglycan Deficiency are Linked to Collagen Fibril Abnormalities, are Synergized by Decorin Deficiency, and Mimic Ehlers-Danlos- Like Changes in Bone and other Connective Tissues,” *J. Bone Miner. Res.*, 17(7), pp. 1180–1189.
74. RUHLAND, C., SCHONHERR, E., ROBENEK, H., HANSEN, U., IOZZO, R. V., BRUCKNER, P., AND SEIDLER, D. G., 2007, “The Glycosaminoglycan Chain of Decorin Plays an Important Role in Collagen Fibril Formation at the Early Stages of Fibrillogenesis,” *FEBS J.*, 274(16), pp. 4246–4255.
75. TANAKA, E., TANNE, K., SAKUDA, M., 1994, A three-dimensional finite element model of the mandible including the TMJ and its application to stress analysis in the TMJ during clenching, *Med Eng Phys*, 16:316-322.
76. LAI, W.F.T., BOWLEY, J., BURCH, J.G., 1998, Evaluation of shear stress of the human temporomandibular joint disc, *J Orofac Pain*, 12:153-159.
77. MOW, V.C., RATCLIFFE, A., CHERN, K.Y., KELLY, M.A., 1992, *Structure and function relationships of the menisci of the knee. In: Knee meniscus: basic and clinical foundations*. New York: Raven Press, pp. 37-57.
78. WILSON, W., VAN RIETBERGEN, B., VAN DONKELAAR, C., HUIJKES, R., 2003, Pathways of load induced cartilage damage causing cartilage degeneration in knee after meniscectomy, *Journal of Biomechanics* 36, 845–851.
79. OBERG, T., CARLSSON, G.E., FAJERS, C.M., 1971, The temporomandibular joint. A morphologic study on human autopsy material, *Acta of Odontology Scandinavian*, 29, 349–384.
80. STRATMANN, U., SCHAARSCHMIDT, K., SANTAMARÍA, P., 1996, Morphologic investigation of condylar cartilage and disc thickness in the human temporomandibular joint: significance for the definition of osteoarthrotic changes, *Journal of Oral Pathology and Medicine*, 25, 202–205.

81. DEL PALOMAR, A. P., DOBLARE, M., 2006, Finite element analysis of the temporomandibular joint during lateral excursions of the mandible, *Journal of biomechanics*, 39(12), 2153-2163.
82. KOOLSTRA, J. H., VAN EIJDEN, T.M.G.J., 2007, Consequences of viscoelastic behavior in the human temporomandibular joint disc, *Journal of dental research*, 86(12), 1198-1202.
83. BRANDS, D.W., PETERS, G.W., BOVENDEERD, P.H., 2004, Design and numerical implementation of a 3-D non-linear viscoelastic constitutive model for brain tissue during impact, *J Biomech*, 37:127-134.
84. KOOLSTRA, J.H., TANAKA, E., VAN EIJDEN, T.M., 2007, Viscoelastic material model for the temporomandibular joint disc derived from dynamic shear tests or strain-relaxation tests, *J Biomech*, 40:2330-2334.
85. BEEK, M., AARNTS, M.P., KOOLSTRA, J.H., FEILZER, A.J., VAN EIJDEN, T.M.G.J., 2001A, Dynamic properties of the human temporomandibular joint disc, *J Dent Res*, 80:876-880.
86. DEL POZO, R., TANAKA, E., TANAKA, M., OKAZAKI, M., TANNE, K., 2002, The regional difference of viscoelastic property of bovine temporomandibular joint disc in compressive stress-relaxation, *Med Eng Phys*, 24:165-171.
87. Fung, Y.C.B., 1972, *Stress-strain-history relations of soft tissues in simple elongation*. In: *Biomechanics: its foundations and objectives*, Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall, pp. 181-208.
88. WOO SL-Y, MOW, V.C., LAI, W.M., 1988, *Biomechanical properties of articular cartilage*. In: *Handbook of bioengineering*, New York: McGraw-Hill Book Co., Chapter 4, pp. 1-44.
89. GROSS, A., BUMANN, A., HOFFMEISTER, B., 1999, Elastic fibers in the human temporo-mandibular joint disc, *Int J Oral Maxillofac Surg* 28:464-468.
90. MILLS, D.K., FIANDACA, D.J., SCAPINO, R.P., 1994, Morphologic, microscopic, and immunohistochemical investigations into the function of the primate TMJ disc, *J Orofac Pain* 8:136-154.
91. KOOLSTRA, J.H., VAN EIJDEN, T.M., 1997, The jaw open-close movements predicted by biomechanical modelling, *J Biomech* 30:943-950.
92. LANGENBACH, G.E., HANNAM, A.G., 1999, The role of passive muscle tensions in a three-dimensional dynamic model of the human jaw, *Arch Oral Biol* 44:557-573.
93. HUDDLESTON SLATER J.J., VISSCHER, C.M., LOBBEZOO, F., NAEIJE, M., 1999, The intra-articular distance within the TMJ during free and loaded closing movements, *J Dent Res*, 78:1815-1820.
94. NAEIJE, M., HOFMAN, N., 2003, Biomechanics of the human temporomandibular joint during chewing, *Journal of dental research*, 82(7), 528-531.
95. FAULKNER, M.G., HATCHER, D.C., HAY, A., 1987, A three-dimensional investigation of temporomandibular joint loading, *J Biomech* 20:997-1002.
96. PECK, C., LANGENBACH, G., HANNAM, A., 2000, Dynamic simulation of muscle and articular properties during human wide jaw opening, *Archives of Oral Biology*, 45, 963-982.

97. CARVALHO, R.S., YEN, E.H., SUGA, D.M., 1995, Glycosaminoglycan synthesis in the rat articular disk in response to mechanical stress, *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 107:401-410.
98. THONAR, E.J.M.A., SWEET, M.B.E., IMMELMAN, A.R., LYONS, G., 1978, Hyaluronate in articular cartilage: age related changes, *Calcif Tissue Res*, 26:19-21.
99. SCHNEIDERMAN, R., KERET, D., MAROUDAS, A., 1986, Effects of mechanical and osmotic pressure on the rate of glycosaminoglycan synthesis in the human adult femoral head cartilage: an in vitro study, *J Orthop Res*, 4:393-408.
100. MCCORMACK, T., MANSOUR, J.M., 1998, Reduction in tensile strength of cartilage precedes surface damage under repeated compressive loading in vitro, *J Biomech*, 31:55-61.
101. TAKANO, Y., MORIWAKE, Y., TOHNO, Y., MINAMI, T., TOHNO, S., UTSUMI, M., ET, A.L., 1999, Age-related changes of elements in the human articular disk of the temporomandibular joint, *Biol Trace Elements Res*, 67:269-276.
102. JIBIKI, M., SHIMODA, S., NAKAGAWA, Y., KAWASAKI, K., ASADA, K., ISHIBASHI, K., 1999, Calcifications of the disc of the temporomandibular joint, *J Oral Pathol Med*, 28:413-419.

5.ÖZGEÇMİŞ

Ad soyad: Başak Senian BİLGİR

Doğum yeri/tarihi: İstanbul / 19.03.1996

İletişim bilgileri: basaksenian@gmail.com

Okuduğum okullar: Mustafa Kemal İlköğretim Okulu
Süleyman Nazif Anadolu Lisesi
İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Yabancı Dil: İngilizce