



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
AĞIZ DIŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

**ORTODONTİK ELASTİK KULLANIMININ
TEMPOROMANDİBULAR EKLEM ÜZERİNDE
OLUŞTURDUĞU STRESİN SONLU ELEMANLAR
ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

DOKTORA TEZİ

Vugar GURBANOV

Samsun

Haziran-2018



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
AĞIZ DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

**ORTODONTİK ELASTİK KULLANIMININ
TEMPOROMANDİBULAR EKLEM ÜZERİNDE
OLUŞTURDUĞU STRESİN SONLU ELEMANLAR
ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

DOKTORA TEZİ

Vugar GURBANOV

**Danışman
Doç. Dr. Burcu BAŞ**

**Samsun
Haziran-2018**

T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Vugar GURBANOV tarafından Doç. Dr. B. BAŞ danışmanlığında hazırlanan 'Ortodontik Elastik Kullanımının Temporomandibular Eklem Üzerinde Oluşturduğu Stresin Sonlu Elemanlar Analizi İle Değerlendirilmesi' başlıklı bu çalışma jürimiz tarafından 18.10.2018 tarihinde yapılan sınav ile Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalında DOKTORA Tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan: Doç. Dr. Nihat Akbulut , Gaziosmanpaşa Üniversitesi/ Tokat

Üye : Doç. Dr. Nükhet Kütük , Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi/ İstanbul

Üye : Prof . Dr. Bora Özden , Ondokuz Mayıs Üniversitesi

Üye : Doç. Dr. Burcu Baş , Ondokuz Mayıs Üniversitesi

Üye : Yrd. Doç. Dr .A. Alper Öz , Ondokuz Mayıs Üniversitesi

ONAY: Bu tez, Enstitü Yönetim Kurulunca belirlenen ve yukarıda adları yazılı jüri üyeleri tarafından uygun görülmüştür.

...../...../.....

Prof. Dr. Ahmet UZUN
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim ve tez çalışmalarım süresince yolumu aydınlatan, sabrını, bilgisini ve emeğini hiçbir zaman esirgemeyen tez danışmanım, sevgili ve değerli hocam Doç. Dr. Burcu Baş'a

OMÜ Diş Hekimliği Fakültesi'nde almış olduğum doktora eğitimim boyunca değerli bilgilerini, deneyimlerini benimle paylaşan ve eğitimime önemli katkıları olan değerli hocam Prof. Dr. Bora Özden'e,

Çalışmalarım sırasında değerli görüş ve fikirlerine başvurduğum Sayın Yrd. Doç. Dr. Alper Öz'e,

Tezimin tüm aşamalarında yardım ve desteğini esirgemeyen Sayın Dr. Dt. Damla Torul'a

Çalışmalarımda bana yol gösteren ve cesaretlendiren asistan arkadaşlarım Dt. Dilara. Kazan, Dt. Ezgi Yüceer ve Dt. Levent Acar'a,

Doktora eğitimi sırasında en anlamlı ve zor günümde hep yanımda olan arkadaşlarım Dt. Elçin Abbasov, Dt. Anar Abilov, Dt. Sefa A. Akbaş, Serhat Kaynak, Turul Güneş ve Emre Güneş'e,

Birlikte birçok zorluk ve güzelliği paylaştığımız tüm doktora öğrencisi ve araştırma görevlisi arkadaşlarıma,

Hayatımın her döneminde beni destekleyip, daima yanımda olan herşeyden çok sevdiğim babam, annem ve abilerime,

Çalışmalarım sırasında sabır gösterip bana destek olan eşim, kızım ve oğluma,
Çalışmamı destekleyen OMÜ Bilimsel Araştırma Projeleri (OMUBAP) Başkanlığı'na

TEŞEKKÜRLERİMLE

Bu araştırma projesi Ondokuz Mayıs Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Başkanlığınca PYO. DIS.1904.17.010 numarası ile desteklenmiştir.

ÖZET

ORTODONTİK ELASTİK KULLANIMININ TEMPOROMANDİBULAR EKLEM ÜZERİNDE OLUŞTURDUĞU STRESİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

Amaç: Ortodontik tedavilerin Temporomandibular Düzensizlikler (TMD)'e neden olup olmadığı ya da mevcut TMD'yi şiddetlendirip şiddetlendirmedigine ilişkin tartışmalar devam etmektedir. Bu çalışmanın amacı Sınıf II ve Sınıf III maloklüzyonların sabit ortodontik tedavisinde kullanılan elastiklerin Temporomandibular Eklem (TME) yapıları üzerindeki etkilerinin üç boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi (SEA) ile incelenmesidir.

Materyal ve Metot: Normal ve önde konumlanmış TME diskine sahip Sınıf II ve Sınıf III maloklüzyonda 4 farklı model bilgisayar ortamında oluşturuldu. Bilgisayar ortamında, üç boyutlu modeller üzerine ortodontik braketer ve lastikler yerleştirildi. Bu modellerin hepsine, elastiklerle çekme kuvvetini temsilen çift taraflı itici 200 gr (1,25 N) kuvvet uygulandı. Elastik, Sınıf II modellerde üst lateral ve kanin dişlerden alt birinci büyük azı dişlerine, Sınıf III modellerde ise alt lateral ve kanin dişlerden üst birinci büyük azı dişlere yerleştirilecek şekilde kuvvet uygulandı.

Bulgular: Her iki modelde de stresin kondil boyun bölgesinde ve kondil artiküler yüzeyinde daha yoğun olduğu görüldü. Sınıf III modellere ortodontik kuvvet uygulandığında, kondilde oluşan stresin Sınıf II' ye göre daha yoğun ve artiküler yüzeyde daha küçük bir alanda lokalize olduğu izlenildi. Eklem diskinin önde konumlandırıldığı Sınıf III modellerde, kondil tepe noktasındaki stresin daha küçük bir alanda ve daha yoğun olduğu görüldü. Diskteki stres değerleri ise en fazla Sınıf II modellerde, diskin normal olduğu konumda görüldü. Her iki maloklüzyonda da elastikler daha uzun mesafede yerleştirildiğinde hem kondilde hem de diskte stresin arttığı bulundu.

Sonuç: Sabit ortodontik tedavi sırasında kullanılan elastikler TME yapılarında strese neden olmaktadır. Elastiklerin hangi yönde uygulanacağı da TME'ye gelen stresi etkilemektedir. Ortodontik tedavi sırasında TME dikkatli bir şekilde değerlendirilmeli ve aşırı yüklenmelerden kaçınılmalıdır.

Anahtar Kelimeler: Sonlu Elemanlar Analizi, Maloklüzyon, Ortodontik elastik

Vugar GURBANOV, Doktora Tezi

Ondokuz Mayıs Üniversitesi-Samsun, Haziran -2018

ABSTRACT

EVALUATION OF STRESSES GENERATED BY ORTHODONTIC ELASTIC USE ON TEMPOROMANDIBULAR JOINT USING FINITE ELEMENT METHOD

Aim: There are still discussions as to whether orthodontic treatment creates Temporomandibular disorders (TMD) or exacerbate existing TMD. The purpose of this study is to evaluate the effects of orthodontic elastic use on Temporomandibular joint (TMJ) structures, used in the fixed orthodontic treatment of Class II and III malocclusions with three-dimensional Finite Element Method (FEM).

Material and Method: Four different models, Class II and Class III malocclusion with TMJ disc in normal and anterior position, were created in the computer. Orthodontic brackets and elastics were placed on this three-dimensional jaw models. All of these models have been subjected to a constant force of 200 gr (125 N) on both sides simulating elastic pull force. The force was applied in a direction between the upper lateral or canine teeth and lower first molar teeth in Class II models and between the lower lateral-canine and upper first molar teeth in Class III models.

Results: In both models, stress was found in the condylar neck, articular surface and disc. In Class III models, it is seen that when the orthodontic force is applied, the stress in the condyle was higher than in Class II models. In the Class III models with disc displacement, it was found that the stress at the condylar articular surface was more intense and localized in a smaller area. For the articular disc, highest stress value was seen in Class II models with normal disc position. In both models, when the elastics were placed at longer distances the stress value was found to be highest in both the condyle and disc.

Conclusion: Elasticities used during fixed orthodontic treatment are causes stress in TMJ structures. The direction of the elastics was also affected the stress distribution and intense. During orthodontic treatment, TMJ should be carefully assessed and excessive loads should be avoided.

Keywords: Finite Element Method, Malocclusion, Orthodontic elastic

Vugar GURBANOV, Ph. D. Thesis
Ondokuz Mayıs University-Samsun, June-2018

SİMGELER VE KISALTMALAR

FEM	: Finite Element Method
SEA	: Sonlu Elemanlar Analizi
TME	: Temporomandibular Eklem
TMD	: Temporomandibular düzensizlik
PL	: Periodontal Ligament
P	: Paskal
α	: Alfa
E	: Yung Modülü
MO	: Maloklüzyon
N	: Newton
kg	: Kilogram
γ	: Gama
δ	: Delta
°C	: Santigrad derece (Celsius)
BT	: Bilgisayar Tomografi
Mak. PS	: Maksimum Prinsiple Stres
Min. PS	: Minimum Prinsiple Stres
AGD	: Asal Gerilme Değeri

İÇİNDEKİLER

ÖZET	iv
ABSTRACT	v
SİMGELER VE KISALTMALAR	vi
İÇİNDEKİLER	vii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Temporomandibular Eklem Embriyolojisi	3
2.2. Temporomandibular Eklem Anatomisi	4
2.2.1. Glenoid Fossa ve Artiküler Eminens	4
2.2.2. Mandibuler Kondil.....	5
2.2.3. Temporomandibular Eklem Kapsülü.....	5
2.2.4. Sinoviyal Membran ve Sinoviyal Sıvı	6
2.2.5. Temporomandibular Eklem Diski	7
2.2.6. Temporomandibular Eklem Ligamentleri	8
2.2.7. Çiğneme Kasları	10
2.3. Çene Hareketlerinin Fiziyojisi	13
2.4. Temporomandibular Düzensizlikler	15
2.4.1. Temporomandibular Düzensizliklerin Epidemiyolojisi.....	15
2.4.2. Temporomandibular Düzensizliklerinin Sınıflandırılması	16
2.4.3. Temporomandibular Eklem Disk Deplasmanları	19
2.4.4. Temporomandibular Düzensizliklerin Etiyolojisi	23
2.5. Maloklüzyonların Tanımı, Sınıflandırılması ve Etiyolojisi	24
2.5.1. Sınıf II Maloklüzyonların Tanımı ve Sınıflandırılması	24
2.5.2. Sınıf III Maloklüzyonların Tanımı ve Sınıflandırılması.....	25
2.5.3. Maloklüzyonlarda Tedavi Yaklaşımları	26
2.5.4. Ortodontik Tedavinin Temporomandibular Eklem Üzerine Etkisi	27
2.6. Sonlu Elemanlar Analizi Metodu	32
2.6.1. Sonlu Eleman Analizinde Temel Adımlar	34
2.6.2. Gerilme Analizlerinde Kullanılan Terimler.....	35
2.6.3. Sonlu Elemanlar Analizi ile Ortodonti ve Temporomandibular Eklem Üzerinde Yapılmış Çalışmalar.....	36
3. MATERYAL VE METOT	41
3.1. Materyal	41

3.1.1. Çalışmada Kullanılan Gereçler	41
3.2. Metot	42
3.2.1. Matematik Modellerin Hazırlanması	42
3.2.2. Dişlerin ve Periodontal ligamentlerin Modellenmesi	45
3.2.3. Braketlerin ve Ark Telinin Modellenmesi	46
3.2.4. TME Yapılarının Modellenmesi	47
3.2.5. Geometrik Modelin Matematik Modele Dönüştürülmesi (Modelin Ağ Yapısının Oluşturulması)	48
3.3. Sınır Koşulları	50
3.4. Yükleme Koşulları	51
3.5. Analiz Aşaması	52
4. BULGULAR	55
4.1. Sınıf II Modellerin Değerlendirilmesi	55
4.2. Sınıf III Modellerin Değerlendirilmesi	60
4.3. Sınıf II ve III Modellerin Karşılaştırılması	64
5. TARTIŞMA	67
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	80
KAYNAKLAR	81
EKLER	106
EK 1- Çalışmamızda Kullanılan Model Görüntüleri	106
EK 2- Çalışmamızda Kullanılan SEA Modellerinde Kuvvet Yönlerini gösteren şemalar	107
ÖZGEÇMİŞ	108

1.GİRİŞ

Temporomandibular eklem (TME), çiğneme ve konuşma gibi işlevlere sahip olan, stomatognatik sistemin önemli bir parçasıdır. Temporomandibular eklem düzensizlikleri (TMD), toplumda en yaygın görülen TME hastalıklarından biridir. TME kapsül içi düzensizliği artiküler diskin mandibular kondil, fossa ve artiküler eminens ile olan anormal ilişkisini ifade eder. Etkeni multifaktoriyel olarak tanımlanmakla birlikte, çoğunlukla travmadır (Pankhurst, 1998).

Temporomandibular eklem hastalıklarının etyolojisinde maloklüzyonun rolü halen tartışmalıdır. Literatürde iskeletsel bozukluklar ile TMD arasındaki ilişkiyi saptayan çalışmalar bulunmaktadır. Bazı yazarlar TMD'lerin tedavisinde öncelikli olarak varolan maloklüzyonun tedavisinin yapılması gerektiğini savunmaktadırlar (Sonnesen ve ark., 1998; Henrikson ve Nilner, 2003; Türp ve ark., 2008). Bunun yanında, ortodontik tedavinin de TMD'ye yol açabileceği ya da varolan rahatsızlığı şiddetlendirebileceğini gösteren çalışmalar da mevcuttur. TME, çene ve çiğneme sisteminde oluşan maloklüzyonların tedavisi sırasında kullanılan tüm ortopedik ve fonksiyonel kuvvetlerin direk stresine maruz kalmaktadır (Farrar, 1983; Foucart ve ark., 1998). Literatürdeki ortodontik tedavi ile TMD arasındaki ilişkiye dair çalışmalar yeterli değildir (Michelotti, 2010). Çalışmaların çoğu belirli fonksiyonel tedavilerin, kondilin morfolojik yapısında ve konumundaki etkilerine yöneliktir. Literatür incelendiğinde, çalışmaların daha çok çenelik ve yüz maskesi gibi ortopedik aparey tedavilerinin TME üzerine etkilerine odaklanmış olduğu görülmektedir (Deguchi ve ark., 1998). Sabit ortodontik tedavilerin, TME'ye olan etkilerini değerlendiren az sayıda çalışma bulunmaktadır (Bengt Mohlin ve ark., 2009; Inger Egermark ve ark., 2009; Daniele Manfredini ve ark., 2015). Sabit ortodontik tedavi ile Sınıf II ve Sınıf III maloklüzyonların tedavisi sırasında kullanılan elastiklerin TME üzerinde olumsuz etkileri olduğu klinik olarak izlenmektedir. Klinik çalışmalarda uygulanan kuvvetin yönü ve miktarı ile ilgili bilgiler tartışılmaktadır. Literatürde elastik kullanımının TME üzerinde oluşturduğu stresi değerlendiren bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Temporomandibular eklem kuvvet yüklenen bir organdır ve çiğneme kuvvetleri ile sürekli strese maruz kalır. Literatürde TME'ye gelen yüklenmenin araştırıldığı birçok biyomekanik çalışma bulunmaktadır (Kursunoglu ve ark, 1986; Koriath ve Hannam, 1990; Tanaka ve ark., 1994; Beek ve ark, 2000; Vollmer ve ark.,

2000; Donzelli ve ark., 2004; Tanaka ve ark., 2004; Beek ve ark, 2005; P'erez-Palomar ve Doblaz, 2006). İnsan vücudundaki çeşitli anatomik yapıların maruz kaldığı stresi araştırmak için farklı teknikler geliştirilmiştir. Özellikle ulaşılamayacak bölgelerdeki yüklenmeleri kaydedebilmek için bilgisayar modellemesi ideal bir yöntemdir. Üç boyutlu modelleme ile Sonlu Elemanlar Analizi (SEA), TME gibi ulaşılması güç bölgelerdeki stres ve gerilmelerin dağılımının bulunabilmesi için alternatif bir yaklaşımdır. Sonlu elemanlar metodu anatomik olarak karışık ve zor geometrisi olan yapıların mekanik özelliklerinin en uygun değerlerinin saptanması için geliştirilmiştir (Chen ve Xu 1994; May ve ark., 2001; Beek ve ark., 2005; Koriath ve Versluis, 2006; Muftic ve ark., 2010). Bu yöntemde analizler, bilgisayar ortamında hazırlanan modeller üzerinde, üç boyutlu bir ortamda çalışılarak yapılır.

Çalışmamızda, sabit tedavi sırasında ortodontik elastik kullanımının sağlıklı ve disk deplasmanı olan TME'de stres artışına neden olup olmadığı SEA yöntemi ile değerlendirilmiştir. Sınıf II ve III maloklüzyona sahip olan hastaların üç boyutlu modeli bilgisayar ortamında oluşturulmuştur. Bu model alt çeneyi, eklem bölgesini, üst çene ile bağlantıyı sağlayan kas yapılarını, kondili ve dişleri içermektedir. Üç boyutlu modeller üzerinde dişler arasına iki farklı yönde ve iki farklı doğrultuda elastik bantlar yerleştirilmiş sabit kuvvetler yüklenmiştir. Yükler uygulandıktan sonra modele sınır şartları tanıtılarak kuvvet anında model üzerinde oluşan gerilmelerin tamamı bulunmuş, özellikle TME'deki gerilmeler gösterilmiştir. Sonlu elemanlar modeli ağ yapısında altıgen elemanlar kullanılarak oluşturulmuştur. Sonuçlar görsel olarak grafiklerle ifade edilmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

Temporomandibular eklem; bilateral, diartroidal, ginglimoid, sinoviyal bir eklem olup serbestçe hareket eden, dönme (rotasyon) ve kayma (translasyon) hareketleri yapabilen karmaşık bir yapıya sahiptir. Diartroidal terimini kullanılmasının sebebi; eklem anterior da mandibular kondil ve süperiorda artiküler eminens ve temporal kemiğin bulunduğu iki kemik parçasından oluşmasıdır. Ginglimoid teriminin kullanılmasının sebebi ise eklem menteşeye benzer hareket komponentinin bulunmasıdır. Bilateral olan TME’de, bir tarafta oluşan fonksiyonel değişiklik ve hareket diğerini de etkiler. Bu nedenle TME, vücutta çift taraflı olarak birlikte ve uyumlu hareket etme zorunluluğu olan tek eklemdir. TME’nin özelliklerinden biri de vücudun diğer eklemlerinde olmayan ve santral sinir sistemi tarafından integrasyon gerektiren hem rotasyon hem de translasyon hareketlerini aynı anda yapabilme kapasitesine sahip olmasıdır (Oberg ve ark., 1971; Mohl ve ark.,1988; Werner ve ark., 1991; Ash ve ark., 1995; Okeson, 1998; Radlanski ve ark.,1998; Odabaş ve Arslan, 2000; Yengin, 2000).

Temporomandibular eklem, ginglimoartroidal özelliklere sahip tek eklemdir. Temporal kemik ve kaput mandibula arasında artroidal hareket (dönme, menteşe, açma-kapama) gerçekleşirken, artiküler tüberkülün arka alt yüzeyi ve kaput mandibulanın üst ön yüzeyi tarafından ginglimoidal (kayma) hareket gerçekleştirilir (Okeson, 1998; 2003). TME’nin diğer özelliği eklem hareketlerinin sınırlanmasında fonksiyon gören ligamentlere sahip olmasıdır. Diğer tüm eklemlerde fonksiyonel hareketler sadece eklem bağları tarafından sınırlandırılmaktadır (Heffez ve ark., 1989b; 1990a).

2.1. Temporomandibular Eklem Embriyolojisi

Temporomandibular eklem oluşumu embriyonik dönemde yedinci ve yirminci haftalar arasında meydana gelmektedir (Symons, 1952; Moffet, 1957; Baume, 1963; Furtsman, 1963; Rodriguez-Vazquez ve ark., 1997; Petroviç, 1977).

Temporomandibular eklemde morfolojik olarak ortaya çıkan patolojilerin hangi haftalarda olduğu literatürde tartışılmaktadır. Bu haftalar Van der Linden ve ark. (1987)’na göre, yedi ve on birinci haftalar arası, Furtsman (1963)’a göre sekizinci ve on ikinci haftalar arası, Moore ve Lavelle (1974)’e göre onuncu ve on ikinci haftalar arasına denk gelmektedir. Mandibulanın kemikleşmesi, Meckel kıkırdağının yanında, altı ve yedinci haftalar arasında başlar. Yüz ve kafa kemikleri içerisinde ilk kemikleşen

mandibulayı, sfenoid kemik, frontal kemik, zigomatik kemik, zigomatik ark ve oksipital kemik takip eder. Artiküler fossa, yedi ve sekizinci haftalar arası gelişimini ilk tamamlayan TME yapısıdır. On ve onbirinci haftalarda artiküler fossa kemikleşmeye başlar. Mandibula kondilinin kemikleşmesi fossanın kemikleşmesinden daha geçtir. Kondil başlangıçta kıkırdak yapıdadır, onuncu ve onbirinci haftalarda Meckel kıkırdağının lateralinde kümelenen mezenşimal hücrelerinden gelişir (Burdi, 1992). Yedinci haftadan sonra, artiküler disk mezenşimal hücre yığını olarak oluşmaya başlar. Ondokuz ve yirminci haftalar arasında tipik fibrokartilaj yapı kendini belli etmeye başlar (Burdi, 1992). Eklem kapsülünün oluşması dokuz ve onbirinci haftalar arasında başlar ve yirmialtıncı haftanın sonunda kapsülün sinoviyal ve hücreli yapılarının diferansiyasyonu tamamlanır (Burdi, 1992). Eklem çevresinde onuncu haftada kanlanma başlar. Disk kendisi avüsküler yapıda olsa da periferinde kan damarları bulunur. TME'nin sinir yapısı onikinci haftadan itibaren oluşmaya başlar. Üst eklem boşluğu onikinci haftada gelişimine başlar, ondördüncü haftada alt ve üst eklem boşlukları aynı anda gelişimini tamamlar. Onaltı ve yirminci haftalar arasında iki eklem boşluğu arasında yer alan konsantre mezenkimden, fibrokartilajenöz artiküler disk gelişir. Artiküler diskin izlenmesi için embriyonun boyunun 70 mm'yi geçmesi gereklidir.

2.2. Temporomandibular Eklem Anatomisi

2.2.1. Glenoid Fossa ve Artiküler Eminens

Artiküler fossa, bazı literatürlerde mandibular fossa veya glenoid fossa olarak adlandırılır. Glenoid fossanın ön sınırını artiküler eminens posterioru, arka sınırını ise dış kulak yolu ve petrotimpanik fissür oluşturur. Beyin ve eklem boşluklarını ayıran yapı eklem fossasının çatısıdır. Eklem içerisindeki akut iltihabi durumlarda çatıda oluşan delikler, enfeksiyonun beyin içerisine ilerlemesine neden olabilir. Ekleme uygulanan invaziv yöntemlerde iatrojen nedenlerle de beyin hasarı oluşturabilir. Fossa normalde fonksiyon sırasında herhangi bir yüke maruz kalmadığı için ince bir fibröz tabakayla kaplıdır (Fonseca ve ark., 2009). TME'nin önemli fonksiyonel komponenti sayılan artiküler eminens, kalın bir yapıya sahiptir. Eminens azalan bir eğimden, zigomatik tüberkülün transvers bir uzantısı olan bir kenardan ve tekrar artan bir eğimden meydana gelir. Bu yapının en kalın seyrettiği kısım eminensin azalan eğiminin olduğu yerdir.

2.2.2. Mandibular Kondil

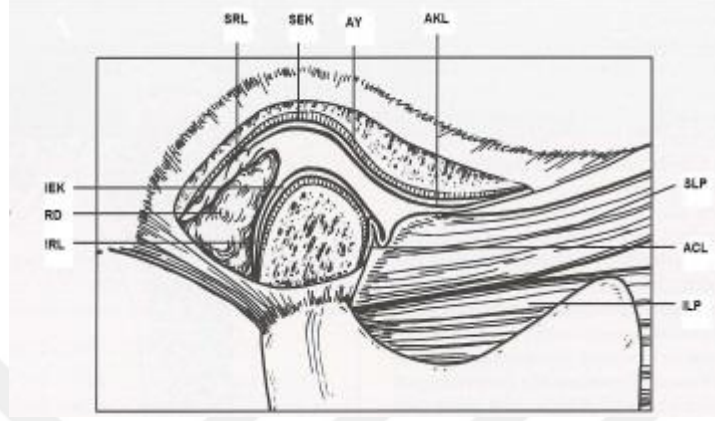
Mandibuler kondilin şekil ve boyutu kişilere göre farklılıklar göstermektedir (Solberg ve ark., 1985; Scapino, 1997). Doğumdan yetişkinliğe kadar kondil medial-lateral olarak büyümesini devam ettirmektedir (Nickel ve ark., 1989). Kondil başı ise kişiye ve yaşa göre değişen, ortalama mediolateral yönde 20 mm ve anteroposterior yönde 10 mm uzunluğa sahip elips şeklinde bir yapıdır. Mandibula kondili çenenin ramusuna dik ve frontal düzleme göre distale doğru ramusun uzun eksenine ile 10-30° açı yapmıştır. Bu açılar ırksal, toplumsal, kişisel olarak farklılıklar gösterebilir ama aynı bireyde fark göstermesi asimetriye sebep olur ve bu durum, patolojik olarak değerlendirilir. Mandibular fossa ise kondilin doğru oturabilmesi için şekillenmiş konkav yapıda bir şekil gösterir (Thilander ve ark., 1976; Ash, 1994). Kondilin artikülasyon yüzeyleri değişen miktarlarda kondrosit, proteoglikan, esnek lifler ve oksitalan lifleri içeren yoğun bir bağ doku ile kaplıdır (Helmy ve ark., 1984; Hansson ve ark., 1997). Eklem yüzeyindeki bu fibrokartilajenöz kıkırdağın başlıca görevi eklem yapılarının sürtünmesiz hareketlerine izin vermek ve eklem gelen baskıları subkondral kemiğe iletebilmektir (Radin ve Paul, 1971). Diğer sinoviyal eklemlerle kıyaslandığı zaman en çok kollejen fibrille bu kıkırdağta rastlanır (Fletcher ve ark., 2011).

Adölesanlarda fibrokartilaj yapının en derin katmanı ile subkondral kemik arasında sadece TME'de rastlanan hiyalin kıkırdağ bulunmaktadır. Kıkırdağın başlıca görevi kondili hiperplastik hale getirerek aşırı yüklere adapte olmasına yardımcı olmaktır (Carlsson ve Oberg, 1972). İleri yaşlarda bu bölgede sadece kıkırdağ kalıntıları kalmakta, diğer alanlar kalsifiye olmaktadır. Yaşlılarda dejeneratif hastalıklara daha fazla rastlanılmasının nedeni, travmadan kaynaklanan aşırı yüklenme sonucu eklem kıkırdağında oluşan bu değişikliklerdir (Ross, 2008).

2.2.3. Temporomandibular Eklem Kapsülü

Eklem kapsülü tüm eklemi dışardan saran, zengin damar, sinir ve bağ dokusundan oluşan, ince fibroelastik yapıdır. Anatomik olarak kapsül lateralde zigomatik tüberkül, glenoid fossanın lateral duvarı ve postglenoid tüberküle; medialde glenoid fossanın lateral duvarına tutunur. Arka taraftan petrotimpanik fissüre yapışarak posterior bilaminar bölgenin üst tabakasıyla kaynaşır, ön tarafta kondil boynunun periostuna yapışır (Rames, 1972), (Şekil 1).

Eklem kapsülü ön ve arka taraflarda damar ve sinirlerden zengin olan gevşek yapıdaki fibriller ile eklem diskinin bağlanır. Bu bağlantı sayesinde kondil ile kapsül diskin hareketlerine katılır. Lateral pterigoid kas anterior da kapsülü ön orta doğrultuda geçerek disk ve kondile tutunur (Otria ve ark., 2018).



Şekil 1. AKL: Anterior kapsüler ligament, AY: Artiküler yüzey, SEK: Süperior eklem kavitesi, SRL: Süperior retrodiskal ligament, İEK: İnferyor eklem kavitesi, RD: Retrodiskal dokular, İRL: İnferyor retrodiskal ligament, SLP: Süperior lateral pterigoid kas, ACL: Anterior kapsüler ligament, İLP: İnferyor lateral pterigoid kas (Okeson, 2003'dan)

2.2.4. Sinoviyal Membran ve Sinoviyal Sıvı

Sinoviyal membran eklem boşluğunun iç yüzeyini örter. Sinoviyal membran, epitelsiz yapıya sahiptir, damar ve sinir ağından zengindir. Sinoviyal membranda kendine özgü hücreler bulunmaktadır ve bunlar fagositik ve sekretuar görevlere sahiptirler. Başlıca görevleri hyaluronik asit üretimi yapmaktır (Fletch ve ark., 2011). Sinoviyal membrandan eklem kapsülü üzerine sinoviyal sıvı üretilir. Bu sıvı yüksek konsantrasyonda hyaluronik asit içerir. Bunun dışında sinoviyal sıvıda plazma proteinlerine benzer protein içeriği vardır ancak total protein içeriği düşüktür. Bununla beraber yüksek oranda albümin içerir ve düşük oranda alfa 2-globülin içerir. Sağlıklı bir TME'de 2ml civarında sinoviyal sıvı bulunur. Bazı hastalıklarda ve ileri yaşlarda sıvı konsantrasyonu azalmaktadır. Sinoviyal sıvının fonksiyonu eklem lubrikasyonu, debris parçacıklarının fagositozu ve artiküler kartilajın beslenmesidir (Fletch ve ark., 2011; Otria L ve ark., 2018).

2.2.5. Temporomandibular Eklem Diski

Temporomandibular eklem diski temporal kemikle mandibular kondil arasındaki boşlukta yer almaktadır. Bikonkav oval yapıya sahiptir. Yoğun bağ dokudan oluşur, sinir ve damar içermez. Dışardan ve içeriden gelen kuvvetlere göre adapte olup şekil değiştirebilir. Kalınlık olarak en ince kısmı merkez kısmıdır ve yaklaşık 1mm kalınlıktadır. Yanlara doğru kalınlaşarak 2-3mm'ye ulaşabilir, (Şekil 2).



Şekil 2. TME diski sagittal kesitte kadavra görüntüsü A) Normal disk pozisyonu, B) Deplase olmuş disk (Quinn, 1998'den)

Fonksiyonel olarak eklem diski anterior, intermediate ve posterior olarak üç kısımda izlenir. Diskin pars anterior ve medial kısımlarında yoğunlaşan eklem elastik liflerine diskin her bölümünde rastlanabilir (Nagy ve Daniel, 1991). Bu liflerin öncelikli görevi basınç ortadan kalktıktan sonra diskin eski şeklini almasını sağlamaktır (Christensen, 1975). Diskin ana görevi kayma hareketlerindeki sürtünmeyi azaltmak ve yük noktalarını kayganlaştırmaktır (McDonald, 1989; Scapino ve ark., 1996). Diskin kalınlığı diske gelen kuvvet ile ters orantılıdır. Diske gelen yük miktarı arttıkça, diskin verdiği tepki azalmaktadır (Chin ve ark., 1996). Disk posterior bölgede iyi vaskülarize ve innerve olan gevşek konnektif dokuya bağlanmıştır. Bu doku genelde bilaminar bölge (Rees, 1954), retroartiküler plastik yastık (Zenker, 1956) veya retrodiskal yağ dokusu (Smeele, 1988) olarak isimlendirilir. Bilaminar bölgede birbirinden farklı yapıya sahip üst ve alt tabakalar vardır. Süperior tabakadan farklı olarak inferior tabaka kollajen liflerden daha zengindir (Rees, 1954; Wilkes, 1978; Luder ve Bobst, 1991). Bilaminar bölgedeki bu katmanların oldukça önemli fonksiyonları vardır. Diskin kondil üzerinde sabitlenmesinden inferior tabaka sorumludur. Ağızın açılıp kapanmasından ve artiküler diskin geri çekilmesinden ise süperior tabaka sorumludur. Disk

deplasmanlarının tanı ve tedavisinde bilaminar bölgenin anatomisi ve fonksiyonu göz önünde bulundurulmalıdır (Erikson, 1992).

TME, disk tarafından alt ve üst eklem boşluklarına ayrılmıştır. Üst eklem boşluğu temporal kemik ve artiküler disk arasında, alt eklem boşluğu kaput mandibula ve artiküler disk arasında yer almaktadır. Diğer eklemlerden farklı olarak TME diski fibrokartilajinöz yapıdadır. Bu diski, diğer eklemlerden ayıran özelliklerden biri de tamamının sinoviyal membranla sarılı bir kapsülle çevrilmiş olması ve hyalin kartilajın olmamasıdır. Eklem yüzeyleri fibröz bağ doku ile örtülüdür (Bali ve ark., 2007). Eklem yüzeylerinde fibröz dokunun bulunması, zararlı etkenlere karşı daha az dejeneratif değişiklik ve daha fazla onarım gücü sağlamaktadır (Stegenga ve ark., 1989; Okeson, 2003).

2.2.6. Temporomandibular Eklem Ligamentleri

TME'de ligamentler aktif olarak eklem fonksiyonuna katılmasalar bile, stabilizasyon, hareket rehberliği ve hareket kısıtlanmasını temin etmektedirler (Osborn, 1995). Eklem içi ve eklem dışı olarak beş veya altı farklı ligament tanımlanmıştır; lateral ligamentler, stilomandibuler ligament, sfenomandibuler ligament, diskomalleolar ligament (Pinto ligamenti) ve Tanaka ligamenti. Başka bir sınıflandırmada eklem ligamentleri fonksiyonel ve aksesuar ligamentler olarak ikiye ayrılmıştır (Okesson, 1998), (Şekil 3).

Fonksiyonel Ligamentler

- Kollateral ligament
- Kapsüler ligament
- Temporomandibular ligament

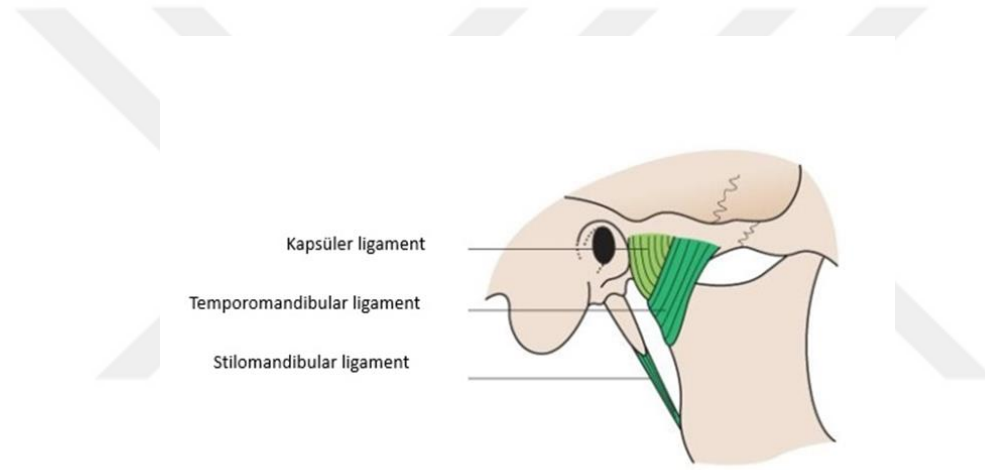
Yardımcı Ligamentler

- Stilomandibular ligament
- Sfenomandibular ligament

Ligamentum Kollaterale (Kollateral (diskal) ligament): Artiküler diskin medial ve lateral kenarlarını, kondilin medial ve lateral kutuplarına bağlar. İki diskal ligamente ayrılır. Bu ligamentler eklemi mediolateral olarak alt ve üst eklem kavitelerine bölerler. Kollajen bağ doku fibrillerinden oluşan gerçek ligamentlerdir. Bu nedenle uzama özelliği yoktur. Diskin kondilden uzaklaşmasını engellerler. Diskin

kondille aynı anda pasif olarak hareket etmesine olanak sağlarlar. Diskal ligament ataçmanları diskin kondil artiküler yüzeyi üzerinde öne ve arkaya rotasyonuna izin verir. Bu şekilde kondil ve disk arasında gerçekleşen menteşe hareketine katkı sağlar. Bu ligamentin innervasyonu ve vaskülarizasyonu vardır ve ligament üzerine gelen basınç ve stresler ağrıya neden olur (Okeson, 2003).

Ligamentum Kapsülare (Kapsüler ligament): Tüm TME kapsüler ligament tarafından çevrelenmiştir (Şekil 3). Kapsüler ligament fibrilleri yukarıda mandibular fossa ve artiküler eminens artiküler yüzeyleri üzerine, aşağıda ise kondil boynuna bağlanır. Kapsüler ligament medial, lateral veya inferior kuvvetlere karşı artiküler yüzeylerin dislokasyonuna engel olmakla birlikte önemli bir görevi de eklem sıvısını sabit tutmaktır. Zengin damar ve sinir innervasyonuna sahiptir (Okeson, 2003).



Şekil 3. Temporomandibular eklem ligamentleri (John Edgar ve ark., 2016'dan uyarlanmıştır)

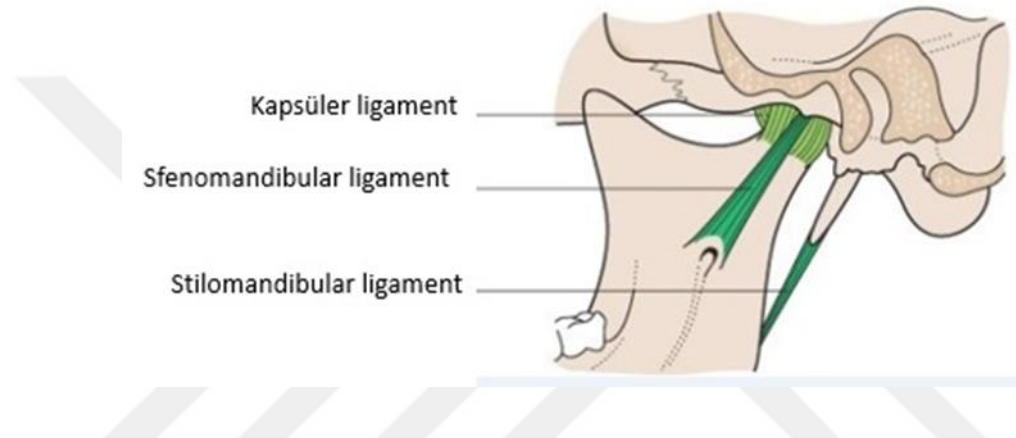
Ligamentum Temporomandibulare (Temporomandibular ligament): Güçlü sıkı fibrillere sahip olan bu ligament kapsüler ligamentin lateral yüzeyinde yerleşmiştir. Dış oblik ve iç horizontal olmak üzere iki kısımdan oluşur. Dış oblik kısmı artiküler tüberkül ve zygomatik proses dış yüzeyinden başlar ve aşağı geriye doğru yönelerek kondil boynunun dış yüzeyine yapışır. Oblik kısım ağzın açılması sırasında aşırı rotasyonel hareket oluşmasını engeller. İç horizontal kısım ise posterior hareketi kısıtlar (Okeson, 2003).

Aksesuar Ligamentler

Ligamentum Sphenomandibulare (Sfenomandibular ligament): Sfenoid kemiğin çıkıntısından başlar, ramus mandibulanın medial duvarındaki foramen

mandibularede lingula mandibulaya ince bir bant olarak yapışarak mandibulanın içeri ve ileri hareketlerini kısıtlar, aktif fonksiyonda rol almaz (Puselt, 1952; Ash ve Ramfjord, 1991). Bu yapı meckel kıkırdağının kalıntısıdır. Maksiller arter ve dalları sfenomandibular ligament ile mandibulanın boynu arasından geçer (Okeson, 2003).

Ligamentum Stylomandibulare (Stilomandibular ligament): Stiloid uzantıdan başlayarak angulus mandibula yakınlarında ramusun posterior kenarına yapışan bir ligamenttir (şekil 4). Başlıca görevi mandibulanın aşırı protruziv hareketlerini sınırlamaktır (Okeson, 1998; 2003).



Şekil 4. Temporomandibular eklemin aksesuar ligamentleri (John Edgar ve.ark., 2016'dan uyarlanmıştır)

2.2.7. Çiğneme Kasları

Kemiklerden ve eklemlerden oluşan iskelet sistemi pasif bir bütünlük arz eder. Bu pasif sistemi aktif hale getiren kaslardır. İskelet kasları çizgili kaslardır. Vücudun iskeletsel yapısı iskelet kaslarıyla hareket eder. Kaslar 10 ila 80 µm çapında bir çok liften oluşur. Birçok kasta lifler tüm kas boyunca uzayabilirken liflerin % 2'si uzayamaz. Her lif, lifin ortasına yakın bir yerde bulunan bir sinir ile inerve olur. Kasların innervasyonu spinal ve kranial sinirlerle sağlanır. Her kas lifi kasılma yeteneği olmayan bir tendon lifi ile birleşir. Her kas lifi içerdiği miyoglobin miktarı ile karakterizedir. Yüksek konsantrasyonda miyoglobin içerenler daha yoğun kırmızı renkte yavaş fakat güçlü kasılabilirler. Bu lifler tip I (yavaş lifler) olarak adlandırılır. Bu liflerin iyi gelişmiş aerobik metabolizmaları vardır, bu nedenle yorgunluğa karşı dirençlidirler. Daha az konsantrasyonda miyoglobin içeren lifler daha beyaza yakındır ve tip II lifler (hızlı lifler) olarak adlandırılır. Bu liflerde daha az mitokondri vardır ve fonksiyonda anaerobik ortama ihtiyaç duyarlar. Çabuk kasılabilme yetenekleri olmasına

rağmen çabuk yorulurlar. Her iskelet kasında her iki tip kas lifinden karışık olarak bulunur. Fakat yoğunlukları her kasa göre değişik orandadır. Dört çift kas bir grup oluşturmuş ve çiğneme kasları adını almıştır. Bunlar; masseter, temporal, medial pterigoid ve lateral pterigoid kaslardır. Çiğneme kası olmamasına rağmen digastrik kas da çiğneme işleminde büyük rol üstlenmektedir (Erikson, 1981; 1982; Jimenez, 1989; Okeson, 1998; Kumagai ve ark., 1999; Sato ve ark 1999; Saifuddin ve ark., 2001; Nickel ve ark., 2003).

Çeneyi kapatan ve açan kaslar olmak üzere çiğneme kaslarını iki gruba ayırmak mümkündür. Çeneyi kapatan kaslar masseter ve temporal kas ile daha derinde yerleşmiş olan medial pterigoid kastır. Çeneyi açan kaslar ağız tabanında yerleşmiş olup hyoid kemikle bağlantılı olan süperiordan inferiora doğru geniohiyoid, milohiyoid ve digastrik kaslardır. Lateral pterigoid kasın alt kısmı çeneyi açmada, üst kısmı ise çeneyi kapamada görevlidir (Shi ve ark., 1991;1992;1993;1994; Mao ve Osborn, 1994; Kieser ve Herbison, 2000; Koolstra, 2002; Nickel ve ark., 2004).

Masseter Kas

Dikdörtgen şeklinde bir kastır. Zigomatik arkten başlayıp mandibula ramusunun lateraline uzanmaktadır. İkinci molar dişin inferior sınırından mandibulaya bağlanır ve posteriora doğru uzanıp mandibula angulusunu da içine alır. Liflerin uzantısına göre iki kısımdan oluşur; daha yüzeysel yerleşmiş lifler aşağıya ve hafif arkaya, derin kısımdaki lifler ise özellikle vertikal yöne doğru uzanır. Masseter kasın lifleri uyarıldığında mandibulayı yukarıya doğru kaldırır ve dişler sentrik ilişki haline geçer. Masseter kas, etkin çiğneme için gerekli kuvveti sağlar. Yüzeysel lifler kasıldığında mandibula protrüzyon hareketi yapar. Mandibula protrüzyundayken ısırma kuvveti uygulandığında derin parça kondili artiküler eminens karşısında stabilize eder. Masseter kasının, lateral hareketlerde de fonksiyonu vardır. Bu kas kuvvet dağılımında ana kas olarak görev yapar (Zarb ve Carlsson, 1979; Okesson, 1998; Yugami ve ark., 2000).

Temporal Kas

Temporal kas, temporal fossa ve kafatasının lateral yüzeyinden başlayan yelpaze şeklinde kastır. Lifleri, zigomatik ark ile ramusun anterior sınırı ve koronoid proses arasında uzanır. Liflerin yönü ve fonksiyonuna göre üç kısma ayrılabilir. Anterior kısım genellikle vertikal, orta kısım oblik, posterior kısım horizontal liflerden

oluşur. Temporal kas kasıldığında mandibulayı kaldırır ve dişler temasa geçer. Eğer sadece bazı parçaları kasılırsa, mandibula aktif olan liflerin yönünde hareket eder (Zarb ve Carlsson, 1979; Okesson, 1998).

Medial (İç) Pterygoid Kas

Medial pterigoid kas, pterigoid fossadan başlayarak geriye ve dışarıya doğru uzanarak mandibula angulusunun medial yüzeyine yapışır. Masseter kas ile birlikte, mandibula angulusunda mandibulaya destek olan kas demetini oluşturur. Lifleri kasıldığında mandibulayı kaldırır ve dişler temasa geçer. Ayrıca mandibulanın protrüzyonunda da aktiftir. Tek taraflı kasıldığında mediotrüziv harekete neden olur (Wood, 1986).

Lateral (Dış) Pterygoid Kas

Lateral pterigoid kasın inferior ve süperior kısmı fonksiyonel olarak iki ayrı kas gibi çalışmaktadır. Inferior lateral pterigoid kas, lateral pterigoid plağın dış yüzeyinden orijin alıp geriye, yukarıya ve dışarıya doğru ilerleyerek kondil boynuna yapışır. Sağ ve sol lateral pterigoid kas eş zamanlı olarak kasıldığında kondiller artiküler eminensten aşağıya doğru çekilerek mandibulayı protrüzyona getirir. Tek taraflı kasıldığında kondilde mediotrüziv bir hareket olur ve mandibula aksi tarafa doğru lateral hareket yapar. Bu kas mandibulayı açan kaslarla birlikte çalıştığında mandibula aşağıya doğru hareket ederek kondiller artiküler eminenste içinde ileriye ve aşağıya doğru ilerler (Phanachet, 2001; 2002). Süperior lateral pterigoid kas, büyük sfenoid kanadın infra-temporal yüzeyinden orijin alarak horizontal olarak devam ederek, geriye ve dışarıya doğru ilerleyip artiküler kapsül, disk ve kondil boynuna yapışır. Süperior lateral pterigoid kasın diske yapışıp yapışmadığı konusu tartışmalıdır. Inferior lateral pterigoid kas çenenin açılması esnasında aktifken süperior lateral pterigoid kas inaktif kalır, yalnızca çeneyi kapatan kaslarla birlikte iken aktiftir. Süperior lateral pterigoid kas özellikle dişler güçlü olarak birbirine çarptığında ve dişler kapanış halinde dururken aktiftir. Dişlerin güçlü olarak birbirine çarpma hareketi çiğneme veya diş sıkma gibi mandibulanın kapanışında direnç olması durumunu kapsar (Juniper, 1981; Mahan, ve ark., 1983; Wood ve ark., 1983). Lateral pterigoid kas liflerinin yaklaşık % 80'i tip I liflerden oluşur. Bu nedenle bu kas yorgunluğa dirençlidir (Wilkinson, 1988; Dusek ve Kiely, 1991; Carpentier, 1998; Okesson 1998).

Digastrik Kas

Digastrik kas mandibulanın fonksiyonlarında önemli rol oynar. Arka ve ön olarak iki parçadan oluşmaktadır. Arka kısım mastoid çentikten orijin alır, ileriye ve aşağıya doğru yönelerek hiyoid kemiğe yapışır. Ön kısım ise mandibulanın lingual yüzeyindeki fossadan orijin alır, aşağıya ve geriye doğru ilerleyerek arka kısımda olduğu gibi intermediat tendonla birleşir (Okesson, 1998; Yengin, 2000). Sol ve sağ digastrik kas kasıldığında hiyoid kemik suprahiyoid ve infrahiyoid kaslarla sabitlenir ve mandibula yukarıya ve geriye doğru hareket ederek dişler temas haline geçer. Mandibula stabilize olduğunda çiğneme esnasında gerekli olan suprahiyoid ve infrahiyoid kaslarla birlikte digastrik kasın hiyoid kemiği kaldırma fonksiyonu gerçekleşir (Okesson, 1998; Yengin, 2000).

Boyun Kasları

Ön boyun kası olan sternocleidomastoid, sternoklaviküler eklemden başlayarak mastoid çıkıntıda son bulur. Arka boyun kasları olan m. trapezius, m. longissimus kapitis ve servitis, m. splenius kapitis ve m. servitis ve levatör scapula, posterior oksipital bölgeden başlayarak serviko-spinal bölgede aşağıya doğru uzanırlar. Boyun kasları çiğneme sistemine direk etkili olmayıp kafanın stabilizasyonu ile alt çenenin kontrol edici hareketlerinde görev alırlar (Okesson, 1998).

Temporomandibular Eklemin İnnervasyonu

TME'nin innervasyonu onu kontrol eden kasların motor ve duysal innervasyonunu sağlayan trigeminal sinirle sağlanır. İnnervasyonun büyük bir bölümünü mandibular sinirin dalı olan n. auriculotemporalisin r. articularisi ve n. massetericus sağlar.

Temporomandibular Eklemin Vaskülarizasyonu

En önemli kaynak arka tarafta a. temporalis süperficialis, önde a. meningea media, altta a. maksillaris internadır. Diğer arterler a. auricularis profunda, a. tympanica anterior, a. pharyngea ascendenstir. Kondil vasküler desteğini a. alveolaris inferiordan kemik iliği yoluyla alır.

2.3. Çene Hareketlerinin Fizyolojisi

Çenenin açılıp kapanması çiğneme kasları ve hiyoid kemiğe bağlı kaslarla ilişkilidir. TME vücudun diğer eklemlerinden farklı olarak bilateral olarak aynı anda

hareket etmektedir. Çenenin açılıp-kapanması farklı kas grupları tarafından kontrol edilmektedir. Çenenin açılmasından sorumlu kaslar suprahyoid kaslar ve lateral pterigoid kaslardır. Suprahyoid kasların uyarılmasıyla çenenin rotasyon hareketi, lateral pterigoid kasın uyarılmasıyla kayma-translasyon hareketi oluşmaktadır. Çene açılırken ilk olarak rotasyon hareketi, daha sonra kayma hareketi izlenir (Merlini ve Palla, 1988; Ferrario ve ark., 2005a). Çene açılmasını sınırlayan komponentler eklem kapsülü ve lateral ligamentlerdir. Çenenin açma hareketi üç aşamada oluşmaktadır. İlk aşamada kondil, fossaya bağlı konumunu değiştirerek, hafif bir translasyonla rotasyon hareketi yapar. Kondiler rotayona bağlı disk posteriora hareket eder. Bu hareketleri lateral pterigoid kas başlatır. İkinci aşamada, kondil translasyona uğramaktadır. Bu aşamada disk fossaya bağlı anterior yönde, kondile bağlı posteriora hareket etmektedir. Bu aşamada bilaminar bölgede süperior stratum gerilir. Birinci aşamanın tersi olarak stratum inferiora gerilim azalır. Son evrede kondilin rotasyon ve translasyonu maksimuma ulaşmaktadır. Bu aşamada bilaminar bölgede süperior stratum maksimum gerginleşmiş, stratum inferior ise tamamen rahatlamıştır.

Çene kapama hareketlerinden sorumlu kaslar masseter, temporal, medial pterigoid kas ve kısmen lateral pterigoid kasın üst kısmıdır. Kapanma sırasında diskin kondile doğru daha anteriora hareketi gereklidir. Kondil, kaslar tarafından arkaya çekilirken, diğer komponentler diskin posteriora hareketine rehberlik ederler ve kapanma hareketinin sonunda anteriora göçünü önlerler. Kapama hareketi sırasında diski eski pozisyonuna getiren anatomik yapı süperior stratumdur (Ries, 1954; Dauber, 1987). Açma hareketinde olduğu gibi, kapanma hareketi de de üç aşamada gerçekleşmektedir. Kapanma hareketlerinde, açma hareketlerinin tersi olarak gerilmiş yapılar rahatlar. İnferior stratum gerginleşir. Kondilin distal olarak çok uzağa hareket etmesi durumunda anterior disk deplasmanını önler. Anterior disk deplasmanı sadece aşırı gergin bir inferior stratum varlığında, bilaminar bölgenin yaşlanmasıyla veya bağımsız olarak meydana gelebilmektedir (Erikson ve ark., 1992).

Horizontal düzlemdeki hareketler sırasında, çalışan taraftaki kondil laterale doğru giderken, çalışmayan taraftaki kondil mediale doğru hareket eder. Kondilin lateral hareketlerinden sorumlu kas lateral pterigoid kasdır. Ligamentlerin lateral hareketlerde rolü vardır. Kondilin sentrik konumda olduğu pozisyon uzun süre diş hekimliğinde tartışılmıştır. Sentrik kondil konumu, TME'nin en rahat durumudur (van Blarcom, 1994; Lotzman, 1999). Dawson 1995 yılında bu ifadeye düzeltme yapmış ve

bu pozisyonu adapte olmuş kondil konumu olarak tanımlamıştır. Kondil sentrik konumda iken, diskin en ince kısmı kondilin anterosuperior dışbükey bölümü ve eklem protüberensinin arasında yer alır (van Blarcom, 1994). Bumann ve ark. (1997) bunu matematiksel örneklerde kanıtlamışlardır.

2.4. Temporomandibular Eklem Düzensizlikleri

Temporomandibular eklem ve ilişkili kaslardaki hastalıkları tanımlamak için birçok terim kullanılmıştır. Benzer semptomlar gösteren bu hastalık tipini Costen (1934) Costen Sendromu, Schwartz (1956) TME Ağrı-Disfonksiyonu, Shore (1959) TME Disfonksiyon Sendromu, Ramfjord (1961) disfonksiyonel TME ve kas ağrısı, Laskin (1969) Myofasial Ağrı Disfonksiyon Sendromu, Carraro ve ark. (1969) TME sendromu, Thompson (1971) mandibular disfonksiyon ve McNeill, (1990) kraniyomandibular bozukluklar olarak adlandırmışlardır. Bell (1989)'in kullandığı 'Temporomandibular Düzensizlikler' terimi Amerikan Diş Hekimleri Akademisi tarafından da kabul edilmiştir ve günümüzde de en sık kullanılan tanımlamadır (Goldstein, 1999; Gremillion, 2002; Kangh ve ark., 2006). TMD terimi iki ana başlığı bir arada tutan genel bir terminolojidir. TMD miyojenik ve artrojenik bozukluklar olmak üzere iki ana başlıkta incelenebilir (Clark, 1987; Dworkin ve LeResche, 1992).

Çiğneme kaslarında olan rahatsızlıklardan en çok rastladığımız miyofasial ağrı Sendromudur. Miyofasial Ağrı Sendromu (MAS) kaslarda, ligamentlerde ve tendonlarda, prekapsüler bölgelerde oluşabilir. MAS'ın özellikleri ağrı, kas spazmı, aşırı duyarlılık, sertlik, hareket kısıtlılığı ve güçsüzlüktür. Bazen kas ve/veya kası saran bağ dokusu içinde yer alan ve tetik nokta adı verilen aşırı duyarlı noktaların varlığıyla ağrı oluşabilir (Çırpanlı, 1998; Yengin, 2000). Tetik noktaları aktif veya latent formlarda bulunabilirler. Aktif tetik noktaları kas hareket halinde iken ya da pasif olduğunda bile ağrıya neden olur. Pasif tetik noktaları sadece palpasyonda bulunur, bazen saptanamayabilir. Aktif tetik noktalarının fibromiyaljide görülen pasif noktalar ile karıştırılmaması gerekir. MAS'da tetik noktaları palpasyon bölgesinde ağrılıdır, aynı zamanda ağrı sırasında diğer noktaları da uyarırlar (Yeng ve ark., 2001).

2.4.1. Temporomandibular Düzensizliklerin Epidemiyolojisi

Temporomandibular düzensizliklerin toplumda rastlanma oranı % 49,9-69 olarak bildirilmiştir (Schiffman ve ark., 1990; Gesch ve ark., 2004; Schmitter ve ark., 2005a). Araştırmacılar hastalığın belirtilerinin genel popülasyonun % 60-70'inde ortaya

çıkıldığını, ancak belirtileri olan dört kişiden yalnız birinin semptomu algılayarak belirttiğini bildirmektedir (Graber ve ark., 2009). Epidemiyolojik çalışmalara göre 20-40 yaş arası bireylerde TMD daha çok gözlenmektedir (Dworkin ve ark., 1990; De Kanter ve ark., 1993). Son dönem epidemiyoloji çalışmalarında TMD'lerde özellikle disk ile ilgili hastalıkların 20 yaş altı bireylerde artış gösterdiği bildirilmiştir. 7-14 yaş arası 440 öğrenciyle yapılmış çalışmada ortodontik tedaviye ihtiyaç olanlar arasında eklem rahatsızlığı, yüz ve kas ağrılarına daha çok rastlanmıştır (Maria Nilner, 1983). TMD ileri yaşlarda özellikle 60 yaşın üzerinde nadir görülmektedir (Osterberg ve ark., 1992; Greene, 1994; Ow ve ark., 1995). Erkeklerle kadınlar kıyaslandığında TMD'ye kadınlarda daha çok rastlanmaktadır (Truelove, 1992; Koidis, 1993). Koidis ve ark. (1993), 195 bireyi muayene etmiş ve TMD rastlanma oranını kadınlarda erkeklere göre dört kat fazla olduğunu belirtmişlerdir. Oranın bu kadar yüksek olmasının bir nedeninin de, kadınların ağrı ve hastalıklara karşı daha hassas olması ve daha çok doktora başvurması ile ilgili olduğunu belirtmişlerdir. Başka bir çalışma bu oranın 8:1 olduğunu göstermiştir (Rugh ve Solberg, 1985).

2.4.2. Temporomandibular Eklem Düzensizliklerinin Sınıflandırılması

İlk kez Bell tarafından kullanılan daha sonra Amerikan Diş Hekimleri Akademisi (ADA) tarafından 1990 yılında yapılan sınıflandırma, daha sonra Okeson tarafından modifiye edilerek gelişimsel bozukluklar, çiğneme kaslarına ait rahatsızlıklar, TME rahatsızlıkları ve kronik mandibular hipomobilité olarak dört ana başlık altında toplanmıştır (Okeson, 2003;2008).

Tablo 1. American Academy of Orofacial Pain and International Headache Society tarafından Temporomandibular Eklem Hastalıklarının sınıflandırması

I.	Çiğneme kaslarına ait rahatsızlıklar
	1. Koruyucu kas kasılması
	2. Lokal kas ağrısı
	3. Miyofasyal ağrı
	4. Miyospazm
	5. Miyozit ve diğerleri
II.	Temporomandibular eklem düzensizlikleri
	1. Kondil-disk kompleksinde düzensizlik
	A.Disk deplasmanı
	B.Redüksiyonlu disk dislokasyon
	C.Redüksiyonsuz disk dislokasyon
	2. Eklem yüzeylerinin yapısal uyumsuzluğu
	A.Şekil değişiklikler
	i. Disk
	ii. Kondil
	iii. Fossa
	B.Adezyonlar
	i. Disk-kondil arasında
	ii.Disk-fossa arasında
	C. Sublüksasyon (hipermobilite)
	D. Spontan dislokasyon
	3. TME'nin inflamatuvar hastalıkları
	A. Sinovit/kapsülit
	B. Retrodiskit
	C. Artritler
	i. Osteoartrit
	ii. Poliartit
	D. İlave yapıların inflamatuvar hastalıkları
	i. Temporalis tendiniti
	ii. Stilomandibular ligamentin inflamasyonu
III.	Kronik mandibular hipomobilite
	1. Ankiloz
	A. Fibröz
	B. Kemiksel
	2. Kas kontraksiyonu
	A. Miyostatik
	B. Miyofibrotik
	C. Koronoid impedansı

Tablo 1. American Academy of Orofacial Pain and International Headache Society tarafından Temporomandibular Eklem Hastalıklarının sınıflandırması (devamı)

IV. Gelişim bozuklukları
1. Konjenital ve gelişimsel kemik rahatsızlıkları
A. Agenezi
B. Hipoplazi
C. Hiperplazi
D. Neoplazi
2. Konjenital ve gelişimsel kas rahatsızlıkları
A. Hipotrofi
B. Hipertrofi
C. Neoplazi

TMD tanı kriterleri ve hasta değerlendirilmesi çok zor olduğu için bazen küçük hatalar TMD vakalarının sınıflandırılmasında ve bilimsel çalışmaların değerlendirilmesinde önemli yanlışlıklara yol açar. ‘Temporomandibular Düzensizlikler için Araştırma Tanı Kriterleri’ (RDC/TMD), Amerika Ulusal Dental ve Kraniofasial Araştırma Enstitüsü (NIDCR) ve uluslararası klinik araştırma uzmanları ekibi tarafından yapılan çalışmalar sonucunda geliştirilmiştir (Dworkin ve LeResche, 1992). RDC/TMD biyopsikososyal model içinde tanı ve sınıflandırma yapar ve iki eksenli bir sistemdir:

Axis I: Patofizyolojiye dayalı fiziksel tanıdır ve Axis II ile koordinelidir.

Axis II: TMD ağrısının ve buna bağlı parafonksiyonel davranışların, psikolojik rahatsızlıkların, psikososyal bozuklukların değerlendirilmesini sağlar. Axis I’de, çiğneme kasları ve TME’deki rahatsızlıkları teşhis etmeyi sağlayan kriterler mevcuttur. Axis II’ de ise ağrının şiddeti, ağrı nedeniyle yetersizlik, depresyon ve somatizasyon gibi ağrının ve psikososyal durumun değerlendirilmesine yönelik kriterler mevcuttur.

RDC/TMD’de üç gruba ayrılan TMD’lerin teşhislerini yapabilmek için tanı algoritma şemaları bulunmaktadır. Her üç grup için oluşturulan tanı algoritma şemaları, Axis I ve Axis II form verilerini sorgulayan soruların ve bulguların değerlendirmelerini yaparak tanıyı tespit eder. Hastalardan temin edilmiş olan klinik bulgu verileri dahilinde ilgili şema düzeneğindeki yönergeler tamamlanarak hastanın mevcut TMD’sinin tanısı yapılabilmektedir.

RDC/TMD'ye göre TMD'ler 3 gruba ayrılmıştır:

Grup I: Kas rahatsızlıkları

- a) Miyofasiyal ağrı
- b) Ağız açmada kısıtlılık olan miyofasiyal ağrı

Grup II: Disk deplasmanları

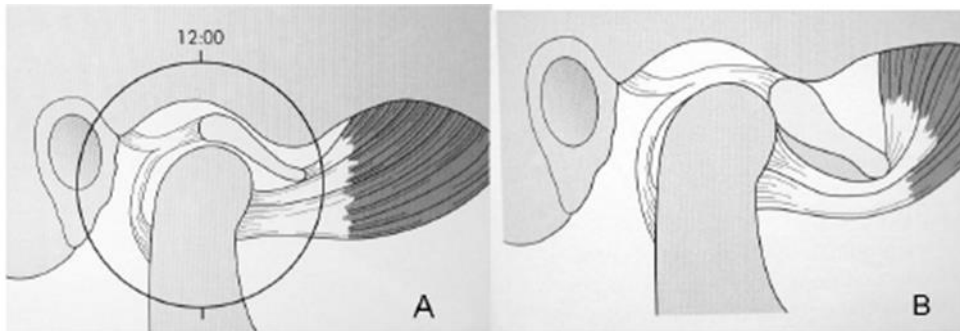
- a) Redüksiyonlu disk deplasmanı
- b) Ağız açmada kısıtlılık olan redüksiyonsuz disk deplasmanı
- c) Ağız açmada kısıtlılık olmayan redüksiyonsuz disk deplasmanı

Grup III: Artralji, artrit, artroz

- a) Artralji
- b) Temporomandibular eklem osteoartriti
- c) Temporomandibular eklem osteoartrozu

2.4.3. Temporomandibular Eklem Disk Deplasmanları

Laskin (2006), 'Disk Deplasmanları' (DD) ile 'Kapsül İçi Düzensizlikler' (KİD) teriminin eş anlamlı olarak kullanılmasını önermiş ve deplasmanı kapsül içi düzensizliğin bir tipi olarak tanımlamıştır (Laskin ve ark., 2006). DD terimini ilk olarak 1887 yılında Annandale kullanmıştır ve bu hastalığı, eklem kemik elemanlarındaki serbest hareketi sağlayan bağların gevşemesine bağlı bir problem olarak değerlendirmiştir (Laskin, 2006). Diskin normal pozisyonu ağzın kapalı olduğu durumda diskin posterior bandının kondilin üzerinde saat 12 pozisyonunda olduğu durumdur bu hal diskin normal süperior pozisyonudur (Şekil 5A).

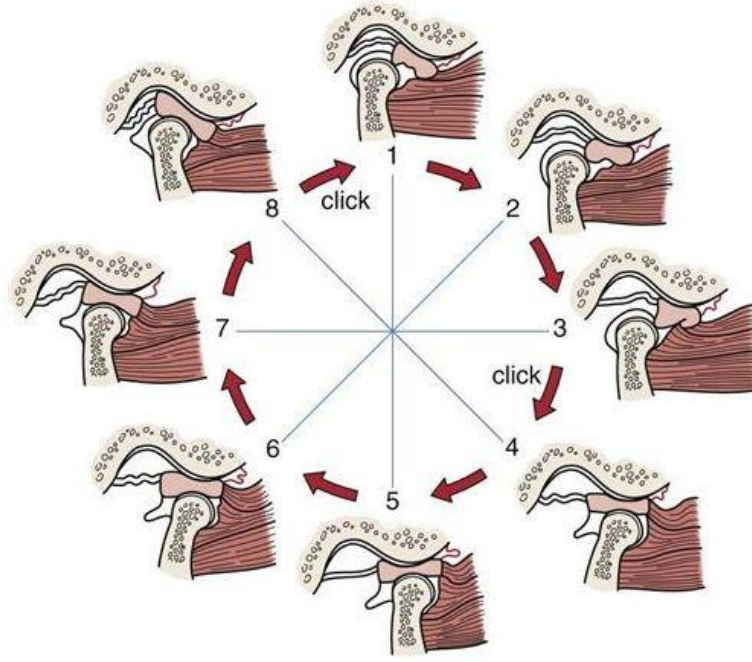


Şekil 5. A: Normal Temporomandibular Eklem diski konumu, B: Anterior disk deplasmanı (Quinn, 1998'den)

Diskin kondil üzerindeki normal pozisyonundan kayması, kondil üzerindeki posterior bandın saat 12 pozisyonundan sapması, deplasman olarak adlandırılır (Okeson, 1998; Isberg, 2001), (Şekil 5B). Disk kapsül ile çevrelendiği için KİD terimi de DD yerine kullanılmaktadır. KİD dört varyasyonda incelenebilir.

KİD'in ilk aşaması inkoordinasyon fazıdır. Başlangıç fazı olarak bilinen bu fazda, hastada herhangi bir belirti olmadığı için hasta durumun farkında olmayabilir. Sadece hastalar ağız açılıp kapanması sırasında hafif bir takılma hissi duyduklarını söylerler. Bu safha, eklemün sürtünme özelliklerinde bir artış olduğunu gösteren en erken noktadır (Laskin, 2006).

KİD'in diğer aşamasında disk öne kaymıştır. Hasta ağızını açtığı zaman klik ya da popping sesi eşlik eder. Bu ses, kondil posterior banttın atlayıp, diskle normal pozisyonuna geçerken oluşan sestir. Ağız açık pozisyonda disk eski pozisyonunu alır. Bu duruma anterior disk deplasmanı denilse de kondilin açısına ve lateral pterigoid kasın çekmesine uyum sağladığından disk anatomik olarak anteromedial bir pozisyondadır, (Şekil 6). Hastaların bazılarında redüksiyonlu disk deplasmanı tanısı konulduğunda, ağız kapatma sırasında ikinci bir klik sesi (resiprokal klik) alınır. Bu ses ağızın kapanması sırasında diskin posterior bandı kondili atlarken alınır. Alınan ikinci klik sesinin varlığı ya da yokluğunun herhangi bir klinik önemi yoktur (Laskin, 2006).

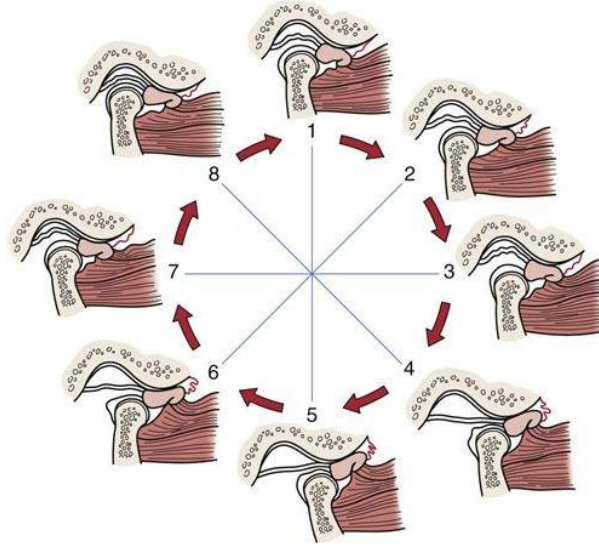


Şekil 6. Redüksiyonlu disk deplasmanı şematik görünümü (Quin, 1998'den)

Anterior redüksiyonlu DD asemptomatik olabilir. Bazı durumlarda lateral ve intrameatal palpasyonda hassasiyet, fonksiyonla artan eklem ağrısı ve ağız açıklığında kısıtlılık bulguları verebilir. Tek taraflıysa açma hareketi sırasında mandibula etkilenen tarafa doğru kayabilir fakat açmanın tam maksimum halinde orta hat normale gelir. İleri safhalarında, hasta dönem dönem kilitlenmelerden şikâyet edebilir. Bu durum çenenin hafif hareketleriyle, manuel manüplasyonla önlenir (Laskin, 2006). Redüksiyonlu anterior DD olan hastalarda genellikle kas ağrıları da görülebilir. Bu ya ağız hareketlerini kısıtlamak için hastanın çenesini koruyucu amaçlı kenetlemesinden ya da kronik parafonksiyonlara bağlı miyofasiyal ağrılardan kaynaklanmaktadır. Parafonksiyon olan hastalarda baş ağrısı eşlik eder (Laskin, 2006).

KİD'in son aşaması, kondil diskinin tamamen önde konumlandığı pozisyonudur. Bu durumda kondil, ağız açma sırasında posterior bandı yakalayamamaktadır. Önemli semptom kilitlenme ve klik sesinin kesilmesidir. Kondil rotasyona uğrar ama translasyona geçemez. Bu aşamaya redüksiyonuz anterior DD ya da kapalı kilitlenme denilmektedir, (Şekil 7). Redüksiyonuz DD'nin klinik bulguları akut ve kronik dönemde farklılıklar gösterir (Isberg, 2001). Akut redüksiyonsuz DD'de, ağız açmada kısıtlılık olduğu görülür. Tek taraflı olduğunda çenenin tam açılma anında etkilenmiş tarafa doğru deviasyonu izlenir. Kontralateral tarafa doğru çene hareketleri

kısıtlanmıştır. Fonksiyon sırasında eklem ağrısı, pasif germede sert sonlanma hissi, etkilenen tarafta kısıtlılığın başlamasıyla ortadan kalkan ses hikayesi şeklinde klinik bulgular gözlenir (Isberg, 2001). Kronik redüksiyonsuz DD'de ağrı azalmış ya da kaybolmuştur. Ağız açıklığı ve lateral hareketlerde ilk zamanlarına göre artış olmuştur.



Şekil 7. Redüksiyonsuz disk deplasmanı şematik görünümü (Quin, 1998'den)

KİD'in diğer bir tipinde, ağız açıklığında kısıtlılık mevcuttur fakat bu DD'ye bağlı değil diskin adezyonlarla eminense yapışmasına bağlıdır. Bu yüzden sadece kondiler rotasyon oluşabilir. Disk anatomik olarak deplase olmadığından, yüksek innervasyona sahip retrodiskal dokuda gerilim olmaz. Buna bağlı olarak da hasta ağızını kapsülü gerekir şekilde çok açmaya çalışmadığı sürece ve çiğnemediği sürece ağrı oluşmaz. Bu rahatsızlık genellikle diş sıkma ve gıcırdatma alışkanlığı olanlarda görüldüğünden, bunlara myofasiyal ağrı da eşlik eder (Laskin, 2006). Bu aşamayı Nitzan (1997b), yapışık disk fenomenini olarak adlandırmıştır. Yapışık disk fenomeninin, redüksiyonsuz DD'den farkı, kısıtlılığın daha ani gelişmesi, geçmişte herhangi bir klik hikayesi bulunmaması, maksimum ağız açıklığının daha az olması (15-25mm) ve ağrı oluşmamasıdır (Nitzan ve ark., 1997b; Kaneyama ve ark., 2007). Yapışık disk fenomeninde disk Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG)'de kondilin üzerinde ve/veya gerisinde görülürken, redüksiyonsuz DD'de kondilin önünde, deforme bir şekilde görülür (Nitzan ve ark., 2002).

2.4.4. Temporomandibular Düzensizliklerin Etiyolojisi

TMD'nin etiyojisi multifaktöryel olarak kabul edilmiştir (Athanasίου, 2003). Stabil olmayan oklüzyon, bruksizm, stres ve diğer psikolojik faktörler, travma, diğer bireysel yapısal durumlar muhtemel etyolojik faktörler olarak görülmektedir. İnsanların % 35-72'sinde TMD görülmektedir. Stres, gerginlik, kaygı ve depresyon gibi psikososyal faktörlerin eklem hastalıklarının etiyojisinde rol oynadığı gösterilmiştir (Irby ve Baldwin, 1965). Uyku rahatsızlığı ve depresyonlu çocuklarda TMD'ye daha çok rastlandığı 2007 yılında yapılmış çalışmada görülmüştür (Donovan ve ark., 2007). Altmış deneysel hayvan ile yapılan bir çalışma, biyomekanik stresin, östrojen hormonunun ve emosyonel stresin eklem hastalıklarının etiyojisinde önemli rolü olduğunu kanıtlamıştır.

Literatür incelendiğinde TME'nin dejeneratif ve morfolojik düzensizliklerinin en sık; diş eksiklikleri, dental abrazyonlar, prematür kontaklar, fonksiyonel mandibular deviasyonlar, maloklüzyonlar ve baş ve boyun postürünü bozan iskeletsel bozukluklardan köken aldığı görülmektedir (Brooks ve ark., 1997).

Oklüzyon

TMD'nin etyolojik faktörleri arasında en tartışmalı konulardan biridir. Costen (1934), TMD'nin gelişmesinde oklüzyonun önemli olduğunu belirleyen ilk araştırmacıdır. Günümüzde çoğu araştırmacı, oklüzyonun TMD'nin başlangıcı ya da sürekliliği açısından olası etyolojik bir role sahip olduğunu göstermektedir (Gianniri ve ark., 1991; Pulinger ve ark., 1993; Wanmam ve Agerberg, 1991). Pulinger ve Seligman (2000) çalışmalarında oklüzyon ile TMD arasında düşük korelasyon olduğunu belirtmişlerdir. Araştırmacılar maloklüzyonun TMD etiyojisinde bir faktör olarak rol oynayabileceğinin yanında, TMD'nin maloklüzyonlara neden olabileceği sonucuna varmışlardır. Oklüzyonun TMD'deki rolünün % 10-20 olduğu bildirilmiştir (Pullinger ve Seligman, 2000).

Oklüzyonun mandibuler fossa-kondil ilişkisindeki rolü hakkında da çelişkili görüşler mevcuttur. Myers ve ark. (1980), Mongini (1983), Mongini ve Schmid (1987), O'Byrn ve ark. (1995) ve Schudy (1996) bu değişkenler arasında anlamlı ilişki bulunurken; Cohlma ve ark. (1996) bu ilişkiyi doğrulamamıştır. Farklı dentofasiyal morfolojideki bireylerde mandibula ve TME farklı kuvvetlere maruz kaldığı için (Tanne ve ark., 1995), farklı maloklüzyonlarda kondil ve fossa şeklinin farklı olacağı

düşünülmektedir (Katsavrias ve Halazonetis, 2005). Aynı düşünceyle yola çıkılırsa, farklı maloklüzyona sahip bireylerde temporomandibular eklem pozisyonlarında da farklılıklar gözlenebileceği düşünülebilir.

2.5. Maloklüzyonların Tanımı, Sınıflandırılması ve Etyolojisi

2.5.1. Sınıf II Maloklüzyonların Tanımı ve Sınıflandırılması

1899 yılından günümüze kadar kabul edilmiş Edward H. Angle (1899) sınıflamasına göre üst daimi molar dişler kafa kaidesine göre her zaman sabit pozisyonda olurlar. Normal ve normalden sapmış oklüzyon ilişkilerini sınıflandırırken, üst birinci molar dişler referans alınır. Normal kapanış olarak kabul edilen Sınıf I kapanış alt daimi 1.molar dişin, üst daimi 1. molar dişin 2/3 mezial ve üst 2. premolar dişin ½ distal bölgesi ile temasta olduğu pozisyonudur. Sınıf II kapanış ilişkisi alt daimi 1. molar dişin, üst daimi 1. molar dişe göre daha distalde konumlandığı kapanış tipidir. Bu durumun alt çenenin daha posteriora konumlanması veya alt çenenin gelişim yetersizliğinin bir sonucu olduğu bildirilmiştir. Angle (1899), Sınıf II maloklüzyonu, 4 tip olarak tanımlamıştır: Bunlar; Sınıf II Bölüm 1, Sınıf II Bölüm 1 subdivizyon, Sınıf II Bölüm 2, Sınıf II Bölüm 2 subdivizyondur. Bu sınıflamada molar ilişkisi yanında anterior dişlerin eksen eğimleri de referans olarak alınmıştır. Fakat günümüzde bu sınıflandırma çok yeterli bulunmamıştır. Sınıf II maloklüzyonları sınıflandıran birçok çalışma yapılmıştır (McNamara, 1981; Bishara ve ark., 1997; Panchez ve ark., 1997).

Jarabak ve Fizzel (1972) Sınıf II maloklüzyonu aşağıdaki şekilde sınıflamıştır;

1) Dental Sınıf II maloklüzyon: Dental kaidelerin, kranial anatomiye ve birbirlerine göre normal ilişkide olduğu ancak çeneler arasındaki diş ilişkisinin bozuk olduğu maloklüzyondur.

2) Dentoalveolar Sınıf II maloklüzyon: Dental kaidelerin, kranial anatomiye ve birbirlerine göre normal ilişkide olduğu ancak üst anterior dişler ve üst dentoalveolar yapının önde yer aldığı maloklüzyondur.

3) Fonksiyonel veya nöromusküler Sınıf II maloklüzyon: Periodontal ligament içindeki algı mekanizmalarının, mandibulanın posterior deplasmanına neden olduğu maloklüzyondur.

4) İskeletsel Sınıf II maloklüzyonlar: Dental kaidelerin, kranial kaideye göre düzgün konumlanmadığı maloklüzyonlardır.

5) Kombine dentoalveolar ve iskeletsel Sınıf II maloklüzyonlar: İskeletsel ve

dental tip Sınıf II maloklüzyonların kombine olarak görüldüğü maloklüzyonlardır.

Vargervik ve Harvold (1985), Sınıf II maloklüzyonun aşağıda belirtilen durumlarda oluşabileceğini bildirmiştir:

- 1) Maksillanın veya maksiller alveolar kretin önde konumlanması.
- 2) Maksiller alveol yüksekliğinin artması ile birlikte mandibulanın aşağı ve geriye doğru yer değiştirmesi.
- 3) Mandibulanın küçük olması veya mandibuler dişlerin retrüze olması.
- 4) Temporomandibular eklemde geride konumlanması.
- 5) Tüm bu faktörlerin kombinasyonları.

2.5.2. Sınıf III Maloklüzyonların Tanımı ve Sınıflandırılması

Maloklüzyonlar arasında daha az rastlanan Sınıf III maloklüzyonlardır. Bu maloklüzyona sahip hastalar tedavisi en zor olan gruplardandır. Sınıf III maloklüzyonlar ırksal, toplumsal olarak farklılık gösterirler. Beyaz ırkta Sınıf III maloklüzyonun görülme sıklığı %1-5 arasında iken, Asya ülkelerinde özellikle Çin ve Japonya popülasyonunda bu oran %12-14 civarına kadar çıkmaktadır (Iwagaki, 1938). Kuzey Amerika toplumunda Sınıf III maloklüzyon sıklığı %5, Beyaz İngiliz ve İskandinavlarda %3-5 (Björk, 1947), Türklerde %6-8 (Ülgen 1998) ve Çinli ve Japonlarda ise %12-14 (Irie ve Nakamura, 1975) arasındadır.

İskeletsel komponenti olan Sınıf III maloklüzyonlarda Sınıf II'lerde olduğu gibi iki tür tedavi yaklaşımı vardır. İlk tedavi seçeneği olarak büyüme gelişim dönemindeki hastaların ortodontik/ortopedik tedavi görmesidir. İkinci tedavi seçeneği olarak büyüme periyodu bitene kadar tedavinin ertelenmesi ve sonrasında ortognatik cerrahi ve/veya ortodontik tedavi uygulanmasıdır (Baccetti ve ark., 2005).

Sınıf III maloklüzyona sahip hastalarda mandibular prognatizmin genetik bir potansiyel olduğu ve ortodontik tedaviye ek olarak cerrahi yaklaşımın da gerekebileceği bildirilmiştir (Kajiyama ve ark., 2000; Proffit ve Fields, 2000). Bu hipoteze karşın tanının erken yaşta konulması ve tedaviye erken dönemde uygulanan başarılı bir ortodontik tedavinin, sorunun daha da ciddileşmesini önleyebileceği, cerrahi müdahale ihtiyacını azaltabileceği veya ortadan kaldırabileceği ve gelişimin en önemli yıllarında hastanın psikososyal ve görünüm olarak daha iyi hissetmesini sağlayabileceği de belirtilmiştir (Baccetti ve ark., 2005).

Erken yaşlarda karma dentisyon döneminde, Sınıf III vakalarda ortopedik-ortodontik tedavilerin başarılı olduğunu gösteren çok sayıda çalışma vardır. Bu vakalarda problemlerin ortodontik olarak çözümüne yönelik, üst çene genişletmesi ve yüz maskesi uygulaması (Baccetti ve ark., 2005), çenelik (Üçüncü ve ark., 2000) ve Frankel 3 (McNamara ve Hüge, 1985) apareyi gibi birçok tedavi yaklaşımı bulunmaktadır.

Sınıf II'de olduğu gibi Sınıf III vakalarında da maloklüzyonun etyolojisi tedaviyi belirleyen faktördür. Sınıf III vakalarında genetik faktörler hastalığın etiyolojisinde önemli katkıya sahiptirler. Tedaviye başlamadan önce sadece mandibular ve maksiller büyüme kaynakları, iskeletsel büyüme paterni tek başına değerlendirilemez. Çevresel ve fonksiyonel etkiler göz önünde bulundurulmalıdır (Graber, 1985). İskeletsel Sınıf III maloklüzyon için etyolojik bir faktör de sella ve glenoid fossa arasındaki bölgenin vertikal gelişiminde oluşan artıştır (Droel ve Isaacsson, 1982).

Sınıf III maloklüzyona sahip bireyler genellikle geniş protrüziv mandibula ve yetersiz veya retrüziv maksillaya sahiptirler. Bunun dışında Sınıf III vakalarda protrüziv mandibular dentisyon, retrüziv maksiller dentisyon ve bunların kombinasyonu şeklinde birçok iskeletsel ve dental bozukluk bulunmaktadır (Ellis ve McNamara, 1984; Guyer ve ark., 1986). Sanborn (1955) çalışmasında Sınıf III bireylerden oluşan grubunun %45,2'sinde mandibular prognati, %33,3'ünde maksiller retrognati, %9,5'inde de maksiller retrognati ve mandibular prognati kombinasyonunun olduğunu göstermiştir. Dietrich (1970) benzer şekilde, daimi dentisyondaki Sınıf III maloklüzyon grubunun %37,5'inde maksiller retrüzyon, %31'inde mandibular protrüzyon ve %1,5'inde maksiller retrüzyonla birlikte mandibular protrüzyon bulunduğunu, % 24'ünde maksiller ve mandibular pozisyonun normal olduğunu bildirmiştir. Ellis ve McNamara (1984), Guyer ve ark. (1986), mandibular protrüzyonla ilgili olarak Dietrich'in çalışmasına yakın sonuçlar bulmuşlardır.

2.5.3. Maloklüzyonlarda Tedavi Yaklaşımları

Maloklüzyonların farklı etiyolojik faktörlere bağlı olarak gelişmeleri tanı ve tedavi planını etkilemektedir. Bu nedenle tanı koyarken ve tedavi planlamasını yaparken etiyolojik faktörler, oral fonksiyon, overbite miktarı, iskeletsel gelişimin yönü ve şiddeti, hastanın yaşı gibi faktörler göz önünde bulundurulmalıdır (Ngan ve ark.,

1996). Eğer problem alveolar kemikte ise maloklüzyonların tedavisi kolaydır, ama bazal kemikte bir problem varsa yani iskeletsel sapmalar söz konusu ise tedavi zorlaşmaktadır. İskeletsel Sınıf III maloklüzyonların büyük bir bölümünde yapısal etiyojinin maksiller yetersizlikten kaynaklandığının farkına varılmasından sonra maksillaya anterior yönde kuvvet uygulanmasının popülaritesi artmıştır. Yapılan pek çok araştırma, ortopedik aygıtlarla, gelişim süreci içinde maksilla ve mandibulanın büyümesinin kontrol edilebildiğini ve/veya yeniden yönlendirilebildiğini göstermektedir.

Sınıf III maloklüzyonlarda tedavinin zorluğu, büyüme tamamlandıktan sonra uygulanan ortodontik tedaviyle stabil ve memnun edici tedavi sonuçları elde edilmesinde yaşanan zorluktan kaynaklanmaktadır (Arman ve ark., 2006). Çalışmaların çoğu aşırı belirgin maloklüzyonlarda uzun dönemde relaps sorununun varlığına dikkat çekmişlerdir (Ghiz ve ark., 2005).

Sınıf III maloklüzyon vakalarında tedavi seçeneği olarak ortopedik tedavi uygulanan pek çok araştırma, kullanılan aygıtlarla gelişim sürecindeki maksilla ve mandibulanın büyümesinin kontrol edilebildiğini ve/veya yeniden yönlendirilebildiğini, ortopedik tedavinin belli bir yaş aralığında daha fazla etkili olduğunu göstermektedir (Ngan ve ark.,1998; Turley ve Turley, 2003; Westwood ve ark., 2003; Vaughn ve ark., 2005). Büyüme dönemini tamamlamayan vakalarda Sınıf III anomalinin spesifik tiplerine özel çenelik (Baccetti ve ark., 2004), yüz maskesi (Üçüncü ve ark., 2000), protraksiyon headgear (Ngan ve ark., 1992) gibi ağız dışı aygıtlar ve/veya manyetik apareyler (Darendeliler ve ark 1993), Sınıf III elastik destekli apareyler (Ferro ve ark., 2003) gibi diğer ağız içi apareyler kullanılmaktadır. Daimi dentisyonda iskeletsel ve dental sınıf III maloklüzyona sahip hastalarda ise tedavide seçim yapmak zordur. Bu durumda seçenekler; çekimli kamufraj tedavisi ve/veya cerrahi mü dahale olacaktır (Darendeliler, 1993).

2.5.4. Ortodontik Tedavinin Temporomandibular Eklem Üzerine Etkisi

1980'lerden itibaren, ortodonti ve cerahi literatüründe, TMD ile ortodontik tedavi arasındaki ilişkiyi inceleyen birçok çalışma yapılmıştır (Artun ve ark., 1992; Hirata ve ark., 1992; Hans ve ark., 1992; Krenemak ve ark., 1992a;1992b; Tanaka ve ark., 1996; Gökalp ve ark., 2000; Arat ve ark., 2001; Kim ve ark., 2002; Arat ve ark., 2003; Pellizoni ve ark., 2006; Ahn ve ark 2006; Mohlin ve ark 2007). Günümüzde bu

ilişkiyi değerlendirmek için klinik ve biomekanik çalışmalar yapılmaktadır. Son zamanlar TME ile ortodontik kuvvetler arasındaki ilişkinin saptanmasında Sonlu Eleman Analizleri (SEA) popülerlik kazanmıştır. Literatürde, ortodontik tedavinin TMD oluşturma potansiyeli konusundaki görüşler birbirinden farklıdır (Hirata ve ark., 1992). Ricketts (1966) oklüzyonun değişmesi ile bazı eklem içi düzensizlik belirtilerinin görülebileceğini ve tedavi esnasındaki bazı kuvvetlerin TMD için predispozan etki yapabileceğini belirtmiştir. Bunun tersini kanıtlayan çalışmalarda, ortodontik tedavinin TMD'ye sebep olmadığını, ortodontik tedavi ile daha stabil bir dental ve iskeletsel yapı sağlandığını ve ortodontik tedavinin TME disfonksiyon semptomlarını ortadan kaldırmak için uygulandığını belirtmişlerdir (Sadowsky ve ark., 1991; Dibbets ve Van Der Weele, 1991; Greene, 1998). Sadowsky ve Polson (1994), birbirinden bağımsız, 96 ve 111 hastada yürüttükleri iki çalışmada ortodontik tedavi uygulanan grup ile tedavi uygulanmayan kontrol grubunu uzun dönemde TMD'ye sebep olup olmaması açısından karşılaştırmışlar ve tedavi edilen gruplarda herhangi bir TMD belirtisi olmadığını bildirmişlerdir. Bu çalışmalarda tedavi grubundaki hastalarda TME ile ilgili klinik ve radyolojik olarak patolojiye rastlanmamıştır.

Erken iskeletsel Sınıf III maloklüzyonların tedavisinde antero-posterior yönde daha normal çene ilişkisi sağlamak amacıyla kullanılan ortopedik çenelik ve yüz maskesinin, kondile geri yönde direct olarak uyguladıkları kuvvetin TME'de internal bozukluklara yol açabileceği belirtilmiştir (Ricketts, 1991). Mandibulaya uygulanan ortopedik reaktif kuvvetlerin, kondil ile disk arasındaki ilişkiyi bozacak şekilde uygulanmasının, tedavi esnasında diskin biyomekaniğinin değişmesine sebep olarak TMD'ye neden olabildiği belirtilmiştir. Baik (1995) TME'de çenelik ile oluşturulan stresin, diş sıkma ve çiğneme esnasında oluşan kuvvetlerden düşük olması nedeniyle, TME komponentleri arasındaki ilişki sağlandığı sürece çenelik uygulamasının ciddi bir problem oluşturmayacağını belirtmiştir. Bu çalışmalara dahil edilen hasta gruplarında daha önceden TMD olmayan hastalar seçilmiştir.

Wolf prensibine göre, kemiğin mikro yapısındaki değişiklikler, matematiksel bir düzen içerisinde morfolojik değişikliğe neden olmaktadır. Fonksiyonel uyarılar, kemiğin dokusal yapısında ve dolayısıyla morfolojik yapıda bir değişikliğe neden olmaktadır. Graber ve ark. (1985)'nin çalışmasından alınan sonuca göre organ ile organa uyum sağlamış fonksiyon arasında bir denge vardır. Bu nedenle normal fonksiyonel uyarılar denge bozulmadıkça kemiğe zarar vermemektedir. Çocuklarda ve

yetişkinlerde fonksiyonel apareyler; yüz iskeletini, kondiler ve sutural bölgeleri en çok etkileyen ortopedik aygıtlardır. Bununla birlikte bu apareylerin dentoalveolar bölgeye de etkileri vardır. Bu etki fonksiyonel apareylerin kuvveti uygulama metodundan kaynaklanmaktadır. Fonksiyonel apareyler geleneksel apareylerden farklı olarak kuvveti yaylar, elastikler veya ligatürlerle lokalize bir alana veya bir dişe uygulamazlar. Fonksiyonel apareyler; kuvveti dağıtma, elimine etme veya doğal kuvvetleri yönlendirme gibi etkilerini, kas aktivitesi ve büyüme ile sağlarlar (Graber ve ark., 1985). Ortopedik apareylerin eklem bölgesinde oluşturduğu stres kas aktivitesi ile ilgilidir.

Sınıf II Bölüm 1 anomalinin düzeltimini, alt çene aktivasyonuna cevap olarak glenoid fossada anteriora doğru remodeling oluşumunun sağladığı bildirilmiştir. Anteriora doğru oluşan bu hareketin mekanizması henüz tam olarak açıklanamamakta, ancak hücre düzeyindeki büyüme olaylarının, alt çeneyi önde konumlandıran apareyler etkisiyle anteriora doğru yöneltildiği düşünülmektedir (Rabie ve ark., 2002). McNamara ve Hinton (1982), rhesus maymunları üzerinde yaptıkları çalışmada, fonksiyonel çene ortopedisiyle oluşan kuvvetlere karşı TME adaptasyonunu histolojik olarak incelemişler, eklemde adaptif değişiklikler olduğunu ayrıca kondildeki remodellinge anlamlı miktarda alt çene büyümesi oluştuğunu bildirmişlerdir. Watted ve ark. (2001), HG bionatör kombinasyonu ile tedavi edilen 15 hastada, eklem yapılarındaki adaptasyon ve remodeling sayesinde normal disk kondil fossa ilişkisi bildirmişlerdir.

Pancherz ve ark. (1999), Herbst apareyiyle tedavi gören 15 hastada disk-kondil ilişkisindeki değişimleri incelemişlerdir. Çalışmanın sonunda apareyin, disk pozisyonunda patolojik etkiye sahip olmadığı, aksine hafif şiddetteki anterior disk deplasmanına sahip hastalarda kullanımının faydalı olabileceği sonucuna varmışlar, uygulanan kuvvetin miktarının önemli olduğunu göstermişlerdir. Araujo ve ark. (2004), 25 hastada bionatör kullanımıyla kondil gelişimini inceledikleri implant çalışmasında, tedavi ile kondiler gelişim miktarının değil, yönünün (daha posteriora) değiştiğini, gonial ve kondiler bölgelerde kemikte beklenenden daha fazla posterior kayma izlendiğini bildirmişlerdir. Hamilton ve ark. (1987), Frankel 2 apareyi ile tedavi ettikleri 25 hastada, iskeletsel, dental ve kondiler değişiklikleri, tedavi öncesi ve sonrası aldıkları sefalometrik, tomografik ve model kayıtları ile incelemişlerdir. Sonuçlar bazı çalışmaların aksine bu apareyin, üst çeneye headgear etkisinin olmadığını, alt çene

büyümesini stimüle etmediğini ve kondil pozisyonunda değişikliğe sebep olmadığını bildirmişlerdir.

Ruf ve Panherz (2000), Herbst apareyi ile tedavi edilen 62 hastayı, TME'de fonksiyon bozukluğu oluşumu bakımından değerlendirmişler aşağıdaki sonuçlara ulaşmışlardır: Kapsülit prevalansında azalma ve yapısal kondiler kemik değişiklikleri izlenmiş, tedavi öncesi normal disk pozisyonuna sahip bireylerde disk deplasmanına rastlanmamıştır. Tedavi öncesinde kısmi redüksiyonlu disk deplasmanı olan eklemlerde stabil disk normal pozisyona ulaşmıştır. Tedaviden önce redüksiyonlu veya redüksiyonsuz total disk deplasmanı olanlarda, oklüzyonun düzeltilmesi problemi çözmemiştir. Tedavi sonucunda temporomandibular eklemden herhangi bir kassal bozukluğa rastlanmamıştır.

Chintakanon ve ark. (2000), Twinblok apareyi ile tedavi sonrasında eminens bölgesinde glenoid fossanın remodelingine dair açık bir bulgu görülmediğini, tedavi sonucunda disk pozisyonunda ve disk üzerinde negatif ya da pozitif değişiklik olmadığını rapor etmişlerdir. Kinzinger ve ark. (2006), 15 hastada FMA (Functional Mandibular Advancer, Forestadent, Pforzheim, Almanya) apareyi kullanımı sonrasında, başlangıçta fizyolojik disk-kondil ilişkisine sahip hastalarda, tedaviyle negatif bir etkinin oluşmadığını rapor etmişlerdir. Tedavi öncesinde total ya da kısmi disk deplasmanı mevcut hastalarda ise disk pozisyonunda anlamlı iyileşme sağlandığını göstermişlerdir.

Sınıf III hastaların tedavisinde kullanılan ortopedik apareyler özellikle çenelikler mandibulaya doğrudan bir ortopedik kuvvet uygulamakta ve bu kuvvet de temporomandibular eklem bölgesine yansımaktadır. Uygulanan bu ortopedik kuvvetin TME komponentlerine ve eklem diskine etkilerinin sefalometrik yöntemle incelenmesi söz konusu değildir. Bu nedenle TME'nin ortopedik kuvvetlere karşı cevabı, çoğunlukla deneysel çalışmalarla değerlendirilmektedir. Teramoto ve ark. (2003), ratlar üzerinde kompresif kuvvetlerin etkisini histokimyasal analiz yöntemiyle incelemişlerdir. Çalışmanın 3. gününde kartilajın her bölgesinde kartilaj kalınlığının azaldığı, ancak devam eden günlerde ön bölgede yeniden eski kalınlığına döndüğü, fakat arkada kalınlığın azalmaya devam ettiği gözlenmiştir. Devam eden kompresif kuvvetlerle mandibular kondiler kartilajda kondrosit proliferasyonunda ve ekstraselüler matriks miktarında azalma gözlemlenmiştir.

Charlier ve ark. (1969) genç ratlarda çenelik etkisini inceledikleri çalışmalarında, çenelik tedavisiyle kondilde bölünmekte olan prekondroblast sayısında azalma ve böylece kondiler kartilaj gelişiminde yetersizlik meydana geldiğini bildirmişlerdir. Hayvanlarda yapılan histolojik çalışmalar sonucu, ortodontik tedavinin etkisinin alveolar süreçle sınırlı olmadığı, TME, mandibular gövde ve ramusta kemik değişikliklerine neden olduğu bildirilmiştir (Folke ve Stallard, 1966).

Mandibulanın fonksiyonel pozisyonu değiştirildiğinde juvenil maymunların kondilinde anlamlı adaptif cevaplar oluşabildiği gösterilmiştir (McNamara ve Carlson, 1979; Woodside ve ark., 1987). Kondilin büyümesi, kondillerin fonksiyonel aktivite sırasında maruz kaldığı kuvvetlerin bir sonucudur ve belli bir orana kadar, oklüzyonun oluşması ile tamamlanmaktadır (Vital ve ark., 2007). Deneysel hayvanlar üzerinde yapılan çalışmalarda, kondile uygulanan retraksiyon kuvvetleri sonucunda kondilin yeniden şekillenme potansiyelinin değiştiği belirtilmiştir (Charlier ve ark., 1965).

İn vivo ve in vitro çalışmalarda, kondil kırıkdağının hücresel faaliyetlerinin, dış etkenlere göre düzenlendiği gösterilmiştir. (Charlier ve ark., 1965; Copray ve ark., 1985; Woodside ve ark., 1987; Petroviç ve ark., 1995) Dış etkenlerin, kollajen sentezinin artmasına, kondroblastların yassılaşması ve sayıca azalmasına ve alkalin fosfataz düzeyindeki artışa bağlı olarak hipertrofik tabaka kalınlığının artmasına neden olduğu belirtilmiştir. Ekleme gelen kuvvetler, TME bölgesine olan sinoviyal sıvı geçişini azaltmakla kalmayıp, intersellüler matriks yolu ile besleyici sıvının iletimini de engellemektedir. Kondroblastlar yeterince beslenemediği için, hipertrofiye uğrayan hücre sayısı artmakta, dejenerasyon başlamakta ve intersellüler matriks tablosu değişmektedir. Kondilin mekanik etkilere karşı hassasiyetinden, kraniyofasiyal yapıyı oluşturan komponentlerin büyümesini yönlendirmekte yararlanılmaktadır (Charlier ve ark., 1965). Bir çalışmada mandibulaya uygulanan retraktif kuvvetlerin mandibula kondilinde, golf sopasına benzer şekilde açılanmalar oluşturduğu gösterilmiştir (Coprav ve ark., 1985). Petroviç ve ark. (1995), rat mandibulasında yaptıkları çalışmalarında, retraktif kuvvetler karşısında, kondil başı ve kondil boynunun anterioruna yapışan lateral pterygoid kasın üst ve alt karınlarının uzadığını bulmuşlardır. Uzama ile periosta oluşan gerilimin, bu bölgede kemik depozisyonunu stimüle ettiğini ve mandibuler kondilin anteriorundaki ossifikasyon ile kondil başı ile boynu arasında açılanma oluştuğunu bildirmişlerdir. Woodside ve ark. (1987), Herbst apareyi uygulaması sonrası juvenil, adölesan ve yetişkin hayvanlar üzerinde meydana gelen değişimleri,

sefalometrik ve histolojik olarak değerlendirmişlerdir. Kondilin anteriora doğru konumlanmasıyla deney hayvanlarının hepsinde, özellikle post glenoid çıkıntının anterior sınırında geniş bir kemik yapımı gözlemlenmişler, böylece glenoid fossanın anteriora doğru remodeling yaptığını belirtmişlerdir.

Rabie ve ark. (2002), ratlar üzerinde yapmış oldukları çalışmada fonksiyonel aparey tedavisi ve büyüme modifikasyonu ile glenoid fossada oluşan değişiklikleri, glenoid fossada kemik oluşumunu arttıran hücresel ve moleküler cevap oluşturan kanlanma artışını bildirmişlerdir.

Sınıf II bölüm 2 maloklüzyona sahip bireyler, Sınıf I ve Sınıf II bölüm maloklüzyona sahip bireylere göre daha kuvvetli çiğneme kaslarına sahiptir. Bu durum oklüzal kuvvetlerin şiddetini ve dolayısıyla TME'nin karşılaştığı kuvvetleri etkilemektedir. Dolayısıyla, Sınıf II bölüm 2 maloklüzyona sahip bireylerde temporomandibular eklem morfolojisinde ve konumunda farklılıklar olması beklenebilmektedir. Sınıf II bölüm 2 maloklüzyona sahip bireylerde temporomandibular eklem konumunu değerlendiren sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır (Katsavrias ve Halazonetis, 2005; Katsavrias, 2006). Bu çalışmalara göre Sınıf II bölüm 2 maloklüzyona sahip bireylerde kondiller, Sınıf II bölüm 1 ve Sınıf III bireylere göre daha geride konumlanmıştır.

Ortodonti literatüründe TME ile ilgili çalışmaların büyük çoğunluğunda fonksiyonel ve ortopedik aygıtların etkileri değerlendirilmiştir. Bu aygıtların büyüme ve gelişim döneminde kullanıldığını düşündüğünde TME'de büyümeye bağlı adaptif değişikliklerin olması olasıdır.

2.6. Sonlu Elemanlar Analizi Metodu

Sonlu elemanlar Analizi (SEA), günümüzde karmaşık mühendislik problemlerinin hassas olarak çözülmesinde etkin olarak kullanılan bir sayısal metottur. İlk defa 1943 yılında Caurant bu metodu geliştirmiştir. SEA başlangıçta kompleks stresleri incelemek için geliştirilse de daha sonraki on yıl içerisinde uygulamalı bilimler ve mühendislik problemlerinin çözümünde, ısı transferi dahil bütün alanlarında kullanılmaya başlanmıştır. SEA ve çözüm teknikleri hızlı gelişmeler kaydetmiş ve günümüzde birçok pratik problemin çözümü için kullanılan metotlardan birisi olmuştur. Metodun bu kadar popüler olmasının ana nedenlerinden birisi, genel bir bilgisayar

programının yalnız giriş verilerini değiştirerek herhangi bir özel problemin çözümü için kullanılabilmesidir.

Sonlu elemanlar metodunda, çözüm bölgesi, çok sayıda, basit, küçük, birbirine bağlı, sonlu eleman adı verilen alt bölgelere ayrılmaktadır. Bütün cismin elemanlara bölünebilmesi için bir ağ yapısına ihtiyaç duyulur. Cismin boyutuna ve geometrisine uygun olarak elemanlara bölünmüş haline matematik model denilmektedir. Cisimler ne kadar çok alt yapılara bölünürse o kadar gerçeğe yakın sonuçlar alınır. Matematik modeli oluşturan elemanların birbirlerine dokunduğu yüzeylerde düğüm noktaları oluşur. Kuvvet dağılımının hassas olarak ölçülebilmesi için mümkün olduğunca çok sayıda eleman kullanmak önemlidir. Belirli bir başlangıç noktasına göre tüm düğümlerin x, y, z eksenleri üstündeki koordinatları saptanarak bilgisayara aktarılır. Ayrıca geometrik şekli oluşturan tüm elemanların materyal özelliklerini belirleyen, Poisson Oranı ve Elastiklik Modülü (Young's Modulus) değerleri bilgisayar programına tanıtılır. Fiziksel sistemin davranışı sonlu elemanların geometrileri ve malzeme özellikleriyle belirlenir. Oluşturulan matematik modelde, düğüm noktalarına dışardan en basit dış etken ve sınır şartlarının uygulanmasıyla meydana gelen değişiklik durumları için matrisler oluşmakta ve bu matrisler bilgisayar yardımıyla çözülmektedir. Bu yolla her bir elemandaki ve dolayısıyla elemanların oluşturdukları cismin tamamındaki gerilme, gerinim ve şekil değiştirmeler elde edilmiş olur. (Hughes, 1987; Geng ve Tan, 1996; Gross ve ark., 2001; MSC. Software Corporation 2005 A;B;C)

Günümüzde SEA inşaat mühendisliği, uçak mühendisliği, geometri, nükleer mühendislik, biyomedikal mühendislik, nükleer mühendislik ve tıp alanında oldukça yaygın kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde de farklı branşlarda birçok çalışmada kullanılmıştır. (Koolstra ve ark., 1992; Chen ve ark., 1998; Tanaka ve ark., 2000; Beek ve ark., 2000; Kai Hu ve ark., 2000; Baggi ve ark., 2006; Meltem Ö, 2006; Halil, 2017).

Diş hekimliğinde, dişlere gelen kuvvet ve stres dağılımının ölçülmesi, implant dizaynı, dolgu malzemelerinin ve kronların biomekanik özelliğinin araştırılması gibi konularda SEA kullanım alanı bulmaktadır (Gul, 2006; Meijer ve ark., 2009). TME gibi ulaşılması ve araştırılması zor olan bölgelerde stres dağılımını değerlendirmek için ideal bir yöntem olan SEA, günümüzde sık kullanılmaya başlanmıştır (Smith ve ark.,1990; Trainor ve ark., 1995; Koriath ve Versluis, 1997; Slager ve ark., 1997; Vollmer ve ark., 2000; Choi ve ark., 2005; Koray ve ark., 2016).

2.6.1. Sonlu Eleman Analizinde Temel Adımlar

Sonlu Eleman Analizinde işlem yapmadan önce aşağıdaki temel adımları takip etmek önemlidir.

a. Ön İşlem Aşaması

1. Hesaplama yapılacak bölgenin oluşturulması ve sonlu elemanlar ile bölünmesi. Problemin düğüm noktaları ve elemanlar olarak alt bölümlere ayrılması
2. Bir elemanın fiziksel davranışını temsil edecek olan şekil fonksiyonunun seçilmesi
3. Bir eleman için denklemlerin geliştirilmesi
4. Tüm problemleri temsil etmek için elemanların birleştirilmesi
5. Sınır şartları, başlangıç şartları ve yüklerin uygulanması

b. Çözüm Aşaması

Düğüm noktalarındaki yer değişimleri (deplasmanlar) veya bir ısı transferi probleminde sıcaklık cinsinden çözüm değerlerini elde etmek için lineer veya lineer olmayan bir denklem takımının eş zamanlı olarak çözülmesi.

c. Son İşlem Aşaması

Bu aşamada asal gerilmelerin, ısı akılarının veya benzer büyüklüklerin değerlerini izleyebilir ve değerlendirebiliriz.

d. Sonuçların Doğrulanması

Sonlu eleman ile çalışırken hataların, doğru olmayan sonuçların alınmasının önüne geçmek için aşağıdaki bilgilere dikkat etmek gereklidir:

Analiz yapılacak elemanın fiziksel özellikleri ve boyutları gibi veriler doğru girilmelidir.

Uygun olmayan eleman türleri seçilmemelidir.

Bölüntümeden sonra eleman şekil ve boyutları normal olmalıdır.

Sınır şartları ve yükler doğru olarak uygulanmalıdır.

2.6.2. Gerilme Analizlerinde Kullanılan Terimler

Kuvvet: Bir cismin diğerine uyguladığı dış etki, kuvvet olarak adlandırılır. Newtonun 2. yasasına göre her uygulanan etki kuvvetine karşı cisim tarafından bir direnç kuvveti uygulanır, buna mukavemet kuvveti adı verilir.

Gerilim: Bir cismi doğrusal olmayan kuvvetlerin zıt yönde çekmesi ile cisimde oluşan yükleme modülüdür. Bu kuvvet cismin boyca uzamasına, ence daralmasına neden olur. Sonlu eleman analiz çalışmalarında ‘Maksimum Stres principle’ olarak hesaplanır.

Kompresyon: Bir cismi doğrusal olmayan kuvvetlerin aynı yönde çekmesi ile cisimde oluşan yükleme modülüdür. Bu kuvvet cismin boyca kısalmasına, ence genişlemesine neden olur.

Stres (s): Dışardan uygulanan kuvvetlere karşı cisimde oluşan birim hacimdeki kuvvettir. Stres normal (cismin uzunluğunu değiştiren) ya da makaslama (cismin açısını değiştiren) şekilde olabilir. Stresin birimi Paskal (Pa) (N/cm^2)’dır.

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

Esneklik Kat Sayısı, Young Modülü, Elastisite Modülü (E): Deformasyonun, elastik cismin herhangi bir noktasındaki gerilimin gerinime oranı ya da bir başka deyişle birim alanda oluşan gerilmedir. Cismin etki altında kaldığı kuvvete karşı direncini belirler ve her madde için farklı değerdedir. Elastik modül ne kadar yüksekse cisim deformasyona karşı o derecede dirençlidir. Birimi Pa’dır. Elastik modül ya da esneklik katsayısı, ilk olarak İngiliz fizikçi Thomas Young tarafından hesaplandığı için “Young Modülü” olarak da adlandırılır (Hughes, 1987).

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

çekme esnasında çapraz kesitte daha fazla azalma gösterir ve Poisson oranı daha yüksek olur (Hughes, 1987).

Fatigue (Yorgunluk): Yükleme sonucu materyalde oluşan kırılmadır.

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

Von Mises Yükleri: Tek merkezli gerilim ve kompresyon sırasında materyali deforme etmek için gerekli olan kuvvettir.

Makaslama Gerilmesi (Shear Stress): Bir cisme hem farklı düzlemlerde hemde ters yönde uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan strestir. Moleküllerin cismin yüzeyine paralel, ters yönde kayması sonucunda oluşur (Gul, 2009).

Asal Gerilme (Principal Stress): Makaslama gerilmelerinin bütün düzlemlerde sıfır olduğu ve varolan tüm gerilmelerin sadece alana dik yönde olan gerilmelerden oluştuğu gerilmelere asal gerilmeler (Principal stress) denir. Asal gerilme; maksimum asal gerilme, ara asal gerilme ve minimum asal gerilme olarak üçe ayrılır. Yük uygulanan cisimlerde genellikle tek bir tip gerilme yerine üç tip gerilmenin bir arada bulunduğu bileşik gerilme hali görülmektedir (Marghitu, 2001; Kutz, 2009). Asal gerilme dağılımına göre basma ve çekme gerilmelerinin dağılımı incelenir. Maksimum asal gerilmeler pozitif değerdir ve en yüksek çekme gerilmelerini ifade eder. Minimum asal gerilmeler negatif değerdir ve en yüksek basma gerilmelerini ifade eder (Sung ve ark., 2009).

Sonlu elemanlar analizi için üç boyutlu katı modelin oluşturulması şarttır. Bunun için iki yöntem kullanılmaktadır. Birincisi daha yaygın olarak kullanılan MRG ve Bilgisayarlı Tomografi (BT) görüntülerinin bilgisayar ortamına aktarılarak modelin oluşturulmasıdır. İkinci yöntem ise anatomik atlaslar ve hazır tablolarda var olan koordinatlar kullanılarak üç boyutlu katı modelin oluşturulmasıdır (Hughes, 1987). SEA ile sorunun çözülmesi için elamanların Poisson oranı, Young değeri, Elastise modülü, modele uygulanan kuvvetler, geometrinin sınır şartları önceden belirlenmeli ve veriler doğru ve hatasız bilgisayar ortamına aktarılmalıdır.

2.6.3. Sonlu Elemanlar Analizi ile Ortodonti ve Temporomandibular Eklem Üzerinde Yapılmış Çalışmalar

Temporomandibular eklem gelen kuvvetlerin hesaplanması eklem anatomik ve fizyolojik yapısından dolayı son derece zordur. Direkt ölçümünün zorluğu

nedeniyle, insan TME'sinin biyomekaniğine yönelik çalışmalar mekanik ve matematiksel modeller üzerinde yoğunlaşmıştır (Baltalı, 2007). SEA yöntemi karmaşık bir yapının incelenmesinde biyomekanik açıdan en iyi yöntem olarak kabul edilmiştir. Bu yöntem daha önceleri kalça, diz ve spinal implantlar gibi ortopedik aygıtların çeşitli yüklenme durumlarındaki biyomekanik davranışlarını belirlemek üzere kullanılmıştır (Crowninshield ve ark., 1983; Keyak ve Falkinstein, 2003; Majumder ve ark., 2005).

Temporomandibular eklem detaylı olarak ilk defa 1984 yılında, kadavradan çekilmiş üç boyutlu bir BT ile görüntülenmiştir. TME'nin bütün anatomik yapıları ve komşulukları bu görüntüde kaydedilmiştir (Roberts ve ark., 1984). İki yıl sonra, iki kadavranın üç boyutlu BT görüntüleri elde edilmiş ve bu görüntülerde TME'nin iskeletsel yapıları çok iyi gözlemlenebilmiştir (Kursunoglu ve ark., 1986). Grupta ve ark. (1987) ilk defa mandibulanın 3 boyutlu modelini hazırlamışlardır. İlk kez Koriototh ve ark. (1992) bilgisayarlı tomografi kullanarak bir kafatasının BT görüntülerinin birleştirilmesi ile üç boyutlu mandibula elde edilmiş, bu modelde 5580 nod ve 4572 farklı eleman kullanılmış ve modele elemanların elastisite modül değerleri ve poisson özellikleri verilerek sonlu elemanlar analizi yapılmıştır (Koriototh ve ark., 1992).

Son yıllarda farklı pozisyonlarda mandibulaya gelen kuvvetlerin oluşturduğu streslerin dağılımına yönelik araştırmalar popülerite kazanmıştır (Reiger, 1988; Bozkaya ve ark., 2004; Eskitascioglu ve ark., 2004; Koyabaşı ve ark., 2006; Meijer ve ark., 2006; Sertgoz, 2007; Li ve ark., 2011; Özdemir Doğan ve ark. 2014; Bekçioğlu ve ark., 2017). Paydar ve ark. (1991) çiğneme süresince oluşan eklem reaksiyonlarını ve kemikte oluşan gerilmeleri ortaya koyabilmek için alt çenenin üç boyutlu bir sonlu elemanlar modelini yapmışlardır. Koolstra ve Van Eijden (1997) insan çenesinin yüksüz durumda açma ve kapama hareketini analiz etmişlerdir. Bu model için kas morfolojisi, kas yapısı (mimarisi) ve dinamik durumdaki kas özellikleri de dikkate alınarak çiğneme sistemini 6 serbestlik dereceli bir matematiksel model ile ortaya koymuşlardır. Aktif ve pasif durumda olan kaslar arasındaki etkileşimleri tartışmışlardır.

Chen ve ark. (1998) MRG ile görüntülenen, doğrusal olmayan (nonlinear) geometrik yapıya sahip insan TME'si için gerilme analizini yapmışlardır. Bu çalışmada TME yapısındaki gerilmeler ve kapsüler bağlardaki kuvvetler bulunmuştur. Koolstra ve Van Eijden (1999) birçok kişinin çiğneme hareketinin simetrik olmadığı kabulünden yola çıkarak bu durumdaki çiğnemeye ait kasların dinamiğini 3-boyutlu olarak ele

almışlardır. İnsana ait çiğneme sistemini 6 serbestlik dereceli dinamik (biyomekanik) model ile temsil etmişlerdir.

Peck ve ark. (2000) çene açma hareketini ele alarak kas ve eklemlerin dinamik benzeşimini (simulasyon) ve analizini yapmışlardır. Beek ve ark. (2000) alt çene ve kafatasını farklı dönüşümler (transformasyonlar) kullanarak kuadrilateral parçalardan oluşturmuş, bu parçaları meşlenen elemanlarla birleştirmiş ve 3 boyutlu model oluşturmuşlardır. Ardından TME diskinde SEA yapmışlardır. Tanaka ve ark. (2001) 3 boyutlu sonlu elemanlar modelini MRG teknolojisini de kullanarak ortaya koymuş ve açık durumunda TME'nin gerilme analizini yapmışlardır. Hu ve ark. (2003) üç boyutlu nonlinear bir sonlu elemanlar analizi yapmışlardır. Bu çalışmada insan TME'sine yükleme yapılmıştır ve TME diskine kondiler fibrokartilajın eklenmesi ile kondildeki, diskteki ve artiküler çukurdaki gerilme dağılımına bakılmıştır. Leader ve ark. (2003) deneysel çalışmalar ışığında çenenin doğal hareketini inceleyerek alt çene kinematığını göstermişlerdir. Bu çalışmada ortogonal olmayan, eksenel hareketli koordinat sistemi kullanmışlardır. Geometrik model MRG verileri kullanılarak oluşturulmuştur. Enciso ve ark. (2003) çenenin modelini yapmışlar, alt çene hareketini üç boyutlu olarak ortaya koymuşlar ve animasyonunu yapmışlardır. Alt çene rahatsızlıklarının analizi ve sağlıklı ile sağlıklı olmayan durumların karşılaştırılması konusunda da oldukça çok çalışma mevcuttur. Örneğin Tanaka ve ark. (2004) TME diskinin hareket esnasında yer değiştirme yaptığı ve yapmadığı durumları üç sağlıklı denek ve üç hasta denek üzerinde deneysel çalışmalar yaparak karşılaştırmışlardır. Bu çalışmada kullanılan analiz yöntemi de yine üç boyutlu SEA yöntemidir. Yine Buranastidporn ve ark. (2004) alt çene asimetrisi sebebiyle hareket esnasında disk yer değiştirmesi olan hastaları analiz etmişlerdir. Son yıllarda TME protezlerinin yaygın kullanıma girmesiyle, ideal protez tipi oluşturulmasına veya protezlerin doğal yapılar üzerine etkilerinin incelenmesine yönelik çalışmalar da yapılmaktadır (Chen ve ark.,1998; Beek ve ark., 2001; de Vocht ve ark., 2001, Bekçioğlu ve ark 2012).

Hu ve ark. (1997) TME kondilinde stres dağılımlarını incelemek için yaptıkları çalışmalarında BT çekilmiş insandan elde edilen modeli kullanmışlardır. Sonuçlara göre stresin özellikle kondilin anterior artiküler yüzeyinde yoğunlaştığı, posterior yüzeyde yoğunluğun azalarak kondilin en iç ve en dış bölgelerinde minimum olduğunu gözlemlemişlerdir. Kondilin tepesinden 5-6 mm aşağıya doğru inildiğinde iç streslerin anterior artiküler yüzeyde yoğunlaştığını bulmuşlardır. Kondilin inferioru ve ortasında

posterior kortikal kemikten çok anterior kortikal kemikte streslerin yoğunlaştığını ve kondilin içindeki kansellöz kemiğin içinde streslerin çok düşük olduğunu görmüşlerdir. Kondil boynundaki streslerin kortikal kemikte eşit şekilde dağıldığını ve her iki kondilde de simetrik bir dağılım olduğunu saptamışlardır.

Ortodontik tedavi yöntemlerinin çeneler, dişler ve TME üzerine etkilerine yönelik çalışmalar da oldukça fazladır. Singh ve Clark (2001), Twin-block apareyi ile tedavi edilmiş Sınıf II Bölüm 1 maloklüzyona sahip bireylerin mandibularlarında meydana gelen değişiklikleri SEA yöntemi ile incelemişlerdir (Shing ve ark., 2001).

Song ve ark. (2001) yılında, Herbst apareyinin çiğneme kasları ve ligamentler üzerine etkisini değerlendirmişlerdir. Alt çene farklı kademelerde öne getirilerek, 3 boyutlu geometrik model oluşturulduktan sonra oluşan çekme kuvvetlerinin çiğneme kasları ve ligamentler üzerindeki etkisi SEA yöntemi ile araştırılmıştır. SUPER SAP programı kullanılarak, temporomandibular eklem için üç boyutlu modeli oluşturulmuştur. Çalışmada, vertikal yöndeki kapanış 3-4 mm açılmış ve mandibula kademeli olarak beş değişik kapanışta (3-7 mm) öne alınmıştır. Çalışma sonuçlarına göre Herbst apareyi ile mandibula öne alındığında temporal kaslarda, masseter kasların derin liflerinde, stilomandibular ve sfenomandibular ligamentlerde çekme gerilmesi meydana gelmiştir. Medial ve lateral pterigoid kaslarda ve kollateral ligamentlerde çekme gerilmesi meydana gelmemiştir. Singh ve ark. (2003), Sınıf II Bölüm I maloklüzyona sahip farklı cinsiyette olan bireylerin tedavisinde kullanılan Teuscher aktivatörünün etkilerini SEA yöntemi ile incelemişlerdir. Ulusoy ve Darenderilerin (2008), Sınıf II aktivatörün ve Sınıf II aktivatör High pull Headgear kombinasyonunun mandibula üzerindeki etkilerini, 3 boyutlu SEA yöntemi ile incelemişlerdir. Panigrahi ve Vineeth (2009), sabit fonksiyonel apareylerin kraniyofasiyal yapılar üzerindeki biyomekanik etkilerini, SEA yöntemi ile araştırmışlardır. Singh ve ark. (2009) Bioblok apareyinin yumuşak dokularda meydana getirdiği değişiklikleri SEA yöntemi ile incelemişlerdir. Gupta ve ark. (2009), mandibular protraksiyon sonrası TME’de oluşan stres dağılımını 3 boyutlu SEA yöntemi ile incelemişlerdir. Chai ve ark. (2009) Forsus apareyinin etkilerini değerlendirmek için kafatasının 3 boyutlu sonlu elemanlar modelini oluşturmuşlardır. Shivastava ve ark. (2013), alt çene farklı kademelerde öne getirilerek oluşturulan 3 boyutlu geometrik modelde mandibular protraksiyon sonrası TME’de meydana gelen stres dağılımını SEA ile incelemişlerdir. Duru ve ark. (2014) mandibular retrognatiye bağlı Sınıf II olguların tedavisinde kullanılan sabit ve hareketli fonksiyonel apareylerin

(Forsus ve Monoblok) TME, dişler ve destek dokular üzerine etkilerinin karşılaştırmışlardır. Akış ve ark. (2017) Sınıf II bölüm I maloklüzyonların tedavisinde kullanılan hareketli ve mini vida destekli sabit fonksiyonel apareylerin dentofasiyal yapılar üzerine olan etkilerin SEA yöntemi ile incelenmişler. Ortodontik tedavinin TME yapıları üzerine etkilerinin değerlendirildiği çalışmaların tamamı hareketli apareyler veya ortopedik kuvvetlerin eklemde oluşturduğu strese yöneliktir. Sabit ortodontik tedavi sırasında kullanılan elastiklerin TME’de oluşturduğu stres ile ilgili herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır. Sağlıklı TME’ye sahip olan hastalar yanında TMD olan hastaların da ortodontik tedavi ihtiyaı olabilmekte ve bu hastalarda tedavinin TME üzerine etkileri öngörülememektedir. Literatdeki bu eksiklikler göz önüne alınarak çalışmamızda normal disk kondil ilişkisine sahip ve anteriora deplase disk ilişkisine sahip TME yapılarının, sabit ortodontik tedavi sırasında kullanılan elastiklerin uyguladığı kuvvetlerden ne derece etkilendiği araştırılmıştır. Bu amaçla SEA yöntemi ile bilgisayar ortamında oluşturulan modellere elastiklerin uyguladığı kuvveti simüle eden kuvvetler iki farklı vektörde uygulanmış ve Sınıf II ve Sınıf III maloklüzyonda TME kondil, disk ve mandibuladaki stres dağılımları incelenmiştir.

3. MATERYAL VE METOT

Bu araştırma, Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı ve Ay Tasarım Ltd. Şti. laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

Çalışmada; ortodontik tedavi sırasında kullanılan elastiklerin TME üzerinde oluşturduğu stres incelenmiştir. Çalışma daha önce TME stres analizleri için kullanılmış ve kabul görmüş bir yöntem olan üç boyutlu SEA yöntemi ile statik lineer analiz yapılarak gerçekleştirilmiştir. Çalışmada Sınıf II ve Sınıf III modellerde farklı yönlerden elastik ile sabit kuvvet uygulandıktan sonra TME yapılarında oluşan strese incelenmiştir.

3.1. Materyal

3.1.1. Çalışmada Kullanılan Gereçler

Üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, üç boyutlu katı modelin oluşturulması ve SEA işlemi için Intel Xeon® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (Smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) ve optik tarayıcısı (Smartoptics 880) ile üç boyutlu tarama cihazından (NextEngine lazer tarayıcısı) yararlanılmıştır, (Şekil 8).



Şekil 8. Üç boyutlu optik tarayıcı (Smartotics 880)

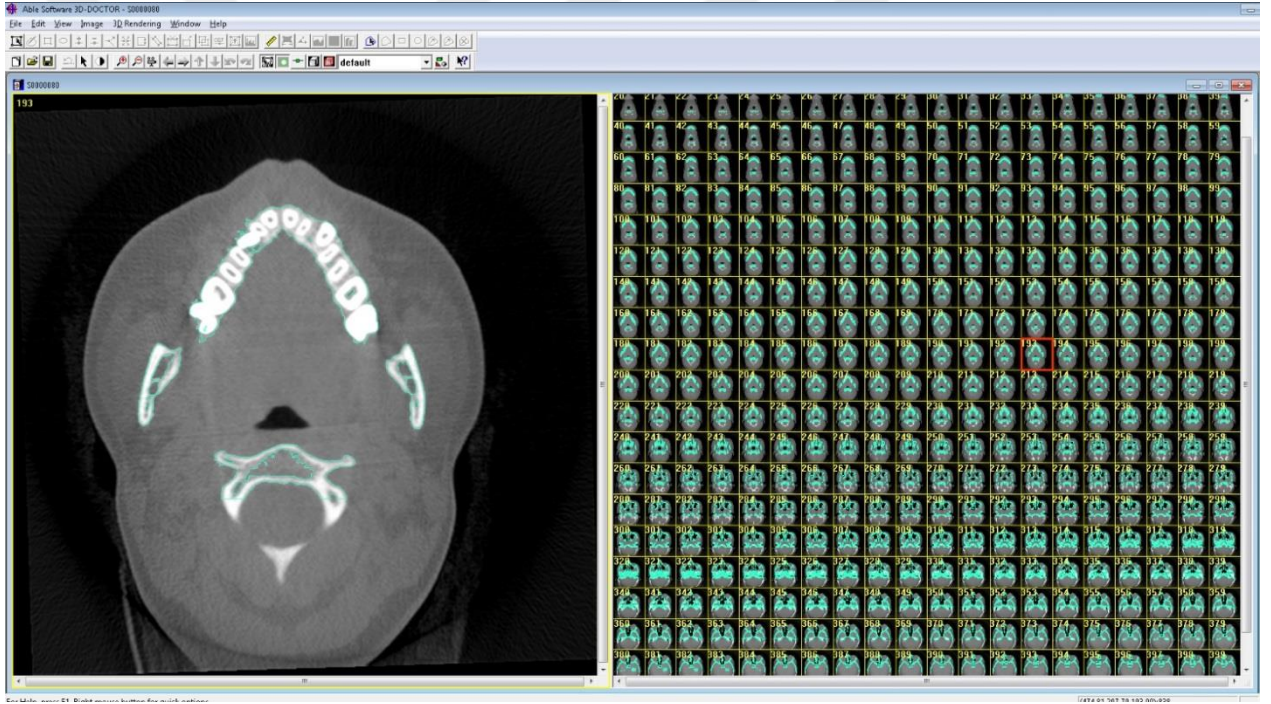
Ölçümler ve verilerin yazılım için Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N Seattle, WA 98103 USA) üç boyutlu modelleme yazılımı, VR Mesh Studio

(VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) programları kullanılmıştır.

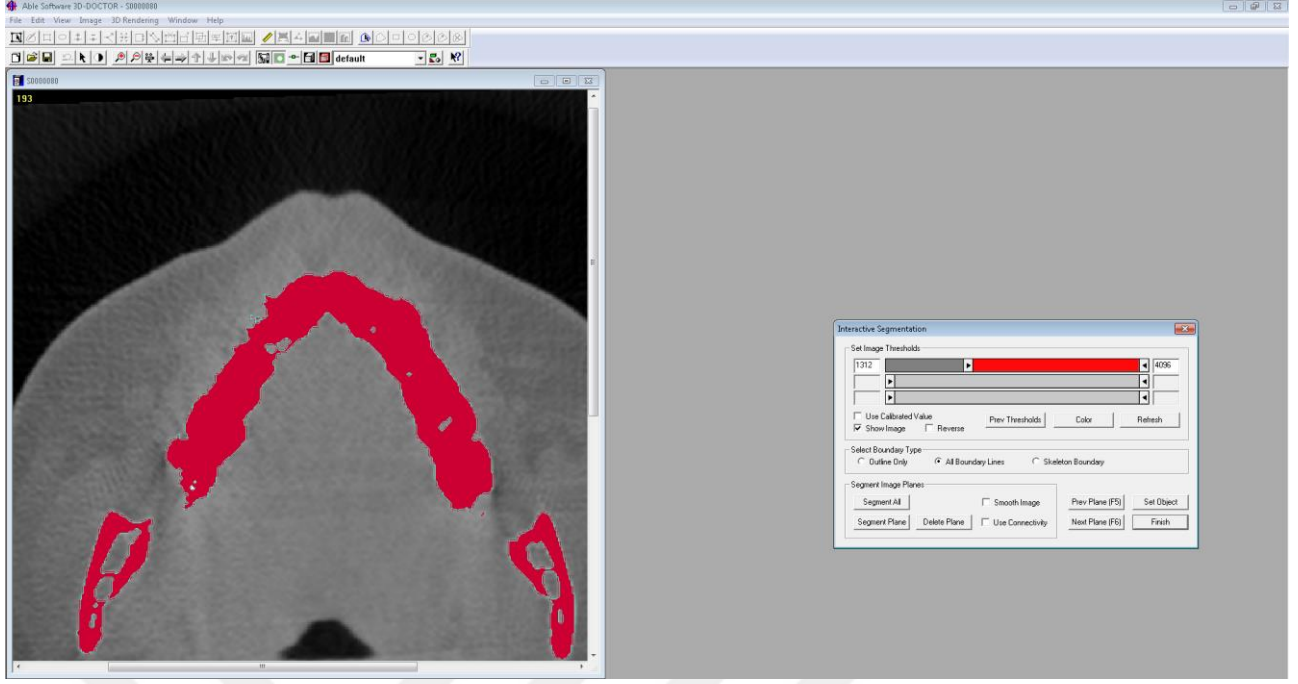
3.2. Metot

3.2.1. Matematik Modellerin Hazırlanması

Kemik dokularının modellenmesi için, bir hastanın önceden çekilmiş Bilgisayar tomografi (BT) görüntüsü kullanılmıştır (BT taramasında 120 kvp, 3,8 mA'de 40 saniyelik tarama ile 601 kesit), (şekil 9). Daha sonra hacimsel veri 0,2 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edilmiştir. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen kesitler, DICOM 3,0 formatında çevrilmiş ve 3D-Doctor yazılım programına aktarılmıştır, (şekil 10).

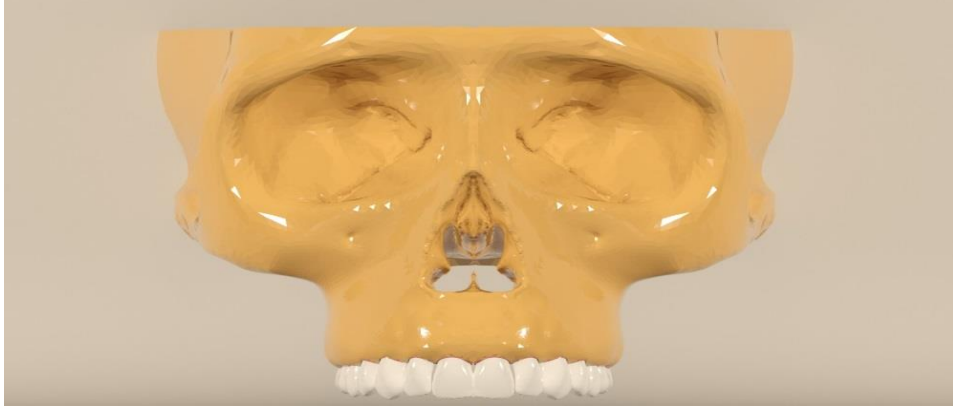


Şekil 9. Bilgisayarlı Tomografi'de kesitlerin hazırlanması



Şekil 10. Bilgisayar Tomografi görüntüsünün 3D Doctor yazılım programına aktarılması

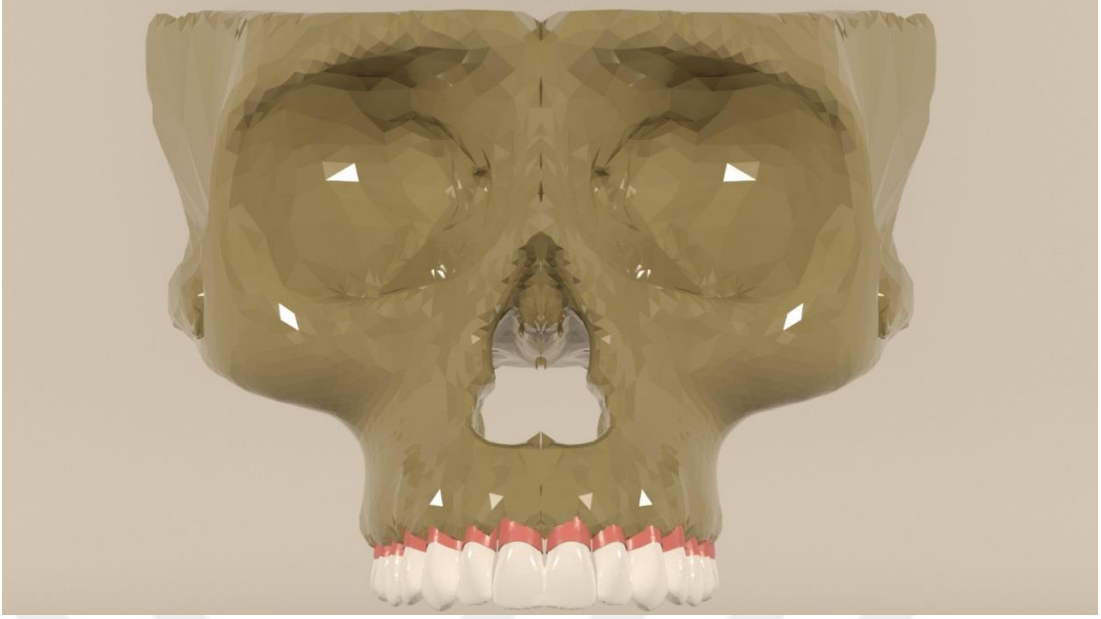
BT ile elde edilen görüntüler, 3D-Doctor yazılımına aktarıldıktan sonra, burada “Interactive Segmentation” yöntemi ile Hounsfield değerlerine bakılarak kemik dokusu ayrıştırıldı. Yapılan ayrıştırma işleminden sonra “3D Complex Render” yöntemi ile üç boyutlu model elde edildi ve bu şekilde kemik dokusu modellendi (Şekil 11 ve 12). Elde edilen üç boyutlu model, 3D-Doctor yazılımındaki sadeleştirme yöntemleri ile düşük hafıza tüketen ve düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan, pürüzsüz bir yüzey haline getirilerek alt çene ve üst çene kemiğinin dişler ve periodontal ligament ile modelleme işlemi tamamlandı. Kemik modelleme sırasında kemik dokusundan offset yöntemi ile spongios kemik elde edildi ve modele aktarıldı (Şekil 13 ve 14). Üç boyutlu model 3D-Doctor yazılımından, stl formatında veriler elde edildi. Daha sonra model standardize edilerek analize uygun hale getirildi.



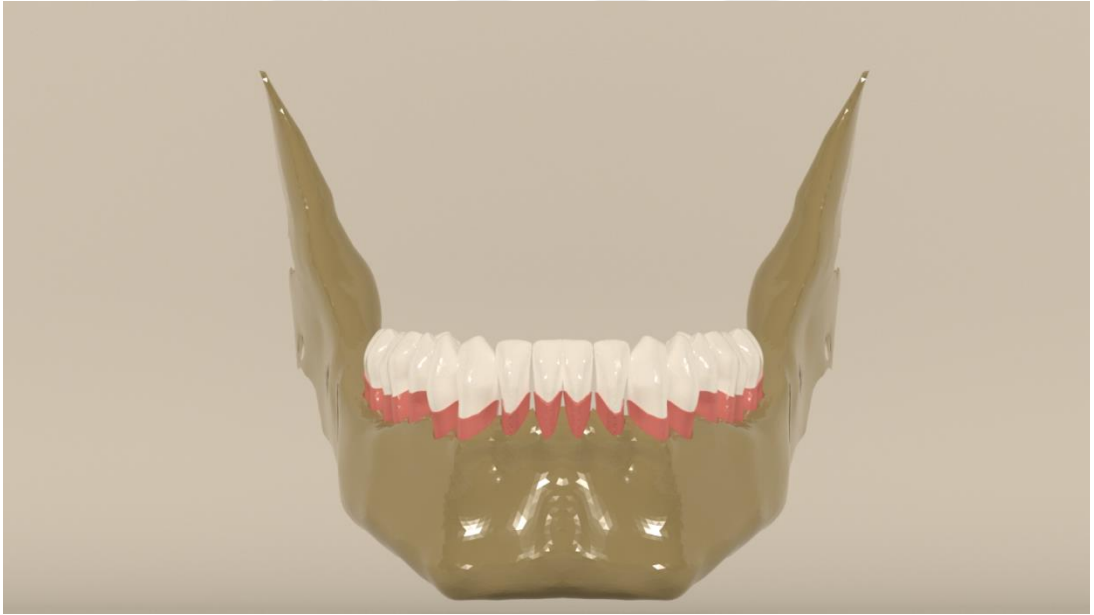
Şekil 11. Bilgisayarlı ortamda üst çene modelinin dişlerle birlikte oluşturulması



Şekil 12. Bilgisayar ortamda alt çene modelinin dişlerle birlikte oluşturulması



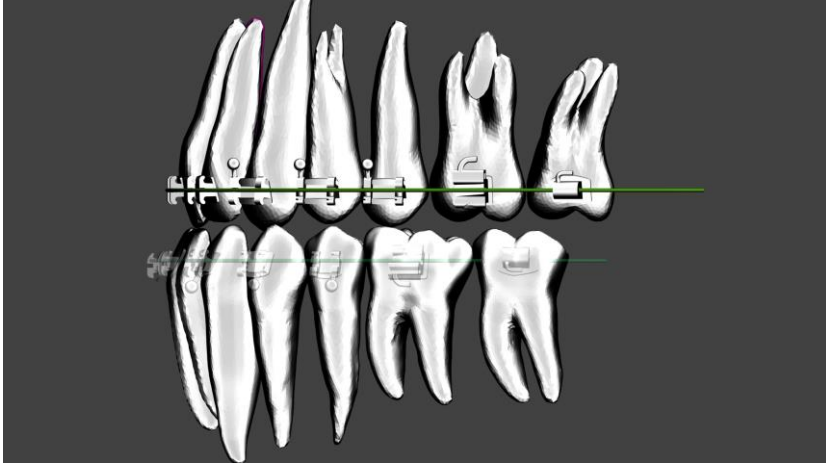
Şekil 13. Üst çene modelinde spongioz kemik, diş ve periodontal ligamentin oluşturulması



Şekil 14. Alt çene modelinde spongioz kemik, diş ve periodontal ligamentin oluşturulması

3.2.2. Dişlerin ve Periodontal Ligamentlerin Modellenmesi

Dişlerin modellenmesi manuel olarak yapıldı ve dental anatomi atlasından yararlanıldı. Dişlerin sadece sert dokuları modellendi. Dişler homojen bir parça olacak şekilde tek blok olarak modellendi. Birçok çalışmadan farklı olarak dişlerin anatomik görüntüsü kökler ve dişlerin konfigürasyonları gözardı edilmedi, (Şekil 15).



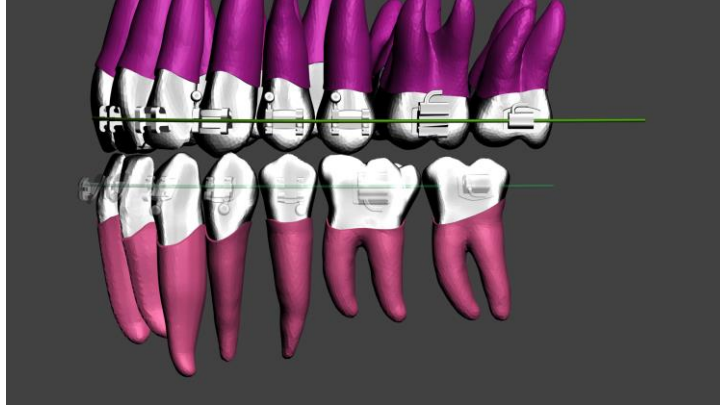
Şekil 15. Dişlerin modellenmesi

Daha önce yapılmış birçok çalışmadan farklı olarak periodontal ligamentlerin modellenmesi de yapıldı. Bunun için dişlerin üzerinde kök kısmı ile çene kemikleri arasında manuel olarak özel programda 0,25 mm kalınlığında homojen yapıda, periodontal ligament oluşturuldu. Periodontal ligamentlerin oluşturulmasında CATIA (Dassault Systèmes) programı kullanıldı.

3.2.3. Braketlerin ve Ark Telinin Modellenmesi

Model dişler üzerinde braket seti olarak Oromco firmasının braketlerine uygun olarak tasarlanmış ve fonksiyonel olarak fark yaratmayan rijit 'fixed' bağlantılar kullanıldı.

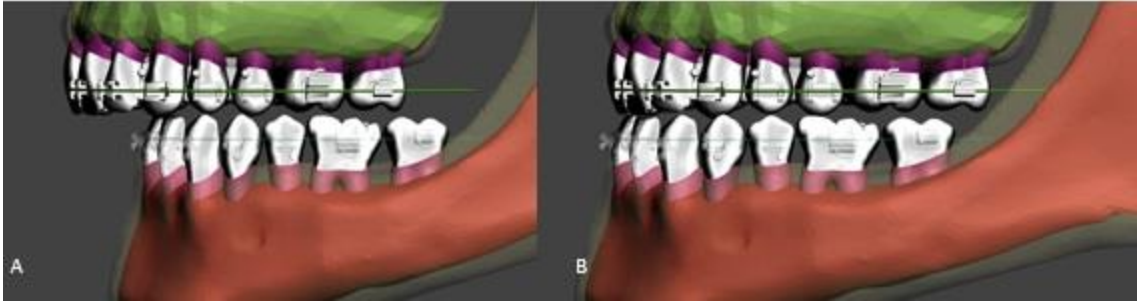
Ark teli olarak 0,018*0,025 SS paslanmaz çelik tel kullanılmıştır (G&H). Dişler bu telin yardımı ile blok haline getirilmiştir. Ark teli bir boyutlu olarak modellenmiştir. Elastik lastikler modellenmemiştir. Sadece bunların dişlere uyguladığı kuvvetler modele yansıtılmıştır (Şekil 16).



Şekil 16. Ark tellerin ve braketlerin ve dişler üzerinde periodontal ligamentlerin modellenmesi

3.2.4. Temporomandibular Eklem Yapılarının Modellenmesi

Analizlerde hataları minimuma indirmek için anatomik yapıların tamamı modellere aktarıldı. TME diski, glenoid fossa ve TME ligamentlerinin lokalizasyon ve yapışma yüzeylerinin belirlenmesinde Sobotta Anatomi Atlası kullanıldı. Eklem diskinin ve ligamentlerin ve sirkümmaksiller suturların oluşturulmasında CATIA (Dassault Systèmes) programı kullanıldı. Eklem pozisyonu ve yeri daha önce yapılmış çalışmalardan anatomik veriler ve literatür bilgileri ışığında elde edildi. Luo ve ark. (1996) ve Van Rujven ve ark. (1999) tarafından kabul edilmiş ve günümüzde kullanılmakta olan diskin üç boyutlu yerleşimi ve eklem yüzeyi ile teması dikkatli bir şekilde modellere aktarıldı. Modeller normalde sınıf 1 olarak hazırlandıktan sonra Angel sınıflamasına göre maksilla sabit tutularak alt çene öne ve arkaya hareketlendirilerek Sınıf II ve Sınıf III modeller oluşturuldu. Model 1 ve Model 2 Sınıf II, Model 3 ve Model 4 Sınıf III maloklüzyon olarak tanımlandı, (Şekil 17). Son olarak TME diski modellere aktarılarak her iki (normal ve önde) pozisyonda konumlandırılarak modeller Rhinoceros yazılımında üç boyutlu olarak uzayda doğru koordinatlara yerleştirildi ve modelleme işlemi tamamlandı, (Modellerin son hali Ek 1 'de gösterilmiştir).



Şekil 17. Bilgisayar ortamında A) Sınıf II maloklüzyon, B) Sınıf III maloklüzyon modelleri

3.2.5. Geometrik Modelin Matematik Modele Dönüştürülmesi (Modelin Ağ Yapısının Oluşturulması)

Modeller, VR Mesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, STL formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına aktarılmıştır. STL formatı 3D modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. STL formatında düğümlerin koordinat bilgilerinin de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı diğer kullanılan programlarla kıyaslandığında minimum olarak kabul edilmiştir. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin üst çeneye ait olduğunu, diş yapılarının ve kullanılan malzemelerin hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve Poisson oranı) değerleri verilmiştir, (Tablo 2).

Tablo 2. Çalışmada kullanılan malzemelerin elastiklik modülü ve Poisson oranı

Materyal	Youngs modulus (GPa)	Poisson oranı
AISI 1005 Çelik tel	114	0,34
Periodontal ligament	0,069	0,45
Disk	0,0441	0,4
Trabekuler kemik	1,37	0,30
Kortikal kemik	13,7	0,30
Dişler	20,90	0,3

Sonlu elemanlar analizinde kullanılan eleman boyutu ve düğüm nokta sayısı arttıkça elde edilen çözümün doğruluğu artmaktadır. Ancak eleman sayısı ve düğüm nokta sayısı arttıkça çözüm süreleri daha da artmakta ve bilgisayar kaynakları yeterli

olmadığından çözümü imkansız hale gelebilmektedir. Ayrıca belli bir eleman boyutundan sonra sonuçların değişimi çok küçük mertebede kalmaktadır. Bu nedenle çalışmamızda, gerilme değerlerinin inceleneceği bölgelerdeki eleman sayısını ve düğüm sayısını arttırmak için bu bölgelerde küçük, diğer bölgelerde ise toplam düğüm sayısının bilgisayarın hesaplama gücünün üzerine çıkmaması için büyük boyutlarda elemanlar kullanılmıştır. Sonlu elemanlar modeli oluşturmak için en yüksek 4,0 mm ve en düşük 0,5 mm boyutlarında elemanlar kullanılmıştır. Eleman ağı oluşturulurken kritik bölgeler diğer bölgelere göre eleman ve düğüm noktası bakımından daha yoğun olarak modellenmiştir. Parçaların birbirine bağlantısı “glue” bağlantı modeliyle gerçekleştirilmiştir. Bu modelede birbirine temas halindeki düğüm noktalarıyla lineer bir bağlantı kurarak yük aktarımını sağlamaktadır. Sonlu eleman analizlerinde, sonuçların gerçek rakamlara yakın ve hatasız oluşması için element sayı ve nodüllerin yüksek olması gereklidir. Her bir parçanın sonlu elemanlar modeli eleman ve düğüm noktalarının sayıları aşağıda verilmektedir. Modelin tamamında 951676 düğüm noktası ve tamamı Bricks ve Tetrahedra olmak üzere 2933713 eleman bulunmaktadır.

Number of nodes = 209134

Number of elements = 965883 arka disk 01

Number of nodes = 208960

Number of elements = 965879 arka disk 02

Number of nodes = 266728

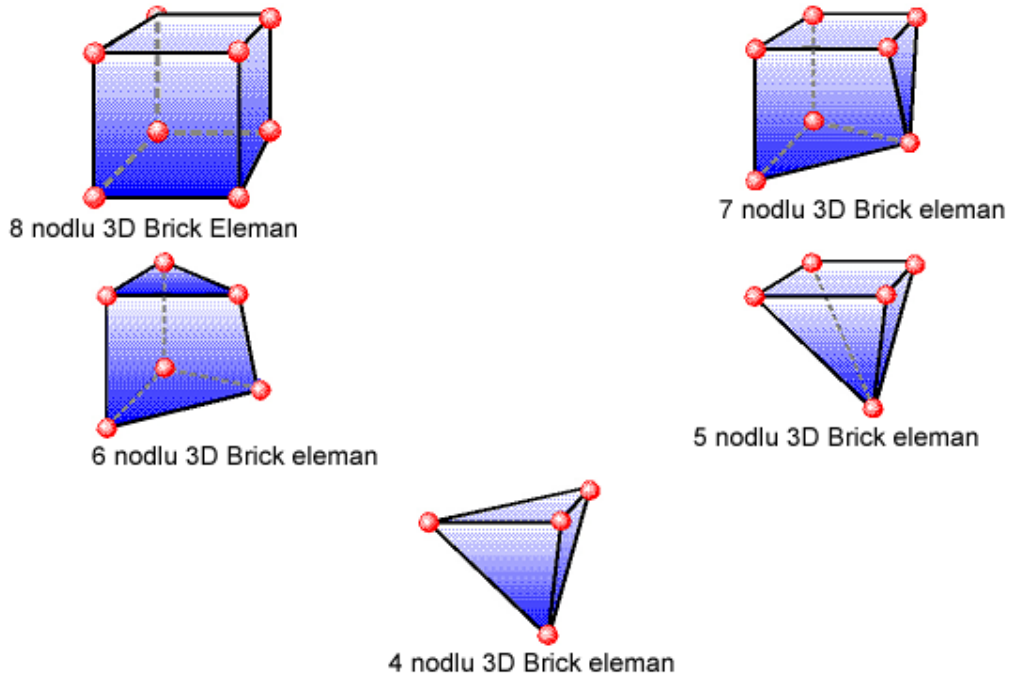
Number of elements = 91086 ön disk 01

Number of nodes = 266854

Number of elements = 910865 ön disk 02

Rhino’da yapılan modellemeler, üç boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarıldı. Burada modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrildi. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanır. Sekiz nodlu elemanların gerekli detaya

ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanıldı, (Şekil 18).



Şekil 18. SEA’nde kullanılan farklı eleman nodulleri

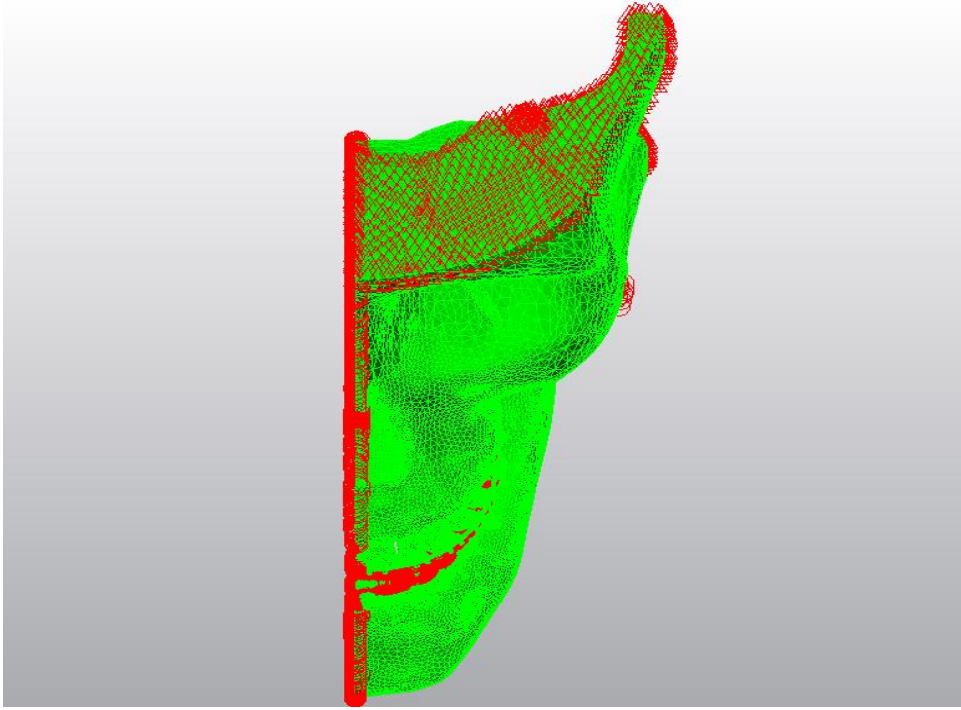
Tüm modeller lineer, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edildi. Bir materyalin homojen olması, mekanik özelliklerinin yapısal her elemanda benzer olduğunu gösterir. İzotropik ise, yapısal elemanın her yönde materyal özelliklerinin aynı olduğu durumu tanımlamaktadır. Lineer elastisite; yapının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

3.3. Sınır Koşulları

Model, kafatası kemiğinin üst ve arka bölgesinden her DOF’ de (Degree of freedom)’ 0 harekete sahip olacak şekilde sabitlenmiştir, (Şekil 19 ve Ek 2’de modeller sınır koşulları ile beraber gösterilmiştir).

Çalışma sırasında ark tellerin braket slotlarından çıkmasını engellemek için tellere vestibül ve palatinal yönde hareket etmesini engelleyecek sınır koşulları uygulanmıştır. Matematiksel modellere sınır şartları verilerek kuvvetlerin uygulanması eleman ağı oluşturma işlemi her bir parça için ayrı ayrı gerçekleştirilmiştir. Böylece parçalar arasında bir bağlantı oluşturma gerekliliği oluşmuştur. Eleman ağı oluşturulurken alt çene-disk ve disk-üst çene arasında ortak düğüm noktalı ağ

oluşturulmamıştır, bunun yerine modellemenin daha doğru olacağı düşünülen çözücü yazılım MSC Marc'ın “glue contact” özelliğinden faydalanılmıştır. Böylece geometrik olarak doğrusal olmayan (non linear) durum oluşmaktadır. Bu sebeple sınır koşulları altında 6 tane “temas yüzeyi (contact body)” tanımlanmıştır. Bunlar alt çenenin sol ve sağ kolları, sol ve sağ diskler ve sol ve sağ üst çenelerdir. Bu temas yüzeyleri arasındaki ilişkiler temas tablosunda çözücü ayarlarında belirtilmektedir.



Şekil 19. Sonlu eleman modelinde sınır koşulların uygulanması

3.4. Yükleme Koşulları

Hazırlanan üç boyutlu katı modellere anatomik kas yapışıklık noktalarından ilgili mandibulaya iki farklı yönde ortodontik sabit kuvvetler uygulandı, (Tablo 3). Üç farklı tasarımda, yükleme koşulunda toplam 8 adet sonlu elemanlar analizi gerçekleştirildi. Çene kaslarıyla alt çeneyi bastıran kuvvetler ve kuvvet bileşenleri daha önce yapılmış çalışmalarda belirlenmiş değerler esas alınarak tablo 2'deki gibi uygulandı (Van Eijden ve ark., 1990; Van Eijden ve ark., 1991; Koriouth ve Hannam, 1994; Tanaka ve ark.,1994).

Tablo 3. Çene kaslarıyla alt çeneyi bastıran kuvvetler ve kuvvet bileşenleri

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

3.5. Analiz Aşaması

Çalışmamızda tüm modellere, ortodontik elastiklerin çekme kuvvetini yansıtan 200 gr (120 N) kuvvet uygulaması yapılmıştır. Kuvvet farklı dişlerden destek alan iki farklı simülasyonla uygulanmıştır. Dört modelde toplam sekiz analiz gerçekleştirilmiştir. Modellere verilen analizler aşağıda gibidir, (Şekil 20, 21, 22, 23).

Model 1A: Sınıf II, disk normal pozisyonda kuvvet yönü üst lateral ve alt 1. molar dişler arası

Model 1B: Sınıf II, disk normal pozisyonda kuvvet yönü üst kanin ve alt 1. molar dişler arası

Model 2A: Sınıf II, disk öne konumlandırılmış pozisyonda kuvvet yönü üst lateral ve alt 1. molar dişler arası

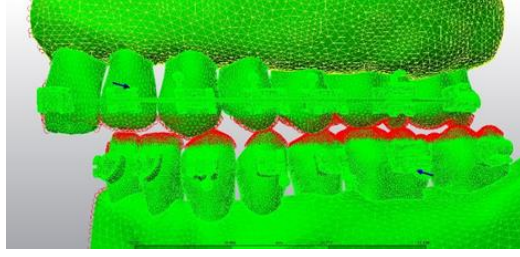
Model 2B: Sınıf II, disk öne konumlandırılmış pozisyonda kuvvet yönü üst kanin ve alt 1. molar dişler arası

Model 3A: Sınıf III, disk normal pozisyonda kuvvet yönü alt lateral ve üst 1. molar dişler arası

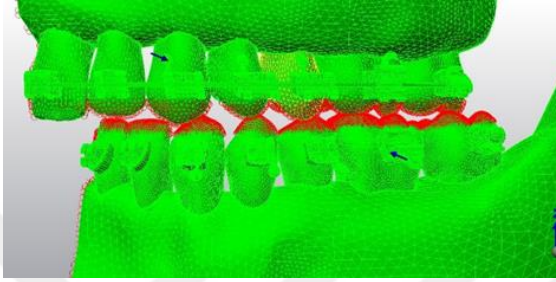
Model 3B: Sınıf III, disk normal pozisyonda kuvvet yönü alt kanin üst 1. molar dişler arası

Model 4A: Sınıf III, disk öne konumlandırılmış kuvvet yönü alt lateral ve üst 1. molar dişler arası

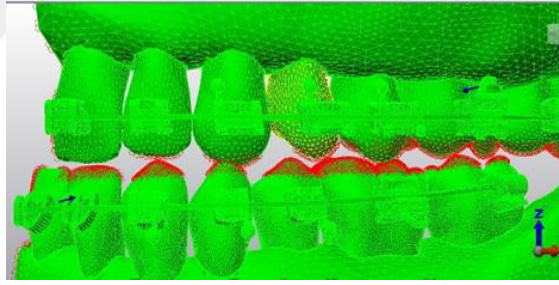
Model 4B: Sınıf III, disk öne konumlandırılmış kuvvet yönü alt kanin üst 1. molar dişler arası



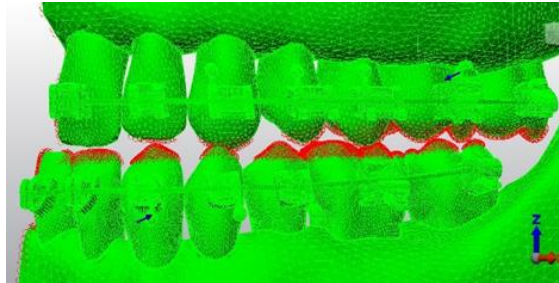
Şekil 20. Model 1A kuvvet yönü 22-36 dişler



Şekil 21. Model 1B kuvvet yönü 23-36

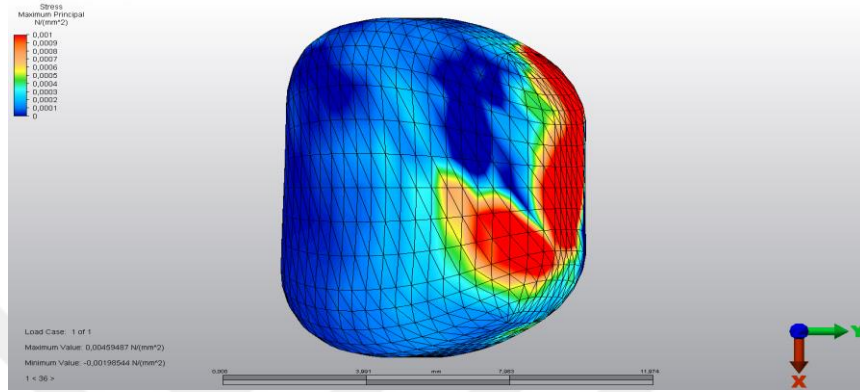


Şekil 22. Model 3A kuvvet yönü 42-16



Şekil 23. Model 3B kuvvet yönü 43-16

Modellere uygulanan kuvvetler sonucu mandibula ve TME diskin'de gelişen asal gerilmeler grafikler ve renk skalası olarak kaydedilmiştir. Sonuçlardan alınan verinin daha kolay anlaşılması için bazı bölgelerdeki maksimum ve minimum asal gerilme değerleri verilmiştir. Yapılar üzerinde oluşan maksimum ve minimum asal gerilme değerleri elde edilmiştir. Gerilme değerlerine ait sonuçlar renklendirme yöntemiyle gösterilmiştir, (Şekil 24).



Şekil 24. Mandibular kondil artikuler yüzeyindeki stres değerlerin dağılımını gösteren görüntü

Görüntülerdeki renk farklılığı değer aralıklarından kaynaklanmaktadır. Değer aralıkların'ın renk kodları görüntülerin sol üst tarafındaki gösterge çizelgesi ile gösterilmektedir. Koyu mavi renkten kırmızıya doğru gerilme değerleri artmaktadır. Asal değerler dışında diskte oluşan Von Mises değerleri de elde edilmiştir.

4. BULGULAR

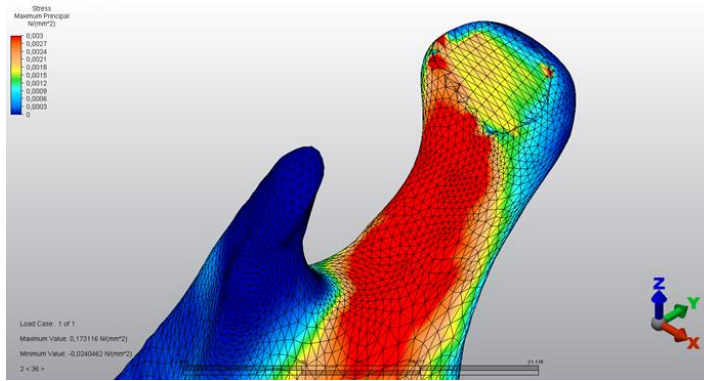
Modellerde, kemikte maksimum ve minimum asal gerilimler (Maksimum ve Minimum Principle Stres), TME diskinde de maksimum ve minimum asal gerilimler ve eşdeğer asal gerilim (Von Mises) değerlerine bakılmıştır. Tüm modeller bilgisayar ortamında hazırlandıktan sonra, sabit bir ortodontik kuvvet 200 gr (125N) iki farklı doğrultuda uygulanmıştır.

Asal gerilme değerleri gerilmelerin basma veya çekme şeklinde olduğu ve hangi gerilmelerin daha etkin olduğu hakkında bilgi almak için maksimum ve minimum stres gerilmelerine aynı elementlerde bakılmıştır. Maksimum asal gerilmeler modelde oluşan en yüksek çekme tipi gerilmeleri gösterirken minimal asal gerilmeler ise modelde basma tipi gerilmeleri ifade etmektedir.

4.1. Sınıf II Modellerin Değerlendirilmesi

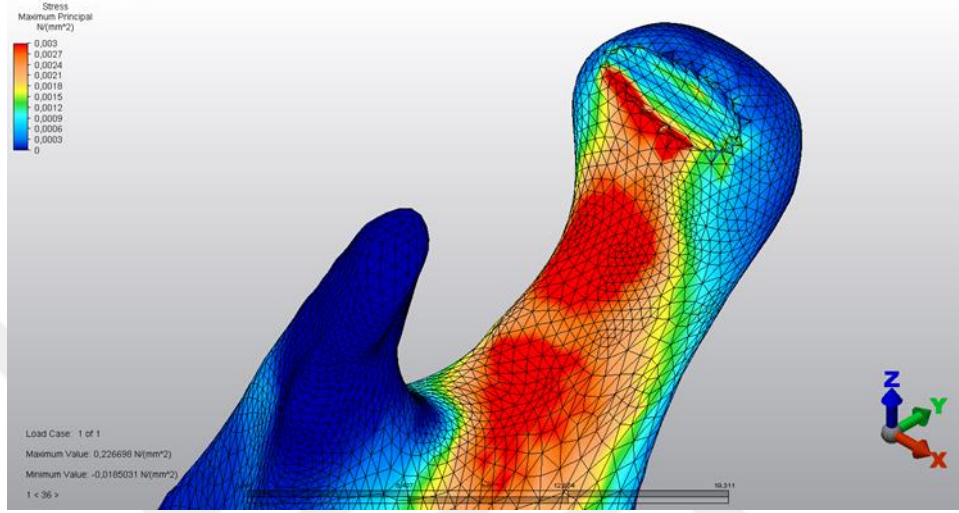
Sınıf II maloklüzyona sahip tüm modellerde kuvvet uygulandığında stresin en çok mandibular kondil boyun kısmında olduğu görülmüştür. Diskin önde konumlandığı ve normal olduğu modeller arasında kondil bölgesinde stres yoğunluğu arasında fark görülmüştür.

Model 1’de stres dağılımı incelendiğinde, stresin kondil artiküler yüzeyinden başlayıp mandibular notch boyunca aşağı indiği görülmektedir. Maksimum izlendiği bölgenin ise kondil üst noktasının disk ile temas ettiği yüzey olduğu görülmüştür, (Şekil 25).



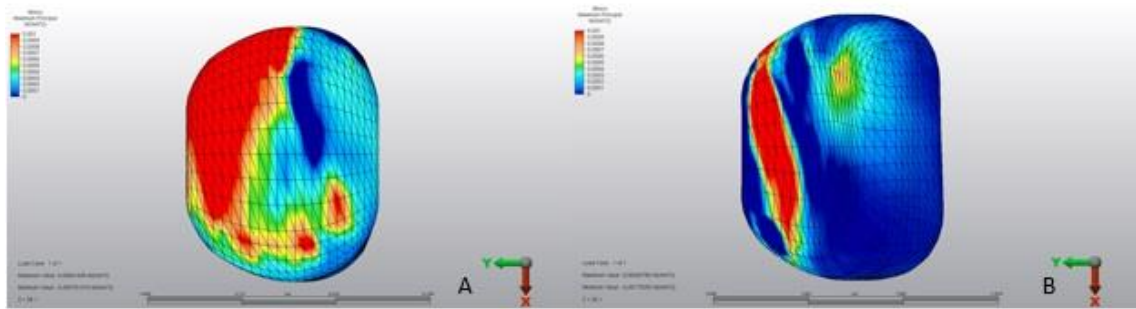
Şekil 25. Sınıf II modelinde disk normal pozisyonda olduğu zaman TME kondilde oluşan stres dağılımı

Model 2’de, stresin aynı şekilde dağılımı incelendiğinde stresin aynı şekilde artiküler yüzeyinden başlayıp mandibular notch boyunca aşağı indiği görülmektedir. Eklem diskinin önde konumlandırıldığı Sınıf II modellerde, ortodontik kuvvet uygulandığında kondil boynunda oluşan stresin daha yukarıda, artiküler yüzeye yakın alanda lokalize olduğu görülmüştür, (Şekil 26).



Şekil 26. Disk önde konumlandırıldığı durumda TME kondil bölgesinde stres dağılımı

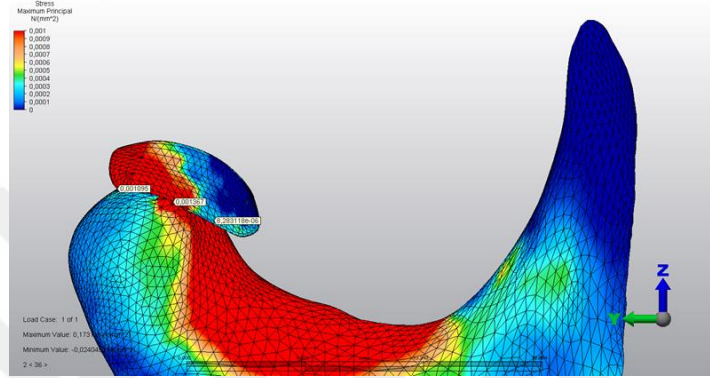
Model 1’de diskte ise stresin daha geniş alanda olduğu izlenilmiştir. Model 2’de diske gelen stresin diskin posterior bölgesinde kondilin tepe noktası ile temas ettiği küçük bir alanda lokalize olduğu görülmüştür, (Şekil 27). Diskteki maksimum asal gerilim değeri model 2’de model 1’e göre daha düşüktür.



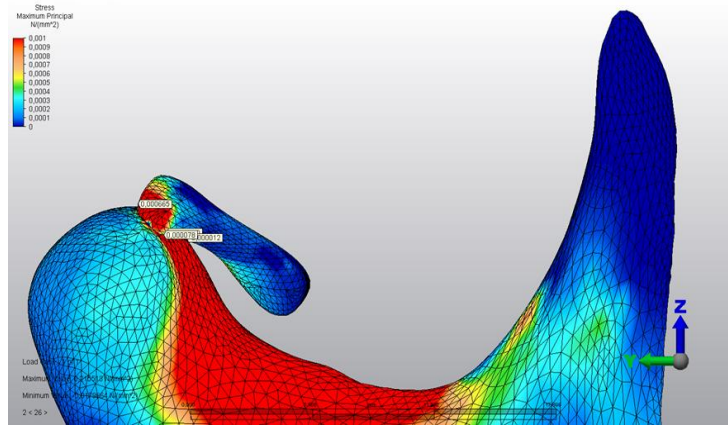
Şekil 27. Sınıf II modellerinde TME disk bölgesinde stres dağılımı A: Model 1, B: Model 2

Model 1 ve Model 2 karşılaştırıldığında TME’de disk kondil bölgesinde oluşan stresi incelediğimizde Model 1’de diskin ve kondil başının artiküler yüzeyinde stres

değerlerinin Model 2'den fazla olduğu tespit edilmiştir. Model 1'de diskdeki stresin posterior bölgede kondilin ise anterior artiküler yüzeyinde yoğunlaştığı izlenmiştir. Model 2'de diskin sadece kondil ile temas ettiği noktalarda stres oluştuğu izlenilmiştir, (Şekil 28 ve 29). Model 1 ve Model 2 kondil artiküler yüzeyinde ki maksimum asal gerilimin Model 1'e göre daha fazla olduğu tespit edilmiştir. Model 2'de TME de kondilin medial bölgesinde diskin artiküler yüzeyinde minimum asal gerilim maksimum asal geriliminden fazla olmuştur.



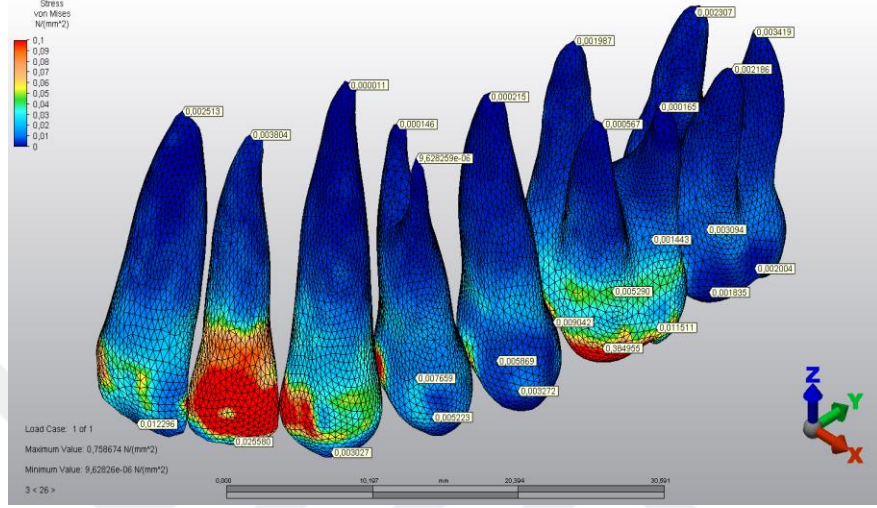
Şekil 28. Model 1A ve Model 1B'de mandibular kondil ve TME diskinde stres dağılımı



Şekil 29. Model 2A ve Model 2B'de mandibular kondil ve TME diskinde stres dağılımı

Kuvvet vektörüne göre modeller karşılaştırıldığında; stresin maksimum olduğu lokalizasyon değişmemiş ancak büyüklüğü değişmiştir. Kondil boynunda ve diskte oluşan stresin hem Model 1'de hem de Model 2'de A grubunda B'ye göre arttığı görülmüştür, (Tablo 4 ve 5). Temporomandibular disk üzerine gelen stres değerlendirildiğinde; kuvvet uygulandığında Model 1B ve Model 2B'de stres değerinin ve

yoğunluğunun Model 1A ve Model 2 A'dan fazla görülmüştür, (Tablo 5). Model 1A ve 2A'da lateral dişlerden destek alındığında, destek alınan dişlerin çevresindeki kemikte kortikal tabakada oluşan maksimum stres değerinde de artma görülmüştür, (Şekil 30). Her iki modelde 36 numaralı diş bölgesinde oluşan stres değerinde belirgin bir fark bulunmamıştır.



Şekil 30. Maksiller dişlerde stres dağılımı

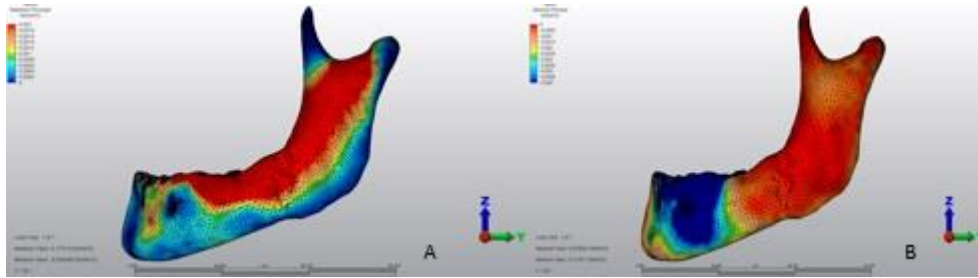
Tablo 4. Sınıf II modellerinde TME kondil bölgesinde oluşan minimum ve maksimum asal gerilim değerleri (AGD)

	Model 1A	Model 1 B	Model 2A	Model 2 B
Maksimum AGD Pa (N/mm²)	0,173669	0,173119	0,225513	0,21669
Minimum AGD Pa (N/mm²)	-0,174729	-0,171811	-0,247814	-0,215216

Tablo 5. Sınıf II modellerde TME diskinde oluşan asal gerilim (AGD) ve Von Mises değerleri

	Model 1A	Model 2A	Model 1B	Model 2B
Maksimum AGD Pa (N/mm²)	0,0629356	0,068144	0,004308	0,004599
Minimum AGD Pa (N/mm²)	-0,0021689	0,00228	-0,001965	-0,00205
Von Mises Pa(N/mm²)	0,0047142	0,003660	0,00367	0,00395

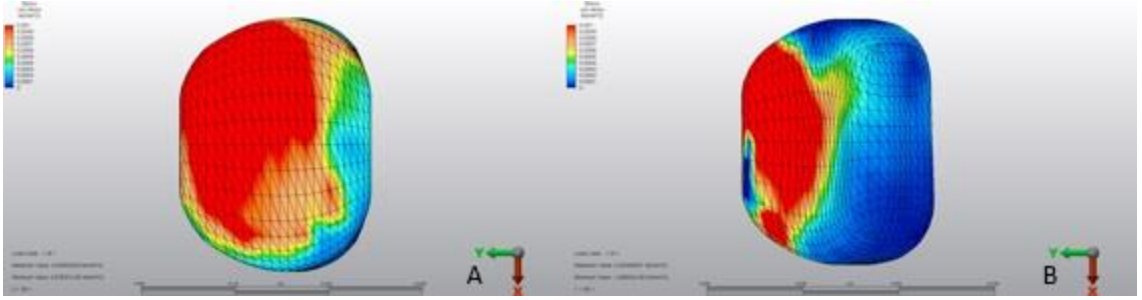
Sınıf II modellerde kemik üzerindeki asal stres değerlerini incelediğimiz zaman Model 1A ve Model 2A’da minimum AGD değeri maksimum AGD değerinden yüksek bulunmuştur. Model 1B ve Model 2B’de maksimum AGD, minimum AGD değerinden değerinden yüksek bulunmuştur. Stres yoğunluğuna baktığımızda genel olarak mandibular kemik de sıkışma-basma geriliminin daha yaygın olduğunu görebiliriz, (Şekil 31).



Şekil 31. Sınıf II’de Mandibula da oluşan max ve min asal gerilim değerlerinin dağılımı (A: Sınıf II modelde maksimum asal gerilim, B: Sınıf II modelde minimum asal gerilim)

Sınıf II modellerde diskte oluşan maksimum AGD ve minimum AGD değerlerine baktığımızda tüm modellerde maksimum AGD değerlerinin fazla olduğu görülmüştür. Sınıf II modellerde TME diskinde gerilim-çekme tipi stresin basma tip gerilmeden fazla olduğu görülmüştür, (Tablo 5).

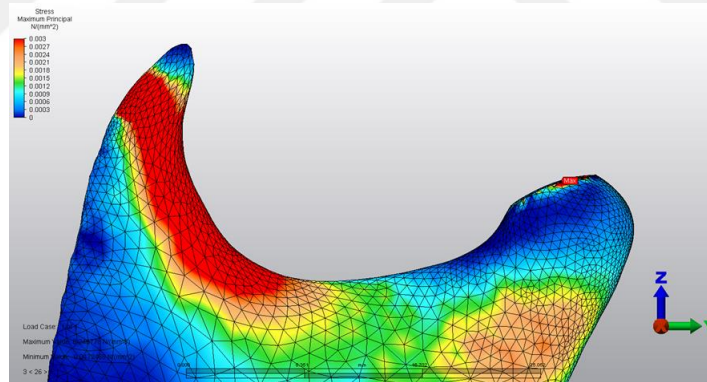
Von Mises değerleri incelendiğinde, 1A modelinin 1B'den yüksek olduğu, 2B modelinin ise 2A'dan yüksek olduğu grlmŖtir, (Ŗekil 32).



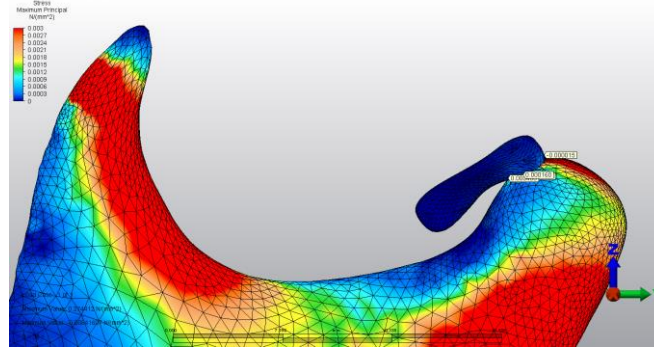
Ŗekil 32. Sınıf II modellerinde TME diskinde oluŖan Von Mises stres dağılımı A: Model 1A, B: Model 1B

4.2. Sınıf III Modellerin Değerlendirilmesi

Sınıf III maloklüzyona sahip tüm modellerde, kuvvet uygulandığında stresin en gök mandibular kondil tepe noktasında, kgk bir alanda oluŖtuęu ve posteriora doğru devam ettiği grlmŖtir, (Ŗekil 33 ve 34).

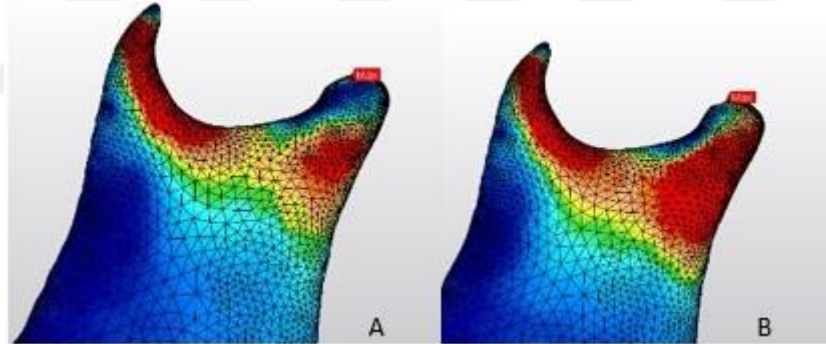


Ŗekil 33. Sınıf III modellerde kondil baŖında izlenen stres dağılımı



Şekil 34. Sınıf III Modellerde TME artikuler yüzeyinde stres dağılımı

Diskin önde konumlandığı ve normal olduğu modeller arasında, stres lokalizasyonu ve miktarı da değişmektedir, (Tablo 6). Model 4'te kondil tepe noktasındaki stresin daha geniş bir alanda ve daha yoğun olduğu görülmüştür, (Şekil 35). Temporomandibular disk üzerine gelen stres değerlendirildiğinde, kuvvet uygulandığında model 4'de model 3'e göre diske gelen stresin daha fazla olduğu görülmektedir.



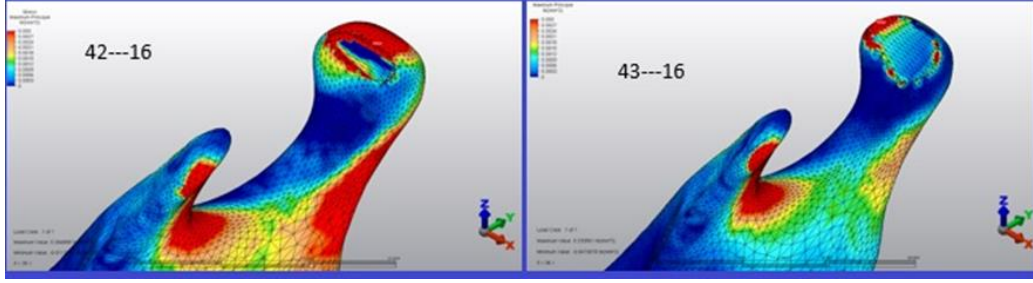
Şekil 35. Sınıf III modellerde TME kondil bölgesinde stres dağılımı A: Model 3, B: Model 4

Tablo 6. Sınıf III modellerinde asal gerilim değerleri (AGD)

	Model 3A	Model 3B	Model 4A	Model 4B
Maksimum AGD Pa (N/mm²)	0,246776	0,233962	0,284858	0,274412
Minimum AGD Pa (N/mm²)	-0,262146	-0,26118	-0,396291	-0,389932

Kuvvet vektörüne göre modeller karşılaştırıldığında; stresin lokalizasyonu değişmemiş ancak yoğunluğu değişmiştir. Kondil tepe noktasında oluşan stresin hem

Model 3 hem de 4'te A grubunda B'ye göre arttığı görülmüştür, (Şekil 36). Disk üzerine gelen stres incelendiğinde Model 3B ve Model 4B'de, Model 3A ve Model 4A'dan fazla stres görülmektedir, (Tablo 7).

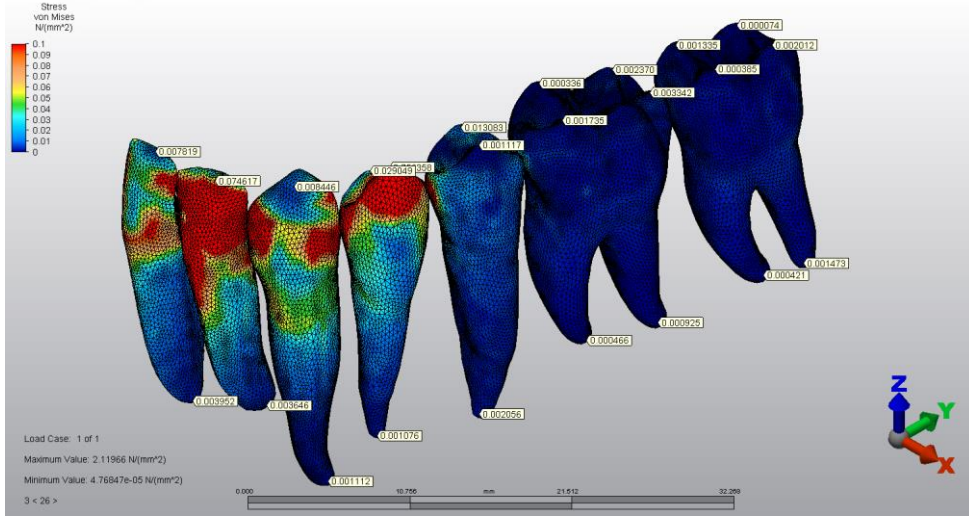


Şekil 36. Model 3A ve 3B'de kondil başında görülen stres dağılımı

Tablo 7. Sınıf III maloklüzyon modellerinde diskte oluşan asal gerilim değerleri (AGD)

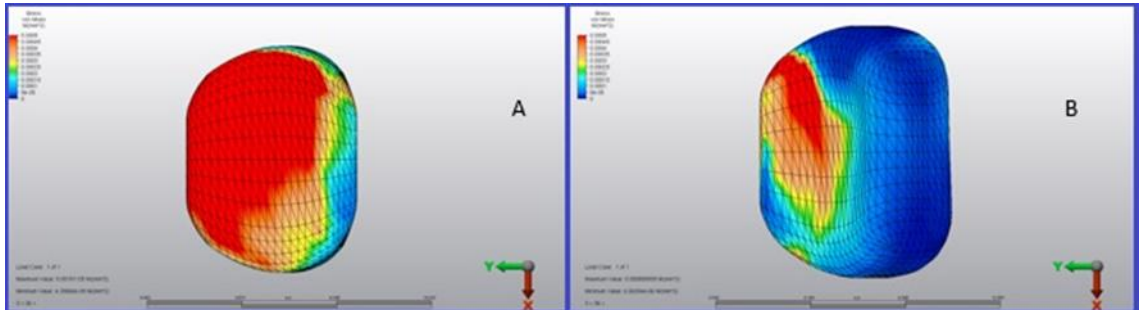
	Model 3A	Model 3B	Model 4A	Model 4B
Maksimum AGD	0,00218317	0,00219615	0,00366019	0,004584
Pa (N/mm²)				
Minimum AGD	-0,005213	-0,0048927	-0,00196463	-0,002204
Pa (N/mm²)				
Von-Mises	0,001911	0,001861	0,003660	0,003856
Stres Pascal				
(N/mm²)				

Model 3A ve 4A'da dişlerden destek alındığında, dişlerin çevresindeki kemikte kortikal tabakada oluşan maksimum stres değerinde de artma görülmüştür. Model 3A ve 4A'da lateral dişlerden destek alındığında, destek alınan dişlerin çevresindeki kemikte kortikal tabakada oluşan maksimum stres değerinde de artma görülmüştür, (Şekil 37). Her iki modelde 16 numara diş bölgesinde oluşan stres değerinde belirgin bir fark bulunmamıştır.



Şekil 37. Sınıf modellerde mandibular dişlerde stres dağılımı

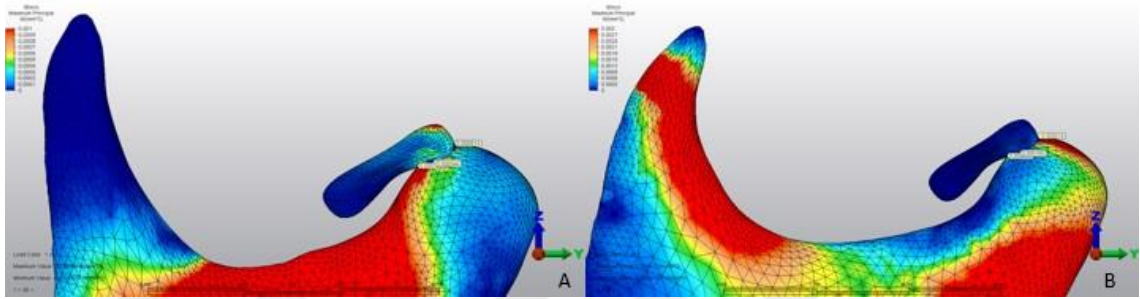
Sınıf III modellerde asal stres değerlerini değerlendirdiğimiz zaman tüm modellerde minimum AGD değeri maksimum AGD değerinden fazla olmuştur. Stres yoğunluğuna baktığımızda genel olarak mandibula kemiğinde sıkışma-basma geriliminin daha yaygın olduğu izlenmektedir. Sınıf III maloklüzyon modellerinde TME diskinde oluşan maksimum ve minimum AGD değerlerine baktığımızda Model 3A ve Model 4A’da maksimum AGD değerlerinin minimum AGD değerlerinden fazla olduğu, Model 3B ve Model 4B’de minimum AGD değerlerin maksimum AGD değerlerinden fazla olduğu görülmüştür. 3A ve 4A modellerinde TME diskinde gerilim-çekme tipi stresin basma tipi gerilmeden fazla olduğu 3B ve 4B modellerinde sıkışma-basma tipi stresin belirgin olduğu görülmüştür, (Tablo 7). Von Mises değerlerine baktığımızda 3A modelindeki değerlerin 3B modelinden, 4B modelindeki değerlerin 4A modelinden yüksek olduğu görülmüştür, (Şekil 38).



Şekil 38. Sınıf III modellerinde diskde oluşan Von Mises stres değeri A: Model 3A, B: Model 4A

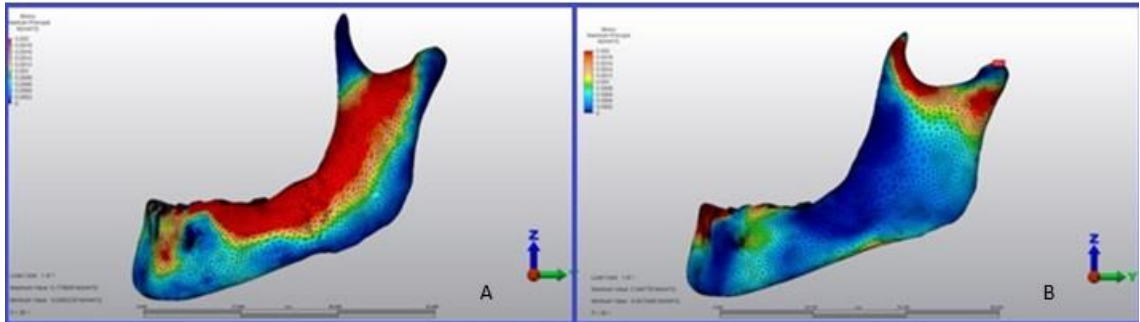
4.3. Sınıf II ve III Modellerin Karşılaştırılması

Sınıf II ve III modeller karşılaştırıldığında stres dağılımında ve stres miktarında farklılık görülmüştür. Her iki modelde de stresin en fazla lokalize olduğu bölge kondilin diskle temas ettiği noktalar olmuştur. Kondil artiküler yüzeyindeki stres incelendiğinde değerlerin Sınıf II'ye göre yüksek bulunmuştur ve stresin öne doğru yayıldığı Sınıf III modellerin de ise stresin posterior yüzeye doğru yayılım gösterdiği izlenmiştir, (şekil 39).



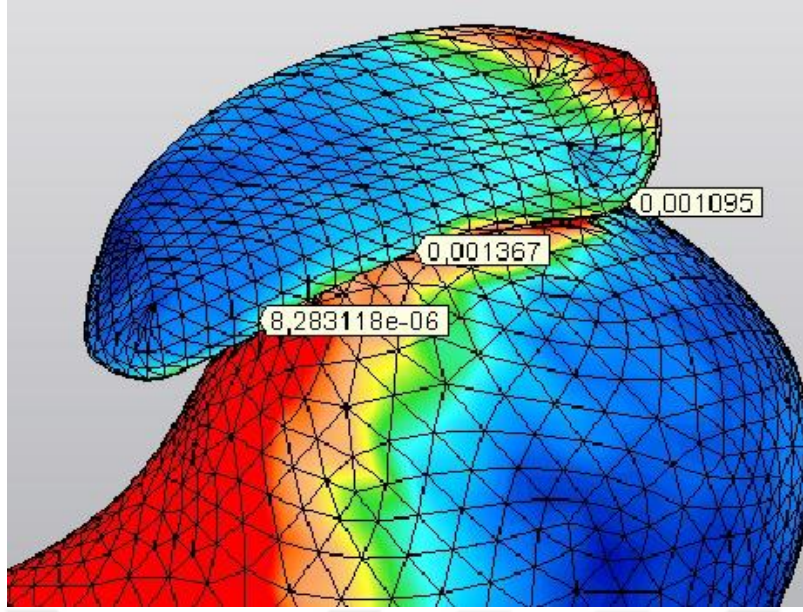
Şekil 39: Sınıf II (A) ve Sınıf III (B) de TME kondil başında stres dağılımı

Sınıf II modellerinde stresin daha geniş alana yayıldığı ve mandibula kondil bölgesinden mandibular dişler bölgesine kadar devam ettiği görülmüştür. Sınıf III modellerinde ise stresin mandibula kemiğinin kondil bölgesinde yoğunlaştığı izlenmiştir, (Şekil 40). Temporomandibular eklem diski incelendiğinde, Sınıf II modellerde diskte oluşan stresin Sınıf III'e göre daha fazla olduğu görülmüştür.

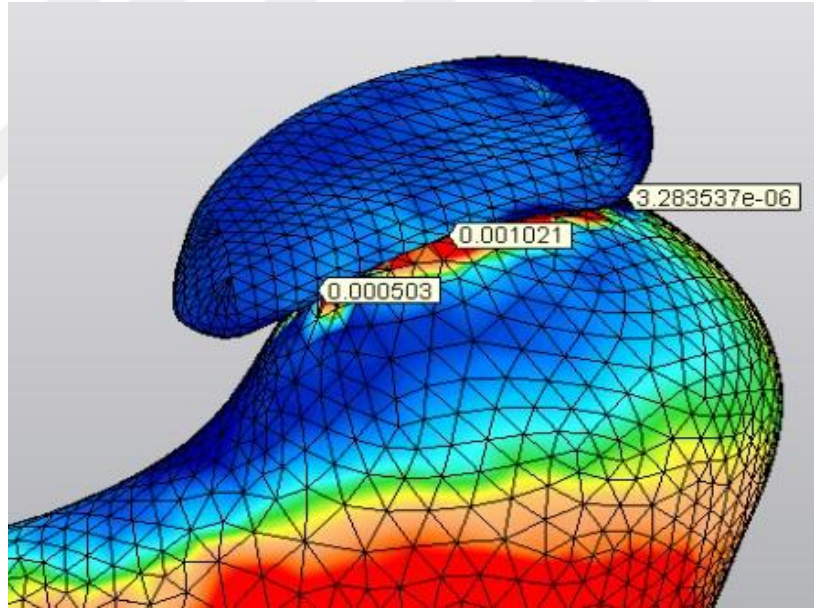


Şekil 40. Mandibular kemikte izlenen stres dağılımı A; Sınıf II modelde, B; Sınıf III modelde

Sınıf III maloklüzyon modellerinde Sınıf II'den farklı olarak maksimum asal gerilmelerin en yüksek pozitif değer aldığı alanlar mandibula kondilin başı ve boyun kısmının posterior kısmıdır. Bu bölgelerde basma tipi gerilmeler minimum olmuştur, (Şekil 41 ve 42).



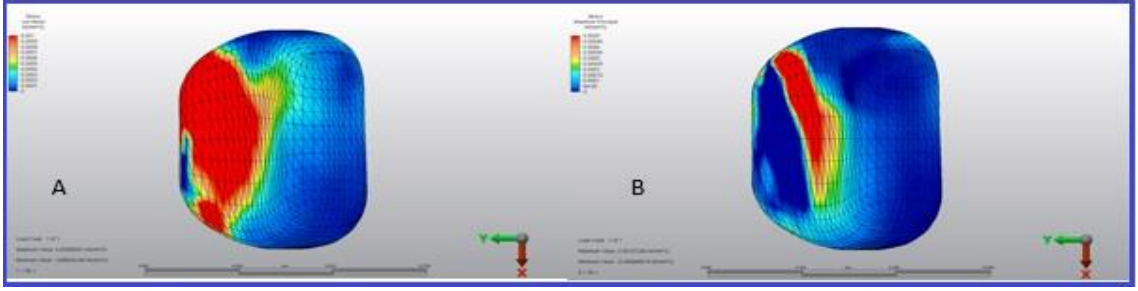
Şekil 41. Model 1 A’da TME bölgesinde maksimum asal stres değerleri (Stresin maksimum olduğu yer kondil ve TME diskin anterior bölgesi)



Şekil 42. Model 3A’da TME bölgesinde maksimum AGD (stresin maksimum olduğu alan kondil ve TME diskin posterior bölgesidir)

Sınıf III maloklüzyonlarda TME eklem diskinde de maksimum AGD’nin en yüksek değer aldığı bölge kondilin artküler yüzeyinin posterior kısmıdır. Bu bölgede gerilim-çekme tipi gerilim maksimum olmuştur. Minimal asal gerilmeler ise en düşük kondil başının anterior yüzeyinde görülmüştür. Sınıf II’den en önemli farklarından biri

de basma sıkışma tipi gerilim kuvvetleri Sınıf III lerde her zaman yüksek olmuştur. Von Mises değerleri incelendiğinde, Sınıf II modellerdeki değerlerin daha yüksek olduğu görülmüştür. Sınıf III modellerde diskin önde olduğu durumlarda TME diskinde Von Mises değerleri diskin normal konumlandığı modellerdeki disk oluşan Von Mises değerlerinden yüksek olmuştur, (şekil 43).



Şekil 43. Sınıf II ve Sınıf III modellerde TME diskinde izlenen Von Mises stres lokalizasyonu ve stres dağılımı

5. TARTIŞMA

Temporomandibular eklem düzensizliklerinin etiolojisinde günümüzde kabul gören görüş hastalığın çok faktörlü olduğudur (Parker M. W 1990, Tucker M., ve Thomas P. M 1999; Sharma Sh, Gupta U ve ark., 2011). Bu faktörler; stres, parafonksiyonel alışkanlıklar, kaslardaki hiperaktivite ve akut ve kronik travmalar olarak özetlenebilir. Akut travmalardan ziyade daha çok uzun dönemde, düşük dereceli mikrotravmalar hastalığın oluşumunda etkilidirler. Kronik mikrotravmaya parafonksiyonel alışkanlıklar, anormal çiğneme hareketleri, diş kayıplarına bağlı çiğneme fonksiyonundaki bozukluklar, oklüzal uyumsuzluklar, uzun süreli ortodontik tedaviler ve maloklüzyonların neden olabileceği ileri sürülmektedir (Weinberg L. A 1980; Okeson P. J 1998; Tucker M., ve Thomas P. M 1999).

Ortodontik tedavi ile TMD arasındaki ilişki literatürde geniş olarak incelenmiştir (Artun ve ark., 1992; Hirata ve ark.,1992; Hans ve ark.,1992; Krenemark ve ark.,1992a; Krenemark ve ark.,1992b; Mot ve ark., 1992; Cohlmiya ve ark.,1996; Mimura ve ark., 1996; Tanne ve ark., 1996; Ruf ve Pancherz, 1998; Deguchi ve ark., 1998; Eberhard ve ark., 2000; Gökalp ve ark., 2000; Arat ve ark., 2001; Gökalp ve ark., 2002; Kim ve ark., 2002; Pullinger ve ark., 2002; Arat ve ark., 2003; Kajiyama ve Suzuki, 2004; Gökalp ve Kurt, 2005; Pellizoni ve ark., 2006; Ahn ve ark., 2007; Mohlin ve ark., 2007, Jiménez S, Carnevali A ve ark 2018). Ortodontik tedavinin TMD'ye sebep olup olmadığı ya da TMD var olan hastada ortodontik tedavinin hastalığın şiddetlenmesi üzerine etkisi olup olmadığı gibi sorular hala net bir cevap bulamamıştır. Maloklüzyonların TMD için bir etyolojik faktör olduğu bildirilirken (McLaughlin RP 1988), ortodontik tedavi mekaniklerinin de TMD'ye neden olabileceğini savunan araştırmacılar vardır (Roth, 1973; Perry, 1973; 1975). Mandibula kondili ve temporal fossa ilişkisindeki bozukluğun, TMD oluşumunda etyolojik bir rol oynayabileceği ilk olarak 1918'de Pringle tarafından tanımlanmıştır. Sağlıklı kondil fossa ilişkisinde; kondilin fossa içinde anteroposterior olarak merkezde konumlandığı belirtilmiştir. Yine birçok çalışmada belirtilen normal kondil disk pozisyonu; ağız kapalı konumda iken, diskin posterior bandının kondil başının üstünde konumlandığı saat 11 pozisyonudur. Sınıf III hastalarda ise bu durumun değiştiği, diskin bütün olarak kondilin üzerinde konumlandığı veya kondile göre daha posteriorda konumlandığı pozisyon sıklıkla görülmektedir (Cohlmiya ve ark., 1996). Cohlmiya Sınıf III hastalarda

kondilin, diğer maloklüzyonlara oranla daha önde konumlandığını belirtmiştir. Bazı araştırmacılar; kondil pozisyonu ile TMD arasında ilişki olduğunu savunmaktadır (Weinberg,1972; Farrar, 1978; Mikhail ve Rosen, 1979; Farrar ve ark., 1983; Pullinger ve Solberg, 1986; Weinberg; 1979). Bu nedenle TMD-lerin tedavisinde ortodontik tedavinin de yer alması gerektiğini savunan çalışmalar literatürde mevcuttur (Solberg, 1979; Bibb ve ark., 1986; Mimura ve Deguchi, 1994). Ancak bu maloklüzyonların tedavisinde uygulanan birçok yöntem çenelere kuvvet uygulamakta ve bu kuvvetler TME'ye iletilmektedir. TME'ye gelen aşırı yüklenme fizyolojik sınırları aştığında TMD'ye neden olduğu kabul edilmiştir (Okesson, 1998). Bu nedenle ortodontik tedavi sırasında sağlıklı eklemleri olan hastalarında TMD hastalıkları yönünden dikkatli bir şekilde değerlendirilmesi gerekmektedir.

İskeletsel Sınıf III maloklüzyonun erken dönem tedavisinde kullanılan çenelik, literatürde TME üzerine etkileri yönünden en çok tartışılan uygulamadır (Hilander, 1963; Matsui, 1965; Janzen ve Bluher, 1965; Graber ve ark., 1967; Suziki, 1972; Irie ve Nakamura, 1975; Ohya ve Sakuda, 1982; Mitani ve Sakamoto, 1984; Mitani ve Fukazawa, 1986; Sugawara, 1990; Tanne ve ark., 1994, Zurfluh M. A ve ark., 2015). Yüz maskesi ile protraksiyon esnasında uygulanan kuvvetin bir kısmı mandibula aracılığı ile TME'ye iletilse de daha çok mandibular kondil boyunca kuvvet uygulayan çenelik tedavisinin TME iç düzensizliğine neden olabileceği düşünülmektedir (Pullinger ve Solberg, 1986; Farrar, 1978; Weinberg, 1972; Farrar ve ark., 1983). Deneysel ve laboratuvar çalışmalarında mandibulaya uygulanan retraktif kuvvetlerin disk posterior ataçmanında strese bağlı hücresel ya da yapısal bir değişiklik oluşturmadığı bulunmuştur (Joho ve ark., 1973, Tanne ve ark., 1996). Çalışmalarda diskin bikonkav yapısının bozulmadığı ve pozisyonel bir değişim de olmadığı gösterilmiştir (Manziona ve ark., 1986; Drace ve Enzman, 1990; Muarakami ve ark., 1993). Çenelik tedavisi mandibular prognatizme sahip hastalarda büyüme gelişim döneminde kullanılan ve alt çenenin büyümesini kondiler büyümeyi etkileyerek durduran bir uygulamadır (Tanne ve ark., 1996). Bu konuda yapılan araştırmalar sonucunda genel kanı, çenelik tedavisi ile uygulanan retraktif kuvvetlerin, kondil-fossa-disk üçlüsünde herhangi bir düzensizliğe neden olmadığıdır (Gökalp, 1998; Gökalp ve ark., 2000; Arat ve ark., 2005; Gökalp ve ark., 2005). Gökalp ve ark. (2005) çenelik ile yaptıkları tedavilerin TME'ye olan etkilerini Manyetik rezonans görüntüleme (MRG) ile incelemişlerdir. Çalışmaları sonucunda, erken yaşlarda mandibulaya uygun koşullarda uygulanan retraktif

kuvvetlerin TMD'ye neden olmayacağını belirtmişlerdir. Deguchi ve McMara (1998) adeloan dönemde çenelik tedavisi görmüş hastaları değerlendirdikleri çalışmalarında hastaların % 67'sinde herhangi bir TMD semptomuna rastlamamışlardır. TMD bulguları hastaların % 16 hastada çenelik kullanımı sırasında, % 10'unda aktif tedavi sırasında ve % 6'sında tedavi sonrası ortaya çıkmıştır (Deguchi ve McNamara, 1998). Dibbets ve van der Weele (1991) yaptıkları çalışmada ortodontik olarak kullanılan hiçbir hareketli apanyin TMD'ye neden olmadığını savunmuşlardır. Gavakos ve Witt (1991) çenelikle tedavi edilmiş ve edilmemiş sınıf III maloklüzyona sahip hastalar arasında TMD semptomları insidansı açısından bir fark bulamamışlardır. Tosa ve ark (1990) çenelik tedavisi uygulanan hastalarının % 15'inde TMD geliştiğini rapor etmiştir. Bunlardan büyük kısmının ise adeloan dönemden sonra geliştiğini belirtmişlerdir. Hastalardaki semptomların çenelik tedavisi kesildiğinde ya da kısaltıldığında geçtiğini de rapor etmişlerdir.

Çenelik uygulaması sırasında oluşan kuvvetler mandibular ve kondiler pozisyonu daha üst ve arka yönde olacak şekilde etkilemektedir (Suziki, 1997). Artiküler eminens ve glenoid fossaya göre kondil pozisyonunun değişmesinin, TMD için risk faktörü olduğu bilinmektedir. Tanne ve ark., 1991; Tanaka ve ark., 1995). Çenelik uygulaması ile artiküler diskin arka kısmında kompresif, ön tarafında ise gerilim tarzı stres olduğu rapor edilmiş ancak bunun fizyolojik sınırlarda olduğu belirtilmiştir (Tanne ve ark., 1992). Tanne ve ark. (1996) çenelik uygulaması ile oluşturulan ortopedik mandibular retraktif kuvvetler sonucu kondilde oluşan bu pozisyonel ve diskte oluşan biyomekanik değişikliklerin özellikle mandibular kondil ve disk pozisyonu normal olmayan bireylerde kapsül içi bozukluğa neden olabileceğini rapor etmişlerdir. Ancak bu kuvvetlerin çiğneme ve diş sıkma gibi normal çene fonksiyonu sırasında oluşan kuvvetlerden daha az olduğu da belirtilmektedir (Zienkiewicz ve Cheung, 1967; Wendell ve Nanda, 1985). Bizim çalışmamızda da benzer şekilde Sınıf II ve Sınıf III maloklüzyon varlığında sabit ortodontik tedavide uygulanan elastiklerin kondil ve disk üzerinde oluşturduğu stress araştırılmıştır. İntermaxillar lastikleri tedavinin başlangıcında kas ağrısına ve TMD neden ola bilir. Elastikler çeynem kaslarına kuvvet uygular ve yük değişiklikleri oluşturur (Fernandes LM ve ark., 1998). Başka bir çalışmanın sonucuna göre bilateral Sınıf II elastiklerle yapılan ortodontik tedavi, ağız boşluğunda belirgin orofasiyal ağrıya veya istenmeyen değişikliklere neden olmadığını göstermişler (Antunes Ortega ve ark ., 2016). Elastiklerle yapılan ortodontik

tedavi yöntemi, kondilin kemiklerin uyarılmasından sorumlu değildir. Sınıf III maloklüzyon tedavisinde kullanılan elastikler de kondile çenelik uygulamasında benzer yönde kuvvet iletmektedir. Çalışmamızda, stres yoğunluğuna baktığımızda genel olarak mandibula kemiğinde sıkışma-basma geriliminin daha yaygın olduğu izlenmektedir. Sınıf III hastalarda elastik uygulamasının doğrultusu farklılık gösterebilmektedir. Bu amaçla, bizim çalışmamızda iki farklı doğrultudaki kuvvet dağılımı karşılaştırılmıştır. Çalışmamız sonucunda Sınıf III modellerde disk ve kondil üzerinde elastığın 1. molar-kanin dişi arasında yerleştirildiğinde, 1. molar–lateral diş arasına yerleştirildiği durumda daha az stres oluşturduğunu gördük. Elastik 1. molar-kanin dişi arasına yerleştirildiğinde TME diskinde gerilim-çekme tip stresin basma tip gerilmeden fazla olduğu, 1. molar–lateral diş arasına yerleştirildiğinde ise sıkışma-basma tip stresin belirgin olduğu görülmüştür.

Sınıf III ve Sınıf II modellerine gelen kuvvet yönleri farklı olduğu için aldığımız sonuçların mandibula kondil bölgesinde ve TME diskinde oluşan stresin bu kuvvet yönleri ile ilişkili olduğunu tesbit ettik. Sınıf III maloklüzyonun tedavisinde Sınıf II maloklüzyonların tedavisinde kullanılan kuvvetin tam tersi kuvvet uygulanır. Sınıf II maloklüzyon tedavisinde kullanılan kuvvet öne ve yukarıya Sınıf III maloklüzyon tedavisinde ise kullanılan kuvvet yukarı ve posteriora doğrudur. Sınıf II elastiklerin TME diskinin etkileyen çalışma bulunmamaktadır. Benzer yönde kuvvet uygulayan ağız dışı aparey de yoktur. Bizim çalışmamızda Sınıf II elastikler ile oluşturulan kuvvetin kondil ve TME diskinde stres oluşturduğu görülmüştür. Özellikle TME diskinde oluşan stres Sınıf III'ten fazla bulunmuştur. Bunun nedeninin kuvvet vektörünün daha yukarı olmasından dolayı diskinde daha fazla yansımından kaynaklandığını düşünmekteyiz. Tanne ve ark. (1993) yaptığı çalışmada benzer sonuçlar elde etmiştir. Çalışmada Sınıf III maloklüzyonların tedavisinde kullanılan çeneliklerin uygulanmasının kuvvetin yönü ve açısı ile ilişkili olduğu gösterilmiştir. Bizim de çalışmamızda kuvvet yönünün ve kuvvet açısının değişmesinin kondil ve TME diskinde etkili olduğunu izlenmiştir. Sınıf II modellerde ise ortodontik elastığın vektörünü değiştirsek bile tüm modellerde TME diskinde gerilim stresinin daha fazla olduğu görülmüştür.

Ortodontik tedavide sıklıkla uygulanan bir başka yöntem olan yüz maskesinde ise kuvvet üst çeneye iletilir. Jackson ve ark. (1979) maymunlar üzerinde yaptığı çalışmada, yüz maskesi uygulamasının TME üzerindeki etkilerini incelemiş ve maymun üst çenesi ön bölgesine uyguladıkları kuvvetlerin TME'de herhangi bir histolojik

değişime neden olmadığını göstermişlerdir. Yüz maskesi ve TME üzerine etkilerinin değerlendirildiği klinik bir çalışmaya literatürde rastlanmamıştır. Wyatt (1987), alt çene üzerine distal yönde kuvvet uygulayan mandibular ve reverse headgearlerin kullanımı sırasında dikkatli olunması gerektiğini bildirmektedir. Mandibular ve reverse headgearlerin kullanımı sırasında eklem probleminin gelişmekte olduğu saptanırsa, bu apareylerin sadece uyanık kalınan süre boyunca kullanılmasını, çünkü bu süreçte alt çeneyi ileride konumlandıran kas kuvvetleri nedeniyle temporomandibular eklem üzerindeki etkilerinin az olduğunu, öte yandan, gece kullanıldığında ise kas aktivitesinin kompanse edici etkisi olmadığından kondil üzerinde daha fazla distal yönde baskı olduğunu belirtmektedir.

Sabit ortodontik tedavi ve TMD arasındaki ilişki de birçok çalışmada değerlendirilmiştir (Sadowsky ve Begole, 1980; Sadowsky ve Polson, 1984). Çalışmaların büyük bir kısmı sabit ortodontik tedavilerin TMD ile bir ilişkisi olmadığını bildirmektedirler. Perry, Sınıf II bölüm 1 maloklüzyona sahip ve TMD'si olan hastaları değerlendirdiği çalışmasında ortodontik tedavi sonucunda büyük bir kısmının şikayetlerinin azaldığını veya kaybolduğunu rapor etmiştir. Sadowsky ve ark. (1984) çekimli ve çekimsiz sabit ortodontik tedavi uyguladıkları hastalarda TMD semptomlarının oluşumunu değerlendirdikleri çalışmalarında, her iki teknikte de az sayıda hastada eklemde klik sesi oluştuğunu ve bunun istatistiksel olarak anlamsız olduğunu belirtmişlerdir (Sadowsky ve Polson, 1984). Sınıf II maloklüzyonuna sahip olup üst çenede iki premolar dişin çekimi ile tedavi edilen ve sınıf I maloklüzyonuna sahip çekimsiz tedavi edilen iki grubu karşılaştırdıkları çalışmalarında, kondil pozisyonunu belirlemek amacıyla lateral, santral ve mezial tomografik kesitler elde ederek çekimli grupta sağ kondilin hem santral hem de mezial kesitlerde anlamlı düzeyde geride konumlandığını, bunun da tedavi öncesinde daha önde konumlanmaları sonucu ortaya çıktığını, tedaviden sonra bazı hastalarda klik sesi oluştuğunu, klik sesi oluşan grupta ise kondillerin klik sesi olmayan gruba göre daha geride konumlandığını bildirmektedirler. Wyatt (1987) ise sabit tedavi sırasında TMD'ye yol açabilecek mekanikleri şu şekilde belirtmektedir; sınıf II maloklüzyon tedavisi sırasında headgear veya sınıf II elastik, orta hat düzeltiminde çapraz elastik, reverse headgear ve sınıf III elastik kullanımları alt anterior çapraşıklık olan derin kapanış vakalarında seviyeleme yapmadan ve kapanışı açmadan çekim boşluklarının kapatılması. Literatürde sabit ortodontik tedavinin TME üzerine etkilerini incelen çalışmalar genellikle klinik

retrospektif çalışmalardır. Sabit ortodontik tedavi sırasında çenelere iletilen kuvvetlerin TME yapıları üzerindeki direkt etkilerini incelemek ancak biyomekanik çalışmalarla mümkündür.

Sonlu elemanlar yöntemi ile TME yapılarının incelendiği çalışmaların büyük kısmı hareketli ve fonksiyonel apareylerin, ortopedik kuvvetlerin TME ve dentoalveolar yapılarda oluşturduğu streslere yönelik çalışmalardır (Zeienkiewicz ve Cheung, 1967; Tanne ve ark., 1996; Beek ve ark 2001; Donzelli, 2005; Tanaka ve ark., 2005; Hu ve ark., 2001; Kashi 2010). Gupta ve ark. (2009) mandibular protraksiyon sonrası mandibulada oluşan en yüksek maksimum gerilmeyi kondilin posteriorunda ve posteriosuperiorunda saptamış ve bu bölgede çekme gerilimi tespit etmişlerdir. Maksimum AGD'ni bu bölgede en yüksek bulmuşlardır. Basma tipi gerilimi ise kondilin anterosuperiorunda rastlamışlar ve burda rezorptif bölge oluştuğunu rapor etmişlerdir. Benzer şekilde Zhou ve ark. (1999), mandibulayı 8 mm öne ve 4 mm aşağı alarak yaptıkları çalışmada en yüksek maksimum çekme gerilmesini kondilin posteriosuperiorunda bulmuşlardır. Akış H ve ark. (2017) çalışmasında da Forsus, vidalı Forsus ve monoblok apareylerinde bu üç çalışmaya benzer şekilde kondilin posteriorunda en fazla çekme tipi gerilim, anteriorunda ise en fazla basma tipi gerilim görülmüştür. Bizim çalışmamızda da bu çalışmaların sonucuna benzer sonuçlar alınmıştır. Fakat gruplar arasında farklılıklar oluşmuştur. Sınıf III modellerinde maximum asal değerler minimal asal değerlerden yüksek olmuştur. Sınıf III modellerde kondilin başı ve posteriorunda çekme kuvvetleri maksimum olmuştur ve en yüksek değere kondil başında ulaşmıştır. Sınıf II modellerin de ise kemiğin her tarafında minimum asal gerilmeler yani basma tip gerilim yüksek olmuştur. Basma tip gerilmeleri sadece mandibula korpusunda görülmüştür. Bu sonuca göre Sınıf III modellerinde kondil başında çekme tip stres daha çok oluşmaktadır, Sınıf II'lerde kondil başında stres oluşsa da alınan stres değerleri basma tip gerilimi baskın olmuştur. Çalışmamızda modellerin tümünde mandibuladaki gerilme dağılımının kondil boynunda yoğunlaştığı görülmüştür. Panigrahi ve ark. (2009) çalışmamızı destekler şekilde yüksek gerilme değerlerini kondil boynunda ve kondil başında tespit etmişlerdir. Sınıf III modellerinde kondil başında daha küçük bir alanda daha da yüksek gerilim değerleri görülmüştür. Sınıf III modellerinde gerilim değerlerinden başka stresin yayılımı Sınıf II'den az olmuştur. Sınıf II ve Sınıf III maloklüzyon modellerinde kuvvet yönü farklı iletilmektedir. Sınıf II modellerde kuvvet yönü mandibuladan maksillaya doğru, Sınıf III

modellerde ise mandibuladan maksillaya doğru yöneldiği için Sınıf II modellerde kondilin ön bölgesinde stres daha yaygın olmuştur. Sınıf II ve Sınıf III'de mandibular kemikte ve kondilde oluşan stress değerlerindeki farklılık kuvvet yönü ile ilişkilidir.

Panigrahi ve Vineet (2009), sabit fonksiyonel apareylerin kraniyofasiyal yapılar üzerindeki biyomekanik etkilerini SEA yöntemi ile incelemişlerdir. Sabit fonksiyonel apareyleri simüle etmek için maksiller molar dişler ile mandibular anterior segment arasına 150 - 200 gr (1,47 – 1,98 N) kuvvet uygulamış ve alt ve üst çenede meydana gelen yer değiştirmeler ve gerilmeler incelemiştir. Çalışmanın sonucuna göre uygulanan kuvvet fiziolojik sınırlar içerisinde olmuş ve anatomik yapıları negatif yönden etkilememiştir. Bizim çalışmamızda da üst lateral ve kanin dişlerden alt 1. molar dişlere ve alt lateral ve kanin dişlerinden üst 1. molar dişlere dişlere 200 gr kuvvet uygulanmıştır. Dişlerde oluşan stres değerlerine ve diş yer değiştirmelerine baktığımız zaman en yüksek stres değeri 12 ve 42 numara dişlerde görülmüştür. Kanin dişlerin verüstü kortikal kısmında basma kuvvetleri daha çok görülmüştür. 46 ve 16 numara dişlerde stres bifurkasyon noktalarında daha çok görülmüştür. Yapılan literatür taramasında sabit ortodontik tedavi sırasında kullanılan elastiklerin TME'de, dişlerde ve destek dokularda oluşturduğu stres dağılımını inceleyen çalışmaya rastlanmamıştır. Ortodontik tedavinin bir parçası olan elastikler; alt dişlerden üst dişlere takılan ve çeneler arası kuvvet uygulayarak alt ve üst dişlerin birbirleri ile olan ilişkisini düzelteren lastiklerdir. Çalışmamızda sınıf II ve III maloklüzyona sahip hastalarda aynı kuvvette ancak iki farklı doğrultuda uygulanan elastiklerin TME üzerinde oluşturduğu stres değerlendirilmiştir. Tüm modellerde 200 gram sabit kuvvet uygulanmıştır. Buna göre Sınıf II modelde 2 farklı varyasyon yapılmış, A modelinde elastik 22-36 nolu dişler arasına B modelinde ise 23-36 nolu dişler arasına yerleşecek şekilde kuvvet uygulanmıştır. Sınıf III modellerde ise A modelinde elastik 32-16 nolu dişler arasına B modelinde ise 33-16 nolu dişler arasına yerleşecek şekilde kuvvet uygulanmıştır. Aynı kuvvet uygulanmasına karşın kuvvet vektörü değiştiğinden lateralden 1. molarlara uzan elastiklerin TME kondil ve diskinde daha yoğun stres ilettiği gözlenmiştir. Bu durum disk deplasmanı varolan bireylerde daha fazla yüklenmeye neden olup olayı şiddetlendirebilir. Bu nedenle özellikle disk deplasmanı var olan hastalarda elastik mesafesinin daha kısa tutulması TME'ye daha az kuvvet iletildiğinden daha koruyucu olabilir.

Temporomandibuler ekleme gelen kuvvetlerin karşılanmasında TME diskinin önemli bir rolü vardır. Her iki kondil fossa içinde dengeli ilişkide ise, gelen kuvvetler eklem diski tarafından karşılanır (Okeson, 1998). Kuvvetin TME fizyolojik toleransını aştığı durumlar, diskal ligamentlerin uzamasına ve diskin incelmeye neden olur, sonuçta TME rahatsızlıkları başlar. Bizim çalışmamızda diske gelen en yoğun stresin Sınıf II maloklüzyonda uygulanan elastiklerle ortaya çıktığı görülmüştür. Bu yoğunluk normal konumdaki diskte anteriora deplase diske göre daha fazla bulunmuştur. Anteriora deplase diske daha az stres gelmesinin nedeninin aslında oluşan stresin disk arkası bağlara iletilmesinden kaynaklandığını düşünmekteyiz. Kullandığımız modelde disk arkası bağlar modele yerleştirilmediği için, bu bölgeye gelen kuvvetleri görememekteyiz. Anteriora deplase disk modelinde kondil ve diskin temas alanı azaldığından önde yer alan diske daha az stres geliyor gibi görünmekle beraber aslında gelen stresin disk arkası bağlara iletilmediğini söyleyebiliriz. Bu durumda aslında Sınıf II vakalarda anteriora deplase disk varlığında elastik kullanımıyla ortaya çıkan stresin diske değil disk arkası bağlara iletilmesi, TMD için daha fazla risk faktörü olabilir. Sınıf III modelde ise mandibula daha öne konumlandığından diskle temas alanı daha fazla olmuş ve deplase disk üzerindeki stres normal konumdaki diske göre daha fazla bulunmuştur.

Literatürde, ortodontik tedavi sırasında uygulanan kuvvetlerin dentofasiyal yapılarda özellikle TME’de oluşturduğu etkiyi inceleyen birçok stres analiz yöntemi bulunmaktadır (Tanne ve ark., 1996; Tanaka ve ark., 2001; Gupta ve ark., 2009; Pozo ve ark., 2009; Souza ve ark., 2015). Fotoelastik gerilme analizi yönteminde, çalışma yapılan yapının fotoelastik malzemeden bir modeli yapılmaktadır. Fotoelastik gerilme analizlerin dezavantajı, modelde karmaşık geometrileri temsil edecek kadar ayrıntı oluşturulmaması, karmaşık geometriye sahip yapıların analizinde gerçeğe yakın sonuçların elde edilmemesidir (Tanne ve ark., 1987). İn vivo çalışma grubundan olması ise en büyük dezavantajdır. Çünkü in-vivo analizlerde, dokuların içinde oluşan gerilmelerin belirlenebilmesi için gerilim ölçerlerin doku içine yerleştirilmeleri gerekmektedir (Tanne ve ark., 1987; Andersen ve ark., 1991). İn-vitro ortamda kullanılan gerilim ölçerlerin kullanıldığı analizlerde ise oluşturulan çevre dokuların fiziksel özelliklerinin gerçek dokuların fiziksel özelliklerini tamamen yansıtamamaktadır ve bu nedenle doğru sonuçlara ulaşılamamaktadır (Andersen ve ark., 1991). Gerilme analizlerinin dezavantajlarına rağmen, SEA, karmaşık geometriye sahip

yapıların bilgisayarda oluşturulan ayrıntılı modellerini kullanarak gerilme ve yer değiştirmelerin hassas ve kantitatif olarak incelenmesini sağlayan matematiksel bir yöntemdir. Modeli oluşturan parçaların her birine fiziksel özellikleri kazandırılarak analizlerin gerçeğe uygun bir şekilde yapılmasına olanak sağlanmaktadır. Bizim çalışmamızda analiz yöntemi olarak üç boyutlu nonlinear sonlu elemanlar analiz yöntemi kullanılmıştır. Mandibula ve maksilla, tüm sürekli dişler (yirmi yaş dişleri hariç) ve TME diskleri üç boyutlu modellenmiştir. Diş destekli ortodontik braketlerin uygulamalarının simülasyonları yapılmıştır. Grupta ve ark. (2009), Panigrahi ve Vinnet (2009), Halil ve ark. (2017), Fatma İrem ve ark. (2014)' nın çalışmalarındaki üç boyutlu modellenme yöntemleri kullanılmıştır. Çalışmalar arasındaki fark yazılım programları ile ilgili olmuştur. Sınıf II ve sınıf III maloklüzyonların tedavi zamanlamasında farklı görüşler olsa da, genel kanı erişkin olmayan adolesan dönemin en uygun dönem olduğudur (Pancherz ve Hägg, 1985; Keeling ve ark., 1998; Perry, 2002; Pancherz ve ark., 2014). Bu nedenle erişkin olmayan, adolesan dönemdeki bireylere ait materyal özellikleri esas alınarak kafa modeli oluşturulmuştur.

Sonlu elemanlar Analizi 1970 yılından itibaren, tıbbın birçok alanında olduğu gibi diş hekimliğinde de yaygın kullanıma girmiştir. Yöntem, dişler, periodontal ligament, implant dizaynı ve mandibular kemik remodelasyonu gibi oral sistemlere yönelik araştırmalarda kullanılmaktadır. Gupta ve ark. (1973) ilk kez orta hatta simetrik olarak 3 boyutlu mandibula modeli oluşturmuşlardır. Bu modelin geometrisi mandibuladan alınan fiziksel ölçümlerle oluşturulmuştur. Daha sonra Knoell (1977) mandibulanın 3 boyutlu modelini daha da geliştirmiştir. Bu model, simfize göre simetrik in vitro yarım mandibulanın 3 boyutlu SEA'sını içermektedir. Fakat bu model mandibulanın tabanı boyunca kısıtlı olup, uygun yüklemelere izin vermemektedir. Bu modelde dentin ve kortikal kemiğin ana madde özellikleri literatürden alınmıştır. Anatomik olarak doğru olan ilk üç boyutlu model Ben-Nissan ve ark. (1987) tarafından fonksiyonel bozulmaları değerlendirmek için oluşturulmuştur. Kısmi dişsiz insan mandibulasının üç boyutlu sonlu elemanlar modeli, stimüle edilmiş izometrik ısırma ve çiğneme yüklerine karşı oluşan mekanik cevabı değerlendirmek için Hart (1992) tarafından geliştirilmiştir. Koriath (1992) dişli kurutulmuş mandibula tomografisinden elde edilen bir mandibulanın üç boyutlu SEA modelini elde etmiştir. Literatürde var olan veriler ile modeldeki materyal karakteristiği kullanılarak oluşturulmuştur. Bu çalışmaların birçoğunda kullanılan matematik modelleri sınırlı anatomik açıklamalara

ve özelliklere sahiptir. Oral kavitedeki yapıların kompleks özelliklerinden dolayı bu bölgede kullanılacak matematiksel modellerin de bu kompleks yapıları gösterebilecek özellikte olması gerekmektedir. İlk kez Choi ve ark. (2009)'nın geliştirdiği modelde hem yapısal hem de biyolojik olarak gerçekçi bir geometri ve sınırları olan, kas kuvvetlerini de içeren, daha iyi kemik ve doku özellikleri karakterize edilmiş model elde edilmiştir.

Sonlu elemanlar Analizi yönteminde (SEA) yönteminde iki ya da üç boyutlu modeller kullanılabilir. İki boyutlu yöntem uygulanarak yapılan modellemelerde elemanlar sadece bir alana sahipmiş gibi değerlendirilir ve derinlik boyunca oluşabilecek değişimler ve analizler göz önüne alınmaz. Üç boyutlu SEA'da ise elemanlar bir hacime sahiptir ve her yönde oluşabilen değişimler incelenebilir (Saraç, 2003). Ayrıca kuvvetlerin uygulandığı düzlemin simetrik olmaması nedeniyle stres dağılımı üç boyutlu analizlerde iki boyutlu analizlere göre daha gerçekçi ve doğru sonuçlar verir (Rubin ve ark, 1983; Darendeliler, 1995; Korkmaz, 1995; Fischer ve ark., 2003; Çankaya, 2005).

Sonlu elemanlar analizi yönteminde kullanılacak matematiksel modelde gerçek cismin tamamının mı yoksa sadece çalışılacak bölgenin mi modellenmesi gerekliliği uzun süre tartışılmıştır. Meijer ve ark. (1993)'nın yaptığı çalışmada, alt çenenin tamamının kullanıldığı, sadece mental foramenler arası bölgenin üç boyutlu model ile mental foramenler arası bölgenin kullandığı iki boyutlu modellerden oluşan 3 farklı matematiksel modeli karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda sadece mental foremenler arası bölgenin kullanıldığı modellerde de istenilen sonuçlar alınmıştır. Mandibulanın tamamının modellenmesinin zaman alıcı olduğunu ve sonuçlara herhangi etki sağlamadığını gösterilmiştir. Teixeira ve ark., (1998) çalışmalarında çeşitli mesio-distal boyutlarda ve farklı eleman sayısına sahip üç boyutlu on farklı alt çene modelini stres dağılımı açısından karşılaştırmış ve daha az eleman sayısına sahip, daha küçük ve basit bir modelin stres dağılımı açısından olumsuz yönde etkilenmeden rahatlıkla kullanılabileceğini belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda ise bütün mandibulayı ve maksillayı modellememizin nedeni, uygulanan kuvvetlerin mandibula kondil, koronoid süreçler ve angulus bölgesi üzerinden uygulanması ve ısırma durumunu modellemek için tüm dişlerin kullanılması gerekliliğidir. Bizim modelimizde fazladan modelleme yapılmaması için orbita tabanının süperioru ve stiloid sürecin posterioru modellemeye dahil edilmemiştir. Birçok çalışmada kas kuvvetleri kuvvet vektörleri olarak

gösterilmişlerdir ve diskin sınırlarını zorlayacağından fossa-disk-kondil arasında herhangi bir kayma hareketine izin vermemişlerdir. Bizim çalışmamızda da diskin sınırları sabit tutulmuştur fakat diğer çalışmalardan farklı olarak disk de oluşan stres değerleri, diske aktarılan kuvvetler iki pozisyonda değerlendirilmiştir.

Çiğneme ve ısırma sırasında kaslardan dolayı TME'ye kuvvet iletilmektedir. Bu kuvvetlerin direkt olarak ölçümü çok güçtür. Çiğnemenin 4 temel kasından 3'ü (m. masseter, m. pterygoideus medialis ve m. temporalis) çeneyi kapatırken biri (m. pterygoideus lateralis) açar. Biz çalışmamızda kas kuvvetlerinin şiddet ve yönlerini daha önce yapılmış çalışmaları esas alarak belirledik (Van Eijden, 1990; Korioto ve Hannam, 1994). Temporomandibular eklem SEA çalışmalarında eklem ligamentlerini ve eklem diskine bağlanan yumuşak dokuları modele aktaran az sayıda çalışma vardır (Hu ve ark., 2001). Çalışmaların birçoğunda bu yapılar göz ardı edilerek analizler yapılmış ve tutarlı sonuçlara ulaşılmıştır (Tanaka ve ark., 2006; Özdemir, 2012; Akış, 2017). Çalışmamızda diskin bilaminar bölgesi, eklem ligamentleri ve kondil kırırdağı üç boyutlu modele aktarılmamıştır. Literatüre bakıldığında TME'nin SEM modellerinde genellikle bu yapıların modellenmesi zor olduğu için göz ardı edilmiştir (Del Palomar ve Doblare, 2006; Perez Del Palomar ve ark., 2006) Kondil kırırdağı ise izotropik bir yapıya sahip kırırdağ yapılandırılmıştır (Tanaka ve ark., 2004). Bizim çalışmamızda disk kırırdağı izotropik madde olarak modellenmiştir. Nadir istisnalar örneğin heterojen malzeme özelliklerine sahip kırırdağ Hu ve ark. (2003) yaptığı çalışmada gösterilmiştir. Kondiler kırırdağın, TMJ kondil kemik ile disk arasında hareketleri kolaylaştıran, altta yatan kemik üzerindeki yükleri azaltan ve kemiğin yeniden şekillenmesine katkıda bulunan önemli bir rolü vardır. Bu yüzden SEM çalışmalarında kondil kırırdağın heterojen özellikleri göz önünde bulundurulmalıdır.

Sonlu elemanlar Analizi (SEA) yönteminde güvenilir biyomekanik standartlara sahip bir doku geliştirmek için, bazı önemli konular dikkate alınmalıdır. Sonlu elemanlar analizlerinde doğru sonuçlara varmak için in vivo çalışmalar da yapılmış, biyomekanik karakterizasyon ile belirlenmiş yapıların bilgisayar ortamına taşınması gereklidir. Model olarak insan TME dokuları yerine ideal bir hayvan modeli kullanılması daha çok tavsiye edilmektedir (Sun ve ark., 2002). Hayvan modellerinin en büyük dezavantajı ise çiğneme sıklığındaki farklılıktır. SEM modellerinde diğer bir önemli sınırlandırma bireysel farklılıkların hesaba katılmamasıyla ilgilidir (Tanaka ve ark. (2008).

Sonlu elemanlar gerilme analizi metodunda incelenen yapı sonlu sayıda nokta veya düğümlerde bağlanmış sonlu sayıda segment veya elemanlara bölünmektedir. Sonlu elemanlar analizinde kullanılan eleman boyutu ve düğüm nokta sayısı arttıkça elde edilen çözümün doğruluğu artmaktadır. Ancak eleman sayısı ve düğüm nokta sayısı arttıkça çözüm süreleri çok artmakta ve hatta çözümü imkansız hale gelebilmektedir. Ayrıca tecrübeler göstermektedir ki belli bir eleman boyutundan sonrasonuçların değişimi çok küçük kalmaktadır. Sonlu elemanlar analizindeki sayısal rakamların doğruya yakın olması için, sonuçların klinik çalışmalara yansımaları için, kullanılan eleman sayısı ve düğüm nokta sayısı fazla olması önemli şartlardan biridir. Eleman sayısı ve düğüm nokta sayısı arttıkça çözüm süreleri de artmakta ve bilgisayar kaynakları yeterli olmadığından çözüm imkânsız hale gelebilmektedir. Bunun dışında, belirli bir eleman boyutundan sonra sonuçların değişimi çok küçük seviyede kalmaktadır bu da doğru sonuçların alınmasına zarar vermektedir. Tanne ve ark. (1989) yaptıkları çalışmada kafatası ve maksillayı modellemişler, toplam 2918 düğüm ve 1776 eleman kullanmışlardır. Katada ve Isshiki (2005) yaptıkları çalışmalarında tam kafatası ve mandibula modelinde toplam 2902 düğüm ve 2560 eleman kullanmışlardır. Hyung ve ark. (2007) çalışmalarında tam kafatası ve maksillayı modellemişler, toplam 22236 eleman ve 71714 düğüm kullanmışlardır. Gautam ve ark. (2009) çalışmalarında tam kafatası ve maksillayı 108799 eleman ve 193633 düğüm ile modellemişlerdir. Tanne ve ark. (1996) çalışmalarında mandibulayı modellemişler; 2088 düğüm ve 1105 eleman kullanmışlardır. Panigrahi ve ark. (2009) çalışmada tüm kafatasını modellemişler, toplam 13590 eleman, 18582 düğüm kullanmışlardır. Yapmış olduğumuz çalışmada, TME bölgesinde ve dişler bölgesinde, stres oluşan bölgelerdeki eleman sayısını ve düğüm sayısını arttırmak için bu bölgelerde 0.5 mm'lik boyutlarda, diğer bölgelerde ise toplam düğüm sayısının bilgisayarın hesaplama gücünün üzerine çıkmaması için 4.0 mm'lik boyutlarda elemanlar kullanılarak sonlu elemanlar modeli oluşturulmuştur. Eleman ağı oluşturulurken özellikle TME eklem bölgesi ve eklem disk bölgesi diğer bölgelere göre eleman ve düğüm noktası bakımından daha yoğun olarak modellenmiştir. Parçaların birbirine bağlantısı “glue” bağlantı modeliyle gerçekleştirilmiştir. Birbirine temas halindeki düğüm noktalarıyla lineer bir bağlantı kurularak yük aktarımı sağlanmıştır. Bizim kullandığımız düğüm ve eleman sayıları diğer sonlu elemanlar analizi çalışmaları ve çalışma merkezinde yapılmış on yıllık çalışmalar ile kıyaslandığında; çalışmamızda oluşturulan modelin oldukça hassas ölçümleri

gerçekleştirerek, gerçeğe en yakın şekilde değerlendirme yapabilecek nitelikte olduğu görülmektedir. Çalışmamızda yetişkin bireye ait üç boyutlu kafa yüz modelinin oluşturulmasında 951676 düğüm noktası ve de tamamı tetrahedron olmak üzere 293371 eleman kullanılmıştır.

Temporomandibular eklem insan vücudundaki en karmaşık yapılardan biridir. Çenelere uygulanan her işlemin TME yapıları üzerine etkisi olmaktadır. Ortodontik tedavi sırasında mandibulaya uygulanan özellikle yukarı ve geri hareketler dikkatli bir şekilde değerlendirilmelidir. Bu konuyla ilgili biyomekanik çalışmalar uygulanan kuvvetin TME kondil ve diskini nasıl etkilediğini göstermek adına oldukça faydalıdır. Ancak bilgisayar ortamında oluşturulan bu simülasyonların canlı organizmadaki etkisi hiçbir zaman tahmin edilemez. En ideal sonuçlar biyomekanik çalışmaların, klinik çalışmalarla birlikte yürütülmesinin daha sonuçlar vereceğini düşünmekteyiz.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

1. Sabit ortodontik tedavi sırasında alt dişlerden üst dişlere takılan ve çeneler arası kuvvet uygulayan elastikler TME yapıları üzerinde stres oluşturmaktadır.
2. Ortodontik elastik kullanımı sırasında TME diski üzerinde oluşan stres en fazla Sınıf II maloklüzyonda normal disk konumunda oluşmaktadır.
3. Ortodontik elastik kullanımı sırasında TME kondil üzerinde oluşan stres en fazla Sınıf III maloklüzyonda, diskin anteriora deplase olduğu durumda oluşmaktadır.
4. Sınıf III modellerde kondil de oluşan stres daha çok tepe noktada posteriora doğru ve küçük bir alanda sınırlanmışken, Sınıf II modellerde tepeden başlayıp anteriora kondil boynunu doğru yayılan daha geniş bir alanda ancak daha az yoğunluktadır. Hangi durumun TME yapıları üzerinde daha olumsuz etkiye sebep olabileceği ileri çalışmalarda araştırılmalıdır.
5. Ortodontik elastikler alt ve üst dişler arasında daha uzun mesafede yerleştirildiğinde kuvvet vektörü yönü değiştiğinden TME'e iletilen stres miktarı da artmaktadır.
6. Ortodontik elastiklerin TME üzerinde oluşturduğu stresin TME disk deplasmanına neden olabilecek bir seri olayı başlatabilmesi olasıdır ancak hastalığın oluşmasında TME'in fizyolojik toleransı çok önemlidir ve bireysel farklılıklar sonucu etkiler.
7. Sonlu elemanlar metodu TME gibi kompleks sistemlerin analizine izin veren etkili bir yöntem olarak değerlendirilmiştir. Kuvvetlerin uygulandığı düzlemin simetrik olmaması nedeniyle stres dağılımı üç boyutlu analizlerde iki boyutlu analizlere göre daha gerçekçi ve doğru sonuçlar vermektedir.
8. Ortodontik tedavi gören hastalarda elastik kullanımında dikkatli olunmalı ve TME fonksiyonu takip edilmelidir. TME şikayetlerinin başladığı ya da var olan şikayetlerin şiddetlendiği durumlarda elastik tedavisine ara verilmesi ya da uygulanan kuvvetin azaltılması gerekli olabilir.

KAYNAKLAR

- Ahn S, Kim T, Lee D, Nahm D. Evaluation of internal derangements of the TMJ by panoramic radiographs compared with MRI. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;129:479-85.
- Andersen KL, Pedersen EH, Melsen B. Material parameters and stress profiles within the periodontal ligament. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 99(5):427-440, 1991.
- Antunes Ortega AC, Pozza DH, Rocha Rodrigues LL, Guimarães AS. Relationship Between Orthodontics and Temporomandibular Disorders: A Prospective Study. *J Oral Facial Pain Headache* 2016 ;30(2):134-8.
- American Society of Temporomandibular Joint Surgeons. Guidelines for diagnosis and management of disorders involving the temporomandibular joint and related musculoskeletal structures. *Cranio* 2003;21(1):68-76.
- Arat M, Gökalp H, Erdem D, Erden İ. Changes in the TMJ disc-condyle-fossa relationship following functional treatment of skeletal Class II division 1 malocclusion: A MRI study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001;119:316-319.
- Arat ZM, Akçam MO, Gökalp H. Long term effects of chin-cup therapy on the temporomandibular joints. *Eur J Orthod* 2003;25:471-475.
- Arici S, Akan H, Yakubov K, Arici N. Effects of fixed functional appliance treatment on the temporomandibular joint. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2008;133:6:809-814.
- Arman A, Toygar TU, Abuhijleh E. Evaluation of maxillary protraction and fixed appliance therapy in Sınıf III patients. *Eur J Orthod* 2006;28:383-392.
- Artun J, Hollender LG, Truelove EL. Relationship between orthodontic treatment, condylar position, and internal derangement in the temporomandibular joint. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1992;101:48-53
- Ash MM, Ramfjord S. Occlusion. 4th Edition, W.B. Saunders Company. 1995;Pg 26-87
- Athanasiou AE. Orthodontics and craniomandibular disorders. In: Samire, Bishara, editors. *Textbook of orthodontics*. 2nd Ed., Philadelphia, Saunders. 2003; 478–493.
- Baccetti T, Franchi L, McNamara J. Cephalometric variables predicting the long-term success or failure of combined rapid maxillary expansion and facial mask therapy. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004;126:16-22.
- Bach - Petersen S, Kjaer I, Fischer, Hansen B. Prenatal development of the human temporomandibular region. *J Craniofac Genet Dev Biol* 1993;14:135-143.

- Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2008;100:422–431.
- Baik H.S. Clinical results of the maxillary protraction in Korean children. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995;108(6):583-592.
- Balı RK, Chandra S, Chandra S, Chandra M, Chandra N. *Texbook of Dental and Oral Histology with Embryology and Multiple Choice Questions*, Jaypee- New Delhi 13:257-262.
- Baltalı E. Temporomandibular eklem osteoartritli hastaların cerrahi öncesi ve sonrası kinematik değerlendirilmesi. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya, Doktora tezi, 2007.s 26-72.
- Baume LJ, Holy J. Ontogenesis of the human temporomandibular joint. 2. Development of the temporal components. *J Dent Res* 1910;49:864-875.
- Baume LJ. Ontogenesis of the human temporomandibular joint. I. Development of the condyles. *J Dent Res* 1962;41:1327-1339.
- Beek M, Koolstra JH, van Ruijven LJ, van Eijden TM. Three-dimensional finite Element analysis of the human temporomandibular joint disc. *J Biomech* 2000;33(3): 307-316.
- Beek M, Koolstra JH, van Ruijven LJ, van Eijden TMGJ. Threedimensional finite element analysis of the human temporomandibular joint disc. *J Biomech* 2000;33 16.
- Bekçioğlu B, Bulut E, Baş. The Effects of Unilateral Alloplastic Temporomandibular Joint Replacement on the Opposite Side Natural Joint: A Finite Element Analysis. *Journal of oral and maxillofacial surgery*: 75(11) • May 2017.
- Bekçioğlu B. Temporomandibular eklem protezlerinin biyomekanik olarak incelenmesi. Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Samsun, Doktora Tezi, 2012 s 22-42
- Bengt Mohlin, Susanna Axelsson, Gunnar Paulin, Terttu Pietilä, Lars Bondemark, Viveca Brattström, Ken Hansen and Anna-Karin Holm. (2007) TMD in Relation to Malocclusion and Orthodontic Treatment. *The Angle Orthodontist* 77:3, 542-548. Online publication date: 15-Jul-2009.
- Björk A. The face in profile: A anthropological X-ray investigation of Swedish children *Journal of Periodontal Research* 1966;1:79-89.
- Bozkaya, D, Muftu, S, Muftu, A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent* 2004;92: 523–530.

- Brooks SL, Brand JW, Gibbs SJ, Hollender I, Lurie AG, Omnell KA. Imaging of the temporomandibular joint: A position paper of the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1997;83:609-618.
- Bumann A, Lotzman U. TMJ disorders and orofacial pain. The role of dentistry in a multidisciplinary diagnostic approach. Stuttgart e New York: Thieme, 360 pp, 2002.
- Bumann A, Lotzmann U. Color atlas of dental medicine. TMJ disorders and orofacial pain. Thieme, New York. 2003.
- Burdi AR. Morphogenesis. In: Sarnat BG, Laskin DM, editors. The temporomandibular joint. A biological basis for clinical practice. 4th ed., Philadelphia, W.B Saunders. 1992; 36–47.
- Carlsson GE, Oberg T. Remodelling of the temporomandibular joints. *Oral Sci Rev* 1974;6:53-86.
- Carpentier P, Yung JP, Marguelles-Bonnet R, Meunisser M. Insertion of the lateral pterygoid: an anatomic study of the human temporomandibular joint. *J Oral Maxillofac Surg* 1988;46(6):477-482.
- Chai Z, Li L, Song J, Deng F, Fan Y. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution in mandible advanced with Forsus. *Chinese journal of stomatology* 2009;44(5):293-296.
- Charlier JP, petrovic AG, Stutzman JH. Effects of mandibular hyperpropulsion on the prechondroblastic zone of young rat condyle. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1969;55:71-74.
- Chen J, Akyuz U, Xu L, Pidaparti RMV. Stress analysis of the human temporomandibular joint. *Med Eng Phys* 1998;20:565–572.
- Chen J, Xu L. A finite element analysis of the human temporomandibular joint. *J Biomech Eng* 1994;116:401–407.
- Chintakanon K, Sampson W, Wilkinson T, Townsend G. A prospective study of Twinblock appliance therapy assessed by magnetic resonance imaging. *Am J Orthod* 2000;118:494-504.
- Choi AH, Ben-Nissan B, Conway RC. Three-dimensional modelling and finite element analysis of the human mandible during clenching. *Aust Dent J* 2005;50(1):42-48.
- Clark GT. Diagnosis and treatment of painful temporomandibular disorders: Review. *Dent Clin North Am* 1987;31(4):645-674.
- Cohlmiia JT, Ghosh J, Sinha PK, Nanda RS, Currier GF. Tomographic assessment of temporomandibular joints in patients with malocclusion. *Angle Orthodontist* 1996;66(1):27-35.

- Copray JCM, Jansen HWB, Duterloo HS. An in vitro system for studying the effect of variable compressive forces on the mandibular condylar cartilage of the rat. *Archs Oral Biol* 1985;30(4):305-311.
- Costen JB. Syndrome of ear and sinus symptoms dependent upon functions of the temporomandibular joint. *Ann Otol Rhino Laryngol* 1934;3:1-4.
- Crowninshield RD, Brand RA, Pedersen DR. A stress analysis of acetabular reconstruction in protrusio acetabuli. *J Bone Joint Surg Am* 1983;65:495-499.
- Çankaya MÖ. Alt çene total dissizlik vakalarında implant destekli protez uygulamalarında, implantların farklı lokalizasyonlarda yerleştirilmesinin ve farklı üst yapılarının kullanılmasının kemikteki kuvvet dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, Doktora Tezi, 2005 s 12-39.
- Daniele Manfredini, Edoardo Stellini, Antonio Gracco, Luca Lombardo, Luca Guarda Nardini and Giuseppe Siciliani. Orthodontics is temporomandibular disorder-neutral. *The Angle Orthodontist* 2016;86(4):649-654.
- Darendeliler MA, Chiarini M, Joho J.P. Early Class III treatment with magnetic appliances. *J Clin Orthod* 1993;27:563-569.
- Dauber W. The adjacent structural relationships of the articular disk of the temporomandibular joint and its functional importance. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1987;97(4):427-437.
- De Kanter RJ, Truin GJ, Burgersdijk RC, Van 't Hof MA, Battistuzzi PG, Kalsbeek H, Dworkin S, LeResche L. Research diagnostic criteria for temporomandibular disorders: Review, criteria, examinations and specifications, critique. *J Craniomandibular Disorders: Facial & Oral Pain* 1992;6(4):301-355.
- Deguchi T, Uematsu S, Kawahara Y, Mimura H. Clinical evaluation of TMJ in patients treated with chin-cup. *Angle Orthod* 1998;68(1):91-94.
- Deguchi T, McNamara JA. Craniofacial adaptations induced by chin-cup therapy in Class III patients. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999;115:175-82
- del Palomar AP, Doblar e M. 3D finite element simulation of the opening movement of the mandible in healthy and pathologic situations. *J Biomech Eng* 2006;128:242-249.
- DeVocht JW, Goel VK, Zeitler DL, Lew DA. A study of the control of disc movement within the temporomandibular joint using the finite element technique. *J Oral Max Surg* 1996;54:1431.
- Dibbets J.M, Van Der Weele L. Extraction, orthodontic treatment, and craniomandibular dysfunction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991;99:210-219.

- Dietrich UC. Morphological variability of skeletal Class III relationship as revealed by cephalometric analysis. *Trans Europ Orthod Soc* 1970;131-143.
- Drace J E, Enzmann D R 1990 Defining the normal temporomandibular joint: closed-, partially open-, and open-mouth MR imaging of asymptomatic subjects. *Radiology* 177: 67-71.
- Donovan TE, Becker W, Brodine AH, Burgess JO, Cronin RJ, Summitt JB. Annual review of selected dental literature: Report of the Committee on Scientific Investigation of the American Academy of Restorative Dentistry. *J Prosthet Dent* 2007;98:36-67.
- Donzelli PS, Gallo LM, Spilker RL, Palla S. Biphasic finite element simulation of the TMJ disc from in vivo kinematic and geometric measurements. *J Biomech* 2004;37(11):1787-91.
- Dusek TO, Kiely JP. Quantification of the superior lateral pterygoid insertion on TMJ components. *J Dent Res* 1991;70:421.
- Dworkin S, LeResche L. Research diagnostic criteria for temporomandibular disorders: Review, criteria, examinations and specifications, critique. *J Craniomandibular Disorders: Facial & Oral Pain* 1992;6(4):301-355.
- Dworkin SF, Sherman J, Mancl L, Ohrbach R, LeResche L, Truelove E. Reliability, validity, and clinical utility of the research diagnostic criteria for temporomandibular disorders axis II scales: depression, nonspecific physical symptoms, and graded chronic pain. *J Orofac Pain* 2002;16:207-220.
- Dworkin SF, Turner JA, Mancl L, Wilson L, Massoth D, Huggins KH, LeResche L, Truelove E. A randomized clinical trial of tailored comprehensive care treatment program for temporomandibular disorders. *J Orofac Pain* 2002;16:259-276.
- Eberhard D, Bantleon H.P, Steger W. Functional magnetic resonance imaging of temporomandibular joint disorders. *Eur J Orthod* 2000;22:489-497.
- Ellis E, McNamara JA. Components of adult Class III malocclusion. *J Oral and Max Surg* 1984;42:295-305.
- Eriksson PO, Eriksson A, Ringqvist M, Thornell LE. Special histochemical muscle-fiber characteristics of the human lateral pterygoid muscle. *Arch Oral Biol* 1981;26 (6):495-507.
- Eriksson PO, Thornell LE. Histochemical and morphological muscle-fiber characteristics of the human masseter, medial pterygoid and temporal muscles. *Arch Oral Bio* 1983;28(9):781-795.
- Eriksson PO. Muscle-fiber composition of the human mandible locomotor system. Enzyme histochemical and morphological characteristics of functionally different parts. *Swed Dent J* 1982;12:1-44.

- Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent* 2004;91:144–50.
- Farrar WB. A clinical outline of temporomandibular joint diagnosis and treatment. Montgomery (Ala), Walker Printing. 1983.
- Farrar WB, McCarty WB. A clinical outline of TMJ diagnosis and treatment. Montgomery, Ala: Walker 1983:84-88.
- Farrar WB. Characteristic of the condylar path in internal derangements of the TMJ. *J Prosthet Dent* 1978;39:319-323.
- Ferrario VF, Sforza C, Lovecchio N, Mian F. Quantification of translational and gliding components in human temporomandibular joint during mouth opening. *Arch Oral Biol* 2005;50:507–515.
- Ferro A, Nucci LP, Ferro F, Gallo C. Long-term stability of skeletal Class III patients treated with splints, Smith III elastics, and chin cup. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;123:423-434.
- Fernandes LM, Ogaard B, Skoglund L. Pain and discomfort experienced after placement of a conventional or a superelastic NiTi aligning archwire. A randomized clinical trial. *J Orofac Orthop* 1998;59:331–339.
- Fischer H, Weber M, Marx R. Lifetime prediction of all-ceramic bridges by computational methods. *J Dent Res.* 2003;82(3):238-242.
- Fletcher MC, Piecuch JF, Lieblisch SE. Peterson's Principles of Oral and Maxillofacial Surgery. 3rd ed, 2011 Book pg 43-87.
- Fonseca RJ, Marciani RD, Turvey TA. Oral and Maxillofacial Surgery. Temporomandibular Disorders. 2nd ed. Philadelphia, Pennsylvania, WB Saunders Company 2009.
- Foucart JM, Pajoni D, Carpentier P, et al. MRI study of temporomandibular joint disk behavior in children with hyperpropulsion appliances. *Orthod Fr* 1998;69:79–91.
- Frstmann L. The early development of the human temporomandibular joint. *Am J Orthod* 1963;49:672-682.
- Gautam P, Valiathan A, Adhikari R. Skeletal response to maxillary protraction with and without maxillary expansion: a finite element study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 135(6):723-728, 2009.
- Gavakos K, Witt E. The functional status of orthodontically treated prognathic patients. *Eur J Orthod.* 1991 Apr;13(2):124-8.

- Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001;85(6):585-598.
- Gesch D, Bernhardt O, Alte D, Schwahn C, Kocher T, John U, Hensel E. Prevalence of signs and symptoms of temporomandibular disorders in an urban and rural German population: results of a population-based Study of Health in Pomerania. *Quintessence Int* 2004;35(2):143-150.
- Ghiz MA, Ngan P, Gunel P. Cephalometric variables to predict future success of early orthopedic Class III treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;127:301-306.
- Gianniri AI, Melsen B, Nielsen L, Athanasiou AE. Occlusal contacts in maximum intercuspation and craniomandibular dysfunction in 16 to 17 year old adolescents. *J Oral Rehabil* 1991;18:49-59.
- Gökalp H. İskeletsel Sınıf III düzensizliğin çenelik ile tedavisi sonrasında temporomandibular eklem bölgesinde ve kraniyofasiyal yapıda meydana gelen değişikliklerin manyetik rezonans görüntüleme yöntemi ve lateral sefalometrik yöntem ile incelenmesi. Doktora tezi, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ortodonti Anabilim Dalı, Ankara, 1998 s 12-50.
- Gökalp H, Arat M, Erden I. The changes in the TMJ disc position and configuration in early orthognatic treatment: a MRI evaluation. *Eur J Orthod* 2000;22:217-224.
- Gökalp H, Türkkahraman H, Bzeizi N. Correlation between eminence steepness and condyle disc movements in the TMJ with internal derangements on MRI. *Eur J Orthod* 2001;23:579-584
- Gökalp H, Kurt G. Magnetic Resonance Imaging of the Condylar Growth Pattern and Disk Position after Chin Cup Therapy: A Preliminary Study. *Angle Orthod* 2005;75:494-501
- Goldsmith AA, Hayes A, Clift SE. Application of finite elements to the stress analysis of articular cartilage. *Med Eng Phys* 1996;18(2):89-98.
- Goldstein BH. Temporomandibular disorders: a review of current understanding. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1999;88(4):379-385.
- Graber T.M, Rakosi T, Petrovic A.G. *Dentofacial Orthopedics with Functional Appliances*. Toronto, Mosby. 1985;391-411.
- Greene CS. Orthodontics and temporomandibular disorders. *Dent clin North Am* 1998;32:522-538.
- Gremillion HA. Multidisciplinary diagnosis and management of orofacial pain. *Gen Dent* 2002;50(2):178-86.
- Gross MD, Arbel G, Hershkovitz I. Three-dimensional finite element analysis of the facial skeleton on simulated occlusal loading. *J Oral Rehabil* 2001;28(7):684-694.

- Gül E. B. Farklı açılarda yerleştirilen implantlarla desteklenen barlı tutucularda kemikteki gerilme dağılımının incelenmesi. Doktora tezi, Gazi Üniversitesi, Ankara, 2009s12-28.
- Guner DD, Ozturk Y, Sayman HB. Evaluation of the effects of functional orthopaedic treatment on temporomandibular joints with single-photon emission computerized tomography. *European Journal of Orthodontics* 2003;25(1):9-12.
- Gupta A, Kohli VS, Hazarey PV, Kharbanda OP, Gunjal A. Stress distribution in the temporomandibular joint after mandibular protraction: a 3-dimensional finite element method study. Part 1. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2009;135(6):737-748.
- Gupta KK, Knoell AC, Grenoble DE. Mathematical modelling and structural analysis of the mandible. *Biomater Med Devices Artif Organs* 1973;1:469-479.
- Guyer EC, Ellis EE, McNamara JA, Behrents RG. Components of Class III malocclusion in juveniles and adolescents. *Angle Orthod* 1986;56:7-30.
- Halil A. Sınıf II bölüm 1 maloklüzyonların tedavisinde kullanılan hareketli ve mini vida destekli sabit fonksiyonel apareylerin dentofasiyal yapılar üzerine olan etkilerinin sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi Sivas.2017 Tez 2-52
- Hart RT, Hennebel VV, Throngpreda N, Van Buskirk WC, Anderson RC. Modeling the biomechanics of the mandible: A three-dimensional finite element study. *J Biomech.* 1992;25:261-286.
- Hamilton SD, Sinclair PM, Hamilton RH. Acephalometric, tomographic, and dental cast evaluation of Frankel therapy. *Am J Orthod* 1987;92:427-434.
- Hans M, Lieberman J, Goldberg J, Rozenzweig G, Bellon E. A comparison of clinical examination, history, and, MRI for identifying orthodontic patients with TMD. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1992;101:54-59.
- Heffez L, Blaustein D. Arthroscopic atlas of the temporomandibular joint, chapter Pathologic anatomy of internal derangements. Philadelphia, Lea and Febiger. 1990a.
- Heffez L, Jordan S. A Smifification of Temporomandibular Joint Disk Morphology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1989;67:11-19.
- Helmy E, Larke V, Bays R, Sharawy M. Identification of elastic and oxytalan fibers in human cadaver TMJ. *Journal of Dental Research* 198;63:228.
- Henrikson T, Nilner M. Temporomandibular disorders, occlusion and orthodontic treatment. *J Orthod* 2003;30:129–137.
- Hirata R, Heft M, Hernandez B, King G. Longitudinal study of signs of temporomandibular disorders (TMD) in orthodontically treated and nontreated groups. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1992;101:35-40

- Hu K, Qiguo R, Fang J, Mao JJ. Effects of condylar fibrocartilage on the biomechanical loading of the human temporomandibular joint in a three-dimensional, nonlinear finite element model. *Med Eng Phys* 2003;25:107–113.
- Hughes TJR. *The Finite Element Method*. Prentice-Hall: New Jersey; 1987
- Hyung SY, Baik HS, Sung SJ, Kim KD, Cho YS. Three-dimensional finite-element analysis of maxillary protraction with and without rapid palatal expansion. *The European Journal of Orthodontics*, 29(2):118-125, 2007.
- Inger Egermark, Gunnar E. Carlsson and Tomas Magnusson. A Prospective Long-Term Study of Signs and Symptoms of Temporomandibular Disorders in Patients Who Received Orthodontic Treatment in Childhood. *The Angle Orthodontist* 75:4, 645-650. Online publication date: 15-Jul-2009.
- Irby WB, Baldwin KH. *Emergencies and urgent complications in Dentistry*. St. Louis, The C. V. Mosby Company. 1965;167–173.
- Irie M, Nakamura S 1975 Orthodontic approach to severe skeletal Class III malocclusion. *American Journal of Orthodontics* 67: 377-392.
- Isberg A. *Temporomandibular Joint Dysfunction: A Practitioner's Guide*. ISIS Medical Media, 2001 Textbook. pg 22-87.
- Iwagaki H. Hereditary influence of malocclusion. *Am J Orthod Oral Surg* 1938;24:328-338.
- Jackson GW, Kokich VG, Shapiro PA. Experimental and postexperimental response to anteriorly directed extraoral force in young *Macaca nemestrina*. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1979;75(3):318-33.
- Jaraback JR, Fizzel JA. *Technique and treatment with light wire appliances*. 2nd Edition. StLouis, The CV Mosby Company. 1972;589-590.
- Jimenez ID. Electromyography of masticatory muscles in three jaw registration positions. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989;95(4): 282-288.
- Juniper RP. The superior pterygoid muscle? *Br J Oral Surg* 1981;19:121
- Jiménez S, Carnevali A, Venegas A, M, Tobar R, J, Palomino M Temporomandibular disorders in growing patients after treatment of Class II and III malocclusion with orthopaedic appliances: a systematic review *Acta Odontol Scand* 2018 May;76(4):262-273.
- Joho J P 1973 The effects of extraoral low-pull traction to the mandibular dentition of *Macaca mulatta*. *American Journal of Orthodontics* 64: 555–577.
- John Edgar de Burgh Norman, Paul Bramley DDS MBCh FRCS FDSRCS FRCDS *Textbook and Color Atlas of Temporomandibular Joint: Diseases, Disorders, Surgery*, 1e 1st Edition. 2016. pg 28-33.

- Kai Hu, Rong Qiguo, Jing Fang, Jeremy J. Mao. Effects of condylar fibrocartilage on the biomechanical loading of the human temporomandibular joint in a three-dimensional, nonlinear finite element model. *Medical Engineering & Physics* 2000;25:107-113.
- Kajiyama K, Murakami T, Suzuki A. Evaluation of the modified protractor applied to Class III malocclusion with retruded maxilla in early mixed dentition. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000;118:549-559.
- Kajiyama K, Suzuki A. Comparison of orthodontic and orthopedic effects of modified maxillary protractor between deciduous and early mixed dentition. *Am Orthod Dentofacial Orthop* 2004;126:23-32.
- Kaneyama K, Segami N, Nishimura M, Sato J, Fujimura K, Yoshimura H. The ideal lavage volume for removing bradykinin, interleukin-6, and protein from the temporomandibular joint by arthrocentesis. *J Oral Maxillofac Surg* 2004;62(6):657-661.
- Kaneyama K, Segami N, Shin-Ichi T, Fujimura K, Sato J, Nagao T. Anchored disc phenomenon with a normally positioned disc in the temporomandibular joint: Characteristics and behaviour. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2007;45(4):279-283.
- Kang H, Bao GJ, Qi SN. Biomechanical responses of human temporomandibular joint disc under tension and compression. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2006;35(9):817-821.
- Kashi A, Chowdhury AR, Saha S (2010) Finite element analysis of a TMJ implant. *J Dent Res* 89:241-245.
- Katada H, Katada H, Isshiki Y. Changes in orthodontic cephalometric reference points on application of orthopedic force to jaw: three-dimensional finite element analysis. *The Bulletin of Tokyo Dental College*, 46(3):59-65, 2005.
- Katsavrias EG, Halazonetis DJ. Condyle and fossa shape in Class II and Class III skeletal patterns: a morphometric tomographic study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2005;128(3):337-346.
- Katsavrias EG, Halazonetis DJ. Condyle and fossa shape in Class II and Class III skeletal patterns: a morphometric tomographic study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2005;128 (3):337-346.
- Katsavrias EG. Morphology of the temporomandibular joint in subjects with Class II Division 2 malocclusions. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2006;129(4):470-478.
- Kayser AF. Prevalence in the Dutch adult population and a meta-analysis of sign and symptoms of temporomandibular disorder. *J Dent Res* 1993;72(11):1509-1518.
- Keeling SD, Wheeler TT, King GJ, Garvan CW, Cohen DA, Cabassa S, McGorray SP, Taylor MG. Anteroposterior skeletal and dental changes after early Class II

- treatment with bionators and headgear. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 113(1):40-50, 1998.
- Keyak JH, Falkinstein Y. Comparison of in situ and in vitro CT scan-based finite element model predictions of proximal femoral fracture load. *Med Eng Phys* 2003;25:781-787.
- Kieser JA, Herbison GP. Anatomical knowledge and clinical evaluation of the muscles of mastication. *Clin Anat* 2000;13(2):94-96.
- Kım M, Graber T, Viana M. Orthodontics and temporomandibular disorders: A meta-analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002;121:438-446.
- Kinzinger G, Glden N, Roth A, Diedrich P. Disc-condyle Relationships during Class II Treatment. *J Orofac Orthop* 2006;67:356-357.
- Koidis PT, Zarifi A, Grigoriadou E, Garefis P. Effect of age and sex on cranio mandibular disorders. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1993;69(1):93-101.
- Koolstra JH, van Eijden T. Combined finite-element and rigid-body analysis of human jaw joint dynamics. *J Biomech* 2005;38(12):2431–2439.
- Koolstra JH. Dynamics of the human masticatory system. *Crit Rev Oral Biol Med* 2002; 13(4):366-376.
- Koray OŖ, Bora zden, BaŖ B. Finite Element Evaluation of Different Osteosynthesis Variations That Used After Segmental Mandibular Resection *Journal of Craniofacial Surgery* 2016;28(1):1.
- Korioth TW, Hannam AG. Effect of bilateral asymmetric tooth clenching on load distribution at the mandibular condyles. *J Prosthet Dent* 1990;64(1):62-73.
- Korioth TW, Romilly DP, Hannam AG. Three-dimensional finite element stress analysis of the dentate human mandible. *Am J Phys Anthropol.* 1992;88(1):69-96.
- Korioth TW, Versluis A. Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. *Crit Rev Oral Biol Med* 1997;8(1): 90-104.
- Korioth TW, Versluis A. Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. *Crit Rev Oral Biol Med* 1997;8(1): 90-104.
- Korkmaz T. İki deęiŖik gvde tasarımımda sabit porselen restorasyonlar üzerine gelen oklüzal kuvvetlerin deęiŖik bölgelerdeki dağılımlarının holografik interferometre yöntemi ile incelenmesi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, Doktora Tezi, 1995 s 33-54.

- Koyabaşı O, Emir Yu˘zbasıoğlu, Fehmi Erzincanlı Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. *Advances in Engineering Software* 37 (2006) 649–658.
- Krenemak C, Kinser D, Harman H, Menard C, Jakobsen J. Orthodontic risk factors for TMD. Part II. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1992;101:21-27.
- Kumagai H, Suzuki T, Hamada T, Sondang P, Fujitani M, Nikawa H. Occlusal force distribution on the dental arch during various levels of clenching. *J Oral Rehabil* 1999;26(12):932-935.
- Kursunoglu S, Kaplan P, Resnick D, Sartoris DJ. Three-dimensional computed tomographic analysis of the normal temporomandibular joint. *J Oral Maxillofac Surg* 1986;44(4):257-259.
- Kursunoglu S, Kaplan P, Resnick D, Sartoris DJ. Three-dimensional computed tomographic analysis of the normal temporomandibular joint. *J Oral Maxillofac Surg*.1986; 44 (4): 257-9.
- Kutz M. *Mechanical engineers' handbook*. Wiley. 1998 pg 56-98.
- Laskin DM. *Internal Derangements*. Laskin DM, Greene CS, Hylander WL, editors. *TMDs An Evidence Base Approach to Diagnosis and Treatment*. China, HanoverPark, IL Quintessence Publishing Co Inc. 2006; 249-253.
- Leonardi R, Caltabiano M, Cavallini C, Sicurezza E, Barbato E, Spampinato C. et al. Condyle fossa relationship associated with functional posterior crossbite, before and after rapid maxillary expansion. *Angle Orthodontist* 2012; 82 (6):1040-1046.
- Li T, Hu K, Cheng L, Ding Y, Ding Y, Shao J, et al. Optimum selection of the dental implant diameter and length in the posterior mandible with poor bone quality—a 3D finite element analysis. *Appl Math Model* 2011;35:446–456.
- Mahan PE, Wilkinson TM, Gibbs CH, Mauderli A, Brannon LS. Superior and inferior bellies of the lateral pterygoid muscle EMG at basic jaw position. *J Prosthet Dent* 1983;50(5): 710-718.
- Majumder S, Roychowdhury A, Pal S. Biomechanical analysis of human pelvis under musculo-skeletal load using 3D finite element method. *Int J App Mech Eng* 2005;10:647-665.
- Manzione J V, Katzberg R W, Tallents R H, Bessette R W, Sanchez-Woodworth R E, Cohen B D, Macher D 1986 Magnetic resonance imaging of the temporomandibular joint. *Journal of the American Dental Association* 113: 398–402.
- Mao J, Osborn JW. Direction of a bite force determines the pattern of activity in jaw-closing muscles. *J Dent Res* 1994;73(5):1112-1120.
- Marghitu DB: *Mechanical engineer's handbook*. Academic Press, 2001.

- May B, Saha S, Saltzman M. A three-dimensional mathematical model of temporomandibular joint loading. *Clin Biomech* 2001;16:489–95.
- Matsui Y 1965 Effect of chin cap on the growing mandible. *Journal of Japan Orthodontic Society* 24: 165-181
- McLaughlin RP. Malocclusion and the temporomandibular joint-an historical perspective. *Angle Orthod* 1988;58:185–191.
- Mc Namara JA. Components of Sınıf II malocclusion in children 8-10 years of age. *Angle Orthod* 1981;51(3):177-202.
- McNamara JA, Bookstein FL, Shaughnessy TG. Skeletal and dental changes following functional regulator therapy on Class II patients. *Am J Orthod* 1985;88:91-110.
- McNamara JA, Carlson DS. Quantitative analysis of temporomandibular joint adaptations to protrusive function. *American Journal of Orthodontics* 1979;76 (6):593-611.
- McNamara JA, Hinton RJ. Histologic analysis of temporomandibular joint adaptation to protrusive function in young adult rhesus monkeys. *Am J Orthod*, 1982;82:288-298.
- McNamara JA, Hüge SA. Functional regulator (FR III) of Frankel. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1985;88:409-424.
- McNamara JA, Peterson JE, Panerz H. Histologic Changes Associated With the Herbst Appliance in Adult Rhesus Monkeys (*Macaca mulatta*). *Semin Orthod* 2003;9:26-40.
- McNeill C, Mohl ND, Rugh JD, Tanaka TT. Temporomandibular disorders: diagnosis, management, education, and research. *J Am Dent Assoc* 1990;120(3):253.
- Meijer HJ, Starman FJ, Steen WH, Bosman F. Loading conditions of endosseous implants in an edentulous human mandible: a threedimensional, finite-element study. *J Oral Rehabil* 1996; 23:757–763.
- Meltem ÖT. Dişlerini sıkan bir hastanın temporomandibular eklemine gelen kuvvetlerin oklüzal splint varken ve yokken üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemiyle incelenmesi İstanbul 2006 Tez.s 3-75.
- Mérida Velasco JR, Rodríguez Vázquez JF, Jiménez Collado J. The relationships between the temporomandibular joint disc and related masticatory muscles in humans. *J Oral Maxillofac Surg* 1993; 51:390–395.
- Merlini L, Palla S. The relationship between condylar rotation and anterior translation in healthy and clicking temporomandibular joints. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1988;98: 1191–1199.
- Michelotti A, Iodice G. The role of orthodontics in temporomandibular disorders. *J Oral Rehabil* 2010; 37:411–429.

- Mimura H, Deguchi T. Morphological adaptation of TMJ after chin-cup therapy. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996;110:541-6.
- Mitani H, Fukazawa H 1986 Effects of chin cap force on the timing and amount of mandibular growth associated with anterior reversed occlusion (Class III malocclusion) during puberty. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 90: pg454-463.
- Mitani H, Sakamoto T 1984 Chin cap force to a growing mandible. Long-term clinical reports. *Angle Orthodontist* 54: 93-122.
- Moffett BC. The prenatal development of the human temporoandibular joint. In: *Contributions to embryology*, no. 243, vol 36. Washington, D.C.; Carnegie Institution of Washington Publication 1957. 611; p 21–28.
- Mohl ND, Zarb GA, Carlsson GE, Rugh JD. *A Textbook of Occlusion*. Illinois, Quintessence Publishing Company Inc. 1988.
- Mohlin B, Axelsson S, Holm A. TMD in relation to malocclusion and orthodontic treatment. *Angle Orthod* 2007; 77 (3):542-548.
- Mongini F, Schmid W. Treatment of mandibular asymmetries during growth. A longitudinal study. *European Journal of Orthodontics* 1987;9(1):51-67.
- Mongini F. Influence of function on temporomandibular joint remodeling and degenerative disease. *Dental Clinics of North America* 1983;27(3):479-494.
- Moore WJ, Lavelle CLB. *Growth of the facial skeleton in the hominoidea*. London, Academic Press. 1974.
- Mori H, Horiuchi S, Nishimura S, Nikawa H, Murayama T, Ueda K et al. Three-dimensional finite element analysis of cartilaginous tissues in human temporomandibular joint. *Arch Oral Biol* 2010;55:879–886.
- Morimoto K, Hashimoto N, Suetsugu T. Prenatal development process of human temporomandibular joint. *J Prosthet Dent* 1987;57:723–730.
- Mot B, Casselman J, DeBoever J. Pseudodynamic magnetic resonance imaging in the diagnosis of TMD. *J Prosthet Dent* 1994;72:309-13.
- MSC. Software Corporation. *MSC. Marc Volume A: Theory and User Information*. Santa Ana CA, 2005.C.
- MSC. Software Corporation. *MSC. Marc Volume B: Element Library*. Santa Ana CA, 2005.A.
- MSC. Software Corporation. *MSC. Patran User's Guide & Reference Manual*. Santa Ana CA, 2005.B.
- Muftic O, Milcic D, Saucha J, Carek V. Three-dimensional model of the human mandible. *Coll Antropol* 2000;24:97-101.

- Murakami S, Takahashi A, Nishiyama H, Fujishita M, Fuchihata H 1993 Magnetic resonance evaluation of the temporomandibular joint disc position and configuration. *Dentomaxillofacial Radiology* 22: 205–207.
- Myers DR, Barenie JT, Bell RA, Williamson EH. Condylar position in children with functional posterior crossbites: before and after crossbite correction. *Pediatric Dentistry* 1980;2(3):190-194.
- Nagahara K, Murata S, Nakamura S, Tsuchiya T. Displacement and stress distribution in the temporomandibular joint during clenching. *Angle Orthodont* 1999;69:372.
- Ngan P, Hagg U, Yiu C. Soft tissue and dentoskeletal profile changes associated with maxillary expansion and protraction headgear treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996;109(1):38-49.
- Ngan P, Yiu c, Hu A, Hagg U, Wei S, Gunel E. Cephalometric and occlusal changes following maxillary expansion and protraction. *Eur J Orthod* 1998;20:237-254.
- Nickel JC, Iwasaki LR, Beatty MW, Marx DB. Laboratory stresses and tractional forces on the TMJ disc surface. *J Dent Res* 2004;83(8):650-654.
- Nickel JC, Iwasaki LR, Walker RD, McLachlan KR, McCall WD Jr. Human masticatory muscle forces during static biting. *J Dent Res* 2003;82(3):212-217
- Nickel JC, McLachlan K R, Smith DM. Eminence development of the postnatal human temporomandibular joint *J Dent Res* 1989;67:896-902.
- Nitzan DW, Dolwick MF, Martinez GA. Temporomandibular joint arthrocentesis. A simplified treatment for severe limited mouth opening. *Journal of Oral Maxillofacial Surgery* 1991;49:1163-1167.
- Nitzan DW, Etsion I. Adhesive force: the underlying cause of the disc anchorage to the fossa and/or eminence in the temporomandibular joint – A new concept. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2002;31(1):94-99.
- Nitzan DW, Marmary Y. The ‘anchored disc phenomenon’: a proposed etiology for sudden-onset, severe, and persistent closed lock of the temporomandibular joint. *J Oral Maxillofac Surg* 1997b;55(8):797-802.
- Oberg T, Carlsson GE, Fajers CM. The temporomandibular joint. A morphologic study on human autopsy material. *Acta Odont Scand* 1971;29:349–384.
- O'Byrn BL, Sadowsky C, Schneider B, BeGole, E.A. An evaluation of mandibular asymmetry in adults with unilateral posterior crossbite. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 1995;107(4):394-400.
- Odabaş B, Arslan SG. Temporomandibular eklem anatomisi ve rahatsızlıkları. *Dicle Tıp Dergisi*. 2008;35:77-85.

- Ohyama Y, Sakuda M 1982 A longitudinal cephalometric study on craniofacial growth of the orthodontically treated patients with mandibular prognathism. *Journal of Osaka University Dental School* 22: 175-191
- Okeson JP. *Management of Temporomandibular Disorders and Occlusion*. 4th edition, St. Louis, C.V. Mosby Company. 1998; sayfa
- Okeson JP. *Management of temporomandibular disorders and occlusion*. Mosby: St Luis; 2003 pg 50-150.
- Okeson JP. *Management of Temporomandibular Disorders and Occlusion*. 6th edition, St.Louis, Mosby-Year Book. 2008; 2-99
- Okeson JP. *Management of Temporomandibular Disorders and Occlusion*. 4th ed, St. Louis, C.V. Mosby Company. 1998 5-120
- Okeson , JP. The simfification of orofacial pains. *Oral and maxillofacial surgery clinics of North America*, 2008, 20.2: 133-144.
- Osborn JW, Baragar FA. Predicted pattern of human muscle activity durin clenching derived from a computer assisted model: symmetric vertical bite forces. *J Biomech* 1985;18(8): 599-612.
- Osborn JW. Features of human jaw design which maximize the bite force. *J Biomech* 1996;29(5): 589-595.
- Ottria L, Candotto V, Guzzo F, Gargari M, Barlattani A. Temporomandibular joint and related structures: anatomical and Histological aspects. *Journal of Biological Regulators and Homeostatic Agents* 2018;32(1):203-207.
- Özdemir Doğan D, Polat NT, Polat S, Seker E, Gül EB. Evaluation of “Allon-Four” concept and alternative designs with 3D finite element analysis method. *Clin Impl Dent Rel Res* 2014;16:501–510.
- Parker. M.W.: *A Dynamic Model of Etiology in Temporomandibular Disorders*, J. Am. Dental Assoc, 120 : 283-290, 1990.
- P´erez-Palomar A, Doblar´eM. 3D finite element simulation of the opening movement of the mandible in healthy and pathologic situations. *ASME J Biomech Eng* 2006;128:242–249.
- P´erez-Palomar. Three dimensional finite element simulation of the temporomandibular joint. PhD thesis. Spain: University of Zaragoza, 2004b.
- Pancherz H, Zieber K, Hoyer B. Cephalometric characteristics of Class II division 1 and Class II division 2 malocclusions: a comparative study in children. *Angle Orthod* 1997;67:111-120.
- Pancherz H, Bjerklin K, Lindskog-Stokland B, Hansen K. Thirty-two-year follow-up study of Herbst therapy: a biometric dental cast analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 145(1):15-27, 2014.

- Pancherz H, Hägg U. Dentofacial orthopedics in relation to somatic maturation: An analysis of 70 consecutive cases treated with the Herbst appliance. *American journal of orthodontics*, 88(4):273-287, 1985.
- Panigrahi P, Vineeth V. Biomechanical effects of fixed functional appliance on craniofacial structures. *The Angle orthodontist* 2009;79(4):668-675.
- Pankhurst, CL. Controversies in the aetiology of temporomandibular disorders. Part 1. Temporomandibular disorders: all in the mind. *The Journal of Craniomandibular Practice* 1998;16:72-77.
- Parker WS, Chole RA. Tinnitus, vertigo, and temporomandibular disorders. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995;107(2):153-158.
- Paulsen HU, Karle, A. Computer tomographic and radiographic changes in the temporomandibular joints of two young adults with occlusal asymmetry, treated with the Herbst appliance. *European Journal of Orthodontics* 2000;22(6):649-656.
- Peck CC, Goulet J-P, Lobbezoo F, Schiffman EL, Alstergren P, Anderson GC, De Leeuw R, Jensen R, Michelotti A, Ohrbach R, Peterson A, List T. Expanding the taxonomy of the diagnostic criteria for temporomandibular disorders. *J Oral Rehabil* 2014;41:2-23.
- Pellizoni S, Salioni M, Juliano Y, Guimaraes A, Alonso L. TMJ disc position configuration in children with functional unilateral posterior crossbite: A MRI evaluation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;129:785-793.
- Perry, H. T.: Adolescent temporomandibular joint dysfunction, *AM. J. Orthod.* 63: 517-525, 1973.
- Perry, H. T.: Mandibular function: An orthodontic responsibility, *AM. J. Orthod.* 67: 316, 1975.
- Petrie CS, Williams JL. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. *Clin Oral Impl Res* 2005;16:486-494.
- Petrovic AG. Mechanisms and regulation of mandibular condylar growth. *Acta Morphol Neerl Scand* 1972;10:25-34.
- Phanachet I, Whittle T, Wanigaratne K, Murray GM. Functional properties of single motor units in inferior head of human lateral pterygoid muscle: task relations and thresholds. *J Neurophysiol* 2001;86(5): 2204-2218.
- Phanachet I, Whittle T, Wanigaratne K, Murray GM. Functional properties of single motor units in the inferior head of human lateral pterygoid muscle: task firing rates. *J Neurophysiol* 2002;88(2):751-760.
- Posselt U. Studies in the mobility of the human mandible. *Acta Odontol Scand.* 1952; 10: 10.

- Pozo R, Tanaka E, Tanaka M, et al. Influence of friction at articular surfaces of temporomandibular joint on stresses in articular disk: a theoretical approach with the finite element method. *Angle Orthod.* 2003;73:319–327
- Proffit WR, Fields HW. *Contemporary Orthodontics*. 3rd edititon. North Carolina, Mosby. 2000;115.
- Pullinger AG, Seligman DA, Gornbein JA. A multiple regression analysis of risk and relative odds of temporomandibular disorders as a function of common occlusal features. *J Dent Res* 1993;72:968–979.
- Pullinger AG, Seligman DA. Quantification and validation of predictive values of occlusal variables in temporomandibular disorders using a multifactorial analysis. *J Prosthet Dent* 2000;83:66–75.
- Pullinger A, Seligman D, John M, Harkins S. Multifactorial comparison of disk displacement with and without reduction to normals according to TMJ hard tissue anatomic relationships. *J Prosthet Dent* 2002;87:298-310.
- Rabie AB, Shum L, Atinooch C. VEGF and bone formation in the glenoid fossa during forward mandibular positioning. *Am J Orthod* 2002;122:202-209.
- Radlanski RJ, Lieck S, Bontschev NE. Development of the human temporomandibular joint. Computer-aided 3D-reconstructions. *Eur J Oral Sci* 1999;107(1):25-34.
- Rames P. The mandibular joint, development, structure and function. *Fysiater Revmatol Vestn* 1975;53(2):94-99.
- Rammelsberg P, Pospiech PR, Jäger L, Pho Duc JM, Böhm AO, Gernet W. Variability of disk position in asymptomatic volunteers and patients with internal derangements of the TMJ. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1997;83(3):393-399.
- Ricketts RM. Clinical implications of the TMJ. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1966;52:416-439.
- Rieger MR. Finite element stress analysis of root-form implants. *J Oral Implantol* 1988;14:472–484.
- Ricketts RM. Abnormal function of the temporomandibular joint. *am j or hod dentofac orthop* 1955;41:435-441.
- Roberts D, Pettigrew J, Udupa J, Ram C. Three-dimensional imaging and display of the temporomandibular joint. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endol* 1984;58(4):461-474.
- Roth, R. H.: Temporomandibular pain-dysfunction and occlusal relationships, *Angle Orthod.* 43: 136-153, 1973.
- Rodríguez Vázquez JF, Mérida Velasco JR, Jiménez Collado J. 1992. Development of the human sphenomandibular ligament. *Anat Rec* 233:453–460.

- R Rubin C, Krishnamurthy N, Capilouto E, Yi H. Stres analysis of the human tooth using a three-dimentional finite element model. *J Dent Res.* 1983;62(2):82-86.
- uf S, Pancherz H. Does bite-jumping damage the TMJ? A prospective longitudinal clinical and MRI study of Herbst patients. *Angle Orthod* 2000;70:183-199.
- Rugh JD, Solberg WK. Oral health status in the United states: temporomandibular disorders. *J Dent Educ* 1985;49:398–405.
- Sadowsky C, Polson Am. Temporomandibular disorders and functional occlusion after orthodontic treatment: results of two long term studies. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1984;86:386-90.
- Sadowsky C, BeGole EA. Long-term status of temporomandibular joint function and functional acclusion after orthodontic treatment. *Am JOrthod* 1980, 78, 201-212;
- Sadowsky C, Theisen TA, Sakols EI. Orthodontic treatment and temporomandibular joint sounds. A longitudinal study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991;99:441-447.
- Saifuddin M, Miyamoto K, Ueda HM, Shikata N, Tanne K. A quantitative electromyographic analysis of masticatory muscle activity in usual daily life. *Oral Dis* 2001 7(2):94-100.
- Saraç D. Güçlendirilmiş kompozit rezin ve tamamı seramik restoratif materyallerin mekanik özelliklerinin sonlu elemanlar stress analizi yöntemi ile karşılaştırılması. Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü,Samsun, Doktora Tezi, 2003 sayfa 23-45.
- Sanborn Rt. Differences between the facial skeletal pattern of Class III malocclusion and normal occlusion. *Angel Orthod* 1955;25:208-222.
- Sato S, Ohta M, Sawatari M, Kawamura H, Motegi K. Occlusal contact area, occlusal pressure, bite force, and masticatory efficiency in patients with anterior disc displacement of the temporomandibular joint. *J Oral Rehabil* 1999; 26 (11): 906-911.
- Sakamoto T 1981 Effective timing for the application of orthopedic force in the skeletal Class III malocclusion. *American Journal of Orthodontics* 80: 411-416
- Scapino R.P - Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Histopathology associated with malposition of the human temporomandibular joint disc 1983 – Elsevier
- Schiffman E, Ohrbach R, Truelove E, Look J, Anderson G, Goulet JP, et al. Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders (DC/TMD) for Clinical and Research Applications: recommendations of the International RDC/TMD Consortium Network* and Orofacial Pain Special Interest Group. *Journal of Oral & Facial Pain andHeadache* 2014;28(1):6–27.

- Schiffman EL, Fricton JR, Haley D. The relationship of occlusion, parafunctional habits and recent life events to mandibular dysfunction in a non-patient population. *J Oral Rehabil* 1992;19(3):201-223.
- Schiffman EL, Fricton JR, Haley DP, Shapiro BL. The prevalence and treatment needs of subjects with temporomandibular disorders. *J Am Dent Assoc.* 1990;120(3):295-303.
- Schmitter M, Kress B, Ohlmann B, Henningsen P, Rammelsberg P. Psychosocial behaviour and health care utilization in patients suffering from temporomandibular disorders diagnosed on the basis of clinical findings and MRI examination. *Eur J Pain* 2005c;9(3):243-250.
- Schmitter M, Rammelsberg P, Hassel A. The prevalence of signs and symptoms of temporomandibular disorders in very old subjects. *J Oral Rehabil* 2005a;32(7):467-473.
- Schmitter M, Zahran M, Duc JMP, Henschel V, Rammelsberg P. Conservative Therapy in Patients With Anterior Disc Displacement Without Reduction Using 2 Common Splints: A Randomized Clinical Trial. *J Oral Maxillofac Surg* 2005b;63(9):1295-1303.
- Schudy FF. Treatment of adult midline deviation by condylar repositioning. *Journal of Clinical Orthodontics* 1996;30(6):343-347.
- Schwartz LL. Disorders of the temporomandibular joint. Philadelphia, WB Saunders Co. 1959.
- Schwartz RA, Greene CS, Laskin DM. Personality characteristics of patients with Myofascial Pain-Dysfunction (MPD) Syndrome unresponsive to conventional therapy. *J Dent Res* 1979;58:1435-1439.
- Sertgoz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont* 1997;10:19-27.
- Sharma Sh, Gupta U, Pal U. S and Sunit J, K Etiological factors of temporomandibular joint disorders. *Natl J Maxillofac Surg.* 2011 Jul-Dec; 2(2): 116-119.
- Shi CS, Hua ZY. Relationship between autoregressive model coefficients of EMG and its potentials of jaw closing muscles at rest position and clenching. *J Oral Rehabil* 1992;19(5):521-525.
- Shi CS, Mao Y, Guo TW. Correlation between autoregressive moving-average model parameters of electromyogram of human jaw closing muscles and maximum clenching time at intercuspal position. *J Oral Rehabil* 1994;21(5):559-563.
- Shi CS, Ouyang G, Guo TW. Frequency analysis of electromyographic signals in mandibular elevators at maximum clench level. *J Oral Rehabil* 1992;19(4): 427-433.

- Shi CS, Quyang G, Guo TW. Relationship between mean power frequency and potential of human masticatory muscles at rest position and clenching. *J Oral Rehabil* 1993;20(3): 301-310.
- Shore NA. Temporomandibular Joint Dysfunction in Otolaryngology. *Arch Otolaryngol* 1963;78:200-204.
- Singh G, Clark W. Localization of mandibular changes in patients with Class II division 1 malocclusions treated with twin-block appliances: finite element scaling analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2001;119(4):419-425.
- Singh G, Thind B. Effects of the headgear - activator Teuscher appliance in the treatment of Class II division 1 malocclusion: a geometric morphometric study. *Orthodontics & craniofacial research* 2003;6(2):88-95.
- Slager GE, Otten E, van Eijden TM, van Willigen JD. Mathematical model of the human jaw system simulating static biting and movements after unloading. *J Neurophysiol* 1997;78(6): 3222-3233.
- Smith DM, McLachlan KR, McCall WD. A numerical model of temporomandibular joint loading. *J Dent Res* 1986;65(8):1046-52.
- Smith JP. Observer variation in the clinical diagnosis of mandibular pain dysfunction syndrome. *Community Dent Oral Epidemiol* 1977;5:91-93.
- Solberg WK. Temporomandibular disorders: functional and radiological considerations. *Br Dent J* 1986;160:195-200.
- Solberg WT, Hansson TL Nordström. The temporomandibular joint in young adults at autopsy: a morphologic classification and evaluation. *Journal of Rehabilitation* 1985.
- Song J, Zhao Z, Hu L, Jiang W, Fan Y, Chen J. [The influences upon the passive tensile of the masticatory muscles and ligaments by Herbst appliance under various bite reconstruction--a three dimensional finite element analysis. *West China journal of stomatology* 2001;19(1):43-45.
- Sonnesen L, Bakke M, Solow B. Malocclusion traits and symptoms and signs of temporomandibular disorders in children with severe malocclusion. *Eur J Orthod* 1998;20:543-559.
- Souza FI, Poi WR, da Silva VF, Martini AP, Melo RA, Panzarini SR, Rocha EP. Stress distribution in delayed replanted teeth splinted with different orthodontic wires: a three-dimensional finite element analysis 2015 *Dent Traumatol.* Jun;31(3):190-5 Epub 2015 Jan 21.
- Stegenga B, Bont LG, Boering G. Osteoarthritis as the cause of craniomandibular pain dysfunction: a unifying concept. *J Oral Maxillofacial Surg* 1989;47:249-256.

- Sugawara J, Asano T, Endo N, Mitani H 1990 Long-term effects of chin cap therapy on skeletal profile in mandibular prognathism. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 98: 127-133.
- Sung SJ, Baik HS, Moon YS, Yu HS, Cho YS. A comparative evaluation of different compensating curves in the lingual and labial techniques using 3D FEM. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 2003;123(4):441-450.
- Suzuki N 1972 A cephalometric observation on the effect of the chin cap. *Journal of Japan Orthodontic Society* 31: 64-74.
- Symons NB. The development of the human mandibular joint. *J Anat* 1952;86:326–333.
- Tanaka E, Kawai N, Tanaka M, Todoh M, van Eijden T, Hanaoka K et al. The Frictional coefficient of the temporomandibular joint and its dependency on the magnitude and duration of joint loading. *J Dent Res* 2004;83:404–407.
- Tanaka E, Rodrigo DP, Miyawaki Y, Lee K, Yamaguchi K, Tanne K. Stress distribution in the temporomandibular joint affected by anterior disc displacement: a three-dimensional analytic approach with the finite-element method. *J Oral Rehabil* 2000;27(9):754-759.
- Tanaka E, Tanne K, Sakuda M. 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* 1994;16(4):316-322.
- Tanne K, Sakuda M, Burstone CJ. Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 92(6):499-505, 1987
- Tanne K, Yu Chieh-Li Lu Eiji Tanaka Mamoru Sakuda Biomechanical changes of the mandible from orthopaedic chin cup force studied in a three-dimensional finite element model *European Journal of Orthodontics*, Volume 15, Issue 6, 1 December 1993, Pages 527–533,
- Tanne K, Tanaka E, Sakuda M. Stress distributions in the TMJ during clenching in patients with vertical discrepancies of the craniofacial complex. *Journal of Orofacial Pain* 1995; 9(2):153-160.
- Teixeira ER, Sato Y, Akagawa Y, Shindoi N. A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *J Oral Rehab.* 1998;25(4):299-303.
- Thilander B 1963 Treatment of Angle Class III malocclusion with chin cup. *Transactions of the European Orthodontic Society* 39: 384-398.
- Trainor PG, McLachlan KR, McCall WD. Modelling of forces in the human masticatory system with optimization of the angulations of the joint loads. *J Biomech* 1995; 28(7):829-843.

- Thomas P. M and Tucker M. R Complex Orthodontic Problems:The Orthognathic Patient With Temporomandibular Disorders Seminars in Orthodontics, 1999 Vol 5, No 4 , 244-256
- Truelove EL, Sommers EE, LcResch L, Dworkin SF, Von Korff M. Clinical diagnostik criteria for TMD: new clasification permits multiple diagnosis. J Am Dent Assoc 1992;123:47-54.
- Tosa H, Imai T, Watanabe F, Sumori M, Tsuchida T, Matsuno I, Nakamura S. The clinical study on occurrence of TMJ dysfunction in orthodontic patients Nihon Kyosei Shika Gakkai Zasshi. 1990 Aug;49(4):341-51.
- Türp JC, Greene CS, Strub JR. Dental occlusion: a critical reflection on past, present and future concepts. J Oral Rehabil 2008;35: 446–453.
- Üçüncü N, Üçem TT, Yüksel S. A comparison of chincup and maxillary protraction ppliance in the treatment of skeletal Class III malocclusion. Eur J Orthod 2000;22:43-51.
- Ülgen M, Yolalan C. Angle Klass III anomalilerin Coben Sefalometrik Analizi ile incelenmesi. Türk Ortodonti Dergisi 1998;1:1-6.
- Ulusoy Ç, Darendeliler N. Effects of Class II activator and Class II activator high-pull headgear combination on the mandible: a 3-dimensional finite element stress analys udy. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics 2008;133(4):490.
- Van der Linden EJ, Burdi AR, Jongh HJ. Critical periods in the prenatal morphogenesis of the human lateral pterygoid muscle, the mandibular condyle, the articular disk, and medial articular capsule. Am J Orthod Dentofac Orthop 1987;91:22–28.
- Vargervik K, Harvold EP. Response of the activator treatment in Class II malocclusions. Am J Orthod 1985;87:242-251.
- Vollmer D, Meyer U, Joos U, Vegh A, Piffko J. Experimental and finite element study of a human mandible. J Craniomaxillofac Surg. 2000; 28 (2): 91-6.
- Von Bremen J, Pancherz H. Efficiency of early and late Sınıf II Division 1 treatment. American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics, 121(1):31-37, 2002.
- Wanmam A, Agerberg G. Etiology of craniomandibular disorders: Evaluation of some occlusal and psychological factors in 19 year olds. J Craniomandib Disord 1991;5:35–44.
- Watted N, Witt E, Kenn W. The temporomandibular joint and the disc-condyle relationship after functional orthopedic treatment: A magnetic resonance imaging study. Eur J Orthod 2001;23:683-693.

- Weinberg L. Correlation of TMD with radiographic findings. *J Prosthet Dent* 1972;28(5):519-539
- Weinberg L. Role of condylar position in TMJ dysfunction-pain syndrome. *J Prosthet Dent* 1979;41(6):636-643
- Wendell P D, Nanda R 1985 The effects of chin cup therapy on the mandible: a longitudinal study. *American Journal of Orthodontics* 87: 265-274
- Werner JA, Tillmann B, Schleicher B. Functional anatomy of the temporomandibular joint. *Anat Embryol* 1991;183:89-95.
- Westesson PL. Reliability and validity of imaging diagnosis of temporomandibular joint disorder. *Adv Dent Res* 1993;7(2):137-151.
- Wilkinson TM. The relationship between the disk and the lateral pterygoid muscle in the human temporomandibular joint. *J Prosthet Dent* 1988;60(6):715-724.
- Wood WW, Takada K, Hannam AG. The electromyographic activity of the inferior part of the human lateral pterygoid muscle during clenching and chewing. *Arch Oral Biol* 1986;3 (4): 245-253.
- Wood WW. Medial pterygoid muscle activity during chewing and clenching. *J Prosthet Dent* 1986;55(5):615-62.
- Woodside DG, Metaxas A, Altuna G. The Influence of Functional Appliance Therapy on Glenoid Fossa Remodeling. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 1987;92(3):181-198.
- Wyatt W.E. Preventing adverse effects on the TMJ through orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1987;91(6):493-499.
- Yeng LT, Teixeira MJ, Kaziyama HHS. Síndrome dolorosa miofascial. *Rev Med* 2001;80(1):94-110.
- Yengin E. Temporomandibular Rahatsızlıklarda Teşhis ve Tedavi. İstanbul, Dilek Ofset Matbaacılık. 2000; sayfa 26-76
- Yugami K, Yamashita S, Ai M, Takahashi J. Mandibular positions and jawclosing muscle activity during sleep. *J Oral Rehabil* 2000;27(8):697-702.
- Zarb GA, Carlsson GE. Temporomandibular joint function and dysfunction. Copenhagen, Munksgaard. 1979; 230-268
- Zienkiewicz O C, Cheung Y K 1967 The finite element method in structural and continuum mechanics. McGraw-Hill, New York
- Zhou X, Zhao Z, Zhao M. [Analysis of the condyle in the state on the mandibular protraction by means of the three-dimensional finite element method]. *Zhonghua kou qiang yi xue za zhi= Zhonghua199 kouqiang yixue zazhi= Chinese journal of stomatology* 1999 ;34(2):85-87.

Zurfluh M. A, Kloukos D, Patcas R Effect of chin-cup treatment on the temporomandibular joint: a systematic review European Journal of Orthodontics, 2015, June (4) 314–324

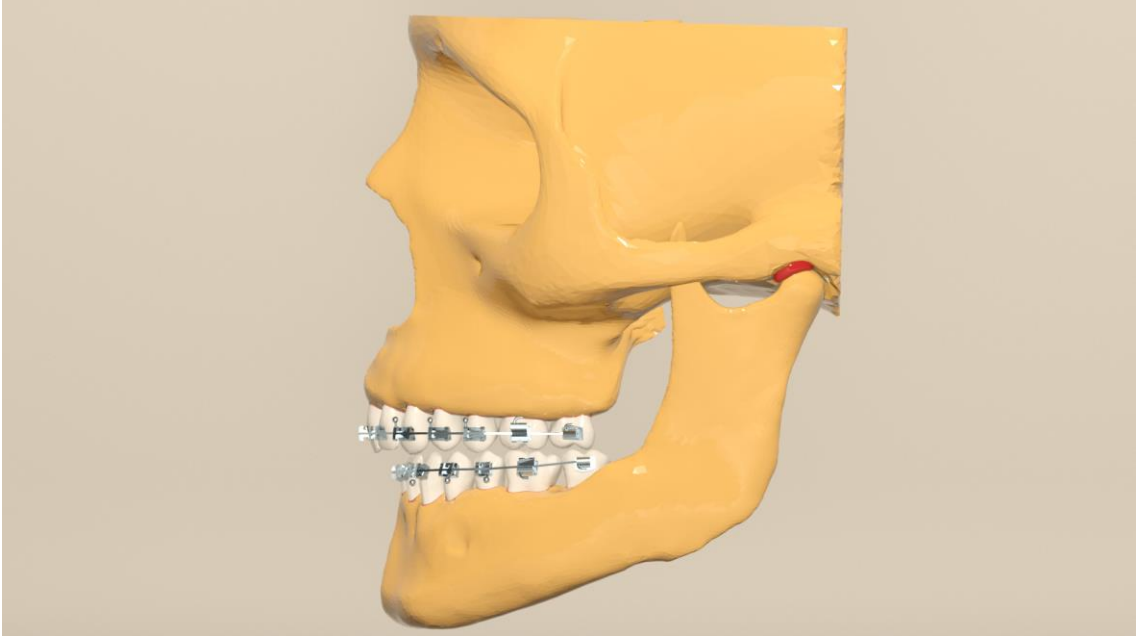


EKLER

EK 1- Çalışmamızda Kullanılan Model Görüntüleri

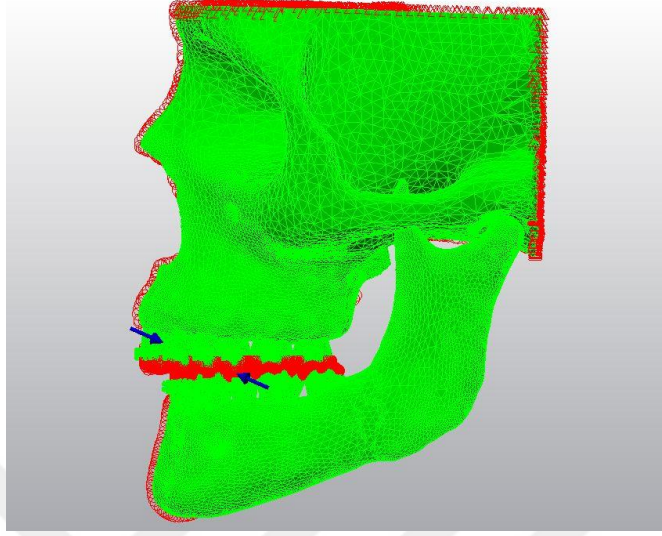


Sınıf III modelin TME diski ile beraber görüntüsü

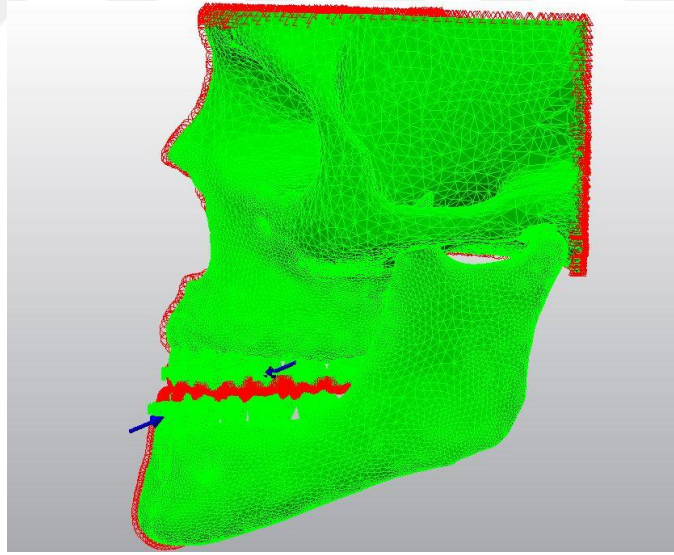


Sınıf II modelin TME diski ile beraber görüntüsü

EK 2- Çalışmamızda Kullanılan SEA Modellerinde Kuvvet Yönleri



Sınıf II modelinde deplase disk pozisyonunda kuvvet yönleri



Sınıf III modelinde kuvvet yönleri disk normal pozisyonda

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: Vugar Gurbanov

Doğum Yeri: Azerbaycan (Gence)

Doğum Tarihi: 04.09.1986

Medeni Hali: Evli

Bildiği Yabancı Diller: İngiliz, Rus

Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl): Azerbaycan Tıp Üniversitesi, Diş Hekimliği 2004-2009
Azerbaycan Tıp Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Çene Yüz Cerahisi –doktora 2011-2014
Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız Diş ve Çene Cerahisi 2014-2018

E-posta: surgeryvugar@gmail.com