

İÇİNDEKİLER

1. GİRİŞ	1
1.1 Hipotez Ve Özel Amaçlar	3
2. LİTERATÜR BİLGİ	4
2.1 Temporomandibular Eklem Anatomisi	4
2.1.1 Yaşlanma ile görülen değişiklikler	5
2.2 TME'nin Dejeneratif Eklem Hastalığı (Osteoartrit)	6
2.3 Temporomandibular Eklem Biyomekaniği	7
2.3.1 Eklem kuvvetlerinin ölçülmesi	8
2.3.2 Biyomekaniğe yönelik klinik çalışmalar	11
2.4 Eklem Hareketlerini Değerlendirme Yöntemleri	12
2.4.1 Görüntüleme yöntemlerinin kullanımı	13
2.4.2 Hareket kaydetme yöntemlerinin kullanımı	14
2.4.3 Görüntüleme ve hareket kaydetme yöntemlerinin birlikte kullanımı	15
2.5 Cerrahi Tedavi Yöntemleri	16
2.6 Alloplastik eklem protezleri	18
2.6.1 Fossa eminence protezleri	19
2.6.2 Kondil protezleri	20
2.6.3 Total protezler	22
2.7 Temporomandibular Eklem Protezlerinin Mekaniği	22
3. BİREYLER VE METOT	24
3.1 Tanı ve Hasta Seçim Kriterleri	24
3.2 Veri Toplama Yöntemleri	25
3.2.1 Dental plakların kullanılması	26

3.2.2 Bilgisayarlı tomografi (BT) yöntemi	28
3.2.3 Kinematik hareket kayıtlarının alınması	30
3.2.4 Sübjektif hasta verileri	33
3.3 Cerrahi Yöntem	34
3.3.1 Parsiyel metal fossa ve eminens implantı	35
3.4 Veri Analizi	38
3.4.1 “Analyze” yazılımı	38
3.4.2 “Motion Monitor” yazılımı	39
3.4.3 “Matlab” yazılımı	39
3.5 Hesaplamalar	40
3.6 Yöntemin Hata Payı ve Tekrarlanabilirliğinin Test Edilmesi	42
3.7 İstatistiksel Yöntem	44
4. BULGULAR	45
4.1 Hastaların Demografik Bulguları	45
4.2 Sübjektif Bulgular	46
4.3 Objektif Bulgular	47
4.3.1 Operasyon öncesi ve sonrasında alt kesici hareketinin incelenmesi	47
4.3.2 Operasyon öncesi ve sonrasında ameliyatl kondil hareketinin incelenmesi	48
4.3.3 Operasyon öncesi ve sonrasında ameliyat edilmeyen kondil hareketinin incelenmesi ...	49
4.3.4 Operasyon öncesi ve sonrasında ameliyat edilen ve edilmeyen kondil hareketlerindeki değişim miktarının karşılaştırılması	49
5. TARTIŞMA VE SONUÇ	51
6. ÖZET	64
7. YABANCI DİLDE ÖZET	66

8. KAYNAKLAR	67
9.EKLER	78
10. ÖZGEÇMİŞ	87
11. TEŞEKKÜR	88

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 3.1 : Elektromanyetik hareket kaydı sırasında hasta pozisyonu	32
Şekil 3.2 : Koordinat sistemi ve dijital olarak kayıt edilen noktalar	32
Şekil 3.3 : Lineer mesafe (LM) ve Curvilineer yol (CY) bulgularının şematik açıklaması	41
Şekil 3.4 : Sistemin hata payını ölçmek için kullanılan parçaların çizimi	42
Şekil 3.5 : Bland-Altman Grafiği.....	43
Şekil 5.1 : Kesici ve kondil hareket miktarı	60
Şekil 5.2 : Kondil hareket miktarı	61
Şekil 5.3 : Tedavi öncesi ve sonrası kondil hareket şablonları	62

RESİM LİSTESİ

Resim 2.1 : TME sagital anatomik kesit	4
Resim 2.2 : TME osteoartriti	6
Resim 3.1 : Dental plaklar	27
Resim 3.2 : Koronal eklem BT görüntüleri	29
Resim 3.3 : BT görüntülerinden elde edilen 3 boyutlu modeller	29
Resim 3.4 : Cerrahi insizyon ve metod	36
Resim 3.5 : Krom-Kobalt implant	36
Resim 3.6 : Cerrahi osteotomiler	37
Resim 3.7 : Abdominal yağ dokusu	37
Resim 3.8 : Hareket simülatörü	43

TABLO LİSTESİ

Tablo 2.1 : Tahmin edilen en yüksek TME kuvvetleri	10
Tablo 2.2 : Kondil protezleri 1972 – 1992	21
Tablo 2.3 : Total TME protezleri	21
Tablo 3.1 : BT protokolü	30
Tablo 3.2 : Sübjektif değerlendirmede kullanılan sorular	33
Tablo 4.1 : Cerrahi tedavide kullanılan implantlar	45
Tablo 4.2 : Sübjektif anket bulguları	47
Tablo 4.3 : Cerrahi tedavi öncesi ve sonrasında kesici kinematiklerinin karşılaştırılması	48
Tablo 4.4: Cerrahi tedavi öncesi ve sonrasında kondil kinematikleri	50

KISALTMALAR

Temporomandibular eklem	TME
Temporomandibular düzensizlikler	TMD
Üç Boyutlu	3D
Newton	N
Osteoartrit	OA
Lineer mesafe	LM
Curvilineer yol	CY

1. GİRİŞ

Temporomandibular Eklem (TME) hareketleri günlük hayatta çok önemli bir yere sahiptir. Bir günlük çiğneme, konuşma ve yutkunma fonksiyonları sırasında çene eklemi, kasları ve yumuşak dokuları binlerce defa kullanılırlar. TME, mandibular kemik ve kafa tası arasında ikiz eklem oluşturmasından dolayı çok özel bir yapıya sahiptir. Her bir eklem temporal kemik üzerindeki içbükey artiküler yüzey (fossa ve eminens), mandibular kemik üzerindeki dış bükey kondil başı, iki eklem parçası arasındaki eklem disk, eklem yüzeylerini birbirine bağlayan ligamentlerden ve bütün bu yapıları saran eklem kapsülünden oluşur. Eklem diskinin en önemli özelliği eklem yüzeylerine sıkıca bağlanmamasıdır. Bunun yerine anterior ve posterior ligamentlerce iki eklem yüzeyi arasında asılı bir şekilde durur. Bu sayede diskin eklem başıyla birlikte ileri ve geri hareket edebilir ve kemik yüzeylerin birbiriyle temas haline gelmesi engellenmiş olur. Bu uyumun bilinen veya bilinmeyen sebeplerden dolayı bozulması TME düzensizliklerine sebep olur (TMD). Bu düzensizlikler internal disk düzensizliklerinden osteoartrite kadar değişik seviyelerde olabilir. Mekanik sebepler TMD'nin nedenleri arasında önemli bir yer tutmaktadır. Bu nedenle TME'nin mekanik ve kinematik olarak incelenmesi tanı ve tedavinin başarısında önemli bir yere sahiptir. (Gallo, 2005)

TMD'i olan bireylerin bir çoğunda semptomlar gün içerisinde değişen derecede ağrı ve hareket kısıtlamaları şeklindedir. Bu hastalar genelde non-steroid antienflamatuar ilaçlar, fizik terapi veya başka cerrahi olmayan yöntemler kullanılarak tedavi edilirler. Hastalığın ileri aşamalarında disk ve çevre dokularda deplasmanlar veya deformasyonlar görülebilir. Bu durumda glenoid fossa ve mandibular kondil kemik yüzeylerinin birbiri ile temas etmesine neden olur. Bu aşamada fonksiyonel kuvvetler eklem yüzeylerinin dejenerasyonuna, subartiküler kemik erozyonuna ve kansellöz kemiğin sklerozuna sebep olur. Hastalığın bu aşaması dejeneratif eklem hastalığı veya osteoartrit olarak adlandırılır. Daha da ilerleyen vakalarda fibröz ankilozlar veya kemik ankilozları görülür. Bu aşamaya gelmiş vakaların cerrahi tedavisi artık kaçınılmazdır. (Saeed ve ark, 2001)

TME'in cerrahi tedavisi genel olarak "son çare" olarak görülmüştür. TMD tanısı koyulan hastaların sadece %1'i cerrahi yöntemler ile tedavi edilmektedir. Widmark'a (1997) göre ise başarısız konservatif tedavi 3 yada 6 ayı geçmemelidir ve fibröz yada osseoz ankiloz

geliştiren hastalar zaman kaybedilmeden operasyona alınmalıdır. Buna ek olarak Park ve ark (2004)'a göre kemik yüzeyleri temas halinde olan osteoartritli hastalar ve ağrı kontrolü sağlanamayan hastalar zaman kaybedilmeden cerrahi olarak tedavi edilmelidir. Eklem cerrahi rekonstrüksiyonunda (fossa, eminens, kondil ve/veya disk) bir çok teknik ve yöntem kullanılmıştır. Bunlar kısaca otojenik greftler, allojenik materyaller ve total/parsiyel eklemler olarak sınıflandırılabilirler. Bu cerrahi yöntemlerin eklem mekanikleri üzerindeki etkisi tam olarak bilinmemektedir. Bu etkinin 3 boyutlu (3D) analizler ile incelenmesi tedavilerin etkilerinin anlaşılmasında önemli bir yer tutacaktır. (Saeed ve ark, 2001) (Park ve ark, 2004)

Eklem hareketlerinin incelenmesinde 3D animasyonlar çeşitli araştırmacılar tarafında başarıyla kullanılmıştır. Krebs ve ark. manyetik rezonans (MR) görüntüleme ve opto-elektrik izleme cihazı kullanarak kondil başı ile fossa arasındaki minimum mesafeyi hesaplamışlardır. Leader ve ark (2003) ise 3D animasyonları kullanarak eklem mekaniği ile eklem sesleri arasındaki bağlantıyı incelemişlerdir. Eklem kinematiği yansıtıcı markerler kullanılarak kaydedilmiştir. 3D modeller ise MR görüntülerinde elde edilmiştir. Palla (2003) TME hareketlerini 3D inceleyen “dinamik stereometri” yöntemini tanımlamış ve bu yöntemin dejeneratif TME hastalığının anlaşılmasında çok önemli bir rol oynayacağını öne sürmüştür. Bu ve benzeri çalışmalar 3D animasyonların TME osteoartritinin tanı ve tedavi yöntemlerinin geliştirilmesinde önemli bir rol oynadığını göstermektedir. Ne yazık ki literatürde bu yönde yapılan çalışmaların hepsi araştırmaya yönelik geliştirilmiş son derece teknik yöntemlerdir. Bu yöntemlerin son derece detaylı ve hata payı çok düşük sonuçlar vermesi avantajken; yüksek maliyetleri, yetişmiş personele ihtiyaç duymaları, fazla alan kaplamaları ve uzun zaman istemeleri en önemli dezavantajlarıdır. Bu yüzden bu sistemlerin klinik ve pratik kullanımı mümkün olmamıştır. (Krebs ve ark, 1995; Leader ve ark, 2003; Palla ve ark, 2003)

Bu araştırmanın amacı TME kinematiğini kayıt etmek için yeni bir klinik yöntem geliştirilmesi ve bu yöntem kullanılarak TME osteoartritli hastaların cerrahi öncesi ve sonrası kinematik kayıtlarının incelenmesidir.

1.1 Hipotez Ve Özel Amaçlar

Özel Amaç 1: *Temporomandibular eklem hareketlerini 3D kayıt etmekte kullanılacak yeni bir yöntem geliştirilmesi.* Bu amaç için çalışma hipotezi; elektromanyetik tarama yöntemi ve bilgisayarlı tomografinin dental plaklar yardımı ile başarılı bir şekilde ilişkilendirilip 3D görüntüler elde edilebileceğidir.

Özel Amaç 2: *Osteoartritli temporomandibular eklem hastalarının parsiyel eklem protezi uygulaması önce ve sonrasında kinematik ölçümlerinin yapılması.* Bu amaç için çalışma hipotezi; birinci amaçta geliştirilen yöntem kullanılarak cerrahi öncesinde ve sonrasında aynı dental plak kullanılarak elde edilecek kinematik bulguların birbirleri ile karşılaştırılabileceğidir.

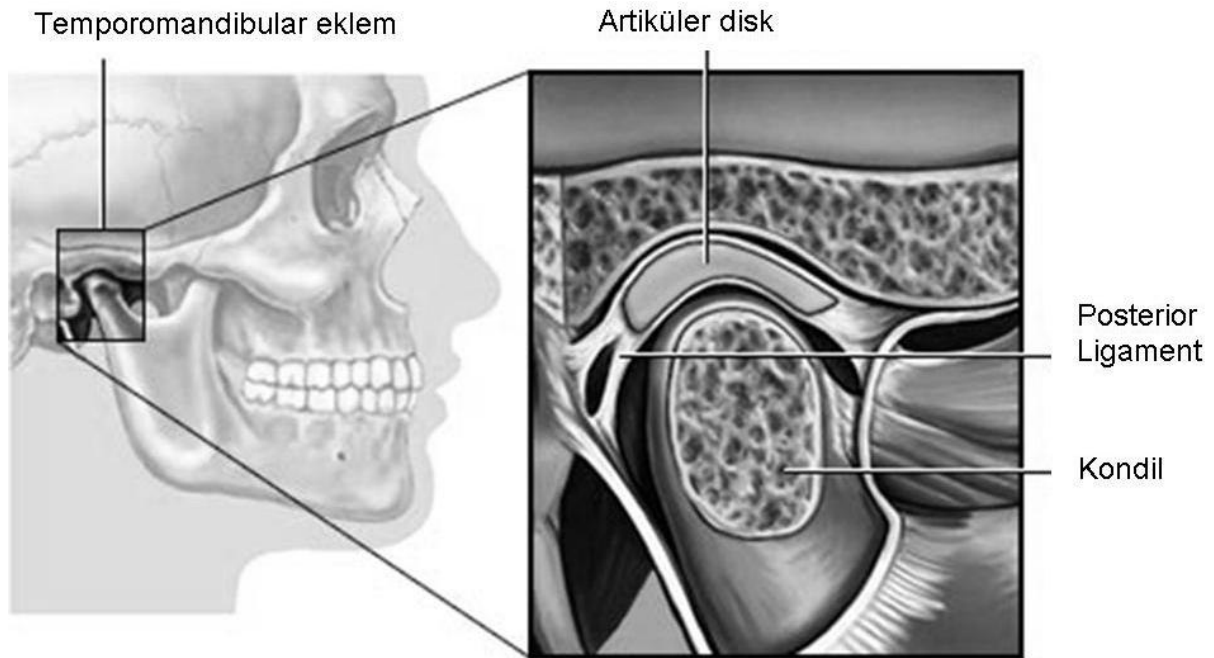
Özel Amaç 3: *Parsiyel eklem protezi uygulamasının temporomandibular eklem hareketi üzerindeki etkisinin saptanması.* Bu amaç için çalışma hipotezi; eklem fossa ve eminensinin yapısının değiştirilerek mandibular kondil başının hareket ettiği düzlem ve buna bağlı olarak eklem kinematiğinin değişeceğidir.

2. LİTERATUR BİLGİ

TME, temporal kemik ile mandibular kemiği birleştiren eklemdir. Bütün diğer sinoviyal eklemlerle aynı temel özellikleri paylaşırsa da, fonksiyonel ve anatomik olarak özgün özellikleri vardır. TME'nin fonksiyonel özellikleri diğer ekleminde uyumlu çalışmasına bağlıdır. TME'nin eklem yüzeyleri hiyalin kıkırdak yerine fibröz kıkırdakla kaplıdır. Bu fibröz kıkırdak hücresel açıdan çok fakir olup az miktarda kondrosit ve fibroblast benzeri hücre içerir. TME ikiz bir eklem olup artiküler disk tarafında alt ve üst eklem boşlukları olarak ayrılır. Embriyolojik olarak TME birinci branşial arktan gelişir. (Koslin, 2000)

2.1 Temporomandibular Eklem Anatomisi

Kondil başı silindirik veya eliptik bir şekle sahiptir. Uzun eksenini mediolateral olarak mandibular ramusa dik olarak uzanır. Kondil başı mediolateral olarak yaklaşık 15-20 mm ve anterioposterior yönde 15 mm boyutlarındadır. Kondil başı ile ramusu bağlayan parçaya boyun denir. Boyun kısmı eğimli olup kondilin eklem yüzeyini anterior ve superiora yönlendirir (Resim 2.1). (Koslin, 2000)



Resim 2.1: Temporomandibular eklem sagittal kesitteki anatomik görüntüsü

Glenoid fossa eklemin temporal kemik üzerindeki konkav parçasıdır. Bu konkav yüzey mediolateral ve anterioposterior yönde uzanır. Fossanın mediolateral eksenini kondil başının eksenini ile aynı doğrultudadır. Glenoid fossa temporal kemiğin skuamöz parçasında timpanik plağın anteriorundadır. Fossanın superior parçasının medialde petrotimpanik fissür, lateralde ise squamotimpanik fissür oluşturur. Fossanın medial ve lateral sınırları yükselmiş kemik sırtları tarafından oluşturulur. Postglenoid çıkıntı, lateral sırt, fossayı superior yönden gelecek travmalardan koruyacak şekilde evrimleşmiştir. (Koslin, 2000)

Artiküler eminens fossanın frontal parçasıdır ve ince bir fibrokıkırdakla kaplanmıştır. Silindirik bir kemik uzantısı olarak tanımlanır. Bu uzantının boyutları çeşitli varyasyonlar göstermektedir. Eminens hafif bir mediolateral konkaviteye sahiptir ve anterior kısmında temporal kemikle kaynaşarak kaybolur. (Koslin, 2000)

Artiküler disk dikdörtgen şeklinde fibröz konnektif dokudan oluşur. Orta kısmı kenarlarından daha incedir ve posterior bant anterior banttan daha kalındır. Diskin temel görevi kondil başının fossa üzerindeki baskısını azaltmaktır. Diskin lateral ve medial ataşmanları ile kondile bağlanır. Lateral ataşman kas yapısı olmadığından dolayı çiğneme fonksiyonu sırasında basınçlara daha duyarlıdır. (Wilkinson, 1988)

2.1.1 Yaşlanma ile görülen değişiklikler

Yaşlanma sonucu görülen fizyolojik değişiklikler ile patolojik olguları birbirinden ayırmak güç ve önemlidir. Yaşlanma sonucu bütün organizmada morfolojik ve fonksiyonel değişiklikler görülür. Ağrılı yada ağrısız disk deplasmanı ve açık yada kapalı kilitlenmenin görülme sıklığı yaşla artar. 1978'de Wilkes disk deplasmanını TME'nin patolojileri için nedensel bir zemin olarak tanımlamıştır. (Pereira ve ark, 1994)

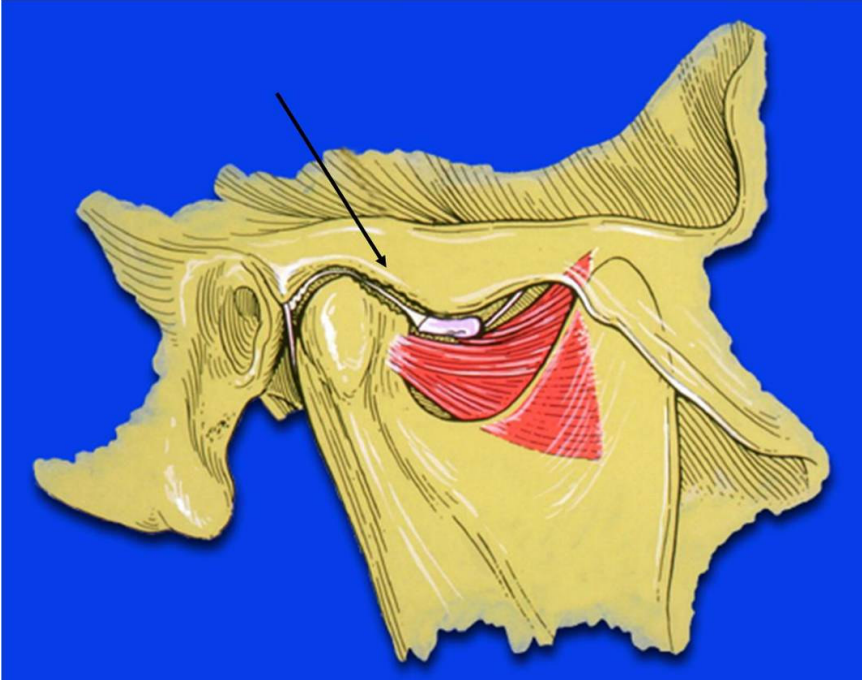
Tüm vücutta hücre popülasyonunun azalması ile fibrosis artışı görülür. Pereira ve ark (1994) TME retrodiskal dokusunun yaş ile değişimini inceledikleri çalışmada santral posterior ataşmanın vasküler yapısının yaşlılarda gençlere oranla azaldığını göstermişlerdir. Bu çalışma Isacsson ve ark (1986) uzun süreli kronik ağrısı olan hastalar üzerinde yaptığı çalışmalarla benzerlik göstermektedir. Isacsson ve ark (1986) bu değişim yüklenmeye bağlı doku

adaptasyonu olarak yorumlamış; Scapino (1983) ise patolojik disk pozisyonundan kaynaklandığını belirtmiştir.

2.2 TME'nin Dejeneratif Eklem Hastalığı (Osteoartrit)

Dejeneratif eklem hastalığı bütün eklemlerde değişen sıklıklarda görülebilen bir rahatsızlıktır. TME'deki görülme sıklığı üzerinde çeşitli spekülasyonlar vardır. Artroskopik cerrahi geçiren hastaların %70'i dejeneratif bulgular gösterir ama bunların sadece % 10'unda klinik bulgular gözlenmiştir. (Israel ve ark, 1991)

TME osteoartritinde mekanik kuvvetlerin çok önemli bir rol oynadığı düşünülmektedir. Eklem içerisindeki aşırı yükler sadece artiküler diski inceltip yozlaştırmakla kalmaz; diskin bütünlüğünün bozulduğu durumlarda kondil başı ve temporal kemikte de dejeneratif değişiklikler oluşturur (Resim 2.2). Dejeneratif TME hastalığının oluşmasına ve ilerlemesine sebep olan etkenler arasında travma, okluzal ve kassal disfonksiyonlar, anatomik ve okluzal değişimler sayılabilir. (Scapino, 1983) (Gallo, 2005)



Resim 2.2: Temporomandibular eklem anatomisi. Yaşlanma veya çevresel etkenler sonucu diskin deformasyonu veya anteriora deplasmanı, kemik yüzeylerin birbirleri ile temas etmesine ve osteoartrite sebep olur.

Dejeneratif eklem hastalığı yavaş ilerleyen bir karaktere sahiptir. Nadir olarak hızlı seyreden vakalar da görülebilir. Başlıca bulguları ağrı, hareket kısıtlılığı ve krepitasyondur. Throckmorton (2000) TME dejenerasyonunu Boering'e (1967) göre üç evreye ayırmıştır.

1. evrede, fibröz tabakanın hücreleri düzensiz ve dejeneratif bir hal alırlar. Daha sonra fibrilasyon oluşur. Kemik iliğinin vaskülarizasyonu artar. Subkondral kemiğin kortikal tabakası lokal olarak rezorbe olmaya başlar. Kortikal kemiğe komşu spongiyöz kemik boşlukları ödematöz fibröz doku ile dolmaya başlar ve bölgesel rezorbsiyon gözlenir. Artiküler disk fibrilasyon ve incelme gösterir. Bu daha sonra perforasyonlara dönüşebilir. Aynı zamanda tamir mekanizmaları da devreye girmiştir. Anatomik yapı aynı gözlenmekle birlikte, eklem yüzeylerinde düzensizlikler ve diskte kalsifikasyonlar gözlenir.

2. evrede, bütün eklemde ilerlemiş bir yıkım gözlenir. Kıkırdak yapılar tamamen kaybolur. Subkondral kemik tamamen rezorbe olur kondil ve eminens düzleşmeye başlar. Granülasyon dokusu ile dolmuş kistik kaviterler gözlemlenebilir. Hipertrofiye uğramış yapılardan kopmuş serbest dolaşan parçacıklar gözlemlenebilir. Disk dejenerasyonu hızla devam eder.

3. evre ise eminens ve kondilin direkt kemik teması ile karakterizedir. Disk tamamen bölgeden uzaklaşmıştır. Kalın bir tabaka siklerotik kemik gözlenir. Subkondral kistik yapılar kaybolmuş kemik sert bir tabaka ile remodele olmuştur.

Özet olarak TME'nin normal anatomisi ve patolojik değişiklikleri arasındaki ilişki tam olarak açıklanabilmiş değildir. Bu noktada dejeneratif eklem hastalığının tedavisinde teknolojik yenilikleri kullanmak, fonksiyonel, adaptif ve patolojik değişikliklerin tam olarak anlaşılması açısından önem taşır. (Palla ve ark, 2003)

2.3 Temporomandibular Eklem Biyomekaniği

TME rekonstrüksiyonunda kullanılacak materyallerin dizaynı eklem maruz kaldığı basınçların ve kondil hareketlerinin tam olarak anlaşılmasından geçer. İdeal olarak bir eklem implantı normal eklemle aynı fonksiyonları görmeli ve aynı streslere karşı koyabilmelidir. Ne yazık ki insan TME'sine ait sayısal bilgiler son yıllarda artış göstermesine rağmen hala

başlangıç aşamasında ve son derece kısıtlıdır. Çene eklemi etkileyen kuvvetlerin hesaplanması eklem kompleks yapısından dolayı son derece zordur. Öncelikle iki TME görece olarak sert bir mandibula ile birbirlerine bağlıdır. İkinci olarak, her bir eklem diğerinden farklı hareket edebilen iki ayrı eklem boşluğundan oluşur. Buna ek olarak bu iki boşluğu oluşturan disk hareketlidir. Son olarak, kuvvetleri oluşturan kaslar eklemlerden geçmemektedir. Daha da önemlisi eklem pozisyonu direk ölçümlerin yapılmasına olanak vermez. Bu sebeplerden dolayı eklem rekonstrüksiyonu sırasında cerrahlar eklem biyomekanikleri konusunda sadece teorik bilgiye dayanırlar.(Perry, 1969; Throckmorton, 2000)

2.3.1 Eklem kuvvetlerinin ölçülmesi

Günümüzde insan TME'sinin maruz kaldığı kuvvetleri doğrudan ölçecek bir yöntem bulunmamaktadır. Hayvan modellerindeki deneyler doğrudan ölçümün zorluğunu göstermiştir. Bu ölçümler için basınç ölçme aletleri kondiller kemiğe implante edilmiş, piezoelektrik folyolar eklem boşluğuna yerleştirilmiş ve kondil eklem protezleri implante edilmiştir. Bu son derece invaziv yöntemler sonucunda da sadece nitelici sonuçlar elde edilmiştir. (Boyd ve ark, 1990; Brehnan ve ark, 1981; Hohl ve Tucek, 1982; Hylander, 1975; Hylander, 1979; Hylander ve Bays, 1979)

Direkt ölçümünün zorluğu karşısında insan TME'sinin biyomekaniğine yönelik çalışmalar mekanik ve matematiksel modeller üzerinde yoğunlaşmıştır. Bu modeller teorik olarak eklem hareketlerini yönlendiren kas gruplarının kuvvetlerinin hesaplanıp mandibular kemik üzerine uygulanması prensibine dayanır. Bu modeller eklem basınçları hakkında sayısal veri sağlamaktadır Fakat bu modellerin eksik kaldığı nokta hesaplanan verilerin deneysel olarak onaylanamamasıdır. (Donzelli ve ark, 2004) (Koolstra ve van Eijden, 2005)

Throckmorton'a (2000) göre, Gysi'nin (1921) tanımladığı mekanik modelinde her bir eklemden ısırtma kuvvetini oluşturmak ve ölçmek için yaylar kullanmıştır. Bu modelde bir objeyi ısırtmak için 980 Newtonluk (N) bir kas kuvveti oluşturduğunda (her iki tarafta 490 N) 3. molarlarda 588 N luk bir kuvvet oluşturmuştur. Bu kuvvetlerde eklemlere çalışan tarafta 78 N ve dengeleyen tarafta 265 N olacak şekilde dağılmıştır. Günümüzde doğruluğu kabul

edilmiş bu modele 1920’de Wilson’un eksik biyomekanik analizi tarafından karşı çıkmıştır. (Gysi, 1921; Wilson, 1920; Throckmorton, 2000)

Mekanik modellerin TME’nin yüklenen bir eklem olduğuna yönelik bulgularına rağmen Wilson’un (1920) (Throckmorton, 2000) yanlış analizi dental alanda yaygın kabul gördü ve Wilson’un sonuçlarını destekleyen diğer matematiksel analizler de yayınlandı. TME'nin normal fonksiyon sırasında yük binmediğine ve dengeleyen tarafta aksine kondil başını fossadan uzaklaştırıcı kuvvetler olduğuna yönelik bu kanı, 1980'lerde silastik ve proplast teflon implantların trajik sonuçlar doğuran %100 başarısızlığına kadar sürdü. (Mercuri ve Giobbie-Hurder, 2004; Throckmorton, 2000)

Daha güncel modellerde biyomekanik ve tıbbi görüntüleme alanındaki gelişmelerin de yardımı ile çok daha gelişmiş sistemler kullanılmaktadır. Koolstra ve van Eijden (2005) çalışmalarında, çiğneme sistemini oluşturan kasların hareket yönlerini origo ve insersiyolarını MR görüntülerinden tespit etmiştir. Elektromiyografi yardımı ile bu kasların kasılma kuvvet ve yönlerini belirleyerek, bir kadavradan elde edilen 3D sonlu eleman modeline bu kasları adaptasyonu ile modellerini tamamlamışlardır. Bu modelde kasların belirli oranlarda aktivasyonu sonucu ağız açma ve çiğneme hareketleri arasındaki kuvvetler hesaplamışlardır. Bu modelde kas aktivitesi % 10’dan %80’e çıkartıldığında eklem kuvvetleri 15 N’den 85 N’a yükselmiştir. Tanaka ve ark (2004) benzer bir modeli disk deplasmanı olan ve olmayan olarak uygulamıştır. Ağız açıklığındaki artışla birlikte basınçlarda artış rapor etmişlerdir. İnternal düzensizliği olan vakalarda normal vakalara göre daha yüksek basınçlar tespit etmiştir. Benzer çalışmalarda rakamlar farklılık göstermekle birlikte ağız açıklığındaki artışla birlikte eklem içi basınçlar başlangıç değerlerine göre 5 ila10 kat artış göstermiştir. Bu artış kasların artan aktivitesi ve kondil başının eminens üzerindeki hareketi ile açıklanmıştır. (Kuboki ve ark, 2000; Peck ve ark, 2000; Koolstra ve ark, 2001; Koolstra, 2002)

TME kuvvetlerinin tahminine dayanan modellerin hepsi farklı sonuçlar vermektedir (Tablo 2.1). Bu sonuçların ne derecede güvenli olduğu şüphelidir. Bu sebeple herhangi bir modelin başarılı kabul edilebilmesi için, sonuçlarının deneysel veriler ile onaylanması gerekir. Analitik modellerin en büyük dezavantajı, hesaplamalarının kasların oluşturduğu kuvvetlerin tam olarak tahminine dayanmasıdır. Sayısal analizlerin dezavantajı ise, hesaplamaların

kasların kasılma miktarı ve yönünü tahmin etmelerindeki başarısına bağlı oluşudur. Özellikle nöro-muskuler sistemin kas kuvvetlerini her zaman minimize etmeye çalıştığı fikri deneylerce kanıtlanmadan, bu sistemlerin başarılı tahminler yaptığı söylenemez. Bunun en iyi örneği de geçmiş çalışmaların TME'nin sıkıştırma özelliği olmayışını yanlış göstermeleridir. (Throckmorton, 2000)

TME'nin kuvvetlerinin tahmin edilmesinin ne kadar güç olduğunu literatürdeki verilerin çeşitliliğinden de kolayca anlaşılabilir . Bütün bu tahminlerin eksik kaldığı nokta bu verilerin tamamının hesapladıkları kuvvetlerin deneysel olarak kanıtlanmamış olmalarıdır. Bu rağmen bu çalışmalar sonucunda çok önemli veriler elde edilmiştir.

Tablo 2.1: Tahmin edilen en yüksek TME kuvvetleri (Throckmorton, 2000)

Araştırma	Model	Isırma Bölgesi	TME Basıncı (Newton)
Deneysel Ölçümler			
Brehnan ve ark, 1981	macaque	kesici	13
Brehnan ve ark, 1981	macaque	molar	18
Boyd ve ark, 1990	macaque	kesici	126
Boyd ve ark, 1990	macaque	molar	153
Hohl ve Tucek, 1982	baboon	kesici	33
Marks ve ark, 1997	domuz	molar	135
Hesaplamalar			
Gysi, 1921	mekanik	molar	265
Pruim ve ark, 1980	analitik	premolar	650
Faulkner ve ark, 1987	analitik	molar	313
Nelson, 1986	analitik	molar	211
Nelson, 1986	analitik	molar	256
Nelson, 1986	analitik	kesici	160
Korioth ve Hannam, 1990	analitik	molar	225
Barbenel, 1974	nümerik	kesici ve köpek	675
Osborn ve Baragar, 1985	nümerik	kesici ve molar	247
Baragar ve Osborn, 1987	nümerik	molar	173
Koolstra ve ark, 1988	nümerik	kesici	456
Van Loon ve ark, 1998	nümerik	molar	340
Van Loon ve ark, 1998	nümerik	molar (protez eklem)	510

Özetlenecek olursa günümüzde;

- Eklem içinde sıkıştırıcı kuvvetlerin olduğu ve bunların hem çiğneme hem de ağız açma hareketleri sırasında meydana geldiği,
- Ağız açıklığı arttıkça eklem içi kuvvetlerin arttığı,
- Herhangi bir pozisyonda eklem kuvvetlerinin ısırma kuvveti arttıkça arttığı,
- Herhangi bir ısırma kuvveti için, kuvvet posteriora kaydıkça eklem kuvvetlerinin de arttığı,
- Tek taraflı çiğneme sırasında dengeleyen tarafın çalışan taraftan daha çok yüklendiği genel olarak kabul görmüştür.

2.3.2 Biyomekaniğe yönelik klinik çalışmalar

İnsan nöromusküler sisteminin tam olarak anlaşılamamasına, TME'nin karmaşık yapısı eklendiğinde, klinik çalışmalar ve gözlemler matematiksel modellerin eksik kaldığı noktalarda TME'nin dejeneratif hastalığının sebeplerinin araştırılmasında sıklıkla kullanılmaktadır. Herring ve Liu (2001) domuzlar üzerinde yaptıkları çalışmalarında kondil boynuna yerleştirdikleri basınç ölçerler ile eklem içi kuvvetleri ölçmüş ve bu ölçümleri anatomik bulgular kullanarak yorumlamışlardır. Kondil başında gözlemledikleri sıkıştırıcı kuvvetlerin etkisine karşı koyabilmesi için ince kortikal bir yapıya ve vertikal yönlenmiş trabeküler kemiğe sahiptir. Bu yapının aksine temporal kemik (domuzlardaki skuamöz kemik) özellikle de artiküler eminens kalın bir kortikal yapıdan oluşur. Bunun açıklaması kondile etkileyen sıkıştırıcı kuvvetlerin aksine aynı hareketler temporal kemik üzerinde eğici bir kuvvet uygulamaktadır. (Herring ve ark, 2002; Herring, 2003)

Osteoartritin oluşum mekanizmalarının incelenmesi için hayvan çalışmalarında hızlandırılmış mekanizmalar kullanılmıştır. Bir çok modelde eklem başı, fibro artiküler dokular ve/veya diskin, yapısal devamlılığına müdahale edilerek osteoartrit başarıyla oluşturulmuştur. Bu modeller travma sonrası görülen osteoartriti açıklamakta başarılı olmuştur. Tominaga ve ark (2002) maymunlar üzerinde yaptıkları çalışmada artiküler eminensi cerrahi olarak derinleştirmiş ve eklemdeki değişimleri 6 ay ve 1 yıl sonra incelemiştir. Kontrol grubunda bir değişiklik gözlenmezken, çalışma grubundaki

maymunların hepsinde osteoartritik değişimler gözlenmiştir. Benzer bir çalışmada Fujisava ve ark (2003) tavşanları günde 3 saat boyunca maksimum ağız açıklığında tutmuşlardır. 1 hafta sonra yapılan histolojik incelemede tavşanlarda OA benzeri değişiklikler gözlenmiştir.

Kondil başının artiküler eminens üzerinde ilerlemesinin ağız açıklığı artırıcı bir etken olduğu dental literatürde geniş kabul görmüştür. Ağız açıklığının artması ile beraber eklem üzerindeki kuvvetlerin arttığı bilinmektedir. Yapılan literatür araştırmasında eminens yapısının kuvvetler üzerindeki etkisini direkt olarak araştıran bir yayına ulaşılamamıştır. Fakat eminesin etkisi üzerine dolaylı yoldan gözlemsel çalışmalar yapılmıştır. Holmlund ve Hellsing (1988a) 31 osteoartritli eklemi artroskopik olarak incelemişlerdir. Hastalığın predominant lokalizasyonu eminensin posterior eğimi olarak rapor etmişlerdir. Bu veriler daha sonra radyolojik olarak da doğrulanmıştır. Bu bulgulara paralel olarak, de Bont ve ark (1986) ışık mikroskobu ile yaptığı kadavra incelemelerinde dejeneratif değişikliklerin kondilden çok artiküler eminensin posteriorunda yoğunlaştığını göstermişlerdir. Estomagio ve ark (2005) TME hastalığı olan hastalarda yaptığı çalışmada, bilateral dejeneratif değişiklik gösteren 21 vaka ile göstermeyen 19 vakanın radyolojik kıyaslamasını yapmış ve dejeneratif değişiklik göstermeyenlerde eminensin posterior eğiminin daha dik olduğunu rapor etmiştir. Bu bulgu osteoartritli eklemden, kondil başı ve eminensin aşırı yüklenmeye bir cevap olarak düzleşme eğiliminin göstergesidir. (de Bont ve ark, 1986; Dijkgraaf ve ark, 1995; Estomaguio ve ark, 2005; Holmlund ve Hellsing, 1988a; Holmlund ve Hellsing, 1988b)

Eklem yapısına ve biyomekaniğine yönelik çalışmalar TME'nin yüklenen bir eklem olduğunu göstermiştir. Bu yüklerin fizyolojik sınırları aşması sonucunda dejeneratif değişikliklere sebep olur. Dejeneratif değişikliklerin hangi mekanik şartlardan dolayı oluştuğunun saptanması için normal ve hastalıklı eklemlerin kinematik bulgularının araştırılması gerekir.

2.4 Eklem Hareketlerini Değerlendirme Yöntemleri

Eklem hareketlerinin kayıt edilmesi normal ve patolojik durumlar arasındaki biyomekanik farklılıkların karşılaştırılması açısından çok önemlidir. Bir eklem hareket kabiliyeti, o eklem fizyolojik durumu hakkında bilgi vermektedir. Bu bilginin anlaşılması ve yorumlanması eklemler hakkındaki detaylı bilgi edinilmesi açısından önemlidir. Eklem

hareketlerinin kaydı için güncel teknolojiye bağılı olarak çeşitli yöntemler kullanılmıştır. Bu yöntemleri kullanılan sistemler açısından 3 başlık altında toplayabiliriz:

2.4.1 Görüntüleme yöntemlerinin kullanılması

Yustin ve ark (1993) manyetik rezonans görüntüleme (MR) ile elde ettikleri verileri bilgisayarda dijital olarak canlandırarak mandibulanın açma hareketini elde etmeye çalışmışlardır. Beş adet asemptomatik gönüllüden standart bir pozisyonda ağız açma sırasında MR ile veriler toplanmıştır. Statik görüntüler bilgisayar yardımı ile birleştirilerek dinamik hareket elde edilmiştir. Bu görüntüler görsel olarak incelenmiş ve hareketlerin önce rotasyon ve takibinde translasyon olduğu rapor edilmiştir. Chen ve Buckwalter (1993) benzer bir yöntem ile 14 adet statik MR görüntüsünü birleştirerek kondilin deplasman miktarını hesaplamışlardır. Yustin ve ark aksine kondil hareketi matematiksel olarak hesaplanmıştır. Bu hesaplama için her bir görüntüde temporal ve kondiller olmak üzere iki referans çerçevesi tanımlamışlar. Sonra kondilin hareket miktarını temporal çerçeveye göre hesaplamışlardır. 17 mm'lak ağız açıklığında kondil 6 mm hareket etmiştir. Maksimum rotasyon ise 12.3 derece olarak hesaplanmıştır. Chen ve Buckwalter kondil hareketini önce kısa bir translasyon sonra rotasyon ve translasyon olarak tanımlamışlardır.

MR teknolojisindeki ilerlemelerle birlikte gerçek dinamik görüntüler elde edilmeye başlanmıştır. Chen ve ark (2000) çok hızlı bir MR tekniğı olan Echo planar görüntülemeyi (EPI) TME'yi dinamik olarak görüntülemek için kullanmışlardır. Bir açma kapama hareketi 6-7 saniye olacak şekilde dinamik görüntüyü başarı ile elde etmişlerdir. Bu görüntülerde kondil ve disk arasındaki ilişki başarı ile izlenmiştir. Abolmaali ve ark (2004) dinamik NRTI (near-real-time imaging) tekniğı ile 12 normal gönüllü ve 17 hastadan MR almışlardır. Bu dinamik görüntüler, statik görüntülerle kalite karşılaştırılmıştır. Disk hareketi normal bireylerde tespit edilebilmiştir. 4 hastada ise diskin mediale deplasmanı dolayısıyla izlenememiştir.

Dinamik MR görüntüleme yöntemleri göreceli olarak yeni teknolojilerdir. TME'nin hareketini saptamakta başarılı olmalarına rağmen çalışmalar matematiksel hesaplamalardan çok görüntü kalitesi üzerinde yoğunlaşmıştır. Disk ve yumuşak dokuları MR ile saptamak mümkünse de, kemik yapılarındaki değişikliklerin izlenmesinde CT daha detaylı görüntüler sağlamaktadır. (Abolmaali ve ark, 2004)

2.4.2 Hareket kaydetme yöntemlerinin kullanılması

TME fonksiyonu geleneksel olarak mandibular kesicilerin sınır hareketlerine bakılarak değerlendirilmiştir. Mandibulanın bir bütün olarak tek bir sağlam yapı olduğu düşünüldüğünde, kondil ve kesiciler bir bütünün parçalarıdır. Bu nedenle de birlikte hareket ederler. Bu sayede sadece mandibular kesicilerin hareketine bakılarak kondil hareketlerinin tahmin edilebileceği yorumu yapılmıştır. Ama literatürde birçok yazar, kesicilerin sınır hareketleri ile kondil hareketleri arasında kati bir ilişki olmadığını rapor etmiştir. (Buschang ve ark, 2001; Larheim ve Floystrand, 1985; Lewis ve ark, 2001; Szentpetery, 1993; Travers ve ark, 2000)

Mandibular hareketin kaydı için kullanılan sistemler zaman içerisinde değişerek gelişmişlerdir. İlk denemeler dişlere monte edilen kollar tarafından kesici hareketlerinin iki boyutlu olarak kayıt edilmesi ile elde edilmiştir. Ahlgren (1966) sinematografi yöntemlerini kullanan teknikler geliştirilmiş fakat bu tekniklerde sadece dudak ve yüz hareketlerini saptamakla sınırlı kalmıştır. (Ahlgren, 1966; Gibbs ve ark, 1971; Buschang ve ark, 2001)

Çene hareketlerinin kayıt edilmesinde günümüzde sıklıkla kullanılan optoelektrik yöntemler ilk olarak Karlsson (1977) ve Jemt ve ark (1979) tarafından rapor edilmiştir. Optoelektrik yöntem, ışık yansıtıcı diyotların (LED) alt kesici dişlere adaptasyonu sonucu kesici hareketlerinin kayıt edilmesidir. Bu sistemin kayıt hatası statik şartlarda 0.14 ± 0.01 mm, dinamik şartlarda ise 0.27 ± 0.01 mm olarak bildirilmiştir. Aynı bireydeki farklı ölçümler arasındaki fark ise 0.8-0.9 mm olarak bildirilmiştir. Bu ilk yöntemlerde sadece 1 adet LED kullanıldığından sadece kesicilerin 3D hareketi saptanabilmiş, mandibulanın 3D hareketi hakkında bir bilgi edinilememiştir. İlerleyen yıllarda kullanılan LED miktarı artırılarak mandibulanın 3D hareketi hakkında daha detaylı bilgiler elde edilmiştir (Jemt ve ark, 1979; Karlsson, 1977) (Jemt ve Karlsson, 1982) (Karlsson ve Carlsson, 1990)

Manyetik tarama sistemleri ise optoelektrik sistemlerdeki LED yerine kullanılan bir mıknatısın hareketini takip ederler. Bu sistemler Nakamura ve ark (1988) ve Yamada ve ark (1996) tarafından kullanılmış ama sistemin doğruluğu hakkında bir bilgi sağlanmamıştır. Zhao ve ark (2005) elektromanyetik sistemi kalibre ederek doğruluğunu test etmişlerdir. Üç boyutlu uzayda statik noktaları tanımlayarak hata payını 0.32 ± 0.60 olarak bildirmişlerdir.

. Salaorni ve Pala (1994) optoelektirik sistemi kullanarak 61 birey üzerinde yaptıkları çalışmada açma ve kapatma hareketi sırasında kondil rotasyonu ve translasyonu arasındaki ilişkiyi incelemişlerdir. Veriler kondil hareketlerine göre 5 gruba ayrılmıştır. Bu beş grup arasından maksimum rotasyon açısı gösteren vakalarda maksimum ağız açıklığı gözlemişlerdir. Rotasyon miktarının artışı kondilin artiküler eminens üstündeki hareketinin fazlalığı ile açıklanır. Kondilin hareketinin artiküler eminens tarafından etkilendiği bilinmektedir. Fakat bu etkinin ağız açma sırasında mı yoksa kapatma sırasında mı daha çok olduğu tam olarak saptanmamıştır. Yatabe ve ark (1996) elektromanyetik tarama kullanarak kondil kinematik merkezinin hareketini incelemişlerdir. Hareketin toplam miktarı ile doğrusal miktarı arasındaki oranı deplasman indeksi (DI) olarak tanımlamışlardır. Bu oran açma sırasında kapamaya oranla daha küçük bulunmuştur. Bu da kondilin ağız açma hareketi sırasında, kapamaya oranla artiküler eminensle daha yakın ilişki içerisinde olduğunu gösterir.(Salaorni ve Palla, 1994) (Yatabe ve ark, 1997)

Hareket kayıt edici yöntemler günümüz teknolojisi ile paralel bir gelişme göstermiştir. Yeni sistemler, optoelektirik tarama, elektromanyetik tarama vb. , mandibulanın kinematiğinin üç boyutlu uzayda izlenmesini mümkün kılmıştır. Bu yöntemler sayesinde fizyolojik ve patolojik hareketler saptanabilmiştir. Fakat bu sistemlerin mandibular kondilin yerini tespit etmekte, cilt üzerinden palpasyon gibi kişisel tahminlere dayanması bir dezavantajdır. Bu dezavantajı ortadan kaldıracak ve daha detaylı bilgi verecek sistemlerin geliştirilmesi gerekmiştir. (Yoon ve ark, 2006) (Gallo ve ark, 2000b)

2.4.3 Görüntüleme ve hareket kaydetme yöntemlerinin birlikte kullanılması

TME'nin fizyoloji ve patolojisinin anlaşılmasına yönelik çalışmalarda görüntüleme yöntemleri dokuların yapısına yönelik detaylı bilgi verirken, hareket kayıt etme yöntemleri de eklem kinematiği hakkında önemli veriler sağlamaktadır. Bu iki yöntemin başarılı ve etkili bir şekilde birleştirilmesi TME yapıları hakkında eşsiz bulgular sunacaktır. (Palla ve ark, 2003)

TME'nin 3D animasyonları çeşitli amaçlar için kullanılmıştır. Gallo ve ark (2000a) açma ve kapama hareketi sırasında stres alanlarının mediolateral hızını ölçmek için MR ve elektromanyetik tarayıcı sistemini birleştirmişlerdir. Gossi ve ark (2004) normal ve klinkingli eklemlerde intra artiküler mesafe değişimlerini incelemişlerdir. Palla ve ark (2003) TME için

“dinamik stereometriyi” tanımlamışlardır. Bu yöntem TME’nin üç boyutlu görüntülenmesi ve kondil başının üç boyutlu hareketinin incelenmesine dayanmaktadır. Bu yöntem sayesinde kondil ve fossa arasındaki dinamik kinematik ilişki incelenebilir. Dinamik stereometri, literatürde ilk olarak TME’de uygulanmıştır. Bu yönteme ait bütün literatür bilgisi Zürih Üniversitesinde aynı grup tarafından yayınlanmıştır. Gallo (2005) bütün yöntemleri bir makale altında toplamış ve avantajlarını, dinamik intra artiküler bulguların kişiye özel saptanabilmesi ve bu sayede TME osteoartritinin sebeplerinin daha iyi anlaşılabilceği yorumunu yapmıştır. Fakat grup sadece internal düzensizliği olan hastaları incelemiş, TME osteoartritli hastalar üzerine çalışma yayınlamamıştır. Benzer uygulamalar diğer araştırmacılar tarafından da rapor edilmiştir. Fakat hiçbirisi osteoartritli hastaları incelememiştir. (Fushima ve ark, 2003; Gallo ve ark, 2000a; Gallo, 2005; Gossi ve ark, 2004; Leader ve ark, 2003; Palla ve ark, 2003)

Üç boyutlu görüntüleme yöntemleri ve hareket kayıt etme yöntemlerinin birlikte kullanımı yeni bir yöntem olmasına rağmen son derece başarılı sonuçlar vermiştir. Bu yöntemin geliştirilmesi ve farklı amaçlarla kullanılması TME OA'nin tanı ve tedavisinde önemli bir yere sahiptir. (Palla ve ark, 2003)

2.5 Cerrahi Tedavi Yöntemleri

TME düzensizliklerinin tedavisinde konvansiyonel yöntemlerle başarılı sonuçlar elde edilmektedir. Ayrıca, internal düzensizliklerin sadece semptomatik tedavisi ile adaptasyon sonucu düzeldikleri de bilinmektedir. Buna rağmen kalıcı ağrılı durumlarda ve/veya konvansiyonel ve semptomatik tedaviye cevap vermeyen hastalarda cerrahi tedavi gereksinimi kaçınılmazdır. Cerrahi tedavinin ne zaman başlaması gerektiği ise önemli bir tartışma konusudur. Cerrahi tedavi yöntemleri artroskopi ve artrosentezden oluşan kapalı cerrahi tedaviler ile artroplastik, disk repozisyonu, otojen ve/veya alloplastik rekonstrüksiyondan oluşan açık cerrahi tedavi yöntemleri olarak ikiye ayrılır. TME cerrahi tedavisi genelde açık cerrahi tedaviler için kullanılan bir terimdir. (Saeed ve ark, 2001) (Stegenga ve ark, 1989) (Park ve ark, 2004)

Artroskopi ve artrosentez TME hastalıklarının tanı ve tedavisinde sıkça kullanılan yöntemlerdir. Bu yöntemlerin kullanım alanları çok çeşitlidir. Bu yöntemler ile disk yapıksıklıklarının giderilmesinde, sinoviyal sıvı düzensizliklerinin tedavisinde, akut açık ve

kapalı kilitlenmelerin tedavisinde, ve internal düzensizliklerin tedavisinde başarılı sonuçlar rapor edilmiştir. Nitzan ve Price (2001) 36 osteoartritli hastada artrosentezi tedavi amaçlı kullanmışlardır Hastalardan 14 tanesi tedaviye cevap vermemiştir. Bu hastalarda artrosentezin başarısız olmasının sebebi hastaların disk devamlılığını kaybetmiş olmaları, ve kemik çıkıntıları ve osteophytların artrosentez ile tedavi edilememesi olarak bildirilmiştir. Bu hastalarda artrosentezin diagnostik bir görevi vardır ve açık cerrahinin gerekliliğini doğrular.(Nitzan ve ark, 1997; Nitzan and Price, 2001; Nitzan ve Etsion, 2002; Nitzan, 2003)

Cerrahi tedavinin TME hastalıklarında son çare olarak düşünülmesinin en önemli sebeplerinin başında cerrahi tekniklerin zorluğu ve yaygın kabul görmüş bir tedavi sisteminin olmayışı gelir. Bu da cerrahi tedaviye ihtiyaç duyan vakaların gecikmesine sebep olur. Widmark'a (1997) göre başarısız konservatif tedavi, 3-6 ayı geçmemeli ve fibröz yada kemik ankilozu gösteren vakalara vakit kaybetmeden cerrahi müdahale yapılmalıdır. Ek olarak kemik teması gösteren osteoartrit hastaları ve kronik ağrısı olan vakalar da cerrahi olarak tedavi edilmelidir. Eklem kemik ve yumuşak doku restorasyonunda birçok cerrahi teknik vardır. Bunlar yumuşak doku düzeltmelerinden, alloplastik, otojen parsiyel ve total eklem protezlerine kadar geniş bir spektrum içermektedirler. (Park ve ark, 2004; Saeed ve ark, 2002; Widmark, 1997)

Eklem rekonstrüksiyonuyla ilgili olarak, literatürde nispeten farklı fikirler vardır. 1980 öncesinde otojen ve alloplastik materyaller ile disk rekonstrüksiyonu eklem yüklenmediği düşüncesi ile yaygın kabul görmüştür. Fakat bu teoremin yanlışlığı hem klinik hem de deneysel çalışmalarla kanıtlandıktan sonra bu iatrojenik problemin çözümü için metal parsiyel ve total eklem protezleri kullanılmış ve nispeten başarılı olmuştur. Wolford ve ark (2003b) prostetik eklem rekonstrüksiyonu için şu kriterleri sunmuşlardır: 1) bir çok defa cerrahi geçirmiş, 2) başarısız alloplastik implant, 3) osteoartrit, 4) enflamatuar veya rezorbtif artirit, 5) konnektif doku veya otoimmün hastalıklar, 6) ankiloz, 7) eksik veya deforme yapılar olan hastalar. (Wolford ve ark, 2003b)

Mercuri (2000) alloplastik materyaller ile yapılan TME rekonstrüksiyonun avantajlarını: 1) fizik terapinin hemen başlayabilmesi, 2) verici sahaya gereksinim olmaması, 3) cerrahi süresinin kısalması, 4) normal anatominin taklit edilebilmesi; dez avantajlarını ise: 1) protezin

maliyeti, 2) alloplastik materyalin aşınması ve başarısızlığı, 3) uzun dönem stabilizasyonu ve 4) gelişimini tamamlamamış hastalardaki sorunlar olarak tanımlamıştır. (Mercuri, 2000a; Mercuri, 2000b)

Günümüzde TME rekonstrüksiyonunda genel olarak kabul görmüş bir tedavi sistemi olmasa da göreceli olarak en başarılı sonuçlar metal alloplastik protezlerle elde edilmiştir. Bu sistemler fossa ve eminens protezleri, kondil protezleri ve total protezlerdir. (van Loon ve ark, 1995)

2.6 Alloplastik eklem protezleri

TME fossa ve eminens protezleri kondil başında kemik kaybı olmayan veya çok az olan vakalarda interpozisyonel bir cihaz olarak kullanılmaktadır. Kondil başının aşırı miktarda kaybı ile sonuçlanan sorunların tedavisinde ise kondil veya total eklem protezleri bu kaybı gidermek üzere kullanılmaktadır.

Alloplastik eklem protezlerinin sahip olması gereken en önemli özellik eklem içi kuvvetler karşısında bütünlüğünü koruyabilmesidir. Bunu sağlarken çevre sert ve yumuşak dokularda patolojik değişikliklere sebep olmamalıdır. Eklem içi streslerin kemik yapılar üzerindeki etkisi fizyolojik sınırları aşarsa kemik yüzeylerinde rezorbsiyon yada artmış kemik yapımı gözlenir. Sağlıklı eklemden disk bu kuvvetlerin bir noktada yoğunlaşmasını engeller. Sadece fossayı veya kondili kapsayan parsiyel protezlerde kemik yüzeylere uygulanan stres önem kazanır. Total protezler bu açıdan iki yüzeyi de kapsayarak kemik rezorbsiyonunu engeller. Kondilin değiştirildiği total ve kondil protezlerinde ise boyun bölgesinde biriken stresler başarısızlıklara sebep olmaktadır. Bu açıdan fossa protezleri geniş bir yüzeye adapte olabildiklerinden stresleri kemiğe daha iyi yansıtmaktadırlar. (van Loon ve ark, 1995)

Kondil veya total protezlerin uygulanmasından sonra en sık gözlenen mekanik değişim eklemin translasyon özelliğini yitirmesidir. Bunun en önemli sebebi lateral pterygoid kasın ayrılmasıdır. Buna ek olarak cerrahi müdahale sonrası skar oluşumu ve kronik eklem problemi olan vakalarda kas ve diğer destek dokulardaki problemler de translasyon kaybında önemli rol oynar. Wolford ve ark (1994) göre tedavisi uzun süre ertelenmiş ve/veya çok sayıda cerrahi

geçirmiş bu hastalarda hareket kısıtlılığı kalıcıdır. (Kiehn ve ark, 1979; Sonnenburg and Sonnenburg, 1985; Wolford ve ark, 1994)

Unilateral eklem cerrahisi geçiren hastalarda protez eklemdaki translasyon hareketlerinin kısıtlanması sonucu çene hareketleri protez tarafına deviasyon gösterir. Bu deviasyon tedavi edilmemiş eklemin normal mekaniklerini değiştirir. Bu değişim sonucu eklem içi basınçlarda artışa sebep olarak sağlıklı ekleminde dejenerasyonuna sebep olur. Translasyon kaybı eklemi sadece rotasyon hareketi yapan bir menteşeye çevirir. Bu menteşe hareketi anterior ve medio-lateral hareketleri kısıtlayarak çiğneme fonksiyonunu kısıtlar. Aynı zamanda maksimum ağız açıklığında da azalmaya sebep olur. Van Loon 2002’de ideal bir eklem protezinin gerekliliklerini şu şekilde tanımlamıştır:

1. Ağız açma hareketi sırasında translasyon yapabilmesi
2. Mandibula hareketlerini kısıtlamaması
3. Temporal kemiğe adaptasyonu
4. Mandibular kemiğe adaptasyonu
5. Başarılı fiksasyon
6. Ömrünün 20 yılın üstünde olması
7. Düşük aşınma oranları
8. Aşınma sonucu oluşan parçaların yabancı doku reaksiyonu oluşturmaması
9. Biyolojik olarak uyumlu maddelerden oluşması
10. Mekanik olarak eklem kuvvetlerine dayanıklı olması
11. Basit ve güvenilir cerrahi prosedür

Bu şartlara ek olarak cerrahi operasyonun çiğneme kaslarında minimal değişiklik yapması; hastanın okluzyonun da minimal değişiklikler ve başarısızlık halinde sökülmesinin kolay olması sayılabilir. (Park ve ark, 2004; van Loon ve ark, 2002)

2.6.1 Fossa eminens protezleri

Eggers (1946) insan TME sinde fossa ile kondil arasına alloplastik bir materyal yerleştiren ilk cerrahdır. TME osseoz ankilozunun tekrarlanmasını engellemek için eklem boşluğuna tantalum folyo yerleştirmiştir. Smith ve Robinson (1957) yine kemik ankilozunun

tekrarlanmasını engellemek için eklem boşluğuna paslanmaz çelik bir plaka yerleştirmişlerdir. Üç yıl sonra Robinson kendi tanımlaması ile “false” paslanmaz çelik fossa protezini tanımlamıştır. Bu sistem paslanmaz çelik bir bloku fossa ve eminesin altına yerleştirmeye dayanmaktaydı. Bu sayede eminensin posterior eğiminin engelleme etkisi ortadan kaldırılmış oldu. Bu implant ile tedavi edilen hastalarda lateral pterygoid fonksiyonu olmamasına rağmen kondil translasyonu gözlenmiştir. Robinson'un bu fikri bir çok diğer implant için başlangıç noktası olmuştur. (Eggers, 1946; Smith ve Robinson, 1957; van Loon ve ark, 2002)

Christensen günümüzde de hala kullanımda olan Vitallium yüzeyli glenoid fossa ve artiküler eminens protezini hazırlamıştır. Anatomik olarak fossa şeklini taklit eden çok sayıda implant hazırlayarak implantın primer uyumu sorununun üstesinden gelmiştir. İmplant setinden en uygun olan protez seçilerek fossaya uyumlandıktan sonra lateralden artiküler tüberkül ve zigomatik arka vidalarla sabitlenir. Bu sistemin başarı oranı bağımsız araştırmacılar tarafından %82 olarak rapor edilmiştir. Morgan (1971) Christensen'in fossa-eminens implantını modifiye ederek sadece TME eminens protezi üretmiştir. Sadece artiküler eminensi kapsayan beş farklı implanttan oluşan setinde implantlar eminens modifiye edilerek yerleştirilmekteydi. (Chase ve ark, 1995; van Loon ve ark, 2002; Park ve ark, 2004)

Güven (2004) TME ankilozunun tedavisi için kemik segmentler arasında yer tutucu görevi görecektir titanyum ve akrilik fossa implantını tanımlamışlardır. Mandibula hareketlendirilmesinden sonra kişiye özel implant vidalarla fossanın lateraline ve zigomatik arka sabitlenmiştir. Bu yöntemler tedavi edilen 15 hasta kısa ve uzun dönem takiplerinde yeterli ağız açıklığı sağlanmıştır.

2.6.2 Kondil protezleri

Kodillektomi sonrası kondil başının görevini görmek üzere çeşitli şekil ve materyallerden oluşmuş kondil protezleri mandibular ramusa sabitlenir. Kent (1972) proplast kaplı krom-kobalt kondil protezini rehber bir çalışmada kullanmıştır. Takip eden yıllarda farklı şekil, materyal ve dizaynlardan oluşan sistemlerde kullanılmıştır (Tablo 2.2). Kondil protezlerinin stabilizasyonu ramus yüzeyine vidalar ile sabitlenerek yada ramusun lateral ve medial duvarlarının arasına simanlar yardımıyla yapıştırılarak sağlanmıştır. Kondil protezleri günümüzde tek başlarına kullanılmamaktadırlar.

Tablo 2.2: Kondil protezleri 1972-1992 (van Loon ve ark, 1995)

	Kullanıldığı süre	Kullanılan materyal	Uyumlama yöntemi	Sabitlenme yöntemi
Kent ve ark		Cr-Co	Uyumlama ve farklı boylar	Vida ve kaplama
Düz dizayn	'72-'75	Proplast		
Kutu dizayn:	'75-'83			
Spiessl	'76>	Ti	Uyumlama ve farklı boylar	Vida
Silver ve ark	<'77	Cr-Co	PMMA	Stern + PMMA
Raveh ve ark	'82>	Ti	Uyumlama	Vida
Flot ve ark	'84-'87	paslanmaz çelik	Belirtilmemiş	Vida
Westermarck ve	'90>	Ti-mesh	Uyumlama	Vida
MacAfee ve Quinn	'92	POM	Ti-mesh	

Tablo 2.3: Total TME Protezleri (van Loon ve ark, 1995)

	Kullanım süresi	Kullanılan Materyal	Fossanın uyumlanması	Kondilin uyumlanması	Fiksasyon yöntemi
Christensen	'65>	Cr-Co + PMMA Kondil	Farklı Şekiller	Farklı Boylar	Vida
Kiehn et al	'74-'79	Cr-Co + PMMA Kondil	PMMA ile yapıştırma	Protez uyumlaması	PMMA ile yapıştırma
Morgan	'76>	Cr-Co + PMMA Kondil	Farklı Şekiller	Farklı Boylar	Vida
Momma	'76-'78	Cr-Co	Kemik Şekillendirme		Vida
Kummoona	<'78	Cr-Co	Kemik Şekillendirme	PMMA	Vida/PMMA
Kent et al,		Cr-Co kondil	Protez uyumlaması	Farklı Boylar	Vida ve Kaplama
Eklem yüzeyi	'82-'86	Teflon			
	'86-'90	Polietilen (PE)			
Sonnenburg ve	'78-'82	Cr-Co	PMMA	Protez uyumlaması	Vida
Sonnenburg	'83>	Ti-alaşım + PE			
McBride	'90> ?	Ti + Cr-Co kondil ve PE fossa	PMMA	Protez uyumlaması	Vida
Wolford et al (Techmedica)	'90>	Ti/Ti-alaşım ve Cr-Co Kondil	BT den hastaya özel	BT den hastaya özel	Vida
Falkenstrom, (Prototip)	'93	Ti-alaşım/Cr-Co/Al203 ve PE	Hastaya özel veya PMMA	Farklı Boylar	Özel Vidalar

2.6.3 Total protezler

Christensen fossa protezine kondil protezini ekleyerek total bir protez üretmiştir. Kondil protezi Vitallium bir plağa sabitlenmiş akrilik bir kondil başından oluşmaktadır. Vitallium plak vidalar kullanılarak mandibular ramusa sabitlenerek protez yerleştirilmiş oldu. Daha sonra bir çok araştırmacı farklı yöntemler önerse de (Tablo 2.3) günümüzde Christensen'in yöntemi hala geçerliliğini korumaktadır. ABD'de halen kullanılmakta olan 3 sistem de fossa ya sabitlenen metal yada yüksek molekül ağırlıklı polietilen ve ramusa vidalarla sabitlenen metal kondil implantından oluşmaktadır. (van Loon ve ark, 1995; Wolford ve ark, 2003b; Wolford, 2005)

2.7 Temporomandibular Eklem Protezlerinin Mekaniği

Çene eklemi rekonstrüksiyonunda kullanılan implant protezleri ortopedi literatüründeki prensiplere dayanmaktadır. Bu protezlerin mekaniğiyle ilgili çalışmalar deneysel olarak yapısal dayanıklılıkları, klinik olarak ta post-operatif hareket kabiliyetleri ile sınırlı kalmıştır.

Kiehn ve ark (1979) total eklem protezi sonrası lateral hareketlerin, lateral pterygoid kasın koruması mümkün olmadığından, operasyon sonrası kaybolacağını rapor etmiştir. Sonnenburg ise lateral hareketlerin 1 mm ile kısıtlı kalacağını, ayrıca protrusiv hareketin yapılamayacağını belirtmiştir. Protez bir eklem gerçeğinin yerini alamayacağını ve bundan dolayı anatomik eklem protezleri üretmeye gerek olmadığını vurgulamıştır. Wolford ve ark (1994, 2003b) da total eklem rekonstrüksiyonu sonrası lateral ve protrusiv hareketlerin 2 mm ile sınırlı kaldığını ve lateral pterygoid kası proteze bağlamanın bu hareketlerin sağlanmasında faydalı olmadığını belirtmiştir. Van Loon ve ark (2002) lateral pterygoid kasın fonksiyon kaybını önemli bir dezavantaj olarak belirtmiştir. Translasyon kaybını kapatmak için protez dizaynı ile mandibulanın rotasyon eksenini inferiora kaydırarak yalancı bir translasyon hareketi elde etmiştir.

Mercuri ve ark (2002) göre total eklem protezi ile tedavi edilen hastalarda 2 yıllık takipte maksimum ağız açıklığı %24 artmış, 10 yıllık takipte ise %30 artış gözlenmiştir. Sol ve Sağ lateral hareketlerde ise 2 yılda sırasıyla %14 ve %25 düşüş gözlenmiş, 9 yıllık takipte ise bu düşüş %31 ve %30 olarak saptanmıştır. Ayrıca unilateral tedavi görmüş hastalarda lateral

hareketlerin tedavi tarafına tedavi olmayan tarafa göre daha fazla olduğunu belirtmişlerdir. Collins ve ark (2003) lateral pterygoid kasın kondil başına tekrar bağlanmasının maksimum ağız açıklığı, lateral ve protrusiv hareketleri artırdığını rapor etmiş ama sayısal bilgi sunmamışlardır.

3. BİREYLER VE METOT

Bu araştırma Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Etik Kurulu ve Mayo Klinik Kurumsal Değerlendirme Heyeti (Institutional Review Board; IRB) tarafından onaylanmıştır. Araştırmaya katılacak bütün hastaların yazılı onayı alınmış ve gerekli bilgilendirme yapılmıştır. Araştırma grubu, Mayo Klinik, Genel Cerrahi Anabilim Dalı, Maxillofasiyal Cerrahi Bölümüne TME osteoartriti tedavisi için başvuran 19 kadın ve 1 erkek hastadan oluşmuştur. Grubu oluşturan bireylerin yaşları 22 ile 73 arasında değişmekte olup yaş ortalaması 46.1 dir.

20 hastada, 21 TME (19 unilateral, 1 bilateral) metal parsiyel fossa-eminens eklem protezi (TMJ implant co.) ile tedavi edilmiştir. Tedavi edilen hastalardan 17 tanesi, 18 TME (16 unilateral, 1 bilateral) çalışmayı başarıyla tamamlamıştır. 3 hasta, 3 eklem, çeşitli sebeplerle çalışmayı tamamlayamamıştır. Araştırmayı başarı ile tamamlayan hastaların cerrahi öncesi ve sonrası çene hareketlerinin kaydı alınmıştır. Cerrahi sonrası ortalama bekleme süresi 4,5 aydır (2-11 ay). Hastaların demografik bilgileri hasta arşivlerinden toplamış ve randevuları sırasında hastalar tarafından onaylanmıştır.

3.1 Tanı ve Hasta Seçim Kriterleri

Araştırma grubuna dahil edilen bütün hastalara klinik olarak dejeneratif TME osteoartriti tanısı konmuş ve bu tanı daha sonra koronal ve aksiyal eklem BT'leri ile desteklenmiştir. Araştırmaya dahil edilen hasta seçim kriterleri şöyledir:

- a) Genellikle baş ağrısı ile görülen bölgesel kulak çevresi ağrı, kısıtlanmış ağız açıklığı, kısıtlanmış çiğneme fonksiyonu ve/veya TME krepitasyonu.
- b) Klinik ve radyografik olarak tanımlanmış dejeneratif eklem hastalığı veya fibro-osseoz ankiloz
- c) Eklem mesafesinin azalmasıyla birlikte kortikal ve spongiyöz kemik yapılarında belirgin kayıp yada hipertrofi
- d) Konservatif yöntemler ile yeterli analjezi sağlanamayan vakalar; medikal tedavi, okluzal plaklar, fizik tedavi okluzal uyumlama artrosentez vs....
- e) Önceki cerrahi tedavisi başarısız olmuş vakalar

Yukarıdaki kriterlerden bir veya bir çoğunu bulunduran hastalar araştırmaya dahil edilmiştir.

3.2 Veri Toplama Yöntemleri

Hastalardan objektif ve subjektif olmak üzere iki farklı veri grubu toplanmıştır. Objektif veriler bu araştırma için özel olarak geliştirilmiş bir yöntemle toplanmıştır. Bu yöntemde hastaya özel dental plaklar, bilgisayarlı tomografi ve çene hareketlerinin kinematik kayıtları kullanılmıştır. Subjektif veriler ise hastaların anket sorularını cevaplaması ile toplanmıştır.

Objektif verilerin toplanmasındaki amaç hastaların ameliyat öncesi ve sonrasındaki ağız açıklıklarının ve mandibular kondil hareketlerinin üç boyutlu ölçülmesidir. Bu amaçla geliştirilen yöntemle hastaların ameliyat öncesi ve ameliyat sonrası ölçümleri yapılmıştır. Bu yöntemin detayları devam eden bölümlerde anlatılmıştır.

Subjektif verilerin toplanmasındaki amaç hastaların ameliyat öncesi ve sonrasındaki ağrı ve fonksiyonlarını değerlendirmektir. Bu amaçla basit görsel analog skalalar (GAS) kullanılmıştır.

Çalışmaya katılan ve çalışmayı tamamlayan hastaların takip ettikleri basamaklar şu şekildedir:

- Klinik olarak TME Osteoartriti tanısı
- Alt ve üst ağız içi ölçülerinin alınması
- Özel yapım dental plak ile BT'sinin alınması
- Cerrahi öncesi objektif ve subjektif verilerin toplanması
- Cerrahi Tedavi
- Cerrahi sonrası objektif ve subjektif verilerin toplanması

Bu basamakların hepsinden geçen hasta araştırmayı başarı ile tamamlamış sayılmıştır.

3.2.1 Dental plakların kullanılması

Alt ve Üst çeneden alınan ölçülerden elde edilen alçı modeller hastalara özel dental plakların yapılmasında kullanıldı. Plaklar 1 mm kalınlığındaki Biocryl maddesinin (Great Lakes Orthodontics, Tonawanda, NY) vakumlu ısıtıcıyla, ölçülerin üzerine adaptasyonu ile elde edildi. Her bir çenede 3 tane olmak üzere toplam 6 adet 0.8 mm çapında yuvarlak metal top plaklara yerleştirildi. Metal toplar santral kesici dişlerin birleşim noktasında ve ikinci premolarların bukkal yüzeyine okluzal düzleme paralel bir düzlem oluşturacak şekilde yerleştirildi. Referans noktaları oluşturan dişlerden herhangi birinin eksik, kaplamalı veya metal dolgulu olduğu durumlarda metal toplar istenilen noktaya en yakın olacak şekilde yerleştirildiler. Son olarak plakların vestibül yüzeyine elektromanyetik dedektörlerin bağlanacağı parçalar soğuk akrilik kullanarak yerleştirildi. (Resim 3.1)

Dental plaklar subjektif veri toplanmasında bağlayıcı görevi gördü. Plakların vestibül yüzeyine yerleştirilen metal toplar radyoopak birer marker olarak kullanıldı. Dental plaklar BT çekimi sırasında hastaların ağzına yerleştirildi. Kinematik çene hareketlerinin kayıtları öncesinde elektromanyetik dedektörler plaklar üzerindeki yerlerine yerleştirildiler. Daha sonra alt plakta bulunan markerler dijitalize edilerek oluşturulan koordinat sistemi aynı şekilde üst çenedeki markerlere aktarıldı. Mandibular kemiğin dişler ile birlikte tek bir parça olduğu düşünüldüğünde, BT sonrası üç boyutlu olarak yerleri bilinen markerlerin hareketi takip edilerek, mandibular kemiğin tamamının nasıl hareket ettiğini hesaplamak mümkün oldu.

Aynı dental plaklar hem cerrahi öncesi hem de cerrahi sonrası kayıtlarda kullanılarak, hastada her iki kinematik kayıt işleminin aynı koordinat sistemi kullanılarak yapılması sağlandı. Aynı plağın kullanılması sayesinde, sadece bir adet BT görüntüsü alınarak hastaların maruz kalması gereken radyasyon miktarı azaltıldı.

Dental plakların görevlerini şu şekilde özetleyebiliriz:

- 1) Kinematik kayıtlar ile BT görüntülerini ilişkilendirmek.
- 2) elektromanyetik dedektörleri taşımak.
- 3) Koordinat sistemini oluşturmak ve tekrarlanabilirliğini sağlamak



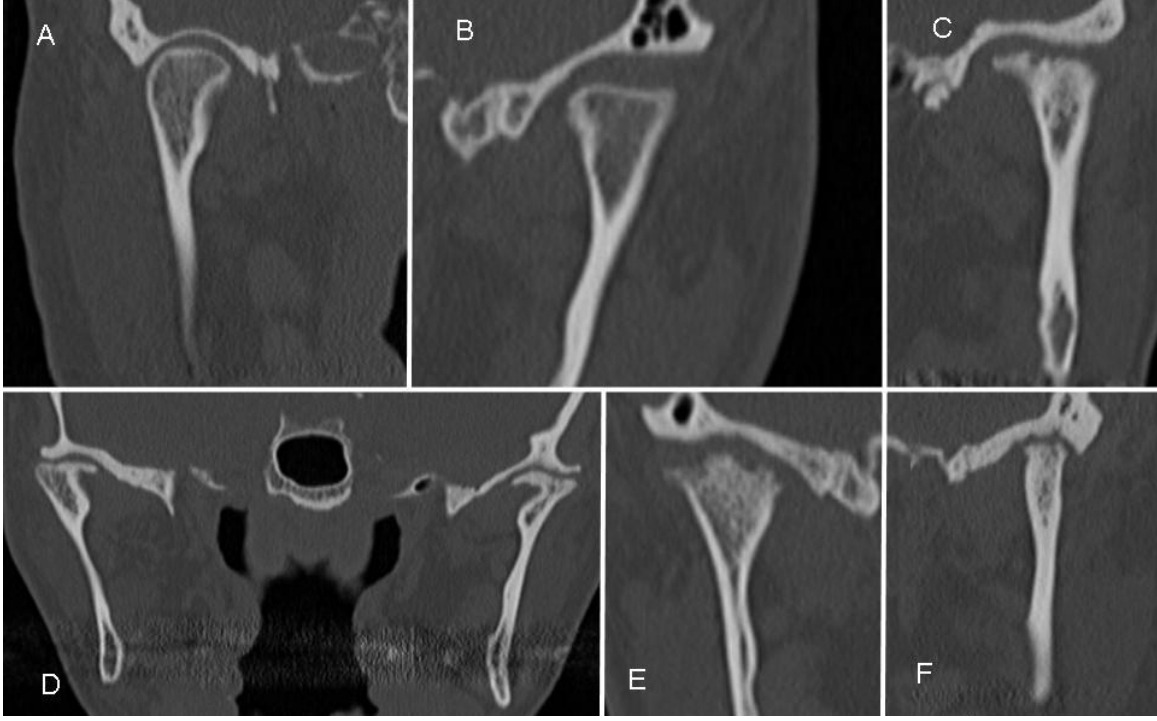
Resim 3.1: Dental plaklar

3.2.2 Bilgisayarlı tomografi yöntemi

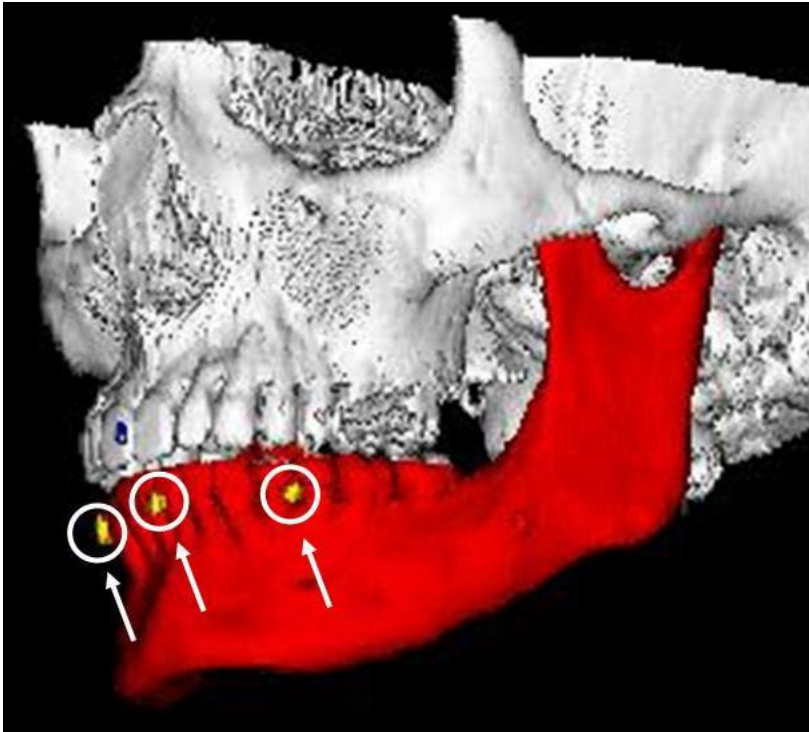
Bilgisayarlı Tomografi, TME ankilozu ve osteoartritinin tanısında önemli bir yere sahiptir. Eklem kemik yapılarındaki değişimin saptanmasında MR a göre çok daha üstündür. Klinik olarak ulaşım kolaylığı ve ekonomik oluşu diğer avantajlarıdır. Yukarıda sayılan sebeplerden dolayı araştırmamızda hastaların radyografik verilerinin elde edilmesinde BT kullanıldı (Resim 3.2)

Bütün hastaların BT'leri 64-Slice MDCT sistemi (Sensation 64, Siemens, Forchheim, Almanya) kullanarak elde edildi. Tarama ile ilgili detaylar Tablo 3.1 de belirtilmiştir. Tarama süresi her bir hasta için yaklaşık 25 saniye sürdü. Tarama aksiyal eksende 0.5 mm lik aralıklarla 1 mm kalınlığında gerçekleştirildi. Görüntüleme orta kranial fossanın tabanından başlayıp mandibulanın alt sınırını geçene kadar devam etti. BT de görüntülenen anatomik yapılar; mandibular kemik ve alt dişlerin tamamı, maksiller dişler ve orbita tabanına kadar tüm maksiller yapı ve temporomandibular fossa ve eminensidir. Elde edilen görüntüler daha sonra kullanılmak üzere işlenmemiş şekilde kayıt edildi.

Kayıt edilen BT verileri ANALYZE yazılımı (BIR, Mayo Klinik, Rochester, ABD) kullanılarak analiz edildi. Saf halde saklanmış olan BT verileri her 3 eksende de 1 voxel = 0.25 mm olacak şekilde kübik hale getirildi. Bu sayede hem 3D animasyonda kullanılacak modellerin hem de hareketleri takip edilecek referans noktalarının gerçek koordinatları elde edilmiş oldu. (Resim 3.3)



Resim 3.2 A) Normal eklem anatomisi B) Kondil başı düzleşmiş, medial ve lateralde küçük osteophytelar izlenmekte C-F) İleri derecede osteoartrit



Resim 3.3 BT görüntülerinden elde edilen 3D modeller, dental plak işaretleri kolaylıkla izlenmekte

Tablo 3.1: BT protokolü

SIEMENS Sens-64	
Tarama Tipi	Spiral
Rotasyon zamanı (s)	1
Kollimasyon	64 x 0.6
Pitch	0.7
<i>Feed (mm/rot)</i>	<i>13.44</i>
kVp	120
Effektif mAs	350
CARE Dozu 4D	Yok
<i>Tarama Alanı (mm)</i>	<i>300</i>
<i>Ek Bilgiler</i>	
<i>Min. Retro (mm)</i>	<i>0.6</i>
<i>CTDI-vol (mGy)</i>	<i>46</i>
<i>DLP (mGy-cm)</i>	

BT'nin görevlerini şu şekilde özetleyebiliriz:

- 1) Osteoartrit klinik tanısını desteklemek
- 2) TME'nin kemik yapılarının modellerini sağlamak
- 3) Takip edilecek Referans noktalarının yerlerini belirlemek

3.2.3 Kinematik hareket kayıtlarının alınması

Araştırmamızda elektromanyetik hareket kaydedicisi (3Space Fastrak Sistem, Polhemus, Colchester, VT) ve beraberindeki yazılım programı (The Motion Monitor, Innovative Sports Training, inc., Şikago, IL) kullanıldı. Elektromanyetik hareket kaydedicilerinin (EHK) avantajları arasında küçük ve taşınabilir olmaları, kullanım kolaylığı, geniş boş alan gerektirmemeleri ve ekonomik olmaları sayılabilir. En büyük dez avantajları ise çevredeki büyük metal objelerden etkilenmeleridir. Yukarıda sayılan nedenlerden ve araştırmamızın amaçlarından biride, pratikte kullanılabilecek bir yöntem geliştirmek olduğundan kinematik kayıtların alınmasında elektromanyetik hareket kayıt sistemi kullanıldı.

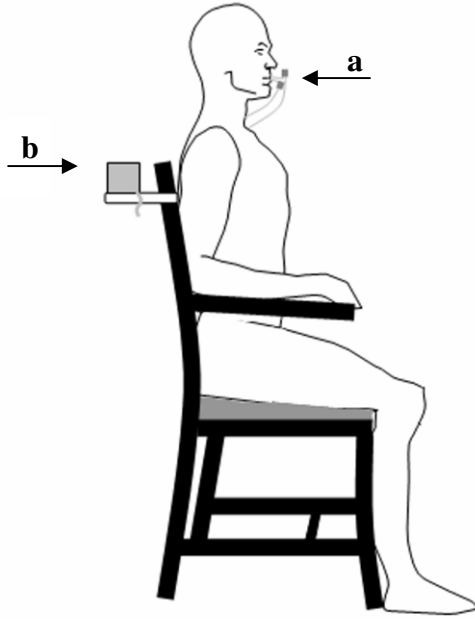
Kinematik kayıtlar her bir hasta için aynı yöntem kullanılarak alındı. Dental plaklar hasta ağzına yerleştirildi. Hasta tahta bir sandalyeye dik bir biçimde okluzal düzlemi yaklaşık olarak yere paralel olacak şekilde oturtuldu. Bu aşamada EHK sistem mandibulanın temporal kemiğe göre üç boyutlu kinematikini kayıt etmek için kullanıldı. Bir elektromanyetik dedektör üst çene plağına, bir diğeri de alt çene plağına takıldı. Manyetik kaynak hastanın sol omuz

hizasında hastanın posteriorunda ve lateralinde kalacak şekilde pleksiglass vidalar ile yine pleksiglass bir düzlem üzerine yerleştirildi (Şekil 3.1). Koordinat sistemini ve hareketleri takip edilecek ilgi noktalarını tanımlamak için önceden ayarlanmış bir pleksiglass mil kullanıldı. Bu mil aracılığı ile önce alt çenedeki markerler daha sonra üst çene kesicilerindeki marker yazılıma dijitalize edildi. EHK dijitalize edilecek noktaların üç boyutlu uzaydaki yerlerini kesin olarak saptayabilmesi için sistem önceden ayarlandı. Bu sistem tanımlanan noktalar arasındaki hareket değişimini 0.32 ± 0.60 mm hata payıyla takip edebilecek güce sahiptir.

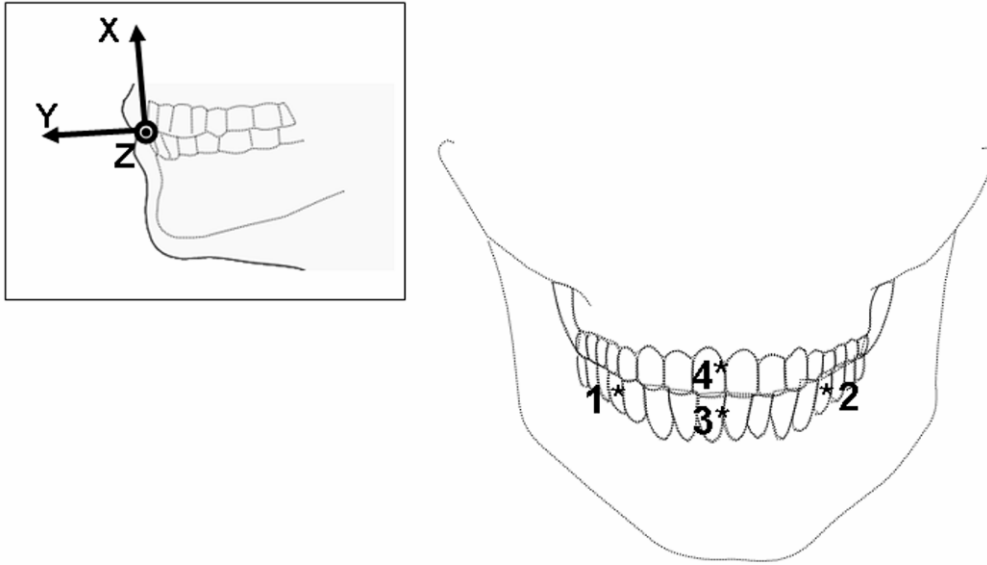
Mandibular ve Temporal kemik koordinat sistemleri (kaynağı üst kesici markerinde olacak şekilde) hasta molar kapanıştayken tanımlandı (Şekil 3.2). Koordinat sistemi alt çene markerlerini birleştiren düzlem ve bu düzlemi dik kesen bir nokta olarak tanımlandı. Kayıt esnasında hastanın ağzını dört defa açıp kapaması istendi. Hasta, bir açma kapama hareketi 2 saniye olacak şekilde yönlendirildi. Hastadan ağzını maksimum açması ve bu hareketi düzgün ve simetrik yapması istendi. Her bir hareket maksimum interküspidizasyonda başlayıp bitti. Bu noktada dental plakların, kapanışın sağlanmasında olumsuz bir etkisi yoktu. Kinematik kayıt öncesi hastanın dental plak ve dedektörlere alışması için istenilen hareketi çalışmasına izin verildi. Tarama aşamasında mandibular markerlerin hareket miktarları ve rotasyonları anatomik koordinat sistemine göre dinamik olarak kayıt edildi. Birinci tarama tamamlandıktan sonra hasta 1 dakika kadar dinlendirilip kayıt işlemi tekrarlandı.

Kayıt işlemlerinin tamamlanmasından sonra plaklar çıkartılıp temizlendi ve dezenfekte edildi. Plaklar tamamen mekanik olarak dişlere tutunduğundan, bozulmadan çıkarılıp ameliyat sonrası kinematik taramaya kadar saklandı.

Elektronik hareket kayıt sisteminin görevi, mandibular kemiğin temporal kemiğe göre 3D uzayda hareketini kayıt etmektir.



Şekil 3.1: Elektromanyetik hareket kaydı sırasında hastanın pozisyonu, dedektörler (a) ve elektromanyetik kaynak (b).



Şekil 3.2: Koordinat sistemi ve dijital olarak hareketi kayıtlı edilen noktalar. Koordinat sistemi 1, 2 ve 3 numaralı metal küreleri birleştiren düzleme 4 numaralı metal küreden inilen dikmenin birleştirilmesi ile oluşturuldu.

3.2.4 Subjektif hasta verilerinin toplanması

İmplant cerrahisinin subjektif bulgularını değerlendirmek için hastalardan ameliyat öncesi ve sonrasında basit birer anket doldurmaları istendi. Cerrahi öncesi anketi beş sorudan cerrahi sonrası anketi ise bu beş soruya ek olarak üç sorudan oluşuyordu (Tablo 3.2). Aynı anket daha önce klinikte oluşturulan bir veri tabanında da kullanılmıştır. Bu çalışmanın subjektif sonuçlarını veri tabanı ile kıyaslamak mümkün olacağından aynı anket kullanıldı. (Park ve ark, 2004)

Tablo 3.2: Subjektif değerlendirmede kullanılan sorular. (Park ve ark, 2004)

1: Ağrı derecesi

- 0 = Ağrısız.
- 1 = Rahatça göz ardı edilebilecek ağrı
- 2 = Rahatsızlık verici fakat günlük aktiviteyi etkilemeyen ağrı
- 3 = Dikkat gerektiren konularda konsantre olmayı engelleyici ağrı
- 4 = Temel faaliyetler dışında günlük aktiviteyi engelleyici ağrı
- 5 = Dinlenmenizi gerektirecek seviyede ağrı
- 6 = Dayanma seviyesini aşan ağrı

2: Çene ve yüz bölgesindeki ağrı seviyesi (0 = ağrısız, 10 = şiddetli ve dayanılmaz ağrı)

3: Çiğneme kapasitesi: (0 = sorun yok, 10 = çiğneme kapasitesi tamamen engellenmiş)

4: Ağız açıklığı: (0 = sorun yok, 10 = ağız açıklığı yok)

5: Eklem sesi: (0 = ses yok, 10 = şiddetli rahatsız edici ses)

6: Cerrahi tedavi beklentilerinizi karşıladı mı: (0 = hiç karşılamadı, 10 = her beklentimi karşıladı)

7: Tedaviden hemen sonra aşağıdaki problemler ile karşılaştınız mı:

- a. Kaş kaldırmada problem,
- b. Gözü tamamen kapatmada problem
- c. Dişlerin kapanmasında problem

8: Başka eklemek istedikleriniz var mı?

Hasta anketinin görevlerini şu şekilde özetleyebiliriz:

- 1) Hastaların ameliyat öncesi ve sonrası ağrı ve fonksiyon bulgularının kıyaslanması
- 2) Araştırmanın objektif sonuçlarını desteklemek
- 3) Bu araştırma grubunun daha önce incelenen grupla sonuçlarını kıyaslamak.

3.3 Cerrahi Yöntemi

Araştırmadaki hastaların tamamı aynı cerrahi yöntem kullanarak aynı cerrahlar tarafından tedavi edildi (Resim 3.4). Bu sayede cerrahi anlayışlardan doğan farklılıkların oluşması engellendi. Nasal yoldan genel anestezi sağlandıktan sonrası preauriküler insizyon yapıldı. İnsizyon tamamlandıktan sonra aurikular kıkırdak boyunca künt diseksiyonla temporal kemiğe ulaşıldı. Subperiosteal diseksiyonla glenoid fossaya ulaşıldı ve lateralden mediale doğru görüş alanı genişletildi. Posterior kondiller yüzeye künt diseksiyonla ulaşıldı ve superior kondiller yüzey subperiosteal diseksiyonla çepeçevre açıldı. Diseksiyonun tamamlanmasından sonra kondil, fossa ve eminensi üzerindeki osteophytlar ve kemik düzensizlikleri yüksek hızlı frezlerle temizlendi. Artiküler eminensin tamamı (lateralden mediale) çok hafif bir antero-posterior eğim oluşturacak şekilde düzeltildi. Eğer bu aşamada implantın yerleşmesi için yeterli boşluk oluşmamışsa (1-3 mm), mandibular kondil yine yüksek hızlı frezle yeterli boşluk elde edilinceye kadar yeniden şekillendirildi. Hastaların büyük bir kısmında kondilin medial ucu kesilerek çıkartıldı. Kemik plastisi tamamlandıktan sonra implant setinden (TMJ Implants Inc., Golden, Colorado, ABD) uygun implant seçilerek fossa ve eminensine uyumlandı (Resim 3.5). Bu noktada implant stabilitesi fonksiyonel hareketler sırasında implant hareketi gözlemlenerek kontrol edildi. İmplantın stabil olduğu onaylandıktan sonra lateral kortekse 2 veya 3 kemik vidası kullanılarak sabitlendi (Resim 3.6). Cerrahi kavite steril salinle bolca yıkandıktan sonra abdomial bölgeden alınan yağ dokusu eklem kavitesindeki ölü boşlukları elimine edecek şekilde yerleştirildi (Resim 3.7). İki yara yüzeyi de kademeli olarak kapatılarak cerrahi müdahale tamamlandı.

24 - 48 saat boyunca yara yüzeyine buz kompres uygulandı. Hastanede kalma süresi boyunca (24 ile 48 saat) operasyon sonrası ve sonrasında intra venöz antibiyotik verildi. Antibiyotik tedavisi post-operatif bir hafta boyunca oral yoldan devam etti. Narkotik ve non-narkotik ağrı kesiciler her hasta için özel olarak verildi. Ameliyat sonrası ilk 24 saat içerisinde serbest açma kapama hareketleri ile fizik tedaviye başlandı. Fizik tedavi iyileşme süresi boyunca devam etti. Bu sayede eklem etrafında hareket kapasitesini kısıtlayacak skar dokusu oluşumu engellendi. Hastalardan ilk 8 ile 6 hafta boyunca yumuşak diyet ile beslenmeleri istendi. Bu sayede eklemde oluşan vertikal kuvvetler sınırlandı ve kemik iyileşmesi

tamamlanmadan fonksiyonel olarak aşırı yüklenmesi engellendi. Ameliyat sonrası oluşan her hangi bir okluzal değişim, 3 ile 6 ay sonra, okluzal uyumlama veya stabilizasyonla düzeltildi.

3.3.1 Parsiyel metal fossa ve eminens implantı

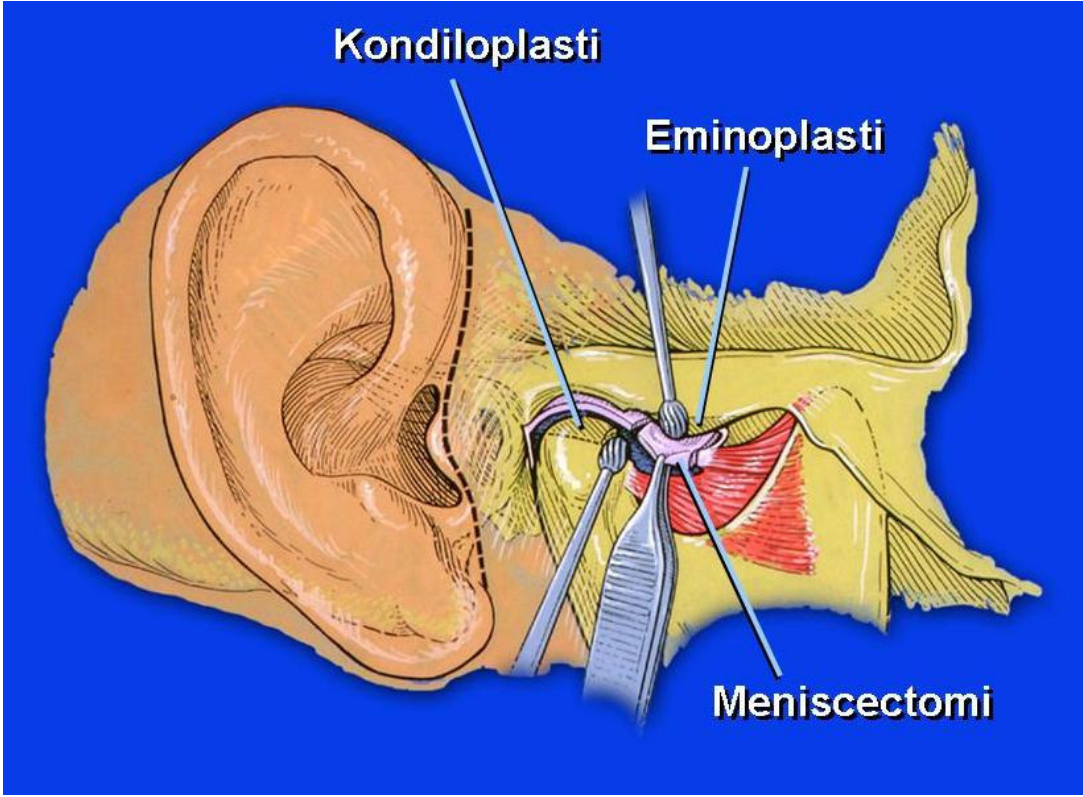
Hastaların tamamı **TME Fossa-Eminens Protez Sistemi** parsiyel eklem implantı ile tedavi edildi (Resim 3.4). Bu sistem glenoid fossa ve artiküler eminensi kaplayan, ince, sağlam anatomik olarak uyumlu implantlardan oluşmaktadır. İmplantın artiküler yüzeyi sürtünmeyi minimuma indirmek için parlatılmıştır. Protez ve kemik vidaları cerrahi Co-Cr-Mo alaşımından (ASTM F75/ASTM F799) üretilmektedir. Bu protez kalıcı bir implant olarak ve tek kullanımlık üretilmektedir. Sistem sağ ve sol sistem olmak üzere 44'er adet, toplam 88 implanttan oluşmaktadır. Sağ ve sol sistem birbirinden farklı implantlardan oluşmuştur ve implantlar birbirlerinin ayna görüntüsü değildir.

Sistemin endikasyonları:

- TME'nin diğer tedavilere cevap vermeyen enflamatuar artrit tedavisinde
- Diğer tedavilere cevap vermeyen tekrarlayan fibröz yada kemik ankilozu
- Başarısız doku greftleri
- Başarısız alloplastik rekonstrüksiyon
- Konvansiyonel tedaviye cevap vermeyen, ağrılı, fonksiyonu kısıtlanmış internal TME düzensizliği bulunan hastalarda

Sistemin kontrendikasyonları:

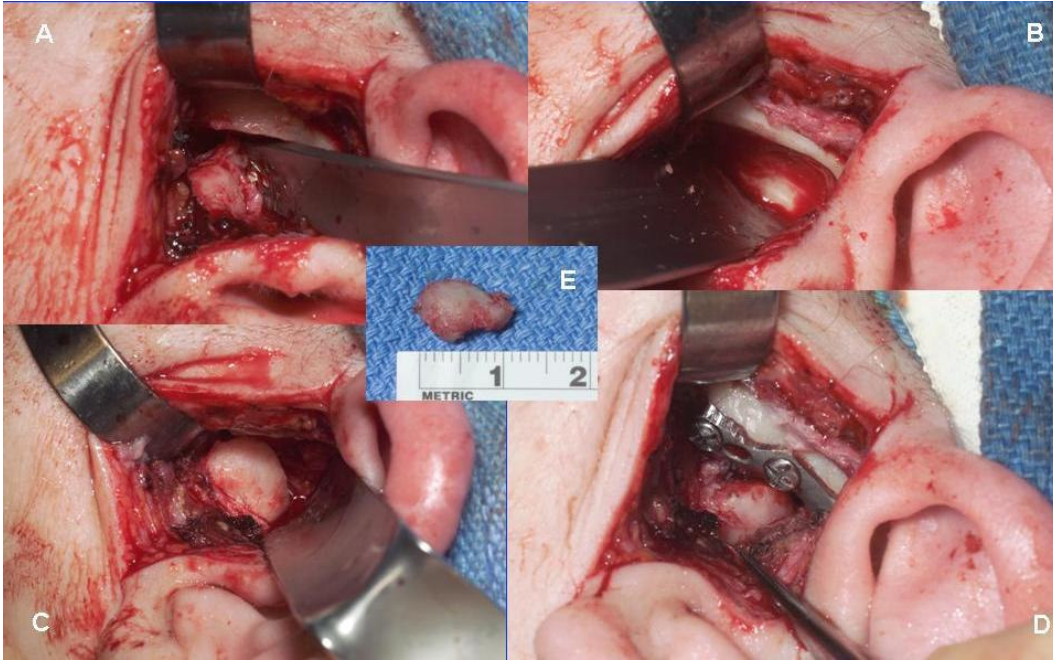
- Baş ve boyun bölgesinin enfeksiyonlu veya malignansilerinde
- Sistemdeki herhangi bir materyale alerjisi olan hastalarda
- Eklem aşırı yüklendiği durumlarda ve parafanksiyonel (bruksizm, klenching) alışkanlıkları olan hastalarda



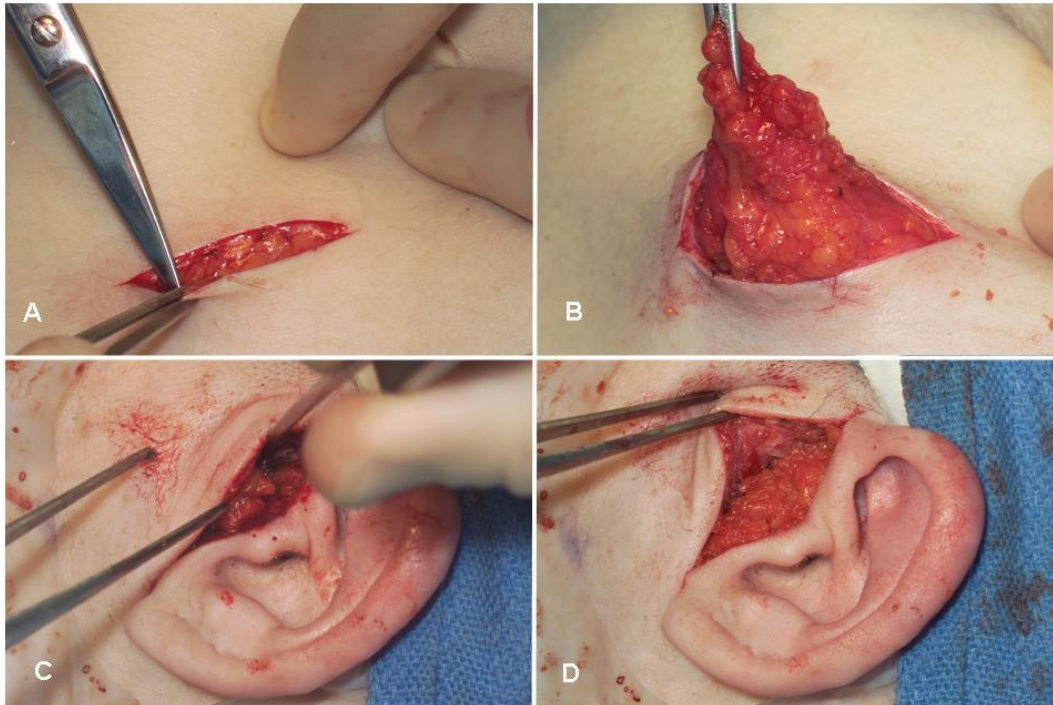
Resim 3.4 Cerrahi insizyon ve metot



Resim 3.5 Parsiyel krom-kobalt temporomandibuler eklem implantı



Resim 3.6 A) Kondil yüzeyindeki osteophytelar, B) Fossa ve eminoplasti sonrası görünüm C) Kondilloplasti sonrası görünüm D) Metal fossa ve eminens protezi vidalar ile sabitlenmiş görüntüsü E) Osteotomi ile uzaklaştırılan kondilin medial çıkıntısı



Resim 3.7: Abdominal yağ dokusu, ölü boşluk eliminasyonu ve skar oluşumunu azaltması için implant çevresine yerleştirildi.

3.4 Veri Analizi

Toplanan verilerin analiz edilmesinde Motion Monitor, Analyze ve Matlab (Mathworks, Natick, MA) yazılımları kullanıldı.

3.4.1 “Analyze” yazılımı

Analyze yazılımı hastaların BT görüntülerinden 3D modellerin ve hesaplamada kullanılacak referans noktalarının uzaydaki yerlerinin saptanmasında kullanıldı. BT görüntüleri 64-slice MDCT sisteminden aksiyal 0.75 mm aralıklı 1 mm kalınlığında kesitler halinde DICOM dosyaları olarak yüklendi. (DICOM görüntüleme merkezlerinde dosyaların saklanması en sık kullanılan sistemdir.) Bu DICOM dosyaları Analyze “Sort Files” modülü kullanılarak yüklendi. Bu aşamada voxel büyüklüğü (voxel ekrandaki resimde her bir noktanın kalınlığını temsil eder.) x ekseninde 0.24833 mm, y ekseninde 0.24833 mm ve z ekseninde 0.74943 mm idi. Veriler bu hali ile gerçek uzayı temsil edemeyeceği için 1 voxel = 0.25 mm olacak şekilde kübik hale getirildi. (Robb ve ark, 1989)

Kübik haldeki veriler “Volume Rendering” modülünde, önce yumuşak dokular sert dokulardan (kemik yapılar, dişler ve metal markerler) ayrıldı. Daha sonra mandibula ve kafatası (artiküler eminens, fossa, maksilla ve üst dişleri içerecek şekilde) üzerlerindeki markerlerle birlikte birbirlerinden ayrıldı. Ayrılan yapılar 3D animasyonda kullanılmak üzere birer obje haritası olarak kayıt edildi. Objeler haritaları “Surface Rendering” modülü kullanılarak birer yüzey haritasına çevrildi. Bu aşamada Matlab programı tarafından tanınabilecek .out formatı tercih edildi.

3D animasyon için kullanılacak modellerin hazırlanmasından sonra kübik veriler “Region of Interest” modülüne hesaplamalarda kullanılacak referans noktalarını elde etmek üzere aktarıldı. Bu modülde önce her iki kondil başının hacimsel merkezleri daha sonrada alt çene markerlerinin uzaydaki yerleri x,y ve z düzleminde hesaplandı. Hesaplanan bu noktalar Matlab programı tarafından okunabilmesi için “.t3d” uzantılı dosyalar halinde kayıt edildi

Analyze yazılımı radyografik görüntülerin incelenmesinde çok faydalı araçları bir arada bulundurmasından dolayı faydalı bir programdır. Fakat program kodu yazılırken tüm dünyada

yaygın olarak kullanılan sağ el koordinat sistemi yerine, sol el koordinat sistemi kullanılmıştır. Bu sebeple bu programdan elde edilen bütün verilerin sağ el koordinat sistemine çevrilmesi gerekir. Bu işlemi gerçekleştirmek için “3D Voxel Registration” modülü kullanılarak kübik modelin merkez noktası saptandı. Merkez noktanın uzaydaki koordinatları x , y ve z düzleminde her hasta için kayıt edildi.

3.4.2 “Motion Monitor” yazılımı

Motion Monitor yazılımı (Innovative Sports Training, Inc., Şikago, IL “www.innsport.com”) EHK sistemini çalıştıran yazılım programıdır. Elektromanyetik dedektörlerden gelen verileri bu yazılım tarafından kullanılabilir matematiksel formüller haline dönüştürüldü. Yazılımın “Export” modülü kullanılarak alt çene plağı üstündeki markerlerin, üst çenedeki sabit markerlere göre x , y , ve z düzlemindeki değişimleri metre cinsinden hesaplandı ve bir veri tabanına “.exp” uzantılı bir dosya olarak aktarıldı. Bu yöntemle cerrahi öncesi ve sonrası hareket bilgileri birer dosya olarak kaydedilen dosyalar Matlab programı tarafından okunabilmesi amacı ile sağ, sol ve merkez markerlerin hareketleri ayrı birer “.t3d” uzantılı dosya halinde kayıt edildi. Bu dosyalar ileride hareket analizinin taamlanması amacıyla Matlab programına aktarıldılar.

3.4.3 “Matlab” yazılımı

Matlab (The Mathworks, Inc., Natick, MA “www.mathworks.com”) matematiksel hesapların yapıldığı ve bu hesaplamalar kullanılarak çeşitli analizlerin yapılabilirdiği bir yazılımdır. C, C++ gibi bir çok programlama dili Matlab altında kullanılabilir. Sunulan araştırmada veri analizinin son bölümünü tamamlamak için özel yazılmış Matlab programları kullanıldı. Yazılan program metinleri ek 9.1’de sunulmaktadır. Matlab programlama dili İngilizcedir.

Analyze programı veri analizinde sol el koordinat sistemini kullanmaktadır. Motion Monitor yazılımı ise sağ el koordinat sistemi kullanmaktadır. Analizinin tamamlanması için bu iki farklı kaynaktan elde edilen verilerin aynı koordinat sistemine çevrilmesi gerekmektedir. Bu sebeple Analyze yazılımından elde edilen bilgilerin sağ el koordinat sistemine çeviren

pntsrh2lh.m programı yazıldı. Bu aşamada merkez noktanın koordinatları kullanılarak dosyalar çevrildi.

Analyze yazılımından elde edilen 3D modellerin Matlab programı tarafında daha rahatlıkla kullanılabilecek hale getirilmesi için *analyze2tri.m* programı yazıldı. Bu program kullanılarak hem “.out” formatındaki hataları düzeltildi, hem de dosya boyutunu ufaltıldı. Bu sayede animasyon programının çok daha hızlı çalışması sağlandı.

Dosya dönüşümü tamamlandıktan sonra sıra 3D animasyonun elde edilmesine ve kondil hareketlerinin saptanmasına geldi. Animasyon için *anim_jaw2.m* programı hesaplamalar içinse *jaw_track.m* programı yazıldı. Bu programlarda amaç BT den elde edilen referans noktalarının in-vivo pozisyonlarının saptanmasıydı. Bu amaçla Analyze koordinat sisteminde tanımlanan markerler ile Motion Monitor tarafından kinematik kayıtlar sırasında tanımlanan in-vivo koordinat sistemi arasında bir transformasyon matrisi tanımlandı. Tanımlanan bu transformasyon mandibular kondil referans noktalarının in-vivo koordinat sistemindeki 3D yerlerinin tanımlanmasında kullanıldı. Aynı transformasyon 3D animasyon için modellere de uygulandı. Bu işlem iki basamak içinde veri tabanındaki her bir zaman basamağı için tekrarlandı. (Challis, 1995)

3D animasyon ve referans noktalarının uzaydaki hareketi x, y ve z düzleminde elde edildikten sonra bu verilerin matematiksel değişimini hesaplamak üzere *jaw_dist.m* programı yazıldı. Bu programın kullanım amaçları hesaplamalar (Bölüm 4.5) kısmında daha detaylıca anlatılmaktadır. Burada programın referans noktalarının toplam hareket miktarını hesapladığını söylemek yeterli olacaktır.

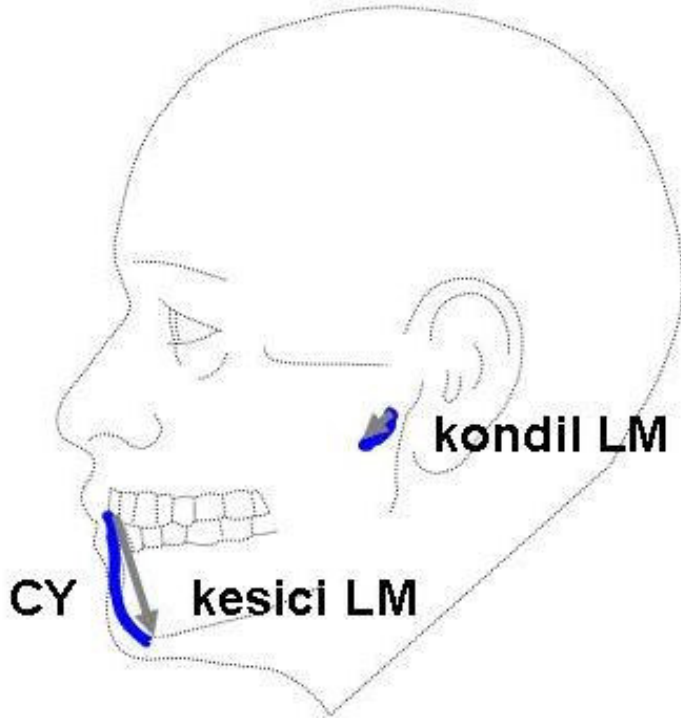
Bu sayede BT ve EHK tarafından toplanmış olan verilerin analizi tamamlandı. Elde edilen bulgular istatistiksel analiz ve yorumlanması için hesaplamalara tabi tutuldu.

3.5 Hesaplamalar

Hesaplamaların tamamlanması için her hastada cerrahi öncesi ve sonrası hareket kayıtlarından maksimum ağız açma hareketi seçildi. Mandibular kinematik referans noktalarının 3D hareket miktarı hesaplandıktan sonra bu hareketin her bir (x, y ve z) eksenindeki

değişim miktarına bakılarak değerlendirildi. Bu hesaplamaların yapılmasındaki temel amaç artiküler fossa ve eminoplastinin kondil hareketleri üzerindeki etkisini araştırmaktır.

Yapılan hesaplamalar sonucu elde edilen bulgular şu şekilde tanımlandı: 3D lineer mesafe (LM) referans noktasının başlangıç ve bitiş noktası arasındaki düz çizginin boyutu. 3D curvlineer yol (CY) referans noktasının hareket boyunca geçtiği noktaların toplam mesafesi (Şekil 3.3). Buna ek olarak CY/LM oranı hesaplandı. Bu oranın hesaplanmasındaki amaç hareketin tutarlılığının saptanmasıydı. Toplam hareket miktarı kat edilen mesafeye ne kadar yakınsa hareketin o kadar tutarlı olduğu düşünülürse bu oran yükseldikçe hareketin daha kontrolsüz, bu oran azaldıkça ise hareketin daha düzgün ve tutarlı olduğu yorumu yapılabilir. Alt kesici hareketi için frontal düzlemdeki deviasyon miktarı (ΔZ) hesaplandı. Bu sayede operasyon öncesi ve sonrasında mandibular kesici hareketindeki değişim gözlemlendi. Ve son olarak mandibular kemiğin toplam rotasyonu hesaplandı.



Şekil 3.3 LM, Hareketin başlangıç noktası ile bitiş noktası arasındaki en kısa mesafe. CY, Toplam hareket mesafesi

3.6 Yöntemin Hata Payı ve Tekrarlanabilirliğinin Test Edilmesi

Geliştirilen hareket kayıt yöntemi bir simülatör kullanılarak test edildi. Kullanılan simülatör x,y ve z eksenlerinde 0.01 mm’lik hareketleri simule edebilecek kapasitedeydi. İki adet pleksiglas blok ve üzerlerine yerleştirilen pleksiglas toplar çeneleri temsil edecek şekilde metal kürelerle işaretlendikten sonra simülatöre yerleştirildi (Şekil 3.4). Bu noktada simülatörün BT’si alındı. Daha sonra elektromanyetik dedektörler pleksiglas bloklara adapte edildi ve hastalar için kullanılan yöntem aynen tekrarlanarak alt çeneyi temsil eden bloğun x, y, ve z eksinininde sırasıyla 1, 2 ,5 ve 10 mmlık hareketi ve x ekseninde 5, 10, 20 ve 30 derecelik rotasyonu kayıt edildi. Aynı işlem ertesi gün tekrarlandı. (Resim 3.8).



Şekil 3.4 : Sistemin hata payını ölçmek için kullanılan pleksi-glas parçaların çizimi

Ölçüm işleminin tamamlanmasından sonra hesaplanan değerler ile ölçülen değerler hastalar için kullanılan yöntemin aynısı kullanılarak karşılaştırıldı. Yapılan analizde hesaplamalar sonucu hata payı lineer mesafe için 0.027 ± 0.129 mm (ortalama $\pm$ st dev.), curvilinear mesafe için 0.360 ± 0.438 mm ve rotasyon için $-0.196 \pm 0.227^\circ$ olarak bulundu. LM, CY ve Rotasyon ölçümlerinin tekrarlanabilirliği Bland-Altman (1996) çizelgesi kullanılarak hesaplandı (Şekil 3.5). Farklı günlerde ölçülen değerler arasındaki ortalama fark LM için 0.002 mm ± 0.078 mm (%95 güven aralığı: -0.155 ile 0.159 mm) ve CY için -0.159 ± 0.159 mm (%95 güven aralığı: -0.476 ile 0.158 mm) ve rotasyon için $-0.031 \pm 0.018^\circ$ (%95 güven aralığı: -0.06 ile -0.002°) olarak hesaplandı. Yapılan ölçümlerde kullanılan yöntemin kesin ve tekrarlanabilir olduğu izlendi.

3.7 İstatistiksel Yöntem

Tanımlayıcı değerlerin istatistikleri için sıklık ve oransal sunum kullanılmıştır. Devamlı değerlerin tanımlanmasında ise alan ve ortanca değerleri kullanılmıştır. Hasta ölçümlerinin kendi içindeki istatistiksel analizinde eşli t-testi kullanılmıştır. Bu ölçümler ağız açma hareketi sırasında kondil hareket miktarındaki değişimin (operasyon öncesi ve sonrası) tedavi edilen tarafın, tedavi edilmeyen taraf ile kıyaslanması; cerrahi öncesi ve sonrasında tedavi edilen tarafın, edilmeyen tarafın ve kesici sınır hareketlerinin kıyaslanmasıdır.

P değerinin < 0.05 olduğu durumlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir. İstatistiksel analiz SAS 8.2 yazılımı (SAS Institute Inc., Cary, NC) kullanılarak yapılmıştır.

4. BULGULAR

Toplam 16 kadın ve 1 erkek hasta (16 uni-lateral, 1 bilateral), 18 eklem çalışmayı başarı ile tamamlamıştır. Bu hastaların veri incelemesi tamamlandıktan sonra 2 hastanın birer ekleminde operasyon öncesi ve sonrası değerler arasındaki uyumsuzluktan dolayı tutarsız sonuçlar alınmıştır. Ayrıca 1 unilateral hasta kas problemleri yaşamıştır. Bu 3 hasta cerrahi öncesi ve sonrası eklem ve alt kesici hareketlerinin değerlendirilmesinde istatistiksel analize dahil edilmemişlerdir. Fakat ankete verdikleri cevaplar değerlendirmeye alınmıştır.

4.1 Hastaların Demografik Bulguları

Araştırmaya katılan hastalar Co-Cr-Mo glenoid fossa-eminens protezi ile tedavi edildi (Tablo 4.1). 8 hasta sol ekleminde, 10 hasta sağ ekleminde ve 1 hastada her iki ekleminde ameliyat edildi. Cerrahi işlem sırasındaki ortalama yaş 46.1 (22.4 – 73.1) dir. Hastaların ortalama takip süresi (operasyon öncesi veri toplanmasından operasyon sonrası veri toplanmasına kadar geçen süre) 5.1 aydır. Cerrahi sonrası takip süresi (cerrahi operasyondan operasyon sonrası veri toplanmasına kadar geçen süre) 4.5 aydır. Hastalardan 7 tanesi daha önce en az bir defa açık eklem cerrahisi geçirmiştir. Bu 7 hastada ortalama operasyon sayısı 2.1 (1 – 4) dir.

Hastaları TME hikayeleri incelendiğinde eklem probleminin tanısından cerrahi tedaviye kadar geçen ortalama süre 133.2 (1.5 – 370.8) aydır. Hastaların tamamında cerrahi sırasında dejeneratif eklem değişiklikleri gözlenmekteydi. Fakat hastalığın gelişiminde ilk tanıları farklılık göstermektedir; 12 hastaya osteoartrit, 2 hastaya miyo-fasiyal ağrı sendromu, 3 hastaya kronik ağrı ve 3 hastaya da internal düzensizlik tanısı kondu.

Tablo 4.1: Cerrahi tedavide kullanılan implantlar

Sol	10	FEL-17	4
		FEL-37	3
		FEL-38	3
Sağ	11	FER-17	3
		FER-38	2
		FER-39	6

4.2 Subjektif Bulgular

On yedi hasta (18 eklem) operasyon öncesi ve sonrası anket sorularını cevapladı. Cerrahi operasyonun beklentilerini karşılama oranı hastalar tarafından 10 üzerinden 8.6 ± 1.9 olarak değerlendirildi. Hastaların ağrı tecrübeleri operasyon öncesinde 6 üzerinden 4.33 ± 1.77 den, 1.77 ± 1.39 a indi. Ağrı şiddeti ise 10 üzerinden 7.05 ± 2.18 den, 2.44 ± 2.12 ye indi. Hastaların ameliyattan sonra ağrı verileri %59 ve %65.4 azaldı. Çiğneme fonksiyonundaki zorluk ise operasyon öncesinde 10 üzerinden 7.56 ± 1.76 dan, operasyon sonrasında 3.06 ± 2.36 ya düşerek %60 gelişim gösterdi. Hastaların ağız açabilme kabiliyetindeki zorluğu, operasyon öncesinde 10 üzerinden 6.72 ± 2.22 den, operasyon sonrasında 2.34 ± 2.2 ye düşerek %65.3 azaldı. Ve son olarak hastalarda eklem sesleri operasyon öncesinde 10 üzerinden 7.11 ± 3.36 dan, operasyon sonrasında 1.61 ± 1.91 e düşerek %77.3 azaldı (Tablo 4.2). Bulguların hepsi istatistiksel olarak anlamlı fark gösterdiler ($p < 0.001$).

Cerrahi işlem sonrası hastalarda en sık rastlanan komplikasyon okluzyon değişimidir. 10 hasta ısırma pozisyonlarının değiştiğini belirtti. Bu hastalardan sadece 1 tanesi ortognatik cerrahi ile düzeltildi. 2 hasta değişimin fonksiyonlarını olumlu yönde etkilediğini bildirdi. Kalan 6 hasta okluzal değişim tamamlandıktan sonra minör uyumlamalar ile düzeltildi. Takip süresi boyunca en sık gözlenen komplikasyonlar; 5 hastada cerrahi işlem sırasında dış kulak yoluna kan kaçması sonucu oluşan işitme problemleri ve ekartasyon sırasında fasiyal sinire uygulanan baskı sonucu 3 hastada kaşı kaldırma ve gözü kapatmada geçici zayıflıklar gözlemlendi. 1 hasta eklem ağrılarının azalmasına rağmen miyofasiyal kas problemlerinin devam ettiğini belirttiler. Yapılan klinik muayenede bu hastanın baş ve boyun bölgesindeki kaslarda problemler tespit edildi. Bu hasta uygun tedavisi yapılmak üzere miyofasiyal ağrı kliniğine sevk edildiler. Bu hastada yapılan radyolojik incelemede de bir eklem problemine rastlanmadı. Takip süresi boyunca implantların tamamı komplikasyonsuz iyileşti.

Tablo 4.2: Subjektif anket bulguları

	Cerrahi Öncesi	Cerrahi sonrası	Değişim Yüzdesi
Ağrı derecesi (0-6)	4.33±1.77	1.77±1.39	59.0% p<0.001
Ağrı şiddeti (0-10)	7.05±2.18	2.44±2.12	65.4% p<0.001
Çiğneme kapasitesi (0-10)	7.56±1.76	3.06±2.36	60.0% p<0.001
Ağız açıklığı (0-10)	6.72±2.22	2.34±2.20	65.3% p<0.001
Eklem sesi (0-10)	7.11±3.36	1.61±1.9	77.3% p<0.001
Tedavi memnuniyeti (0-10)		8.60±1.90	
Tedavi sonrası problemler	Kaş kaldırma	3	
	Göz kapama	3	
	Okluzal değişim	10	
	Kulak problemleri	5	

4.3 Objektif Bulgular

Araştırmayı tamamlayan 17 hastanın (18 eklem) verileri analiz edildi. Verilerin işlenmesi sırasında 2 hastanın (2 eklem) verileri gerçek dışı sonuçlar verdi. Bu hata düzeltilemediği için bu iki vakanın subjektif bulguları istatistiksel analize dahil edilmedi. 15 hasta (16 eklem) veri analizi başarı ile tamamlandı. Hastaların operasyon öncesi ve sonrası verilerini alt kesici, ameliyat edilen kondil ve ameliyat edilmeyen kondil olarak incelendi. Her bir kondil için 3DLM, 3DCY ve X, Y, Z düzlemlerindeki hareket miktarları hesaplandı. Kesici hareketi içinde 3DLM, 3DCY, LM/CY oranı ve deviasyon miktarı için ΔZ değerleri hesaplandı. Ve son olarak mandibulanın toplam rotasyonu (ROT) hesaplandı. Miyofasiyal ağrı problemi gösteren 1 hastanın bulguları, hastalar operasyon sonrası maksimum hareket kabiliyetine ulaşamadıklarından ve istatistiksel analizi olumsuz etkileyeceğinden, istatistiksel analize dahil edilmedi.

4.3.1 Operasyon öncesi ve sonrasında alt kesici hareketinin incelenmesi

Kesici hareketlerinin incelenmesi TME'nin fonksiyonun yorumlanmasında sıklıkla kullanılan bir yöntemdir. Kesicilerin hareketleri basit bir cetvel ile ölçülebileceği gibi gelişmiş yöntemler kullanarak ta incelenebilir. Bu çalışmada asıl amaç kondil hareketlerinin incelenmesi olsa da alt kesici hareketleri de elektromanyetik hareket kaydedici cihazla takip

edilmiştir. Alt kesici LM miktarı operasyon öncesinde ortalama 29.75 ± 7.2 mm iken ameliyat sonrasında 35.91 ± 5.57 mm ye yükselerek istatistiksel olarak anlamlı bir artış gösterdi ($p=0.0085$, $p<0.01$). Aynı şekilde ortalama CY miktarı da operasyon öncesinde 35.34 ± 6.83 mm iken ameliyat sonrasında 39.78 ± 6.41 mm ye yükselerek istatistiksel olarak sınırda anlamlı bir artış gösterdi ($p=0.0562$, $p \leq 0.05$) (Şekil 4.1). Bu iki değerin oransal karşılaştırması kondil hareket miktarındaki değişim hakkında bilgi sağlayacağı düşünülerek hesaplandı ve karşılaştırıldı. Yapılan incelemede LM/CY oranı ameliyat öncesinde ortalama 0.837 ± 0.082 den ameliyat sonrasında 0.904 ± 0.033 e yükselerek istatistiksel olarak anlamlı bir artış gösterdi ($p=0.0147$, $p<0.05$). Son olarak açma hareketi sırasındaki deviasyon miktarı ve yönü hesaplandı. Z ekseninde ortalama hareket miktarı tedavi öncesinde ameliyat yapılacak kondil tarafına 0.28 ± 2.96 mm iken ameliyat sonrasında aynı yöne 2.52 ± 3.34 mm deviasyon gösterdi ($p=0.0343$, $p<0.05$). Bu veride kesici hareketinin ağız açma sırasında ameliyat sonrası, ameliyatlı tarafa daha çok kaydığını gösterdi. Ek olarak total mandibular rotasyon ameliyat öncesi ortalama $19.30 \pm 4.92^\circ$ den ameliyat sonrasında $24.81 \pm 3.86^\circ$ ye yükselerek istatistiksel olarak anlamlı bir artış gösterdi ($p=0.0074$, $p<0.01$). (Tablo 4.3).

Tablo 4.3: Cerrahi tedavi öncesi ve sonrasında kesici kinematiklerinin karşılaştırılması

	LM	CY	LM/CY	Δz	ROT
Tedavi öncesi	29.75 ± 7.2	35.34 ± 6.83	0.837 ± 0.082	0.28 ± 2.96	19.30 ± 4.92
Tedavi sonrası	$35.91 \pm 5.57^*$	$39.78 \pm 6.41^{**}$	$0.904 \pm 0.033^{**}$	$2.52 \pm 3.34^{**}$	$24.81 \pm 3.86^*$

* $p \leq 0.01$

** $p \leq 0.05$

4.3.2 Operasyon öncesi ve sonrasında ameliyatlı kondil hareketinin incelenmesi

Ameliyatlı kondilin hacimsel merkezinin hareket miktarı cerrahi tedavi öncesi ve sonrasında karşılaştırıldı. LM miktarı operasyon öncesinde ortalama 14.03 ± 6.15 mm iken ameliyat sonrasında 10.32 ± 4.82 mm ye düşerek istatistiksel olarak anlamlı bir azalma gösterdi ($p=0.0088$, $p<0.01$). Aynı şekilde CY miktarı da operasyon öncesinde ortalama 21.44 ± 5.2 mm iken ameliyat sonrasında 16.27 ± 5.31 mm ye düşerek istatistiksel olarak anlamlı bir azalma gösterdi ($p=0.0004$, $p<0.001$). Kondil hareketinin yönündeki değişim ile ilgili daha detaylı bilgi edinmek için hareket miktarı eksenlere ayrılarak karşılaştırıldı. Yapılan incelemede X, Y ve Z eksenindeki hareket miktarı ameliyat öncesinde sırasıyla ortalama 6.56 ± 5.32 , 10.98 ± 6.17

ve 1.93 ± 1.43 ; ameliyat sonrasında ise 3.55 ± 4.06 , 7.78 ± 5.93 ve 1.75 ± 1.77 olarak hesaplandı. X (superior – inferior) ve Y (posterior – anterior) eksenlerindeki ortalama hareket miktarı sırasıyla 3.01 mm ve 3.2 mm azalarak istatistiksel olarak anlamlı bir düşüş gösterdi ($p=0.0031$ ve $p=0.0068$, $p<0.01$). Z (mediolateral) eksenindeki hareket miktarı ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermedi ($p=0.6392$, $p>0.1$) (Tablo 4.4).

4.3.3 Operasyon öncesi ve sonrasında ameliyat edilmeyen kondil hareketinin incelenmesi

Cerrahi olarak tedavi edilmeyen kondilin hacimsel merkezinin hareket miktarı, cerrahi tedavi öncesi ve sonrasındaki değişimlerin gözlenmesi için karşılaştırıldı. LM miktarı operasyon öncesinde ortalama 13.57 ± 6.26 mm ve ameliyat sonrasında 12.85 ± 6.28 mm olarak hesaplandı ve istatistiksel olarak anlamlı bir değişim göstermedi ($p=0.6724$, $p>0.10$). Aynı şekilde CY miktarı da operasyon öncesinde ortalama 21.36 ± 5.49 mm ve ameliyat sonrasında 18.82 ± 6.57 mm hesaplandı ve istatistiksel olarak anlamlı bir değişim göstermedi ($p=0.2111$, $p>0.10$). Kondil hareketinin yönündeki değişim ile ilgili daha detaylı bilgi edinmek için hareket miktarı eksenlere ayrılarak karşılaştırıldı. Yapılan incelemede X, Y ve Z eksenindeki hareket miktarı ameliyat öncesinde sırasıyla ortalama 5.82 ± 5.57 , 11.41 ± 4.81 ve 1.84 ± 1.38 ; ameliyat sonrasında ise 4.93 ± 4.62 , 10.70 ± 6.1 ve 1.84 ± 1.94 olarak hesaplandı. Her 3 eksenindeki ortalama hareket miktarı istatistiksel olarak anlamlı bir değişim göstermedi (x: $p=0.332$ y: $p=0.6913$ ve z: $p=0.9930$, $p>0.10$). Yapılan istatistiksel incelemede tedavi edilmeyen kondilin hareket miktarı ve yönünde istatistiksel olarak anlamlı bir değişim gözlenmedi (Tablo 4.4).

4.3.4 Operasyon öncesi ve sonrasında ameliyat edilen ve edilmeyen kondil hareketlerindeki değişim miktarının karşılaştırılması

Cerrahi olarak tedavi edilen kondil hareketindeki değişim miktarı (çalışma grubu) ile tedavi edilmeyen kondilin hareket miktarındaki değişim (kontrol grubu) her hasta için tek tek karşılaştırıldı. LM miktarındaki değişim çalışma grubunda ortalama 3.71 ± 4.5 mm iken kontrol grubunda 0.71 ± 6.17 mm olarak hesaplandı ve istatistiksel olarak anlamlı bir değişim gösterdi ($p=0.0522$, $p \leq 0.05$). CY miktarındaki değişim ise çalışma grubunda ortalama 5.18 ± 4.1 mm ve kontrol grubunda 2.54 ± 7.22 mm olarak hesaplandı ve istatistiksel olarak sınırda bir değişim gösterdi ($p=0.0781$, $0.05 < p < 0.10$). Eksenlerdeki değişim miktarı incelendiğinde ise X, Y ve Z eksenindeki hareket miktarı değişimi çalışma grubunda sırasıyla ortalama 3.01 ± 3.11 ,

3.21±3.73 ve 0.18±1.39 kontrol grubunda ise 0.89±3.32, 0.70±6.46 ve 0.004±1.5 olarak hesaplandı. X eksenindeki değişim miktarları arasındaki ortalama fark 2.12±3.65 mm bulundu ve çalışma grubunda istatistiksel olarak anlamlı bir azalma gösterdi (p=0.0489, p≤0.05). Y eksenindeki değişim miktarları arasındaki ortalama fark 2.50±5.19 mm bulundu ve çalışma grubunda istatistiksel olarak sınırda bir azalma gösterdi (p=0.0946, 0.05<p≤0.10). Z eksenindeki değişim miktarları arasındaki ortalama fark 0.18±0.69 mm bulundu ve istatistiksel olarak anlamlı bir değişim göstermedi (p=0.3430, p≥0.10). Yapılan istatistiksel incelemede tedavi edilen kondilin superior inferior yöndeki hareket miktarı ve tedavi edilmeyen kondile göre istatistiksel olarak anlamlı bir azalma gösterdi (Tablo 4.4).

Tablo 4.4: Cerrahi tedavi öncesi ve sonrasında kondil kinematikleri

	Tedavi edilen		Tedavi edilmeyen		Tedavi sonrası değişim	
	Tedavi öncesi	Tedavi sonrası	Tedavi öncesi	Tedavi sonrası	Tedavi edilen	Tedavi edilmeyen
LM	14.03±6.15	10.32±4.82*	13.57±6.26	12.85±6.28	3.71±4.5**	0.71±6.17
CY	21.44±5.2	16.27±5.31*	21.36±5.49	18.82±6.57	5.18±4.1	2.54±7.22
Δx	6.56±5.32	3.55±4.06*	5.82±5.57	4.93±4.62	3.01±3.11**	0.89±3.32
Δy	10.98±6.17	7.78±5.93*	11.41±4.81	10.70±6.1	3.21±3.73	0.70±6.46
Δz	1.93±1.43	1.75±1.77	1.84±1.38	1.84±1.94	0.18±1.39	0.004±1.5

* p ≤ 0.01

** p ≤ 0.05

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Sunulan araştırmada TME osteoartriti olan hastaların parsiyel eklem cerrahisi ile tedavisi sonrasında eklem kinematiklerinin değişimi değerlendirildi. Kinematik verilerin toplanması için detaylı bir objektif veri toplama yöntemi geliştirildi. Hastaların klinik bulgularını değerlendirmek için ise basit bir anket kullanıldı. Araştırmamızda ileri derece dejeneratif TME OA görülen hastaların eklem hareketleri incelendi. 19 kadın ve 1 erkek hasta klinik olarak ağrı ve fonksiyon kaybı göstermekteydi ve açık cerrahi tedavi için kliniğimize başvurmuşlardı. Alınan anamnezde ve yapılan hastalık hikayesi incelemesinde 12 hastanın ilk tanısının OA olduğu belirlendi. Kalan hastalardan 3 tanesinde disk deplasmanı, 3 tanesinde kronik ağrı ve 2 tanesinde miyofasiyal ağrı sendromu ilk tanı olarak belirlendi. Çalışmaya katılan hastaların tamamında radyolojik olarak Boering'e göre 2. veya 3. evre osteoartrit gözlenmekteydi. TME açık cerrahi tedavisinin sonuçlarının değerlendirilmesinde objektif ve subjektif veriler sıklıkla bir arada kullanılmaktadır. Objektif verilerin değerlendirilmesinde göz önünde bulundurulması gereken nokta, TME cerrahi tedavisi gören hastaların hiçbir zaman normal hareket kapasitesini kazanamayacaklarıdır. (Mercuri, 1998; Throckmorton, 2000)

Parsiyel ve Total TME rekonstrüksiyonu sistemleri ile yapılan osteoartrit tedavilerinde başarılı sonuçlar elde edilmektedir. Ne yazık ki bu sonuçların değerlendirilmesinde genelde subjektif anketler veya mandibular kesici sınır hareketleri kullanılmaktadır ve kondil hareketleri, kesici sınır hareketlerine dayanarak tahmin edilmeye çalışılmaktadır. Bu teorinin temelinde mandibular kondil ve dişlerin, tek bir bütünün parçaları olduğundan birlikte hareket ettikleri savı bulunmaktadır. Bu teori kondil hareketlerinin ölçülmesinde doğru bir yaklaşım olsa da kondil hareketlerinin tahmininde yanılgılara yol açabilir. Literatürde de kondil hareketleri ile kesici hareketleri arasında direkt bir bağlantı olmadığı bir çok defa rapor edilmiştir. Bu nedenle yapılan tedavinin mandibular kinematik üzerindeki etkisinin incelenmesinde, kondil hareketlerini ölçen yöntemler kullanılmalıdır. (Chase ve ark, 1995; Larheim and Floystrand, 1985) (Buschang ve ark, 2001; Travers ve ark, 2000) (Lewis ve ark, 2001; Mercuri ve ark, 2002; Park ve ark, 2004; Wolford ve ark, 2003a)

Kondil hareketlerinin ölçülmesi normal TME fonksiyonu hakkında önemli bilgiler sunmaktadır. Bunun yanı sıra hastalıklı eklemlerin hareket miktarlarının ölçülmesinde,

hastalık mekanizmalarının anlaşılmasında, prognozunun incelenmesinde ve tedavi yöntemlerinin incelenmesinde önemli bilgiler elde edilmesini sağlar. Eklem hareketinin kayıt edilmesi önemli bir araç olmasına rağmen araştırmacılar elde ettikleri sonuçları yorumlarken son derece dikkatli olmalıdırlar. Anatomik özellikleri açısından vücudun diğer eklemlerinden ayrılan TME'in dejenerasyonuna sebep olan faktörlerin anlaşılması, bu hastalıkların tedavisinde büyük önem taşımaktadır. Çene eklemine etki eden kuvvetleri çiğneme sırasındaki kuvvetler ve sınır hareketleri sırasındaki kuvvetler olarak ayırabiliriz. Çiğneme sırasındaki kuvvetler kasların etki vektörlerinin yönüne ve şiddetine bağlıdır. Sınır hareketleri sırasındaki kuvvetlerin ölçülmesi ise ağız açma sırasında artiküler fossanın yapısı ile yakın ilişki içerisinde. Kondil başı sınır hareketleri sırasında fossa ve eminens posterior yüzeyi üzerinde hareket eder. Bu hareket sırasında kondil ve fossa arasındaki en kısa mesafe kemik yüzeyleri arasındaki en yüksek basınçların olduğu kuvvet alanıdır. Kuvvet alanı kondilin hareketi ile yakın ilişki içerisinde. Bu ilişki en iyi maksimum ağız açma hareketi sırasında izlenebilir. (Theusner ve ark, 1993) (Koslin, 2000) (Gallo ve ark, 2000a)

Sunulan araştırmanın birinci basamağındaki amacımız TME kondil hareketlerini başarılı olarak ölçebilecek basit, güvenilir, kullanımı kolay ve tekrarlanabilir bir yöntem geliştirmektir. Bu yöntem geliştirilirken literatüre dayanarak en avantajlı sistem oluşturulmaya çalışıldı. Yapılan literatür taramasında in-vivo ve in-vitro çalışmalarda kinematik TME verilerinin toplanmasında farklı yöntemler kullanıldığı gözlemlendi. Yustin ve ark (1993) ve Chen ile Buckwalter (1993) statik MR görüntüleri kullanarak normal bireylerde kondil hareketlerini ölçmeye çalışmışlardır. Yustin ve ark sadece rotasyon ve translasyon hareketi izlemiş, Chen ve Buckwalter ise rotasyon ve translasyon miktarı hakkında sayısal veriler sunmuşlardır. Chen ve ark (2000) dinamik MR kullanarak kondil ile disk arasındaki ilişkiyi incelemişler. Bu metodun disk hareketini ve pozisyonunu saptamakta başarılı olduğunu rapor etmişlerdir. Fakat ilerleyen yıllarda Gallo (2005) bu yöntemin yeterli sayısal veriyi sağlamakta başarılı olmadığını rapor etmişlerdir. Normal bireylerin ve internal düzensizliği olan hastaların tanısında MR kullanılması hastaların x-ışınına maruz kalmalarını engeller. Ayrıca yumuşak dokuların ve diskin, pozisyon ve durumunun saptanmasında da kullanılmaktadır. Ancak ileri seviyede TME osteoartriti bulunan hastalarda BT, hastalığın tanısı ve kemik doku değişimlerinin daha net ve detaylı izlenebilmesi bakımından daha avantajlıdır. Bu sebeplerden dolayı BT, osteoartrit hastalarının klinik tanısının onaylanmasında sıklıkla kullanılan bir

araçtır. Araştırmamızda da BT hastaların kemik yapılarının incelenmesinde ve kondilin üç boyutlu uzaydaki konumunun tespit edilmesi için tercih edilmiştir. Elde edilen BT görüntüleri “ANALYZE” yazılımı kullanılarak incelenmiştir. Hastaların aşırı radyasyona maruz kalmasını engellemek için de kinematik veriler hareket kayıt cihazı kullanarak toplanmıştır. (Abolmaali ve ark, 2004; Chen and Buckwalter, 1993; Chen ve ark, 2000; Gallo, 2005; Mercuri ve ark, 1995; Yamada ve ark, 2005; Yustin ve ark, 1993)

Yapılan literatür çalışmasında TME kinematiğini değerlendirmede kullanılan en başarılı yöntemin çene hareketlerini altı derece serbestlikle kayıt edebilen hareket kayıt cihazları olduğu tespit edildi. Bu sistemlerin başlıcaları elektromanyetik hareket sistemleri ve optoelektrik hareket sistemleridir. Optoelektrik hareket kayıt sistemleri ışık yayan diyotları (LED) kameralarla takip ederek hareket miktarını tespit ederler. Alt kesiciye yerleştirilen bir adet LED yardımı ile mandibular kinematik hareketlerin takibi günümüzde de sıkça kullanılan bir sistemdir ve ilk olarak Karlsson (1977) ile Jemt ve ark (1979) tarafından kullanılmıştır. Bu sistemlerin dinamik şartlardaki hata payı 0.27 ± 0.04 mm olarak hesaplanmıştır. Tekrarlanan kayıt işlemleri sırasında varyasyonları $0.8 - 0.9$ mm olarak rapor edilmiştir. Bu sistemin başarı ile çalışması için LED'lerin 3 ayrı kamera tarafından takip edilmesi gerekir. Kameralar LED'lerden belli bir mesafe uzakta olmalı ve aralarındaki alan tamamen boş olmalıdır. Son derece detaylı veri sağlayan bu sistemlerin dez avantajı geniş alan istemeleri, pahalı ve sofistike ekipman ihtiyacıdır. Manyetik tarama sistemleri bir mıknaatısın uzaydaki yerini izleyerek çalışırlar. Bu sistemler ilk olarak Nakamura ve ark (1988) ile Yamada ve Yamamura (1996) tarafından kullanılmışlarsa da sistemin hata payı hakkında bir bilgi sunulmamıştır. Daha sonra Zhao ve ark (2005) tarafından manyetik tarama sisteminin doğruluğu 0.32 ± 0.60 mm olarak bildirilmiştir. Yoon ve ark (2006) manyetik hareket kayıt cihazı ve dental plaklar kullanarak geliştirdikleri metodun kondil ve kesici hareketlerinin kaydında tekrarlanabilir ve optoelektrik hareket takip sistemleri ile kıyaslanabilir sonuçlar rapor etmişlerdir. Manyetik sistemlerin dezavantajı çevredeki büyük metal objelerden etkilenmeleridir. Buna karşı optoelektrik sistemlere kıyasla taşınabilir, kullanımı kolay ve ekonomik oluşları en büyük avantajlarıdır. Sunulan araştırmanın amaçlarından biri klinik olarak kullanımı mümkün, pratik ve kullanımı kolay bir hareket takip sistemi geliştirmektir. Araştırmamızda kullanılan hareket kayıt sisteminin hata payı ve tekrarlanabilirliği bir simülator aracılığı ile test edildi. Sistemin hata oranı 0.027 ± 0.129 mm olarak bulundu. İki farklı günde yapılan testler Bland-Altman

tablosu kullanılarak değerlendirildi ve sistemin tekrarlanabilirliğinin güven sınırları içerisinde olduğu görüldü (Şekil 3.5). Yukarıda belirtilen avantajlarından dolayı çalışmamızda elektromanyetik tarama sistemi kullanıldı. Elektromanyetik hareket sisteminin metal objelerden kaynaklanan hatasını en aza indirmek için testler tahta bir sandalyede, odadaki büyük metal objelerden en az iki metre uzakta yapıldı. (Karlsson, 1977) (Jemt ve ark, 1979) (Jemt ve Karlsson, 1982) (Nakamura ve ark, 1988) (Yamada ve Yamamura, 1996) (Zhao ve ark, 2005) (Yoon ve ark, 2006)

Elektromanyetik hareket kayıt sistemi ve BT'nin araştırmamızda kullanılmasına karar verildikten sonra, bu iki yöntemi birleştirecek ve aynı zamanda hareket kayıt sistemi dedektörlerini alt ve üst çeneye bağlayacak bir taşıyıcı dizayn edilmesi gerekiyordu. Dedektörlerin uygun noktalara yerleştirilmesi kinematik veri toplanmasında önemli noktalardan bir tanesidir. Mandibular kinematiğin kaydı sırasında ilk çalışmalarda sadece alt çeneye yerleştirilen bir adet dedektör ile veri toplanmaya çalışılmıştır. Bu yöntem yeterli görünse de mandibular hareketi etkileyen, kafa hareketlerini de kayıt ederek hata payını arttırmış ve sadece 2 boyutlu hareket kaydına izin vermiştir. İkinci bir dedektör, üst çeneye veya kafaya yerleştirilerek, kafa hareketlerinden doğan hata payı engellenmiştir. Ama 3D hareketin 6 derece serbestlik ile kayıt edilmesi için dedektör sayısının takip edilecek her bir obje için 3'e çıkarılması gerekmiştir. Günümüz sistemlerinde her bir dedektöre 3 adet tarayıcı uç yerleştirilerek bu engel aşılmıştır. Araştırmamızda kullanılan her bir elektromanyetik dedektörlerin içinde 3'er adet mıknatıs bulunmaktadır. Bu sayede alt ve üst çeneye birer tane dedektör yerleştirmek yeterli olmuştur. Dedektörlerin alt ve üst çeneye sabitlenmesinde farklı yöntemler kullanılmıştır. Dedektörler önceleri başa gözlük ve bantlarla sabitlenmiştir. Daha sonra dişler ile alt ve üst çene kemiklerinin yakın ilişkisi kullanılarak dedektörler dişlere simante edilmeye başlanmıştır. Yoon ve ark (2006) geliştirdikleri yöntemde dedektörleri PMMA plaklar ve polietilen ortodontik braketler kullanarak alt ve üst çene dişlerine simante etmişlerdir. Gallo (2005) ise bireyler için özel yapılmış metal barları ağız içinde dişlere simante edip, ağız dışına LED'lere uzatmışlardır. Simantasyon yöntemleri dedektörlerin fiksasyonunda son derece başarılı olmasına rağmen, ölçümün tekrarlanmasında aynı yere simantasyonu objektif kriterlere dayanmadığı için dezavantaj yaratmaktadır. Araştırmamızda dedektörler plastik taşıyıcılar ve akrilik dental plaklar kullanarak dişlere sabitlendi. Daha sonra

dental plaklar üzerine yerleştirilen metal küreler dijitalize edilerek aynı noktaların hareketi kayıt edilmiş oldu. Bu sayede hareket kaydı aynı koordinat eksenini kullanarak tekrarlandı.

Görüntüleme ve hareket kayıt sistemleri birleştirilerek elde edilen 3D TME animasyonları görsel ve sayısal olarak eklem kinematiği hakkında önemli bilgiler sunmaktadır. Leader ve ark (2003) eklem hareketleri ile eklem sesleri (popping, kliking vb...) arasındaki ilişkiyi incelemek için MR ve optoelektrik sistemleri birleştirmiştir. Gossi ve ark (2004) yine aynı sistemi kondil başı ve fossa arasındaki minimum mesafeyi ölçmek için kullanmışlardır. Palla ve ark (2003) ile Gallo (2005) MR ve optoelektrik hareket kayıt sistemi kullanarak elde ettikleri bulguları dinamik stereometri olarak adlandırmışlardır. Dinamik stereometri, 3D TME rekonstrüksiyonu ile çene hareketlerinin birleştirilmesi sonucu diskin deformasyonunun ve hareketinin, kemik yüzeyler arasındaki mesafenin ve kuvvet alanının hareketinin ölçülmesidir. Dinamik eklem hareketinin bu sistem kullanılarak ölçülmesi, kompleks kondil hareketinin anlaşılmasında ve dejeneratif eklem osteoartritinin incelenmesinde önemli bir rol oynayacaktır. Araştırmamızda 3D BT ve mandibular hareket kayıtları işaretli dental plaklar kullanılarak birleştirildi ve kondil hareket miktarı ve yönü incelendi. Bu sayede cerrahi tedavi sonrası fossa ve eminesin şekillendirilmesi sonucu oluşan yapısal değişikliklerin mandibular kondil kinematiği üzerindeki etkisi ölçülmüş oldu. Dental plaklar hastaların alt ve üst çene dişlerine ve dolayısı ile kemik yapıları ile doğrudan ilişki içerisinde olduklarından dolayı, farklı seanslarda alınan kayıtların birleştirilmesine olanak sağlamışlardır.

Kondil hareketlerini temsil etmek üzere her bir kondil başının kinematik merkezi kullanıldı. Mandibular kondilin kinematik merkezi, kondil başının bir küreye benzetildiğinde bu kürenin merkez noktasının hesaplanması sonucu elde edilir. Kondil hareketini temsil etmek üzere kinematik merkezin seçilmesinin avantajları: rotasyon ve translasyon hareketleri sırasındaki ani değişimlere göreceli olarak daha az hassasiyet gösterirler, açma ve kapama hareketi sırasında eksen kesişmesi göstermezler ve takip eden kayıtlarda en iyi tekrarlanabilirliği gösterirler. Yatabe ve ark (1997) kondilin kinematik merkezini lateral ucun 6 mm arkasında ve üzerinde olduğunu bildirmiştir ve kondilin lateral yüzeyini ekstraoral olarak palpe ederek kinematik merkezin yerini saptamışlardır. Bu araştırmada kondillerin hacimsel (kinematik) merkezi her hasta için BT görüntülerinden ANALYZE yazılımı

kullanarak otomatik olarak hesaplandı. Bu sayede anatomik varyasyonlardan doğan hata engellendi. Yapılan literatür incelemesinde kondilin açma hareketi sırasında, kapatma hareketine kıyasla fossa ile daha yakın ilişki içerisinde olduğu rapor edilmiştir. Bu verilere dayanarak araştırmamızda, hastaların cerrahi öncesi ve sonrasındaki ağız açma hareketleri sırasındaki kondil ve alt kesici hareket miktarı ve yönü incelenmiştir. (Robb ve ark, 1989; Yatabe ve ark, 1997; Naeije ve ark, 1999; Naeije, 2003)

Araştırmamızda ileri derecede TME osteoartriti olan hastalar parsiyel eklem protezi ile tedavi edildi. Tedavi öncesi ve sonrasında hastaların eklem hareketleri bu çalışma için geliştirilen yeni bir method kullanılarak ölçüldü. TME'nin cerrahi tedavisinde dünya çapında yaygın kabul görmüş bir tedavi yöntemi bulunmamaktadır. Bununla birlikte günümüzde farklı yapı ve dizaynlarda metal eklem protezleri açık cerrahi tedavide altın standardı oluşturmaktadırlar. ABD'de hala kullanımda olan 4 çeşit eklem protezi bulunmaktadır. Bunlardan 3 tanesi total, 1 tanesi de parsiyel "fossa-eminens" eklem protezidir. Bir çok protez ise çeşitli aralıklarla denenmiş, ya başarısız olmuş veya da kabul görmeyerek tarih sayfalarında yerini almıştır. Halen kullanımda olan protezler literatürdeki ortopedik cihazları standart kabul ederek onları taklit etmeye çalışmıştır. Ne yazık ki TME vücudun diğer eklemlerinde fizyolojik ve yapısal olarak çok farklı bir karakter sergilemektedir. Mandibular kemik üzerinde yer alan iki eklem başı, hareketli disk ve bağımsız çalışan alt ve üst eklem boşlukları çene eklemine yapay olarak taklit edilmesi neredeyse imkansız bir yapı haline getirir. Bu karmaşık yapıya eklem rotasyon ve translasyon hareketleri de eklendiğinde, ortopedide yaygın olarak kullanılan kalça ve diz protezlerinde uygulanan prensipler, çene eklemine restorasyonunda yetersiz kalmaktadır. (Park ve ark, 2004)

Eklem hastalıklarının tedavisinde fizik ve medikal tedaviden, açık eklem artroplastisine kadar değişen çeşitli yöntemler kullanılmaktadır. Tedavi teknikleri ve zamanlaması farklılıklar gösterirken, dünya çapında genel kabul görmüş bir tedavi yöntemi bulunmamaktadır. Disk deplasmanlı hastaların tedavisinde cerrahi olmayan yöntemler başarılı sonuçlar verirken, osteoartritli hastalar için bu oran daha düşüktür. Kurita ve ark (1998) TME düzensizliği gösteren 40 eklemi 2.5 yıl tedavi etmeden takip etmiş disk deplasmanı gösteren hastaların %88'inde semptomların azaldığını fakat osteoartritli hastaların %47'sinde semptomların arttığını rapor etmiştir. Hastalığın doğal seyri sırasındaki iyileşmeyi kemik

yapıdaki değişimlere bağlı olduğunu ve osteoartritli hastalarda iyileşmeyi artırmak için daha invaziv tedavi yöntemlerine gerek duyulduğunu belirtmişlerdir. Nitzan ve Price'ın (2001) artrosentezle tedavi ettikleri 38 eklemden 12'si başarısızlıkla sonuçlanmıştır. Widmark (1997) konservatif tedaviye 3-6 ay içinde cevap vermeyen hastalar ile fibröz ve/veya kemik ankilozu olan hastaların zaman kaybetmeden cerrahi olarak tedavi edilmesi gerektiğini savunmuştur. Park ve ark (2004) ise buna ek olarak disk fonksiyonunu tamamen yitirmiş ve kalıcı ağrılı hastaların da en kısa sürede cerrahi tedaviye alınması gerektiğini belirtmiştir. Araştırmamızda hasta seçiminde çok dikkatli davranılmış ve önceden belirlenmiş kriterlere bağlı kalınmıştır. Çalışma grubu hastalarının tamamında ameliyat öncesi konservatif tedavi başarısız olmuştur. Buna ek olarak hastaların 7 tanesinde de önceki cerrahi tedavi veya tedaviler başarısızlıkla sonuçlanmıştır. (Kurita ve ark, 1998; Nitzan ve Price, 2001; Widmark, 1997) (Park ve ark, 2004)

İnsan yapısı sürekli bir değişim göstermektedir. Bu değişim kasları ve eklemleri etkileyen kuvvetler ile yakın ilişki içerisinde. Yaşlanma ile birlikte çene eklemi de morfolojik ve fonksiyonel değişikliklerden geçmektedir. Bu değişikliklerin başında disk deplasmanı ve dejenerasyonu gelmektedir. Dejenerasyon gösteren her 7 hastadan 1 tanesi klinik bulgular vermektedir. Disk deplasmanı gösteren hastaların prognozunu tahmin etmek oldukça güçtür. Bu hastaların bir kısmında semptomlar sakinleşirken, bir kısmı ise osteoartrit ile sonuçlanmaktadır. Semptomların sakinleşmesine sebep olan adaptasyon mekanizmaları tam olarak bilinmemektedir. Yamada ve ark (2004, 2005) kondildeki morfolojik değişimlerin ve eminensin düzleşmesinin aşırı TME kuvvetlerine karşı bir adaptasyon mekanizması olduğunu ve semptomların azalmasına neden olabileceği savını öne sürmüşlerdir. (Scapino, 1983) (de Bont ve ark, 1986) (Yamada ve ark, 2004; Yamada ve ark, 2005)

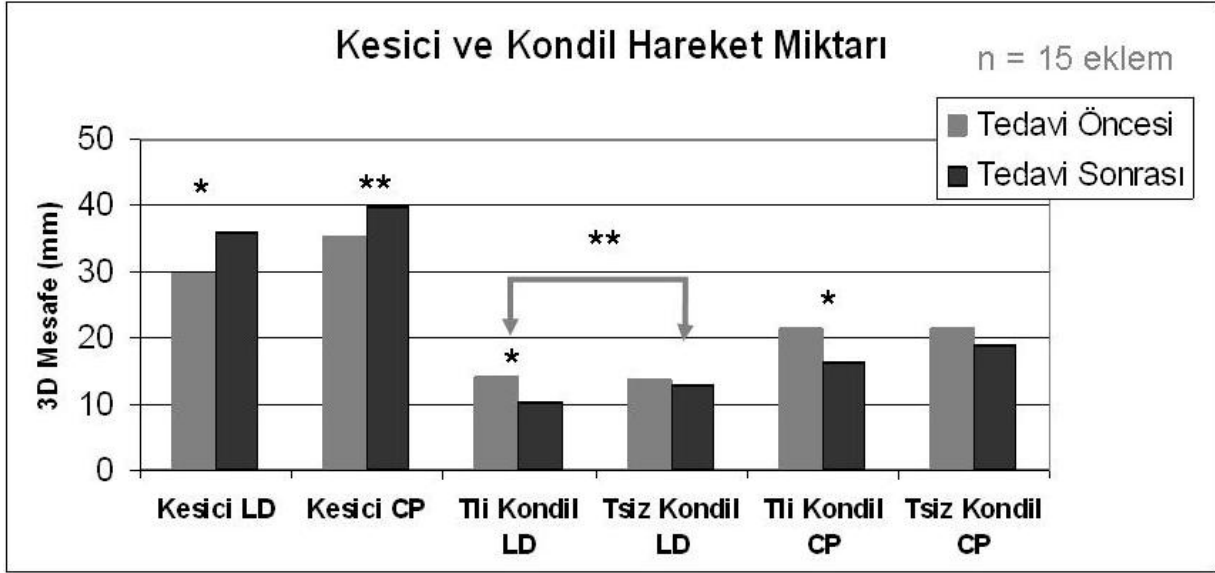
TME OA tedavisinde mekanik prensipler hastalığa sebep olan etkenlerin ortadan kaldırılması ve tekrarlanmasının engellenmesidir. Bu aşamada öncelikle osteoartrite sebep olan etkenlerin saptanması gerekmektedir. Osteoartrite sebep olan faktörlerin saptanması için bir çok klinik çalışma yapılmıştır. Değişik hayvan modellerinde artiküler disk bütünlüğü bozularak, eklem içine sıvılar enjekte ederek, eklem anatomisi değiştirilerek vade sınır hareketleri zorlanarak osteoartrit benzeri değişimler elde edilmiştir. Artiküler disk bütünlüğünü bozan çalışmalar travma sonucu gelişen osteoartritin tanımlanmasında önemli bir

rol oynar. Yinede bu modeller kronik osteoartritin açıklanmasında yetersiz kalmıştır. Tominaga ve ark (2002) tanımladıkları maymun modelinde disk ve kondil bütünlüğüne müdahale etmeden artiküler eminensi derinleştirerek ve anterior disk deplasmanına sebep olarak osteoartrit oluşturmuşlardır. Fujisawa ve ark (2003) ise oluşturdukları tavşan modelinde, denekleri sürekli maksimum ağız açıklığında tutarak osteoartriti benzeri değişiklikler oluşturmuşlardır. Bu iki modelin ortak noktası, artiküler eminens ile kondil başı arasında ağız açma sırasında oluşan kuvvetlerin, osteoartrite sebep olduğunu göstermesidir. Sunulan araştırmada hastaların rekonstrüksiyonu, eminektomi sonrası protez setinden mümkün olan en düz implant kullanılarak tamamlanmıştır. Bu sayede artiküler eminensin engelleyici etkisi azaltılarak kondil hareketi serbestleştirilmiştir. Hastaların yapılan kinematik değerlendirmesinde kondilin superior inferior hareket miktarının cerrahi öncesinde ortalama 6.56 mm'den, cerrahi sonrasında 3.55 mm'ye düştüğü izlendi. Bu düşüş artiküler eminensin düzleşmesine bağlı olarak kondil hareketlerinin düzleştiğini göstermektedir. Kinematik olarak izlenen bu bulgunun hastaların klinik tablolarının düzelmesinde etkili olduğu düşünülebilir. (Axelsson ve ark, 1992) (Fujisawa ve ark, 2003; Tominaga ve ark, 2002) (Güven ve ark, 2003)

Sunulan araştırmada hastaların klinik verileri de bir anket aracılığı ile değerlendirildi. Hastaların 4.5 ay takibi sonucunda ağrı, eklem sesleri ve hareket miktarı şikayetleri sırasıyla %62.5, %77 ve %63 iyileşme gösterdi. Literatürde benzer yöntemlerin kullanıldığı klinik çalışmalarda Park ve ark (2004) 84 hastalık (108 eklem) serilerinde metal parsiyle fossa-eminens implant sisteminin başarısını %84 olarak rapor etmişlerdir. Yapılan retrospektif çalışmada 8 yıl sonunda hastaların ağrı, eklem sesleri ve hareket miktarı şikayetleri sırasıyla %56, %64 ve %50 iyileşme göstermiştir. Benzer bir çalışmada Baldwin ve Cooper (2004) eminektomi ve menüsküs plikasyonu ile tedavi ettikleri internal düzensizlik gösteren 92 hastada (119 eklem) 10 yıl sonunda ağrı, eklem sesi ve hareket miktarı şikayetlerinde %65, %63 ve %71 iyileşme göstermişlerdir. Bu iki çalışmada da, vakaların klinik bulgularına dair bilgi verilirken hastaların mekanik değişiklikleri hakkında herhangi bir bilgi sunulmamıştır. Araştırmamızda hasta grubunda takip süresi kısa olmasına rağmen klinik sonuçlar benzer çalışmalardaki 8 ile 10 yıllık takipler ile aynı seviyede bulunmuştur. (Park ve ark, 2004) (Baldwin and Cooper, 2004)

TME cerrahisi sonrası hastaların fonksiyonlarının değerlendirilmesinde kesici sınır hareketleri kullanılmaktadır. Mercuri ve ark (2002) total protez uygulaması sonrası ağız açıklığındaki değişimi süreye bağlı olarak incelemişlerdir. Tedavi öncesinde ortalama ağız açıklığı 25.5 mm iken tedavi sonrası 6 ayda 10 yıla kadar değişen takiplerde 30.8 mm ile 35 mm arasında salınım göstermiştir. Wolford ve ark (2003) 2 farklı total eklem protezinde maksimum ağız açıklığını cerrahi öncesi ve sonrasında sırasıyla Christensen protezi için 23.4 mm ve 30.1 mm olarak ve TMJ Concepts protezi için 27.4 mm ve 37.3 mm olarak bildirmiştir. Nitzan ve Price (2001) osteoartrit hastalarını artrosentez ile tedavi etmişler, 38 TME'den 26'sı tedaviye olumlu cevap vermiş, bu hastalarda maksimum ağız açıklığı tedavi öncesinde 24.4 ± 2.70 mm iken tedavi sonrasında 43.20 ± 3.10 mm'ye çıkmıştır. Araştırmamızda kesici hareket miktarı operasyon öncesinde 29.75 ± 7.2 mm iken operasyon sonrasında 35.91 ± 5.57 mm'ye yükseldi (Şekil 5.1). Tedavi sonrası maksimum ağız açıklığı değerleri istatistiksel olarak anlamlı bir artış göstermekle birlikte, aynı zamanda literatürdeki diğer tedavilerle benzer sonuçlar vermiştir. (Mercuri ve ark, 2002) (Wolford ve ark, 2003b) (Nitzan ve Price, 2001)

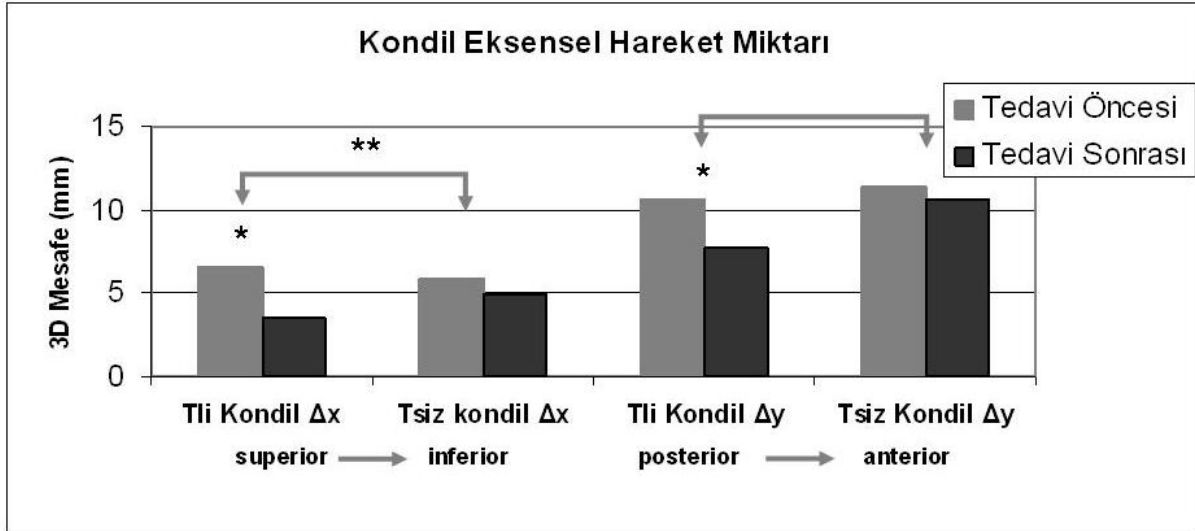
Cerrahi tedavi sonrası kesici hareketleri literatürde insizal aralığın direkt olarak ölçülmesi ile incelenmiştir. Bu çalışmada elektromanyetik hareket kayıt sistemi kullanılarak interinsizal aralığın (LM) yanı sıra, alt kesicilerin toplam hareket miktarı (CY) ve açma hareketi sırasındaki deviasyon miktarı da (ΔZ) ölçülmüştür. Normal bireylerde LM ve CY oranları birbirleri ile yakın ilişki içerisindedir. Travers ve ark (2000) açma hareketi sırasında bu oranı normal bireylerde %96 olarak bildirmişlerdir. Osteoartritli hastalarda ise bu oranın hastalar açma hareketi sırasında kontrolsüz hareket ettiklerinden dolayı, daha düşük olması beklenir. Sunulan araştırmada ortalama LM/CY oranı ameliyat öncesinde %83.7 iken ameliyat sonrasında %90.4 e yükseldi Bu değişim tedavi sonucu hastaların artan rotasyon miktarı ile uyum içerisindedir. Bu verilere ek olarak hastaların tedavi sonrasında kesici hareketinin, tedavi edilen kondil tarafına kaydığı gözlemlendi. Deviasyon miktarındaki bu değişimin anlaşılması için kondil hareketleri yakından incelenmelidir. (Travers ve ark, 2000)



Şekil 5.1: Tedavi sonrası alt kesici LM ve CY değerleri istatistiksel olarak anlamlı bir artış gösterdi. Bunun aksine tedavi edilen kondil LM ve CY değerleri istatistiksel olarak anlamlı azalma gösterdi. Tedavi edilmeyen kondille kıyasladığında ise sadece LM değerinde bir azalma gözlemlendi. (* $p \leq 0.01$, ** $p \leq 0.05$)

Kondil kinematiklerinin ölçülmesi TME mekaniğinin anlaşılmasında önemli bir rol oynar. Yapılan literatür taramasında cerrahi tedavi öncesi ve sonrasında kondil hareketlerini ölçen bir çalışmaya rastlanmamıştır. Genel olarak mandibular sınır hareketlerinden kondil hareketleri yorumlanmaya çalışılmıştır. Yapılan çalışmalarda prostetik eklem uygulaması sonrası lateral hareketlerin 1-2 mm ile sınırlı olduğu belirtilmiştir. Total eklem protezleri çene eklemine tamamen rotasyon hareketi ile sınırlandırmaktadır. Oluşan translasyon diğer çiğneme kaslarının anteriora yönelmiş vektörlerinden kaynaklanmaktadır. Sunulan araştırmada kondilin sadece rotasyon değil aynı zamanda translasyon hareketinide koruduğu gözlemlendi. Tedavi edilen kondil çalışma grubunu oluştururken, tedavi edilmeyen kondil kontrol görevi gördü. Çalışma grubunda kondil hareket miktarı (Şekil 5.1) ve hareketin anterior ve inferior vektörleri istatistiksel olarak anlamlı bir azalma gösterirken (Şekil 5.2), kontrol grubunda böyle bir değişim gözlenmedi. Kontrol ve çalışma grubundaki cerrahi öncesi ve sonrası değişim miktarlarının karşılaştırıldığında, çalışma grubundaki inferior hareket miktarının kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı bir azalma gösterdiği izlendi. Yapılan görsel incelemelerde tedavi edilen kondilin inferior yöndeki hareketinin azaldığı ve tedavi öncesine göre daha düz bir hat takip ettiği izlendi. Kontrol grubunda ise kondilin hareket miktarının azalmasına rağmen tedavi öncesine benzer bir hat takip ettiği izlendi (Şekil 5.3). Cerrahi

olarak tedavi edilen kondildeki bu değişim fossa ve eminesteki değişimlerden kaynaklanmaktadır. Fossa yapısındaki değişimler kondil hareketinin yönünü ve miktarını etkilemektedir. (Mercuri ve ark, 2002; Mercuri ve Giobbie-Hurder, 2004)

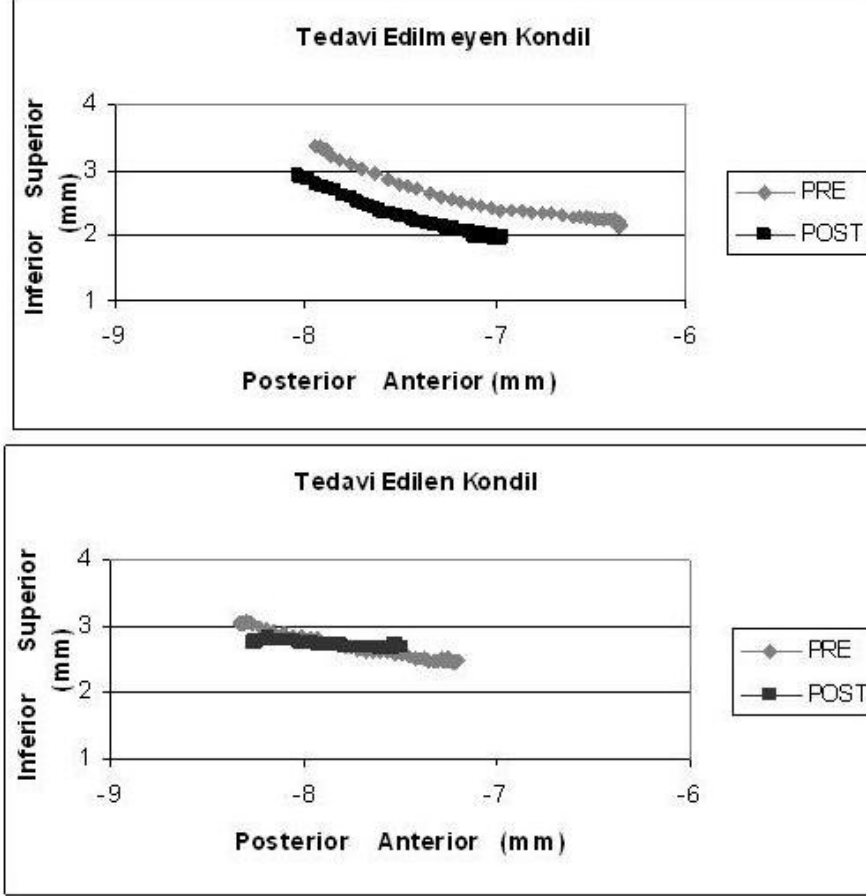


Δz medio-lateral = Tli Kondil 1.92 $\rightarrow$ 1.75, Tsiz Kondil 1.84 $\rightarrow$ 1.84

Şekil 5.2 : Kondil hareketleri eksenlere ayrılıp incelendiğinde cerrahi sonrasında tedavi edilen kondilde inferior ve anterior hareket miktarında istatistiksel olarak anlamlı bir azalma izlendi. Tedavi edilmeyen kondildeki değişim ile kıyaslandığında ise sadece inferior hareket miktarında anlamlı bir azalma izlendi. Medio-lateral hareket miktarında ise her iki eklem içinde anlamlı bir değişim izlenmedi.

Sunulan araştırmada TME osteoartriti olan hastalarda kondil hareketleri üç boyutlu olarak incelenmiştir. Çalışma grubundaki bütün kondiller cerrahi olarak metal fossa-eminens protezi ile tedavi edildi. Tedavi edilmeyen diğer taraf kondili ise kontrol grubunu oluşturdu. Araştırmanın esas hedefi fossa-eminens protezi ile cerrahi tedavinin kondilin hareket yapısı üzerindeki etkisinin ölçülmesidir. Bu amaca ulaşmak için TME BT'si ve elektromanyetik hareket kayıt verilerini birleştiren bir metot geliştirildi. Bu metodun operasyon öncesi ve sonrası tekrarlanabilirliğini garantilemek için metal küreler ile işaretli dental plaklar kullanıldı. Metal küreler BT ve hareket kayıtlarını birleştirmede ve hareket kayıtlarının aynı koordinat sistemini kullanmasında önemli bir rol oynadılar. Daha sonra geliştirilen bu metot kullanılarak hastaların cerrahi tedavi öncesi ve sonrası kondil ve alt kesici hareketleri incelendi. Hastaların ortalama ağız açıklığı ve mandibular rotasyon miktarı istatistiksel olarak anlamlı artışı gözlemlendi. Kondil hareketlerinin ortalama ölçümlerde istatistiksel olarak anlamlı sonuçlar

bulunmasına rağmen hastaların hareket miktarları çok geniş bir dağılım gösterdi. Bu değişim her bir hasta kendi içinde cerrahi öncesi ve sonrası değerlendirilerek aşıldı.



Şekil 5.3 : Yapılan görsel incelemede ise tedavi edilen kondilin hareket yönü değişirken, tedavi edilmeyen kondil tedavi öncesine kıyasla benzer bir hareket şablonu izlemiştir.

Sonuç olarak, Temporomandibular eklemin parsiyel fossa ve eminens implant ile tedavisi başarılı sonuçlar vermektedir. Araştırmamızda cerrahi tedavinin sonuçları objektif ve subjektif olarak değerlendirilmiştir. Subjektif değerlendirmede takip süresi sonunda hastaların klinik olarak ağrı şikayetleri giderilmiş ve fonksiyonları iyileştirilmiştir. Hastaların ağız açıklığı hem subjektif, hemde objektif olarak operasyon sonrasında anlamlı bir artış göstermiştir. Sunulan araştırma cerrahi sonrası kondil hareketlerinin değişimini inceleyen bilginiz dahilindeki tek çalışmadır. Araştırmamızda kondil hareketlerinin fossa ve eminensin yapısı ile yakın ilişki içerisinde olduğu ve fossa yapısındaki değişimlerin kondil hareketlerini doğrudan etkilediği görülmüştür. Tedavi edilen kondilin hareket miktarı ve yönü, tedavi

edilmeyen kondile kıyasla değişim göstermiştir. Bu değişimin en önemli sebebi fossa plastisi ve eminektomi sonrası, kondilin inferior yöndeki hareketinin azalmasıdır. Bu bulgular artiküler eminensin artmış kuvvetlere karşı adaptasyon mekanizmasının abrazyon sonucu düzleştiiğini tezini desteklemektedir. Ek olarak bu adaptasyon mekanizması cerrahi olarak taklit edilmesinin mümkün olduğunun ilk kanıtları bu çalışmada gösterildi. Benzer çalışmaların devamı ve geliştirilmesi, TME osteoartritinin tedavisinde daha başarılı yöntemler bulunmasına yardımcı olacaktır.

6. ÖZET

S.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Ana Bilim Dalı

DOKTORA TEZİ/KONYA-2006

Dt. Evre BALTALI

Danışman

Doç. Dr. Ercan DURMUŞ

TEMPOROMANDİBULAR EKLEM OSTEOARTRİTLİ HASTALARIN CERRAHİ ÖNCESİ VE SONRASI KİNEMATİK DEĞERLENDİRİLMESİ

Araştırmanın amacı; dejeneratif temporomandibular eklem düzensizliği (osteoartrit) hastalarının, metal fossa-eminens parsiyel eklem protezi ile cerrahi tedavisi öncesi ve sonrasında, kinematik ve klinik bulgularını değerlendirmektir.

Sunulan çalışmada dejeneratif temporomandibular eklem hastalığı olan 16 bayan ve 1 erkek hasta (18 eklem) metal parsiyel fossa-eminens eklem protezi ile tedavi edilmiştir. Çalışmayı tamamlayan hastaların subjektif bulguları görsel analog hasta anketleri ile değerlendirilmiştir. Hastaların objektif bulguları ise bu çalışma için özel olarak geliştirilmiş, elektromanyetik hareket kayıt sistemi kayıtları ve bilgisayarlı tomografi görüntülerinin, dental plaklar aracılığı ile birleştiren, bir sistem kullanılarak toplanmıştır. Hastaların ameliyat öncesi

ve sonrası maksimum ağız açma sırasındaki mandibular kesici ve kondil kinematikleri kayıt edilmiştir. Tedavi edilen kondil kontrol grubunu oluştururken, tedavi edilmeyen kondil kontrol grubunu oluşturmuştur. Objektif ve subjektif verilerin tedavi öncesi ve sonrası değişimlerin değerlendirilmesi eşleştirilmiş t testi ile SAS 8.2 yazılımı kullanılarak yapılmıştır.

Cerrahi tedavi sonrası hastaların ağrılarının azaldığı ve fonksiyonel hareketlerin kolaylaştığı izlenmiştir. Alt kesici hareket miktarı ameliyat sonrasında İstatiksel olarak anlamlı bir artış göstermiştir. Ayrıca hastaların ameliyat sonrasında ameliyatlı tarafa deviasyon gösterdikleri izlenmiştir. Kontrol grubundaki kondil hareketleri ameliyat sonrasında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim göstermezken, çalışma grubundaki kondil hareketleri azalmıştır. Kontrol ve çalışma grubu arasındaki kıyaslamada bu azalmanın kondilin inferior yöndeki hareketinin azalmasından kaynakladığı izlenmiştir.

Sonuç olarak fossa ve eminensin yapısının değiştirilmesinin kondil hareket miktarı ve yönünü değiştirdiği gözlenmiştir. Bu araştırmada kullanılan teknik, pratik olarak kullanımı mümkün bir yöntemdir ve temporomandibular eklem protezlerinin etkilerinin incelenmesinde, hatta yeni temporomandibular eklem protezleri dizayn edilmesinde kullanılabilir.

7. YABANCI DİLDE ÖZET

KINEMATIC ASSESSMENT OF THE TEMPOROMANDIBULAR JOINT BEFORE AND AFTER SURGICAL TREATMENT

Purpose of this study was to evaluate clinical and kinematical outcomes of degenerative temporomandibular joint dysfunction (osteoarthritis) patients before and after metal fossa and eminence partial joint reconstruction.

In the proposed study 16 female and 1 male patients (18 joints) under went surgical treatment with metal fossa-eminence hemi-joint prosthesis. Visual analog patient questionnaires were used to evaluate the subjective outcomes. Objective outcomes were evaluated by using a special technique, combining electromagnetic tracking system with CT images using custom made dental plates, developed for this project. Mandibular kinematics was recorded pre and post surgically during maximal mouth opening and condylar and mandibular incisor motion was calculated. While operated condyles served as the study groups, un-operated condyles were used as the control group. Paired t-test was used to evaluate the statistical analysis of the collected data by using SAS 8.2 software.

Decrease in pain levels and increase in functional outcomes were recorded by patient questionnaires after the surgical treatment. Additionally mandibular incisor range of motion showed a statistically significant increase following surgery. Also a deviation to the operated side was noted for the mandibular incisors after surgery. Motion of the un-operated condyles didn't show a statistically significant change, however operated condyle motion was reduced significantly. This difference between the operated vs un-operated side could be explained by the decrease in inferior vector of the operated side condyle motion.

As a result; changing the structure of fossa and eminence affected the magnitude and direction of condyle motion. Authors suggest that the proposed technique used in this study was practical tool that could be used in further evaluation and development of temporomandibular joint prosthesis.

8. KAYNAKLAR

Abolmaali ND, Schmitt J, Schwarz W, Toll DE, Hinterwimmer S, Vogl TJ (2004).

Visualization of the articular disk of the temporomandibular joint in near-real-time MRI: feasibility study. Eur Radiol 14(10):1889-94.

Ahlgren J (1966). *Mechanism of mastication: a quantitative cinematographic and*

electromyography study of masticator movements in children, with special reference to occlusion of the teeth. Acta. Odontol. Scand. 24:1-36.

Axelsson S, Holmlund A, Hjerpe A (1992). *An experimental model of osteoarthritis in the*

temporomandibular joint of the rabbit. Acta Odontol Scand 50(5):273-80.

Baldwin AJ, Cooper JC (2004). *Eminectomy and plication of the posterior disc attachment*

following arthrotomy for temporomandibular joint internal derangement. J Craniomaxillofac Surg 32(6):354-9.

Bland JM, Altman DG (1986). *Statistical methods for assessing agreement between two*

methods of clinical measurement. Lancet 8476(1):307-10

Boering G (1967). *Temporomandibular joint arthrosis and facial deformity.* Trans Int Conf

Oral Surg:258-60.

Boyd RL, Gibbs CH, Mahan PE, Richmond AF, Laskin JL (1990). *Temporomandibular*

joint forces measured at the condyle of Macaca arctoides. Am J Orthod Dentofacial Orthop 97(6):472-9.

Brehnan K, Boyd RL, Laskin J, Gibbs CH, Mahan P (1981). *Direct measurement of loads*

at the temporomandibular joint in Macaca arctoides. J Dent Res 60(10):1820-4.

Buschang PH, Throckmorton GS, Travers KH, Hayasaki H (2001). *Incisor and mandibular condylar movements of young adult females during maximum protrusion and lateratrusion of the jaw.* Archives of Oral Biology 46(1):39-48.

Challis JH (1995). *A procedure for determining rigid body transformation parameters.* J Biomech 28(6):733-7.

Chase DC, Hudson JW, Gerard DA, Russell R, Chambers K, Curry JR, Latta JE, Christensen RW (1995). *The Christensen prosthesis. A retrospective clinical study.* Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 80(3):273-8.

Chen J, Buckwalter K (1993). *Displacement analysis of the temporomandibular condyle from magnetic resonance images.* J Biomech 26(12):1455-62.

Chen YJ, Gallo LM, Meier D, Palla S (2000). *Dynamic magnetic resonance imaging technique for the study of the temporomandibular joint.* J Orofac Pain 14(1):65-73.

Collins CP, Wilson KJ, Collins PC (2003). *Lateral pterygoid myotomy with reattachment to the condylar neck: an adjunct to restore function after total joint reconstruction.* Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 95(6):672-3.

de Bont LG, Boering G, Liem RS, Eulerink F, Westesson PL (1986). *Osteoarthritis and internal derangement of the temporomandibular joint: a light microscopic study.* J Oral Maxillofac Surg 44(8):634-43.

Donzelli PS, Gallo LM, Spilker RL, Palla S (2004). *Biphasic finite element simulation of the TMJ disc from in vivo kinematic and geometric measurements.* J Biomech 37(11):1787-91.

Eggers G (1946). *Arthroplasty of the temporomandibular joint in children with interposition of tantalum foil.* J Bone Joint Surg 28:603.

Estomaguio GA, Yamada K, Ochi K, Hayashi T, Hanada K (2005). *Craniofacial morphology and inclination of the posterior slope of the articular eminence in female patients with and without condylar bone change.* Cranio 23(4):257-63.

Fujisawa T, Kuboki T, Kasai T, Sonoyama W, Kojima S, Uehara J, Komori C, Yatani H, Hattori T, Takigawa M (2003). *A repetitive, steady mouth opening induced an osteoarthritis-like lesion in the rabbit temporomandibular joint.* J Dent Res 82(9):731-5.

Fushima K, Gallo LM, Krebs M, Palla S (2003). *Analysis of the TMJ intraarticular space variation: a non-invasive insight during mastication.* Med Eng Phys 25(3):181-90.

Gallo LM, Nickel JC, Iwasaki LR, Palla S (2000a). *Stress-field translation in the healthy human temporomandibular joint.* J Dent Res 79(10):1740-6.

Gallo LM, Svoboda A, Palla S (2000b). *Reproducibility of temporomandibular joint clicking.* J Orofac Pain 14(4):293-302.

Gallo LM (2005). *Modeling of temporomandibular joint function using MRI and jaw-tracking technologies--mechanics.* Cells Tissues Organs 180(1):54-68.

Gibbs CH, Messerman T, Reswick JB, Derda HJ (1971). *Functional movements of the mandible.* J Prosthet Dent 26(6):604-20.

Gossi DB, Gallo LM, Bahr E, Palla S (2004). *Dynamic intra-articular space variation in clicking TMJs.* J Dent Res 83(6):480-4.

Guven O, Metin M, Keskin A (2003). *Remodelling in young sheep: a histological study of experimentally produced defects in TMJ.* Swiss Med Wkly 133(29-30):423-6.

Gysi A (1921). *Studies on the leverage problems of the mandible.* Dental Digest 27(74).

Herring SW, Liu ZJ (2001). *Loading of the temporomandibular joint: anatomical and in vivo evidence from the bones.* Cells Tissues Organs 169(3):193-200.

Herring SW, Decker JD, Liu ZJ, Ma T (2002). *Temporomandibular joint in miniature pigs: anatomy, cell replication, and relation to loading.* Anat Rec 266(3):152-66.

Herring SW (2003). *TMJ anatomy and animal models.* J Musculoskelet Neuronal Interact 3(4):391-4; discussion 406-7.

- Hohl TH, Tucek WH (1982).** *Measurement of condylar loading forces by instrumented prosthesis in the baboon.* J Maxillofac Surg 10(1):1-7.
- Holmlund A, Hellsing G (1988a).** *Arthroscopy of the temporomandibular joint. A comparative study of arthroscopic and tomographic findings.* Int J Oral Maxillofac Surg 17(2):128-33.
- Holmlund A, Hellsing G (1988b).** *Arthroscopy of the temporomandibular joint: occurrence and location of osteoarthrosis and synovitis in a patient material.* Int J Oral Maxillofac Surg 17(1):36-40.
- Hylander WL (1975).** *The human mandible: lever or link?* Am J Phys Anthropol 43(2):227-42.
- Hylander WL (1979).** *Experimental analysis of temporomandibular joint reaction force in macaques.* Am J Phys Anthropol 51(3):433-56.
- Hylander WL, Bays R (1979).** *An in vivo strain-gauge analysis of the squamosal-dentary joint reaction force during mastication and incisal biting in Macaca mulatta and Macaca fascicularis.* Arch Oral Biol 24(9):689-97.
- Isacsson G, Isberg A, Johansson AS, Larson O (1986).** *Internal derangement of the temporomandibular joint: radiographic and histologic changes associated with severe pain.* J Oral Maxillofac Surg 44(10):771-8.
- Israel HA, Saed-Nejad F, Ratcliffe A (1991).** *Early diagnosis of osteoarthrosis of the temporomandibular joint: correlation between arthroscopic diagnosis and keratan sulfate levels in the synovial fluid.* J Oral Maxillofac Surg 49(7):708-11; discussion 712.
- Jemt T, Karlsson S, Hedegard B (1979).** *Mandibular movements of young adults recorded by intraorally placed light-emitting diodes.* J Prosthet Dent 42(6):669-73.

Jemt T, Karlsson S (1982). *Computer-analysed movements in three dimensions recorded by light-emitting diodes. A study of methodological errors and of evaluation of chewing behaviour in a group of young adults.* J Oral Rehabil 9(4):317-26.

Karlsson S (1977). *Recording of mandibular movements by intraorally placed light emitting diodes.* Acta Odontol Scand 35(2):111-7.

Karlsson S, Carlsson GE (1990). *Characteristics of mandibular masticatory movement in young and elderly dentate subjects.* J. Dent. Res. 69(473-476).

Kiehn CL, DesPrez JD, Converse CF (1979). *Total prosthetic replacement of the temporomandibular joint.* Ann Plast Surg 2(1):5-15.

Koolstra JH, Naeije M, van Eijden TM (2001). *The three-dimensional active envelope of jaw border movement and its determinants.* J Dent Res 80(10):1908-12.

Koolstra JH (2002). *Dynamics of the human masticatory system.* Crit Rev Oral Biol Med 13(4):366-76.

Koolstra JH, van Eijden TM (2005). *Combined finite-element and rigid-body analysis of human jaw joint dynamics.* J Biomech 38(12):2431-9.

Koslin M (2000). *Anatomy of The Temporomandibular Joint.* Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America 12(1):1-3.

Krebs M, Gallo LM, Airolidi RL, Palla S (1995). *A new method for three-dimensional reconstruction and animation of the temporomandibular joint.* Ann Acad Med Singapore 24(1):11-6.

Kuboki T, Takenami Y, Maekawa K, Shinoda M, Yamashita A, Clark GT (2000). *Biomechanical calculation of human TM joint loading with jaw opening.* J Oral Rehabil 27(11):940-51.

Kurita K, Westesson PL, Yuasa H, Toyama M, Machida J, Ogi N (1998). *Natural course of untreated symptomatic temporomandibular joint disc displacement without reduction.* J Dent Res 77(2):361-5.

Larheim TA, Floyststrand F (1985). *Temporomandibular joint abnormalities and bite force in a group of adults with rheumatoid arthritis.* Journal of Oral Rehabilitation 12(6):477-82.

Leader JK, Boston JR, Rudy TE, Greco CM, Zaki HS (2003). *Relation of jaw sounds and kinematics visualized and quantified using 3-D computer animation.* Med Eng Phys 25(3):191-200.

Lewis RP, Buschang PH, Throckmorton GS (2001). *Sex differences in mandibular movements during opening and closing.* American Journal of Orthodontics & Dentofacial Orthopedics 120(3):294-303.

Marks L, Teng S, Artun J, Herring S (1997). *Reaction strains on the condylar neck during mastication and maximum muscle stimulation in different condylar positions: an experimental study in the miniature pig.* J Dent Res 76(7):1412-20.

Mercuri LG, Wolford LM, Sanders B, White RD, Hurder A, Henderson W (1995). *Custom CAD/CAM total temporomandibular joint reconstruction system: preliminary multicenter report.* J Oral Maxillofac Surg 53(2):106-15; discussion 115-6.

Mercuri LG (1998). *Alloplastic temporomandibular joint reconstruction.* Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 85(6):631-7.

Mercuri LG (2000a). *The use of alloplastic prostheses for temporomandibular joint reconstruction.* J Oral Maxillofac Surg 58(1):70-5.

Mercuri LG (2000b). *The TMJ concepts patient fitted total temporomandibular joint reconstruction prosthesis.* Oral Maxillofac Surg Clin North Am 12):73.

Mercuri LG, Wolford LM, Sanders B, White RD, Giobbie-Hurder A (2002). *Long-term follow-up of the CAD/CAM patient fitted total temporomandibular joint reconstruction system.* J Oral Maxillofac Surg 60(12):1440-8.

Mercuri LG, Giobbie-Hurder A (2004). *Long-term outcomes after total alloplastic temporomandibular joint reconstruction following exposure to failed materials.* J Oral Maxillofac Surg 62(9):1088-96.

Morgan DH (1971). *Dysfunction, pain, tinnitus, vertigo corrected by mandibular joint surgery.* J South Calif Dent Assoc 39(7):505-34.

Naeije M, Huddleston Slater JJ, Lobbezoo F (1999). *Variation in movement traces of the kinematic center of the temporomandibular joint.* J Orofac Pain 13(2):121-7.

Naeije M (2003). *Measurement of condylar motion: a plea for the use of the condylar kinematic centre.* J Oral Rehabil 30(3):225-30.

Nakamura T, Inoue T, Ishigaki S, Maruyama T (1988). *The effect of vertical dimension change on mandibular movements and muscle activity.* Int. J. Prosthodont. 1(297-301).

Nitzan DW, Samson B, Better H (1997). *Long-term outcome of arthrocentesis for sudden-onset, persistent, severe closed lock of the temporomandibular joint.* J Oral Maxillofac Surg 55(2):151-7; discussion 157-8.

Nitzan DW, Price A (2001). *The use of arthrocentesis for the treatment of osteoarthritic temporomandibular joints.* J Oral Maxillofac Surg 59(10):1154-9; discussion 1160.

Nitzan DW, Etsion I (2002). *Adhesive force: the underlying cause of the disc anchorage to the fossa and/or eminence in the temporomandibular joint--a new concept.* Int J Oral Maxillofac Surg 31(1):94-9.

Nitzan DW (2003). *'Friction and adhesive forces'--possible underlying causes for temporomandibular joint internal derangement.* Cells Tissues Organs 174(1-2):6-16.

Palla S, Gallo LM, Gossi D (2003). *Dynamic stereometry of the temporomandibular joint.* Orthod Craniofac Res 6 Suppl 1(37-47.

Park J, Keller EE, Reid KI (2004). *Surgical management of advanced degenerative arthritis of temporomandibular joint with metal fossa-eminence hemijoint replacement prosthesis: an 8-year retrospective pilot study.* J Oral Maxillofac Surg 62(3):320-8.

Peck CC, Langenbach GE, Hannam AG (2000). *Dynamic simulation of muscle and articular properties during human wide jaw opening.* Arch Oral Biol 45(11):963-82.

Pereira FJ, Jr., Lundh H, Westesson PL (1994). *Morphologic changes in the temporomandibular joint in different age groups. An autopsy investigation.* Oral Surg Oral Med Oral Pathol 78(3):279-87.

Perry HT, Jr. (1969). *Relation of occlusion to temporomandibular joint dysfunction: the orthodontic viewpoint.* J Am Dent Assoc 79(1):137-41.

Pruim GJ, de Jongh HJ, ten Bosch JJ (1980). *Forces acting on the mandible during bilateral static bite at different bite force levels.* J Biomech 13(9):755-63.

Robb RA, Hanson DP, Karwoski RA, Larson AG, Workman EL, Stacy MC. (1989). *Analyze: a comprehensive, operator-interactive software package for multidimensional medical image display and analysis.* Comput Med Imaging Graph 13(6): 433-54.

Saeed N, Hensher R, McLeod N, Kent J (2002). *Reconstruction of the temporomandibular joint autogenous compared with alloplastic.* Br J Oral Maxillofac Surg 40(4):296-9.

Saeed NR, McLeod NM, Hensher R (2001). *Temporomandibular joint replacement in rheumatoid-induced disease.* Br J Oral Maxillofac Surg 39(1):71-5.

Salaorni C, Palla S (1994). *Condylar rotation and anterior translation in healthy human temporomandibular joints.* Schweiz Monatsschr Zahnmed 104(4):415-22.

Scapino RP (1983). *Histopathology associated with malposition of the human temporomandibular joint disc.* Oral Surg Oral Med Oral Pathol 55(4):382-97.

Smith AE, Robinson M (1957). *A new surgical procedure for the creation of a false temporomandibular joint in cases of ankylosis by means of non-electrolytic metal.* Am J Surg 94(6):837-45.

Sonnenburg I, Sonnenburg M (1985). *Total condylar prosthesis for alloplastic jaw articulation replacement.* J Maxillofac Surg 13(3):131-5.

Stegenga B, de Bont LG, Boering G (1989). *Osteoarthritis as the cause of craniomandibular pain and dysfunction: a unifying concept.* J Oral Maxillofac Surg 47(3):249-56.

Szentpetery A (1993). *Clinical utility of mandibular movement ranges.* Journal of Orofacial Pain 7(2):163-8.

Tanaka E, del Pozo R, Tanaka M, Asai D, Hirose M, Iwabe T, Tanne K (2004). *Three-dimensional finite element analysis of human temporomandibular joint with and without disc displacement during jaw opening.* Med Eng Phys 26(6):503-11.

Theusner J, Plesh O, Curtis DA, Hutton JE (1993). *Axiographic tracings of temporomandibular joint movements.* J Prosthet Dent 69(2):209-15.

Throckmorton G (2000). *Temporomandibular joint Biomechanics.* Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America 12(1):27-42.

Tominaga K, Hirashima S, Fukuda J (2002). *An experimental model of osteoarthritis of the temporomandibular joint in monkeys.* Br J Oral Maxillofac Surg 40(3):232-7.

Travers KH, Buschang PH, Hayasaki H, Throckmorton GS (2000). *Associations between incisor and mandibular condylar movements during maximum mouth opening in humans.* Archives of Oral Biology 45(4):267-75.

van Loon JP, de Bont GM, Boering G (1995). *Evaluation of temporomandibular joint prostheses: review of the literature from 1946 to 1994 and implications for future prosthesis designs.* J Oral Maxillofac Surg 53(9):984-96; discussion 996-7.

van Loon JP, de Bont LG, Stegenga B, Spijkervet FK, Verkerke GJ (2002). *Groningen temporomandibular joint prosthesis. Development and first clinical application.* Int J Oral Maxillofac Surg 31(1):44-52.

Widmark G (1997). *On surgical intervention in the temporomandibular joint.* Swed Dent J Suppl 123(1-87).

Wilkes CH (1978). *Arthrography of the temporomandibular joint in patients with the TMJ pain-dysfunction syndrome.* Minn Med 61(11):645-52.

Wilkinson TM (1988). *The relationship between the disk and the lateral pterygoid muscle in the human temporomandibular joint.* J Prosthet Dent 60(6):715-24.

Wilson G (1920). *The anatomy and physics of the temporomandibular joint.* Journal of the National Dental Association 7(4)14.

Wolford LM, Cottrell DA, Henry CH (1994) *Temporomandibular joint reconstruction of the complex patient with the Techmedica custom-made total joint prosthesis.* J Oral Maxillofac Surg 52(1):2-10; discussion 11.

Wolford LM, Dingwerth DJ, Talwar RM, Pitta MC (2003a) *Comparison of 2 temporomandibular joint total joint prosthesis systems.* J Oral Maxillofac Surg 61(6):685-90; discussion 690.

Wolford LM, Pitta MC, Reiche-Fischel O, Franco PF (2003b) *TMJ Concepts/Techmedica custom-made TMJ total joint prosthesis: 5-year follow-up study.* Int J Oral Maxillofac Surg 32(3):268-74.

Wolford LM (2005) *TMJ surgery revisited.* Cranio 23(4):242-3.

Yamada K, Tsuruta A, Hanada K, Hayashi T (2004) *Morphology of the articular eminence in temporomandibular joints and condylar bone change.* J Oral Rehabil 31(5):438-44.

Yamada K, Tsuruta A, Hosogai A, Kohno S, Hayashi T, Hanada K (2005) *Condylar bone change and sagittal incisal and condylar paths during mandibular protrusive excursion.* Cranio 23(3):179-87.

Yamada Y, Yamamura K (1996) *Possible factors which may affect phase duration in the natural chewing rhythm.* Brain Res. 706(237-242).

Yatabe M, Zwijnenburg A, Megens CC, Naeije M (1997) *Movements of the mandibular condyle kinematic center during jaw opening and closing.* J Dent Res 76(2):714-9.

Yoon HJ, Zhao KD, Rebellato J, An KN, Keller EE (2006) *Kinematic study of the mandible using an electromagnetic tracking device and custom dental appliance: introducing a new technique.* J Biomech 39(12):2325-30.

Yustin DC, Rieger MR, McGuckin RS, Connelly ME (1993) *Determination of the existence of hinge movements of the temporomandibular joint during normal opening by Cine-MRI and computer digital addition.* J Prosthodont 2(3):190-5.

Zhao K, Yang C, Zhao C, An KN (2005) *Assessment of non-invasive intervertebral motion measurements in the lumbar spine.* J Biomech 38(9):1943-6.

9. EKLER

3.1 Matlab Program Kodlari

```
function pntslh2rh
% PNTSLH2RH - Converts left handed coordinate system points from ANALYZE
% into a right handed coordinate system based on the volume centroid of the
% image dataset

% Get .t3d filename
[fname,fpath]=uigetfile('*.t3d', 'Pick Analyze Mesh File');
cd(fpath);

% Read in .t3d file
[T,np,ns,xtr]=rtgt(fname);

% Get centroid of image volume
name='Convert Points from LH to RH CS';
prompt={'Enter X Volume Center:', 'Enter Y Volume Center:', 'Enter Z Volume Center'};
numlines=1;
defaultanswer={'0','0','0'};
cent=inputdlg(prompt,name,numlines,defaultanswer);
for i=1:3
    hold(i)=str2double(cent{i});
end
cent=hold';

% Translate points to origin
T=T-repmat(cent,[1 length(T)]);

% Flip data around x-axis by multiplying by -1
T(1,:)= -1*T(1,:);

% Move data back to centroid of image volume
T=T+repmat(cent,[1 length(T)]);

% Write new file
[path,name,ext]=fileparts(fname);
fname=strcat(name,'_RHCS',ext);

% Write out new .t3d file
wtgt(T,np,ns,fname);

return
*****

function analyze2tri(fin)
% ANALYZE2TRI-
% M-File used to convert Analyze output of surface profile (with *.out
% extension) to a format that is useable as Patran input. The current
% version of Analyze produces an *.out file that has a slight error in the
```

```

% format of the node lines (there needs to be some extra spaces).
%
% The output from this program will be a *.out file that are connected
% triangular elements.
%

% Select file to open
if nargin == 0
    [fin,path] = uigetfile('*.out', 'Pick contour');
end
fin=checkexist(fin);

% Open file
fid=fopen(fin);

% Read 2 lines of useless header info
temp=[];
temp=fgets(fid);
temp=fgets(fid);

% Find number of points (nodes) and elements in file
temp=fgets(fid);
np=str2num(temp(27:34));
numel=str2num(temp(35:42));

% Skip over junk line
temp=fgets(fid);

% Get X,Y,Z data
x=[]; y=[]; z=[];
for i=1:np;
    temp1=fgets(fid); %first line
    read=fgets(fid); %second line
    temp3=fgets(fid); %third line
    x=cat(1,x,str2num(read(1:15))); % Isolate X data
    y=cat(1,y,str2num(read(16:30))); % Isolate Y data
    z=cat(1,z,str2num(read(31:end))); % Isolate Z data
end;

% Get connectivity matrix for data points
tri=zeros(numel,3);
for i=1:numel
    temp1=fgets(fid); %first line
    temp2=fgets(fid); %second line
    read3=fgets(fid); %third line
    tri(i,:)=str2num(read3(1:8)) str2num(read3(9:16)) str2num(read3(17:end));
end

fclose(fid);

% Output data to .tri file
[pathstr,name,ext]=fileparts(fin);
wtri(strcat(name,'.tri'),[x';y';z'],np,numel,tri);

fprintf('%s --> %s Completed\n',fin,strcat(name,'.tri'));

```

```

return
*****

function anim_jaw2
% ANIM_JAW2 - Takes MotionMonitor data and Analyze data together to
% generate a cool animation that can be output. This program is
% specifically coded for jaw (maxilla+mandible) animations.

%===== Get ANALYZE Data
% Read in mandible mesh (in mm)
[fname,fpath] = uigetfile('*.tri', 'Select Mandible Mesh');
cd(fpath);
[mand_mesh,np_mand,numel_mand,tri_mand,xtr_mand]=rtri(fname);

% Read in maxilla mesh (in mm)
[fname,fpath] = uigetfile('*.tri', 'Select Maxilla Mesh');
cd(fpath);
[max_mesh,np_max,numel_max,tri_max,xtr_max]=rtri(fname);

% Read in 3 mandible points from analyze mesh (in mm)
[fname,fpath] = uigetfile('*.t3d', 'Select Analyze Mandible 3 Points File');
cd(fpath);
[mand_analy,np,ns,xtr]=rtgt(fname);

%===== Get Motion Monitor Data
% Read in right point data (in meters)
[fname,fpath] = uigetfile('*.t3d', 'Select Lower Right Point Data');
cd(fpath);
[right,np1,ns,xtr]=rtgt(fname);
right=right*1000; % Convert from m to mm

% Read in left point data (in meters)
[fname,fpath] = uigetfile('*.t3d', 'Select Lower Left Point Data');
cd(fpath);
[left,np2,ns,xtr]=rtgt(fname);
left=left*1000; % Convert from m to mm

% Read in center point data (in meters)
[fname,fpath] = uigetfile('*.t3d', 'Lower Center Point Data');
cd(fpath);
[center,np3,ns,xtr]=rtgt(fname);
center=center*1000; % Convert from m to mm

if np1~=np2 | np2~=np3 | np3~=np1
    error('Numer of Motion Monitor time points not the same!');
else
    np=np1;
end

%===== Maxilla display
% For display purposes, place MAXILLA mesh in Motion Monitor CS, by
% using transformation generated by moving mandible from analyze->MM CS
% using the 3 points on the lower jaw at the *first* time point
mand_mm=[right(:,1) left(:,1) center(:,1)];

% Generate transformation of mandible from ANALYZE to motion monitor data

```

```

[R,v,rms]=aligntgt(mand_analy,mand_mm);

% Apply this transformation
max_mesh2=applyxfm(max_mesh,R,v);

% Output the mesh file
wtri(fullfile(tempdir,'max_MM_init_pos.tri'),max_mesh2,np_max,numel_max,tri_max);

%===== Get parameters for displaying the final mesh surfaces
figure,plot(1:np,center(1,:));
title('Center Point - X-Position','FontSize',14,'FontWeight','Bold');
xlabel('Time','FontWeight','Bold');
ylabel('Position (mm)','FontWeight','Bold');
set(gcf,'NumberTitle','off','Name','Select Maximum Point');
% Get point at which maximum displacement occurs
[t,y]=ginput(1); t=round(t);
close;
% Transform mandible to this position to set axes of plot
mand_mm=[right(:,t) left(:,t) center(:,t)];
% Generate transformation from ANALYZE to motion monitor data
[R,v,rms]=aligntgt(mand_analy,mand_mm);
% Apply transformation to mandible mesh
mand_mesh2=applyxfm(mand_mesh,R,v);
% Write out transformed maxillar and mandibular points
wtri(fullfile(tempdir,'temp_mand.tri'),mand_mesh2,np_mand,numel_mand,tri_mand);% Show the maxillar mesh
viewsurf(fullfile(tempdir,'max_MM_init_pos.tri'),1);
viewsurf(fullfile(tempdir,'temp_mand.tri'),2);
fprintf('\n\nPosition meshes in figure as they will be seen in the movie\n');
fprintf('----> Hit RETURN to continue <----\n');
pause;
CP=get(gca,'CameraPosition');
CUV=get(gca,'CameraUpVector');
xl=get(gca,'XLim');
yl=get(gca,'YLim');
zl=get(gca,'ZLim');
close;

%===== Create movie of data

%Show the maxillar mesh
viewsurf(fullfile(tempdir,'max_MM_init_pos.tri'),1);
for i=1:np
    % Assign stationary data
    mand_mm=[right(:,i) left(:,i) center(:,i)];
    % Generate transformation from ANALYZE to motion monitor data
    [R,v,rms]=aligntgt(mand_analy,mand_mm);
    % Apply transformation to mandible mesh
    mand_mesh2=applyxfm(mand_mesh,R,v);
    % % Use this code to create images at specified time increment for publication(s)
    % if i==1
    %     wtri(fullfile(tempdir,'temp_mand_Pos1.tri'),mand_mesh2,np_mand,numel_mand,tri_mand);
    % elseif i==46
    %     wtri(fullfile(tempdir,'temp_mand_Pos46.tri'),mand_mesh2,np_mand,numel_mand,tri_mand);
    %     fprintf('Done With Creating Files!!!\n');
    %     return
    % end
end

```

```

% Write out transformed maxillar and mandiular points
wtri(fullfile(tempdir,'temp_mand.tri'),mand_mesh2,np_mand,numel_mand,tri_mand);
% View mandible with original maxilla

if i == 1
    viewsurf(fullfile(tempdir,'temp_mand.tri'),2);
else
    % Get rid of currently displayed mandible
    unplot; % First time to get rid of "light" command;
    unplot; % Second time to get rid of mandible
    % Display updated mandible
    viewsurf(fullfile(tempdir,'temp_mand.tri'),2);
end
set(gca,'CameraPosition',CP,'CameraUpVector',CUV,...
    'XLim',xl,'YLim',yl,'ZLim',zl);
M(i)=getframe;
drawnow;
end

%===== Output movie
prompt={'Enter output filename'};
name='.AVI Filename';
numlines=1;
defaultanswer={'filename.avi'};
answer=inputdlg(prompt,name,numlines,defaultanswer);

% Use movie2avi to create output movie
movie2avi(M, strcat('c:\temp\',answer{1}), 'compression', 'none');
fprintf('File: %s, created in c:\temp directory\n',answer{1});

```

```

function jaw_track
% JAW_TRACK - Tracks motion of points on mandibular condyles by using
% points defined in the Analyze coordinate system and Motion Monitor
% Coordinate system
%
% The program will ask the user for the following files:
% 1. Analyze Mandible 3 Points File - This file contains the x,y,z coords
% of te 3 points in the retainer of on the mandible, as digitized in the
% Analyze mesh coordinate system. Be sure to run the pntslh2rh subroutine
% on the data before running jaw_track program.
%
% 2. Points on Mandible to Track - Similar to file #1, but now the x,y,z
% coords represent points on the mandible, from the Analyze mesh, to
% track. This file is in the .t3d file format. Be sure to run the
% pntslh2rh subroutine on the data before running jaw_track program.
%
% 3. Lower Right, Left, Center Point Datafiles - The motion of the lower
% right, left and center points in the motion monitor coordinate system.
%
% Ouput:
% The program will ask the user for an output filename. The output file
% will have a header describing which point was tracked and which column
% corresponds to the x,y,z position in the motion monitor coordinate

```

```

% system. The order of the points in the output file correspond to the
% order of the points in the "Points on Mandible to Track" file.

%===== Get ANALYZE Data
% Read in 3 mandible points from analyze mesh (in mm)
[fname,fpath] = uigetfile('*.t3d', 'Select Analyze Mandible 3 Points File');
cd(fpath);
[mand_analy,np,ns,xtr]=rtgt(fname);

% Read in points to track on mandible
[fname,fpath]=uigetfile('*.t3d','Select Points on Mandible to Track');
cd(fpath);
[mand_track,npt,nst,xtrt]=rtgt(fname);

%===== Get Motion Monitor Data
% Read in right point data (in meters)
[fname,fpath] = uigetfile('*.t3d', 'Select Lower Right Point Data');
cd(fpath);
[right,np1,ns,xtr]=rtgt(fname);
right=right*1000; % Convert from m to mm

% Read in left point data (in meters)
[fname,fpath] = uigetfile('*.t3d', 'Select Lower Left Point Data');
cd(fpath);
[left,np2,ns,xtr]=rtgt(fname);
left=left*1000; % Convert from m to mm

% Read in center point data (in meters)
[fname,fpath] = uigetfile('*.t3d', 'Lower Center Point Data');
cd(fpath);
[center,np3,ns,xtr]=rtgt(fname);
center=center*1000; % Convert from m to mm

if np1~=np2 | np2~=np3 | np3~=np1
    error('Numer of Motion Monitor time points not the same!');
else
    np=np1;
end

%===== Track points on mandible
% Create output matrix
outpoints=[];
% Initialize vector
hld=zeros([1 3*np]);
for i=1:np
    % Assign stationary data (3 points on mandible from MotionMonitor Data)
    mand_mm=[right(:,i) left(:,i) center(:,i)];
    % Generate transformation from ANALYZE to motion monitor data
    [R,v,rms]=aligntgt(mand_analy,mand_mm);
    % Apply transformation to points we're tracking on mandible
    mand_track2=applyxfm(mand_track,R,v);

    % Create matrix of x,y,z coords of points from mandible mesh in new coordinate system
    hld(1,1:3:3*np)=mand_track2(1,:);
    hld(1,2:3:3*np)=mand_track2(2,:);

```

```

        hld(1,3:3:3*npt)=mand_track2(3,:);
        outpoints=cat(1,outpoints,hld);
    end

%===== Ouput points to file for further processing
% Create header info
header={ };
for i=1:npt
    header{end+1}=strcat('Point',num2str(i),':X');
    header{end+1}=strcat('Point',num2str(i),':Y');
    header{end+1}=strcat('Point',num2str(i),':Z');
end
% Save data points in tab delimited file
dammsave(outpoints,header);

```

Ek 4.1 :

Hastaların cerrahi öncesi ve sonrası kondil ve kesici kinematik ölçüm değerleri. 10 numaralı hasta devam eden miyofasiyal probleminden dolayı istatistiksel analize dahil edilmedi.

		Kondil	3DL	3DC	Δx	Δy	Δz	Kesici	3DL	3DC	Δz
			M	Y					M	Y	
Sol Eklem Cerrahisi											
1	tedavi öncesi	sağ	11.26	26.44	-1.25	11.12	1.07		27.53	37.28	3.91
		sol	5.26	19.07	-4.08	3.09	1.10				
	tedavi sonrası	sağ	6.57	14.62	0.40	6.40	1.30		31.32	34.47	2.24
		sol	4.48	10.58	-4.14	-1.30	1.08				
2	tedavi öncesi	sağ	12.95	27.18	-1.41	12.67	2.25		29.14	38.60	-1.51
		sol	13.42	24.32	-8.08	10.49	1.77				
	tedavi sonrası	sağ	10.58	14.21	1.15	10.46	0.65		30.65	32.38	-4.64
		sol	12.06	15.22	-5.59	10.60	0.22				
3	tedavi öncesi	sağ	8.41	15.46	-1.23	7.89	2.52		33.41	39.40	-2.56
		sol	12.05	19.76	-8.07	8.52	2.36				
	tedavi sonrası	sağ	8.94	13.00	-2.55	8.54	0.63		33.70	35.77	4.18
		sol	5.78	9.20	-4.71	3.13	0.76				
4	tedavi öncesi	sağ	12.41	18.12	-4.61	11.13	2.97		26.16	29.71	-1.55
		sol	14.97	18.86	-9.96	10.75	2.89				
	tedavi sonrası	sağ	9.26	12.29	-0.80	8.90	2.43		30.90	32.37	0.76
		sol	7.65	10.11	-6.57	3.15	2.11				
5	tedavi öncesi	sağ	20.88	27.68	-16.60	11.75	4.58		36.28	38.88	2.36
		sol	23.32	26.06	-22.52	4.73	3.49				
	tedavi sonrası	sağ	22.85	31.49	-11.56	18.97	5.18		46.71	52.40	4.83
		sol	13.08	18.35	-12.33	2.90	2.38				
6	tedavi öncesi	sağ	10.16	14.89	-1.95	9.88	1.30		17.03	20.55	-1.53
		sol	11.31	14.58	-5.88	9.56	1.11				
	tedavi sonrası	sağ	18.29	23.35	-3.88	17.42	3.84		34.68	38.70	1.69
		sol	13.15	17.75	-8.71	9.31	2.78				
7	tedavi öncesi	sağ	2.61	10.65	1.56	2.00	0.59		22.96	26.55	-1.09
		sol	4.72	10.23	-4.20	1.99	0.74				
	tedavi sonrası	sağ	3.86	14.09	3.01	2.28	-0.77		25.77	29.77	-1.27
		sol	2.24	10.73	-2.09	0.16	-0.69				
8	tedavi öncesi	sağ	18.70	27.19	-8.30	16.70	-0.58		37.45	42.97	2.38
		sol	11.32	17.88	-9.25	5.97	-1.23				
	tedavi sonrası	sağ	20.87	29.79	-8.85	18.82	0.93		31.74	38.01	6.70
		sol	11.11	17.85	-4.50	10.04	-0.78				

Sağ Eklem Cerrahisi											
9	tedavi öncesi	sağ	16.98	21.85	-3.22	16.63	0.51		39.16	42.91	-5.86
		sol	20.86	24.47	-12.64	16.52	-0.20				
	tedavi sonrası	sağ	13.86	17.92	-2.24	13.66	-0.22		40.76	43.70	-4.68
		sol	16.90	19.52	-10.46	13.21	-0.85				
10	tedavi öncesi	sağ	1.07	6.50	0.24	0.96	0.27		18.18	20.48	0.97
		sol	2.09	5.99	-1.56	-1.30	0.32				
	tedavi sonrası	sağ	3.62	9.00	2.92	1.90	-0.63		16.16	18.85	1.82
		sol	4.76	8.53	-2.54	-3.96	-0.62				
11	tedavi öncesi	sağ	4.90	20.61	-0.96	4.75	-0.47		18.91	29.21	1.34
		sol	3.07	15.81	-2.17	1.98	-0.43				
	tedavi sonrası	sağ	9.01	15.57	2.30	8.65	0.08		40.87	45.73	-3.22
		sol	10.12	15.18	-6.61	7.35	-0.01				
12	tedavi öncesi	sağ	20.19	26.94	-4.36	19.58	2.30		35.66	39.90	-1.44
		sol	18.66	24.23	-9.06	16.10	1.73				
	tedavi sonrası	sağ	13.53	23.21	-0.73	13.08	3.36		38.41	43.50	-9.45
		sol	24.62	31.09	-8.22	22.75	4.06				
13	tedavi öncesi	sağ	18.88	22.43	-8.97	16.43	1.68		38.32	40.98	-2.79
		sol	21.57	25.29	-12.69	17.32	1.88				
	tedavi sonrası	sağ	6.74	14.13	-4.06	5.10	0.60		38.13	41.01	-2.11
		sol	6.77	12.61	-6.60	1.13	0.33				
14	tedavi öncesi	sağ	22.71	31.43	-2.43	21.90	5.41		28.54	36.95	4.72
		sol	13.11	22.51	-2.90	12.21	3.66				
	tedavi sonrası	sağ	20.44	26.62	-2.54	19.73	4.60		42.06	47.05	-0.12
		sol	11.19	17.38	-4.85	9.64	2.74				
15	tedavi öncesi	sağ	13.10	21.27	-6.48	11.14	2.34		37.57	43.28	-3.09
		sol	19.55	26.14	-11.27	15.82	2.14				
	tedavi sonrası	sağ	8.41	15.46	-1.23	7.89	2.52		33.41	39.40	-2.56
		sol	12.05	19.76	-8.07	8.52	2.36				
16	tedavi öncesi	sağ	14.54	22.78	-2.65	14.18	1.78		25.80	30.62	1.25
		sol	14.43	20.11	-5.26	13.28	1.75				
	tedavi sonrası	sağ	14.05	22.88	2.98	12.81	4.94		35.33	40.91	-5.41
		sol	17.96	24.85	-9.92	14.29	3.97				

10. ÖZGEÇMİŞ

1979 yılında Mersinde doğdu. İlk öğrenimini Mersin 24 Kasım ilkokulunda, orta ve lise öğrenimini Tarsus Amerikan lisesinde tamamladı. 1997 yılında girdiği Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinden 2002 yılında mezun oldu. 2002 yılı güz döneminde Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Ana Bilim Dalı'nda doktora öğrencisi olarak eğitime başladı.

11. TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince üzerimde büyük emeği olan sayın hocam, değerli ağabeyim Sayın Doç. Dr. Ercan Durmuş'a tezin hazırlanmasında değerli katkıları ve sonsuz sabrı için, eğitimimdeki katkı ve desteklerinden dolayı kıymetli hocaların Sayın Doç. Dr. Hanife Ataoğlu ve Sayın Doç. Dr. Doğan Dolanmaz'a, tezin hazırlanmasında fiziki ve maddi imkanları sağlayan Mayo Klinik Maxillofasiyal Cerrahi Bölüm Başkanı Prof. Dr. Eugene Edward Keller'a ve Biyomekanik Laboratuvar Yöneticisi Prof. Dr. Kai-Nan An'a, sabrı, anlayışı ve desteği için sevgili eşim Bilge Baltalı'ya ve beni yetiştiren aileme teşekkürü bir borç bilirim.