

ANKARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

129837

**MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEMEDE KULLANILAN
SİRKÜLER TİP YÜZEYEL KOİLİN HOMOJEN OLMAYAN
SENSİTİVİTESİNİN BİLGİSAYAR PROGRAMI YARDIMIYLA
DÜZELTİLEREK TEMPOROMANDİBULAR EKLEM VE
PATOLOJİLERİNİN İNCELENMESİ**

129837

Dt. Kaan ORHAN

**ORAL DİAGNOZ VE RADYOLOJİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ**



**DANIŞMAN
Prof. Dr. Candan Semra PAKSOY**

Tez no:

2003-ANKARA

Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Oral Diagnoz ve Radyoloji Doktora Programı

çerçevesinde yürütölmüş olan bu çalışma, aşğıdaki jüri tarafından
Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunması Tarihi: 08 / 09 / 2003



Prof. Dr. A. Nuri YAZICIOĞLU

Ankara Üniversitesi
Jüri Başkanı



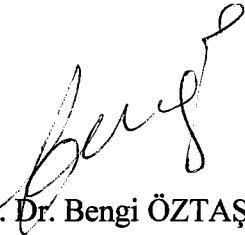
Prof. Dr. Candan S. PAKSOY

Ankara Üniversitesi
Raportör



Prof. Dr. Kemal KARAKURUMER

Gölhane Askeri Tıp Akademisi



Doç. Dr. Bengi ÖZTAŞ

Ankara Üniversitesi



Doç. Dr. Sema DURAL

Hacettepe Üniversitesi

Önsöz

Yaşamım boyunca maddi ve manevi desteklerini hiç esirgemeyen, her zaman yanımda olan sevgili aileme,

Oral Diagnoz ve Radyoloji Anabilim Dalı'nda en iyi şekilde eğitim alabilmemi sağlayan, doktora çalışmamın planlanması ve yazılmasında yol gösteren, eğitimim boyunca bana her konuda yardımcı olup desteğini esirgemeyerek yetişmemde büyük emeği geçen ve beni bu değerli camiaya kazandıran tez yöneticim Prof. Dr. Candan Semra PAKSOY'a

Tezimin doğuş aşamasından bitimine kadar yardımları ile bana destek olan Ankara Üniversitesi Diş. Hek. Fak. Oral Diagnoz ve Radyoloji Anabilim Dalı Öğretim üyesi Prof. Dr. A. Nuri YAZICIOĞLU'na,

Oral Diagnoz ve Radyoloji Anabilim Dalı doktora eğitimime başladığım ilk günden beri yetişmemde büyük emek veren Oral Diagnoz ve Radyoloji Anabilim Dalı Öğretim üyeleri Prof. Dr. Sebahat GÖRGÜN, Doç.Dr. Bengi ÖZTAŞ'a,

Doktora Çalışmam boyunca verdikleri destek için Anabilim Dalımızın tüm Araştırma Görevlilerine ve tezimin yazım aşamasındaki emeklerinden olayı bölüm sekreterimiz Hacer MUSLU'ya,

Doktora çalışmamın en başından beri özverili ve sabırlı yardımları ile daima yanımda olan ve desteğini esirgemeyen sevgili eşim Dt. Işıl ORHAN'a teşekkürlerimi bir borç bilir saygılar sunarım.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa No
Kabul ve Onay	ii
Önsöz	iii
İçindekiler	iv
Simgeler ve Kısaltmalar	vi
Fotoğraflar ve Şekiller	vii
Grafikler ve Tablolar	ix
1. GİRİŞ	1
1.1. Temporomadibular Eklem Anatomisi	1
1.1.1. Kemikler	1
1.1.2. Artiküler Yüzeylerin Histolojisi	2
1.1.3. Synovial Membran ve Synovial Sıvı	3
1.1.4. Capsula Articularis	4
1.1.5. Discus Articularis	6
1.1.6 Ligamentler	9
1.1.6.1 Kollateral Ligamentler	9
1.1.6.2. Kapsüler Ligament	10
1.1.6.3. Temporomandibular Ligament	11
1.1.6.4. Sphenomandibular Ligament	12
1.1.6.5. Stylomandibular Ligament	12
1.1.6.6. Retinacular Ligament	13
1.1.7. Çiğneme Kasları	14
1.1.7.1. M.Temporalis	14
1.1.7.2. M. Massetericus	14
1.1.7.3. M. Pterygoideus medialis	15
1.1.7.4. M. Pterygoideus lateralis	16
1.1.7.5. M. Digastricus	17
1.1.8. Temporomandibular Eklem İnnervasyonu	19
1.1.9. Temporomandibular Eklem Vaskülarizasyonu	20
1.1.10. Temporomandibular Eklem Biyomekaniği	21
1.2. Temporomandibular Eklem Patolojilerinin Sınıflandırılması	23
1.2.1. Kondil-Disk Kompleksinin Uyumsuzlukları	25
1.2.1.1. Diskin Yer Değiştirmesi	25
1.2.1.2. Redüksiyonlu Disk Deplasmanları	29
1.2.1.3. Redüksiyonsuz Disk Deplasmanları	30
1.2.1.4. Artiküler Yüzeylerin Yapısal Bozuklukları ve Uyuşmazlıkları	31
1.3. Temporomandibular Eklem Görüntüleme Yöntemleri	32
1.3.1. TME'nin İncelenmesinde Kullanılan Konvansiyonel Radyografik Teknikler	32
1.3.2. Manyetik Rezonans Görüntüleme	34
1.3.2.1. Manyetik Rezonans Görüntülemenin Fiziği	36
1.3.2.1.1. Atomik Partiküller, Nükleer Manyetizma ve Manyetik Rezonans Görüntüleme	36
1.3.2.2. Atom ve Magnet	39

1.3.2.3. Salınım Hareketi (Precession)	40
1.3.2.4. Rezonans ve Radyofrekans (RF) Puls	41
1.3.2.5. Relaksasyon ve Sinyal Kaydı	43
1.3.2.6. Longitudinal Relaksasyon (T1)	46
1.3.2.7. T1 Ağırlıklı, T2 Ağırlıklı ve Proton Densite Görüntüler	47
1.3.2.8. Manyetik Rezonans Görüntülemeye Görüntünün Oluşumu	48
2. GEREÇ VE YÖNTEM	52
2.1. Simpson Metodu	57
2.2. Dijital Bilgisayarlar İçin Aproksimasyon Metodu	57
2.3. Lineer Regresyon Modeli ile Lineer Düzeltme ve Dijital Bilgisayarlar İçin Aproksimasyon Metodunun Kombine Kullanımı	58
3. BULGULAR	71
3.1 Çalışma Grubuna Ait Bulgular	75
4. TARTIŞMA	81
5. SONUÇ	91
ÖZET	92
SUMMARY	93
KAYNAKLAR	94

SİMGELER VE KISALTMALAR

A.	Arteria
Ab	Anterior Band
Art.	Articulare
CT	Komputerize Tomografi
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
FID	Free Induction Decay (Serbest İndüksiyonun kayboluşu)
FOV	Field Of View (Ekranaya yansıyan görüntüye uyan dokunun büyüklüğü)
FSE	Fast Spin Eko
GE	Gradyent Eko
Lig.	Ligament
M.	Musculus
N.	Nervus
NEX	Number of Excitation
NMR	Nükleer Manyetik Rezonans
MRG	Manyetik Rezonans Görüntüleme
Pb	Posterior Band
P.C	Personel Computer (Kişisel Bilgisayar)
Proc.	Processus
r.	Ramus
RF	RadyoFrekans puls
ROI	Region of Interest
SE	Spin Eko
SIR	Signal Intensity Ratio (Sinyal intensite oranı)
SNR	Signal to Noise Ratio (Sinyal-gürültü oranı)
SPECT	Single Photon Emission ComputedTomografi
T	Tesla
TE	time to echo
TME	Temporomandibular Eklem
TR	time to repeat
US	Ultrasonografi
V.	Vena

Fotoğraflar ve Şekiller

Fotoğraflar

1.3.2.8. Temporomandibular eklem görüntülenmesinde kullanılan yüzeyel koil	50
2.1. İncelemelerde kullanılan 1,5 tesla gücünde MR scanner	53
2.2. Yüzeyel koillerin kübik fantom çevresine konumlandırılması	53
2.1.1. Simpson metoduyla düzeltmeden önce ve sonra elde edilen kübik fantomun MR görüntüsü	57
2.3.1. Her iki metodun kombine olarak kullanımından önce ve sonra elde edilen kübik fantomun MR görüntüsü	58
2.3. Fantomun düzeltmeden önce ve sonra elde edilen MR görüntüleri	59
2.4. Proton marker halkaların yüzeyel koile uygulanması	61
2.5. Lokalizer olarak kullanılan aksial görüntüler	61
2.6. Lokalizer olarak kullanılan aksial görüntüler	61
2.7. Koronal kesitle elde edilmiş TME görüntüsü	62
2.8. Sagittal kesitle elde edilmiş TME görüntüsü	62
2.9. Proton marker halkaların aksial ve koronal kesitlerdeki görüntüleri	62
2.10. Proton marker halkaların aksial ve koronal kesitlerdeki görüntüleri	62
2.11. Düzeltme öncesi normal TME sagittal MR görüntüsü	65
2.12. Düzeltme sonrası normal TME sagittal MR görüntüsü	65
2.13. Düzeltme öncesi normal TME koronal MR görüntüsü	66
2.14. Düzeltme sonrası normal TME koronal MR görüntüsü	66
2.15. Düzeltme öncesi redüksiyonlu ADD sagittal MR görüntüsü	66
2.16. Düzeltme sonrası redüksiyonlu ADD sagittal MR görüntüsü	66
2.17. Düzeltme öncesi redüksiyonlu koronal MR ADD görüntüsü	67
2.18. Düzeltme sonrası redüksiyonlu koronal MR ADD görüntüsü	67
2.19. Düzeltme öncesi redüksiyonsuz sagittal MR görüntüsü	67
2.20. Düzeltme öncesi redüksiyonsuz sagittal MR görüntüsü	67
2.21. Düzeltme öncesi redüksiyonsuz AGG koronal MR görüntüsü	68
2.22. Düzeltme sonrası redüksiyonsuz AGG koronal MR görüntüsü	68
2.23. Düzeltme öncesi Parsiyel ADD sagittal MR görüntüsü	68
2.24. Düzeltme sonrası Parsiyel ADD sagittal MR görüntüsü	68
2.25. Düzeltme öncesi Parsiyel ADD koronal MR görüntüsü	69
2.26. Düzeltme öncesi Parsiyel ADD koronal MR görüntüsü	69
2.27. Disk Morfolojilerinin MR görüntüleri	70
2.28. Düzeltme öncesi sagittal MR görüntüsü ve MR görüntüsünde alınan ROI	71
2.29. Düzeltme sonrası sagittal MR görüntüsü ve MR görüntüsünde alınan ROI	71
3.1. Anterior bant ile posterior bant arasındaki sinyal intensite farkı	78

Şekiller

1.1.5. Temporomandibular eklem, discus articularis ve çevre yapıların şematik görüntüsü	7
1.1.6.1. Temporomandibular eklem kollateral diskal ligamentlerin şematik görüntüsü	10
1.1.6.2. Temporomandibular eklem kapsüler ligamentin şematik görüntüsü	11
1.1.6.3. Temporomandibular eklem TM Ligamentin şematik görüntüsü	12

1.1.6.4. Temporomandibular eklem sphenomandibular ve stylomandibular ligamentlerin şematik görüntüsü	13
1.1.7. Çiğneme kaslarının şematik görüntüsü	18
1.2.1.1.1. Murakami' ye göre diskin normal pozisyonunun belirlenmesi	26
1.2.1.1.2. Yoshida' ya göre diskin normal pozisyonunun belirlenmesi	27
1.2.1.1.3. Disk deplasmanlarının şematik olarak sınıflanması	28
1.2.1.2. Redüksiyonlu disk deplasmanlarının şematik olarak görüntüsü	30
1.2.1.3. Redüksiyonsuz disk deplasmanlarının şematik olarak görüntüsü	30
1.3.2.1.1.1. Nükleusda bulunan atomik partiküllerin şematik görüntüsü	37
1.3.2.1.1.2. Manyetik Vektörün şematik görüntüsü	39
1.3.2.3. Salınım hareketi	40
1.3.2.4. 90 derecelik RF2 puls' un dokularda bulunan protonlara etkisi	42
1.3.2.5.1. In-phase konumu ve bozulmasına kadar geçen sürede sinyal kaydı	44
1.3.2.5.2. 90 ve 180 derecelik RF plus uygulaması	46
2.1. Koilin oluşturduğu manyetik alan	55



Grafikler ve Tablolar

Grafikler

3.1. 7x7 cm' lik alanda bulunan her bir bloktaki uniformite değerleri ortalaması ve standart sapmaları	74
3.2. 7x7 cm' lik alanda bulunan her bir bloktaki SNR değerleri ortalaması ve standart sapmaları	75
3.3. Posterior bandda anterior banda göre artmış sinyal intensitesi	78
3.4. Sekans 1 (FSE 2500/17). Her grup için Pb/Ab ortalama değeri ve standart deviasyon.	79
3.5. Sekans 2 (FSE 800/17). Her grup için Pb/Ab ortalama değeri ve standart deviasyon.	79
3.6. Sekans 2 (FSE 800/17). Ağız açık, ağız kapalı, parsiyel açık pozisyonları için SIR değerleri	80
3.7. Sekans 1 (FSE 2500/17). Disk morfolojileri ve sinyal intensiteleri arasındaki ilişki	80

Tablolar

1.3.2. MR' ın tarihsel gelişimi	35
2.1. Araştırmaya dahil edilen hastaların yaş grupları ve cinsiyet dağılımı	60
3.1. Düzeltme öncesindeki aproksimasyon metodu uygulandıktan sonra uniformite değerleri	71
3.2. Düzeltme öncesindeki lineer-aproksimasyon kombine kullanım metodu uygulandıktan sonra uniformite değerleri	72
3.3. Düzeltme öncesindeki aproksimasyon metodu uygulandıktan sonra SNR değerleri	73
3.4. Düzeltme öncesindeki lineer-aproksimasyon kombine kullanım metodu uygulandıktan sonra SNR değerleri	73
3.1.1. Çalışma grubundaki düzeltme öncesi ve sonrası normal TME ve disk deplasmanlarının sınıflandırılması	76
3.1.2. Çalışma grubundaki düzeltme öncesi ve sonrası eklemlerin disk morfolojilerinin sınıflandırılması	76
3.1.3. Düzeltme öncesi ve sonrası morfolojilerine göre TME disk deplasmanlarının dağılımı	77

Yazdırma Tarihi: 2023/05/10
Yazdırma Saati: 14:05
Yazdırma Sayısı: 1

1. GİRİŞ

1.1. Temporomandibular eklem Anatomisi

Temporomandibular eklem (TME) sağ ve sol iki sinovial (Gerçek Diarthrosis) eklemden oluşan, her iki eklem birbiriyle koordineli çalıştığı kendine has karakteristiği olan bir eklemdir. Fonksiyonel sınıflandırmada TME “ginglimo-diarthrosis” sınıfındadır. Ginglimus grubu eklemler, konveks eklem yüzü makara, konkav eklem yüzü ise makarayı içine alacak şekilde olup, eklem yüzleri birbirine uygunluk gösterir. Hareket şekline göre diarthrosis şeklinde eklemler de denilir. Diarthrosis, ise eklem yüzeylerinden biri düz, hafif konkav veya konveks, diğeri ise buna uyacak şekilde olan kayma hareketi yapan eklem grubuna verilen addır. TME yi oluşturan yapılar; kemikler, ligamentler, kas grupları, disk, kapsül olarak sayılabilir.

1.1.1. Kemikler

Eklemi oluşturan kemik yapıları bakacak olursak; TME’ nin üst eklem yüzü os temporale’de bulunur. Bu yüzün konveks olan ön kısmını tuberculum articulare, konkav olan arka kısmını ise tuberculum articulare’nin arkasında kalan çukur, fossa mandibularis (glenoid fossa) oluşturur. Eklem yüzeyi (facies articularis) glenoid fossanın (fossa mandibularis) önüne kadar devam eden yüzeydir. Glenoid fossa çocukluk döneminde sığ olmasına rağmen adolesan devreye doğru ilk başta hızlı, daha sonra yavaş seyreden bir büyüme gösterir ve bu büyüme mandibular kondille yakın ilişki içerisinde (Nickel, 1988; Pirttiniemi, 1990). Tuberculum articulare artiküler yüzeyin ön kök kısmında kollateral ligamentlerin bağlandığı yer olarak görev görür. Articular eminens ise zigomanın anterior kökünü oluşturan transvers kemik parçasıdır. Antero-posterior yönde, eminens konveksken, medio-lateral yönde konkavdır (İngervall, 1974; Piette, 1993).

Alt eklem yüzü mandibula'da bulunur ve caput mandibulare (processus condylaris) adını alır (Birvar, 1993; Piette,1993; Arıncı, 1995).

1.1.2. Artiküler Yüzeylerin Histolojisi

Mandibuladaki proc. condylaris ve temporal kemikteki fossa mandibularis 4 ayrı tabakadan veya bölgeden oluşmaktadır. En yüzeysel bölgeye artiküler tabaka denir. Bu tabaka eklem kavitesine bitişik olup, en dıştaki fonksiyonel yüzeyi oluşturur. Diğer sinovial eklemlerden farklı olarak , bu tabaka hyalin kartilaj yerine dens fibröz konnektif dokudan oluşmaktadır. Kollojen liflerin çoğu demetler halinde artiküler yüzeye paralel olarak yerleşmişlerdir. Bu lifler sıkıca birbirine yapışık olup hareket esnasında oluşan kuvvetlere dayanıklıdır. Bu fibröz konnektif doku hyalin kartilaja göre eklem birkaç avantaj sağlar. Bunlar yaşlanmaya karşı hyalin kartilajda olduğu gibi kolay etkilenmez. Bunun yanında hyalin kartilaja göre kendilerini onarabilme yeteneği daha fazladır.

Temporal kemikte bulunan fossa mandibularis'teki fibröz konnektif doku uniform ince bir tabaka halindedir. (Posterior eğimi ve articular eminensin en sivri ucu hariç). Kollojen fibriller bu tabakanın derininde artiküler yüzeye dik, diğerleri mandibulada olduğu gibi dışa doğru paralel yerleşmiştir (Piette, 1993).

İkinci bölge, hücresel tabaka olan proliferatif tabaka olarak adlandırılır. Bu tabaka da differansiye olmamış mezenşimal dokudan oluşmaktadır. Bu doku artiküler kartilajın proliferasyonundan sorumludur. Yapılan bir çalışmada differansiye olmamış mezenşimal dokunun yumuşak doku kalınlığıyla yakın ilişki içersinde bulunduğu da gösterilmiştir (Hansoon,1977).

Üçüncü bölge fibrokartilagenöz tabakadır. Bu tabaka demetler şeklinde çoğu çapraz seyirli, daha azı radyal seyirli kollojen fibrillerden oluşmaktadır. Fibrokartilaj doku lateral kuvvetlere karşı gelişi güzel dizilim göstererek 3 boyutlu bir ağ oluşturarak rezistans sağlar.

Dördüncü ve en derin bölge kalsifiye tabakadır. Bu tabaka artiküler kartilaj üstüne dağılmış kondrosit ve kondroblast hücrelerinden oluşur. Bu tabakadaki kondrositler sürekli kendilerini yenileyebilecek şekilde çalışmaktadırlar. Artiküler kartilaj interselüler matriks ve kondrositlerden oluşmuştur. Kondrositler matriksi oluşturan kollojen, proteoglikan, glikoprotein ve enzim üretirler. Proteoglikanlar protein çekirdek ve glikozamin zincirleri içeren kompleks moleküllerdir. Proteoglikanlar hiyaluronik asit zincirlerine tutunur ve bir bütün oluşturarak, matriksin protein kısmını oluştururlar. Bu yapı hidrofilik olup kollojen ağ boyunca birbirine sarılırlar. Bu yapının suya affinitesi olduğundan sıvıyla karşılaşınca yapı içersindeki proteoglikanlar şişerek internal bir basınç oluşturur, bu basınç proteoglikanların genişlemeleri ve kollojen fibrillerin gerilmesiyle dengelenir. Böylece eklem yüklendiği zaman dışardan oluşan basınç artiküler kartilajın internal basıncıyla dengelenir. Ekleme gelen kuvvet arttıkça, yeni bir denge oluşuncaya kadar eklemdaki sıvı dışarıya doğru hareket eder. Kuvvet azaldıkça ise sıvı reabsorbe edilir ve doku orijinal hacmine geri döner (Okeson, 1995).

1.1.3. Sinovial Membran ve Sinovial Sıvı

Sinovial membran embriyonik mezenşimal dokudan farklılaşır. 7-8. haftada differansiyasyon eklem boşluğunun oluşmasıyla birlikte hemen hemen tamamlanır. Sinovial membran discus articularis'in üstünde ve altında kalan eklem yüzeylerinin fibröz membranını döşer. Büyük bir kısmı düzgün ve parlak bir oluşumdur, ancak özellikle eklem iç tarafındaki bölgelerde örneğin retrodiskal bölümün yukarı ve aşağısında küçük çıkıntılar ve katlantılar oluştururlar. Bu çıkıntılar alt eklem boşluğunda belirgin olmasına rağmen, temporal kemiğin ekleme katılan bölümü sinovial doku ile kaplanmaz (Arıncı, 1995).

TME’de sinovial doku üç bölümünden oluşur. En iç tabaka eklem yüzeyleriyle en çok ilişkide olan tabakadır ve genellikle kalınlığı 1-4 hücre tabakası arasında değişir. Bu tabakada altta bazal membrandan yoksun ve sinovial hücreler arasında geniş aralıklar mevcuttur. Hem bu tabakadaki hücreler arasında, hem de bir alt tabaka olan subsinovial tabakada küçük damar pleksusları ve kapillerler mevcuttur. Subsinovial doku ikinci tabakadır ve bir üst tabakadaki hücrelere benzer hücreler içerir. Üçüncü tabaka kapsüldür. Kalın kollojen bant içerir, hücre bulunmaz. Sinovial hücreler Tip I kollojen ve glikoaminoglikan içeren bağ dokusu matriksi içine gömülmüştür.

Sinovial sıvı musin ve protein bulunan plazmanın doymuş halidir. Sinovial sıvıda, sıvıya yüksek viskozite veren hyaluronik asit de bulunur. Bunun yanısıra sıvı, lenfoid/makrofaj tipi hücreler de bulundurur (Piette, 1993; Mckay,1992). Sinovial sıvının iki görevi mevcuttur. Bunlardan birincisi; eklem yüzeyleri avasküler bir yapıda olduğundan, synovial sıvı dokuların metabolik gerekliliklerini sağlayan araç gibi görev yapar. Ekleme katılan dokular, sinovial sıvı ve damarlar arasında hızlı ve serbest metabolit geçişi mevcuttur. İkinci görevi ise; artiküler yüzeylerin fonksiyonu sırasında yağlayıcı görevini görür. Disk, kondil ve fossanın artiküler yüzeyleri sürtünmeyi en aza indirmek için düzgün yapıdadır. Sinovial sıvı bu sürtünmeyi daha da aza indirmektedir (Okeson,1995).

1.1.4. Capsula articularis

Geniş kısmı yukarıda bulunan bir huniye benzer. Geniş olan üst kısmı önde tuberculum articulare’yi, arkada ise fissura petrotympanica dışarıda kalacak şekilde fossa mandibularisi çevreler. Dar olan alt kısmı collum mandibulaya yapışır. Kapsülün arka kısmı daha uzundur ve diğer bölümlerine oranla daha fazla elastik lif içerir. Bu nedenle çenenin açılması esnasında uzayarak caput mandibulanın ön tarafa gitmesine engel olmaz. Bu elastikiyeti sayesinde çenenin kapanması esnasında caput mandibulanın tekrar yerine gelmesine yardımcı olur. Eklem kapsülü caput mandibulanın geniş hareketine engel olmayacak şekilde boldur, fakat sağlam

yapıdadır. Eklem boşluğunda bulunan discus articularis çevresiyle eklem kapsülünün caput mandibulaya yakın olan bölümüne tutunmuştur. Bu nedenle, eklem kapsülünün diskusun altında kalan kısmı kısa ve gergin, üstünde kalan kısmı ise uzun ve boldur (Arıncı, 1995).

Kapsülün yapısına dair farklı görüşler mevcuttur. Klasik olarak kapsül iyi vaskülarize olmuş, çevre periosteumla ilişkili fibröz konnektif dokudan oluşmuş bir yapıdır. Kapsül, temporal kemiğin, kondilin, diskin, kondiler başın alt kısmını ve kondiler boynun üst kısmını çepeçevre sarar.

Kapsülün üst kısmı temporal kemiğin articular eminensinin anterior sınırına kadar uzanır. Temporal kemiğin artiküler yüzeyini izler. Alt kısım kondil boynunun üst kısmına önde ve arkada olmak üzere yapışır. Bu yapışma arka tarafta ön taraftakine oranla daha düşük bir seviyededir. Lateral ve medial kısım kondilin lateral ve medial kutuplarına bağımsız biçimde yapışır. Medialde ayrıca kapsül glenoid fossanın medial kenarına ve supero-medial ataçman sphenoid kemiğin angüler kısmına doğru ilerleyerek yapışabilir. Önde kapsül kondilden infra-temporal fossanın çatısına kadar bir seyir izler. Hala bu konu üzerinde tartışma bulunsa da, yapılan bazı çalışmalarca kapsüle ön kısımdan m.pterygoideus lateralisin üst başının özellikle alt liflerinin bağlandığı tanımlanmıştır (Whetten,1985; Piette, 1993).

Arka kısımda kapsül kondilin posterior articular eğimine postero-inferior olarak ve tuberculum pterygoideanın anterior yüzeyine yapışır. Bu ataçman fissura petrotympanicanın önünde bulunur, bu iki yapı arasından tympanic arter, chorda tympanica geçer. Kapsülün arka kısmında 3 yaprak kollojen lifleri ayrılmıştır. Bunlardan ilki parotis bezinin kılıfı üzerinden geçerek çevresine, ikinci yaprak squamotympanic fissürün önünde post-glenoid tüberkülün anterior eğimine ve daha ileride kondil boynuna, üçüncü yaprak ise posterior disk ataçmanın superior-inferior laminası ile anteriora seyir göstererek yapışır. Kapsülün posteriorunun damarsal beslenmesi, temporal ve maksiller arterden gelirken, anteriordan masseteric arterin dalları tarafından olur. Ayrıca kapsülün posterior kısmı bir venöz pleksus içerir (Piette, 1993).

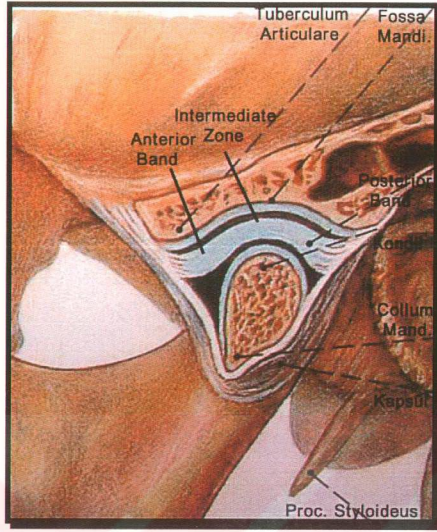
1.1.5. Discus articularis

TME compound eklem sınıfında tanımlanmış bir eklemdir. Tanım olarak bir eklemin compound eklem olabilmesi için en az üç kemik yapının eklem katılıyor olması gerekir. Ancak TME’de sadece iki kemik eklem yapısına katılır. İşte artiküler disk üçüncü bir kemik gibi görev yaparak TME’nin compound eklem olmasını sağlar. Artiküler disk TME için ossifiye olmamış kemik biçiminde tanımlanabilir (Okeson,1995).

Discus articularis; Fibroelastik kıkırdaktan yapılmış olup, eklem boşluğunda bulunur. Ağız kapalı iken fossa mandibularis ile caput mandibulare arasında, açık iken tuberculum articulare ile caput mandibulare arasında bulunur. Periferik kısmı daha kalın olan diskusun üst yüzü, os temporale’deki eklem yüzüne uyacak şekilde önde hafif konkav, arkada ise belirgin şekilde konvektir. Bir şapka gibi caput mandibulare’ye geçmiş olan alt yüzü ise konkavdır. Discus articularis, çevresiyle eklem kapsülüne tutunduğu için eklem boşluğunu iki ayrı boşluğa ayırır. Fakat bazen diskusun ortası delik olabilir. Böyle durumlarda her iki boşluk birbirleriyle irtibatlıdır (Arıncı, 1995).

Artiküler disk dens fibröz konnektif dokudan oluşur. Avasküler yapıdadır. Diskin periferik bölgeleri haricinde sinir içermez (Piette, 1993; Okeson,1995).

Disk morfolojisini inceleyecek olursak; Disk sagittal kesitte, ortada bulunan en ince bölge (intermediate zone) ile posterior kısmın anteriora göre biraz daha kalın olduğu ve diskin en geniş kısmını oluşturan anterior ve posteriora doğru kalınlaşmış 3 bölgeden oluşur (Şekil 1.1.5.).



Şekil 1.1.5. Temporomandibular Eklem, Discus Articularis ve çevre yapıların şematik görüntüsü. Sobotta (1994)

Normal bir eklemden kondilin artiküler yüzeyi intermediate zone'da konumlanmıştır, anterior ve posterior bölgeler bu kısmı sınırlandırmaktadırlar. Anteriordan bakıldığında disk genellikle mediale doğru lateralden daha kalındır ki, bu da, kondil ve mandibular fossa arasındaki boşluğa uygundur. Eklem hareketi sırasında disk esnektir ve artiküler yüzeylerin fonksiyonlarına göre adapte olabilir. Bu esneklik ve adaptasyon sonucunda disk fonksiyon sonrası geri döner. Disk normal morfolojisini, yıkıcı kuvvetler ve yapıyı değiştirici kuvvetler gelmediği sürece devam ettirir. Eğer bu tip kuvvetler olursa diskin morfolojisi bozulur ve biokimyasal değişimler ortaya çıkar (Arıncı , 1995; Okeson, 1995).

Klasik olarak artiküler disk, posteriorda gevşek bağ dokusundan oluşan damar ve sinir dokusundan zengin bölgeye tutunur. Bu bölgeye retrodiskal lamina, posterior attachment, veya bilaminar zone adı da verilir. (Rees, 1954).

Retrodiskal doku iki laminadan veya gevşek nörovasküler lamina da diyebileceğimiz iki kısımdan oluşmaktadır. Üstte elastik lifler içeren bağ dokusuyla sınırlıdır ki, bu bölgeye superior retrodiskal lamina adı verilir. Superior retrodiskal lamina anteriorda artiküler diske, posteriorda tympanic plate'e yapışır. Retrodiskal dokunun inferior laminası ise diskin posterior yüzeyinin alt kısmına ve kondilin artiküler yüzeyinin posterior kısmına yapışır. Bu laminalar elastik lif yerine kollagenöz liflerden oluşmaktadır. Retrodiskal dokunun bu laminalar dışındaki gövde kısmı posteriorda büyük bir ven plexusuna yapışmıştır. Kondil hareket ettikçe bu bölge kanla dolar (Piette, 1993; Okeson, 1995; Wilkinson, 1994).

Diskin anterior bölgesinin superior ve inferior ataçmanlarına kapsüler ligament denir. Superior ataçman temporal kemiğin artiküler yüzeyinin anterior marjinine, inferior ataçman kondilin artiküler yüzeyine doğru bir seyir gösterir. Her iki ataçman da kollojen fibriller içerir. Bununla birlikte disk, m. pterygoideus lateralis'e tendinöz liflerce de yapışmıştır. Artiküler disk sadece anterior ve posterior değil, medial ve lateral kısımdan da kapsüler ligamentlere yapışmaktadır. Bu yapı eklem boşluğunu, yukarıda disk ve temporal kemik, aşağıda disk ve kondil arasında oluşan bağımsız iki kaviteye çevirir. Bunun yanı sıra artiküler diskin medial ve lateral kısımlarına bağlanan, elastik olmayan, ancak zengin vaskülarize doku ve innervasyon içeren yapılar vardır ki, bunlara kollateral ligament adı verilir.

Disk, yüzeyel tabakalarda postero-anterior yönde konumlanmış kollojen liflerden olmuştur. Diskin içinde sagittal ve frontal düzlemlerde bir ağ oluşturacak şekilde örülmüş sayısız liflerden oluşmuş kollojen demetler mevcuttur. Diskin orta bölümünde postero-anterior yönde konumlanmış fibriller, anterior ve posterior banttaki transvers olarak konumlanmış fibrillerden daha baskındır. Bununla beraber diski diğer dokularla histolojik açıdan karşılaştırdığımızda; fibröz konnektif doku içine gömülmüş olarak bulunan fibroblastları, en fazla posterior disk ataçmanında, sonra intermediate zone ile diskin anterior ve posterior band bölgesinde görürüz. Kondrositleri ise, diskin anterior ve posteriorunda görebilmekteyiz, ancak posterior disk ataçmanı ve intermediate zone'da izleyemeyiz (Piette, 1993; Paegle, 2002).

1.1.6. Ligamentler

Diğer bütün eklem sistemlerinde olduğu gibi TME’de de ligamentler yapıyı korumada önemli rol üstlenirler. Ligamentler kollegenaz konnektif dokudan oluşmuşlardır ve gerilmeye müsait yapıları mevcut değildir. Eklem fonksiyonlarına aktif olarak katılmak yerine, ancak pasif sınırlayıcı olarak görev alırlar. Ligamentler TME’yi lateral ve medialden güçlendiren yapılardır. TME’de 3 tane fonksiyonel ligament mevcuttur. Bunlar sırasıyla;

- 1) Collateral ligamentler,**
- 2) Capsular ligament,**
- 3) Temporomandibular ligament,**

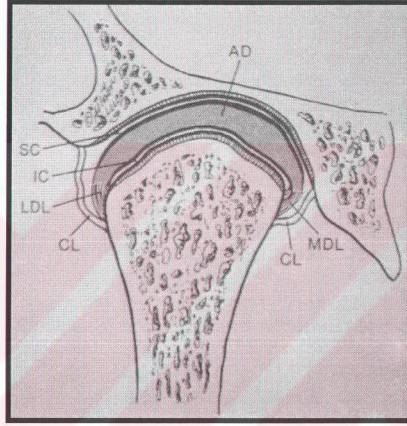
3 tane de aksesör ligament mevcuttur. Bunlar da sırasıyla:

- 4) Sphenomandibular ligament,**
- 5) Stylomandibular ligament,**
- 6) Retinacular ligament (Okeson, 1995; Shiraishi, 1995; Arıncı, 1995; McKay, 1992; Piette, 1993).**

1.1.6.1 Kollateral Ligamentler:

Kollateral ligamentler diskin medial ve lateral sınırları ile kondilin medial ve lateral kutuplarına yapışır. Bunlara genellikle iki tane olarak diskal ligamentler denir. Bunlardan biri medial diskal ligament, diğeri lateral diskal ligamenttir (Şekil 1.1.6.1). Medial diskal ligament diskin medial kısmına ve kondilin medial kutbuna, lateral diskal ligament ise diskin latereline ve kondilin lateral kutbuna yapışır. Bu ligamentler eklemi mediolateral olarak, alt ve üst eklem kavitesine ayırmakla sorumludurlar. Diskal ligamentler TME’nin fonksiyonel ligamentlerinden olup kollojen konnektif doku liflerinden oluşurlar ve bu yüzden gerilme yetenekleri yoktur. Bunların fonksiyonları diskin kondilden uzaklaşmasını önlemektir. Diğer bir

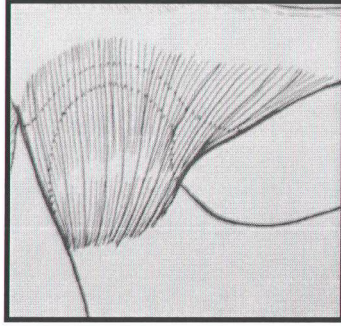
deyişle diskin pasif olarak, kondilin anterior ya da posteriora doğru kayması sırasında kondille birlikte hareket etmesini sağlar. Bu yüzden bu ligamentler TME'nin menteşe tipi hareketinden de sorumludur denilebilir. Diskal ligamentler damar ve sinir dokusu içerirler. Bu ligamentlerdeki innervasyon disk pozisyonu hakkında bilgi sağlar ve bu ligamentlere aşırı yük binmesi ağrıya sebep olur (Arıncı, 1995; Okeson, 1995).



Şekil 1.1.6.1. Temporomandibular Eklem kollateral diskal ligamentlerin şematik görüntüsü. LDL-Lateral diskal ligament, MDL-Medial diskal ligament. Okeson (1998)

1.1.6.2 Kapsüler ligament:

Daha önce bahsedildiği gibi TME çepeçevre bir kapsüler ligament tarafından sarılmıştır. Bu kapsüler ligament, üstte temporal kemiğin artiküler eminensi ve altta kondilin artiküler yüzeylerini kapsayacak şekilde eklem yapmıştır (Şekil 1.1.6.2). Kapsüler ligament eklem medial, lateral ve alttan gelen kuvvetlere karşı eklem dislokasyonunu önlemede görevlidir. Bir diğer önemli görevi de, eklemi sararak sinovial sıvının bu bölgeden dışarıya çıkmasını önlemektir. Kapsüler ligament iyi bir innervasyona sahiptir. Eklem pozisyonu ve hareketine bağlı olarak proprioseptif feedback sağlar (Okeson, 1995; Shiraishi, 1995; Arıncı, 1995; McKay, 1992; Piette, 1993).

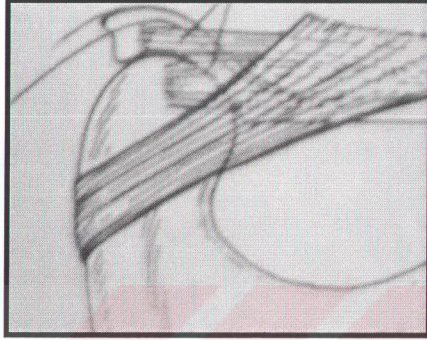


Şekil 1.1.6.2. Temporomandibular eklem kapsüler ligament'in şematik görüntüsü. Okeson (1998)

1.1.6.3. Temporomandibular ligament:

Kapsüler ligamentin lateral tarafının güçlü ve sıkı liflerle kuvvetlenmiş olmasına lateral ligament veya temporomandibular ligament (TM ligament) diyoruz. Bu ligament düz ve triangular şekildedir. Elastik lifler dens kollojen fibrillerden oluşur. TM ligament dışta oblik kısım ve içte horizontal kısımdan oluşur. Dıştaki kısım tuberculum articulare'nin dış yüzü ve proc. zygomaticusun postero-inferior kısmından kondil boyunun dış yüzüne doğru uzanır. İç kısım ise tuberculum articulare ve proc. zygomaticusun posterior ve horizontalinden kondilin lateral kutbuna ve artiküler diskin posterior kısmına uzanır (Şekil 1.1.6.3). TM ligamentin oblik kısmı kondilin maksimum ağız açıklığını belirler. Ağız açma sırasında kondil sabit bir noktaya bağlı TM ligament gerilinceye kadar hareket eder. Ligament gerilince, kondil boynu daha ileri hareket edemez ve hareket biter. Eğer ağız maksimumdan daha fazla açılmak istenirse, kondil tuberculum articulare üzerine doğru hareket eder. TM ligamentinin iç kısmında bulunan horizontal bölüm ise diskin ve kondilin posterior kısma doğru hareketini sınırlar. Kuvvet uygulanınca bu kısım gerilir ve kondilin fossa mandibularisde geriye doğru hareketini önler. Böylece TM ligament, posteriorda bulunan retrodiskal yapıları, posterior disk deplasmanı gibi travmalardan korur. Bunun yanısıra bu kısım lateral pterygoid kasının aşırı uzamasını da önler. TM ligamentin etkisi bazı travma vakalarında oldukça iyi gözlenmiştir.

Travma sonucunda kondil boynu kırıldığı halde, retrodiskal yapılarda herhangi bir zarar olmamaktadır (Okeson, 1995; Piette, 1992; Osborn, 1989).



Şekil 1.1.6.3. Temporomandibular eklem TM ligamentin şematik görüntüsü. Okeson (1998)

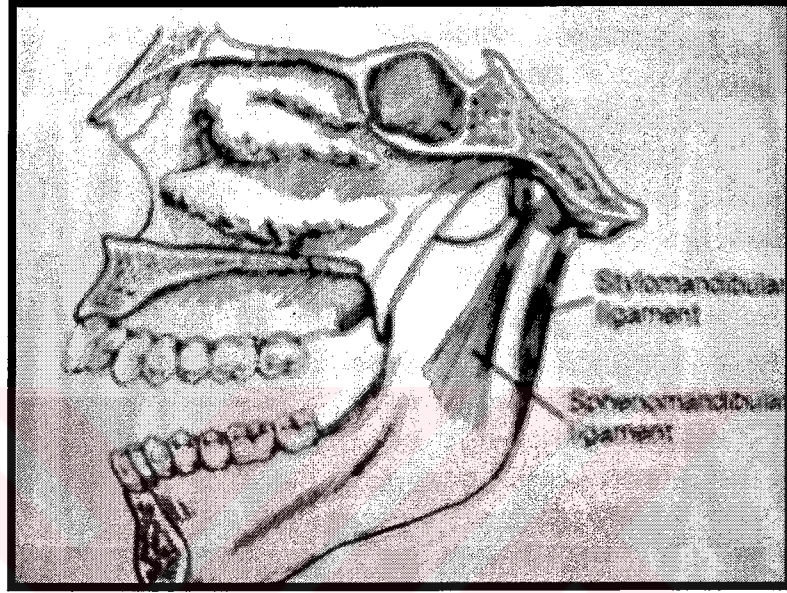
1.1.6.4. Sphenomandibular ligament:

Sphenomandibular ligament, TME'nin iki aksesör ligamentinden biridir. Sphenoid kemiğin spinasından başlar ve lingula mandibulaya doğru uzanır (Şekil 1.1.6.4.). Bu ligament Meckel kıkırdağının bir artığı olup, lingula mandibulaya doğru yelpaze şeklinde açılan ince bir ligamenttir. Bu ligamentin petrotympanic fissür'e doğru ve orta kulakta malleus'a doğru fibröz bir devamlılığı vardır. Bu ligamentin mandibular harekete bir etkisi şu an için bilinmemekle beraber araştırılmaktadır (Okeson, 1995; Arıncı, 1995; Piette, 1993).

1.1.6.5. Stylomandibular Ligament:

İkinci aksesör ligamenttir. Proc. styloideusdan ramus mandibulanın posterioruna ve angulus mandibula civarına yapışır (Şekil 1.1.6.4.). Liflerin çoğu M. Pterygoideus medialis'in fasiası içerisinde inferior olarak devam eder. Mandibulanın

protrüziv hareketi esnasında gerilir, ancak mandibula açıldığında gevşer. Bu yüzden stylomandibular ligament mandibulanın aşırı protrüziv hareketini sınırlandırır (Okeson, 1995; Piette, 1993).



Şekil 1.1.6.4. Temporomandibular eklem sphenomandibular ve stylomandibular ligamentler'in şematik görüntüsü. Okeson (1998)

1.1.6.6. Retinacular Ligament

Yapılan araştırmalar sonucunda üçüncü bir aksesör ligament olan, retinacular ligament adı verilen bu ligament bulunmuştur. Temporomandibular eklem postero-lateral kısmında fibröz bir yapıdır. Lokalizasyonu, parotis bezinin fasiası ile mandibular ramus arasında konumlanmıştır. Lateral fibröz ve postero-lateral fibröz olarak iki kısma ayrılır. Lateral fibröz kısmı lateral ligamente bağlanır. Postero-lateral fibröz kısım ise temporomandibular eklemi postero-lateralden çevreler ve meatus acusticus kartilajına zayıfça yapışır. Ligament aşağı doğru çekildiğinde, retrodiskal dokunun postero-lateralinin biçimini değiştirir (Shiraishi, 1995).

1.1.7. Çiğneme Kasları

Çiğneme kaslarını 4 kas çiftinin oluşturduğu görülmektedir; M. massetericus, M.pterygoideus lateralis, M.pterygoideus medialis, M.temporalis. Bunun yanısıra çiğneme kasları grubuna girmemekle beraber mandibular fonksiyonda M. digastricus da önemli görevler görür (Okeson, 1995; Arıncı, 1995).

1.1.7.1. M. Temporalis

Fossa temporalisi dolduran kalın bir kastır, Fossa temporalisin tabanının tümü ile fascia temporalis'in lamina profundasından başlar. Aşağı ve öne doğru bir araya toplanarak uzanan kas lifleri müşterek bir kirişte toplanarak arcus zygomaticus'un alt kenarından geçer. Bu kiriş proc. coronoideusun tepesi, iç yüzü, ön kenarı ve son molar dişe kadar ramus mandibularenin ön kenarına yapışarak sonlanır. Kasın ön bölüm lifleri vertikale, arka bölüm lifleri ise horizontale yakın bir pozisyonda bulunurlar (Şekil 1.1.7.).

Fonksiyonu: Çeneyi kapatır, horizontale yakın seyreden arka bölüm lifleri çeneyi arkaya çeker.

Siniri: N.mandibularis'in (n.trigeminus'un dalı) dalları olan nevri . temporalis profundus'dan innerve olur.

1.1.7.2 M. Massetericus

Dörtgen şeklinde kalın bir kastır. Pars superficialis ve pars profunda olmak üzere iki bölümden oluşur. Pars superficialis derin bölümünden daha büyük olup, kalın tendinöz bir yapı ile maksillanın proc. zygomaticusundan ve arcus zygomaticus'un alt kenarının 2/3 ön kısmından başlar. Aşağı ve arkaya doğru-uzanan kas lifleri,

ramus-mandibulare dış yüzünün alt yarısı ve angulus mandibuladaki tuberositas massetericada sonlanır. Pars profunda pars superficialisden daha küçüktür ve daha musküler yapıdadır. Arcus zygomaticus'un alt kenarının 1/3 arka ve iç kenarının tümünden başlar, lifleri öne ve aşağıya doğru uzanarak ramus mandibulanın dış yüzünün üst yarısı ile proc. coronoideus'un dış yüzünde sonlanır. Pars profunda'nın ön kısmı, pars superficialis tarafından örtülmüştür. Bu kas arka taraftan da gl. parotidea tarafından kısmen örtülmüştür (Şekil 1.1.7.).

Fonksiyonu: Mandibulayı yukarı kaldırır, çeneyi kapatır, protrusiv hareketlerde fonksiyon görür.

Siniri: N.mandibularis'in (n.trigeminusun dalı) bir dalı olan n.massetericus'dan innerve olur.

1.1.7.3. M. pterygoideus medialis

Ramus mandibulare'nin iç tarafında bulunan bu kas, şekil bakımından m. massetericus'a benzer ve aynı yönde uzanır, Dikdörtgen şeklinde olan bu kas, lamina lateralis proc. pterygoideus'un iç yüzünden, fossa pterygoidea'nın alt yarısından ve os. palatinum'un proc. pyramidalis'indeki oluktan başlar. Küçük bir lif demeti de proc. pyramidalisin dış yüzünden ve tuber maksillanın alt kısmından başlar. Bu kasın küçük bir bölümü, m. pterygoideus lateralis'in dış tarafında, esas bölümü ise iç tarafında bulunur. Lifleri aşağı, arkaya ve dışa doğru uzanarak, kuvvetli tendinöz bir yapı ile angulus mandibula'nın iç yüzünde tuberositas pterygoidea'da sonlanır (Şekil 1.1.7.). Bu kasın üst bölümü ile mandibula arasından lig. Sphenomandibulare, a. ve v. maxillaris, n. lingualis ile a., v. ve n. alveolaris inferior geçer. Kasın iç yüzü m. tensor veli palatini ve m. constrictor pharyngis superior ile yakın komşuluk yapar.

Fonksiyonu: Çeneyi kapatır. Tek taraflı kasıldığında, mandibulanın kasılan tarafa doğru hareket etmesini sağlar ve mandibulanın protrüzyon hareketi sırasında da fonksiyon görür.

Siniri N. mandibularis'in (n. trigeminusun dalı) dalı olan n.pterygoideus medialisten innerve olur.

1.1.7.4. M. pterygoideus lateralis

Kısa, kalın ve konik bir kas olup, hemen hemen horizontal yönde fossa infratemporalis'in ön duvarı ile mandibula kondili arasında uzanır. Bu kasın iki bölümü vardır. Üst bölümü crista infratemporalis ve bunun altında kalan facies infratemporalis'den, alt bölümü ise proc. pterygoideus'un lamina lateralisinin dış yan yüzünden ve bir kısım lifleri de, tuber maksilla'dan başlar. Kasın lifleri biraraya toplanarak horizontal yönde arkaya-dışa doğru seyrederek fovea pterygoidea sonlanır. En üst lifleri, çene eklemi kapsülünün ön tarafına, dolayısıyla buna yapışık olan discus articularis'e yapışır (Şekil 1.1.7.).

Fonksiyonu: Çift taraflı kasıldığında mandibula başını ön taraftaki tuberculum articulare üzerine getirmesi nedeniyle çene ön tarafa gelir ve biraz da açılır. Tek taraflı kasıldığında, çenenin ucunu aksi tarafa iter. Bu esnada kapsül ile birlikte discus articularis'i de öne çeker.

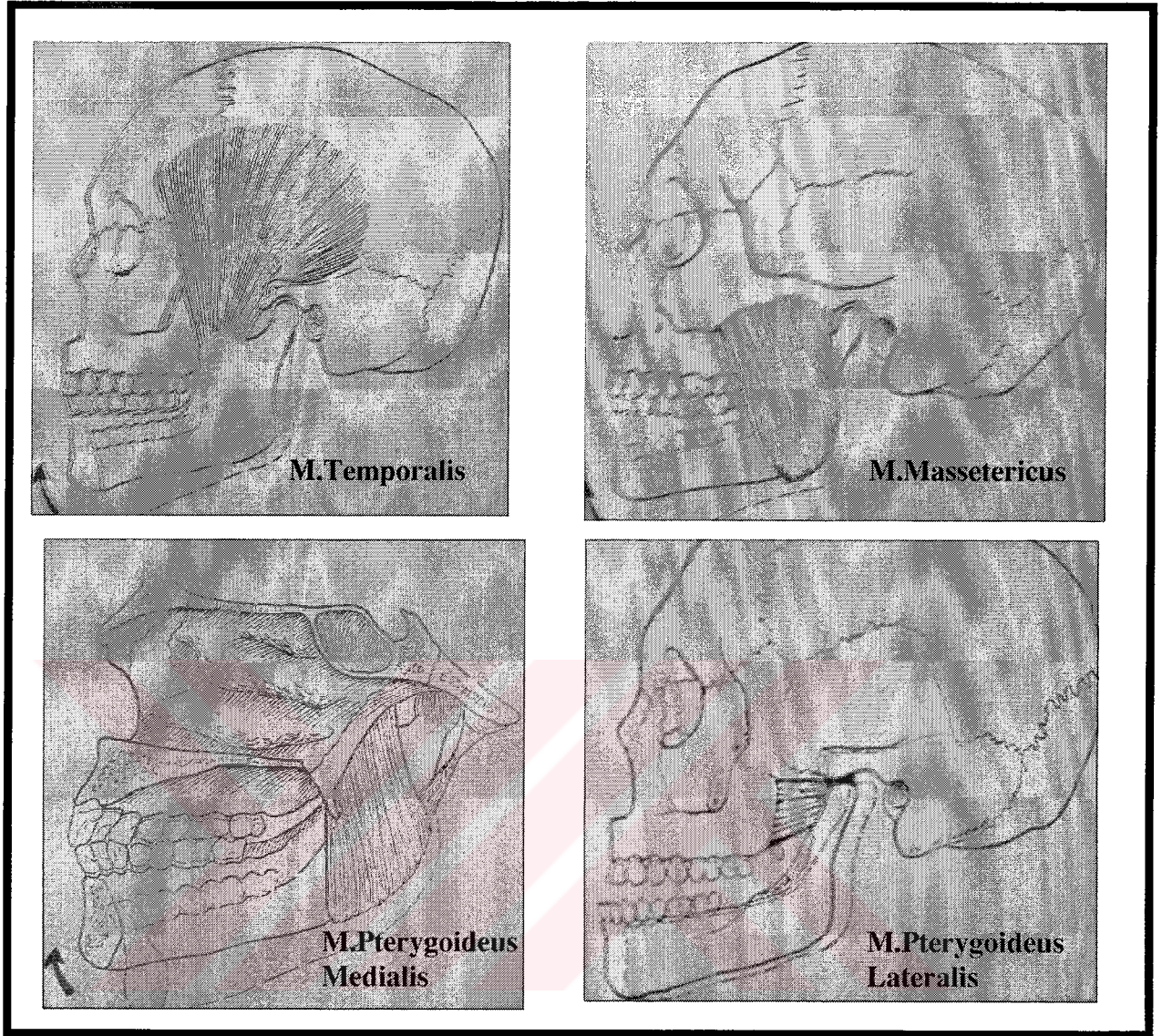
Siniri N. mandibularis'in (n. trigeminusun dalı) dalı olan n.pterygoideus lateralis'den innerve olur (Arıncı, 1995; Okeson, 1995).

1.1.7.5. M. Digastricus

Bu kas çiğneme kasları içinde olmamasına karşın, mandibulanın fonksiyonunda önemli etkisi vardır. İki kısma ayrılmıştır. Mandibulanın altında bulunan bu kasın venter posterior denilen arka karnı, daha büyük olup, proc.mastoideus'un iç kısmında bulunan incisura mastoidea'dan, küçük olan ön karnı ise çene ucunun iç yüzünde bulunan fossa digastrica'dan başlar. Kasın her iki bölümü, os. hyoideum'a doğru uzanarak müşterek bir kirişte sonlanır. Bu müşterek kiriş aponeurosis suprahyoidei denilen aponeurotik bir halka içerisinden geçerek os hyoideum'un cornu majus'u ve korpusuna hareket edebilecek bir şekilde bağlanmıştır.

Fonksiyonu: Diğer kaslar tarafından çene tespit edilmiş ise, os hyoideum'u ön karnı lifleri yönünde öne ve yukarı, arka karnı ise arkaya ve yukarı çeker. Her iki karnın birlikte çalışır ise sadece yukarı kaldırır. Eğer os hyoideum diğer kaslar aracılığı ile sabitleştirilirse, m. digastricus çenenin açılmasına yardım eder.

Siniri: Venter posterior n.fasialis'in bir dalından, venter anterior ise n.mandibularisin n.alveolaris inferiorunun bir dalı olan n.mylohyoideustan innerve olur (Arıncı, 1995; Okeson, 1995).



Şekil 1.1.7. Çiğneme kaslarının şematik görüntüsü. Okeson (1998)

Temporomandibular eklem ve çiğneme kasları arasındaki ilişkiye dair, bugüne kadar bir çok çalışma yapılmıştır. Özellikle bu çalışmalar TME diski ile çiğneme kasları arasındaki ilişkinin incelenmesine yoğunlaştırılmıştır. Günümüzde de halen TME' nin diskomusküler morfolojisi ve fonksiyonu tartışmalı bir konudur. Çiğneme kasları ve diskokapsüler kompleks arasındaki ilişki, daha önceleri, bazı araştırmacılarla yapılan çalışmalarda diskin mandibulayı pasif olarak takip ettiği şeklinde (Rees, 1954) ve diskin m. pterygoideus lateralis'in üst ve alt başı tarafından sınırlandırıldığı şeklinde idi (Dixon, 1962; Pajoni, 1987; Carpentier, 1988). Günümüzde genel olarak kabul edilmiş olan görüş, m. pterygoideus lateralis kasının

alt kısım liflerinin kondilin fovea pterygoideasına, üst kısım liflerinin ise diskin anteromedial kısmına bağlandığı şeklindedir (Naidoo , 1996; Heylings, 1995; Bade 1994; Schmolke, 1993; Valesco JR, 1993; Carpentier , 1988; Pajoni D, 1987).

Son 100 yıl içinde m. pterygoideus lateralis'in disk ile ilişkisini inceleyen 89 literatürün incelendiği bir çalışmanın sonucunda, son 100 yıl içinde araştırmacıların % 60'ı bu kasın diske, kapsüle ve kondile yapıştığını, % 30'u bu kasın liflerinin çoğunluğunun kondile, bir kısmının diske yapıştığını, % 10'u ise sadece kondile yapıştığını belirtmişlerdir (Bertilson, 1995). Bunun yanısıra bir araştırmacı da m.pterygoideus lateralis kasının, hem alt hem de üst başından gelen lif demetleri karışımının diske bağlandığını öne sürmüştür (Summings, 1991).

M. pterygoideus lateralis için yapılan çalışmaların yanı sıra m. massetericus ve m. temporalisin disk ilişkisini incelemek için de çalışmalar yapılmıştır. Bu çalışmalarda iki farklı görüş belirlemiştir. Bazı araştırmacılar bu kasların disk ile ilişkisi olmadığını, diske bağlanmadığını belirtmiş olsalar da (Isacson, 1985; Wilkinson, 1988; Wilkinson, 1989) diğer bazı araştırmacılar bu kasların diske bağlandıklarını belirtmişlerdir (Valesco JR, 1993; Rees, 1954; Couly, 1975; Letoux, 1989).

1.1.8. Temporomandibular Eklem İnnervasyonu

TME' nin innervasyonu n. trigeminus tarafından, hem motor hem de sensitif olarak yapılır. N. auriculotemporalis, bunun yanısıra n. mandibularis'in dalı olan n.massetericus ve n. temporalis profundus'tan innerve olur. N. auriculotemporalisin genellikle iki kökü vardır ve fetusta eklem çevresinde dört dal verdiği gösterilmiştir. N. massetericus ise genellikle eklem bir çok varyasyon gösteren dört dal verir N. temporalis profundus'tan ise ince ve kısa bir dal eklem kapsülüne gider. Perikapsüler bağ dokusu ve diskteki sinir lifleri genellikle damarlarla aynı yolda seyrederek. Sinir lifleri I,II,III,IV tipli reseptör benzeri, az miyelinli veya hiç miyelinsiz sinir lifleridir. Fonksiyonel olarak TME'nin sinir sonlanmaları nociceptive (dokunun yaralanmalarını veya doku yaralanma tehlikesini algılayabilen) ve

mechanoreceptive (gerilim veya basınç gibi mekanik faktörleri algılayabilen) reseptörlerden oluşmuşlardır. (Ortuğ, 1989; Okeson, 1995; Piette, 1993; McKay, 1992; Arıncı, 1995, Akita; 2000).

1.1.9. Temporomandibular Eklem Vaskülarizasyonu

TME vaskülarizasyon açısından zengindir. Kendisini çevreleyen bir çok damardan vaskülarizasyonunu sağlar. Predominant damarlar posteriordan a. temporalis superficialis, anterior'dan a. meningealis medius ve inferior'dan a. maxillaris interna dır. Ekleme dal veren diğer damarlar ise a. auricularis profundus, a. tympanicus anterior, a. pharyngealis ascendensdir. Kondil vaskülarizasyonu, kemik iliği vasıtasıyla a. mandibularis inferior ve büyük damarlardan köken alan kondil başına gelen, “besleyici damarlar” denilen ince damarlardan sağlanır. Eklem kapsülü ise geniş vasküler pleksus içerir. Burada lig.temporomandibulare, kapsülün yapılarına göre daha az vaskülarize olmuştur. 5 yaşına kadar bütün disk zengin bir vaskülarizasyon gösterirken, yetişkinlerde diskin orta kısımları avasküler, periferleri ise vasküler yapı gösterir. Diskin anterior bandı posterioruna göre daha fazla vaskülarize yapı gösterir. Intermediate zone genellikle avaskülerdir. Retrodiskal lamina, a. tympanicus anterior ve a.maxillaris den köken alan vaskülarizasyon gösterir. (Arıncı, 1995; Okeson; 1995; Piette, 1993).

1.1.10. Temporomandibular Eklem Biomekaniği

TME çok kompleks bir eklem sistemidir. Bunun sebebi bütün mastikatör sistemin fonksiyonundan sorumlu olmasından dolayıdır. Her iki eklem de bağımsız olarak hareket edebilir, ancak diğer eklem etkisi bu hareketler sırasında söz konusudur. Bu yüzden TME' nin biomekaniğinin anlaşılması TME' nin hem fonksiyonları, hem de disfonksiyonlarının anlaşılması ve araştırılması için gereklidir. Daha önce de belirtildiği gibi TME compound bir eklemdir. Yapısı ve fonksiyonu iki ayrı sisteme ayrılabilir;

1. Birincisi, inferior eklem kavitesini oluşturan yapılardır (kondil, disk). Disk kondile lateral ve medial diskal ligamentlerce bağlandığından dolayı burada oluşabilecek tek fizyolojik hareket kondilin artiküler yüzeyinde diskin rotasyon hareketidir. Disk ve kondildeki ataçmanların hepsine kondil-disk kompleksi adı verilir ki, TME'nin rotasyonel hareketlerinden sorumludur.
2. İkinci sistem bu kondil-disk kompleksinin articular fossaya karşı yaptığı hareketlerden oluşmaktadır. Disk, mandibular fossaya sıkı biçimde yapışmadığından dolayı, üst eklem boşluğunda serbest kayma hareketi yapabilir. Bu hareket mandibula öne doğru hareket ettiğinde oluşur ki, buna translokasyon denilir. Translokasyon diskin üst bölümü ile mandibular fossa arasında olur.

Disk sanki nonossifiye bir kemik gibi her iki sisteme de katılır ve böylece TME gerçek bir compound eklem sınıfına, diskin bu fonksiyonu dolayısıyla sokulur. Artiküler disk daha önceleri bir meniscus olarak tanımlanmıştır, ancak günümüzde bu tanım değişmiştir. Meniscus kesiti yarım ay şeklinde, fibrokartilaj yapıda, artiküler kapsüle bir kenar ile yapışık, serbest kenarı eklem boşluğuna uzanan anatomik bir yapıdır. Meniscus eklem kavitesini bölmez, sinovial sıvıyı izole etmez ve fonksiyonda belirleyici rol oynamaz, sadece iki kemik komponenti arasındaki harekete yardımcı olur. TME diski ise gerçek bir eklem yüzeyi gibi görev yapar ve fonksiyonda belirleyici rol oynar.

Ekleme katılan artiküler yüzeylerde herhangi bir yapısal ataçman mevcut değildir, ancak eklem stabilitesinin sağlanması gereklidir. Bu stabilite kasların sabit aktiviteleri (kontraksiyonlar) tarafından sağlanır. Bu kontraksiyon eklem dinlenme pozisyonunda iken bile vardır ki, buna tonus adı verilir. Kas aktivitesi artınca, kondil diske karşı kuvvet, disk de mandibular fossaya karşı kuvvet oluşturur ki, bu da eklem yapılarında interarticular basınçla sonuçlanır. Bu basıncın olmadığı durumlarda, artiküler yüzeyler birbirinden ayrılır ve eklemden dislokasyon meydana gelir. Artiküler disk boşluğunun genişliği bu basınçla ilişkilidir. Basıncın az olduğu zaman, (kapalı dinlenme pozisyonunda) disk boşluğu genişler. Basıncın fazla olduğunda (dişlerin sıkıldığı durumda) disk boşluğu daralır. İnterarticular basınç arttığında,

kondil intermediate zone üstüne oturur. Basınç düştüğünde ise disk boşluğu genişler, diskin daha geniş kısımları bu boşluğu doldurmak için rotasyon yaparlar. Anterior ve posterior band intermediate zonedan daha kalın olduğundan teknik olarak bu kısımlardan birisi rotasyona uğrayacaktır. Artiküler diskin posterior kısmına retrodiskal dokular yapışır, daha önce belirtildiği gibi buna posterior disk ataçmanı da denilir. Superior retrodiskal lamina elastik konnektif doku içerir. Bu dokunun elastik özelliği olduğundan ve ağız kapalı dinlenme durumunda kendi üstüne katlandığından dolayı, ağız açılma esnasında kondil fossadan superior retrodiskal laminaya herhangi bir zarar vermeden hareket eder. Ağız kapalı iken, bu elastik aktivite minimalken, ağız açıldığında kondil öne doğru hareket ettiğinde, retrodiskal lamina gerilerek, diskin geri gelmesi için kuvvet (retractive force) oluşturur. Kondil en ileri pozisyonda iken disk üzerindeki retractive force maksimumdur. Bu arada interarticular basınç ve diskin morfolojisi diskin posteriora doğru fazla retrakte olmasını engeller. Diğer bir deyişle, mandibula ileri doğru hareket ettiğinde ve geri gelmesinde, retrodiskal laminanın oluşturduğu bu kuvvet artiküler diskin boşluğunun genişliğinin izin verdiği kadar kondil üzerine disk posteriora doğru rotasyona uğrar. Bu, eklem fonksiyonunun anlaşılması için önemli bir prensiptir. Unutulmamalıdır ki, diski geri çeken kuvvet sadece retrodiskal laminada oluşan bu kuvvetle olmaktadır.

Normal bir diskte ağız kapalı pozisyonda kondil intermediate zone da konumlanmıştır. Disk öne doğru hareket ederken bu pozisyonun korunması, disk morfolojisi ve interarticular basınç, diskin kondille birlikte bu bölgeden öne doğru hareket etmesini sağlar. Diskin morfolojisi bozulursa eklem fonksiyonları etkilenmeye başlar. Böylece eklemin biomekaniği değişir ve disfonksiyonlar baş gösterir. Eklemin fonksiyonu sırasında diski yeniden incelersek; kondil, superior retrodiskal laminanın uyguladığı retractive kuvvet, m.pterygoideus lateralis kasının tonusu sonucunda uyguladığı kuvvetten daha büyük olana kadar ileri doğru hareket ederse, disk, artiküler disk boşluğunun izin verdiği yere kadar posteriora doğru rotasyona uğrar. Kondil dinlenme pozisyonuna geri döndüğünde, bu sefer m.pterygoideus lateralis kasının tonusu baskın kuvvet haline dönecek ve disk öne doğru yeniden eski konumunu alacaktır. Aslında m. pterygoideus lateralis kasının esas önemi çiğneme işlevi sırasında daha açık anlaşılabilir. Mandibula kapandığında

ve dirençle karşılaştığında, örneğin bir yiyeceği ısırma sırasında ısırılan tarafta interartikular basınç azalır. Bunun nedeni kapanma sonucunda oluşan kuvvetin eklem yerine ısırılan yiyecekte bulunmasıdır. Çene yiyecek etrafında bir mesnet noktası gibi çalışırken, karşı taraftaki eklemden basınç artarken, aynı taraftaki eklemden basınç azalması olur. Bu durumda eklemden dislokasyon ve eklem yüzeylerinin birbirinden ayrılmasına sebep olabilir. Bu olayı ortadan kaldıran faktör ise m. pterygoideus lateralis kasının aktivitesidir. M.pterygoideus lateralis, diski kondil üzerinde öne doğru rotasyona uğratarak, diskin posterior kısmının artiküler kontakta görev almasını sağlar (Okeson, 1995; McKay, 1992; Bermejo-Fenoll, 2002).

1.2. Temporomandibular Eklem Patolojilerinin Sınıflandırılması

Uzun yıllar boyunca TME patolojilerinin sınıflandırılması tartışmalı bir konu olmuştur. Bu sınıflandırmaları ilk olarak bir araya toplayarak belirli bir sınıflandırma sistemine, Bell adlı araştırmacı oturtmuştur ve Amerikan Diş Hekimliği Birliği (ADA) birkaç değişiklik yaparak bu sınıflandırmayı TME patolojilerinin sınıflandırması olarak kabul etmiştir.

Günümüze kadar Bell'in sınıflandırması esas kabul edilmiş, bununla birlikte çeşitli araştırmacılar bu sınıflandırma üzerine eklemeler yapmışlardır. Buna göre patolojiler şu şekilde sınıflandırılabilirler. (Bell, 1986; Griffiths, 1983, Okeson, 1996; Hasso, 1989).

I. Mastikatör Musküler patolojiler

- 1.Koruyucu Ko-Kontraksiyon*
- 2.Lokal kas ağrısı (İnflamasyonsuz miyalji)*
- 3.Miyofasial tetik nokta ağrısı*
- 4.Miyospazm (Tonik Kontraksiyon miyalji)*
- 5.Kronik santral mediate miyalji (Kronik miyozit)*

II. Temporomandibular Eklem patolojileri

1. Kondil-Disk kompleksinin uyumsuzlukları

- a. Diskin yer değiştirmesi
- b. Redüksiyonlu disk deplasmanları
- c. Redüksiyonsuz disk deplasmanları

2. Artiküler yüzeylerin yapısal uyumsuzlukları

- a. Form bozuklukları
 - i. Diskte
 - ii. Kondilde
 - iii. Fossada
- b. Adezyonlar
 - i. Disk ile kondil arasında
 - ii. Disk ile fossa arasında

c. Sublüksasyonlar (Hiper mobilite)

d. Spontan Dislokasyonlar

3. İnflamatuvar patolojiler

- a. Sinovitis
- b. Retrodiskitis
- c. Artrit
 - i. Osteoartrit
 - ii. Osteoartroz
 - iii. Poliartrit
- d. Eklem çevresinde bulunan yapıların inflamatuvar patolojileri
 - i. Temporal tendinit
 - ii. Stilomandibular ligamentin inflamasyonu

III. Kronik mandibular hipomobilite

1. Trismus ve Kontraksiyon

2. Ankiloz

- a. Fibröz
- b. Kemiksel

3. Kas Kontraksiyonu

- a. Miyostatik
- b. Miyofibrotik

4. Koronoid proçes impedans

IV. Gelişimsel bozukluklar

1. Konjenital ve gelişimsel kemik bozukluklar

- a. Agenezis
- b. Hipoplazi
- c. Hiperplazi
- d. Neoplazi

2. Konjenital ve gelişimsel kas bozuklukları

- a. Hipotrofi
- b. Hipertrofi
- c. Neoplazi

Yukarıda sınıflaması yapılmış olan Temporomandibular eklem patolojileri içerisinde günümüze kadar yapılan araştırmalar sonucunda, Kondil-Disk kompleksinin uyumsuzluklarının, bu patolojiler içinde en sık görüleni olduğu bulunmuştur. Temporomandibular eklem patolojilerini inceleyen araştırmacılar, TME rahatsızlığı olan hastaların ortalama %30'unun sebebinin kondil-disk uyumsuzluklarından kaynaklandığını belirtmişlerdir. Bu sebeple yukarıda bahsedilen patolojiler içinde en fazla yeri tutan bu uyumsuzlukları daha detaylı incelemek gerekmektedir (Okeson, 1995; Mckay, 1992; Janzen, 1998; Tasaki, 1996).

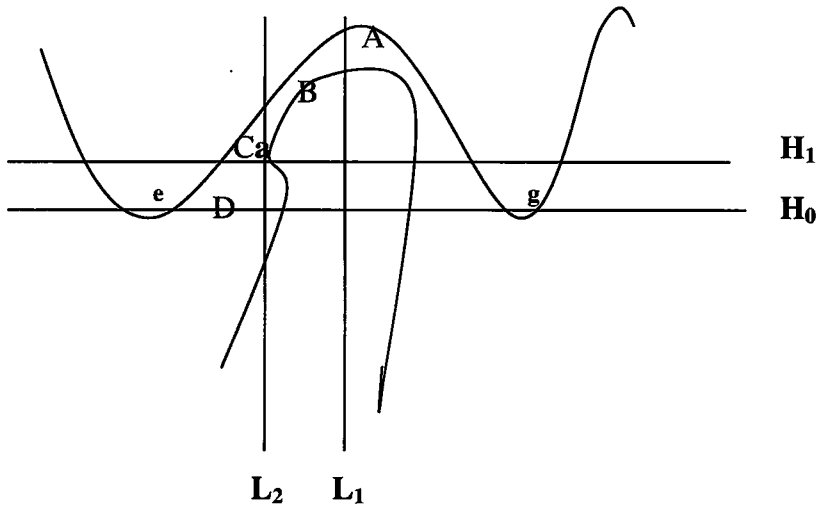
1.2.1. Kondil-Disk kompleksinin uyumsuzlukları

1.2.1.1. Diskin yer değiştirmesi

Diskin yer değiştirmesi (deplasmanı), TME' nin kondil-disk kompleksi, yani kas ve kemik dokusu uyumsuzluklarında en sık karşılaşılan durumdur. Disk normal

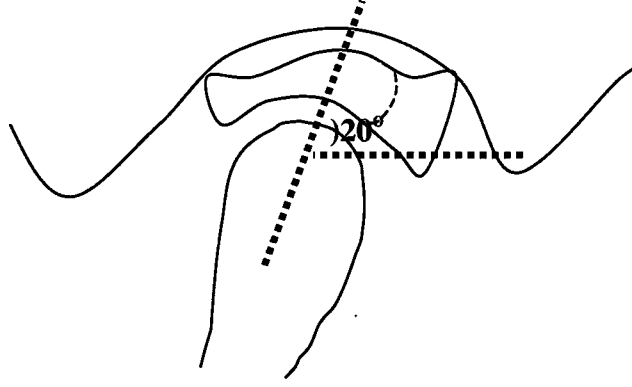
pozisyonu dışına çıktığı zaman bu durum ortaya çıkar. Normal pozisyonda genel olarak diskin posterior bandı kondilin üstünde yaklaşık saat 12 (± 10 derece) pozisyonunda konumlanmış, intermediate zone kondilin anterior prominensi ile articular eminens'in posterior kısmı arasında konumlanmıştır. Frontal düzlemden bakıldığında kondiler kutuplardan sagittal düzleme doğru çizilen tanjant çizgilerini aşmadan kondil üzerinde konumlanmıştır. (Tasaki, 1996; Marguelles-Bonnet, 1995; Kurita, 2000; Heffez, 1989; Heffez, 1988; Foucart, 1998).

Bununla birlikte bazı araştırmacılar disk normal pozisyonunu kondil ve articular eminens'ten geçen çizgiler oluşturarak tanımlamışlardır. Murakami, disk pozisyonunu tanımlamak için ağız kapalı pozisyonda, disk boşluğunu dört kompartmana ayırmıştır. Bu kompartmanları oluşturabilmek için dört çizgi tanımlamıştır. Şekil 1.2.1.1.1.'de görüldüğü gibi articular eminensin en alt noktasından (e), postglenoid fossanın en arka noktası (g) arasında bir çizgi (H_0), kondilin anterior noktasından geçen (a) ve bu çizgiye paralel olan bir başka çizgi, (H_1), gene kondilin anteriorundan dik geçen çizgi (L_2) ve son olarak kondilin merkezinden geçen (L_1) çizgileri çizerek disk boşluğunu A,B,C ve D adı altında dört alana ayırmıştır. Bu alanlardan diskin posterior bandı A noktasında konumlanmış ise, disk normal pozisyonda olarak tanımlamıştır (Murakami, 1993).



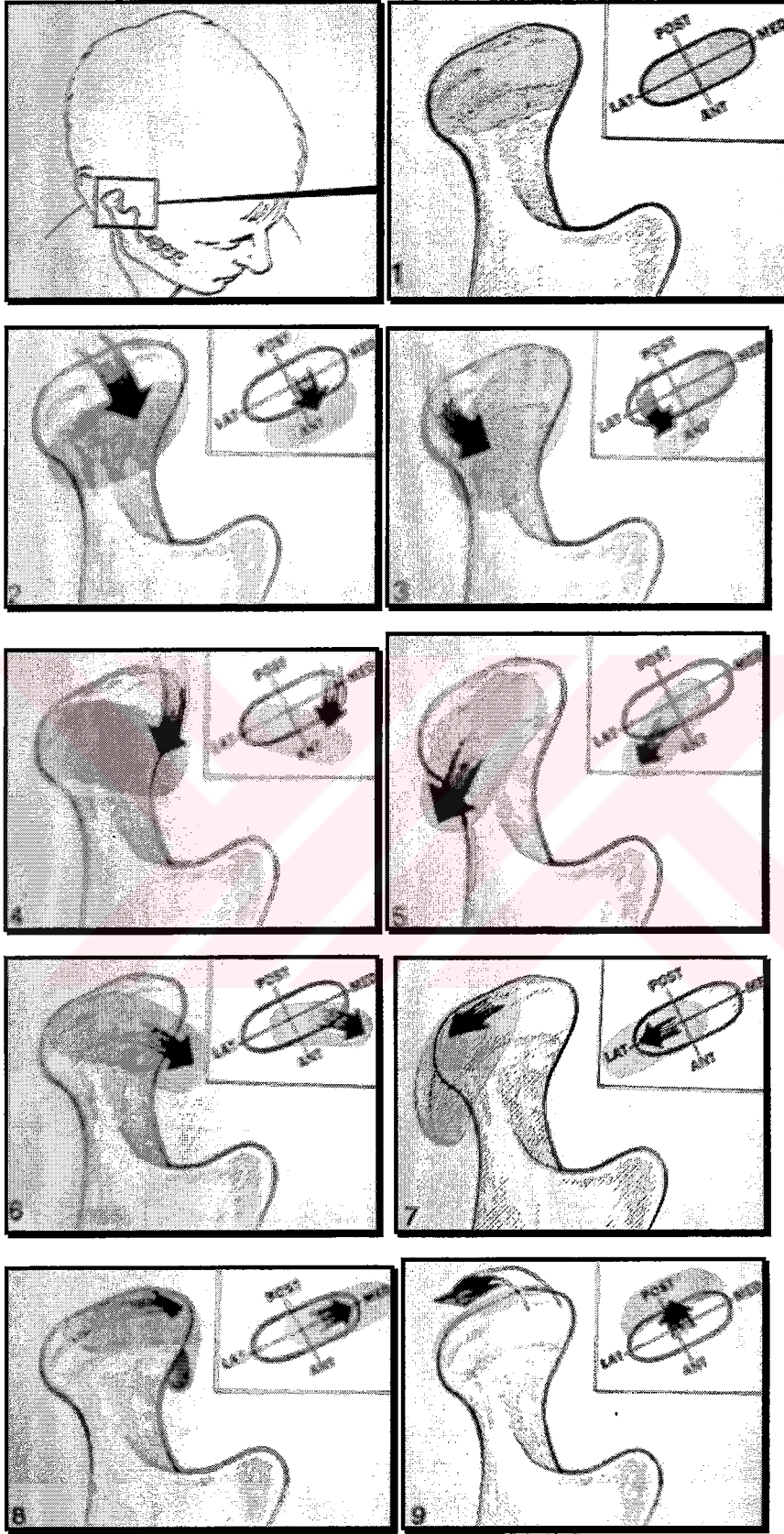
Şekil 1.2.1.1.1. Murakami'ye göre diskin normal pozisyonunun belirlenmesi.

Yoshida ise diskin pozisyonunu kondil'in vertikal aksisinden geçen çizgi ile bilaminar zone'u dik kesecek şekilde kesen çizginin birleşimi sonucunda oluşan açıya göre sınıflandırmıştır. Eğer bu açı 20 dereceden küçük ise disk normal pozisyonunda, 20 dereceden fazla ise disk anteriora deplase olarak tanımlanmıştır (Şekil 1.2.1.1.2.) (Yoshida, 2000).



Şekil 1.2.1.1.2. Yoshida'ya göre diskin normal pozisyonunun belirlenmesi.

Disk in bu yukarıda tanımlanan normal alanların dışına çıkmasına, diskin yer değiştirmesi denir. Tasaki ve arkadaşları, diskin pozisyonel değişikliklerinin en çok anteriora doğru görülmekte olduğunu belirtmekle beraber, diskin pozisyonel değişikliklerini şu başlıklar altında toplamışlardır: Normal disk pozisyonu, Anterior disk deplasmanı, Eklem in lateral kısmından parsiyel anterior disk deplasmanı, Eklem in medialinden parsiyel anterior disk deplasmanı, Rotasyonel antero-lateral disk deplasmanı, Rotasyonel anteromedial disk deplasmanı, Lateral disk deplasmanı, Medial disk deplasmanı, Posterior disk deplasmanları (Şekil 1.2.1.1.3.), (Tasaki, 1996).



Şekil 1.2.1.1.3. Disk Deplasmanlarının şematik olarak sınıflanması . Tasaki (1996)

1. *Normal disk pozisyonu*
2. *Anterior disk deplasmanı*
3. *Eklemin lateral kısmından parsiyel anterior disk deplasmanı*
4. *Eklemin medialinden parsiyel anterior disk deplasmanı*
5. *Rotasyonel antero-lateral disk deplasmanı*
6. *Rotasyonel anteromedial disk deplasmanı*
7. *Lateral disk deplasmanı*
8. *Medial disk deplasmanı*
9. *Posterior disk deplasmanları .*

Anterior disk deplasmanı, diskin posterior bandının eklemin mediolateral boyutu boyunca kondilin anterior prominensine doğru anteriora yer değiştirmesidir. Parsiyel anterior disk deplasmanı iki şekilde görülebilir. Bir tanesi, eklemin lateral kısmından parsiyel anterior disk deplasmanıdır. Bu deplasmanda, disk medialde normal pozisyonunda iken lateral kısmından anteriora doğru yer değiştirmiştir. Diğerisi ise eklemin medial kısmından parsiyel anterior disk deplasmanıdır. Bu deplasmanda, disk lateralde normal pozisyonunda iken sadece medial kısmından anteriora doğru yer değiştirmiştir. Rotasyonel antero-lateral disk deplasmanında disk hem anterior, hem de lateralden yer değiştirmiştir. Rotasyonel antero-medial disk deplasmanında disk hem anterior hem de medialden yer değiştirmiştir. Lateral disk deplasmanında disk kondilin lateral kutbunun daha lateraline, medialde ise medial kutbunun daha medialine yer değiştirmiştir. Posterior disk deplasmanında ise, diskin normal pozisyonundan daha posteriora doğru bir yer değiştirmesi söz konusudur (Tasaki, 1996; Marguelles-Bonnet, 1995; Kurita, 2000; Heffez, 1989; Heffez, 1988; Foucar, 1998; Murakami, 1993; Yoshida, 2000).

1.2.1.2. Redüksiyonlu disk deplasmanları

Ağız kapalı pozisyonda iken diskin posterior bandı bütün sagittal kesitlerde kondil başının anteriorunda konumlanmıştır. Ancak ağız açıldığında disk ve kondil arasında ilişki yeniden sağlanır, yani bir başka deyişle, ağız maksimum açıldığında anteriora

konumlanmış olan disk, posterior kısmını atlayan kondille normal anatomik ilişkiye geçer (Şekil 1.2.1.2). Redüksiyonlu disk deplasmanlarında ağız açma ve kapatma esnasında clicking adı verdiğimiz sesler duyabilir. Kondil bu durumda diskin posterior kısmında konumlandığından, ağız açma esnasında kondil ve disk normal olmayan bir hareketle öne doğru giderler ve bu hareket sonucunda clicking adı verdiğimiz ses oluşur. Ağız kapama esnasında ise disk gene anteriora konumlanmış deplasmanlı haline döner ve burada ikinci bir clicking sesi duyulabilir. Buna da reciprocal click adı verilir. (Okeson, 1995; Marquelles-Bonett, 1995; Kurita, 2000; Foucart, 1998, Janzen 1998; Katzberg, 1989).



Kapalı

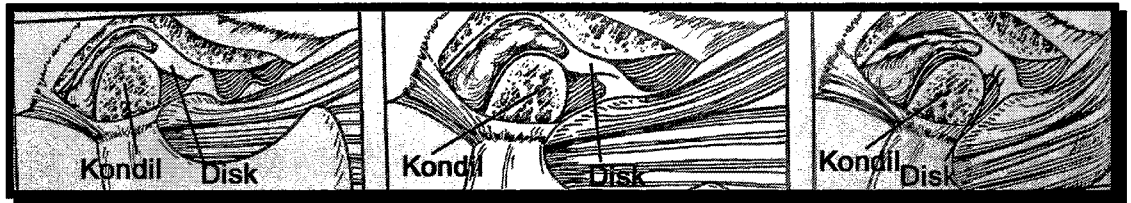
Yarı açık

Açık

Şekil 1.2.1.2. Redüksiyonlu disk deplasmanının şematik olarak görüntüsü . Okeson (1998)

1.2.1.3. Redüksiyonsuz Disk Deplasmanları

Ağız açık ya da kapalı durumda iken kondil ve disk arasında uyum bozulmuştur ve disk kondil başının anteriorunda konumlanmıştır. Redüksiyonlu disk deplasmanından farkı retrodiskal laminanın elastikiyeti bozulmuş olduğundan ağız açıldığında kondil ile disk normal anatomik ilişkiye geçemez (Şekil 1.2.1.3.). Etiyolojisinde daha önceden var olan, genellikle redüksiyonlu disk deplasmanı vardır. Ağız açıklığı azalmıştır. Ağrı, her zaman olmamakla beraber vardır ve hastadan çenelerde kilitlenme ve clicking sesinin kilitlenmeden önce var olduğu anamnezi de alınabilir (Sato, 1999; Katzberg, 1989; Janzen 1998; Okeson, 1995; Marquelles-Bonett, 1995).



Kapalı

Yarı açık

Açık

Şekil 1.2.1.3. Redüksiyonsuz disk deplasmanının şematik olarak görüntüsü Okeson (1998).

1.2.1.4. Artiküler yüzeylerin yapısal bozuklukları ve uyuşmazlıkları

Artiküler yüzeylerin yapısal bozuklukları normal eklem fonksiyonlarının ve yapısının değişimleri sonucu ortaya çıkar. Etiyolojik faktörleri olarak travma, herhangi bir patolojik süreç veya sadece ağzın çok açılması sonucu oluşan deformiteler sayılabilir. Bunların içinden en önemlisi makro travmadır. Makro travmalar çeneye veya dişlere gelen indirekt kuvvetlerin veya eklem bölgesine direkt gelen kuvvetlerin bu bölgedeki yapıları değiştirmesi sonucu yapısal değişikliklere sebep olur. Bunun dışında retrodiskal dokularda travmaya bağlı oluşan hemarthrosisler de yapısal değişimlere sebep olabilir. Artiküler yüzeylerin yapısal bozuklukları dört başlık altında toplanır, bunlardan bir tanesi form bozukluğudur. Form bozukluğu, diskte, kondilde veya fossada meydana gelebilir. Kondil ve fossada, yani eklemin kemik komponentlerinde görülen yapısal bozukluklar; anterior osteofitler, yani kemik üzerinde bir çıkıntı, protuberance oluşumu veya kemik yapıların düzleşmesi, erozyona uğraması, subcondral lacunalar olabilir. Diskte meydana gelen yapısal değişiklikler ise, diskin bandlarında incelme, kalınlaşma ve perforasyonlar olarak sayılabilir. Diskin bu değişimleri yapılan çalışmalarca belirlenmiştir. Heffez ve arkadaşları, sefalometrik hiposikloidal politomografi tekniği kullanarak disk şeklini incelemişler ve beş kategoriye ayırmışlardır. Bunları, a-Normal şekli bikonkav (papyon), b- Düz (Biplanar,) c- Huni tarzında, d- Posterior band'ın genişlemesi, e- Y şeklinde olarak sınıflandırmışlardır (Heffez, 1989). Kurita ve arkadaşları, bikonkav şeklin diskin normal şekli olduğu ve posterior bandın genişlemesinin de disk şeklinin bozulduğu durumlarda en çok görüldüğünü söylemişlerdir (Kurita, 1989).

Wajima ve arkadaşları, ise posterior bandın genişlemesinin redüksiyonsuz disk deplasmanında en çok görülen disk şekli olduğunu göstermişlerdir (Wajima, 1989). Yoshida ise, disk şeklini bikonkav, biplanar, posterior bandın genişlemesi ve huni benzeri şeklinde ayırmışlar ve normal disk şeklinin bikonkav olduğunu belirtmişlerdir (Yoshida, 2000).

Murakami ve arkadaşları, disk şeklini bikonkav, biplanar, hemikonveks, bikonveks ve huni benzeri şeklinde ayırmışlar ve normal disk şeklinin bikonkav olduğunu belirtmişlerdir (Murakami, 1993).

1.3. Temporomandibular Eklemnin Görüntüleme Yöntemleri

TME'nin normal fonksiyonlarının ve patolojilerinin incelenmesinde çeşitli radyolojik görüntüleme teknikleri mevcuttur. TME' de ağrılı semptomlar ortaya çıktığında ve eklemden bir patolojik durum düşünülüyorsa radyografik incelemeye başvurulmalıdır. Radyograflar, hem eklem kemik yapılarının morfolojik karakterleriyle ilgili, hem de kondil ve fossanın fonksiyonel ilişkileri ile ilgili bilgiler verir. TME' nin görüntülenmesi için bir çok teknik olmakla beraber en çok rutin olarak konvansiyonel radyografi teknikleri ve özel kliniklerde uygulanabilecek ileri radyolojik görüntüleme teknikleri mevcuttur.

Konvansiyonel radyografi teknikleri, sabit x-ışını kaynağı ve bu x-ışınlarının etkilediği film komponentlerini içeren bir görüntüleme tekniğidir. Konvansiyonel radyograflar TME'nin sadece mineralize komponentlerini, yani kemik yapılarını gösterirken, mineralize olmayan kartilaj ve disk gibi yumuşak doku komponentlerini göstermezler. Konvansiyonel radyografilerde daha önce bahsedildiği gibi komşu anatomik yapıların superpozisyonundan dolayı eklem tüm bölümlerinin izlenmesi zordur, buna rağmen eklem değişik açılardan görüntülenmesi, bu kısıtlamanın üstesinden gelmeye yardımcı olur.

1.3.1. TME'nin incelenmesinde kullanılan konvansiyonel radyografik teknikler:

Ortopantomografi, Lateral projeksiyonlar; Transkranyal projeksiyon, Transfarengal projeksiyon, Frontal projeksiyonlar; Transmaksiller projeksiyon, Transorbital

projeksiyon, Submentoverteks projeksiyon olarak sayılabilir. Bu konvansiyonel tekniklerle birlikte TME görüntülemesinde konvansiyonel tomografi, yumuşak dokuları konvansiyonel tekniklerle kombine olarak görüntülemek için kullanılan artrografi tekniği, Komputerize Tomografi (CT) teknikleri, ayrıca bunlarla birlikte TME incelemelerinde diğer görüntüleme teknikleri adını verdiğimiz; Single-photon emission computed tomography (SPECT), radyonükleer görüntüleme tekniği, ultrasonografi, termografi, vibrasyon analizleri, elektromiyografi, mandibular kondilografi teknikleri ve günümüzde TME incelemeleri için rutin olarak kullanılan ve üzerinde en çok çalışma yapılan görüntü tekniklerinden biri olan manyetik rezonans görüntüleme teknikleri mevcuttur (Okeson, 1995; Brooks, 1997; Janzen, 1998; Katzberg, 1989; Vogl, 1999; Som, 1996; White, 2000).



1.3.2. Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG)

Radyolojik yöntemlerin çok hızla gelişmekte olduğu günümüzde MRG, üzerinde en çok çalışma ve araştırmaların yapıldığı bir görüntüleme yöntemidir. Bunun sebebini kısaca inceleyecek olursak;

Radyodiagnostikde kullanılan görüntüleme yöntemlerinin karşılaştırılmasında kullanılan üç temel özellik vardır. Bunlar; rezolüsyon, sensitivite, spesifitedir. **Rezolüsyon**; herhangi bir radyolojik teknikle edilen görüntülerde her bir mm başına düşen çizgi çiftini ifade eder. Normal bir insan gözü yaklaşık 10 lp/mm (line per mm) algılayabilir. Konvansiyonel teknikler sonucu elde edilen filmler, rezolüsyonu en iyi olan radyolojik görüntülerdir. **Sensitivite**; radyolojik yöntemin patolojik dokuları ayırma özelliğidir. **Spesifite** ise patolojik dokuları kendi içinde birbirinden ayırma özelliğidir. MRG yumuşak doku kontrastı en yüksek görüntüleme yöntemidir. Bunun basit anlamı; bu teknik kullanılarak patolojik dokular çok kolaylıkla saptanabilir, yani yöntemin sensitivitesi çok yüksektir. Ancak bir çok patolojik dokunun sinyal özellikleri birbirine benzediğinden dolayı, spesifitesi, sensitivitesine oranla daha düşüktür. Ayrıca diğer tekniklerden farklı olarak, hastanın pozisyonu değiştirilmeden kesit planı değiştirilebilmektedir; buna (multiplanar görüntüleme) denir. Örneğin CT tekniğinde hastanın pozisyonunu değiştirmeden sagittal ve koronal düzlemlerde inceleme yapılamazken, MRG ile hastanın pozisyonu hiç değiştirilmeden her planda kolaylıkla kesit alınabilir. MRG' nin bir diğer önemli avantajı, iyonize radyasyon kullanılmamasıdır. Bir takım üst limitlere uyulduğunda MR' ın bugüne kadar herhangi bir biyolojik zarar etkisi bulunamamıştır. Günümüzde nükleer manyetizma ile yapılan çalışmalar sonucunda Manyetik Rezonans Cihazlarının gücü için en fazla 3 Teslaya kadar izin verilmektedir. Deneysel olarak çok daha yüksek Tesla değerli cihazlarda çalışmalar yürütülüyor olsa da, klinik kullanım açısından üst değer 3 tesla olarak belirlenmiştir. (Konez, 1995; Som, 1996; Katzberg, 1989, Brooks, 1997).

Manyetik rezonans çalışmalarının tarihçesine bakacak olursak ; İlk defa 1939 yılında Dr. Isador Rabi ve arkadaşları NMR (Nükleer manyetik rezonans) prosesini oluşturup, gözlemlediler. 1946 yılında E.M. Purcell ve F. Bloch isimli araştırmacılar birbirinden bağımsız olarak parafin, mum ve suyun NMR özellikleriyle ilgili deneysel çalışmalarla 1952 yılında Nobel ödülü kazanmışlardır. (Tablo 1.3.2).

1939	Moleküler rezonans	Rabi ve arkadaşları
1946	İlk başarılı NMR bulguları	Purcell ve arkadaşları Block ve arkadaşları
1952	Felix Block ve Edward Purcell (Nobel Ödülü)	
1971	Tümörlerde ilk NMR bulguları	Damadian ve arkadaşları
1973	İki su tüpünün ilk görüntüleri	Lauterbur ve arkadaşları
1974	Canlı farenin ilk NMR görüntüsü	Lauterbur ve arkadaşları
1976	İnsan Toraksının NMR görüntüsü	Damadian ve arkadaşları
1980	Yüzey koil'lerin ilk uygulaması	Ackerman ve arkadaşları
1982	140 vakada serebral klinik NMR	Bydder ve arkadaşları
1984	NMR'da ilk kontrast madde kullanışı	Schörner ve arkadaşları
1986	Hızlı NMR görüntüleri	Haase ve arkadaşları

Tablo 1.3.2. MR'ın tarihsel gelişimi. Konez (1995)

Yöntemden söz ederken yaygın olarak kullanılan iki terim MRG (Manyetik Rezonans Görüntüleme) ve NMR (Nükleer Manyetik Rezonans)'dır. Bir çok fizikçi ve mühendis, yöntemin temel tekniğini belirten NMR terimini kullanmaya devam etmekle birlikte, klinisyenler nükleer sözcüğü gereksiz korkuya neden olacağından MRG terimini kullanmaktadır (Konez, 1995).

1.3.2.1 Manyetik Rezonans Görüntülemenin Fiziği

1.3.2.1.1. Atomik partiküller, Nükleer manyetizma ve Manyetik Rezonans Görüntüleme

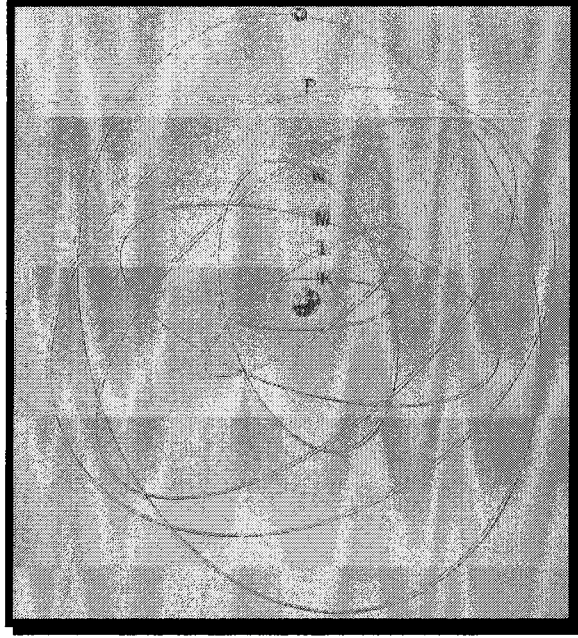
Doğadaki tüm maddeler atomlardan meydana gelmektedir. Atomlar ise proton, nötron ve elektron denilen partiküllerden oluşmaktadır.

Protonlar $1,8 \times 10^{-27}$ kg ağırlığında pozitif,

Nötronlar $1,8 \times 10^{-27}$ kg ağırlığında yüksüz,

Elektronlar 9×10^{-30} kg ağırlığında negatif yüklü partiküllerdir.

Proton ve nötronlar atomun nükleusunda, elektronlar ise nükleus çevresindeki orbit ya da shell denilen yörüngelerde yer alırlar. Atomun nükleusunda bulunan proton sayısı ve çevresinde dönmekte olan elektron sayısı eşittir ve atomun atom numarasını gösterir. Doğada 1-92 arasında değişen atom numaralı atomları bulmak mümkündür. Atom nükleusunda bulunan nötronlar atomun nötron numarasını gösterir ve bu sayı 0-146 arasında değişmektedir. Doğada bulunan stabil atomlarda her zaman nötron sayısı proton sayısı ile eşit veya nötron sayısı daha fazladır (He-3, 2 proton ve 1 nötron sayısı ile bu kurala uymaz). Nükleusdaki proton ve nötronların toplamına ise kütle numarası denmektedir. Nükleusda bulunan proton ve nötronları beraberce belli mesafede tutan bir nükleer güç mevcuttur. Bu güç, protonlar ile nötronlar arasında söz konusu olduğu gibi, nötronların kendi aralarında da mevcuttur. Nükleusda bulunan proton ve nötronlar kendi etraflarında, elektronlar ise hem nükleus çevresinde, hem de kendi etraflarında dönerler (Şekil 1.3.2.1.1.1.) (Konez, 1995; White, 2000).



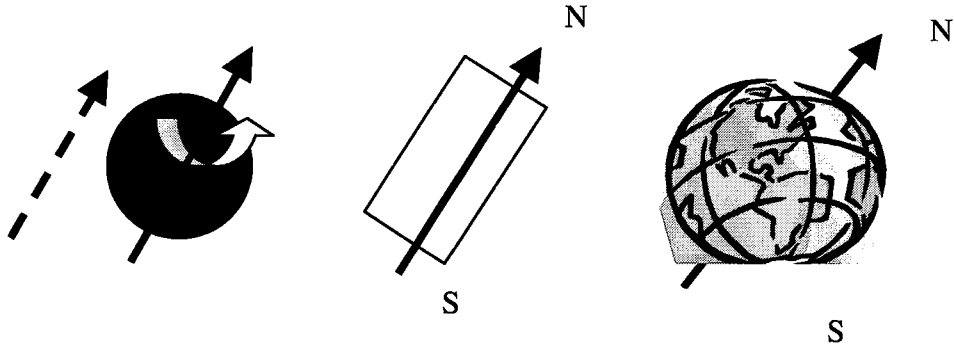
Şekil 1.3.2.1.1.1. Nükleusda bulunan proton ve nötronlar kendi etraflarında, belli yörüngelerde bulunan elektronlar ise hem kendi etraflarında hemde belli bir yörüngede dönmektedirler. White (2000)

Manyetizma, elektrik yüklü partiküllerin hareketleri sonucunda oluşmaktadır; yani atomda bulunan elektrik yüklü partiküller manyetizma oluşturmaktadır. Nötronlar yüksüz olarak bilinse dahi, bunlara bağlı olarak da manyetizma oluşabilmektedir, çünkü bunlar daha küçük elektrik yüklü partiküller içerirler. Atom nükleusundaki proton ve nötronların hareketleri ile ortaya çıkan manyetizmaya **Nükleer Manyetizma** denir ve MRG’de bu manyetizmadan faydalanılarak görüntü elde edilmektedir. Fakat nükleer manyetizma her atomda görülmez; atomun belli bazı özellikleri nükleer manyetizmanın oluşup oluşmayacağını belirler. Nükleer manyetizma, kütle numarası tek sayıda olan (tek sayıda proton veya tek sayıda nötron olan) atomlarda görülmektedir. Nükleusda bulunan proton ve nötronlar çiftler halinde bulunacak olurlarsa karşılıklı olarak birbirlerini nötralize etmektedirler ve nükleer manyetizma oluşmamaktadır. Buna karşın proton ve nötronlar veya her ikisinin birlikte sayıları tek olursa bu atomda nükleer manyetizma oluşmaktadır ki, bu atomlar için **NMR aktif** denmektedir.

Nükleusdaki bu partiküllerin oluşturduğu manyetizma çok zayıf olduğundan dolayı, görüntü elde etmek için milyarlarca atoma ihtiyacımız vardır. Bu nedenle nükleusunda sadece bir proton olan, nötronu bulunmayan hidrojen izotopu (H_1) insan vücudunda, özellikle su ve yağ dokusunda çok miktarda bulunduğundan dolayı (tüm atomların % 80'i) MRG için en uygun atomdur. İşte bu nedenle günümüzde MRG sistemlerinde görüntü oluşturabilmek için en sıklıkla kullanılan atom hidrojen atomudur. Bir diğer tercih edilme sebebi ise MR sensitivitesi en yüksek olan atom olmasıdır.

Atomda oluşan manyetik moment sadece nükleusda bulunan partiküllere bağlı değildir. Nükleus çevresinde hareket halindeki negatif yüklü elektronlar bu oluşan manyetik momenti etkilemektedir. Atomdaki partiküllerin oluşturdukları manyetik moment, bunların kütleleri ile ters orantılıdır ve protonların kütlesi elektronların kütlesinden 1837 defa daha büyüktür; dolayısıyla elektronların neden olduğu manyetik moment, lokal manyetik alan gibi nükleusdaki partiküllerin oluşturdukları manyetik momenti bazı durumlarda belirgin şekilde etkileyebilmektedir. Hidrojen atomunda diğer atomlardan farklı olarak elektronların nükleusa daha fazla yaklaşabilme kabiliyeti olması, bu etkilenmeyi artırabilir (Konez, 1995).

Nükleer manyetizmanın temel çıkış noktasına geri dönersek kendi etrafında dönmekte olan nükleusda bulunan partiküllerin (bundan sonra nötronu olmayan hidrojen atomu olarak kabul edilip, sadece proton olarak adlandırılacaktır) manyetik momenti rotasyon aksisine paralel olarak oluşur. Protonların oluşturduğu bu manyetik moment, direk olarak protonların kendi etraflarında dönmesi ile ilişkilidir ve bu dönme hareketine **Spin Hareketi** adı verilir. Manyetik moment, manyetik alanın gücünü ve yönünü gösteren vektörel sistem ile tanımlanır. Şekil 1.3.2.1.1.2.'de görüldüğü gibi kendi etrafında dönen dünyanın, hidrojen atomunun ve mıknatısın kuzey ve güney olmak üzere 2 kutbu ve manyetik vektörü vardır. Normal bir dokuda şu an vücudumuzda olduğu gibi protonların bu manyetik vektörlerinin yönleri belirli bir düzen göstermeyip, dağınık bir halde bulurlar (Konez, 1995; White, 2000; Brown, 1999; Diren 1994).



Şekil 1.3.2.1.1.2. Kendi etrafında dönen hidrojen atomunun (proton) ve dünyanın, ortada görülen mıknatısın 2 kutbu ve manyetik vektörü vardır. Konez (1995)

1.3.2.2. Atom ve Magnet

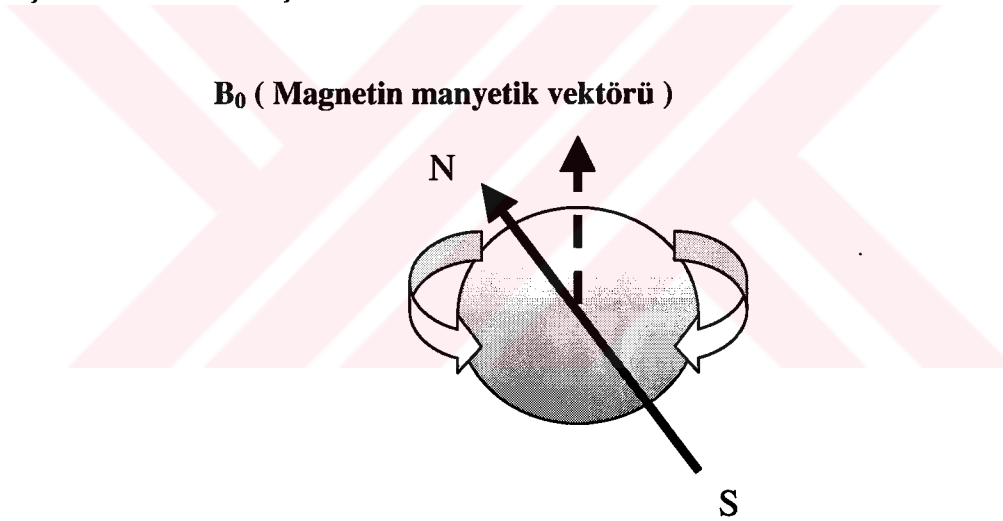
Magnet, MRG cihazının ana elemanı olup, güney ve kuzey yönü olan çok güçlü manyetik alan oluşturur. Magnetin oluşturduğu güçlü manyetik alanın yönü B_0 ile gösterilir. Şu ana kadar bahsettiğimiz, spin hareketi yapan, buna bağlı olarak bir manyetik vektörü olan; ancak bu manyetik vektörlerin düzensiz yönlerde olduğu protonlar, güçlü manyetik alana sokulduğunda; güçlü manyetik alan bu küçük atomik magnetleri düşük veya yüksek enerji seviyelerine ulaştırır, yani protonların bir bölümü magnet vektörüne paralel dizilim gösterirken, bir bölümü anti-paralel dizilim gösterir. Magnet vektörüne paralel dizilen protonlar için düşük enerji seviyesinden; anti paralel dizilim gösteren için ise yüksek enerji seviyesinden bahsedilir. Yani güçlü manyetik vektöre uygun hareket etmek daha kolay bir iştir. Dolayısıyla paralel dizilim gösteren protonlar düşük enerji seviyesindedirler; buna karşın, güçlü manyetik vektöre ters hareket etmek daha zor iştir, dolayısıyla anti-paralel dizilim gösteren protonlar yüksek enerji seviyesindedirler.

Güçlü manyetik alan vektörüne paralel ve anti-paralel dizilim gösteren protonların sayıları birbirine eşit değildir. Paralel dizilim gösteren protonların sayıları, anti-paralel dizilim gösteren protonların sayılarından fazladır. Bu fark sanıldığı gibi fazla olmasa da, manyetik alanın gücü arttıkça paralel dizilen atomların sayıları da artmaktadır.

İşte bu paralel dizilim lehine olan ufak fark sonucu, dokunun net manyetik vektörü oluşmakta ve MR görüntüsü elde etmekteyiz (Konez, 1995; Brown, 1999).

1.3.2.3. Salınım Hareketi (Precession)

Bir önceki kısımda açıklandığı gibi, protonların oluşturduğu manyetik vektörler, güçlü manyetik alan vektörüne tam paralel ve anti-paralel dizilmezler. Bunun nedeni güçlü manyetik alanın protonlar üzerine ikinci bir hareket yaptırmasıdır ki, buna precession ya da salınım hareketi adı verilir. Tek bir protonu ele alırsak şekil 1.3.2.3’de görüldüğü gibi proton kendi etrafında dönmekle beraber, B_0 vektörü çevresinde de topacın salınma hareketine benzer şekilde hareket yapmaktadır. B_0 çevresinde belli bir çemberde olan bu harekete salınım hareketi denir.



Şekil 1.3.2.3. Proton kendi etrafında dönmekle birlikte B_0 çevresinde de salınım hareketi (precession) yapmaktadır. Brown (1999), White (2000)

Magnet içine koyduğumuz dokunun durumunu özetleyecek olursak, dokudaki protonlar paralel ve anti-paralel olarak dizilirler. Paralel olanlar anti-paralel olanlardan daha fazla olduğu için dokunun net manyetik vektörü, güçlü manyetik alan vektörüne paralel olarak ortaya çıkar . Ortaya çıkan bu dokunun net manyetik vektörüne **Longitudinal Manyetizasyon** denmektedir. Bununla birlikte protonlar güçlü manyetik alan etkisi ile salınım hareketine başlarlar. Anlatımın daha kolay

olması bakımından koordinat sistemi kullanılması daha uygun olacaktır. B_0 yönü koordinat sisteminde Z aksisi, diğer iki yön (yani protonların manyetik alan içerisinde konumları) ise X ve Y aksisleri olarak gösterilecektir (Konez, 1995).

1.3.2.4. Rezonans ve Radyo Frekans (RF) Puls

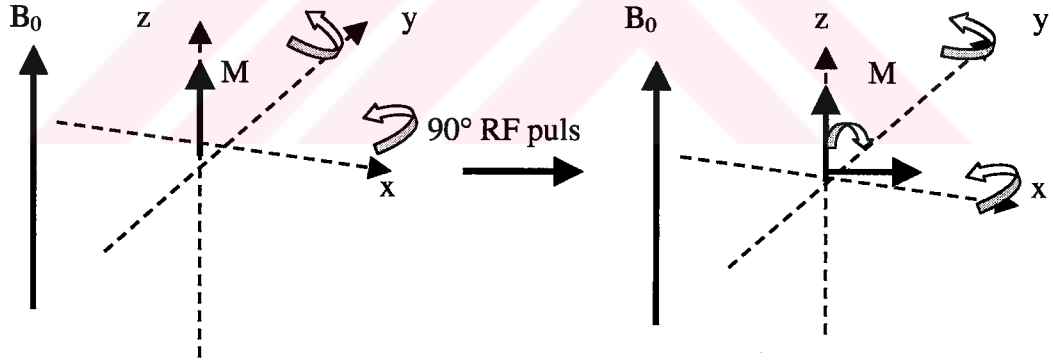
Güçlü manyetik alan içine konan dokuda oluşan net manyetik vektör, daha önce açıklandığı gibi B_0 vektörüne paraleldir. Bu durumda, dokunun net manyetik vektöründen faydalanarak dokudan sinyal elde etmemiz için radyo dalgası kullanmamız gerekmektedir. İşte, radyo dalgası kullandığımızda, salınım hareketi yapmakta olan bazı protonların radyo dalgasından enerjiyi absorbe edip konum değiştirmelerine ve bir süre sonra yine aynı protonların absorbe ettikleri enerjiyi ortama vererek eski konumlarına dönmelerine **Rezonans** denir. Radyo dalgası, amplitüdü ve frekansı olan elektromanyetik bir dalgadır. Elektromanyetik dalgada frekans artırılırsa dalga uzunluğu azalır, buna karşın enerjisi artar; dolayısıyla elektromanyetik dalganın enerjisi, frekansı değiştirilerek artırılabilir veya azaltılabilir.

MRG' de radyo dalgası uygulaması devamlı olmayıp, belli sürede ve belli güçte demetler halindedir, bu nedenle uygulamaya **RF puls** denilmektedir. Magnet içine koyduğumuz ve net manyetik vektörü olan dokuya RF puls uyguladığımızda protona enerji transferi olur; buna bağlı olarak düşük enerji seviyesindeki bazı protonlar yüksek enerji seviyesine ulaşır. Bununla birlikte aynı frekansda, ancak düzensiz biçimde salınım hareketi yapan protonlar IN-PHASE konumuna ulaşırlar (protonların vektör uçlarının aynı anda, salınım çemberinin aynı noktasında olması).

Daha önce dokunun net manyetik vektörü B_0 vektörüne paralel iken (Longitudinal Manyetizasyon), RF puls uygulamasından sonra net manyetik vektör yön değiştirecektir, işte bu yeni oluşan manyetik vektöre **Transvers Manyetizasyon** denir.

Bazı protonların radyo dalgası (RF puls) enerjisini absorbe edip paralel konumdan anti-paralel konuma geçişi ve bir süre sonra absorbe ettikleri bu enerjiyi

salarak eski konumlarına geri dönmeleri (**rezonans**) için protonun salınım frekansı ile radyo dalgası frekansının aynı olması gerekmektedir, aksi takdirde RF puls ile proton arasında enerji transferi gerçekleşmez. İşte bu özellik nedeniyle farklı frekanslarda RF puls kullanılarak farklı atomlar etkilenebilir. Hidrojen atomunun salınım frekansı diğer atomların salınım frekansından farklı olduğundan dolayı hidrojen atomunun salınım frekansı ile aynı frekansta radyo dalgası gönderirsek sadece hidrojen atomlarını etkileyebiliriz. Ancak unutulmamalıdır ki, doku magnet içine konulduğunda hidrojen gibi nükleer manyetizmaya neden olan başka atomlar da hidrojen atomu gibi paralel ve anti-paralel dizilirler, ancak her atom çeşidi için salınım frekansı farklı olacaktır. Biraz önce bahsettiğimiz gibi RF pulsunun protonları etkileyebilmesi için, RF puls frekansının proton salınım frekansı ile aynı olması gerekmektedir. Bu yüzden farklı frekanslarda salınım hareketi yapan diğer atomlar, uyguladığımız RF puls'dan etkilenmeyeceklerdir. Burada konunun daha iyi anlaşılabilmesi için 90 derecelik RF puls uygulaması sonucunda ortaya çıkan durumu bir şekil ile inceleyelim .



Şekil 1.3.2.4. 90 derecelik RF puls'un dokularda bulunan protonlara etkisi. Brown (1999)

Şekil 1.3.2.4'de de görüldüğü gibi B_0 magnetin oluşturduğu güçlü manyetik alan vektörü, M ise dokuda oluşan net manyetizasyondur. 90 derecelik RF puls uygulandığında protonlara enerji transferi gerçekleşir ve protonların bu enerjiyi absorbe etmeleriyle dokulardaki net manyetizasyon, 90 derece yön değiştirir. Dokuda yeni oluşan bu manyetik vektör, artık z aksisi yerine x - y aksisinde dönmektedir. (Konez, 1995; Brown, 1999).

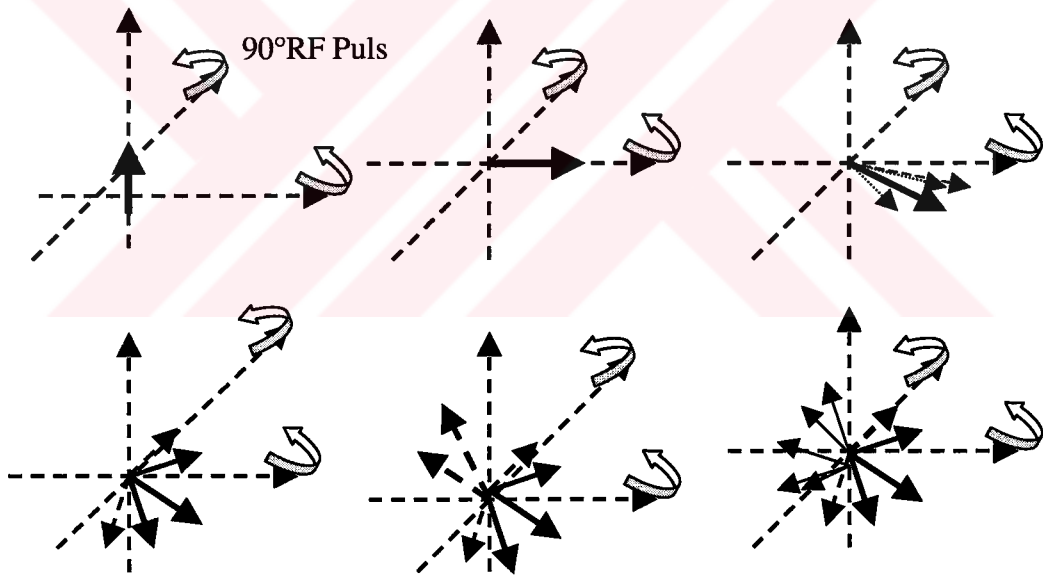
1.3.2.5. Relaksasyon ve Sinyal Kaydı

Fizik kuralı olarak nasıl pozitif yüklü protonlar hareket halinde iken (spin hareketi) manyetik güç oluşturuyor ise; hareket halindeki manyetik güç de, elektrik akımı oluşturmaktadır. Magnet içindeki, net manyetik vektörü magnetin manyetik vektörü ile paralel olan dokuya 90 derecelik RF puls uygulandığında, dokunun net manyetik vektörü Z ekseninden saparak X-Y düzleminde dönmeye başlar. Bu anda sisteme Alıcı sargı (Receiver coil) ekleyecek olursak belirli bir frekansda devamlı dönmekte olan bu manyetik vektör, alıcı sargıda elektrik akımına, yani sinyale neden olmaktadır. Ancak elde ettiğimiz bu sinyalin amplitütü çok hızlı biçimde azalmaktadır ve bu olaya serbest indüksiyon kayboluşu (**Free Induction Decay**) denir.

Relaksasyon; RF puls ile konum değiştiren protonların eski konumlarına, yani B_0 a paralel dizilen protonların fazla olduğu paralel ve anti- paralel konuma veya dokunun net manyetik vektörünün B_0 ile paralel olduğu konuma ulaşmalarıdır. Bunun için X-Y düzleminde dönmekte olan manyetik vektörün (Transvers manyetizasyon) ortadan kaybolması ve B_0 ile paralel eski manyetik vektörün (Longitudinal manyetizasyon) tekrar oluşması gerekmektedir. Relaksasyon iki şekilde oluşur; transvers relaksasyon ile X-Y düzleminde dönmekte olan manyetik vektörün zamanla azalması ve ortadan kaybolması ifade edilir. Bir başka deyişle, RF puls etkisiyle In-Phase konumuna gelen protonlar transvers manyetizasyonu oluşturur. Protonların In-Phase konumunun bozulması sonucunda transvers manyetizasyon da bozulacaktır. In-Phase konumunun bozulması, protonların bazılarının daha hızlı, bazılarının daha yavaş salınım hareketi yapmaları sonucunda oluşur. Böylece protonların eski konumlarına dönmeleri sonucu transvers relaksasyon oluşur. Protonların In-Phase konumundan Out-Of-Phase konumuna geçmelerinin iki önemli sebebi vardır. Bunlardan ilki magnet gücünün dokunun her noktasında tam olarak homojen olamamasıdır ve bunun da en büyük sebebi görüntü oluşturmak için gradient sargıların uygulanmak zorunda olmasıdır. Eğer bu magnet

homojenitesi sağlanabilseydi (bu inhomojenitenin en büyük sebebi gradient sargılarının uygulanmak zorunda olmasıdır ki büyük bir oranda bu homojeniteyi aslında bilerek cihazı kullanan uzmanlar bozar), transvers manyetizasyon çok daha uzun süre ortamda kalacak; hatta küçük bir elektrik jeneratörü gibi davranabilecek ve böylece görüntü oluşturabilmek için daha güçlü sinyal elde edilebilecekti.

İkinci sebep ise, mikroskobik manyetik çevredir. Mikroskobik manyetik çevrenin sebebi ise, dokuda bulunan atomların diğer atomlarla çok farklı ilişkiler içerisinde olmasıdır. Dolayısıyla oluşturulan bu manyetik alanlar dokunun her noktasında aynı olmayacaktır ve mikroskobik çevre farklılıkları ortaya çıkacaktır. Yukarıda bahsedilen iki sebepten dolayı protonlar arasındaki in-phase konumu kısa sürede bozulmaktadır ve bu nedenle sinyal kaydının bitmesi anlamına gelir (Şekil 1.3.2.5.1.) (Konez, 1995; Brown, 1999).

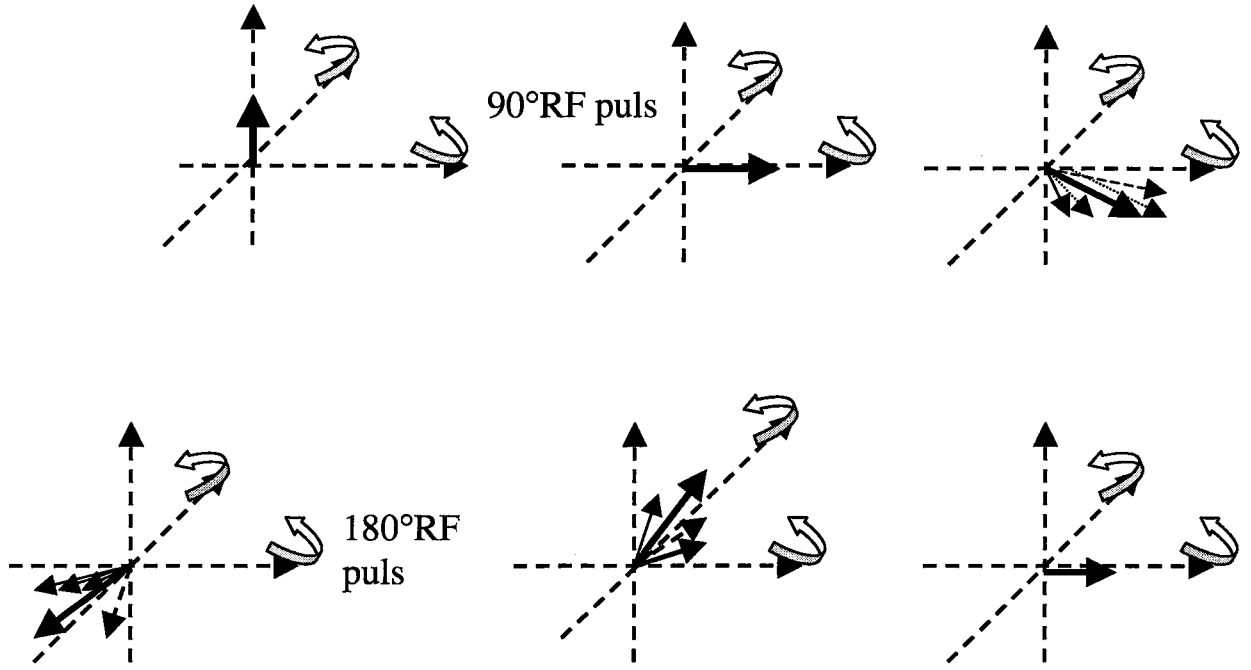


Şekil 1.3.2.5.1. Transvers manyetizasyon protonlar “in-phase” konumundayken maksimum iken, zaman ile bazı protonların daha hızlı, bazılarının ise daha yavaş olarak salınım yapmalarıyla in-phase bozulmakta ve transvers manyetizasyon da azalmaktadır. Brown (1999)

Elde edilen sinyal yukarıda bahsedilen nedenlerden dolayı milisaniyeler içinde kaybolmaktadır; işte magnetin inhomojenitesi ve mikroskobik manyetik çevre

farklılıklarının neden olduğu bu transvers relaksasyon zamanına $T2^*$ (**T2 star**) denmektedir.

Eğer magnetin inhomojenitesi minimale indirilirse, o zaman ortamda sadece mikroskopik çevre farklılıklarından oluşan In-Phase bozulması olacaktır , bu şekilde sadece mikroskopik çevre farklılıklarından ortaya çıkan transvers relaksasyona **T2 veya (spin-eko relaksasyonu)** denir. Tam olarak homojen bir magnete sahip olamayacağımıza göre, magnetin bu inhomojenitesini minimale indirebilmek için 180° RF puls kullanılır. İşte 90° RF puls sonrası 180° RF pulsun kullanıldığı bu yöntemle veya sekansa **Spin-Eko sekansı** denir. 180° RF pulsun protonlar üzerine olan etkisi protonların bulunduğu konum veya transvers manyetizasyon olup olmamasına bağlı olarak değişmektedir. 90° RF puls sonrası 180° RF puls uygulanırsa protonlar arasındaki **De-phase**, sistemin tam tersine dönmesiyle, yavaş salınım gösteren protonlar hızlı salınım gösterenlerin önüne geçeceğinden, protonlar arasındaki in-phase tekrar elde edilir ki, bu bizim için tekrar sinyal elde edilmesidir. Burada dikkat etmemiz gereken konu, 90° RF puls ile 180° RF puls arasında geçen zaman ile 180° RF puls ile sinyal elde edildiği an arasındaki zamanın aynı olduğudur. Çünkü 180° RF puls arasında ne kadar süre geçtiyse, protonlar yine aynı sürede in-phase konumuna ulaşacaklardır. İşte bu sürenin toplamına **Echo time (TE)** denir. 180° RF puls sonrası yeni elde ettiğimiz bu sinyalin amplitütü, ilk elde ettiğimiz sinyale göre daha düşüktür. Ayrıca bu ikinci sinyalle, ilk sinyal ile dokuların karakteristik özelliklerini tam olarak değerlendiremememize rağmen, amplitüt farklı olacağından dolayı dokuları birbirinden ayırdedebiliriz. Doğal olarak, eğer 180° RF puls sonrası belli aralıklarda yeni 180° RF pulsar uygularsak, her seferinde yeni eko-sinyaller elde ederiz ve elde ettiğimiz bu eko-sinyaller mikroskopik manyetik çevre farklılıklarına bağlı olarak daha küçük amplitütde olacaktır (Şekil 1.3.2.5.2.) (Konez, 1995; Brown, 1999).



Şekil 1.3.2.5.2. RF puls ile transvers manyetizasyon oluştuktan sonra protonlar arasındaki uyum (in-phase) bozulmaya başlamaktadır (de-phase). Belli bir süreden sonra 180° RF puls uygulandığında protonların konumları tam ters olarak çevrilmekte ve yeni eko-sinyaller elde edilebilmektedir. Brown (1999)

1.3.2.6. Longitudinal Relaksasyon (T1)

Şu ana kadar sadece 90° RF puls ile oluşturulan transvers manyetizasyonun relaksasyonundan bahsettik. Transvers manyetizasyon oluşturmak için 90° RF puls uyguladığımızda, ortamda mevcut longitudinal manyetizasyon tamamen ortadan kalkmaktadır. Longitudinal manyetizasyonun yeniden oluşması için anti-paralele geçmiş olan protonların eski konumlarına (düşük enerji seviyesine) geri dönmeleri gerekmektedir. Protonlar yüksek enerji seviyesinden düşük enerji seviyesine geçerken ortama enerji verirler ve bu olaya **Longitudinal relaksasyon** veya **Spin-Lattice relaksasyon** denir.

90° RF puls uygulandığında longitudinal manyetizasyon ortadan kaybolmakta ve bununla aynı amplitüde transvers manyetizasyon oluşmaktadır. Transvers manyetizasyon oluşumunu takiben aynı anda hem transvers, hem de longitudinal relaksasyon başlar ve belli bir süre sonra, bu defa da transvers manyetizasyon tamamen ortamdan kaybolur. Yani ortamda bir süre hem transvers, hem de

longitudinal manyetizasyon olacaktır. Ancak longitudinal relaksasyon, transvers relaksasyondan daha uzun sürede tamamlanacak, yani T1 her zaman T2'den daha uzun olacaktır.

1.3.2.7. T1 ağırlıklı, T2 ağırlıklı ve Proton Densite Görüntüler

MRG'de görüntüler 3 farklı karakter taşımaktadır; başka bir deyişle MRG'de görüntü oluşturmak için dokuların 3 farklı özelliğinden faydalanabiliriz:

- a. Proton miktarındaki farklılık
- b. Dokuların T2 sürelerinin farklılığı
- c. Dokuların T1 sürelerinin farklılığı

MRG'de hangi özellikten faydalanarak görüntüdeki dokular, birbirinden ayırmayı ve patolojik dokuyu saptamayı amaçlıyorsak, bu amaca yönelik görüntüler elde etmekteyiz. Yani proton miktarlarının farklı olmasına bağlı olarak elde edilen görüntülere **Proton Densite** görüntüler denmektedir, dokuların T1 sürelerinin farklı olmasına bağlı olarak elde edilen görüntülere **T1 ağırlıklı** ve dokuların T2 sürelerinin farklı olmasına bağlı olarak elde edilen görüntülere **T2 ağırlıklı** görüntüler denmektedir. Klinik olarak her üç tip görüntü, dokular ve dokularda oluşan patolojilere göre farklılık gösterir. Ancak, genellikle T1 ağırlıklı görüntüler düşük sinyal intensiteli, proton densite görüntüler izointens, T2 ağırlıklı görüntüler de yüksek sinyal intensiteli görüntülerdir. Bunlardan bir kesit görüntü elde edebilmek için dokudan çok sayıda sinyal elde etmemiz gerekmektedir. Bu nedenle RF puls uygulamalarının, sadece bir kesit görüntü elde edebilmek için yüzlerce defa tekrarlanması gerekmektedir. Bu tekrarlanma arasındaki süreye, yani Spin-Eko sekansı için 90° RF puls arasındaki süreye **time to repeat (TR)** ve bir plan dahilindeki belli zaman aralıkları ve şiddette uygulanan RF puls demetlerine **Puls sekansları** denmektedir.

1.3.2.8. Manyetik Rezonans Görüntülemeye görüntünün oluşumu

Manyetik Rezonans Görüntülemeye görüntü oluşumunu anlayabilmek için ilk önce MR cihazını oluşturan parçalara göz atmak gerekir. MR cihazını oluşturan parçalar sırasıyla;

Ana magnet,
Shim sargılar,
Gradyent sargılar,
RF sargılar,
Modulatör-demodulator,
İmage processor'dan oluşmaktadır .

Bu parçaların işlevini kısaca açıklayacak olursak;

Ana magnet: Daha önce atom ve magnet bölümünde bahsedildiği gibi cihazın en önemli parçası olup sabit manyetik alanı oluşturan mıknatıstır. Manyetik güç birimi Tesla ya da Gaus olarak ifade edilir. (1 Tesla=10000 Gaus).

Shim sargılar: Ana magnetin iç kısmında bulunur. Bu sargılar ana magnetin tam olmayan homojenitesini düzeltmek için ve hastaya uygulanacak son manyetik kuvveti kompanse etmek için kullanılır.

Gradyent sargılar: Kesit-belirleme, faz-kodlama, frekans kodlama gradyentlerinden oluşur. Gradyent sargılar çalıştırıldığında, gradyentin bir ucu ile diğer ucu arasında değişen değerlerde manyetik kuvvet farklılıkları olacak ve buna bağlı olarak gradyent aksisi boyunca protonlar birbirinden çok az da olsa farklı salınım frekansları göstereceklerdir ve bu sayede elde edilen sinyalin lokalizasyonu yapılabilecektir.

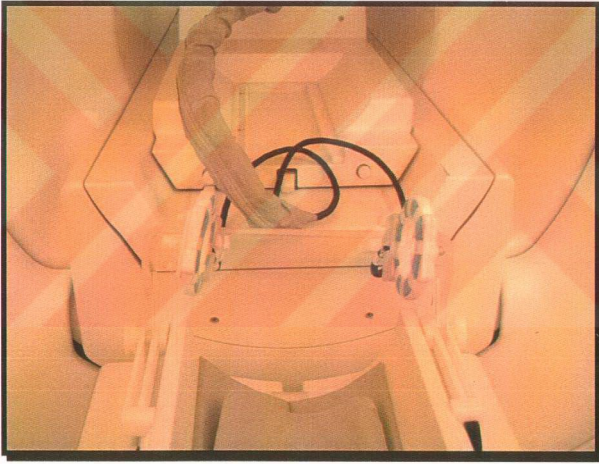
MR görüntüsünü devamlı şekilde büyütecek olursak en sonunda bir takım karelere ulaşırız ; bunun anlamı bilgisayarın görüntü oluşturmak için kullanmak zorunda olduğu voksel ve piksel'lerdir. Voksel, sinyalin alındığı esas doku

volümüdür, piksel ise ekrana yansıyan iki boyutlu alandır ve vokselden kaynaklanan sinyal, ekranda piksele düşen alanda intensite parlaklık olarak yansır.

Dokudan elde edilen sinyal kaydı, belli zaman aralıkları ile amplitüt ölçümü şeklinde yapılmaktadır. MRG'de görüntü oluşturabilmek için, dokulardan elde ettiğimiz bu sinyalin nereden geldiğini, yani magnet içine koyduğumuz vücudun hangi noktasından geldiğini anlamak için magnete göre çok daha küçük olan **Gradiyent sargılar** (Gradient coil) kullanılır. Bunların temel prensibi, magnet içindeki manyetik alanı kademeli biçimde düşürmek ve artırmaktır. Ana magnetin oluşturduğu manyetik alan gücüne eklenen ilave bir manyetik alan oluşturur; ana magnetin oluşturduğu manyetik alanı kademeli olarak artırır, ya da azaltır. Buna bağlı olarak protonlar farklı manyetik alanlara maruz kalacaklarından, farklı salınım frekansları göstereceklerdir. İşte bu gradiyent sargılar sayesinde magnet içinde bir voksel birimini diğerinden ayırabilmekteyiz (Konez, 1995; Brown, 1999).

RF sargıların kullanım amacı ise, dokudaki mevcut longitudinal manyetizasyon vektörlerini istediğimiz açıda saptırmak için hastaya uygun RF puls göndermek (RF Transmitter), hastadan gelen sinyali saptamak ve kaydetmektir (RF Receiver). Sinyal buradan **modulator-demodulator**'e gider ve bir takım işlemlerden geçirildikten sonra ekrana görüntü olarak yansır. Vücudun büyük bölümlerini incelemek için, hem alıcı hem de transmitter olarak görev yapan RF sargılara **Volüm sargılar** adı verilmektedir. Bu sargılar dışında sadece alıcı görevini yapan sargılar mevcuttur ki, bunlara **Yüzeyel coil** (surface coil) adı verilir. Yüzeyel coil (surface coil) incelemek istediğimiz (yüzeye yakın) bölgeye direkt olarak yerleştirilen, değişik şekil ve yapılarda olabilen RF Receiver sargılardır. Bu yüzey sargılarının en büyük avantajı, sadece belli bir bölgeden sinyal topladığı için Sinyal-gürültü oranının (SNR) yüksek olması ve görüntü kalitesinin artmasıdır. SNR; sinyal gürültü oranıdır. Sinyal, dokulardan elde ettiğimiz sinyal toplamı, gürültü (noise) ise magnet içine koyduğumuz, ancak inceleme planımıza girmeyen dokulardan kaynaklanan sinyaldir. Gürültü oranı ne kadar yüksek olursa, SNR oranı o kadar azalır ve görüntü kalitesi o kadar düşer. SNR, MRG'de görüntünün oluşturulmasında çok önemli ve sayısal bir parametredir. Sayısal değeri, elde edeceğimiz görüntünün kalitesi ve anatomik

rezolüsyonu ile belirgin korelasyon gösterir. SNR değeri yüksek olursa görüntünün kalitesi yüksek, düşük olursa görüntü granüllü ve kalitesi anatomik detaydan yoksun olur. MRG’de gürültü hemen her zaman mevcuttur ve elde edeceğimiz sinyal yüksek olsa bile, gürültü yüksek ise görüntünün kalitesi düşük olacaktır. İşte yüzeyel coiller ile vücudun ilgilendiğimiz küçük bir bölümünden sinyal toplandığı için, inceleme planımıza girmeyen dokular azalacak ve buna bağlı olarak bu dokulardan gelen sinyal azalacak ve gürültü (noise) azalacaktır ve böylece görüntü kalitesi artacaktır. (Konez, 1995; Brown, 1999). TME’ nin görüntülenmesi için de yukarıda bahsedilen yüzeyel coil adını verdiğimiz sargılar günümüzde rutin olarak kullanılmaktadır (Fotoğraf 1.3.2.8.) (Harms, 1985; Ehman, 1985; Wilk, 1989; Som, 1999; White, 2000).



Fotoğraf 1.3.2.8. Temporomandibular eklem görüntülenmesinde kullanılan yüzeyel coil.

Diğer koillerle karşılaştırıldığında, yüzey koilleri belirgin bir uzaysal rezolüsyon ve SNR artışı göstermektedir. Ancak günümüzde kullanılan yüzey koillerinin homojen olmayan duyarlılıkları mevcuttur. Yani yukarıda relaksasyon ve sinyal kaydı bölümünde de bahsedildiği gibi, magnet gücü dokunun her noktasında

tam olarak homojen değildir ve bunun da en büyük sebebi görüntü oluşturmak için gradient sargıların uygulanmak zorunda olmasıdır. Yüzey koillerinin bu homojen olmayan duyarlılıklarından dolayı, örneğin TME gibi karmaşık anatomik yapıya sahip bölgelerde, kaslardaki gibi yumuşak doku inflamasyonlarını da, MRG’ de incelemek ve tanı koymakta güçlük çekmekteyiz (Ehman, 1985; Wilk, 1986; HaselGrove, 1986; Noever, 1986 Axel,1987; Lecter, 1989; Moyher, 1995).

Bu tür durumlarda dokuların gösterdiği sinyal intensitelerini karşılaştırabilmek için yüzey koillerinin homojen olmayan duyarlılıklarının düzeltilmesi gereklidir. Günümüzde yüzey koillerinin homojen olmayan duyarlılığının düzeltilmesi için, hem hızlı, hem de doğruluk oranı daha fazla bir algoritme ihtiyaç duyulmaktadır. Bu araştırmanın amacı; sirküler tip TME koilinin duyarlılığının düzeltilmesi için bilgisayar prosedür ve işlemlerinin geliştirilerek, SNR oranının artırılması yoluyla MRG görüntü kalitesinin iyileştirilmesi, geliştirilen bu teknikle TME diskinde posterior band sinyal intensitelerini anterior band sinyal intensiteleri ile karşılaştırarak TME hastalıklarında diskteki sinyal intensitesi karakteristiklerini, disk morfolojilerini ve deplasmanlarını değerlendirmektir.

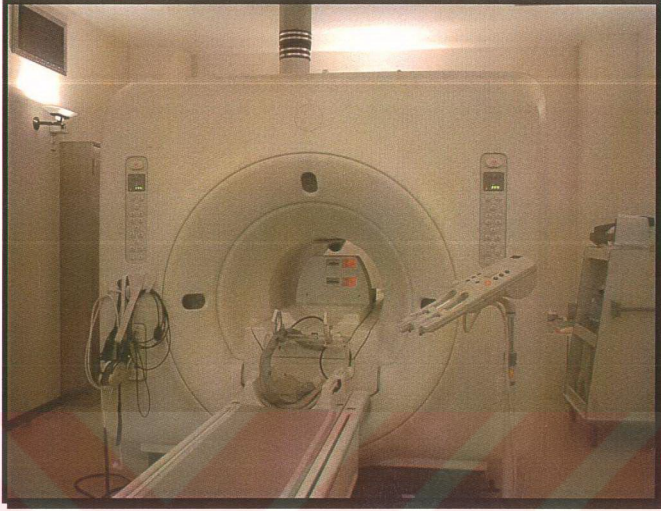
2. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızdaki amaca uygun olarak ilk olarak yüzeyel koillerin homojen olmayan duyarlılıklarını düzeltmeye yönelik bir metot geliştirilmiştir. Araştırma kapsamında 2000-2002 yılları arasında Osaka Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi Oral Radyoloji bölümüne başvuran hastalardan, klinik olarak TME patolojisi belirti ve bulguları gösteren 48 hastanın TME diskindeki sinyal intensitesi karakteristikleri, disk morfolojileri ve disk deplasmanları incelenmiştir.

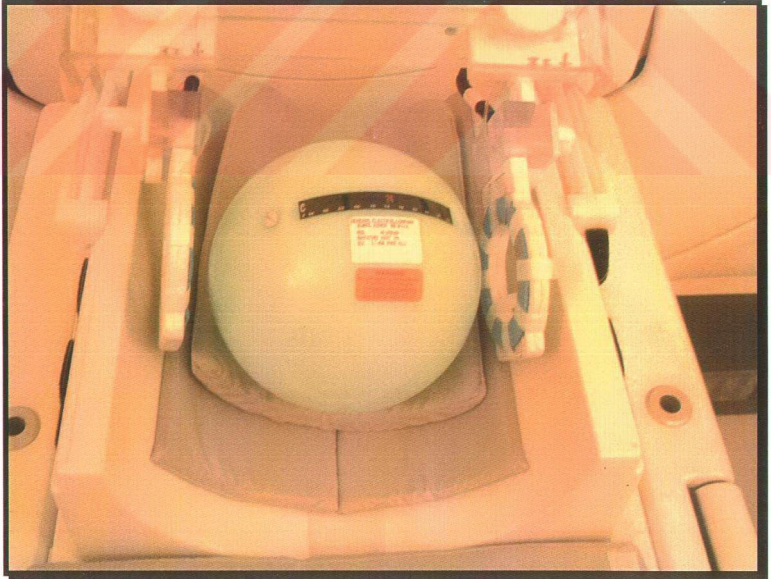
Çalışma grubundaki eklemlerin MRG incelemelerinde 1,5 Tesla super conducting MR scanner (Signa Horizon, General Electrics, USA) MRG cihazı ile 3 inch.'lik dual fazlı yüzey koil kullanılmıştır (Fotoğraf 2.1).

İlk olarak yüzeyel koilin homojen olmayan duyarlılığının düzeltilmesi amacıyla; daha önceki çalışmalarda uygulandığı gibi 20 cm çapında bakır sülfatla (CuSO_4 , 0,00317 molN) doldurulmuş kübik fantom 1.5 T'lık MR görüntüleme cihazının (Signa Horizon, General Electrics, USA) statik magnetik alanının ortasına yerleştirilmiştir (Moyher, 1995; Tincer, 1993; Doyle, 1995). Bu kübik fantomun içerdiği CuSO_4 solüsyonu, baş bölgesinin MR incelemelerinde elde edilen uniformiteye en yakın uniformiteyi göstermektedir. Bu nedenle elde edilecek pozitif sonuçlar, metodun klinik olarak test edilmesine imkan sağlar. (Moyher, 1995; Doyle, 1995; Buchli, 1993).

Kübik Fantomun DICOM 3.0 formatındaki Manyetik Rezonans Görüntülerini elde etmek için, çalışmamızın daha sonraki safhalarında Temporomandibular Eklem incelemeleri için de kullanılacak olan aynı 3 inch.'lik dual fazlı yüzeyel koil kullanılmıştır. Bu yüzeyel koil, rutin olarak TME incelemelerinde kullanıldığı şekilde kübik fantomun çevresine konumlandırılmıştır (Fotoğraf 2.2).



Fotoğraf 2.1. İncelemelerde kullanılan 1,5 Tesla super conducting MR scanner (Signa Horizon, General Electric, USA)



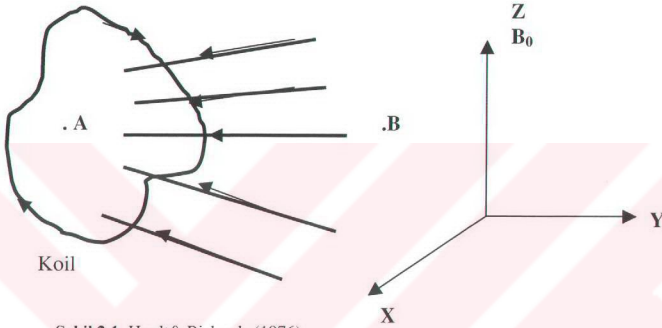
Fotoğraf 2.2. Yüzeysel Koillerin kubik fantom çevresine konumlandırılması

MRG' de rutin incelemelerde her iki koil, görüntüyü oluşturmak için eş zamanlı olarak çalışmaktadır. Bunun avantajı her iki eklem bölgesini aynı aksial ve koronal kesitte görüntüleyebilmemizdir. Ancak bu tür bir ayarın sagittal kesitler için herhangi bir avantajı görüntüleyebilmemizdir. Hatta incelemek istenen sagittal kesitteki görüntüye, karşı taraftaki koilden gelen azalan formattaki sinyal karışarak görüntü kalitesinde kayba sebebiyet verebilir. Bu çalışmada görüntü kalitesindeki bu kaybı önlemek amacıyla bir seferde sadece bir taraftaki koilin çalışması için MRG cihazının yazılımına (software) yeni bir komut General Electrics mühendisleri tarafından eklenmiştir. Ayrıca yüzeyel koil üzerine koilin statik magnetik alanda pozisyonunu ve oryantasyonunu belirlemek amacıyla iki proton marker halka yerleştirilmiştir. Bu halkalar yüzeyel koili çepeçevre sarmakta olup, kesit alındıktan sonra MR görüntüsünün hemen yanında belireceklerdir.

MRG cihazının ve yüzeyel koilin hazırlanmasından sonra kübik fantomun aksial, sagittal ve koronal görüntüleri FSE sekansında kesit kalınlığı=3mm, TR=2500, TE=16eff., olacak şekilde elde edilmiştir. Elde edilen DICOM 3.0 formatındaki MR görüntüleri DICOM server'ına gönderilerek (Pentium MMX, MS-Windows 98) kişisel bilgisayara aktarılmıştır. JAVA (SUN version 1.1, JBuilder2.0, Borland, USA) kullanarak hazırladığımız orijinal program DICOM 3.0 formatındaki görüntüleri incelemek için kullanılmıştır.

Yüzeyel koilin duyarlılığının düzeltilerek görüntüdeki herhangi bir noktanın incelenebilmesi için, ilk olarak görüntü alanı içindeki herhangi bir noktanın uzaysal olarak 3 boyutlu konumunun hesaplanması gerekmektedir. Bunun için de yüzey koilinin içinden geçen $(B_1)_{xy}$ manyetik alanın (sirküler bir koilden geçen akım sonucunda oluşan manyetik alanın) , yüzeyel koilin orta noktasının ve koil düzleminin normal vektörünün hesaplanması gerekliliği doğmaktadır. Bu da sagittal, koronal, aksial kesitlerde beliren ve daha önce yerleştirdiğimiz proton marker halkasının görüntüsü olan noktaların konumlarının hesaplanmasıyla gerçekleştirilebilir.

Bu çalışmada kullanılan yöntem; Koilden geçen akım sonucunda oluşan B_1 manyetik alanının genel çözümüne dayanmaktadır. Bu çözüm daha önce çeşitli çalışmalarda tanımlanmıştır (Hoult& Richards, 1976), (Ackerman, 1980). Hoult ve Richards, çalışmalarında, içinden belli bir akım geçen koil tarafından oluşturulan B_1 manyetik alanını tanımlamışlar ve belirlenen bu manyetik alanın herhangi bir noktaya olan manyetik alan etkisini incelemişlerdir. Şekil 2.1’de bir koilin oluşturduğu manyetik alan şematize edilmiştir .



Şekil 2.1. Hoult& Richards (1976)

Şekilde koilin kapsadığı alan içinde bulunan iki nokta seçelim. Normal olarak koile yakın A noktasındaki manyetik alan, koile uzak B noktasındaki manyetik alandan daha güçlüdür. Bu nedenle A noktasında bulunan ve z aksisi boyunca dönen bir protondaki manyetik alan B noktasında bulunan protondan daha farklı etkilenecek ve bu noktadaki protonlardan alınan sinyal de çok daha farklı olacaktır. Bu mantıkla yaklaşıldığında, magnet tarafından oluşturulan B_0 manyetik alanının etkisi, koil içinde bulunan her bir noktada farklı olacaktır. Eğer koili homojen olarak düşünürsek, her bir noktada oluşan manyetik alana B_1 manyetik alanı denir ve bir koilden geçen akım sonucunda oluşan, o noktadaki manyetik alanı tanımlar. Ancak koiller homojen değildirler. Bunun nedeni, koil tarafından alınan sinyalin koilden uzaklaştıkça azalmasıdır, bu da alınan sinyal tarafından oluşturulan görüntülerdeki sinyal intensitelerinin uniform olmamasına neden olur. Koiller homojen olmadıklarından dolayı, her bir noktada oluşan B_1 manyetik alanından söz edilemez,

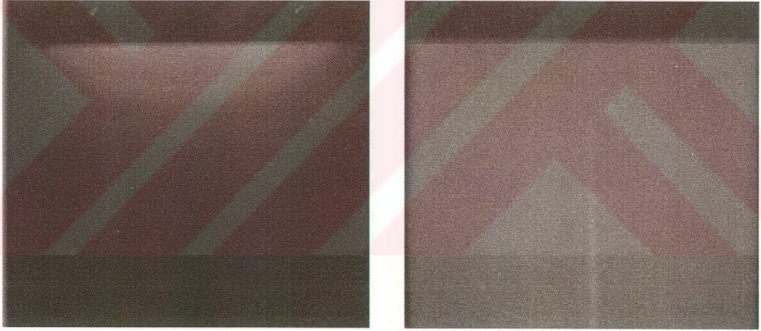
bunun yerine magnet tarafından oluşturulan B_0 manyetik alana dik, B_1 manyetik alanın komponenti olan $(B_1)_{xy}$ manyetik alanından söz etmemiz gerekir.

Ackerman, Hoult ve Richards tarafından geliştirilen bu teoriyi, ilk sirküler tip yüzeyel koil uygulaması için kullanmıştır. Ackerman, çalışmasında sirküler tip yüzeyel koiller için q gibi herhangi bir noktada koil içinden geçen akım sonucu oluşan manyetik alanı Smythe tarafından bulunan formüle dayalı olarak hesaplamıştır. Symthe'in formülü bize, sirküler alanda herhangi bir q noktası gibi bir noktada vektör potansiyelinin hesabını verir ki buna Biot-Savart yasası denmektedir. (Smythe, 1968).

Bu üç araştırmacının formülüne dayanarak koil içindeki alanda bulunan herhangi bir noktadan $(B_1)_{xy}$ manyetik alanını hesaplayabiliriz. $(B_1)_{xy}$ manyetik alanının hesaplanmasıyla birlikte, artık elimizde bulunan yüzeyel koilin homojen olmayan duyarlılığı düzelecektir. Bizim çalışmamızda bu üç araştırmacının geliştirdikleri formüller kombine olarak bir bilgisayar programına yüklenmiştir. Bilgisayar programı ile görüntü açıldıktan sonra $(B_1)_{xy}$ manyetik alanı, daha önce yerleştirdiğimiz proton marker halkasının görüntüsü olan noktaların konumları, görüntüler üzerine mouse ile tıklayarak otomatik olarak program tarafından hesaplanmış ve böylece koil içindeki alanda bulunan herhangi bir noktadan $(B_1)_{xy}$ manyetik alanı hesaplanabilmiş ve uniform sinyal intensiteleri elde edilmiştir. Daha sonra elde edilen bu uniform sinyal intensiteli görüntüler üzerine yine bilgisayar programı içine yerleştirilmiş üç matematik metodu uygulanarak düzeltilmiş MR görüntüleri elde edilmiştir. Çalışmada kullanılan metodlar, her bir metodun kullanımıyla oluşan sonuçlar ve fantomun düzeltilmiş MR görüntülerine bakacak olursak;

2.1. Simpson metodu

Simpson metodu tanım olarak, belirli bir integralin bir aralık içine aproksimasyon yapılmasıdır. Bu oluşturulurken belirlenen aralık, çift sayıda sub aralıklara bölünerek, verilen fonksiyonu ardışık çift aralıkları şeklinde aproksimasyon yapar (Dawson, 2001). MR görüntülerinin düzeltilmesi için Simpson metodu kullanıldığında; yüzeyel koilin homojen olmayan duyarlılığının düzeltilmesi ve böylece 256x256 matrikse sahip tek bir MR görüntüsünün düzeltme işlemi 7 dakika almıştır. Sinyal intensiteleri önceki MR'a göre büyük farklılıkta düzelmiştir, ancak görüntünün orta hattında trunkasyon veya diğer adıyla Gibbs fenomeni dediğimiz Fourier Transformasyonda görüntü için gerekli sürede sinyal kaydı yapılamaması sonucu ortaya çıkan artifakt oluşmuştur (Fotoğraf 2.1.1).



Fotoğraf 2.1.1. Simpson metoduyla düzeltilmeden önce ve sonra elde edilen kübik fantomun MR görüntüsü (Orhan Çalışma Serisi, 2002)

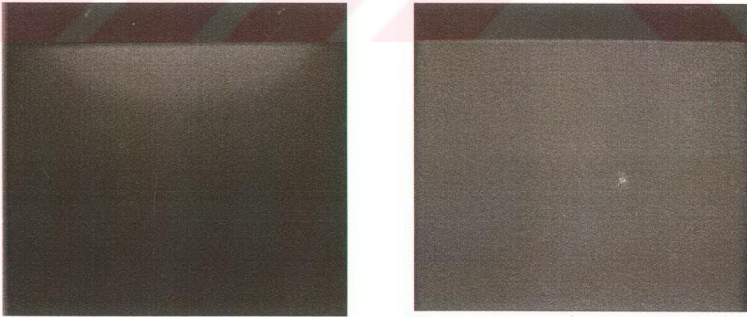
2.2. Dijital Bilgisayarlar için aproksimasyon metodu

İkinci olarak Hastings ve arkadaşlarının dijital bilgisayarlar için aproksimasyon metodu kullanılmıştır. Bu metodun kullanımı sonucunda Simpson metoduyla oluşan görüntünün orta hattındaki artifaktın kaybolduğu ve görüntü uniformitesinin düzeltildiği gözlenmiştir. Uniformite, Moyher ve arkadaşlarının

çalışmasında olduğu gibi, maksimum ve minimum sinyal intensitelerinin birbirinden farkı ve toplamının oranı olarak tanımlanmıştır. (Moyher,1995). MR görüntülerinin düzelme işlemi ise Simpson metodundaki 7 dakikaya nazaran çok büyük oranda azalmış olup, sadece 3 saniyelik bir süreye düşmüştür.

2.3. Lineer regresyon modeli ile lineer düzeltme ve dijital bilgisayarlar için aproksimasyon metodunun kombine kullanımı

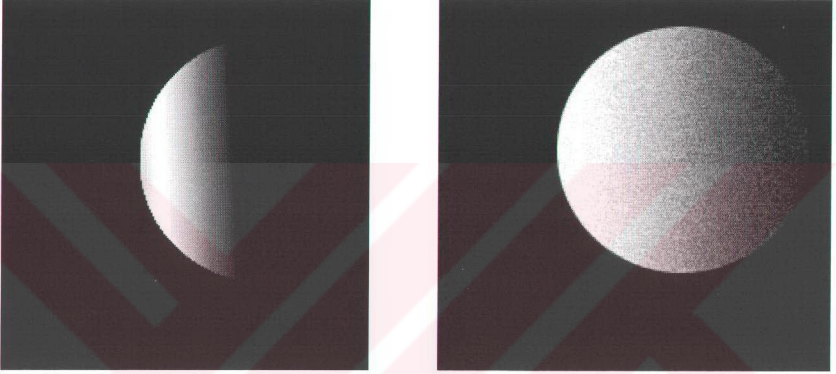
Dijital bilgisayarlar için aproksimasyon metodunun kullanımı sonucu yukarıda belirtilen artifaktın kaybolmasının sebebi, koilden daha yüksek sinyal intensitesi elde edebilmeyi başarmış olmamızdır. Bu sinyal intensitesi sonucunda, model olarak kullandığımız kübik fantomda mesafeyle doğru orantı olarak lineer bir uniformite belirmiştir. Bu uniformiteyi üçüncü olarak lineer regresyon metodu ile lineer düzeltmeye tabi tuttuk. Lineer regresyon tanım olarak, sonuç datayı inceleyebilmek için iki farklı değişken arasındaki ilişkinin lineer bir denkleme (eğriye) oturtulmasıyla sağlanan modele verilen addır. Lineer regresyon metodu ile MR görüntülerini düzeltme bir önceki metoda göre uzamış (5 saniye) olmasına rağmen iki metodun kombine kullanılmasıyla mükemmel şekilde görüntü düzelmesi sağlanmıştır.(Fotoğraf 2.3.1).



Fotoğraf 2.3.1. Her iki metodun kombine olarak kullanımdan önce ve sonra elde edilen kübik fantomun MR görüntüleri

(Orhan Çalışma Serisi, 2002)

Aşağıdaki fotoğrafta kübik fantomun tamamının düzeltme öncesi düzeltme sonrası MR görüntüleri izlenmektedir. Burada dikkat etmemiz gereken nokta kübik fantomun, düzeltme öncesi sadece koile yakın bölgelerdeki görüntüsü izlenebilirken, düzeltme sonrası elde edilen uniform sinyale bağlı olarak, koile uzak bölgelerinin görüntüsünün de elde edilmiş olmasıdır (Fotoğraf 2.4).



Fotoğraf 2.3. Fantomun düzeltmeden önce ve sonra elde edilen MR görüntüleri

(Orhan Çalışma Serisi, 2002)

Test ettiğimiz bu 3 metotla oluşturulan görüntüler üzerine 70mm x 70mm boyutlarında 7 voksel ve 7 piksel içeren ve 4.voksel koilin merkeze olacak şekilde bir kare alan çizilmiş ve bu kare alan içerisinde konumlanan her bir voksel ve pikselin sinyal intensite değeri ve uniformite değeri hesaplanmıştır.

Çalışmanın ilk kısmının tamamlanmasıyla homojen duyarlılığı olan koiller elde edilmiştir ve bu oluşturulan homojen duyarlı koiller Temporomandibular Eklem ve patolojilerinin incelenmesi için kullanılmış, böylece metodun klinik olarak test edilmesi imkanı da doğmuştur. TME incelemelerinden önce kübik fantomun görüntülenmesi kullanılarak, geliştirilen metoddan pozitif sonuçlar elde edilip edilmediği kontrol edilmiştir.

Metodun klinik olarak test edilebilmesi için, yapılan araştırmaya TME şikayetiyle başvuran hastalardan, klinik olarak TME patolojisi belirti ve bulguları gösteren ve MR endikasyonu konan 48 hasta dahil edilmiştir. Bu 48 hastanın 38'i kadın, 10'u erkek idi. Araştırmaya dahil edilen hastaların yaş grupları ve cinsiyet dağılımı aşağıdaki gibidir (Tablo 2.1).

Yaş Grupları	Erkek	Kadın	Toplam
14-24	5	13	18
25-34	2	5	7
35-44	1	5	6
45-54	1	4	5
55-64	1	5	6
65-74	0	6	6
Toplam	10	38	48

Tablo 2.1. Araştırmaya dahil edilen hastaların yaş grupları ve cinsiyet dağılımı.

Kadın hastaların yaş ortalaması 39.8, erkek hastaların yaş ortalaması 29.6 idi. Hastalar kliniğe başvurdıklarında detaylı bir anamnez alınmış, extraoral ve intraoral klinik ve radyografik muayeneleri yapılmıştır. Herhangi bir sistemik hastalık anamnezi olanlar, TME ve sinyal intensitelerini etkileyebileceği düşünüldüğünden araştırmaya dahil edilmemiştir. Araştırmaya dahil edilen 48 hastanın her birinden sağ ve sol olmak üzere toplam 96 adet TME Manyetik Rezonans, görüntüleri koilin duyarlılığı düzeltilmeden önce ve sonra homojen elde edilmiştir. Bütün hastaların Temporomandibular Eklem aksial, koronal ve sagittal görüntüleri 1.5 Teslalık MR cihazıyla (**Signa; General Electrics Medical Systems, USA**) FSE sekansıyla gerçekleştirilmiştir. TME incelemeleri ağız kapalı, ağız tam açık ve parsiyel ağız açık pozisyonlarda iki sekansa ayrılarak yapılmıştır. Bu iki sekans parametreleri aşağıdaki gibidir;

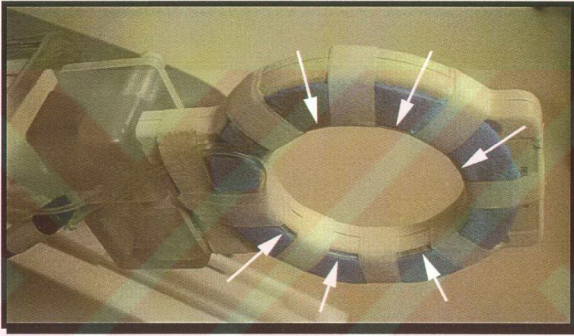
Sekans 1

Ağız kapalı pozisyon; TR=2500, TE=17 eff. ETL=10, FOV 20 cm, 192×256 matrix, 3 mm slice thickness, NEX=2, and bandwidth=15.6 kHz [yağı baskılamalı teknikle (CHESS)].

Sekans 2

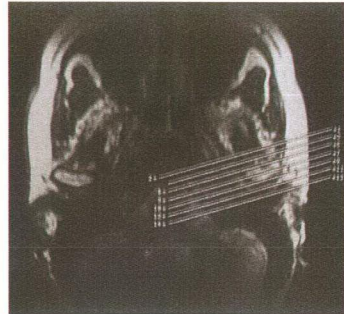
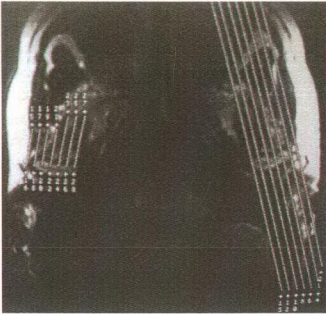
Parsiyel ve tam ağız açık pozisyonu; TR=800, TE=17 eff., FOV 20 cm, ETL=4 192x256 matrix, 3 mm slice thickness, NEX=2, and bandwidth=15.6 kHz.

Çalışmanın ilk kısmında olduğu gibi ilk olarak yüzeyel koilin homojen olmayan duyarlılığının düzeltilmesi için, yüzeyel coil üzerine koilin statik magnetik alanda pozisyonunu ve oryantasyonunu belirlemek amacıyla iki proton marker halka yerleştirilmiştir (Fotoğraf 2.4).



Fotoğraf 2.4. Proton Marker Halkaların yüzeyel koile uygulanması

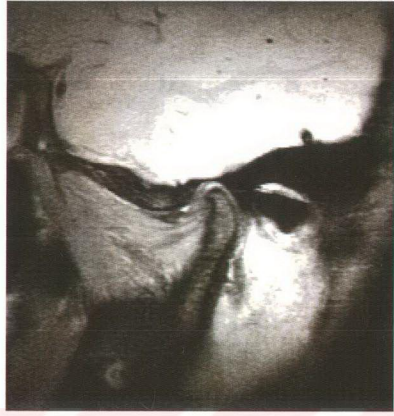
İlk başta aksial görüntüler lokalizer pozisyonun oluşturulması için alınmış, daha sonra bu görüntü üzerinden koronal ve sagittal scan'ler gerçekleştirilmiştir. (Fotoğraf 2.5, 2.6, 2.7, 2.8.).



Fotoğraf 2.5, 2.6. Lokalizer olarak kullanılan aksial görüntüler



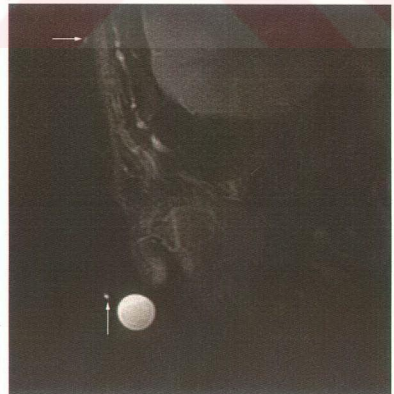
Fotoğraf 2.7. Koronal Kesitle elde edilmiş TME görüntüsü



Fotoğraf 2.8. Sagittal kesitle elde edilmiş TME görüntüsü

(Orhan Çalışma Serisi, 2002)

Alınan bu aksial ve koronal görüntülerde daha önce koil üzerine yerleştirdiğimiz proton marker halkaların görüntüsü iki nokta halinde görüntüler üzerinde yer almaktadır (Fotoğraf 2.9, 2.10).



Fotoğraf 2.9, 2.10. Proton marker halkaların aksial ve koronal kesitlerdeki görüntüleri

(Orhan Çalışma Serisi, 2002)

Elde edilen DICOM 3.0 formatındaki MR görüntüleri DICOM server'ına gönderilerek (Pentium MMX, MS-Windows 98) kişisel bilgisayara, JAVA (SUN version 1.1, JBuilder2.0, Borland, USA) kullanarak hazırladığımız orjinal programa aktarılmışlardır. Daha önceki bölümlerde açıklandığı gibi, yüzey koilinin orta noktası ve koil düzleminin normal vektörünün hesaplanması ve dolayısıyla homojen duyarlılığın elde edilmesi için; sagittal ve koronal kesitlerde beliren ve daha önce yerleştirdiğimiz proton marker halkasının görüntüsü olan noktaların konumları orijinal program vasıtasıyla hesaplanmıştır. Bu da, program çalıştırıldığında sadece görüntülerde izlenen proton marker halkaların üzerine mouse ile tıklandığında otomatik olarak hesaplanacak şekilde programlanmıştır.

Elde edilen görüntüler TME bozukluklarında diskteki sinyal intensitesi karakteristikleri, disk morfolojileri ve disk deplasmanları açısından incelenmiştir. İlk olarak Temporomandibular Eklemler; çalışmada aşağıdaki MR kriterlerine göre sınıflandırılmışlardır.

Normal TME: MR görüntülerinde, ağız kapalı pozisyonda diskin posterior bandının, articular eminence ve kondil arasındaki en yakın mesafeden çizilen çizginin arkasında konumlandığı ve ağız açıldığında diskin kondille birlikte senkronize halde anteriora doğru hareket ettiği ve eklemin kemik komponentleri arasında ağız kapalı pozisyonda olduğu gibi lokalize olduğu, koronal görüntülerde ise diskin kondil başı üzerinde merkezi konumlandığı durumlar, **normal pozisyonda TME** olarak sınıflandırılmıştır (Fotoğraf 2.11., 2.12., 2.13., 2.14.).

Redüksiyonlu Anterior Disk Deplasmanı (ADD R+): Diskin tüm mediolateral kısımları kondilin anteriorunda konumlanmıştır veya bir başka deyişle tüm MR kesitlerinde, disk kondil başının önünde konumlanmıştır. Ağız açıldığında disk kondil ile ilişkisini yeniden sağlar ve böylece ağız açıldığında normal konumda görüntü verdiği durumlar **Redüksiyonlu Anterior Disk Deplasmanı (ADD R+)** olarak sınıflandırılmıştır (Fotoğraf 2.15., 2.16., 2.17., 2.18.).

Redüksiyonsuz Anterior Disk Deplasmanı (ADD R-): Ağız açık, parsiyel açık ve ağız kapalı pozisyonlarının hepsinde, disk kondil başının önünde konumlanmış olup, ağız tam olarak açıldığında, diskin kondil başının daha da ilerisinde konumlandığı ve şeklinin modifiye olabildiği durumlar **Redüksiyonsuz Anterior Disk Deplasmanı (ADD R-)**olarak sınıflandırılmıştır (Şekil 2.4) (Fotoğraf 2.19., 2.20.,2.21.,2.22.).

Parsiyel Anterior Disk Deplasmanı (PADD): Diskin medial ya da lateral kısmından birisinin anteriora deplase olduğu, diskin ağız açıldığında az veya çok distorsiyona uğramış şekilde bir kondil kutbu (medial veya lateral) üzerinden hayali bir eksen üzerinde hareketle anteriora deplase olduğu ve bu deplasmanların medial ya da lateral deplasman olmadığı durumlar, parsiyel anterior disk deplasmanı olarak sınıflandırılmıştır (Şekil 2.5) (Fotoğraf 2.23., 2.24.,2.25.,2.26.) (Westesson, 1985; Schellhas, 1988; Katzberg, 1989; Wajima, 1989; Heffez L, 1989; Kurita, 1989; Som, 1996; Takaku, 2000).



Fotoğraf 2.11. Düzeltilme öncesi normal TME Sagittal MR görüntüsü.



Fotoğraf 2.12. Düzeltilme sonrası normal TME Sagittal MR görüntüsü.

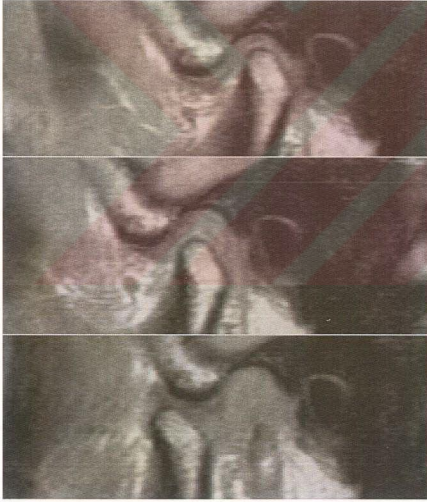


Fotoğraf 2.13. Düzeltilme öncesi normal TME koronal MR görüntüsü.



Fotoğraf 2.14. Düzeltilme sonrası normal TME koronal MR görüntüsü.

(Orhan çalışma serisi, 2002)



k
a
p
a
l
ı

y
a
r
ı
a
ç
ı
k

a
ç
ı
k



Fotoğraf 2.15. Düzeltilme öncesi redüksiyonlu ADD sagittal MR görüntüsü

Fotoğraf 2.16. Düzeltilme sonrası redüksiyonlu ADD sagittal MR görüntüsü

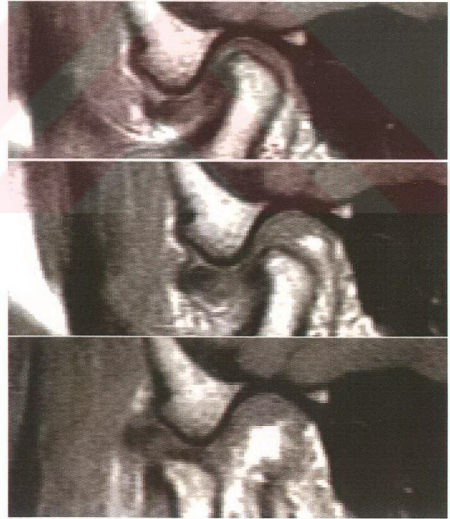
(Orhan çalışma serisi, 2002)



Fotoğraf 2.17. Düzeltilme öncesi Redüksiyonlu Koronal MR ADD görüntüsü

Fotoğraf 2.18. Düzeltilme sonrası Redüksiyonlu Koronal MR ADD görüntüsü

(Orhan çalışma Serisi, 2002)

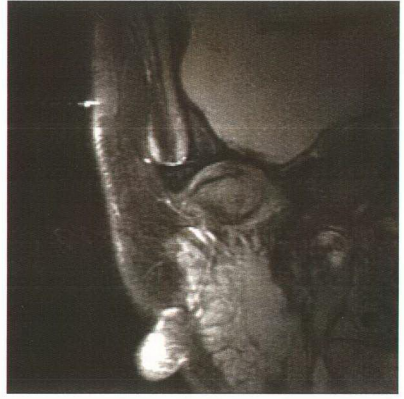


Fotoğraf 2.19. Düzeltilme öncesi redüksiyonsuz ADD sagittal MR görüntüsü

Fotoğraf 2.20. Düzeltilme sonrası redüksiyonsuz ADD sagittal MR görüntüsü

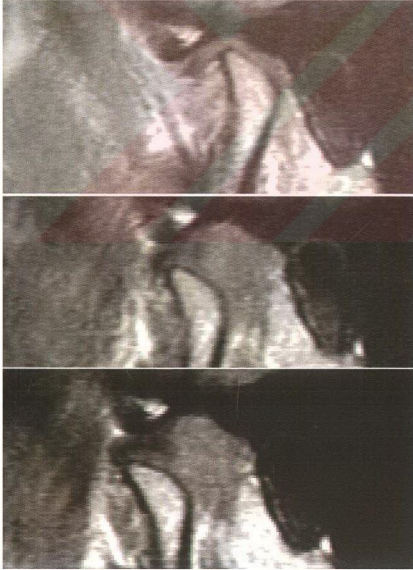


Fotoğraf 2.21. Düzeltilme öncesi redüksiyonsuz ADD
Koronal MR görüntüsü

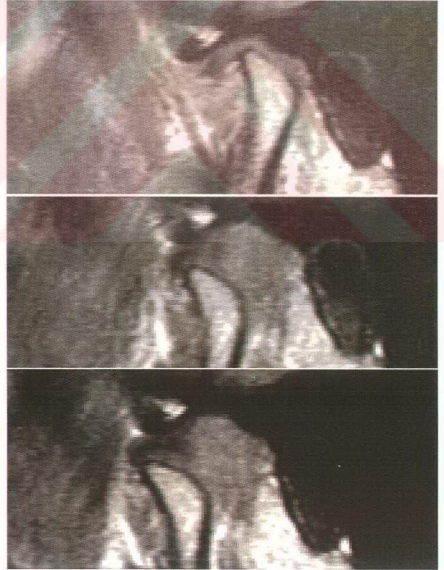


Fotoğraf 2.22. Düzeltilme sonrası redüksiyonsuz ADD
Koronal MR görüntüsü

(Orhan çalışma Serisi, 2002)

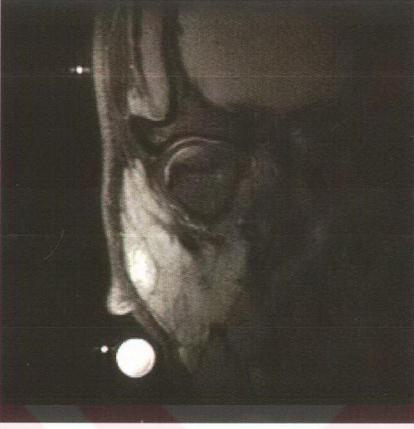


Fotoğraf 2.23. Düzeltilme öncesi parsiyel ADD
sagittal MR görüntüsü



Fotoğraf 2.24. Düzeltilme sonrası parsiyel ADD
sagittal MR görüntüsü

(Orhan çalışma Serisi, 2002)



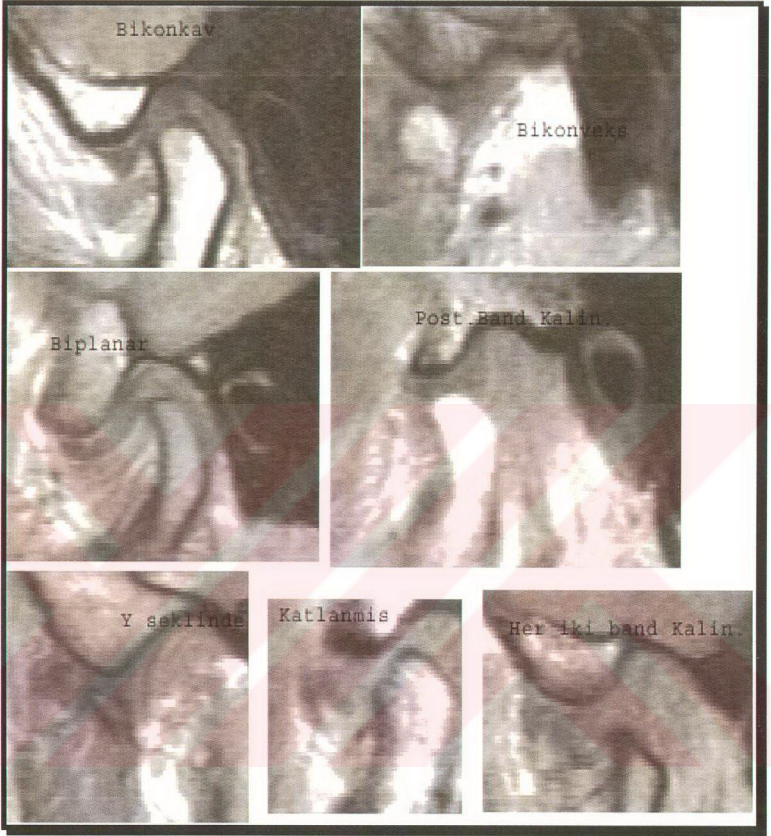
Fotoğraf 2.25. Düzeltilme öncesi parsiyel ADD koronal MR görüntüsü



Fotoğraf 2.26. Düzeltilme sonrası parsiyel ADD koronal MR görüntüsü

(Orhan çalışma Serisi, 2002)

Daha sonra TME’ deki disk morfolojileri 5 kısımda aşağıdaki şekilde sınıflandırılmıştır; **Bikonkav, Biplanar, Bikonveks, Posterior bandın kalınlaşması ve diğerleri (Y şekil, katlanmış, her iki bandın kalınlaşması)**. (Heffez, 1989; Yoshida, 2000; Murakami, 1993; Sato, 1999) (Fotoğraf 2.27).



Fotoğraf 2.27. Disk Morfolojilerinin MR Görüntüleri

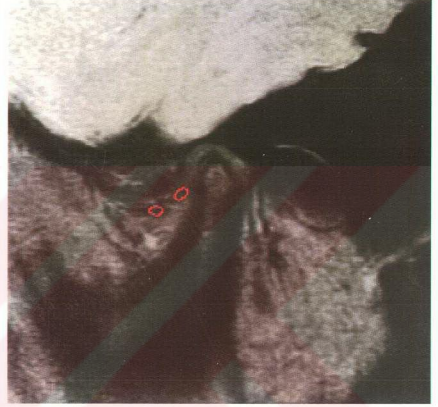
(Orhan çalışma Serisi, 2002)

Bu sınıflandırmalar yapıldıktan sonra her disk sinyal intensiteleri açısından incelenmiştir. Bunun için de, diskin anterior bandı ile posterior bandındaki sinyal intensite değerleri (SIR) elliptik ROI vasıtasıyla koilin duyarlılığı düzeltilmeden önceki ve düzeltilmiş **MR görüntülerinde** ölçülmüş ve posterior bandın sinyal intensite değerlerinin anterior bandın sinyal intensite değerlerine olan oranı şekilde

hesaplanmışlardır. Aşağıdaki fotoğraflarda TME hastalarından alınan düzeltilme öncesi ve sonrası MR görüntüleri görülmektedir. Bu, MR görüntülerinde dikkat edilmesi gereken husus aynı fantomda olduğu gibi koilden uzak noktadaki bölgelerin görüntüleri düzeltme öncesi incelenemezken, yani görüntü kaydı yapılamazken, düzeltme sonrası bu uzak bölgelerden sinyal alınımı ve görüntü kaydı yapılabilmektedir. (Fotoğraf 2.28., 2.29.).



Fotoğraf 2.28. Düzeltilme öncesi sagittal MR görüntüsü ve MR görüntüsünde alınan ROI



Fotoğraf 2.29. Düzeltilme sonrası sagittal MR görüntüsü ve MR görüntüsünde alınan ROI

(Orhan çalışma Serisi, 2002)

Çalışmada ölçümler sonucunda elde edilen SIR oranları, Temporomandibular Eklem sınıfları ve disk morfolojileri, Bonferroni/Dunn multi comparison metoduyla istatistiksel olarak değerlendirilmiştir.

3. BULGULAR

Çalışmamızın ilk kısmında yüzeyel koillerin homojen olmayan duyarlılıklarının düzeltilmesinde bilgisayar prosedür ve işlemlerinin geliştirilmesi, SNR oranının artırılması yoluyla MRG görüntü kalitesinin iyileştirilmesi amaçlanmıştır. Bu amaçla uniform sinyal intensiteleri elde edilmiş ve hazırladığımız orijinal program vasıtasıyla elde ettiğimiz bu uniform sinyal intensiteli görüntülere 3 matematik metodu uygulanarak son düzeltilmiş kübik fantomun MR görüntüleri elde edilmiştir. Test ettiğimiz bu 3 metotla oluşturulan görüntüler üzerine 70 mm x 70 mm boyutlarında 7 voksel ve 7 piksel içeren ve 4.voksel koilin merkezi olacak şekilde bir kare alan çizilmiş ve bu kare alan içerisinde konumlanan her bir voksel ve pikselin sinyal intensite değeri ve uniforme değeri hesaplanarak istatistiksel olarak karşılaştırılmıştır. Her bir blokun uniforme değeri ve SNR değerleri düzeltme öncesi ve sonrası aşağıdaki tablolarda gösterilmektedir (Tablo 3.1., 3.2., 3.3., 3.4.).

	1. voksel		2. voksel		3. voksel		4. voksel		5. voksel		6. voksel		7. voksel	
	önce	sonra	önce	sonra	önce	sonra	önce	sonra	önce	sonra	önce	sonra	önce	sonra
1.piksel	72,6	95,7	78,5	89,0	82,2	95,7	84,3	96,0	82,6	95,9	78,7	95,6	73,6	95,6
2.piksel	75,6	95,5	79,0	96,4	81,4	96,0	83,2	96,0	81,2	95,7	79,1	95,5	74,7	95,9
3.piksel	77,0	93,5	79,6	95,5	81,4	95,0	82,5	95,4	81,5	95,7	79,1	95,8	77,4	95,1
4.piksel	78,4	93,3	79,8	95,0	81,7	94,5	81,7	95,7	81,4	94,6	80,1	94,8	76,4	94,6
5.piksel	79,7	93,2	80,9	94,2	82,4	94,3	83,6	93,5	80,4	94,2	80,0	93,4	80,5	92,9
6.piksel	79,1	91,4	81,0	94,4	83,1	92,2	82,5	93,0	82,8	91,4	81,2	93,4	79,4	93,0
7.piksel	80,2	90,3	80,4	91,3	83,1	92,5	82,6	91,5	81,7	89,7	80,4	90,6	79,7	90,2

Tablo 3.1. Kübik fantomda düzeltme öncesindeki ve aproksimasyon metodu uygulandıktan sonra uniforme değerleri. p= 0.032.

	1. voksel		2. voksel		3. voksel		4. voksel		5. voksel		6. voksel		7. voksel	
	önce	sonra	önce	sonra	önce	sonra	önce	sonra	önce	sonra	önce	sonra	önce	sonra
1.piksel	72,6	97,4	78,5	98,2	82,2	97,9	84,3	98,3	82,6	98,0	78,7	97,6	73,6	97,6
2.piksel	75,6	96,3	79,0	97,3	81,4	97,5	83,2	97,9	81,2	97,9	79,1	97,4	74,7	97,0
3.piksel	77,0	95,4	79,6	97,0	81,4	97,0	82,5	97,2	81,5	97,0	79,1	97,3	77,4	96,5
4.piksel	78,4	95,0	79,8	95,6	81,7	95,2	81,7	95,8	81,4	95,9	80,1	96,2	76,4	94,2
5.piksel	79,7	93,3	80,9	94,8	82,4	95,7	83,6	95,0	80,4	94,1	80,0	94,4	80,5	93,4
6.piksel	79,1	92,0	81,0	93,2	83,1	93,4	82,5	93,2	82,8	92,4	81,2	93,6	79,4	93,0
7.piksel	80,2	90,4	80,4	91,8	83,1	92,9	82,6	92,5	81,7	91,3	80,4	91,9	79,7	90,4

Tablo 3.2. Kübik fantomda düzeltme öncesindeki lineer-aproksimasyon kombine kullanım metodu uygulandıktan sonra uniformite değerleri. $p= 0.017$.

Tablo 3.1., 3.2.' de aproksimasyon metodu ve lineer-aproksimasyon kombine kullanım metodu ile düzeltme öncesi ve sonrası uniformite değerleri gösterilmektedir. Tablodan izlendiği gibi hem aproksimasyon metodu hem de lineer-aproksimasyon kombine kullanım metodu ile elde edilen uniformite değerleri düzeltme öncesine göre istatistiksel olarak anlamlı bir artış izlenmektedir ($p< 0.05$). Bunu yanı sıra lineer-aproksimasyon kombine kullanım metodu ile elde edilen değerler, aproksimasyon metodu ile elde edilen değerlerden daha yüksek olarak bulunmuştur. Yaptığımız istatistik test sonucu bu değerlerin anlamlı olduğu görülmüş ve uniformitenin lineer-aproksimasyon kombine kullanım metodu ile düzeltme öncesine nazaran çok daha iyi olduğu görülmüştür.

	1. voksel		2. voksel		3. voksel		4. voksel		5. voksel		6. voksel		7. voksel	
	önce	sonra	önce	sonra	önce	sonra	önce	sonra	önce	sonra	önce	sonra	önce	sonra
1.piksel	17,6	34,5	19,0	35,1	20,0	34,4	20,8	34,2	20,3	33,9	19,1	34,3	17,9	35,0
2.piksel	18,9	34,3	19,3	34,2	20,2	34,8	20,4	34,3	19,8	34,4	19,7	34,5	18,8	35,7
3.piksel	19,6	32,2	20,3	34,0	20,6	34,4	20,4	34,4	20,4	35,1	20,3	34,6	19,6	33,8
4.piksel	20,4	33,6	20,6	34,7	20,7	34,5	20,7	35,3	20,8	35,1	20,5	34,8	20,2	34,3
5.piksel	21,1	32,6	21,4	33,6	21,4	33,2	21,4	33,6	21,2	34,1	21,0	34,0	21,5	32,7
6.piksel	21,1	30,8	21,8	31,6	21,9	32,4	21,6	32,7	21,5	32,1	21,7	32,4	21,5	31,4
7.piksel	22,1	29,3	22,0	31,2	22,1	31,1	22,2	31,8	21,1	30,5	22,5	30,0	21,4	29,1

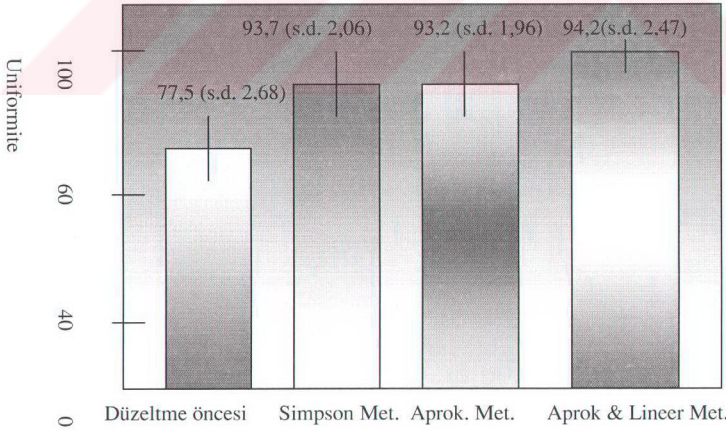
Tablo 3.3. Kübik fantomda düzeltme öncesindeki ve aproksimasyon metodu uygulandıktan sonra SNR değerleri. $p=0.041$.

	1. voksel		2. voksel		3. voksel		4. voksel		5. voksel		6. voksel		7. voksel	
	önce	sonra	önce	sonra	önce	sonra	önce	sonra	önce	sonra	önce	sonra	önce	sonra
1.piksel	17,6	41,3	19,0	44,7	20,0	44,3	20,8	44,0	20,3	43,3	19,1	43,4	17,9	42,0
2.piksel	18,9	39,8	19,3	41,4	20,2	42,4	20,4	42,1	19,8	42,3	19,7	42,1	18,8	41,6
3.piksel	19,6	37,2	20,3	39,7	20,6	40,3	20,4	40,5	20,4	41,2	20,3	40,3	19,6	38,2
4.piksel	20,4	36,1	20,6	37,2	20,7	37,4	20,7	37,9	20,8	38,0	20,5	37,6	20,2	35,6
5.piksel	21,1	33,7	21,4	35,3	21,4	35,3	21,4	35,1	21,2	35,6	21,0	35,3	21,5	34,4
6.piksel	21,1	30,9	21,8	32,7	21,9	33,1	21,6	33,0	21,5	32,7	21,7	33,0	21,5	31,9
7.piksel	22,1	29,9	22,0	31,3	22,1	31,4	22,2	31,6	21,1	30,7	22,5	30,5	21,4	29,1

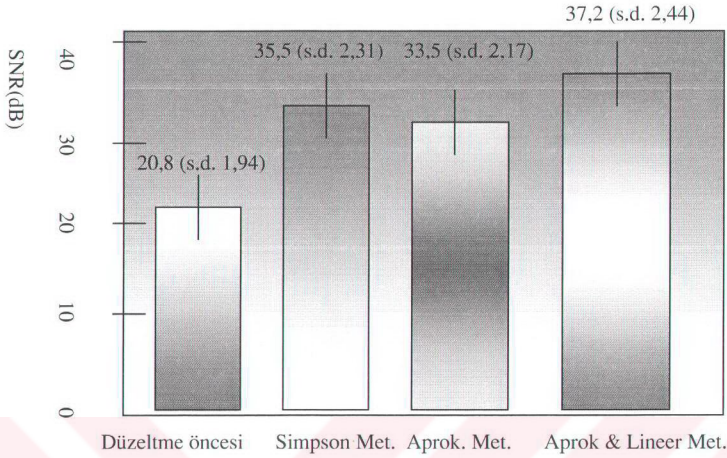
Tablo 3.4. Kübik fantomda düzeltme öncesindeki lineer-aproksimasyon kombine kullanım metodu uygulandıktan sonra SNR değerleri. $p=0.022$.

Tablo 3.3 ve 3.4'de aproksimasyon metodu ve lineer-aproksimasyon kombine kullanım metodu ile düzeltme öncesi ve sonrası SNR değerleri gösterilmektedir. Tablodan izlendiği gibi, hem aproksimasyon metodu hem de lineer-aproksimasyon kombine kullanım metodu ile elde edilen uniforme SNR değerleri düzeltme öncesine göre artmış olarak izlenmektedir. Daha önce gereç ve yöntemde belirtildiği gibi 4.voksel yani koilin merkezinden geçen vokselin SNR değerleri normal olarak diğerlerinden daha yüksektir, çünkü koilin merkezin alınan sinyal kaydı çevresine göre daha fazladır. Tablodan izlendiği gibi düzeltme öncesi SNR değerleri ancak diğer voksellerin değerleri düzeltme öncesi koil merkezinden uzaklığa göre azalırken düzeltme sonrası değerler lineer olarak artmaktadır ve yaptığımız istatistiksel test sonucu bu sonucun anlamlı olduğu görülmüştür.

Sonuç olarak lineer regresyon metodu ile kombine olarak kullanılan aproksimasyon metoduyla, aproksimasyon metoduna oranla biraz daha yavaş görüntü düzeltilmesine rağmen en iyi SNR oranını ve en iyi uniformiteyi elde etmiş bulunmaktayız. Yukarıda gösterilen tablolarda her bir blok içine düşen değerlerin ortalaması ve standart sapması hesaplanarak grafiklenmiştir (Grafik 3.1, 3.2).



Grafik 3.1. 7x7cm'lik alanda bulunan her bir bloktaki uniforme değerleri ortalaması ve standart sapmaları



Grafik 3.2. 7x7cm'lik alanda bulunan her bir bloktaki SNR değerleri ortalaması ve standart sapmaları

3.1. Çalışma grubuna ait bulgular

Araştırma grubuna dahil edilen hastaların düzeltilmiş MR görüntüleri, hastaların klinik durumu ve anamnezlerini bilmeyen üç radyolog tarafından incelenmiştir. Bu üç radyologun hepsi birbirlerinden bağımsız olarak MR görüntülerini, disk deplasmanlarına ve disk morfolojilerine göre sınıflandırmışlardır. Radyologların yaptığı sınıflamalar daha sonra bir araya getirilerek sonuçlar değerlendirilmiştir. Eğer herhangi bir hastadaki tanı farklı ise, son tanı bu üç radyologun biraraya gelerek ortak kararı ile konmuştur. Üç radyologun düzeltilme öncesi ve düzeltilmiş MR görüntüleri üzerinde yaptığı incelemeler sonucunda, hastalardan sağ ve sol olarak alınan toplam 96 TME MR'ında disk deplasmanları aşağıdaki gibi sınıflandırılmıştır (Tablo 3.1.1).

Düzeltilme öncesi	TME DISK SINIFLAMALARI	%
Normal	34	35,4
ADD R(+)	15	11,4
ADD R(-)	30	31,2
PADD	11	15,6
Diğer	6	6,25
Toplam	96	100
Düzeltilme sonrası	TME DISK SINIFLAMALARI	%
Normal	37	38,5
ADD R(+)	12	9,3
ADD R(-)	32	33,3
PADD	9	12,5
Diğer	6	6,25
Toplam	96	100

Tablo 3.1.1. Çalışma Grubundaki Düzeltilme öncesi ve sonrası normal TME ve disk deplasmanlarının sınıflandırılması

Tabloda görülen, “diğer” grubunda toplanan 6 diskte perforasyon bulunduğu ve disk MR görüntüleri ve sinyal intensiteleri tam olarak teşhis edilemediği için çalışma grubundan çıkarılmıştır. Tabloda görüldüğü gibi düzeltilme öncesi normal TME grubu 34 iken düzeltilme sonrası 37, PADD 11 iken 9, ADD R(-) 30 iken 32, ADD R (+)15 iken 12 olmuştur. Bu sonuçlar da bize düzeltilme öncesinde hastaların MR görüntülerindeki teşhisin yanıltıcı olabileceğini göstermiştir. Tablo 3.1.2 de ise düzeltilme öncesi ve sonrası MR görüntüleri sonucunda oluşan disk morfolojileri gösterilmektedir.

Disk Morfolojileri	Önce	Sonra	Önce	Sonra
	Sayı	%	Sayı	%
Bikonkav	43	47,7	44	48,8
Bikonveks	3	6,7	3	6,7
Biplanar	6	3,3	6	3,3
Posterior Bandın Kalınlaşması	26	28,8	26	28,8
Diğerleri	12	13,3	11	12,2

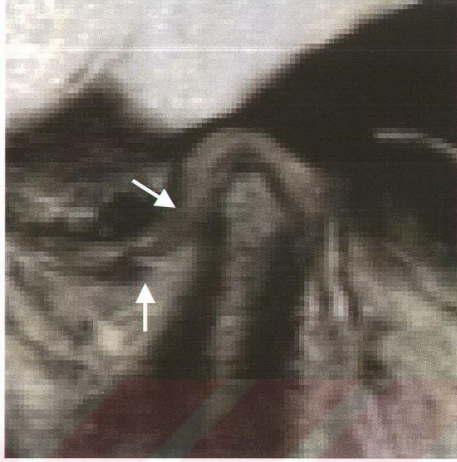
Tablo 3.1.2. Çalışma Grubundaki düzeltilme öncesi ve sonrası eklemelerin disk morfolojilerinin sınıflandırılması

Tabloda görülen “diğer” grubunda toplanan disk morfolojileri daha önce de belirtildiği gibi Y şekli, her iki bandın uniform kalınlaşması, katlanmış olarak tanımlanmıştır. Çalışma grubundaki düzeltme öncesindeki disk morfolojileri ile düzeltme sonrasındaki disk morfolojileri arasında istatistiksel olarak herhangi bir farklılık saptanmamıştır. Tablo 3.1.3’ de ise disk morfolojilerinin düzeltme önce ve sonrası TME disk sınıflamasına göre dağılımı görülmektedir.

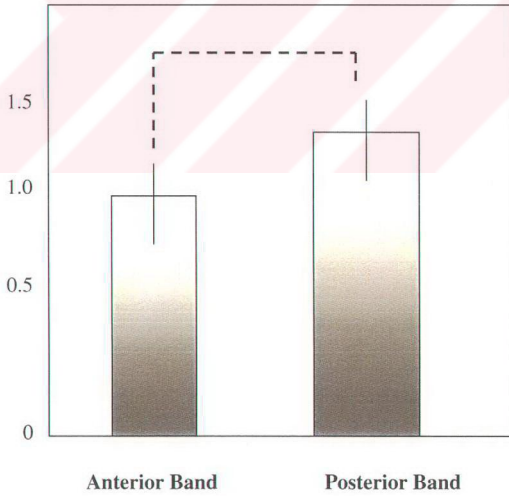
		TME Disk Sınıflamaları							
		Normal		PADD		ADD (R+)		ADD (R-)	
		Önce	Sonra	Önce	Sonra	Önce	Sonra	Önce	Sonra
Disk Morfolojileri	Bikonkav	29	32	9	7	3	3	2	2
	Bilplanar	-	-	-	-	1	1	5	5
	Bikonveks	1	1	1	1	1	1	-	-
	Posterior bandın kalınlaşması	-	-	1	1	10	7	16	18
	Diğerleri	4	4	-	-	-	-	7	7
	Toplam	34	37	11	9	15	12	30	32

Tablo 3.1.3. Düzeltme öncesi ve sonrası morfolojilerine göre TME disk deplasmanlarının dağılımı

Çalışmanın bu bölümünde düzeltilme sonrası MR görüntülerinde diskin posterior ve anterior bandı karşılaştırılarak, bu iki band arasında herhangi bir sinyal intensite artışı olup olmadığı incelenmiştir. Yapılan bu inceleme sonucunda disk deplasmanlarının şiddetine bağlı olarak diskin posterior bandındaki sinyal intensite artışının anterior banda göre daha fazla olduğu bulunmuştur. $p=0.042$ (Grafik 3.3) (Fotoğraf 3.1).



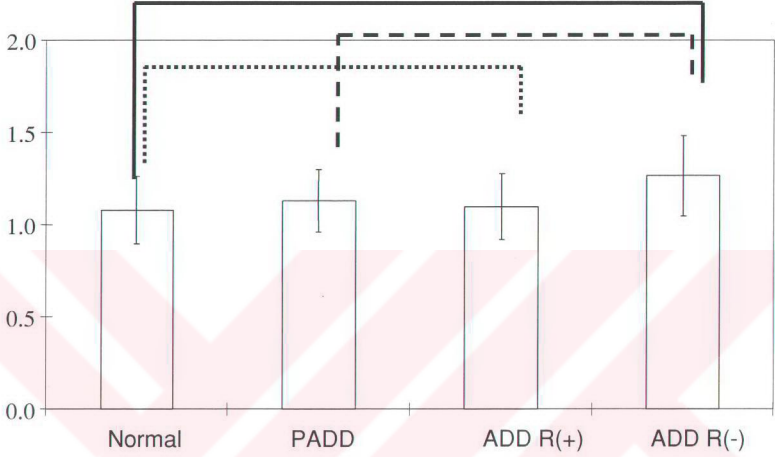
Fotoğraf 3.1. Anterior Band ile Posterior Band arasındaki sinyal intensite farkı. Posterior Band'da artmış sinyal intensitesi (Orhan çalışma serisi, 2002)



Grafik 3.3. Posterior bandda anterior banda göre artmış sinyal intensitesi ($p=0.042$).

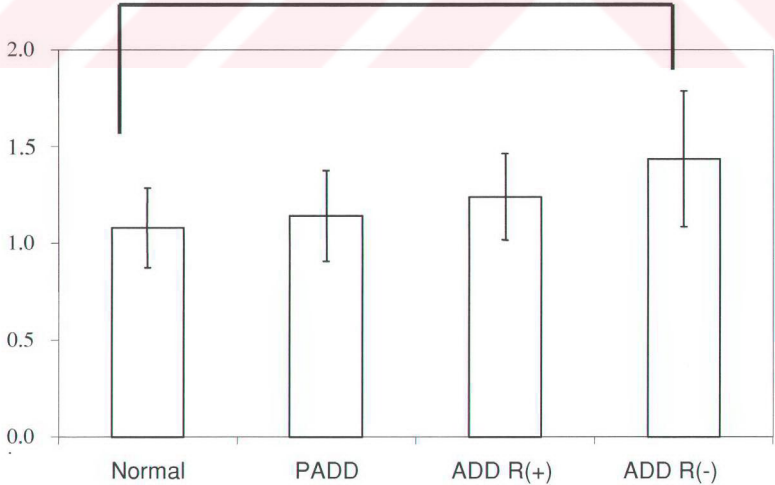
Aşağıdaki grafiklerde seçilen iki sekans için (Sekans 1 ve Sekans 2) her bir TME grubu için sinyal intensite oranı (SIR) ve standart deviasyonu görülebilir (Grafik 3.4, 3.5, 3.6, 3.7).

SIR

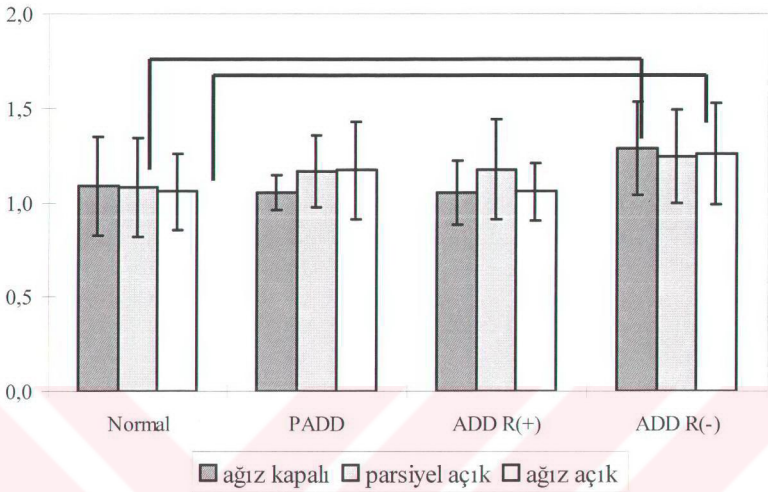


Grafik 3.4. Sekans 1 (FSE 2500/17) Her grup için Pb/Ab ortalama değeri ve standart deviasyon. ($p < 0.05$).

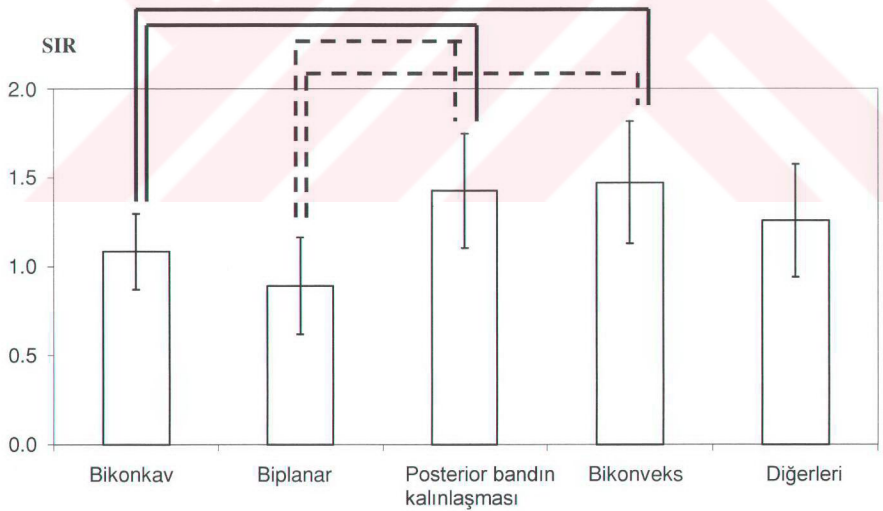
SIR



Grafik 3.5. Sekans 2 (FSE 800/17). Her grup için Pb/Ab ortalama değeri ve standart deviasyon ($p < 0.05$).



Grafik 3.6. Sekans 2 (FSE 800/17). Ağız açık, ağız kapalı, parsiyel açık pozisyonları için SIR değerleri ($p<0.05$).



Grafik 3.7. Sekans 1 (FSE 2500/17). Disk morfolojileri ve sinyal intensiteleri arasındaki ilişki ($p<0.05$).

4. TARTIŞMA

Daha önce de belirtildiği gibi, MR, günümüzde üzerinde en çok araştırma yapılan görüntüleme tekniklerinden biridir. TME'in MR ile değerlendirildiği bir çok araştırma vardır. Yapılan bu araştırmaların çoğu genellikle TME'in radyolojik bulguları, bu bulguların klinik korelasyonu, patolojilerinin incelenmesi ile ilgilidir. Ancak MR görüntülerinin düzeltilmesi üzerine yapılan araştırma sayısı çok fazla değildir.

Bu amaçla yapılan bir kısım çalışmada vücut ve yüzeysel koillerin duyarlılığı, homojen olmayan duyarlılık dağılımının düzeltilmesiyle elde edilmeye çalışılmıştır. (Haselgrove, 1986; Tinch, 1993; Axel, 1987).

Bu çalışmalardan bir tanesi olan Haselgrove ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada, yüzeysel koillerin duyarlılığı, düşük filtre uygulanarak düzeltilmeye çalışılmıştır. Haselgrove ve arkadaşları, yüzeysel koilin alıcı sargı olarak kullanıldığı durumlarda alınan görüntülerde oluşan sinyal intensite toplamının yüzeysel koilin duyarlılığına bağlı olduğunu ve FOV alanı içine giren bölgelerde lokal kontrastı etkileyen büyük sinyal intensiteleri varlığını saptamışlardır. Bir başka deyişle, incelenmek istenen objenin görüntüsünün yüzeysel koilin duyarlılık profili ve objenin kendisinden gelen sinyal intensite toplamı olduğunu belirtmişlerdir. Son görüntünün bu iki komponentden olması nedeniyle yüzeysel koilin duyarlılığının düzeltilmesinin, MR görüntüsünü düzeltmek için gerekli olduğunu belirtmişlerdir. Bu işlem için MR ile elde edilen son görüntü üzerine düşük filtre uygulamışlardır. Düşük filtre uygulaması, incelenen nesnenin görüntü profilinin yüzeysel koilin duyarlılık profiline bölünmesi ve bu işlem sonucunda ortaya çıkan sinyal intensitelerinin son görüntüyü oluşturması esasına dayanmaktadır. Haselgrove ve arkadaşları, bu işlemi gerçekleştirebilmek için, elde edilen son görüntüdeki sinyal intensitelerinin, elde edilen profil üstüne istatistiksel aproksimasyon metodu uygulayarak incelenen nesnenin görüntü profiline bölerek, MR görüntülerini düzeltmişlerdir. Ancak

alışmalarında koilin oryantasyonunu ve manyetik alanda tam olarak yerini saptayarak MR görüntülerini düzeltecek algoritmi oluşturamamışlardır, sadece yüzeyel koilin duyarlılık profilini, elde edilen sinyal intensiteleri ile hesaplayarak istatistiksel olarak incelenen nesnenin profiline bölmüşlerdir. Sonuç elde edilen görüntülerde nesnenin köşe kısımlarına gelen bölgelerde görüntü düzeltmeyi başaramamışlardır. (Haselgrove, 1986).

Tincher ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada ise, RF vücud koili uygulamalarında oluşan uzaysal inhomojenite sonucunda oluşan artıfaktlar düzeltilmeye, böylece düzelmiş MR görüntüsü elde edilmeye çalışılmıştır. Bu amaçla kullandıkları bir fantomdan elde ettikleri kesit görüntüler üzerine homomorfik filtre uygulanarak bozulmuş dataların düzeltilmesi, bunun sonucunda MR görüntüsünün düzeltilmesi sağlanmıştır. (Tincher,1993).

Bu filtre yöntemleri koilin oryantasyonunun ve duyarlılık profilinin belirlenmesini içermemesine rağmen, elde edilen son MR görüntülerinde düzelme sağlanmıştır. Bu filtre çalışmaları sonrasında, bizim çalışmamızda da kullandığımız Biot-Savart yasası kullanılarak, koilin oryantasyonu ve koil içindeki bir noktanın uzaysal olarak 3 boyutlu yeri tespit edilerek, koil duyarlılığı ve böylece MR görüntülerinin düzeltilmesi amaçlanmıştır. Her ne kadar MR ile elde edilen görüntülerin düzeltilmesi, filtre yöntemi uygulamalarında daha basit olsa da, TME gibi daha kompleks yapılar içeren bölgelerde uygulamak çok zordur. Bunun için çalışmamızda kullandığımız, uygulaması zor, ancak TME gibi bölgeler için en iyi düzeltme yöntemi olan Biot-Savart yasasıyla düzeltme uygulanmıştır. Biot-Savart yasası kullanılması sonucunda oluşturulan bu yöntemler, koil şeklinin, manyetik alandaki lokalizasyonunun ve oryantasyonunun bilgisine ihtiyaç duyar ve bu bilgilerin hesaplanarak koil duyarlılığının düzeltilmesi ve dolayısıyla MR görüntülerinin düzeltilmesi uzun zaman alır.

Bu konu zerine Lecter'in yaptığı çalışmada, yeni bir koil geliştirilmesi amaçıyla koil içinde bulunan herhangi bir noktadaki manyetik alan intensitelerinin hesaplanmasına olanak sağlamak amaçıyla bir teknik geliştirilmiştir. Bu teknikte

koilin şekli ve boyutları, oryantasyonu hakkında bilgi edinip koil duyarlılığının düzeltilmesi amaçlanmıştır. Bunun için, içinden bir akım geçen sirküler bir koilde oluşan manyetik alan hesaplanmasını yani Biot-Savart yasasını, bir bilgisayar programlama dili olan Fortran programlama dilini kullanarak hazırladığı bir bilgisayar programı ile kaynaştırarak, bilgisayar tarafından incelenmek istenen doku hacmindeki manyetik alan intensitesinin hesaplanması sağlanmıştır (Lecter, 1989).

Moyher ve arkadaşları, yine Biot-Savart yasasını kullanarak analitik bir düzeltme yöntemi geliştirmişlerdir. Lecter'in çalışmasındaki yaklaşımı kullanarak, yüzeyel koilin homojen olmayan duyarlılığına bağlı olarak azalan sinyal intensitesini hesaplayabilme ve bunu düzeltebilme olanağına sahip olmuşlardır. Bu yöntemle rutin olarak hastadan elde edilen görüntüler üzerinde düzeltme ve bu düzeltilmiş görüntüleri saklayabilme olanağına sahip olmuşlardır. Moyher ve arkadaşları, bizim çalışmamızda olduğu gibi 1.5 Teslalık MR cihazı kullanmışlardır. Analizleri yapabilmek için Sun sparc IPX ve Sun sparc station 10/50 bilgisayar kullanmışlardır. Çalışmalarında T1 ağırlıklı TR/TE 34/8ms, proton densite ağırlıklı ve T2 ağırlıklı görüntüler TR/TE 2500/30ms elde etmişlerdir. Fast spin-eko tekniği kullanılarak 512x512 matriks, 14 cm FOV 3mm kesit kalınlığı kullanmışlardır. Laboratuvarlarında hazırladıkları orijinal program vasıtasıyla bütün koilin her bir lineer kısmının duyarlılığı düzeltilmiş ve böylece düzeltilmiş MR görüntüleri elde edilmiştir (Moyher, 1995).

Bizim çalışmamızda, Moyher ve arkadaşlarının çalışmasında olduğu gibi sekans olarak T1, proton densite ve T2 ağırlıklı görüntüler elde edilmiştir. Moyher ve arkadaşları, çalışmalarında beyin dokusunu incelemeye aldıklarından dolayı, her üç ağırlıktaki görüntüyü aynı anda elde ederlerken, biz, TME gibi kompleks bir yapıyı incelemek istediğimiz için eklem hem ağız kapalı, hem de ağız parsiyel ve tam açık durumlarını inceleyebilmek için bu üç ağırlıklı görüntüyü 2 sekansda elde ettik.

Moyher ve arkadaşları, analitik düzeltme yöntemiyle hazırladıkları orijinal program vasıtasıyla koili eşit lineer segmentlere bölmüşlerdir. Koilin her bir lineer kısmının duyarlılığını Biot-Savart yasasını kullanarak ve yine orijinal program vasıtasıyla düzeltmişlerdir ve böylece MR görüntülerini düzeltmişlerdir. Ancak bu

çalışmada düzeltme işleminin doğruluğu, koilin segmentasyon sayısı ile doğru orantılıdır. Eğer koilin segmentasyon sayısı doğru olarak hesaplanamazsa, elde edilen görüntüler de doğru olamayacaktır. Ayrıca Moyher ve arkadaşları tek bir MR görüntüsünü 3.5 dakikada düzeltebilmişlerdir, bizim çalışmamızda bu süre 5 saniyeye inmiştir. Bunun yanı sıra Moyher ve arkadaşları, tek bir yöntem üzerinde MR düzeltmeleri gerçekleştirirken, bizim çalışmamızda 2 yöntemin kombinasyonu kullanılarak, hem artefaktlar elimine edilmiş, hem de görüntü kalitesi maksimum seviyeye çıkarılmıştır. Ayrıca Moyher ve arkadaşları, geliştirdikleri orijinal programı sadece özel Sun sparc IPX ve Sun sparc station 10/50 uygulayabilirken, bizim yöntemimiz Pentium MMX, MS-Windows 98 olan herhangi bir bilgisayarda uygulanabilir.

TME normal anatomisi üzerine daha önce yapılan çalışmalardan, TME diskinin proteoglikanlar ve antero-posterior oryantasyonlu kollojen lif demetleri ve elastik liflerden oluştuğunu bilmekteyiz (Piette, 1993; Okeson, 1995). Bu yapılar Manyetik Rezonansta kolayca izlenebilen bir hidrasyon derecesine sahiptirler. Disk, fibröz konnektif dokudan dolayı sahip olduğu düşük sinyal intensitesiyle yüksek sinyal intensiteli çevre yapılardan kolayca ayırt edilebilir (Rees, 1954; Taguchi, 1980; Lambert 1985; Kurita, 1989; Katzberg, 1989; Piette, 1993).

Schellhas ve arkadaşları, Temporomandibular eklemi diz eklemiyle karşılaştırmış ve diskin düşük sinyal intensitesine sahip olduğunu, ancak TME'nin diz ekleminde olduğu gibi dejenerasyona uğradığında sinyal intensitesinin arttığını gözlemlemişlerdir (1988).

Helms ve arkadaşları, diskin düşükten intermediate doğru değişen sinyal intensitesine sahip olduğunu ve dejenerasyonla birlikte bu sinyal intensitesinin değiştiğini belirtmişlerdir (1989).

Takaku ve arkadaşları, 30 normal TME'de diskin homojen düşük sinyal intensitesine sahip olduğunu, retrodiskal dokunun ise diske göre yüksek sinyal intensitesi gösterdiğini saptamışlardır (1995).

Takaku ve arkadaşları, 41 TME üzerinde bir diğer çalışmada, diskin anterior, intermediate ve posterior bandlarının homojen düşük sinyal intensitesi gösterdiklerini belirtmişlerdir (1998).

Westesson ve arkadaşları, 97 hasta üzerinde yaptıkları çalışmada TME diskinin düşük sinyal intensitesine, retrodiskal dokunun ise diske göre yüksek sinyal intensitesine sahip olduğunu, TME'de patolojiye bağlı olarak retrodiskal dokulardaki sinyal intensitesinin düştüğünü saptamışlardır (1993).

Harms ve arkadaşları, 115 eklem üzerinde yaptıkları çalışmada, diskin düşük sinyal intensitesine, diskin çevresinde bulunan zigomatik proçes, artiküler eminens ve kondilin yüksek sinyal intensitesine sahip olduklarını, retrodiskal dokunun diskin intermediate zone'undan daha yüksek sinyal intensitesine sahip olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca TME'deki patolojilere bağlı olarak retrodiskal doku sinyal intensitesinin düştüğünü, diskteki sinyal intensitesinin ise farklı oranlarda değiştiğini belirtmişlerdir (1985).

Wilk ve arkadaşlarının 240 hasta üzerinde yaptıkları çalışmada ise, retrodiskal doku ve pterygoid ataçmanların, diskin çevresinde bulunan kondil ve zygomatik proçes'e göre intermediate sinyal intensitesine sahip oldukları, diskin kendisinin ise düşük sinyal intensitesine sahip olduğu belirtilmiştir (1986).

Bizim çalışmamızda 96 eklem incelenmiştir. Bu incelenen eklemler içinde hem normal TME diski, hem de disk deplasmanları mevcut olduğundan dolayı, her iki durumda da disk sinyal intensiteleri ve değişimleri saptanmıştır. Çalışmamızda normal Temporomandibular Eklem diskinin, yukarıda anlatılan çalışmalarda olduğu gibi düşük sinyal intensitesi gösterdiği saptanmıştır. Bununla birlikte artiküler

eminensin ve kondilin kortikali düşük sinyal intensitesi, ancak kondilin , zygomatic proçesin kendisinin ve diğer kemik yapıların yüksek sinyal intensitesi, retrodiskal doku ve pterygoid ataçmanın ise intermediateden yüksek sinyal intensitesine değişen oranda sinyal intensitesi gösterdiği saptanmıştır.

Temporomandibular eklemden disk deplasmanları ile birlikte diskteki sinyal intensitesinde artış gözlenmiştir. Bununla birlikte daha önce hiçbir çalışmada yapılmamış olan, diskin posterior bandı ve anterior bandı arasında sinyal intensiteleri karşılaştırılmıştır. Disk deplasmanlarından sonra diskin posterior bandındaki sinyal intensitesinin anterior bandındaki sinyal intensitesine oranla daha fazla arttığı saptanmıştır. Bu sonuca dayanarak, disk dejenerasyonunun posterior bantta başladığı, intermediate bandla devam edip en son anterior bandı etkilediği saptanmıştır.

Çalışmamızda sinyal intensitelerini belirlemenin yanısıra Temporomandibular Eklem disk deplasmanlarının sınıflandırmaları da yapılmıştır. Daha önce yapılan çalışmalarda; Foucart ve arkadaşları, 732 hastanın TME'leri üzerinde yaptıkları çalışmada 366 hastanın normal TME' e, 545 hastanın TME disk deplasmanları ve patolojilerine sahip olduklarını saptamışlardır. Bu 545 hastanın %52'si redüksiyonsuz anterior disk deplasmanı, %26'sı redüksiyonlu anterior disk deplasmanı, %11'i parsiyel anterior disk deplasmanı olarak belirlenmiş ve redüksiyonsuz anterior disk deplasmanının TME disk deplasmanlarında en çok görülen kategoriyi oluşturduğunu belirtmişlerdir (1998).

Marquelles-Bonnet ve arkadaşlarının 287 hastanın TME'leri üzerinde yaptıkları çalışmada 91 hasta normal, 189 hastada redüksiyonsuz anterior disk deplasmanı, 148 hastada redüksiyonlu anterior disk deplasmanı saptanmıştır (1995).

Tasaki ve arkadaşları, 600 hastanın TME'leri üzerinde yaptıkları çalışmada ise 146 hastanın normal, 110 anterior disk deplasmanı, 44 hastanın parsiyel disk deplasmanı, 113 hastanın anterior rotasyonel disk deplasmanı, 22 lateral disk deplasmanı, 20 medial disk deplasmanı, 3 posterior disk deplasmanı ve 7 adet herhangi bir sınıflandırmaya dahil edilemeyen hastanın varlığını, ayrıca TME disk

deplasmanları içinde en fazla anterior disk deplasmanlarının olduğunu bildirmişlerdir. (1996).

Santler ve arkadaşları ise 47 eklem üzerinde yaptıkları çalışmada 9 normal, 27 redüksiyonsuz anterior disk deplasmanı, 3 redüksiyonlu anterior disk deplasmanı, 1 posterior disk deplasmanı bulmuşlardır (1993).

Westesson ve arkadaşları 194 hastada 73 normal, 65 hastada redüksiyonlu anterior disk deplasmanı, 66 hastada redüksiyonsuz anterior disk deplasmanı bulmuşlardır (1993).

Bizim çalışmamızda ise 96 eklemden 37'si normal, 9'u redüksiyonlu anterior disk deplasmanı, 32 redüksiyonsuz anterior disk deplasmanı, 12'si parsiyel disk deplasmanı olarak saptanmıştır. Bu sonuç diğer çalışmalarda olduğu gibi Temporomandibular Eklem disk deplasmanlarında en çok görülen grubun redüksiyonsuz anterior disk deplasmanı olduğunu göstermiştir.

Çalışmamızda ayrıca TME' in disk morfolojileri de belirlenmiştir. Bu amaçla disk morfolojileri **Bikonkav, Biplanar, Bikonveks, Posterior bandın kalınlaşması ve diğerleri (Y şekil, katlanmış, her iki bandın kalınlaşması şeklinde tanımlanmıştır)** sınıflandırılmıştır. Daha önce yapılan çalışmalarda; Ackerman ve arkadaşları 37 eklemden yaptıkları çalışmada disk morfolojilerini 3 sınıfa ayırmışlardır. Bunlar; normal olarak tanımlanmış bikonkav, her iki bandın kalınlaşması, konveksdir. Ackerman ve arkadaşları konveks disk şeklinin anterior disk deplasmanı ile ilişki olduğunu saptamışlardır (1986).

Heffez ve arkadaşları disk morfolojilerini 5 sınıfa ayırmışlardır. Bunlar; bikonkav, düz, huni tarzında, şişkin, Y şeklinde, bunun yanı sıra şişkin olarak tanımladıkları sınıfa posterior bandın kalınlaşmasıyla oluşan morfolojileri de eklemişlerdir. Yaptıkları çalışmada predominant disk morfolojilerini bikonkav ve şişkin grubun oluşturduğunu belirterek, bikonkav olarak tanımlanan disk

morfolojisinin normal TME'lerde; huni tarzında olan morfolojinin redüksiyonlu disk deplasmanlarında; şişkin ve düz olarak tanımlanan morfolojinin redüksiyonsuz disk deplasmanlarında; Y şeklinde tanımlanan morfolojilerin ise ileri disk deplasmanları ve kemik değişimlerde ortaya çıktıklarını ifade etmişlerdir. (1989).

Yoshida ve arkadaşları, disk morfolojilerini bikonkav, katlanmış, biplanar, konveks, posterior band'ın kalınlaşması olarak 5 sınıfa ayırmışlardır. 32 eklemde yapılan bu çalışma sonucunda 14 eklem normal, 6'sı katlanmış, 5'i biplanar, 4'ü posterior band'ın kalınlaşması, 1'i de konveks olarak bulunmuştur (2000).

Murakami ve arkadaşları ise disk morfolojisini yine 5 gruba ayırmışlardır. Bunlar; Bikonkav, bikonveks, hemikonveks, biplanar, katlanmış sınıflarıdır. Bu çalışma sonucunda normal TME eklem disk morfolojisinin bikonkav, anterior disk deplasmanı ile birlikte bikonkav olduğunu belirtmişlerdir (1993).

Sato ve arkadaşları ise 30 normal TME'de bikonkav disk morfolojisi, 24 TME semptomu olan hastanın ise 24'ünde bikonkav, 3'ünde posterior bandın kalınlaşması, 6'sında her iki bandın kalınlaşması, 7'sinde katlanmış, 6'sında bikonveks morfolojinin olduğunu ve normal TME'lerde disk morfolojisinin bikonkav olduğunu belirtmişlerdir (1999).

Westesson ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada ise, redüksiyonsuz anterior disk deplasmanında konveks disk şeklinin en fazla görüldüğü saptanmıştır (1985). Wajima ve arkadaşları ise posterior bandın kalınlaşmasının, redüksiyonsuz anterior disk deplasmanında en çok görüldüğünü saptamışlardır (1989).

Toyoma ve arkadaşları, 160 TME diskinden 40'ını normal, 42'sini bikonkav, 47'sini bikonveks ve 31'ini diğerleri başlığı altında toplayarak sınıflandırmışlardır. Toyoma ve arkadaşları, disk morfolojilerinin, disk dejenerasyon ve deplasmanlarının şiddetine göre bikonkavdan bikonvekse doğru gittiğini ve her iki bandın kalınlaşması

ve sadece posterior bandın kalınlaşmasının bu iki safha arasında oluştuğunu öne sürmüşlerdir (1999).

Bizim çalışmamızda daha önce belirtildiği gibi disk morfolojileri 5 sınıfa ayrılmıştır. 90 eklem diskinden 44'ü bikonkav, 3'ü bikonveks, 6'sı biplanar, 26'sı posterior band'ın kalınlaşması, 11'i diğerleri sınıfına girmektedir. Yaptığımız çalışmada ayrıca TME disk patolojileri sınıflamaları diskin morfolojisine göre ayrılmış olup; 32 normal eklem diskinin bikonkav, 7 parsiyel anterior disk deplasmanının bikonkav, 7 redüksiyonlu disk deplasmanının posterior band kalınlaşması ve 18 redüksiyonsuz anterior disk deplasmanının posterior band kalınlaşması gösterdiği saptanmıştır. Bu da, sonuç olarak, Temporomandibular eklem disk deplasmanlarında özellikle redüksiyonsuz anterior disk deplasmanında en çok görülen morfolojinin posterior bandın kalınlaşması ve normal TME ve parsiyel anterior disk deplasmanında disk morfolojisinin ise bikonkav olduğunu göstermektedir. Yaptığımız çalışmada ayrıca daha önce belirtildiği gibi sinyal intensiteleri belirleme üzerine iki sekans seçilmiştir. Sekans 1'de (T1 ağırlıklı görüntülerde) Normal ve Redüksiyonlu ADD, Normal ve Redüksiyonsuz ADD, Parsiyel ADD ve Redüksiyonsuz ADD arasında istatistiksel olarak anlam mevcuttur. ($p<0.05$) Yine Sekans 1'de (T1 ağırlıklı görüntülerde), disk morfolojileri arasında (Bikonkav-posterior band kalınlaşması, Bikonkav-Bikonveks, Biplanar-posterior band kalınlaşması, Biplanar-Bikonveks) istatistiksel bir anlam mevcuttur. ($p<0.05$). Sekans 2'de (proton ve T2 ağırlıklı görüntülerde) sadece Normal ve Redüksiyonsuz ADD arasında bir anlam mevcuttur. ($p<0.05$) ayrıca yine Sekans 2'de proton ve T2 ağırlıklı görüntülerde parsiyel ağız açıklığında herhangi bir istatistiksel anlam mevcut değil iken, ağız kapalı ve ağız tam açık pozisyonlarında Normal ve Redüksiyonsuz ADD gruplarında anlam mevcuttur ($p<0.05$).

TME sınıfları arasındaki bu istatistiksel anlam varlıkları TME Disk deplasmanlarının şiddetleri arttıkça sinyal intensitelerinin de arttığını ve en yüksek sinyal intensitesini Redüksiyonsuz ADDeplasmanda görmekte olduğumuzu gösterir. Bununla birlikte çalışmada daha önce tablolarda verildiği gibi Posterior Bandın kalınlaşması, hem Redüksiyonlu hem de Redüksiyonsuz ADD durumları için en çok görülen disk morfolojisi olup, normal ise bikonkav olarak belirlenmiştir.

Disk morfolojilerinin bu değişimleri ve birbirleri arasındaki istatistiksel anlam varlıkları, disk morfolojilerinin TME deplasman şiddetine göre değiştiiğini, bununla birlikte sinyal intensitelerinin de morfolojiye bağlı olarak değiştiiğini göstermektedir. Ayrıca Sekans 2’de proton ve T2 ağırlıklı görüntülerde ağız kapalı, parsiyel açık ve tam açık pozisyonlarında değerlendirmede parsiyel ağız açıklığında herhangi bir anlam bulunamaması, sinyal intensiteleri incelemeleri için mutlaka ya ağız tam kapalı, ya da tam açık pozisyon tercih edilmesi gerekliliğini göstermektedir.

Toparlayacak olursak Sekans 1’de (T1 ağırlıklı görüntülerde) bütün gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki saptanırken, Sekans 2’de proton ve T2 ağırlıklı görüntülerde bu ilişki, sadece normal ve redüksiyonsuz anterior disk deplasmanında saptanmıştır. Yani TR zamanının değişmesiyle birlikte gruplar arasında istatistiksel olarak oluşan sinyal intensite ilişkileri de değişmektedir. Bugüne kadar bu ilişkiyi inceleyen başka bir çalışma olmadığından dolayı herhangi bir karşılaştırma yapılamamakla beraber, disk deplasmanlarında TME diskinin sinyal intensiteleri incelenirken, seçeceğimiz sekanstaki TR değerlerinin bu incelemeler yapılırken mutlaka göz önünde bulundurulması gerekliliği ortaya çıkmıştır.

Her ne kadar bizim metodumuz sirküler tip yüzeyel koillerle sınırlı olsa da, kısa hesaplama ve düzeltme zamanıyla güçlü bir metoddur. Bir sonraki aşamada ise koil proton markerların otomatik olarak tespit edilmesi hedeflenmiştir. Eğer proton markerlar otomatik olarak hazırlanan orijinal program vasıtasıyla tespit edilirse bu metodu klinik olarak uygulamak çok daha kolay olacaktır. Geliştirilen metod bundan önce yapılan çalışmaların bir üst basamağıdır ve bu şekliyle yüzeyel koilin duyarlılığının, hızlı ve doğru bir biçimde düzeltilmesi sonucunda, MR’ın klinik kullanımında ve TME’in yüzeyel koil kullanılarak manyetik rezonans görüntülenmesindeki gelişmeye öncülük edebilir.

6. SONUÇ

Günümüzde MRG, TME rahatsızlıklarında tanı için uygulanacak görüntüleme yöntemleri içerisinde ilk sırada gelenlerden birisidir ve TME incelemelerinde disk pozisyonunu inceleyebilme imkanımıza ek olarak, disk morfolojilerini ve sinyal intensite karakteristiklerini de inceleyebiliriz.

Çalışmamızda TME'yi Manyetik Rezonansla görüntüleyebilmek için gerekli olan yüzeyel koillerin homojen olmayan duyarlılıkları düzeltilmeye çalışılmıştır. Özellikle yüzey koillerinin bu homojen olmayan duyarlılıklarından dolayı, örneğin TME gibi bir çok anatomik yapının kompleks olarak bulunduğu bölgelerde ve kaslardaki gibi yumuşak doku enflamasyonlarını MRG görüntülerinde incelemek ve tanı koymakta güçlük çekilmektedir. Bundan dolayı TME patolojilerinde tanı koymayı kolaylaştırmak ve elde edilen MR görüntülerinde maksimum kalite amaçlanmıştır. Bunun yanısıra geliştirilen yöntemin klinik kullanımı test edilmiş ve yöntemle elde edilen MR'lar incelenmiştir.

Yapılan çalışma sonucunda elde edilen MR görüntülerinin normal MR görüntülerinden çok daha kaliteli olduğu ve yukarıda belirtilen sebeplerden dolayı tanı koymakta güçlük çektiğimiz durumları elimine ettiği görülmüştür. Ayrıca daha önce yüzeyel koillerin duyarlılığının düzeltilmesi amacıyla yapılan diğer çalışmaların bir üst basamağıdır.

ÖZET

Temporomandibular eklemin manyetik rezonans görüntülenmesinde kullanılan sirküler tip yüzeyel koilin homojen olmayan sensitivitesinin düzeltilerek TME ve patolojilerinin incelenmesi

Bu çalışmanın amacı sirküler tip yüzeyel koilin homojen olmayan duyarlılığının ve buna bağlı olarak MR görüntülerinin düzeltilmesidir. Yüzeyel koilin homojen olmayan duyarlılığının düzeltilmesi için yeni bir yöntem geliştirilmiştir ve bu geliştirilen yöntemin klinik olarak kullanımı da test edilmiştir. Bu amaçla 96 eklemden ağız kapalı, parsiyel açık ve maksimum açık olarak 2 sekansda (T1, proton ve T2 ağırlıklı görüntülerde) MR görüntüleri elde edilmiş ve elde edilen bu MR görüntülerinde TME disk sınıflandırmaları, disk morfolojileri geliştirilen orijinal program yardımıyla incelenmiştir. Elde edilen datalar Bonferroni/Dunn multi comparison metodu ile istatistiksel olarak incelenmiştir.

Yüzeyel koilin homojen olmayan duyarlılığı düzeltilmiş ve böylece elde edilen MR görüntüleri iyileştirilmiştir. Düzeltme işlemi diğer çalışmalara oranla çok daha hızlı olarak yapılmıştır. Ayrıca incelenen 96 hastanın 37'si normal, 9'u redüksiyonlu anterior disk deplasmanı, 32 redüksiyonsuz anterior disk deplasmanı, 12'si parsiyel disk deplasmanı olarak saptanmıştır. Bu sonuç diğer çalışmalarda olduğu gibi TME disk deplasmanlarında en çok görülen grubun redüksiyonsuz anterior disk deplasmanı olduğunu göstermiştir. Ayrıca 90 eklemin 44'ü bikonkav, 3'ü bikonveks, 6'sı biplanar, 26'sı posterior band'ın kalınlaşması, 11'i diğerleri sınıfında idi. Bu da, sonuç olarak, Temporomandibular eklem disk deplasmanlarında özellikle redüksiyonsuz anterior disk deplasmanında en çok görülen morfolojinin posterior bandın kalınlaşması ve normal TME ve parsiyel anterior disk deplasmanında disk morfolojisinin ise bikonkav olduğunu göstermiştir.

Anahtar Kelimeler: Sinyal İntensite, Temporomandibular Eklem, Manyetik Rezonans Görüntüleme.

SUMMARY

Investigation of TMJ and its pathologies via correction of inhomogeneous sensitivity of circular coil which is using for Magnetic Resonance imaging

The purpose of this study is to improve the computation procedure of sensitivity correction for the circular type TMJ coil and to determine and evaluate the signal intensity of the posterior band of the disc according to anterior band of the disc by the correcting inhomogeneous sensitivity of the surface coil and to determine disc displacements, morphology of TMJ disc via performing MR imaging in the closed-partial open and maximum open mouth positions in two sequences on 96 joints using fast-spin echo sequences (FSE).

Classifications were made for TMJ status and morphology of the disc. Signal intensities of posterior band and anterior band of TMJ disk were measured with an original computer programme. The correlations between the groups of TMJs and disc morphology and signal intensity ratio (SIR) were statistically analyzed through use of a Bonferroni/Dunn multi comparison method test.

Inhomogeneous sensitivity of surface coil was corrected. Magnetic resonance images also corrected after correction of inhomogeneous sensitivity of surface coil. Correction procedure was more rapid than any other study. Moreover we investigated TMJ disc displacement and disc morphology. The classification of 96 patients who attended this study showed 37 normal, 9 anterior disk displacement with reduction, 32 anterior disk displacement without reduction 12 partial disc displacement. Disc morphology showed 44 biconcave, 3 biconvex, 6 biplanar, 26 enlargement of posterior band, 11 others.

Key words: Signal Intensity, Temporomandibular Joint, Magnetic Resonance Imaging.

KAYNAKLAR

- ACKERMAN, J.H.J., GROVE, H.T., WONG, G.G., GADIAN G. D., RADDA, K.G. (1980). Mapping of metabolites in whole animals by P NMR using surface coils. *Nature*. **283**: 167-170.
- AKİTA, K., SHIOKAWA, T., SATO, T. (2000). Positional relationships between the masticatory muscles and their innervating nerves with special reference to the lateral pterygoid and the midmedial and discotemporal muscle bundles of temporalis. *Journal of Anatomy*. **197**: 291-302.
- ARINCI, K., ELHAN, A. (1995). Anatomi. Ankara: Set Offset Matbaası.
- AXEL, L., CONSTANTINI, J., LISTERUD, J. (1987). Intensity correction and surface coil MR imaging. *American Journal of Radiology*. **148**: 418-420.
- BADE, H., SCHENCK, C., KOEBKE, J. (1994) The function of discomuscular relationships in the human temporomandibular joint. *Acta Anatomica*. **151**: 258-267.
- BELL, W.E. (1986). Temporomandibular disorders. 2nd edition . Chicago: Mosby Inc.
- BERMEJO-FENOLL, A., ALFONSO, P., JESÚS G., OFELIA, G.S. (2002). A study of the movements of the human temporomandibular Joint complex in the cadaver. *The Journal of Craniomandibular Practice*. **20**: 181-191.
- BETİLSSON, O., STRÖM, D. (1995). A literature survey of a hundred years of anatomic and functional lateral pterygoid muscle research. *Journal of Orofacial Pain*. **9**: 9-15.
- BİRVAR, K., DERGİN, Ç. (1993). Topografik Anatomi. İstanbul: İ.Ü. Basımevi ve Film merkezi.
- BROOKS, L.S., BRAND, W.J., GIBBS, J., HOLLENDER, L., LURİE, A.G., OMNELL, K., WESTESSON, P., WHITE, S.C., MICH, A.A. (1997). İmaging of the temporomandibular joint. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Oral Endodontics*. **83**: 609-617.
- BROWN, M.A., SEMELKA, R.C. (1999). MRI basic principles and application. 2nd Edition. New York: Wiley-Liss Inc.

- BUCHLİ, R., BOESİGER P. (1993). Comparison of methods for the determination of absolute metabolite concentrations in human muscles by P MRS. *Journal of Magnetic Resonance*. **66**: 283-294.
- CARPENTİER, P., MARQUELLES-BONNET, M., YUNG, R. (1988). Insertions of the lateral pterygoid muscle. *Journal of Oral Maxillofacial Surgery*. **48**: 477-482.
- COULY, G., HUREAU, J., VAİLLANT, J.M. (1975). Le complexe dynamique du ménisque temporo-mandibulare. *Revue de Stomatologie*. **76**: 597-605.
- DAWSON, B., TRAPP, G.R. (2001). Basic and clinical biostatistics. 3rd edition. Newyork: Mcgraw-Hill.
- DİXON, A.D. (1962). Structure and functional significance of the articular disc of the human temporomandibular joint. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Oral Endodontics*. **15**: 48-61.
- DİREN, B.H. (1994). Manyetik Rezonans Görüntüleme temel bilgiler. Ankara : Mine Offset Matbaa.
- DOYLE, L.V., BUİL, M., PAYNE, S:G., LEACH, O.M. (1995). Calculation of Sensitivity correction factors for surface coil MRS. *Magnetic Resonance Management*. **33**: 108-112.
- EHMAN, R.L. (1985). MR imaging with surface coils. *Radiology*. **157**: 549-550.
- FOUCART, J.M., CARPENTİER, P., PAJONİ D., MARGUELLES-BONNET, R., PHARABOZ C. (1998). MR of 732 TMJs: anterior, rotational, partial and sideways disc displacements. *European Journal of Radiology*. **28**: 86-94.
- GRİFFİTHS, R.H. (1983). Report of the President's Conference on Examination, diagnosis and management of Temporomandibular Disorders. *Journal of American Dental Association*. **106**: 75-77.,
- HANSSON, T., NORDSTRÖM, B. (1977). Thickness of the soft tissue layers and articular disk in the temporomandibular joints with deviations in form. *Acta Odontologica Scandivania*. **35**: 281-288.
- HARMS, S.E., WILK, R.M., WOLFORD, L.M., CHIELES, D.G., MILAM, S.B. (1985). The temporomandibular joint: Magnetic resonance imaging using surface coils. *Radiology*. **157**: 133-136.

- HASELGROVE, J., PRAMMER, M. (1986). An algorithm for compensation of surface- coil images for sensitivity of the surface coil. *Magnetic Resonance Imaging*. **4**: 469-472.
- HASSO, A.N., CHRISTIANSEN, E.L., ALDER, M.E. (1989). The Temporomandibular Joint. *Radiology Clinics of North America*. Vol. 27, No.2.
- HASTINGS, G. HOWARD, H., WONG, Y. (1955). Approximations for digital computers. Newyork: Mcgraw-Hill.
- HEFFEZ, L., JORDAN, S. (1989). A classification of Temporomandibular Joint Disk Morphology. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Oral Endodontics*. **67**: 11-19.
- HEFFEZ, L., JORDAN, S., GOING, R. (1988). Determination of the radiographic position of the temporomandibular joint disk. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Oral Endodontics*. **65**: 272-280.
- HELMS, C.A., KABAN, L.B., MCNEILL, C., DOTSON, T. (1989). Temporomandibular joint morphology and signal intensity characteristics of the disk at MR imaging. *Radiology*. **172**: 817-820.
- HEYLINGS, J.A.D., NIELSEN, L.I., MCNEILL, C. (1995). Lateral pterygoid muscle and the temporomandibular disc. *Journal of Orofacial Pain*. **9**: 9-16.
- HOULT, D.I., RICHARDS, R.E. (1976). The signal-to-noise Ratio of the nuclear magnetic Resonance Experiment. *Journal of Magnetic Resonance*. **24**: 71-85.
- ISACSOON, G., ISBERG, A.M. (1985). Tissue identification of the TMJ disk and disk attachments and related vascularization. *Journal of Craniomandibular Practice*. **3**: 375-379.
- INGERVALL, B. (1974). Relation between height of the articular tubercle of the temporomandibular joint and facial morphology. *Angle Orthodontics*. **44**: 15-24.
- JANZEN, D., CONNELL, D., MUNK, P.L. (1998). Current imaging of the temporomandibular joint abnormalities: a pictorial essay. *Canadian Association of Radiologists*. **49**: 21-33.
- KATZBERG, R.W. (1989). Temporomandibular Joint Imaging. *Radiology*. **170**: 297-307.

- KONEZ, O. (1995). Manyetik rezonans görüntüleme temel bilgiler. İstanbul: Nobel Offset Matbaa.
- KURITA, H., OHTSUKA, A., KOBAYASHI, H., KURASHIMA K: (2000). Is the morphology of the articular eminence of the temporomandibular joint a predisposing factor for disc displacement. *Dentomaxillofacial Radiology*. **29**: 159-162.
- KURITA, K., WESTESSON, P.L., STERNBY, N., ERIKSSON, L., CARLSSON, L.E., LUNDH, H., TOREMALM, N. (1989) Histologic features of the temporomandibular joint disk and posterior disk attachment: Comparison of symptom-free persons with normally positioned disks and patients with internal derangement. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Oral Endodontics*. **67**: 635-643.
- LAMBERT, G.M., LIEM, R., HAVING, A.P., BOERING, G. (1985). Fibrous component of the temporomandibular Joint disk. *The Journal of Craniomandibular Practice* **3**: 369-373.
- LECTER, J.H. (1989). Computer-assisted design of surface coils used in Magnetic Resonance Imaging. *Magnetic Resonance Imaging*. **7**: 581-583.
- LETOUX, G., DUVAL, J.M., DARNAULT, P. (1989). The human temporomandibular joint: current anatomic and physiologic status. *Surgical Radiologic Anatomy*. **11**: 283-288.
- MARGUELLES-BONNET, R., CARPENTIER, P., YUNG, J.P., DEFRENNES, D., PHARABOZ C. (1995). Clinical Diagnosis compared with findings of magnetic resonance imaging in 242 patients with internal derangement of the TMJ. *Journal of Orofacial Pain*. **9**: 244-253.
- MCKAY, G.S., YEMM, R. (1992). The structure and function of temporomandibular joint. *British Dental Journal*. **173**: 127-132.
- MOYHER, S.E., VIGNERON, D.B., NELSON, S.J. (1995). Surface coil MR imaging of the human brain with an analytic reception profile correction. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*. **5**: 119-144.

- MURAKAMI, S., TAKAHASHI, A., NISHIYAMA, H., FUJISHITA, M., FUCHIHATA, H. (1993). Magnetic resonance evaluation of the temporomandibular joint disc position and configuration. *Dentomaxillofacial Radiology*. **22**: 205-207.
- NAIDOO, D.C.L. (1996). Lateral pterygoid muscle and its relationship to the meniscus of the temporomandibular joint. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Oral Endodontics*. **82**: 4-9.
- NICKEL, J.C. (1988). Eminence development of the postnatal human temporomandibular joint. *Journal of Dental Research*. **67**: 896-902.
- NOEVER, T., EISNER, R.L., SPRAWLS, P., COULMANS, J.J., HOFMANN, J.C. (1986). *Magnetic Resonance Imaging*. **4**: 97-98.
- OKESON, J.P. (1995). Temporomandibular disorders and occlusion. 4th edition. St. Louis: Mosby, Inc.
- ORTUĞ, G. (1989). Kraniyel Sinirlerin Fonksiyonel Anatomisi. İstanbul. Baysan Offset Matbaası.
- OSBORN, J.W. (1989). The temporomandibular ligament and the articular eminence as constraints during jaw opening. *Journal of Oral Rehabilitation*. **16**: 323-333.
- PAEGLE, I.D., HOLMLUND, B.A., REINHOLT, P.F. (2002). Characterization of tissue components in the temporomandibular joint disc and posterior disc attachment region: Internal Derangement and control autopsy specimens compared by morphometry. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Oral Endodontics*. **60**: 1032-1037.
- PAJONI, D. (1987). Le complexe condylo-méniscal. *Ortodontics Francee*. **58**: 501-505.
- PAJONI, D., CARPENTIER, P. (1999). Radioanatomie des articulations temporo-mandibulaires. *Journal of Radiology*. **80**: 251-256.
- PIETTE, E. (1993). Anatomy of the human temporomandibular joint. An updated comprehensive review. *Acta Stomatologica Belgica*. **90**: 103-127.
- PİRTTİNİEMİ, P. (1990). Relation of the glenoid fossa to craniofacial morphology, studied on dry human skulls. *Acta Odontologica Scandinavica*. **48**: 359-364.

- REES, L. (1954). The structure and function of the mandibular Joint. *British Dental Journal*. **6**: 125-133.
- SANTLER, G., KÄRCHER, H., SİMBRUNNER, J. (1993). MR imaging of TMJ. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Oral endodontics*. **21**: 284-288.
- SATO, S., SAKAMOTO, M., KAWAMURA, H., MOTEGI, K. (1999). Long –term changes in clinical signs and symptoms and disc position and morphology in patients with non reducing disc displacement in the temporomandibular joint. *Journal of Oral Maxillofacial Surgery*. **57**: 23-29.
- SHELLHAS, K.P., FRITTS, H.M., HEITHOFF, K.B., JAHN, J.A., WILKES, C.H., OMLIE, M.R. (1988). Temporomandibular Joint: MR fast scanning. *Cranio* **6**: 209-216.
- SCHMOLKE, C. (1994). The relationship between the temporomandibular joint capsule, articular disc and jaw muscles. *Journal of Anatomy*. **184**: 335-345.
- SHİRAİSHİ, Y., HAYAKAWA, M., SHİGENORI, T., HOSHINO, T. (1995). A new retinacular ligament and vein of the human temporomandibular joint. *Clinical Anatomy*. **8**: 208-213.
- SMYTHE, W.R. (1968). Static and dynamic electricity. 3rd Edition. Newyork: Mcgraw-Hill.
- SOBOTTO. (1994). İnsan Anatomi Atlası. 4. Baskı. İstanbul: Bata Basım Yayım Dağıtım A.Ş.
- SOM, P.M., CURDIN, H.D. (1996). Head and Neck İmaging. 3rd Edition Edition. St.Louis: Mosby Inc.
- SÜMMİNG, W. BARTHOLAİN, J. (1991). Histologische Untersuchungen über die morphologischen Beziehungen des Musculus pterygoideus lateralis zum Discus articularis am menschligen. *Kiefergelenken Anatomy Anz*. **173**: 279-286.
- TAGUCHİ, N., NAKATA, S., OKA, T. (1980). Three dimensional observation of the temporomandibular joint in the rhesus monkey. *Journal of Surgery*. **38**: 11-15.

- TAKAKU, S., SANO, T., YOSHIDA, M., TOYODA, T. (1998). A comparison between magnetic resonance imaging and pathologic findings in patients with disc displacement. *Journal of Oral Maxillofacial Surgery*. **56**: 171-176.
- TAKAKU, S., SANO, T., YOSHIDA, M. (2000). Long term Magnetic Resonance Imaging After Temporomandibular Joint Discectomy without Replacement. *American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. **58**: 739-745.
- TAKAKU, S., TOYODA, T., SANO, T., HEISHIKI, A. (1995). Correlation of Magnetic Resonance Imaging and surgical findings in patients with temporomandibular joint disorders. *Journal of Oral Maxillofacial Surgery*. **53**: 1283-1288.
- TASAKI, M.M., WESTESSON, P., ISBERG, A.M., RENN, Y., TALLENTS, R.H. (1996). Classification and prevalence of temporomandibular joint disk displacement in patients and symptom-free volunteers. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. **109**: 249-261.
- TINCHER, M., MEYER, R.C., GUPTA R., WILLIAMS, D.M. (1993). Polynomial Modeling and reduction of RF body coil spatial Inhomogeneity in MRI. *Transactions on Medical Imaging*. **12**: 361-365.
- TOYOMA, M., KURITA, K., WESTEESON, P.L., SAKUMA, S., ARIJI, E.J., RIVERA. (1999). Decreased disk-eminence ratio is associated with advanced stages of temporomandibular joint internal derangement. *Dentomaxillofacial Radiology*. **28**: 301-304.
- VELASCO, M.J.R., VAZQUEZ, R.J.F., COLLADO, J.J. (1993). The relationship between the temporomandibular joint disc and related masticatory muscles in humans. *Journal of Oral Maxillofacial Surgery*. **51**: 390-395.
- VOGL, T.J. (1999). Differential diagnosis in head and neck imaging. New York: Thieme.
- WAJIMA, K., SANNTA, M., YAZAKI, A. (1989). An Analysis on Deformity of Disc Associated with internal derangement. *Journal of Japan Society TMJ*. **1**: 139-142.
- WESTESSON, P.L. (1985). Structural hard tissue changes in temporomandibular joints with the internal derangement. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Oral Endodontics*. **59**: 220-224.

- WESTESSON, P.L., PAESANI, D. (1993). MR imaging of TMJ. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Oral Endodontics*. **76**: 631-635
- WHETTEN, L.L., JOHNSTON, L.E. (1985). The control of condylar growth: An experimental evaluation of the role of the lateral pterygoid muscle. *American Journal of Orthodontics*. **88**: 181-190.
- WHITE, S.J., PHARAOH, M.J. (2000). *Oral Radiology* 4th Edition. St.Louis: Mosby Inc.
- WILK, R.M., HARMS, S.E., WOLFORD, L.M. (1986). Magnetic resonance imaging of the temporomandibular joint using a surface coil. *Journal of Oral Maxillofacial Surgery*. **44**: 935-943.
- WILKINSON, M.T., CROWLEY, M.C.(1994). A histologic study of retrodiscal tissues of the Human temporomandibular joint in the open and closed position. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Oral endodontics*. **8**: 7-17.
- WILKINSON, T.M. (1988). The relationship between the disc and the lateral pterygoid muscle in human temporomandibular joint. *Journal of Prosthodontics Dentistry*. **60**: 715-724.
- WILKINSON, T.M., CHAN, E.K.K. (1989). The anatomic relationship of the insertion of the superior lateral pterygoid muscle to the articular disc in the temporo-mandibular joint of the human cadavers. *Australian Dental Journal*. **34**: 315-322.
- YOSHIDA, H., HIROHATA, H., ONIZAWA, K., NIITSU, M., ITAI, Y. (2000). Flexure deformation of the temporomandibular joint disk in pseudo dynamic magnetic resonance images. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Oral Endodontics*. **89**: 104-111.