

165611

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
ANATOMİ ANABİLİM DALI**

**SAĞLIKLI ERİŞKİN BİREYLERDE YÜKSEK ÇÖZÜNÜRLÜKLÜ (3 T)
MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME İLE NERVUS
OPTICUS'UN INTRAORBITAL PARÇASININ BİLGİSAYAR
DESTEKLİ 3 BOYUTLU REKONSTRÜKSİYONU VE HACMİNİN
HESAPLANMASI**

Dr. İlkan TATAR

UZMANLIK TEZİ

**TEZ DANIŞMANI
Prof.Dr. Meserret CUMHUR**

ANKARA

2005

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresi boyunca hiçbir zaman desteklerini esirgemeyen, mesleki becerimi kazanmamı sağlayan Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Anatomi Anabilim Dalı öğretim üyelerine, değerli fikirleri ve katkılarıyla her zaman yanımda olan sorumlu tez danışmanım Prof.Dr. Meserret Cumhuri'a ve bölüm başkanım Prof.Dr. Ruhgün Başar'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Tez çalışmam süresince bilimsel katkılarıyla bana destek olan Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı öğretim üyesi Prof.Dr. Işıl Saatçi'ye, Anatomi Anabilim Dalı öğretim üyeleri Prof.Dr. H.Hamdi Çelik ve Doç.Dr. Mustafa Aldur'a, Biyoistatistik Anabilim Dalı öğretim üyeleri Prof.Dr. Ergun Karaağaoğlu ve Yrd.Doç.Dr. Pınar Özdemir Geyik'e, Anatomi Anabilim dalı görevli personeline ve tüm asistan arkadaşlarıma teşekkür ederim.



ÖZET

Tatar İ . SAĞLIKLI ERİŞKİN BİREYLERDE YÜKSEK ÇÖZÜNÜRLÜKLÜ (3 T) MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME İLE NERVUS OPTICUS'UN INTRAORBITAL PARÇASININ BİLGİSAYAR DESTEKLİ 3 BOYUTLU REKONSTRÜKSİYONU VE HACMİNİN HESAPLANMASI. Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi, Anatomi Tezi. Ankara 2005.

Son yıllarda MRG tekniğinin çok hızlı ilerlemesi; demyelinizan hastalıklarda optik sinir tutulumunun detaylı incelenmesi gerektiğini ve optik atrofi gibi gelişmiş ülkelerle birlikte artık ülkemizde de hızla artan geriatrik yaş grubunu ilgilendiren patolojilerin tanımlanmasında bir standart belirlenmesi gerekliliğini doğurmuştur. Bu gereklilik de nöroradyoloji ve nöroanatomi çalışmalarını optik sinir gibi daha küçük ve normal MRG sekanslarıyla çok da rahat görüntülenemeyen yapılara yöneltmiştir.

Çalışmamızda 20-40 yaş arası majör bir nörolojik patolojisi olmayan 20 erkek 20 kadın gönüllü T.C. vatandaşı, Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji anabilim dalı bünyesindeki Siemens Allegra marka 3 Tesla manyetik gücündeki MRG cihazı ile T2 ağırlıklı 2mm kalınlığındaki ardışık beyin MRG sekansı ile incelenmiştir.

Bu sekansın görüntülerinden n.opticus'un intraorbital kısmını oluşturan bulbus oculi'nin arkasından optik kanala kadar olan 10 ardışık kesit Surf Driver isimli lisanslı bir yazılım ile üç boyutlu (3D) olarak rekonstrükte edilmiş ve oluşturulan rekonstrüksiyon modellerinden sağ ve sol n.opticus'un intraorbital parçaları ve n.opticus çevresindeki dura kılıflarının hacimleri hesaplanmıştır.

Bulunan değerler yaş, cinsiyet, BMI ve AT değişkenleri ile karşılaştırılarak istatistiksel analiz sonucu anlamlı bulunanlar belirtilmiştir. Sonuç olarak yaşa, cinsiyete ve BMI'e göre karşılaştırılan hacimler arası istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamış fakat AT'i normalin üstünde olan grupta normal gruba göre sağda ve solda optik sinir kılıfının dolayısıyla subaraknoid aralığın hacmi istatistiksel olarak anlamlı artmıştır.

Anahtar Kelimeler: Yüksek çözünürlüklü Manyetik Rezonans Görüntüleme, N.opticus intraorbital parçası, 3 Boyutlu rekonstrüksiyon, Hacim analizi, Surf Driver, Osirix

ABSTRACT

TATAR I. COMPUTER AIDED 3-DIMENSIONAL RECONSTRUCTION AND VOLUME CALCULATION OF THE INTRAORBITAL PART OF THE OPTIC NERVES OF HEALTHY ADULTS WITH HIGH RESOLUTION (3 T) MAGNETIC RESONANCE IMAGING SECTIONS. Hacettepe University Faculty of Medicine, Thesis On Anatomy. Ankara 2005.

The rapid improvements on MRI technique within recent years, brought out a tendency to investigate the optic nerve involvement in demyelinating diseases in a detailed manner and also revealed the need of establishing standart criteria on defining the pathologic conditions related to geriatric population, such as optical atrophy -that is more frequently seen in developed countries either in our country-directed neuroanatomical and neuroradiological studies to the structures like optic nerve that is smaller and hard to identify with routine MRI sequences.

In this study, 20 female and 20 male volunteer Turkish citizens, aged between 20 and 40 have been investigated with T2 weighted and MRI sequences with 2 mm intervals. The imaging procedures have been performed with a Siemens Allegra MRI equipment which has 3 Tesla of magnetic power, within the Radiology Department of Hacettepe University Faculty of Medicine. 10 serial sections that form the intraorbital part of the optic nerve, extending from the bulbus oculi to the optic canal, have been used to get the three-dimensional (3D) reconstruction. The 3D reconstruction was brought out with a licensed software named SurfDriver. The volumes of the intraorbital parts of the optic nerve and optic nerve sheaths were calculated for either side.

The results have been compared with some variables like age, gender, BMI and BP, and then the statistically significant analyses have been clarified. As a conclusion, there wasn't any statistically significant difference between the volumes compared to the age, gender or BMI. However, the optic nerve sheath volumes, consequently the subarachnoid space volumes were significantly increased in either side within the group that had higher values than normal BP, compared with the normal BP group.

Keywords: High Resolution Magnetic Resonance Imaging, Intraorbital Part of The Optic Nerve, 3 D Reconstruction, Volume Analysis, SurfDriver, Osirix.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
TEŞEKKÜR	iii
ÖZET	iv
ABSTRACT	v
İÇİNDEKİLER	vi
SİMGELER ve KISALTMALAR	vii
ŞEKİLLER	viii
TABLolar	ix
GİRİŞ	1
GENEL BİLGİLER	3
BİREYLER ve YÖNTEM	14
BULGULAR	20
TARTIŞMA	24
SONUÇLAR	30
KAYNAKLAR	32
EKLER	35

SİMGELER ve KISALTMALAR

- MS** Multiple Sclerosis
- MRG** Manyetik Rezonans Görüntüleme
- BOS** Beyin Omurilik Sıvısı
- KİBAS** Kafa içi basınç artışı sendromu
- BT** Bilgisayarlı Tomografi
- RF Coil** Radio frequency coil- Radyo Frekans Bobini
- TR Zamanı** Time to relaxation- Relaksasyon zamanı
- TE Zamanı** Time to echo- Eko zamanı
- FATSAT** Fat saturated- Yağ doyurulmuş
- DICOM** Digital Imaging and Communications on Medicine- Tıpta dijital görüntüleme ve iletişim
- TSE** Turbo Spin Echo-Turbo Spin Eko
- FS** Fat suppression- yağ baskılı
- AT** Arteriyal Tansiyon
- BP** Blood pressure- Kan basıncı
- BMI** Body Mass Index- Vucud Kütke İndeksi
- SNR** Signal to noise ratio- sinyal gürültü oranı
- CSE** Conventional spin echo- Konvansiyonel spin eko
- STIR** Short time inversion recovery- kısa zamanlı inversiyon geri dönüş
- 3D CISS** 3 D Constructive Interference in Steady State- 3 boyutlu sabit durumda yapısal karışma
- 3D MP-RAGE** 3 D Magnetization-prepared rapid-gradient-echo imaging- 3 boyutlu magnetizasyon hazırlanmış hızlı eğimli eko görüntüleme
- FSE** Fast spin echo- Hızlı spin eko
- FLAIR** Fluid Attenuation Inversion Recovery- sıvı hafifletici tersine geri dönüş

ŞEKİLLER

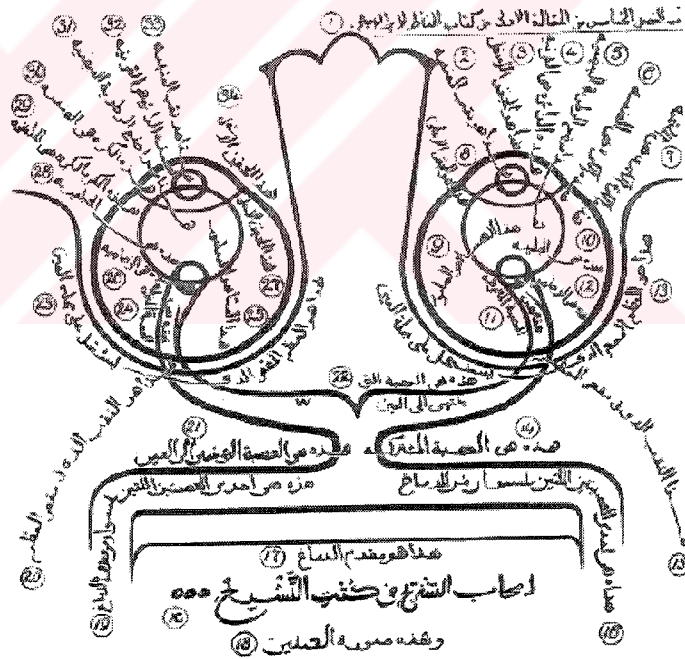
Şekil	Sayfa
Şekil 1- İbn el-haytham'ın 11.yüzyılda mısırdada yazdığı 'optik' kitabından Galen, Öklid ve Ptolemy'e dayanan görme yolları teorisini yansıtan ve n.opticus'un göz küreleri ile beyni birbirine bağladığını gösteren diagram	1
Şekil 2a ve b- a) N.opticus'un intraorbital parçası orbita'nın apex'inde canalis opticus'un hemen önünde b) N.opticus'un intraorbital parçası bulbus oculi'nin hemen arkasında	3
Şekil 3a,b,c, ve d- a)22 günlük embriyo'nun kranial kısmının dorsal görünüşünün çizimi b)aynı bölgeden geçen transvers kesit c) 28 günlük embriyonun önbeynine ait çizim d)aynı dönemde optik çukur ve lens vezikülü gelişim evrelerini gösteren çizim	6
Şekil 3e ve f- e) 32 günlük embriyonun göz bölgesine ait sagittal fotomikrograf kesiti f) 44 günlük embriyonun göz bölgesine ait sagittal fotomikrograf kesiti	7
Şekil 3g ve i- g) Optik fissürün başarılı kapandığını gösteren transvers düzlemdeki çizim i) Yenidoğanda başarılı göz gelişimini gösteren sagittal düzlemdeki çizim	8
Şekil 4a ve b- a)Örneklerden alınan tüm sekansların OSIRIX ara yüzündeki görüntüsü b) Hacim hesaplamasının yapılacağı T ₂ ağırlıklı yağ doyurulmuş (FATSAT) koronal oblik sekansın OSIRIX ara yüzündeki görüntüsü	15
Şekil 5- OSIRIX ara yüzündeki DICOM görüntülerin rekonstrüksiyonun yapılacağı SURF DRIVER yazılımının tanıyabileceği görüntü formatına çevrilişi	16
Şekil 6a ve b- a) SURF DRIVER ara yüzünde elle konturlanmış n.opticus'un görüntüsü b) SURF DRIVER ara yüzünde elle konturlanmış dural kılıfın görüntüsü	17
Şekil 7a ve b- a) Konturlamanın sonunda oluşturulan sağ ve sol n.opticus'lara ait rekonstrüksiyon modelleri b) Konturlamanın sonunda oluşturulan sağ ve sol dural kılıflara ait rekonstrüksiyon modelleri	18
Şekil 8- Oluşturulan rekonstrüksiyon modelleri üzerinden SURF DRIVER'ın hacim hesaplama kısmında yapılan rekonstrüksiyon modellerine ait hacim değerleri	19

TABLULAR

Tablo	Sayfa
Tablo 1: N.opticus ve dural kılıflarına ait hacim değerleri	20
Tablo 2: Yaşıa göre n.opticus ve dural kılıflarının hacim değerlerinin dağılımı	20
Tablo 3: Cinsiyete göre n.opticus ve dural kılıflarının hacim değerlerinin dağılımı	21
Tablo 4: BMI'e göre n.opticus ve dural kılıflarının hacim değerlerinin dağılımı	22
Tablo 5: Sistolik arteriyal tansiyona göre n.opticus ve dural kılıflarının hacim değerlerinin dağılımı	22
Tablo 6: Diastolik arteriyal tansiyona göre n.opticus ve dural kılıflarının hacim değerlerinin dağılımı	23

GİRİŞ

N.opticus; Efesli Rufus ve bilhassa Modern Anatomi'nin babası sayılan Kadıköylü Herofilus gibi antik dönem bilginlerinin 7 kranial siniri tanımlamaları (n.opticus, n.oculomotorius, n.trigeminus, n.trigeminus'un motor kısmı, n.facialis, n.vestibulocochlearis ve n.hypoglossus) ve gözün 4 ayrı tabakasını (sclera-cornea, iris, retina ve choroid tabaka) Herofilus'un 'gözler üzerine' isimli kitabında detaylıca anlatmasından beri Nörobilimlerle uğraşan pekçok araştırmacının ilgisini çekmiştir (1,2). Bir anatomist gözüyle de bakıldığı zaman, beynin bir uzantısı olarak, n.olfactorius ile birlikte diğer kranial sinirlerden de hep farklı görülmüş ve daha çok önemsenmiştir. Yine doğurgan mezopotamya coğrafyasının büyük bilginlerinden avrupalıların El-basri yada Alhazeni olarak tanıdıkları Ibn-el Haytham'da optik, ışık ve görme teorisi üzerine 7 ciltlik 'Kitab el-Manazir' isimli eserini vermiştir (3) (Şekil 1).



Şekil 1- İbn el-haytham'ın 11.yüzyılda mısırda yazdığı 'optik' kitabından Galen, Öklid ve Ptolemy'e dayanan görme yolları teorisini yansıtan ve n.opticus'un göz küreleri ile beyni birbirine bağladığını gösteren diagram (3).

Son yıllarda nöro bilimlere olan ilginin artması, Multiple Sclerosis (MS) gibi demiyelinizan hastalıklara çok büyük araştırma bütçelerinin ayrılması ve görüntüleme tekniklerinin bilhassa Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG)'yle birlikte niteliksel ve niceliksel olarak çok gelişmesi n.opticus ve hastalıklarının daha detaylı ve hassas araştırılmasına olanak vermişlerdir.

N.opticus MS gibi demiyelinizan hastalıkların patofizyolojilerinin anlaşılmasında ve ayırıcı tanısının yapılmasında çok önemli bir potansiyele sahiptir (4). Bununla birlikte optik nörit gibi n.opticus hastalıkları MS gibi demiyelinizan hastalıklardaki yetersizliklerin patogenetik mekanizmalarının anlaşılması çalışmaları ve bu çalışmaları çok kolaylaştıracak n.opticus atrofisinin ölçülebilmesine yönelik güvenilir bir görüntüleme tekniği geliştirilmesi için çok iyi bir model sağlar (5,6,7).

Bu durumda diğer tüm nörolojik dokularda olduğu gibi görüntüleme tekniği olarak MRG daha öne çıkmıştır. Gerçi n.opticus'un küçük boyutu, kıvrıntılı seyri, periorbital yağ dokusu ve beyin-omurilik sıvısı (BOS)'yla dolu zarlarından kaynaklanan yüksek sinyal iletimi, çevresindeki yakın kemik komşulukların yarattığı ve olası göz hareketlerinden oluşabilecek hareket artefaktları gibi görüntülenmesini zorlaştıracak kısıtlılıkları vardır. Fakat bu kısıtlılıklar MRG teknolojisinin sağladığı olanaklarla aşılarak n.opticus ve çevresindeki dokuların gerek normal anatomik ve fizyolojik gerçeklerinin daha iyi kavramasını gerekse patolojilerinin değerlendirilmesini ve ayırıcı tanılarının yapılmasını mümkün kılmaktadır. Hickman ve arkadaşları (5) optik nörit ve Votruba ve arkadaşları da (8) optik atrofi üzerine yaptıkları MRG araştırmalarıyla MRG kesitleri üzerindeki n.opticus ve çevresindeki dural kılıfının alan ölçümlerini yapmışlardır. Bu çalışmada da yukarıda belirtildiği gibi n.opticus'un normal anatomisinin ve seyrinin daha iyi anlaşılması ve bunun yukarıda belirtilen hastalıkların patofizyolojileriyle ilişkilendirilmesi için normal erişkin bireylerden yüksek çözünürlüklü MRG (3 Tesla) ile elde edilmiş seri ardışık koronal kesitlerdeki n.opticus'un intraorbital parçasının bilgisayar destekli olarak 3 boyutlu rekonstrüksiyonu ve oluşturulan rekonstrüksiyon modelleri üzerinden literatürde bir ilk olacak şekilde hacim hesaplamasının yapılması amaçlanmıştır.

GENEL BİLGİLER

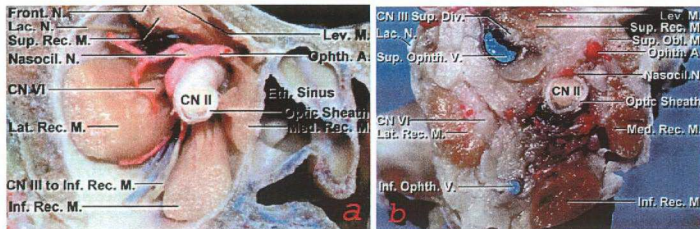
2.1 N.opticus Anatomisi

Görme siniri n.opticus büyük çoğunluğu afferent olup, retinanın gangliyonik tabakasından köken alan sinir hücrelerinden oluşur. Gelişimsel olarak n.opticus ve retina beynin parçalarıdır ve onlara ait olan lifler Schwann hücreleri ile değil glial hücrelerle örtülüdür.

N.opticus'un lifleri retinanın en iç tabakasındaki (Stratum Opticum) gangliyonik hücrelerin aksonlarıdır. Bu lifler optik diskte birleşirler ve retinanın dış tabakası, koroid tabaka ve skleranın lamina cribrosa'sını göz küresinin arkasında, merkezin 3-4 mm nazal tarafında delerler. Transvers lifler lamina cribrosa'dan myelin kılıflarını alır ve n.opticus'u oluşturacak yığınlar şeklinde dizilirler.

Yaklaşık 4 cm uzunluğundaki n.opticus geriye ve cavitas orbitalis'in arka kısmının medialine doğru yönelir. Daha sonra canalis opticus'un içinden kranial kaviteye girer ve chiasma opticum'a ulaşır.

Intraorbital parça yaklaşık 25 mm uzunluğunda olup hafif sinuzoidal bir seyir gösterir (Şekil 2a-b). Sinirin bu parçasının uzunluğu canalis opticus ve bulbus oculi arasındaki mesafeden 6 mm daha uzundur. Arkada 4 rektus kası tarafından sıkıca çevrelenmiş fakat önde içinde siliyer damar ve sinirlerin seyrettiği orbital yağ tabakası ile bunlardan ayrılmıştır. Ganglion ciliare n.opticus ile m.rectus lateralis arasında yer alır. A.centralis retina, n.opticus'un inferomedial yüzeyinde göz küresinin 12 mm kadar arkasına kadar ilerler daha sonra sinirin merkezine yönelerek öne doğru optik diske ulaşır.



Şekil 2a ve b- a) N.opticus'un intraorbital parçası orbita'nın apex'inde canalis opticus'un hemen önünde b) N.opticus'un intraorbital parçası bulbus oculi'nin hemen arkasında (9).

Yaklaşık 5 mm uzunluktaki intrakanaliküler parça a.ophthalmica'nın üstünde ve medialinde seyredir. Sinus sphenoidalis ve cellulæ ethmoidales posteriores'den ince bir kemik lamel ile ayrılır. N.nasociliaris ve a.ophthalmica kanalın önünde öne ve mediale doğru ilerler, n.opticus'un üstünden geçerler. N.oculomotorius'un inferior parçasından çıkıp m.rectus medialis'e giden bir dal ise n.opticus'un altından geçer.

Intrakraniyal parça yaklaşık 10 mm uzunluğundadır. Bu parça canalis opticus'tan chiasma opticum'a ilerler. Tractus olfactorius'un arka parçası, gyrus rectus ve chiasma opticum yakınında a.cerebri anterior üstünde uzanırlar. A.carotis interna ise lateralinde bulunur.

N.opticus beyin zarlarının devamı olan ve göz küresine kadar uzanan 3 zarla örtülüdür. Dış zar dura mater kökenli kalın ve fibröz olup, önde skleranın yapısına karışır. Ortada arachnoidea mater'den köken alan, dış zardan subdural, alttaki zardan subarachnoid aralıkla ayrılan ince ve ağısı bir zar vardır. En içteki pia mater vasküler ve siniri kaplayıcı tarzdadır. Pia mater'in derin yüzeyinden başlayan septa yapısı sinirin içine doğru ilerler ve siniri transvers kesitlerde de görülebileceği gibi sinir lifi yumakları içeren poligonal alanlara böler. Böyle 1000 kadar fasikül oluşturur. Yine derindeki yaprak a. ve v.centralis retina'yı da optik diske kadar sarar.

N.opticus'un meninkslerinin ultrasükrüktürel yapıları diğer meninkslerinkine benzer fakat pia ve arachnoidea mater'in içerdiği kollagen liflerin miktarı diğer bölgelerden daha fazladır. Burada subarachnoid aralık tamamen mezotelyum ya da meningotelyumun multilaminar yüzey membranını oluşturan düzleşmiş fibroblastlara benzeyen pia ve arachnoidea mater epitel hücreleri ile döşenmiştir. Göz küresine yakın bölgede makuler lifler (pupillo-makuler yığın) sinirin lateral kısmını oluştururlar fakat bu lifler geriye doğru incelenirse chiasma opticum'un önünde sinirin medial kenarına yakın oldukları görülür. Retinanın üst ve alt kısımlarından gelen bu lifler sırasıyla üst ve alt kısımda, temporal ve nazal çeyreklerden gelen lifler ise sinirin lateral ve medial çeyreklerinde yer alırlar.

İnsan optik siniri yaklaşık 1.200.000 myelinli aksondan oluşur. Bunların yaklaşık % 92'si yaklaşık 1mikrometrelik çaplarıyla küçük, geriye kalanlar ise 2-10 mikrometrelik çaplarıyla daha büyük aksonlardır. Bu aksonların yaklaşık % 53'ü chiasma opticum'da çapraz yaparlar. Büyük çoğunluğu corpus geniculatum

laterale`de sonlanır fakat bir kısımda colliculus superior ve nuclei pretectales`e giderler.

N.opticus pia mater tarafından sarılmış arteriyel pleksus`dan gelen, direkt intrakraniyal dallar tarafından beslenir. Bu arteriyel pleksus intrakraniyal olarak a. hypophysialis ve a.ophthalmica`dan, canalis opticus`da a.ophthalmica`nın rekürrens dallarından ve orbitada ise a.ciliaris posterior ve a.centralis retina`nın ektranazal kısmından dallar alır. Sinire a.centralis retina`dan gelen intranöral dallar, sinirin arteriyel beslenmesi bakımından küçük bir kısmı oluşturmaktadır.

N.opticus MSS`nin bazı major hastalıklarında nörit ve atrofi ile karşı karşıyadır. Bunun nedenleri sinirin gelişimsel ve yapısal olarak sıradan bir kraniyal sinirden çok beynin bir uzantısı olması ve sinirin beyinden zarlarını da beraberinde alması, zarlar arasındaki subdural ve subarachnoid mesafelerinde direkt olarak sinirin çevresinde oluşmasıdır. Beyin ya da beynin zarlarında meydana gelebilecek iltahabi durumlar bu zarlar ve aralarındaki mesafeler ile doğrudan sinire iletileceklerdir.

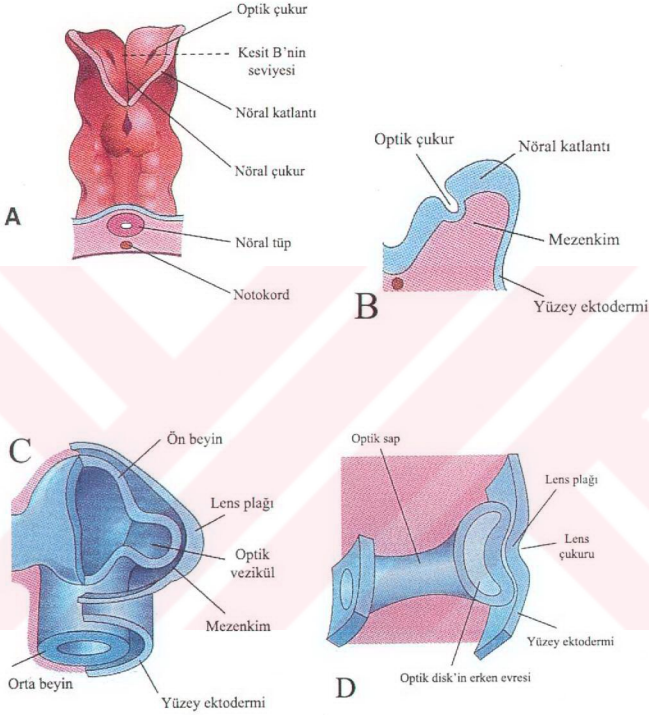
Optik nörit ya da papilödemde kafa içi basınç artışı sendromu (KİBAS) sıklıkla görülür ki bu da artmış intrakraniyal tansiyonun genel subarachnoid mesafedeki sıvı miktarını arttırması ve bunu da optik sinir çevresindeki lamina cribrosa`ya kadar uzanan subarachnoid aralığa yayılmasıyla oluşur. (9,10)

2.2 Optik Sinir Embryolojisi

Gözler ve görme organları 4 kaynaktan derive olur. Bunlar önbeyin nöroektodermi, başın yüzey ektodermi, önbeyin nöroektodermi ve başın yüzey ektodermi arasındaki mezoderm ve crista neuralis hücreleridir. Önbeyin nöroektodermi retina, iris`in arka tabakası ve nervus opticus`a diferansiye olur. Başın yüzey ektodermi, lens ve cornea epitelini oluşturur. Nöroektoderm ile yüzey ektodermi arasındaki mezoderm, göz küresinin vasküler ve fibröz tabakalarını yaratır. Mezenşimal hücreler mezodermden derive olurlar; fakat crista neuralis`ten çıkarak mezenşim içine göç eden hücreler choroid, sclera ve korneal endotele diferansiye olurlar.

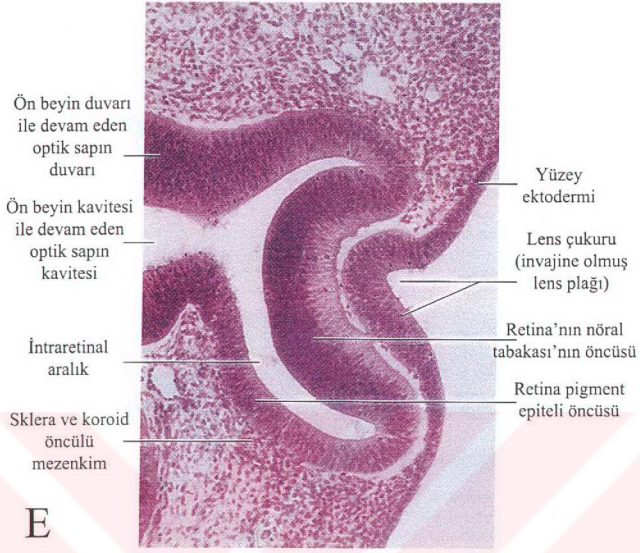
Göz gelişimi 4. hafta başında belli olmaya başlar. Embriyonun kranial tarafındaki nöral kıvrımlarda göz çukurları belirir (Şekil 3a-b). Nöral kıvrımlar önbeyini oluşturmak için birleştiklerinde optik çukurlar içeri kıvrılıp divertikül

şeklinde boşluklar oluşturur. Bunlar önbeyin duvarından komşu mezenkim dokusuna kadar uzanan optik keseciklerdir(Şekil 3c). Küremsi optik kesecikler büyüdükçe distal uçları genişler, bunların önbeyin ile bağlantıları boş optik sapları oluşturur (Şekil 3d).

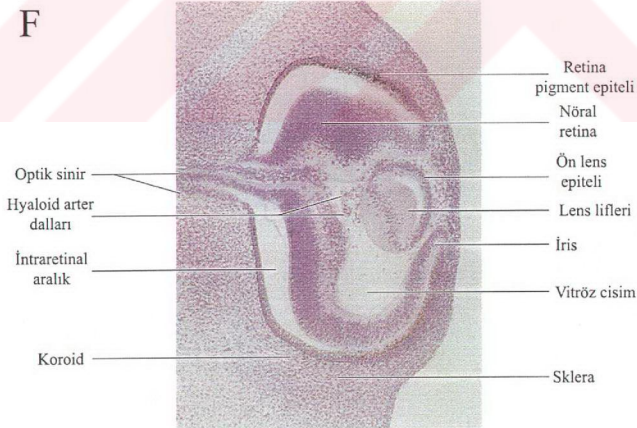


Şekil 3a- 22 günlük embriyonun kranial kısmının dorsal görünüşünün çizimi b- aynı bölgeden geçen transvers kesit c- 28 günlük embriyonun önbeynine ait çizim d- aynı dönemde optik çukur ve lens vezikülü gelişim evrelerini gösteren çizim (11).

Retina bir önbeyin uzantısı halinde optik çukur duvarından gelişir (Şekil 3e). Optik çukurun dış ince tabakası retinanın pigment epitelini oluştururken içteki kalın tabakası çok katlı nöral retinaya farklılaşır. Embriyonik ve erken fetal evrede iki retina tabakası optik çukurun gerçek boşluğu olan intraretinal boşluk ile ayrılır. Bu boşluk zamanla retinanın iki tabakası birleşince kaybolur (Şekil 3f).

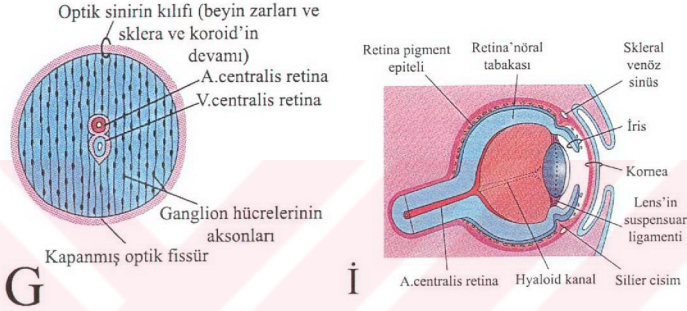


Şekil 3e- 32 günlük embriyonun göz bölgesine ait sagittal fotomikrograf kesiti (12).



Şekil 3f- 44 günlük embriyonun göz bölgesine ait sagittal fotomikrograf kesiti (13).

Optik kese optik çukuru oluşturmak üzere içe doğru kıvrıldığında nöral retina “ters çevrilmiş” görüntüdedir, örneğin fotoreseptör hücrelerin duyarlı kısımları retina pigment epiteline komşudur. Sonuç olarak ışık, reseptöre ulaşana kadar birçok katmandan geçmek zorundadır ama retina ince ve saydam olduğundan ışık karşısında bir engel oluşturmaz. Nöral retinanın yüzeyel tabakasındaki ganglion hücre aksonları optik sap duvarı içinden beyne doğru gelişirler. Sonuç olarak optik sap boşluğu optik siniri oluşturan ganglion hücrelerinin aksonları ile doldurulur (11) (Şekil 3g-i).



Şekil 3g- Optik fissürün başarılı kapandığını gösteren koronal düzlemdeki çizim i-Yenidoğanda başarılı göz gelişimini gösteren sagittal düzlemdeki çizim (11).

Doğumda optik sinir liflerinin miyelinizasyonu henüz tamamlanmamıştır. 10. haftada gözler ışıkla karşılaştığında miyelinizasyon tamamlanır ama bu olay optik diske kadar oluşur. Normal yenidoğan iyi görmez, ışık değişimlerine ve gölgelere cevap verebilir. Görme keskinliği 20/400 kadardır. Yenidoğan 2 haftalık olduğunda iri nesnelere ilgi gösterebilir.

2.3 MRG

MRG yöntemi, görüntülenecek alanın radyofrekans dalgalarıyla uyarılması ve bu alanda yayılan radyofrekans enerjisinin geri toplanması prensibine dayanır. Bu yöntemde vücudumuzda yaygın bir dağılımı olan hidrojen atomundan faydalanılır. Su, karbonhidrat ve yağlarda da hidrojen bulunduğu için, vücudun pek çok dokusunda hidrojen sayesinde görüntü alınabilmektedir. Hidrojenin yoğun olduğu bölgelerden MRG yöntemiyle kuvvetli sinyal alınırken, az olduğu bölgelerden zayıf sinyal

alınmaktadır. Vücuttan geri toplanan sinyaller bilgisayar yardımı ile değerlendirilir ve aksiyal, sagittal, ve koronal düzlemlerde görüntülere dönüştürülür (14,15).

Son otuz yıldaki teknolojik gelişmeler tıp alanında da inanılmaz bir hızla uygulama alanına girmiştir. Çağımızın en önemli buluşlarından biri olan MRG şüphesiz en gelişmiş tıbbi görüntüleme yöntemidir. MR görüntülerinin BT (Bilgisayarlı Tomografi) görüntülerine olan üstünlüklerinden biri basis crani'nin görüntülenmesi esnasında kemik yapıların ya da metallerin X ışınları üzerindeki etkilerine bağlı olarak oluşan artefaktların bu teknikte sorun teşkil etmemesidir. MRG'nin bir diğer üstünlüğü de multiplanar görüntü elde edilmesini mümkün kılması olarak özetlenebilir. Burada kastedilen hastadan koronal, sagittal ve transvers görüntülerin elde edilmesi olup, BT'de bu işlem ya hastanın rahatsızlığına neden olarak pozisyonun değiştirilmesi ile ya da elde edilen aksiyal görüntülerin matematiksel olarak yeniden formatlanması ile mümkündür. Belki de MR'nin BT'ye en üstün yanı, bu teknikte elde edilen bilginin doğrudan incelenen dokudan kaydedilen sinyaller olmasındandır. BT'de ise bu bilgi dokuların x-ışını absorpsiyonundan elde edilmektedir (16).

1980'li yıllarda ileri batı ülkelerinde rutin klinik kullanıma giren bu tetkik yöntemi, hemen hemen aynı dönemlerde ülkemiz tıp dünyasında hizmetine girmiş ve hızla benimsenerek hastaların bu çağdaş tanı ve tetkik yönteminden geniş bir şekilde yararlanması sağlanmıştır. MRG yönteminde kullanılan cihazın en önemli parçası, sabit dış manyetik alan oluşturan mıknatısdır. Manyetik güç birimi Tesla veya Gauss ile ifade edilir (1 Tesla = 10.000 Gauss).

Dünyanın da sabit bir manyetik alan yönü bulunmaktadır ve bu 0.3 ile 0.7 Gauss arasında değişmektedir. MRG sistemlerinde kullanılan mıknatısların manyetik alan gücü ise genellikle 0.3 Tesla ile 1.5 Tesla arasında değişmektedir. MRG cihazlarında özelliklerine göre farklı tipte mıknatıslar kullanılabilir. Yine MRG'de kullanılan radyo dalgalarının verilmesinde ve uyarılmış protonlardan gelecek olan sinyallerin kaydedilmesinde 'Radyo Frekans Bobini (RF coil)' adı verilen farklı özellik ve tiplerde olan sistemler kullanılabilir.

MRG tetkik yönteminde, görüntünün nasıl elde edildiğini anlamak için, önce bazı temel fizik kuralları bilmek gerekir. Atom, bir nükleus ve bunun etrafındaki elektron bulutundan oluşur. Atom nükleusu içinde de (+) elektrik yüklü ve hem kendi etrafında,

hem de longitudinal bir eksen etrafında topacın dönüşü gibi salınım hareketi yapan protonlar bulunur. Fizik kurallarına göre hareketle yönü değişen bir elektrik akımı varsa, o ortamda bir manyetik alan oluşur. Bu nedenle belirli bir eksen etrafında dönen protonlar da kendi çevrelerinde bir manyetik alan oluştururlar. Protonlar, güçlü bir manyetik alan içerisine konulacak olurlarsa, tümü bu manyetik alan ile etkileşime girerek bir dizilim gösterirler.

Protonların çoğu bu manyetik alan gücü yönünde dizilim gösterirken, bir kısmı da ters yönde dizilir. Bu farklılık, protonların değişik enerji seviyelerinden kaynaklanmaktadır. Sonuçta dış manyetik alanın kuvveti ile aynı yönde dizilen protonlar daha fazla olduğu için bu yönde net longitudinal bir manyetizasyon oluşur. Ters yönde dizilen protonlar, aynı yönde dizilen protonların bir kısmının manyetik alan gücünü nötralize ederler. Hastanın dokusundaki protonlarda oluşan bu longitudinal manyetizasyondan alınacak sinyaller, aslında MR görüntüsünü oluşturacaktır. Yalnız bu longitudinal manyetizasyon direkt olarak ölçülemez. Bunun nedeni cihazın manyetik alan gücüyle aynı yönde olması ve birbirinden ayırt edilememesidir. Bu yüzden protonların manyetik alan yönünü değiştirmek için dışarıdan bir radyo dalgası yollarır. Bu dalga elektromanyetik bir dalgadır ve protonlarla enerji değişiminde bulunarak, manyetik alan yönünü değiştirmektedir. Bu etkileşim sonucunda protonların longitudinal manyetik alan gücü giderek azalırken transvers yönde yeni bir manyetik alan oluşmaktadır. Bu manyetik alan daha önce dağınık bir halde dönme hareketi yapan protonların, dışarıdan gelen etki ile biraraya toplanarak dönme hareketini yapmaya devam etmesiyle oluşur. Radyo dalgasının dışarıdan uygulanması kesildiğinde protonlar tekrar eski enerji seviyelerine ve manyetik alan yönlerine dönerler. Bu olaylar sonunda transvers yöndeki manyetizasyonun azalması kaybolması süresince geçen zamana "transvers relaksasyon zamanı" veya ' T_2 relaksasyon zamanı', bu sırada longitudinal manyetizasyonun ilk konumuna gelmesi için geçen zamana da "longitudinal relaksasyon zamanı" veya ' T_1 relaksasyon zamanı' adı verilir.

T_1 zamanı, doğrudan doğruya dokunun yapısal bileşimine ve çevresindeki oluşumların özelliğine bağlıdır. Dışarıdan verilen radyo dalgasıyla enerji seviyeleri yükseltelen protonlar, bu dalga kesildiği zaman tekrar eski hallerine dönerler. Bu olayı

çevreyle enerji iletişimi kurarak meydana getirirler. Eğer ortamda sıvı içeriği yüksekse, bu enerji iletimi devamlı hareket eden ve küçük yapıda olan su moleküllerine, kolayca olmayacağı için T_1 zamanı uzun olacaktır. Bir dokunun sıvı içeriği ne kadar az veya molekülleri ne kadar büyük ise enerji transferi o oranda hızlı olacağından T_1 zamanı da kısa olacaktır. T_1 zamanı dokuların özelliği dışında, MRG cihazının gücüyle de ilişkilidir. MRG cihazının gücü ne kadar fazla olursa protonlara gelen enerji de o kadar fazla olur ve bu enerjinin çevreye aktarım zamanı uzun olacağından T_1 zamanı da uzayacaktır.

T_2 zamanı ise radyo dalgası uygulandığında protonların bir araya gelerek transvers bir manyetizasyon oluşturması ve bu dalganın kesilmesiyle birlikte protonların tekrar eski halini alması sırasında geçen zaman olarak tanımlanabilir. Sıvı içeriği yüksek dokuların iç manyetik alanı homojen dağılım gösterir. Bu yüzden, bu dokulardaki biraraya toplanmış protonların, uyarı kesildiği zaman eski dağınık hallerine dönmeleri zaman almaktadır. Bu da sıvı içeriği yüksek olan dokularda T_2 zamanının uzun olduğunu göstermektedir. Sıvı içeriği az olan dokularda ise bunun tam tersi durum söz konusudur.

Radyo dalgaları dışarıdan 90° ve 180° ’lik pulslar şeklinde gönderilebilir. 90° ’lik puls manyetizasyon yönünü 90° değiştiren, 180° ’lik puls ise 180° değiştiren dalgadır. Dokulara 90° ’lik radyo dalgaları belli zaman aralıklarıyla uygulandığında bu zaman aralığına TR (time to relaxation) zamanı adı verilir. Eğer bu uygulama aralığı uzun tutulursa, T_1 zamanı farklı olan iki dokunun ayırımı yapılamaz. Ancak bu kısa tutulursa iki doku birbirinden ayırt edilebilir. Bunun nedeni iki dokunun T_1 relaksasyon zamanındaki farkından kaynaklanmaktadır. Bu şekilde elde edilen MR resmine T_1 ağırlıklı görüntü adı verilir. Bu görüntü, doku kontrast farklılığını göstermektedir ve dokular arası sinyal yoğunluğu farkından oluşmaktadır. T_2 ağırlıklı görüntü elde etmek için, 90° ’lik pulstan sonra, protonlar ayrı dizilmiş, hallerine geri dönmeden, yani transvers manyetizasyon kaybolmadan, 180° ’lik bir puls göndermek gerekir. Böylece protonlar ayrı dizilimlerine tam geri dönmeden tekrar uyarılırlar ve birleşerek transvers manyetizasyon oluştururlar. Bu olayda yolladığımız 180° ’lik puls, ayrılmakta olan protonların kauçuk duvara çarpmış gibi tekrar biraraya gelmelerine neden olur ve eko şeklinde bir sinyal meydana gelir. İşte 90° ’lik puls verilmesinden eko oluşumuna kadar geçen süreye TE (time to echo) zamanı adı verilir. TE zamanı kullanıcı tarafından

seçilebilir. Farklı iki doku için TE zamanı kısa seçilirse, dokulardan yüksek sinyal alınır; ancak dokular arası sinyal farklılığı az olur. TE uzun seçilirse düşük sinyal alınır fakat dokular arası sinyal farklılığı fazla olur. Bu durumda doku kontrast farkını artırmak için uzun bir TE süresi beklemek gerektiği söylenebilir. İşte bu şekilde elde edilmiş görüntülere T_2 ağırlıklı görüntü denir (17).

Bu temel prensipler ışığında özellikle nöroradyolojik uygulamalarda pek çok modaliteler ve farklı sekanslar geliştirilmiştir. Biz de bu çalışmada orbita'ya ve n.opticus'un yapısına uygunluğu teknik olarak Barker (18) tarafından açıklanmış ve n.opticus rekonstrüksiyonu için son derece elverişli olan yağa doyurulmuş (FATSAT-fat saturated) koronal oblik T_2 ağırlıklı görüntülerle çalıştık.

2.4 OSIRIS/OSIRIX

Günümüzde her alanda olduğu gibi tıp verilerinin de yorumlanmasında ve arşivlenmesinde dijital veri ortamlarının kullanılması dünyada 1988'den beri radyolojik görüntüleme bir standart olan DICOM(Digital Imaging and Communications on Medicine- Tıpta dijital görüntüleme ve iletişim) formatı (19)'ni kullanmamızı bir zorunluluk haline getirdi.

Gerek bu çalışmaya başladığımız günlerde varolan Osiris gerekse daha sonraki günlerde geliştirilerek kullanmaya başladığımız ücretsiz olarak internetten edinilebilen Osirix yazılımı (20) MRG'nin yapıldığı merkezdeki veri havuzlarından alınan DICOM imajlarının Macintosh işletim sistemli bilgisayarlarla görüntülenmesi için yaratılmış bir programlardır. Bu programlar esas olarak bir radyolog olan Dr. Antoine Rosset tarafından geliştirilmiştir (21). Programın ana amaçları görüntü birleştirme, çok kesitli MRG çalışmaları ve bunlar üzerinden elde edilecek 3 boyutlu rekonstrüksiyon modellemesidir. Fakat bunların yanında DICOM imajların saklanması ve sonraki araştırmalar için bir data havuzu oluşturulması, imajlar üzerinde ilgilenilen bölge ile ilgili yardımcı araçlar (ölçümler, rotasyonlar vb.) ve yüzey ve hacim sıvalama gibi birçok özelliğiyle de bu görüntü modaliteleriyle çalışanlar için vazgeçilmez bir araç olmuştur. Kullanışlı, basit arayüzü ve görüntüleme merkezi ile tamamen senkronize çalışan bilgilendirme kanallarıyla da veri kirliliği oluşmasını engellemektedir. Bu programlar çalışmamızda örnek bireylerden elde edilen DICOM MRG imajların 3 boyutlu rekonstrüksiyonu ve

hacim hesaplamalarını gerçekleştirecek olan Surf Driver isimli yazılıma uygun olan görüntü formatına dönüştürülmesinde kullanılmışlardır.

2.5 SURF DRIVER

Hawaii Üniversitesinden bir Anatomi profesörü olan Dr. Scott Lozanoff ve David Moody tarafından yaratılmış ve kendine ait bir web sitesi (22) olan bu rekonstrüksiyon yazılımı diğer rekonstrüksiyon programlarından farklı olarak hem çok basit bir arayüzle hızlı olarak çalışıyor hem de yapılan rekonstrüksiyon modellerinin hacimlerini hesaplayabiliyor. Program esas olarak Amerikan Ulusal Tıp Kütüphanesinin yürüttüğü bir program olan 'görülebilir insan proje' sinin veritabanıyla çalışmak üzere yaratılmıştır. Fakat bu çalışmada da yapıldığı gibi seri ardaşık kesitleri olan ve programın kabul ettiği görüntü formatına (Macintosh işletim sistemleri için PICT., Windows işletim sistemleri için BMP. ya da JPG.) dönüştürülebilir tüm veritabanlarıyla çalışmaya uygun olarak planlanmıştır. Osirix yazılımı ile programın tanıdığı görüntü formatına dönüştürülen DICOM imajların herbiri yazılımın arayüzünde elle konturlama ya da segmentasyon yoluyla işlenerek, ardaşık kesitlerden bir rekonstrüksiyon modeli oluşturulmuştur. Daha sonra programın hacim analiz arayüzü kullanılarak bu modelin hacmi hesaplanmıştır.

BİREYLER VE YÖNTEM

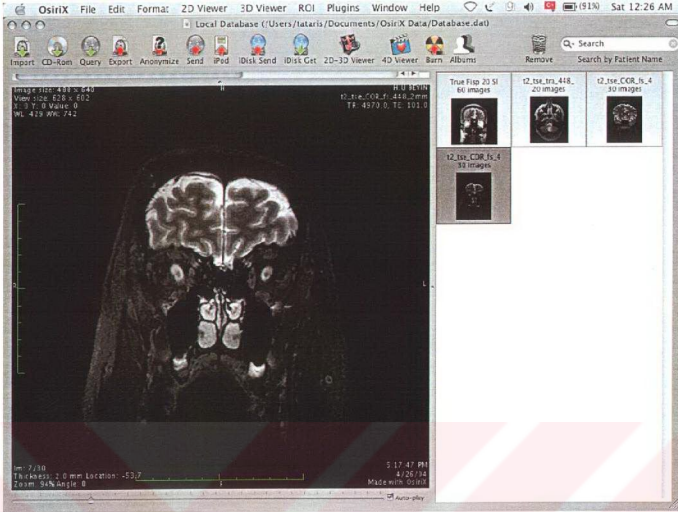
Bu çalışmada Nisan 2004 ile Haziran 2004 tarihleri arasında Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastaneleri Radyoloji Anabilimdalı MRG merkezindeki Siemens Allegra marka ve 3 Tesla gücündeki yüksek çözünürlüklü MRG cihazı ile elde edilmiş DICOM görüntüler kullanılmıştır.

Örneklem Belirleme ve Klinik Veri Toplama

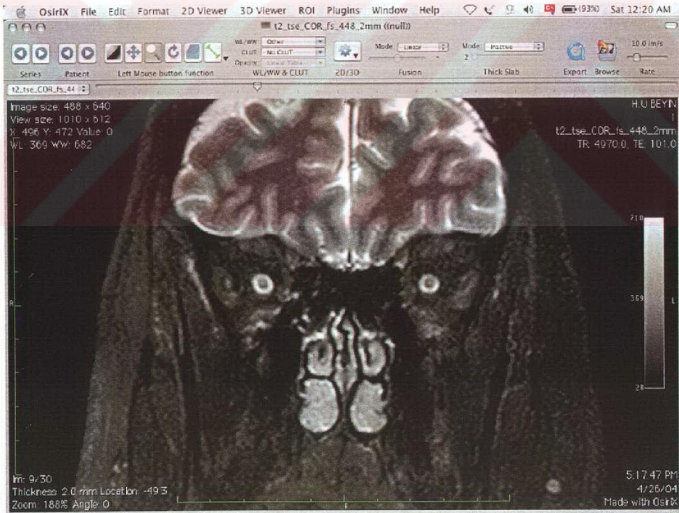
Çalışma rekonstrüksiyon modelleme tekniği ve hacim ölçümü ile tanımlayıcı bir çalışma olduğundan; MRG yapılacak örneklem 20-40 yaş aralığında, 21-30 ve 31-40 yaş aralıklarına eşit olarak dağılmış, MRG ile görüntülenebilen ya da bilinen hiç bir kranial patolojisi olmayan 24 erkek 24 kadın olmak üzere gönüllü 48 kişiden oluşturulmuştur. Örnekler görüntüleme merkezine geldiklerinde boy, kilo, sistolik ve diastolik arteriyal tansiyonları da kaydedilmiştir.

Magnetik Rezonans Görüntüleme:

Örnekler öncelikle Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastaneleri Radyoloji Anabilimdalı MRG merkezinin rutin beyin MRG protokolüne tabii tutulmuşlar ve alınan görüntüler deneyimli bir nöroradyolog tarafından normal olarak değerlendirildikten sonra T2 ağırlıklı TSE (Turbo spin echo) TR 4970 ms TE 101 ms koronal düzlemde FATSAT, 2mm kesit kalınlığında 30 ardaşık kesitlik ve 11 dakikalık ek bir sekansa tabii tutularak görüntüleme sonlandırılmıştır (Şekil 4a-b).



Şekil 4a- Örneklerden alınan tüm sekansların OSIRIX ara yüzündeki görüntüsü

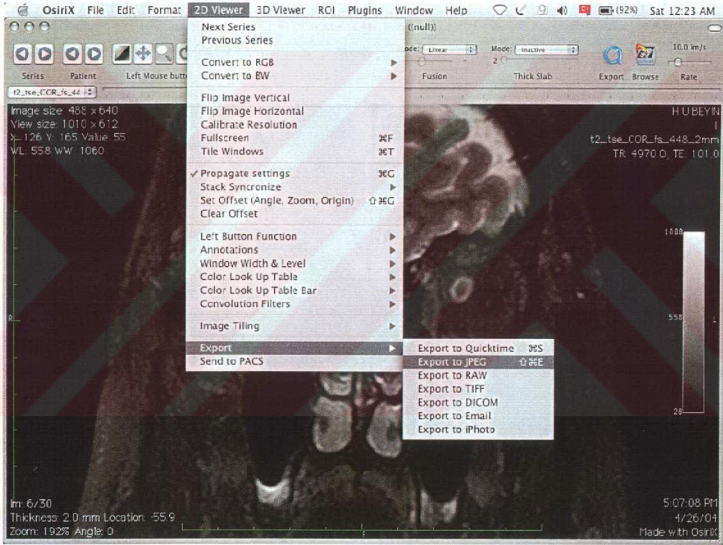


Şekil 4b- Hacim hesaplamasının yapılacağı T₂ ağırlıklı yağ doyurulmuş (FATSAT) koronal oblik sekansın OSIRIX arayüzündeki görüntüsü

3 Boyutlu Modelleme ve Hacim Hesaplanması

Daha sonra bu sekans görüntüleri deneyimli bir nöroradyolog ve bir anatomist tarafından değerlendirilerek bu 30 koronal ardaşık kesit içerisinde n.opticus'un intraorbital parçasının anatomik sınırları olan bulbus oculi'nin hemen arkası ve canalis opticus'un ön sınırı (girişi) arasında kalan kısım işaretlenerek rekonstrüksiyon yapılacak parça belirlenmiştir.

Bundan sonra daha önce genel bilgilerde de anlatıldığı gibi OSIRIS ve OSIRIX programları yardımı ile işaretlenmiş olan DICOM görüntüler 3 boyutlu rekonstrüksiyonun yapılacağı program olan SURF DRIVER'ın kullanabileceği formata çevrilmiştir (Şekil 5).



Şekil 5- OSIRIX arayüzündeki DICOM görüntülerin rekonstrüksiyonun yapılacağı SURFDRIIVER yazılımının tanyabileceği görüntü formatına çevrişi

SURF DRIVER arayüzüne aktarılan bu kesitler üzerinde sağ ve sol optik sinir ve çevresindeki daha hiperintens olan subaraknoid aralık ve dural kılıf deneyimli bir anatomist tarafından Şekil 6a ve b'deki gibi elle konturlanarak rekonstrüksiyon

modeli yaratılmıştır (Şekil 7a ve b). Oluşturulan bu modellerin program arayüzünde bulunan hacim analiz kısmında hacimleri hesaplanmıştır (Şekil 8).



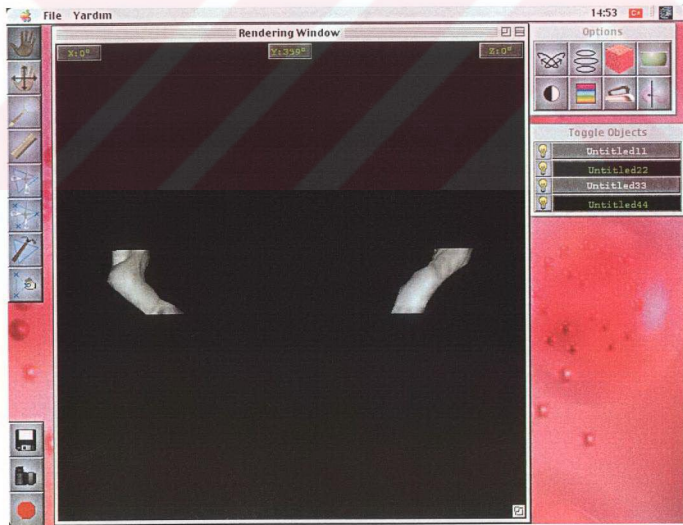
Şekil 6a- SURF DRIVER ara yüzünde elle kontrolanmış n.opticus'un görüntüsü



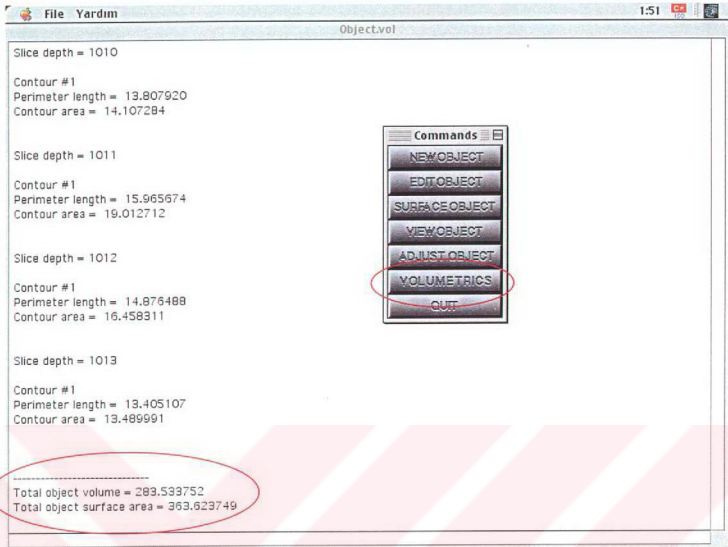
Şekil 6b- SURF DRIVER ara yüzünde elle kontrolanmış dural kılıfın görüntüsü



Şekil 7a- Konturlamanın sonunda oluşturulan sağ ve sol n.opticus'lara ait rekonstrüksiyon modelleri



Şekil 7b- Konturlamanın sonunda oluşturulan sağ ve sol dural kılıflara ait rekonstrüksiyon modelleri



Şekil 8- Oluşturulan rekonstrüksiyon modelleri üzerinden SURF DRIVER'in hacim hesaplama kısmında yapılan rekonstrüksiyon modellerine ait hacim değerleri

İstatiksel İnceleme:

Çalışmanın istatistiksel incelemesi SPSS 10.0 paket programı kullanılarak yapılmıştır. Rekonstrüksiyon modelleri üzerinden hesaplanan hacimler cinsiyete, yaşa, BMI'e (Body Mass Index- Vucud Kütke İndeksi), sistolik ve diastolik arteriyel tansiyona göre istatistiksel olarak karşılaştırılmıştır.

Bu karşılaştırmalar sırasında Bağımsız gruplarda T testi ve Ki-Kare testi (Continuity Correction ve Fisher's Exact Test) kullanılmıştır.

BULGULAR

Bu çalışmada yaşları 20-40 arasında değişen, saptanmış herhangi bir kranial patolojisi olmayan 48 gönüllü örneğin sağ ve sol n.opticus ve sinir çevresindeki subaraknoid mesafeyi de içine alan dural kılıf hacimleri karşılaştırılmıştır. Örneklerin tümüne ait kişisel özellikler (yaş, cinsiyet, BMI, sistolik ve diastolik arteriyal tansiyon[mmHg]) ve hesaplanan hacimler (sağ ve sol n.opticus intraorbital parçası, sağ ve sol dural kılıf [mm^3]) EK1’de gösterilmiştir.

Tanımlayıcı İstatistikler

Örneklerin tümüne ait minimum, maksimum ve ortalama hacim değerleri ile standart sapma Tablo 1’de gösterilmiştir.

Tablo 1- N.opticus ve çevresindeki dural kılıflarına ait hacim değerleri

	Sayı	Minimum	Maksimum	Ortalama	Std. sapma
Sağ n.opticus hacmi mm^3	48	181,9	329,1	247,327	36,9211
Sağ dural kılıf hacmi mm^3	48	689	1279	948,48	134,669
Sol n.opticus hacmi mm^3	48	165,7	321,9	234,846	43,2607
Sol dural kılıf hacmi mm^3	48	684,4	1316,3	942,763	151,8353

Grup İstatistikleri

Yaşa göre hacimler

Örneklem, yaşlarına göre 21-30 yaş aralığı (Grup1) ve 31-40 yaş aralığı (Grup2) olmak üzere iki gruba ayrılmıştır. Tablo 2’de iki grubun hacim ortalamaları, standart sapmaları ve standart hata ortalamaları görülmektedir.

Tablo 2- Yaşa göre n.opticus ve dural kılıflarının hacim değerlerinin dağılımı

	Yaş	Sayı	Ortalama	Std. sapma	Std. hata ort.
Sağ n.opticus hacmi mm^3	1	24	250,7	28,1699	5,7501
Sağ n.opticus hacmi mm^3	2	24	243,954	44,3658	9,0561
Sağ dural kılıf hacmi mm^3	1	24	946,28	113,696	23,208
Sağ dural kılıf hacmi mm^3	2	24	950,67	155,317	31,704
Sol n.opticus hacmi mm^3	1	24	232,783	40,5271	8,2726
Sol n.opticus hacmi mm^3	2	24	236,908	46,6156	9,5154
Sol dural kılıf hacmi mm^3	1	24	929,817	144,2404	29,4429
Sol dural kılıf hacmi mm^3	2	24	955,708	161,1062	32,8857

Yapılan Bağımsız gruplarda T testi sonucunda ortalama hacim değerleri bakımından gruplar arasında anlamlı bir istatistiksel ilişki bulunamamıştır. (SAĞ N.OPTICUS HACMİ için p değeri 0,533; SAĞ DURAL KILIF HACMİ için p değeri 0,912; SOL N.OPTICUS HACMİ için p değeri 0,745 ve SOL DURAL KILIF HACMİ için p değeri 0,560'dır.)

Cinsiyete göre hacimler

Tablo 3'de erkek (Grup 1) ve kadınların (Grup2) hacim ortalamaları, standart sapmaları ve standart hata ortalamaları görülmektedir.

Tablo3- Cinsiyete göre n.opticus ve dural kılıflarının hacim değerlerinin dağılımı

	Cinsiyet	Sayı	Ortalama	Std. sapma	Std. Hata ort.
Sağ n.opticus hacmi mm ³	1	24	257,533	26,5062	5,4106
Sağ n.opticus hacmi mm ³	2	24	237,121	43,1930	8,8167
Sağ dural kılıf hacmi mm ³	1	24	962,57	107,134	21,869
Sağ dural kılıf hacmi mm ³	2	24	934,38	158,643	32,383
Sol n.opticus hacmi mm ³	1	24	250,704	29,8636	6,0959
Sol n.opticus hacmi mm ³	2	24	218,987	49,0679	10,0159
Sol dural kılıf hacmi mm ³	1	24	960,712	105,2292	21,4798
Sol dural kılıf hacmi mm ³	2	24	924,813	188,0549	38,3865

Yapılan Bağımsız gruplarda T testi sonucunda ortalama hacim değerleri bakımından sol n.opticus hacminin erkeklerde kadınlara göre yüksek oluşu istatistiksel olarak anlamlı bulunmuş, diğer hacimler için gruplar arasında anlamlı bir istatistiksel ilişki bulunamamıştır. (SAĞ N.OPTICUS HACMİ için p değeri 0,056; SAĞ DURAL KILIF HACMİ için p değeri 0,475; SOL N.OPTICUS HACMİ için p değeri **0,010** ve SOL DURAL KILIF HACMİ için p değeri 0,420'dır.)

BMI'e göre hacimler

Örnekleme, BMI'lerine göre < ve eşit 25(Grup1) ve >26(Grup2) olmak üzere iki gruba ayrılmıştır. Tablo 4'de iki grubun hacim ortalamaları, standart sapmaları ve standart hata ortalamaları görülmektedir.

Tablo 4- BMI'e göre n.opticus ve dural kılıflarının hacim değerlerinin dağılımı

	BMI	Sayı	Ortalama	Std. sapma	Std. hata ort.
Sağ n.opticus hacmi mm ³	1	38	242,326	38,2934	6,212
Sağ n.opticus hacmi mm ³	2	10	266,33	24,1553	7,6386
Sağ dural kılıf hacmi mm ³	1	38	930,53	130,587	21,184
Sağ dural kılıf hacmi mm ³	2	10	1016,68	134,438	42,513
Sol n.opticus hacmi mm ³	1	38	230,092	45,4205	7,3682
Sol n.opticus hacmi mm ³	2	10	252,91	28,8793	9,1325
Sol dural kılıf hacmi mm ³	1	38	926,861	156,9996	25,4687
Sol dural kılıf hacmi mm ³	2	10	1003,19	118,041	37,3279

Yapılan Bağımsız gruplarda T testi sonucunda ortalama hacim değerleri bakımından gruplar arasında anlamlı bir istatistiksel ilişki bulunamamıştır. (SAĞ N.OPTICUS HACMİ için p değeri 0,067; SAĞ DURAL KILIF HACMİ için p değeri 0,071; SOL N.OPTICUS HACMİ için p değeri 0,139 ve SOL DURAL KILIF HACMİ için p değeri 0,159'dır.)

Sistolik arteriyel tansiyona göre hacimler

Örnekleme, sistolik arteriyel tansiyonlarına göre < ve eşit 120 mmHg (Grup1) ve >121 mmHg (Grup2) olmak üzere iki gruba ayrılmıştır. Tablo 5'de iki grubun hacim ortalamaları, standart sapmaları ve standart hata ortalamaları görülmektedir.

Tablo 5- Sistolik arteriyel tansiyona göre n.opticus ve dural kılıflarının hacim değerlerinin dağılımı

	SAT	Sayı	Ortalama	Std. sapma	Std. hata ort.
Sağ n.opticus hacmi mm ³	1	46	244,119	37,6385	5,8077
Sağ n.opticus hacmi mm ³	2	2	269,783	22,4861	9,1799
Sağ dural kılıf hacmi mm ³	1	46	932,86	126,868	19,576
Sağ dural kılıf hacmi mm ³	2	2	1057,78	148,684	60,7
Sol n.opticus hacmi mm ³	1	46	230,545	43,2019	6,6662
Sol n.opticus hacmi mm ³	2	2	264,950	32,3193	13,1943
Sol dural kılıf hacmi mm ³	1	46	924,138	148,3507	22,8910
Sol dural kılıf hacmi mm ³	2	2	1073,13	113,7209	46,4264

Yapılan Bağımsız gruplarda T testi sonucunda ortalama hacim değerleri bakımından sağ ve sol dural kılıf hacminin yüksek sistolik arteriyel tansiyonu olanlarda (Grup 2) düşük sistolik arteriyel tansiyonu olanlara (Grup 1) göre artmış

oluşu istatistiksel olarak anlamlı bulunmuş, diğer hacimler için gruplar arasında anlamlı bir istatistiksel ilişki bulunamamıştır. (SAĞ N.OPTICUS HACMİ için p değeri 0,112; SAĞ DURAL KILIF HACMİ için p değeri **0,032**; SOL N.OPTICUS HACMİ için p değeri 0,068 ve SOL DURAL KILIF HACMİ için p değeri **0,023**'dir.).

Diastolik arteriyal tansiyona göre hacimler

Örnekleme, diastolik arteriyal tansiyonlarına göre < ve eşit 80 mmHg(Grup1) ve >81 mmHg(Grup2) olmak üzere iki gruba ayrılmıştır. Tablo 6'da iki grubun hacim ortalamaları, standart sapmaları ve standart hata ortalamaları görülmektedir.

Tablo 6- Diastolik arteriyal tansiyona göre n.opticus ve dural kılıflarının hacim değerlerinin dağılımı

	DAT	Sayı	Ortalama	Std. sapma	Std. hata ort.
Sağ n.opticus hacmi mm ³	1	43	244,735	37,3549	5,6966
Sağ n.opticus hacmi mm ³	2	5	269,62	25,9268	11,5948
Sağ dural kılıf hacmi mm ³	1	43	930,56	123,874	18,891
Sağ dural kılıf hacmi mm ³	2	5	1102,54	137,319	61,411
Sol n.opticus hacmi mm ³	1	43	232,493	43,2228	6,5914
Sol n.opticus hacmi mm ³	2	5	255,08	42,4551	18,9865
Sol dural kılıf hacmi mm ³	1	43	924,805	146,7384	22,3774
Sol dural kılıf hacmi mm ³	2	5	1097,2	107,3121	47,9914

Yapılan Bağımsız gruplarda T testi sonucunda ortalama hacim değerleri bakımından sağ ve sol dural kılıf hacminin yüksek diastolik arteriyal tansiyonu olanlarda (Grup 2) düşük diastolik arteriyal tansiyonu olanlara (Grup 1) göre artmış oluşu istatistiksel olarak anlamlı bulunmuş, diğer hacimler için gruplar arasında anlamlı bir istatistiksel ilişki bulunamamıştır. (SAĞ N.OPTICUS HACMİ için p değeri 0,156; SAĞ DURAL KILIF HACMİ için p değeri **0,006**; SOL N.OPTICUS HACMİ için p değeri 0,274 ve SOL DURAL KILIF HACMİ için p değeri **0,015**'dir.).

TARTIŞMA

İçlerinde infeksiyöz, inflamatuvar, demyelinizan, vasküler bozukluklar ve pek çok kanserin olduğu geniş spektrumlu bir hastalıklar topluluğu bütün görme sistemini özellikle de n.opticus'u etkileyebilir. Dikkatli bir hikaye alma, odaklanılmış bir fizik muayene ve görme fonksiyonlarına yönelik testlerle klinisyenler görme sistemi içindeki lezyonun yerini tahmin edebilirler. Bu bilgilerin ışığında BT, MRG gibi görüntüleme modaliteleri ile de lezyonun yerini tam olarak belirleyebilirler.

Görme yollarının bütününde özellikle de n.opticus ve dural kılıfı, chiasma opticum, tractus opticus gibi kısımların görüntülenmesinde MRG BT'ye üstünlük göstermektedir. Her ne kadar intraoküler yabancı cisim, kalp pili gibi kontraendikasyonları ve hareket artefaktları gibi kısıtlılıkları olsa da MRG BT'nin sağlayamadığı pek çok ayırdedici bilgiyi sağlayabilmektedir(23).

N.opticus'un MRG ile görüntülenmesini incelemeyen önce bu konuda BT ile yapılmış örnek sayısı fazla bir çalışmadan bahsetmek gerekmektedir. Lee ve arkadaşları (24) kemik yapıların görüntülenmesinde çok daha başarılı bir yöntem olan BT'yi kullanarak 200 kişilik bir örneklem üzerinde aksiyal ve koronal düzlemde elde edilmiş görüntülerle canalis opticus'un giriş ve çıkışının longitudinal ve transvers çapları başta olmak üzere pek çok parametreyi ölçmüşlerdir. Çalışmada canalis opticus'un ortalama transvers çapı $3,57 \pm 0,61$ mm, longitudinal çapı ise $4,82 \pm 0,38$ mm bulunmuştur ve bu veriler bizim çalışmamızda bulduğumuz hacim değerleri ile korelasyon göstermektedir.

N.opticus özellikle MS gibi pek çok demyelinizan ve inflamatuvar hastalığın patofizyolojisini anlamak için eşsiz bir potansiyele sahiptir. Aslında küçük boyutları, çevresindeki BOS ve yağ dokusunun etkileri ve çok yakınında kemik yapıların bulunması yüzünden MRG ile incelenmesi çoğunlukla uğraştırıcıdır. Fakat bu faktörlerin dikkatlice optimize edilmesi sonucu, niceliksel ölçümler hala biraz problemlili olmakla birlikte yüksek kalitedeki görüntüler ile niteliksel değerlendirmeler yapılması mümkündür.

N.opticus'un niteliksel görüntülenmesi için yüksek alan çözünürlüğü ve ince kesitler kullanılması kaçınılmazdır. Bununla birlikte hareketin etkisini azaltacak nisbeten hızlı görüntüleme sekanslarına ihtiyaç vardır. N.opticus'un intraorbital

parçasını görebilmek için orbital yağın baskılanması gerekir hatta çoğu zaman parlak bir BOS sinyali sinirin ayırddedilmesini sağlasa bile BOS baskılanması da gerekebilir.

N.opticus'un niceliksel görüntülenmesi için yüksek alan çözünürlüğü ve ince kesitler kısmi hacim etkilerini azaltmak için yine gereklidir. Yağ ve BOS baskılanması kontaminasyon etkisini azaltsa da ölçümlerde istenmeyen etkilere sebep olabilir. Hareket etkisi niceliksel görüntülemeye niteliksele göre daha büyük bir problemdir. Hızlı görüntüleme hem hareket etkisini azaltmada hem de birçok görüntünün kabul edilebilir bir zamanda toplanmasına olanak sağlamaktadır.

Fakat bütün bunların üstünde hem niteliksel hem de niceliksel görüntülemeyi kısıtlayan en önemli faktör kesit kalınlığı, x ve y düzlemindeki piksel boyutu ve daha birçok parametreye bağlı olan 'sinyal gürültü oranı (SNR -Signal to noise ratio)' dir.

Konvansiyonel spin eko (CSE) görüntüleme, n.opticus'un çevre dokudan zor ayırddedilmesi ve kabul edilebilir çekim zamanında düşük çözünürlükte görüntüler vermesi gibi kısıtlılıklar içerdiğinden, n.opticus'un görünebilirliğini arttıran FATSAT ve kısa zamanlı inversiyon geri dönüş (STIR) sekansları geliştirilmiştir. Her iki tekniğin de bazı dezavantajları vardır. STIR, SNR üzerine negatif bir etkisi olmadan esas magnetik alan (B_0) homojenitesi gerektirirken; FATSAT T_1 ağırlıklı görüntülerde SNR'yi düşürürken kafa koil (bobin)'i magnetik alanı (B_1) homojenitesi gerektirmektedir. Öncü n.opticus çalışmaları tipik STIR sekansları kullanırken son zamanlardaki çalışmalar ise yüksek görüntü kalitesi ve artmış lezyon tespiti ile FATSAT sekanslarını içermektedir (18).

Biz de çalışmamızda 3 boyutlu rekonstrüksiyonda konturlamayı kolaylaştırdığı ve n.opticus ile çevresindeki BOS'u birbirinden çok iyi ayırdettiği için koronal T_2 ağırlıklı FATSAT sekansını kullandık.

Ancak n.opticus için kullanılan ya da denenen sekanslar bunlarla kısıtlı kalmamıştır. Held ve arkadaşları (25) 2 ve 3 boyutlu n.opticus ve n.oculomotorius anatomisini karşılaştırdıkları çalışmalarında 3 boyutlu sabit durumda yapısal karışma (3 D CISS-3 D Constructive Interference in Steady State) ve 2 boyutlu TSE T_2 ağırlıklı sekansları ile 3 boyutlu magnetizasyon hazırlanmış hızlı eğimli eko görüntüleme (3 D MP-RAGE-3 D Magnetization-prepared rapid-gradient-echo) T_1 ağırlıklı sekansı karşılaştırmışlar. Bu çalışmaya göre özellikle n.opticus ve dural

kılıfının görüntülenmesinde 3 D MP-RAGE ve 3 D CISS eşit hassasiyette bulunurken 2 D TSE bunlardan daha az hassas bulunmuştur.

Orbita için yapılacak çekimlerde kullanılacak kafa koilleri ve gözlenen alan boyutu çekimi yapılacak bölgeye bağlıdır. Her iki bulbus oculi ve orbita'yı aynı anda görüntüleyebilmek için 8 cm'lik yüzey koili ve 16 cm'lik gözlenen alan yeterli olacaktır.

N.opticus'un değerlendirilebilmesi için 3 mm kalınlığındaki koronal kesitlerin yeterli olduğu söylenmiş fakat çalışmamızda 2mm kalınlığındaki kesitler kullanılmıştır.

Otozomal dominant optik atrofilili hastalarda n.opticus'un intraorbital parçasının MRG'sini çalışan Votruba ve arkadaşları (8) çap ölçümlerini önde intraorbital parçanın başlangıcı olan bulbus oculi'nin hemen arkasından, arkada orbita'nın tepesinden ve bu iki noktanın tam ortasından geçen koronal düzlemden yapmışlardır. Sonuç olarak otozomal dominant optik atrofilili hastalarda n.opticus'un intraorbital parçasının çapının normal kontrol grubuna göre küçük olduğu gözlenmiş, hasta ve kontrol grubu arasındaki çap oranının n.opticus'un intraorbital parçasının arka kısmında, subaraknoid aralığın çapı önemli ölçüde azalan sinire göre göreceli olarak daha çok genişlemesinden dolayı, büyük olduğunu bulmuşlardır. Bu çalışmada kontrol grubuna yapılan koronal n.opticus ve dural kılıf çap ölçüm değerleri ile çalışmamız hacim ölçüm değerleri arasında uyumluluk gözlenmektedir.

Bening intrakraniyal hipertansiyon ya da daha çok kullanılan adıyla pseudotumor cerebri, ventriküler obstrüksiyon veya intrakraniyal basınç arttırıcı diğer nedenler olmaksızın normal BOS içeriğinin gözlemlendiği intrakraniyal basıncın artmış olduğu bir antidedir. Gass ve arkadaşları (26) n.opticus basısına bağlı kalıcı görme kaybının %10 olduğu bu hastalık da çoklu sıralı bölgesel koiller ve hızlı spin eko (FSE- Fast Spin Echo) sekansını kullanarak n.opticus ve çevresindeki BOS içeren dural kılıfın kaydedilebilir bir anormallik gösterip göstermediğini incelemişlerdir. Sonuç olarak n.opticus çevresindeki BOS içeren aralığın boyut ve genişlik bakımından aynı olmadığını, çalışmanın hasta ve kontrol gruplarının her ikisinde de n.opticus dural kılıfının canalis opticus'a doğru daraldığı hatta kanal içerisinde neredeyse hiç BOS sinyali alınmadığını ve en geniş BOS içeren aralığın hemen bulbus oculi'nin arkasında izlendiğini söylemişlerdir.

Yine bu hastalığın bir tedavi modalitesi olan n.opticus dural kılıfının medial kısmına 2mm X 3mm boyutlarında pencere açma işlemi sonrasında MRG değişikliklerini inceleyen Sallomi ve arkadaşları (27) operasyon öncesinde tüm hastaların MRG'lerinde bilateral olarak izlenen n.opticus çevresindeki BOS aralığının genişlemesinin hastaların büyük çoğunluğunda operasyon sonrası dönemde kaybolduğu ve orbita'nın intrakonal dokularına doğru açılan pencere üzerinden bir BOS sızması olduğunu gözlemlemişlerdir. Sonuç olarak medikal tedaviye dirençli bening intrakraniyal hipertansiyon hastalarında pencere açma operasyonunun bir tedavi seçeneği olduğu gözlenmiş ve MRG'nin n.opticus çevresindeki BOS hacminin azalışını ve intrakonal dokulardaki sıvı kolleksiyonunu göstermesi ile bu tedavinin başarısının izlenmesinde çok önemli modalite olduğunu saptamışlardır.

N.opticus ve özellikle optik nörit üzerinde çok çalışan ve bizi bu çalışmada hacim ölçümleri yapmanın önemli olabileceğine inandıran Hickman ve arkadaşları (5,28,29) 'nın farklı hastalıklarda n.opticus'un intraorbital parçasının alan ölçümlerini yapması olmuştur. 2001 yılında yaptıkları yağ doyurulmuş kısa eko hızlı sıvı hafifletici tersine geri dönüş (FLAIR-Fluid Attenuation Inversion Recovery) sekansı ile tek bir unilateral optik nörit atağı sonrası n.opticus atrofisinin saptanması çalışmasında alan ölçümleri için koronal oblik, T₂ ağırlıklı, yağ doyurulmuş, orbita tepesinden başlayan, 3mm kesit aralıklı, 5 ardaşık kesit kullanmışlardır. Biz de çalışmamızda 3 boyutlu rekonstrüksiyon ve hacim hesaplamaları için buna çok benzer koronal oblik, T₂ ağırlıklı, yağ doyurulmuş, bulbus oculi ile canalis opticus ön sınırı arasında, 2mm kesit aralıklı, 10 ardaşık kesit kullandık.

Hickman ve arkadaşları (28) çalışmalarında alan hesaplamaları için Grimaud ve arkadaşlarının (30) tanımladıkları bilgisayar yardımlı konturlama tekniğini kullanmışlardır. Biz de çalışmamızda genel bilgiler kısmında detaylıca anlattığımız gibi Scott Lozanoff ve David Moody tarafından geliştirilmiş elle konturlama tekniği üzerinden çalışan Surf Driver isimli yazılım programını kullandık.

Hickman ve arkadaşlarının (29) 2004 yılında yaptıkları akut optik nörit sonrası n.opticus ortalama alan hesaplaması çalışmasında da benzer sekans ve aynı konturlama tekniği ile hastalığın başlangıcında hastalarda hasta n.opticus ortalama alanını 16,1 mm², kontralateral sağlam n.opticus ortalama alanı 13,4 mm² ve kontrol grubu ortalama n.opticus alanını 13,6 mm² olarak bulunmuştur. Bir yıllık izlem

sonrası MRG tekrarlandığında alanlar sırası ile 11,3 mm² , 12,8 mm² ve 13,1 mm²'dir. Çalışma sonucunda hasta n.opticus'un başlangıçta gösterdiği şişliğin bir yıllık takipte kontralateral sağlam n.opticus ve kontrol grubu ile karşılaştırıldığında atrofiye doğru gittiği gözlemlenmiştir. Hastaların görme yeteneğindeki geri geliş ise; n.opticus'un şişmesine ve normal aksonlardaki iletimin bozulmasına neden olan vazojenik ödemin çözüldüğü, ataktan sonraki ilk aylarda yaşanan n.opticus ortalama alanındaki hızlı düşüş periyodunda olmaktadır. Bu düşüş sonrası n.opticus'u atrofiye götüren iki mekanizma olduğu düşünülmektedir. İlki Trapp ve arkadaşları (31)'nin söylediği gibi akut inflamatuvar lezyonda önceden zedelenmiş olan aksonların wallerian dejenerasyona uğraması, ikincisi Scolding ve Franklin (32)'in söylediği gibi kalıcı olarak demyelinize olmuş aksonların gecikmiş ölümüdür.

Yine Hickman ve arkadaşları (5) akut optik nörit'i olan hastalarda FATSAT FSE sekansı ile n.opticus dural kılıfının genişleme sıklığını araştırmışlardır. Sonuç olarak akut optik nöriti olan hastalarda n.opticus dural kılıfının özellikle ön tarafta genişlemesi sık olarak izlenmiştir fakat bu genişlemenin bulunması kötü prognozu göstermemektedir. Ayrıca hastalık sırasında yapılan MRG'de n.opticus dural kılıfının kontrast madde tutulumu da tipik bir akut optik nörit bulgusudur ve n.opticus dural kılıfını etkileyen inflamatuvar ya da infiltratif bir durum olarak tanımlanmamaktadır.

Literatürde de gözlemlediğimiz gibi n.opticus, çevresindeki BOS içeren subarachnoid aralık ve onu çevreleyen dural kılıf özellikle MS gibi demyelinizan, optik nörit gibi inflamatuvar, benign intrakraniyel hipertansiyon gibi idiyomatik ve optik atrofi gibi tüm bu hastalıkların ve normal yaşlanma sürecinin sonunda oluşan pek çok hastalığın patofizyolojisini anlaşılmasında, tanısını konulmasında ve tedavi modalitelerinin izlenmesinde çok önemli rol oynamaktadır.

Yine yapılmış çalışmalardan da gördüğümüz gibi bu yapıların en iyi şekilde izlendiği görüntüleme tekniği de MRG'dir. Tabii ki inanılmaz bir hızla gelişen görüntüleme teknolojisi daha yüksek çözünürlükteki görüntüleme cihazlarını ve bu görüntülenmesi zor bölgeyi daha kolay ve ayrıntılı görüntüleyebilecek özel sekansları beraberinde getirmektedir.

Bu yüzden yapmış olduğumuz bu çalışma 3 Tesla gücündeki bir MRG cihazı ile yapılmış olması, 2 mm gibi çok ince sayılabilecek bir kesit kalınlığının

kullanılması ve n.opticus'un intraorbital parçasının hacminin hesaplanması yönleriyle literatürdeki ilk çalışma olmuştur.

Son olarak sadece erişkin normal bireyler üzerinde yapılan hacim hesaplamalarının ileride yukarıda bahsettiğimiz n.opticus ve çevresindeki yapıları ilgilendiren tüm hastalıklar üzerinde de yapılması ve bulunan değerlerin normalleriyle karşılaştırılarak literatüre hacimsel veriler bakımından da katkıda bulunulması hedeflenmektedir.



SONUÇLAR

Bu çalışmada sağlıklı erişkin bireylerde yüksek çözünürlüklü (3 Tesla) MRG ile n.opticus'un intraorbital parçasının 3 boyutlu rekonstrüksiyonu ve bu rekonstrüksiyon modelleri üzerinden yapılan hacim hesaplamaları ile şu sonuçlar bulunmuştur;

1. Sağ n.opticus hacmi ortalama $247,327 \text{ mm}^3$ (min $181,9 \text{ mm}^3$ max $329,1 \text{ mm}^3$ SD $36,9211$), sol n.opticus hacmi ortalama $234,846 \text{ mm}^3$ (min $165,7 \text{ mm}^3$ max $321,9 \text{ mm}^3$ SD $43,2607$), sağ dural kılıf hacmi ortalama $948,48 \text{ mm}^3$ (min 689 mm^3 max 1279 mm^3 SD $134,669$) ve sol dural kılıf hacmi ortalama $942,763 \text{ mm}^3$ (min $684,4 \text{ mm}^3$ max $1316,3 \text{ mm}^3$ SD $151,8353$) olarak bulunmuştur.
2. Örneklem yaşlarına göre gruplandırıldığında, 21-30 ve 31-40 yaş grupları arasında yukarıda bahsedilen 4 hacim arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.
3. Örneklem içerisinde hacimler cinsiyetlere göre karşılaştırıldığında, sadece sol n.opticus hacminin erkeklerde kadınlara göre yüksek olduğu istatistiksel olarak anlamlı bulunmuş diğer hacimler arasındaki cinsiyete bağlı olan farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.
4. Örneklem BMI'ye göre gruplandırıldığında, normal ($<$ ve eşit 25) ve yüksek ($>$ 26) değerli gruplar arasında yukarıda bahsedilen 4 hacim arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.
5. Örneklem sistolik arteriyel tansiyonlarına göre gruplandırıldığında, sağ ve sol dural kılıf hacminin yüksek ($>$ 121 mmHg) sistolik arteriyel tansiyonu olan grupta normal ($<$ ve eşit 120 mmHg) sistolik arteriyel tansiyonu olan gruba göre artmış olması istatistiksel olarak anlamlı bulunmuş diğer hacimler arasındaki sistolik arteriyel tansiyona bağlı olan farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.
6. Örneklem diastolik arteriyel tansiyonlarına göre gruplandırıldığında, sağ ve sol dural kılıf hacminin yüksek ($>$ 81 mmHg) diastolik arteriyel tansiyonu olan grupta normal ($<$ ve eşit 80 mmHg) diastolik arteriyel tansiyonu olan gruba göre artmış olması istatistiksel olarak anlamlı bulunmuş diğer hacimler

arasındaki diastolik arteriyal tansiyona bağlı olan farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.



KAYNAKLAR

1. Staden H.V. (1989) Herophilus of Chalcedon : The art of medicine in early Alexandria, Cambridge University Pres, Cambridge, s. 66-182
2. Wiltse LL, Pait TG. (1998) Herophilus of Alexandria (325-255 B. C.). The father of anatomy. Spine. Sep 1;23(17):1904-14.
3. NQ Image. (2005) Neuroquantology. Issue 2 s.149-50
4. Filippi M, Miller DH. (1996) Magnetic resonance imaging in the differential diagnosis and monitoring of the treatment of multiple sclerosis.Curr Opin Neurol. Jun;9(3):178-86.
5. Hickman SJ, Miszkiewski KA, Plant GT, Miller DH. (2005) The optic nerve sheath on MRI in acute optic neuritis. Neuroradiology. Jan;47(1):51-5.
6. Miller D, Barkhof F, Montalban X, Thompson A, Filippi M. (2005) Clinically isolated syndromes suggestive of multiple sclerosis. part I: natural history, pathogenesis, diagnosis, and prognosis. Lancet Neurol. May;4(5):281-8.
7. Miller D, Barkhof F, Montalban X, Thompson A, Filippi M. (2005) Clinically isolated syndromes suggestive of multiple sclerosis, part 2: non-conventional MRI, recovery processes, and management. Lancet Neurol. Jun;4(6):341-8.
8. Votruba M, Leary S, Losseff N, Bhattacharya SS, Moore AT, Miller DH, Moseley IF. (2000) MRI of the intraorbital optic nerve in patients with autosomal dominant optic atrophy. Neuroradiology. Mar;42(3):180-3.
9. Rhoton AL Jr. (2002) The orbit. Neurosurgery. Oct;51(4 Suppl): 303-34.
10. Williams PL, Bannister LH, Berry MM, Collins P, Dyson M, Dussek JE, Ferguson MWJ. (1995) Gray's Anatomy. 37th Edition, Churchill Livingstone, New York s. 997-1012
11. Moore KL, Persaud TVN. (2003) The Developing Human: Clinically Oriented Embryology 7th edition W.B. Saunders Company, Philadelphia s. 470-510
12. Moore KL, Persaud TVN, Shiota K. (1994) Color Atlas of Clinical Embryology W.B. Saunders Company, Philadelphia

13. Nishumura H. (1998) Atlas of Human Perinatal Histology. Igaku-shoin, Tokyo
14. Elster AD. (1988) Cranial Magnetic Resonance Imaging. 1st edition Churchill Livingstone, New York s.1-30.
15. Lin W, An H, Chen Y, Nicholas P, Zhai G, Gerig G, Gilmore J, Bullitt E. (2003) Practical consideration for 3T imaging. Magn Reson Imaging Clin N Am. Nov;11(4):615-39
16. Aldur MM. (1997) Non-psikotik popülasyonda septum pellucidum anomalilerinin sıklıklarının manyetik rezonans görüntüleme ile tesbiti. Doktora Tezi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara
17. Bayramoğlu A. (1999) Clivus'un kemik iliğinde yaşa bağlı değişikliklerin manyetik rezonans görüntüleme ile incelenilmesi. Doktora Tezi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara
18. Barker GJ. (2000) Technical issues for the study of the optic nerve with MRI. J Neurol Sci. Jan 15;172 Suppl 1:S13-6.
19. <http://medical.nema.org/DICOM/>
20. Rosset A, Spadola L, Ratib O. (2004) OsiriX: an open-source software for navigating in multidimensional DICOM images. J Digit Imaging. Sep;17(3):205-16.
21. <http://homepage.mac.com/rossetantoine/osirix/>
22. <http://www.surfdriver.com/>
23. Smith MM, Strottmann JM. (2001) Imaging of the optic nerve and visual pathways. Seminars in Ultrasound, CT, and MRI, Volume 22, Issue 6, December, Pages 473-487
24. Liu X, Zhou C, Zhang G, Lin Y, Li S. (2000) CT anatomic measurement of the optic canal and its clinical significance. Zhonghua Er Bi Yan Hou Ke Za Zhi. Aug;35(4):275-7
25. Held P, Nitz W, Seitz J, Frund R, Muller HM, Haffke T, Hees H. (2000) Comparison of 2D and 3D MRI of the optic and oculomotor nerve anatomy. Clin Imaging. Nov-Dec;24(6):337-43.

26. Gass A, Barker GJ, Riordan-Eva P, MacManus D, Sanders M, Tofts PS, McDonald WI, Moseley IF, Miller DH. (1996) MRI of the optic nerve in benign intracranial hypertension. *Neuroradiology*. Nov;38(8):769-73.
27. Sallomi D, Taylor H, Hibbert J, Sanders MD, Spalton DJ, Tonge K. (1998) The MRI appearance of the optic nerve sheath following fenestration for benign intracranial hypertension. *Eur Radiol*. 8(7):1193-6.
28. Hickman SJ, Brex PA, Brierley CM, Silver NC, Barker GJ, Scolding NJ, Compston DA, Moseley IF, Plant GT, Miller DH. (2001) Detection of optic nerve atrophy following a single episode of unilateral optic neuritis by MRI using a fat-saturated short-echo fast FLAIR sequence. *Neuroradiology*. Feb;43(2):123-8.
29. Hickman SJ, Toosy AT, Jones SJ, Altmann DR, Miszkiel KA, MacManus DG, Barker GJ, Plant GT, Thompson AJ, Miller DH. (2004) A serial MRI study following optic nerve mean area in acute optic neuritis. *Brain*. Nov;127(Pt 11):2498-505.
30. Grimaud J, Lai M, Thorpe J, Adeleine P, Wang L, Barker GJ, Plummer DL, Tofts PS, McDonald WI, Miller DH. (1996) Quantification of MRI lesion load in multiple sclerosis: a comparison of three computer-assisted techniques. *Magn Reson Imaging*. 14(5):495-505.
31. Trapp BD, Peterson J, Ransohoff RM, Rudick R, Mork S, Bo L. (1998) Axonal transection in the lesions of multiple sclerosis. *N Engl J Med*. Jan 29;338(5):278-85.
32. Scolding N, Franklin R. (1998) Axon loss in multiple sclerosis. *Lancet*. Aug 1;352(9125):340-1.

EKLER

EK1- Örneklerin tümüne ait kişisel veriler ve hacim değerleri

Örnek	Yaş	Cinsiyet	BMI	SAT	DAT	SOSH	SoOSH	SDKH	SoDKH
1	22	E	22	110	80	247,1	896	241,1	873,6
2	23	E	26,1	130	80	240,7	903,1	281,7	945,6
3	26	E	21,1	120	80	251,6	878,9	227,6	859,7
4	21	E	22,3	110	70	247,6	971,6	241,1	896,7
5	23	E	26,1	120	80	240,1	911,7	242,7	917,6
6	26	E	23,1	120	80	241,6	947,1	281,6	1054,4
7	21	E	23,4	110	75	285,3	941,6	297,6	1011,7
8	27	E	25,7	120	80	291,7	945,7	247,8	981,6
9	21	E	22,2	110	70	256	928	241	986,1
10	21	E	21,9	120	80	241,6	927,6	228,1	930,1
11	21	E	22,3	110	70	227,6	911,8	229,1	918,7
12	21	E	26,9	130	85	251,5	1011,6	211,8	991,2
13	37	E	28,4	120	70	283	869,9	283	785,1
14	35	E	22,7	120	80	253,7	937,8	273,7	913,8
15	36	E	23,5	120	80	247,6	925,8	219,9	941,6
16	37	E	24,4	120	80	237,2	915,1	170,3	821,1
17	34	E	25	120	80	206,7	845,8	256,7	911,8
18	39	E	24,8	120	80	256,7	1126,8	281,9	983,7
19	34	E	20,8	120	80	320,1	1093,8	268,4	1176,3
20	31	E	28,6	140	90	295,4	1279,3	283,6	1165,6
21	36	E	22,9	120	80	275	910	253,4	971,1
22	31	E	25	110	80	228	876	221,7	843
23	32	E	28,4	120	80	298,3	1200,3	278,4	1197,4
24	31	E	29,1	120	80	256,7	946,5	254,7	979,6
25	35	K	24,5	125	85	295,9	1198	295,2	1250
26	39	K	25	110	70	181,9	745	165,7	747
27	37	K	25,7	130	80	267,9	1014,8	239	1037,7
28	35	K	21,8	120	80	292,6	902,7	282,4	941,6
29	37	K	21,3	120	80	182	688,5	191	774,9
30	35	K	20,7	120	80	198,2	811,4	203,2	726,3
31	35	K	24,6	110	70	203,8	903,4	165,9	750,2
32	37	K	26,6	120	90	238	1083,9	206,4	1030,5
33	36	K	21,4	120	80	183,4	781,2	191,2	839,1
34	36	K	21,9	120	70	182,7	905,6	187,9	995,2
35	32	K	22,9	110	75	283,1	1095,1	321,9	1258,2
36	39	K	23,3	100	60	187	759,4	190,3	896,2
37	26	K	23,4	120	70	260	958,2	194,1	838,1
38	27	K	22,4	110	70	218,4	939,1	174,7	756
39	29	K	22,1	100	75	267,1	921,8	261	1029,3
40	25	K	21,9	110	75	236,2	1109,4	204,4	841,1
41	23	K	23,4	125	85	267,3	939,9	278,4	1048,7
42	21	K	20,4	120	80	329,1	1224,1	321	1196,4
43	25	K	23,7	90	60	232,3	1213,2	199,2	1316,3
44	27	K	20,1	120	70	249,1	850,7	182,2	684,4
45	26	K	23	120	80	287,2	1046,4	241,8	941,1
46	29	K	21,1	110	70	220,2	773,3	213,2	751
47	26	K	20,5	110	70	236,6	788,2	179,3	725,3
48	25	K	22,4	115	75	190,9	771,8	166,3	820,9