



T.C.

DÜZCE ÜNİVERSİTESİ

TIP FAKÜLTESİ

RADYOLOJİ ANABİLİM DALI

BOS AKIM MRG İNCELEMESİNDE T2A 3D-SPACE

SEKANSININ TANIYA KATKISI

TIPTA UZMANLIK TEZİ

Dr. İBRAHİM FEYYAZ NALDEMİR

DÜZCE-2021

T.C.
DÜZCE ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
RADYOLOJİ ANABİLİM DALI

BOS AKIM MRG İNCELEMESİNDE T2A 3D-SPACE
SEKANSININ TANIYA KATKISI

TIPTA UZMANLIK TEZİ

Dr. İBRAHİM FEYYAZ NALDEMİR

TEZ DANIŞMANI

Prof. Dr. ÖMER ÖNBAŞ

DÜZCE-2021

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve tecrübelerinden çokça faydalandığım, her zaman, hiçbir konuda desteğini esirgemeyen, yetişmemde en büyük emeği olan danışman hocam Prof. Dr. Ömer Önbaş'a, bana radyolojiyi ve rapor yazmayı öğreten-sevdiren, bizlere hoşgörülü, huzurlu, enerjik bir ortam sağlayan, tüm bilgi birikimlerini paylaşarak yetişmemde büyük katkıda bulunan ve bana örnek olan değerli hocam Doç. Dr. Elif Nisa ÜNLÜ'ye, tüm asistanlık süresince her koşulda arkamızda duran, girişimsel işlemlerde tüm tecrübelerini aktararak kendimize güvenmemizi sağlayan, yalnızca çalışma ortamında değil, her zaman ve her yerde bizlere hem hocalık, hem ağabeylik yapan kıymetli hocam Dr. Öğr. Üy. Hasan Baki ALTINSOY'a, eğitimimde büyük emeği olan, her zaman saygı ve sevgi ile hatırlayacağım, çalışkanlığını örnek aldığım, kendisinin ilk asistanı olmaktan onur duyduğum Dr. Öğr. Üy. Derya GÜÇLÜ'ye, ilk asistanlık günlerimden mezuniyetime kadar her daim beni destekleyen, önce kıdemlim sonra hocam olup, teorik bilgisiyle ve çalışma azmiyle bizlere örnek olan, yalnızca iyi bir hoca değil aynı zamanda iyi bir insan nasıl olunur bizlere öğreten Dr. Öğr. Üy. Mehmet Ali ÖZEL'e, dostluklarını hep yanında hissettiğim ve birlikte çalışmaktan çok keyif aldığım, değerli araştırma görevlisi arkadaşlarıma, asistanlık eğitimim boyunca sağladıkları tüm kolaylıklar ve yardımları için özverili ve çalışkan radyoloji teknisyenlerimize, bugünlere gelmemi sağlayan, haklarını hiçbir zaman ödeyemeyeceğim, bana her zaman güç veren aileme, her zaman yanımda olan, beni destekleyen eşim Dr. Aslı NALDEMİR'e ve yaşam enerjim küçük kızıma çok teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

KISALTMALAR/SİMGELER DİZİNİ.....	v
TABLolar DİZİNİ	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
ÖZET.....	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
İNGİLİZCE ÖZET (ABSTRACT)	ix
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Beyin-Omurilik Sıvısı Fizyolojisi	3
2.2. Kan-Beyin Bariyeri.....	5
2.3. Kan-Bos Bariyeri	5
2.4. Beyin Ventrikülleri Embriyolojisi.....	6
2.5. Beyin Ventrikülleri Anatomisi.....	7
2.5.1. Lateral ventriküller.....	6
2.5.2. 3. Ventrikül	7
2.5.3. 4. Ventrikül.....	8
2.6. Subaraknoid Boşluk.....	9
2.7. Araknoid Granülasyon.....	11
2.8. Bos Akim Hidrodinamiği.....	12
2.9. Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG).....	14
2.9.1. Temel fizik prensipleri.....	14
2.9.2. Relaksasyon.....	16
2.9.3. Gradientler.....	17
2.9.4. MRG cihazı.....	18
2.9.5. MRG' de görüntü oluşumu.....	18
2.9.5.1. Sinyal toplama ve koiller.....	18
2.9.5.2. Kesit belirleme, sinyal kodlama ve gradiyentler.....	18
2.9.5.3. K Alanı.....	19
2.9.6. Faz kodlama ve frekans kodlama gradiyentleri.....	19
2.9.7. MRG' de kullanılan temel sekanslar.....	19
2.9.7.1. Saturation recovery, partial saturation.....	19

2.9.7.2. Spin eko (se) sekansı.....	19
2.9.7.3. Inversion recovery (IR) sekansı.....	20
2.9.7.4. Gradiyen eko (GE) sekansı.....	21
2.9.8. Difüzyon Ağırlıklı Görüntüleme.....	21
2.9.8.1. Temel kavramlar.....	21
2.9.8.2. Difüzyon MRG'nin klinik kullanımları.....	22
2.10. BOS Akımı Görüntülenmesi Ve Faz Kontrast MRG.....	22
2.11. T2 SPACE Sekansı.....	23
2.12. CISS sekansı.....	25
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	26
4. BULGULAR.....	32
4.1. Demografik Özellikler.....	32
4.2. T2-SPACE Sekansındaki Sinyal Kaybi ile Diğer Parametlerin İlişkisi.....	32
4.3. Korelasyon Analizi.....	35
5. TARTIŞMA.....	36
6. SONUÇ.....	42

KISALTMALAR/SİMGELER DİZİNİ

BOS: Beyin-omurilik sıvısı

MRG: Manyetik Rezonans Görüntüleme

T2A: T2 ağırlıklı

3D-SPACE: Three-dimensional sampling perfection with application optimized contrasts using different flip-angle evolution

FK-MRG: Faz kontrast sine manyetik rezonans görüntüleme

VFAM: Varyant flip angle mode

SSS: Santral sinir sistemi

RF: Radyofrekans

FID: Free induction decay

T: Tesla

TR: Time repetition

SE: Spin eko

TE: Time to echo

Ms: Milisaniye

TI: Time inversion

FLAIR: Fluid attenuation inversion recovery

GE: Gradient eko

FA: Flip angle

DAG: Difüzyo ağırlı görüntüleme

ADC: Apparent diffusion coefficient

MRA: Manyetik rezonans anjiyografi

TOF: Time of flight

Venc: Velocity encoding

SAR: Specific absorption rate

HBYS: Hastane bilgi yönetim sistemi

CISS: Constructive interference in steady state

FOV: Field of view

ROI: Region of interest

SNR: Signal-noise ratio

TABLolar DİZİNİ

Tablo 1: Çalışmaya dahil olan olguların cinsiyet dağılımı

Tablo 2: Gradelere göre olgu sayısı

Tablo 3: Akuaduktus serebri alanı ve bu seviyede yapılan ölçümler

Tablo 4: Gradelere göre diğer parametrelerin incelenmesi

Tablo 5: Korelasyon analizi

ŞEKİLLER DİZİNİ

Resim 2.1. Kan-beyin bariyeri ve kan-BOS bariyeri

Resim 2.2. Ventriküler sistem anatomisi

Resim 2.3. Subaraknoid sisterna anatomisi

Resim 2.4. Araknoid granülasyon anatomisi

Resim 2.5. BOS akım yolu ve yönleri

Resim 2.6. Hidrojen atomlarının dizilimi ve manyetik alan vektörleri

Resim 2.7. Manyetik alan içerisinde hidrojen atomunun presesyon hareketi

Resim 2.8. T1 ve T2 relaksasyonu

Resim 2.9. MRG sekansları taksonomisi

Resim 3.1. FK-MRG incelemesi

Resim 3.2. T2A 3D-SPACE sekansı

Resim 3.3. T2A 3D-SPACE sekansında, 4. ventrikülde ortaya çıkan sinyal kaybının şematik çizimi

Resim 3.4. Akuaduktus serebri üzerinde akımı belirleyen uygun ROI çizimi

Resim 3.5. Akuaduktus serebri üzerinde çizilen ROI'nin ardından elde edilen pik akım hızı ve akım volümü değerleri

ÖZET

BOS AKIM MRG İNCELEMESİNDE T2A 3D-SPACE SEKANSININ TANIYA KATKISI

Amaç: BOS akım inceleme yöntemi, santral sinir sistemini etkileyen birçok hastalığın değerlendirilmesinde tanıya yardımcı olan bir yöntemdir. Sıklıkla faz kontrast sine MRG tekniği kullanılan bu yöntem teknik yetersizlik veya tecrübe eksikliği nedeniyle eksik veya hatalı sonuçlar verebilmektedir. Biz bu çalışmada T2A 3D-SPACE sekansında, 4. ventrikül seviyesinde oluşan sinyal kaybını sınıflayarak, faz kontrast sine MRG görüntüleri ile olan uyumunu değerlendirdik. Faz kontrast sine MRG'de kantitatif olarak hesaplanan BOS akım hızı ve BOS akım volümünün T2A 3D-SPACE sekansında kalitatif bir karşılığı olabileceğini göstermeyi amaçladık.

Gereç ve Yöntem: 2018-2020 yılları arasında Düzce Üniversitesi Hastanesi'nde klinik branşların isteği üzerine, bölümümüzde var olan 3 Tesla MRG cihazı ile yapılan tüm BOS akım MRG incelemeleri değerlendirildi. Tüm incelemelere T2A 3D-SPACE sekansı dahil edildi. Sagittal plan T2A 3D-SPACE sekansında, 4. ventrikülde BOS akımına sekonder oluşan sinyal kaybı miktarı 4 grade olarak sınıflandırıldı. Grade 0; aquaduktus serebri distalinde ve 4. ventrikülde hiç sinyal kaybı olmayan. Grade 1; aquaduktus serebri distali ve 4. ventrikül proksimalinde ince sinyal kaybı. Grade 2; 4. ventrikül anteriorunda ventrikül distaline kadar uzanan ancak median dorsal resesi doldurmayan lineer sinyal kaybı. Grade 3; 4. ventrikül median dorsal reses dahil tamamını dolduran sinyal kaybı.

Bulgular: Ölçüm yapılan seviyede ileri akım hızı ortalamaları incelendiğinde; farklı gradelerde, ileri akım hızı ortalamalarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptandı.

Ölçüm yapılan seviyede akım volümü ortalamaları incelendiğinde; farklı gradelerde, akım volümü ortalamalarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptandı.

Akuaduktus serebri seviyesinde yapılan alan boyutu ortalamaları incelendiğinde; Grade 0 olarak tanımlanan hasta grubunda akuaduktus serebri alanı ortalamasının diğer gradelere göre anlamlı düzeyde farklı olduğu görüldü ($p<0.001$).

Farklı gradelere sahip hastaların yaş ortalamalarının benzer olduğu görüldü ($p=0,144$).

Yapılan korelasyon analizinde; akuaduktus serebri alanı ile akım volümü arasında pozitif yönde orta şiddette bir anlamlı korelasyon, grade ile akım volümü aralarında pozitif yönde orta şiddette bir anlamlı korelasyon, grade ile ileri akım hızı arasında pozitif yönde şiddetli ve istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon, akım volümü ile ileri akım hızı arasında pozitif yönde şiddetli ve istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon saptandı.

Sonuç: T2A 3D-SPACE sekansında, 4. ventrikülde ortaya çıkan sinyal kaybı miktarının, BOS akım MRG incelemesinde kantitatif ölçülen pik sistolik hız ve flow volüm ile kolere olduğu bulunmuş olup tanısal değerlendirmede yardımcı olduğu kanısına varılmıştır. Buna bağlı olarak T2A 3D-SPACE sekansının BOS akım MRG incelemelerinde eklenmesi gerektiğini düşünmekteyiz.

Anahtar Kelimeler: T2A 3D-SPACE, Faz Kontrast Sine MRG, BOS Akım MRG, Hidrosefali, Normal Basıncılı Hidrosefali, Pik Sistolik Hız, Flow Volüm, Akuaduktus Silvii

ABSTRACT

CONTRIBUTION OF T2 SPACE SEQUENCE TO DIAGNOSIS IN MRI CSF STUDIES

Aim: CSF flow analysis method helps diagnosis in evaluating many diseases affecting the central nervous system. This method, which is frequently used in phase contrast cine MRI technique, can give incomplete or erroneous results due to technical inadequacy or lack of experience. In this study, we evaluated the relationship between T2A 3D-SPACE sequence and phase contrast cine MRI images by classifying the signal void at the 4th ventricle. We aimed to show that there is a qualitative relationship between the quantitatively calculated CSF flow rate and CSF flow volume.

Material and Methods: Between 2018-2020, upon the request of Düzce University Hospital clinicians, all CSF flow MRI examinations were evaluated with the 3 Tesla MRI device in our department. The T2A 3D-SPACE sequence was included in all exams. In the T2A 3D-SPACE sequence, the amount of signal void secondary to the CSF flow in the 4th ventricle was classified into 4 grades. Grade 0; No signal void in aqueductus silvii and 4th ventricle. Grade 1; thin signal void in distal of aqueductus silvii and proximal 4th ventricle. Grade 2; Linear signal void in the anterior of the 4. ventricle extending distal to the ventricle but not filling the median dorsal recess. Grade 3; The signal void filling the 4. ventricle.

Results: There was a statistically significant difference was found in different grades and peak velocity averages.

There was a statistically significant difference was found in different grades and flow volume averages.

It was seen that the mean the size of the area measured in the 4th ventricle in the patient group defined as Grade 0 was significantly different than the other grades ($p < 0.001$).

It was observed that the mean ages of the patients with different grades were similar ($p = 0.144$).

In the correlation analysis; There was a positive and moderate significant correlation between and Flow, a positive moderate correlation between Grade and Flow, a positive and significant correlation between Grade and Peak, and a positive and significant correlation between Flow and Peak.

Conclusion: In the T2A 3D-SPACE sequence, it was found that the amount of signal void in the 4th ventricle was correlated with the peak systolic velocity and flow volume measured quantitatively in the CSF flow MRI, and it was concluded that it was helpful in diagnostic evaluation. Therefore, we think that T2A 3D-SPACE sequence should be added in CSF flow MRI examinations.

Key Words: T2A 3D-SPACE, Phase Contrast Cine MRI, CSF Flow MRI, Hydrocephalus, Normal Pressure Hydrocephalus, Peak Systolic Velocity, Flow Volume, Aqueductus Silvii

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) beyin anatomisi ve patolojilerini gösteren en duyarlı radyolojik görüntüleme yöntemlerinden biridir. Beyin parankiminin yanı sıra kafatası içerisindeki diğer çoğu anatomik yapıları da detaylı bir şekilde gösterebilir (1). Beyin omurilik sıvısı (BOS) ve akım yolları da MRG ile ayrıntılı bir şekilde görüntülenebilmektedir. MRG tekniğinin bir diğer avantajı iyonizan radyasyon içermemesi ve invaziv olmaması sebebiyle güvenli bir şekilde kullanılabilmesidir. Bir çok görüntüleme tekniğine sahip MRG, akımı gösterebilen ve kantitatif olarak akımın değerlendirilmesini sağlayan faz duyarlı yöntem olan Faz Kontrast Manyetik Rezonans Görüntüleme (FK-MRG) isimli yöntem ile BOS akımı hakkında ayrıntılı bilgilere ulaşılabilmektedir. Yavaş akımlara son derece hassas olan bu teknik ile subaraknoid mesafeler, ventriküler sistem, aquaduktus serebri ve spinal kanal BOS akımları değerlendirilebilir. Özellikle aquaduktus serebrinin çapının nispeten sabit olması sebebiyle bu alana yönelik yapılan çalışmalar zamanla önem kazanmıştır. Chiari malformasyonu, hidrosefali ve araknoid kistler FK-MRG tekniği ile ilk çalışılan patolojilerdir (1-4). İlerleyen dönemlerde hidrosefali ameliyatları sonrası, third ventrikülostomi genişliğinin değerlendirilmesi ve aquaduktoplastiden sonra BOS akımın değerlendirilmesi gibi özellikli alanlarda kullanıma girmiştir (2). FK-MRG incelemesinde; ölçüm yapılan alanın teknisyen tarafından belirlenmesi, hastanın kardiak siklusu ile ilişkili olması, parmak pletismograf gerektirmesi ve çekim sonrası hesaplamalar için özel yazılıma ihtiyaç duyulması günlük rutinde kullanılmasını zorlaştıran nedenlerdir. Bu etmenler bize MRG cihazı olan tüm merkezlerde kolaylıkla uygulanabilecek bir sekansın gerekliliğini düşündürmüştür.

Teknolojinin ilerlemesiyle MRG sekanslarında da yeni teknikler ortaya çıkmaktadır. Three-dimensional sampling perfection (3D-SPACE) sekansı (Siemens, Erlangen, Germany) artefaktlardan çok etkilenmeyen, ince kesitlerde yüksek rezolüsyonlu görüntüler elde edilebilen yeni sekanslardan biridir. T2 ağırlıklı (T2A), varyant flip angle mode (VFAM) ile alınan 3D-SPACE sekansı harekete hassas bir sekanstır. Bu özellik BOS akımına bağlı oluşan sinyal kaybı ile akım şiddeti hakkında bilgi edinilmesini sağlamaktadır (5).

Biz bu çalışmada T2A 3D-SPACE sekansında 4. ventrikülde ortaya çıkan sinyal kaybı miktarını, FK-MRG ile yapılan BOS akım analizinde ölçülen değerler ile karşılaştırıp, oluşturduğumuz sınıflama ile T2A 3D-SPACE sekansında BOS akım hızı ve akım volümü arasındaki korelasyonu araştırdık.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Beyin Omurilik Sıvısı Fizyolojisi

BOS, 3. ve 4. ventriküllerin tavanı ve lateral ventrikül medial duvarında yer alan, pleksus koroideus denilen yapının sekresyonu, kapillerden salgılanan sıvı ve hücrelerin metabolik süreci sonucunda ortaya çıkan interstiyel sıvı tarafından oluşturulmaktadır (6,7). Renksiz ve berrak bir sıvı olan BOS, merkezi sinir sistemi ve onu kuşatan kemik yapı arasında, travmaya karşı koruyucu bir bariyer görevi görür. BOS'da içerik olarak kanda var olan glukozun yarısı kadar glukoz, eser miktarda protein ve inorganik tuzlar mevcuttur. Ayrıca 1 mm³ BOS içerisinde 0-3 arasında lenfosit bulunabilir (8,9). Normal bir erişkinde yaklaşık 150 ml BOS bulunur. Bunun 25 ml'si ventriküller içerisinde, 50 ml'si bazal sisternler ve kortikal sulkuslar içerisinde ve 75 ml'si spinal kord etrafındadır. Normal bir erişkinde dakikada yaklaşık 0,3-0,4 ml BOS salgılanır ve günlük BOS üretiminin 500 ml ile sabit olduğu düşünülmektedir (6,10). Ancak bazı çalışmalarda BOS üretiminin sirkadyen ritm ile saat 02.00'da maksimum, saat 18.00'da ise minimum düzeyde olduğu ve günde yaklaşık 650 ml BOS salındığı belirtilmektedir (11). Lateral ventriküllerde üretilen BOS, foramen Monro'lar ile 3. ventriküle, 3. ventrikülden de aquaduktus serebri aracılığıyla 4. ventriküle, buradan da foramen Magendi ve foramen Luschka'lar ile bazal sisternalara ve servikal subaraknoid boşluğa geçer.

BOS'un büyük bir kısmı, lateral ventriküllerin atrialarının ependimal yüzleri boyunca, 3. ventrikül tavanında ve 4. ventrikül inferior-posterior duvarında yerleşen pleksus koroideus tarafından üretilmektedir (Resim 2.1) (10). BOS basıncında var olan artış ve ileri yaş BOS regülasyonunu etkileyebilir (12). Bazı çalışmalarda yaşlanmayla birlikte BOS üretiminin yaklaşık %50 oranında azaldığı belirtilmiştir (13).

BOS araknoid granülasyonlar ile birlikte, merkezi sinir sisteminin kapiller yatağından emilmektedir (14). Eski çalışmalarda BOS'un yalnızca araknoid granülasyonlardan emildiği gösterilsede, fetal dönemde araknoid granülasyonların gösterilmemesi (15), araknoid granülasyonlarda mekanik valf sisteminin izlenmemesi (16) ve lomber subaraknoid boşluğa uygulanan radyoaktif albuminin

birkaç dakika içerisinde kanda saptanması sebebiyle BOS emiliminin yalnızca araknoid granülasyonlar ile gerçekleştiği açıklanamaz (17).

BOS'un ventrikül ve sisternalardaki hareketi 1960'lı yıllarda "bulk flow" isimli bir hipotez ile açıklanmaya çalışılmıştır. Bu hipoteze göre plexus koroideus'ta üretilen BOS, araknoid granülasyonlar tarafından emilmekteydi. Bu üretim ve emilim işleminde, üretimde ortaya çıkan basıncın daha fazla olması sebebiyle BOS hareketinin oluştuğu düşünülmekteydi. Fakat teknolojinin ilerlemesi sonucu ortaya çıkan akıma hassas MRG sekansları ile BOS akımının pulsatil bir şekilde olduğu, sistol esnasında kraniokaudal yönde, diastol esnasında kaudokranial yönde hareket ettiği gösterilmiştir (17).

Yakın zamanda BOS emiliminin sadece araknoid granülasyonlar tarafından olmadığı düşünülmüştür. Örneğin akuduktus obstrüksiyonlarında dördüncü ventrikülde, kranial ve spinal subaraknoid alanda BOS dolanımının olduğu belirtilmiştir. Bulat-Klarica-Oreskovic hipotezine göre beyin kapilleri koroid pleksus yüzeyinden yaklaşık 5000 kat daha geniş kontrakt yüzeyi oluşturur. İnterstisyel alanda kandan su filtrasyonu, yüksek kapiller basınca bağlı olarak arteriyel kapillerin duvarlarından gerçekleşir. Suyun absorpsiyonu ise beyinin tamamında venöz kapillerlerdeki ve poskapiller venüllerdeki düşük hidrostatik basınca bağlı gerçekleşir. Su mikro kanallarla aracılığıyla interstisyel sıvı, BOS ve plazma içerisinde sürekli yer değiştirir. BOS'un beyin parankimine geçişinde yol oynayan en önemli yapı aquaporin-4'tür. Aquaporin-4 perivasküler alan ile interstisyel kompartman arasındaki su akımını kolaylaştırır. Bu mekanizmada perivasküler alan, astrositik ayaklar ve aquaporinler kilit anatomik komponenti oluşturur ve ismine "Glinfatik sistem" denilmektedir. Bu sistemin sağlıklı beyindeki sıvı hareketinin çoğundan sorumlu olduğu düşünülmektedir (18).

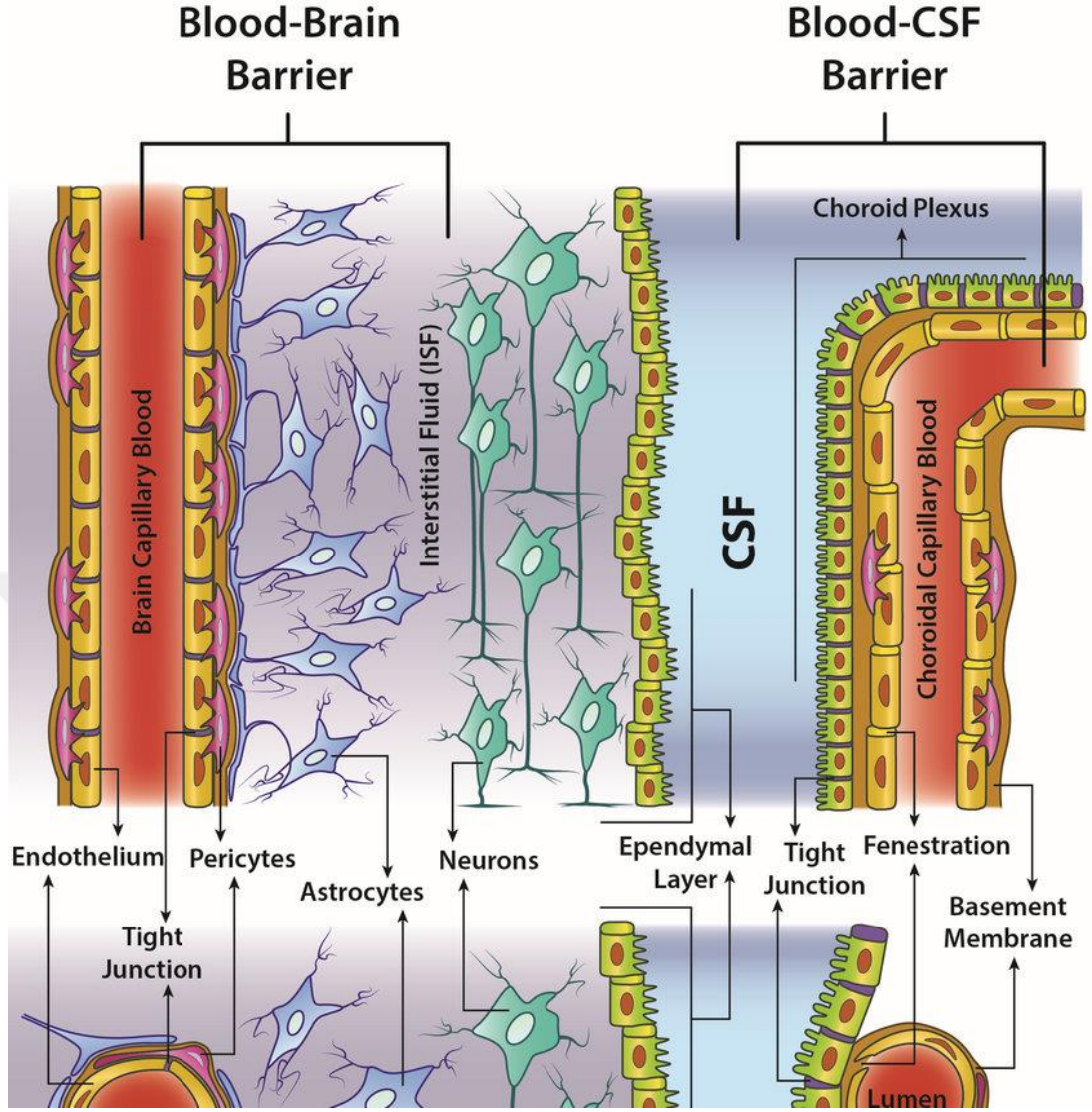
Beyin BOS içerisinde bulunduğundan dolayı ağırlığı %97 oranında azalmaktadır. Bu etki beyni mekanik travmalardan korumaktadır. BOS elektrolitlerin, mikrobisleyicilerin ve moleküllerin merkezi sinir sistemini oluşturan beyin ve spinal korda taşınmasında görev alır (13, 17). Ayrıca BOS ekstraselüler ortamda iyon değişiminde ve beyin volümü regülasyonu için osmolit kaynağı olma görevini üstlenmektedir.

2.2.Kan Beyin Bariyeri

BOS ile kan arasında pleksus koroideus yüzeyinde var olan epitel hücrelerinin arasındaki zonula occludens bağlantı tipi, vasküler endotel ve bazal membran kan-beyin ve kan-BOS bariyerlerini oluşturur (19). Büyük moleküle sahip maddeler bu bariyerleri aşarak BOS'a geçemezler. Kan-beyin bariyeri geçirgenliği lipofilite ile doğru, molekül büyüklüğüyle ters orantılıdır. Enfektif patolojilerde, radyoterapi tedavisi sonrasında, yüksek oranlı alkol çözeltisi uygulaması, sitotoksik ilaçlar, hipertonic sıvı enjeksiyonları gibi etkenler kan-beyin bariyerinde gevşemeye neden olur ve kapiller permeabilityyi artırır. Kortikosteroidler ise artan geçirgenliği azaltır. Kan-beyin bariyeri tüm yenidoğanlarda bulunur. Fakat geçirgenliği yetişkinlerden daha fazla olmaktadır. Prematür bebeklerde ortaya çıkan kernikterus tablosunun SSS dokularına giren bilirubinin bu şekilde transferiyle ortaya çıktığı bilinmektedir. Beyinde bazı anatomik lokalizasyonlarda kan-beyin bariyeri bulunmamaktadır (20). Bunlar; glandula pinealis, organum subfornicale, organum subcommissurale, organum vasculosum linea terminalis, nörohipofiz, area postrema ve eminentia mediana'dır. Area postrema 4. ventrikülün, diğer yapılar 3. ventrikülün çevresinde yer aldığından dolayı bunlara sirküventriküler organlar da denir.

2.3. Kan BOS Bariyeri

Kan-BOS bariyeri, kan-beyin bariyeri gibi, yağda çözülen maddeler, gazlar ve suyun geçişine izin verir. Kan beyin bariyeri ile birlikte, kan-BOS bariyeri yarı geçirgen olmasıyla SSS organlarını egzogen materyallerden ve toksik ilaçlardan korur. Fakat besinlerin ve gazların sinir dokusuna transferine izin verir.



Resim 2.1. Kan-beyin bariyeri ve kan-BOS bariyeri (21)

2.4. Beyin Ventrikülleri Embriyolojisi

Sinir sistemi elemanları ektoderm tabakasından köken alır. Embriyonik hayatın 21. gününden itibaren notakord plağının dorsal kesimindeki ektoderm nöral plağı (lamina neuralis) oluşturur. Nöral plağın kenarları sıkılaşıp nöral krest oluşturur. Nöral krestlerin arasında kalan boşluğa ise nöral oluk denir (22). Daha sonra nöral krestler birbirine yaklaşarak orta hatta kaynaşırlar. Bu kaynaşma ileride boynun meydana geleceği dördüncü somit alanından başlayıp, sefalik ve kaudal yönde sürer ve nöral tüpü oluşturur. Kranial ve kaudal uç kesimlerde, kaynaşma santrale göre daha geç olduğundan, kranial ve kaudal nöroporlar aracılığıyla nöral

tüp ve amniyon boşluğu arasında geçici bir bağlantı kurulur. Kaudal nöropor 27. günde, kranial nöropor 25. günde kapanır (22).

Nöral tüp SSS'ni oluşturan beyin ve medulla spinalise farklılaşır. Nöral krest ise otonom sinir sistemi ve periferik sinir sistemi ile birlikte, kranial, spinal ve otonomik ganglionları meydana getiren hücrelerin çoğunu oluşturur.

Nöral tüpün sefalik uç kesiminde primer beyin vezikülleri ismi verilen üç dilatasyon oluşur. 1-Prosensefalon (önbeyin), 2-Mezensefalon (orta beyin), 3-Rombensefalon (arka beyin). Ardından 5. haftada prosensefalon; telensefalon ve diensefalon olarak iki parçadır. Rombensefalon, metensefalon ve myelensefalon olarak iki parçadır. Mezensefalon ise tek parça olarak kalır. Spinal kordun merkezindeki santral kanal beyin veziküllerinin lümenleri ile ilişkilidir. Diensefalonun boşluğu 3. ventrikül, rombensefalonun boşluğu 4. ventrikül, hemisferler içerisindeki boşluklar ise lateral ventriküller olarak isimlendirilir. Dördüncü ve üçüncü ventrikül mezensefalonun lümeniyle birbirine bağlıdır. Bu lümen ilerleyen zamanda daralır ve akuaduktus serebri ismini alır. Lateral ventriküller ise interventriküler foramen (Monro) ile üçüncü ventriküle açılır.

Dördüncü ventrikülün endimal tavanının dışı pia mater tarafından sarılıdır. Bu vasküler zar, endimal tavanla birlikte, tela koroideaı meydana getirir. Daha sonra pia materin proliferasyonu sonucu, tela koroidea dördüncü ventrikül içerisine invajine olur ve plexus koroidea faklılaşır. Aynı şekilde plexus koroideuslar üçüncü ve lateral ventriküllerin medial duvarında da gelişirler. Dördüncü ventrikülün tavanı üç yerde evajine olur. Bu çıkıntılar apertura laterale ve apertura mediana olarak isimlendirilen açıklıkları oluşturmak amacıyla yırtılırlar. Bunlar, BOS'un dördüncü ventrikülden subaraknoid boşluğa geçmesini sağlar (22).

2.5. Beyin Ventrikülleri Anatomisi

2.5.1. Lateral ventriküller

Yaklaşık 7-10 cc hacime sahip olan lateral ventriküller her iki hemisferin içinde bulunur. Lateral ventriküller santralde septum pellucidum isimli bir duvar ile birbirinden ayrılır. Lateral ventriküllerin iç yüzeyi endim hücreleriyle döşelidir. Interventriküler foramen (Monro) lateral ventriküller ve 3. ventrikül arasında bağlantı oluşturur. Lateral ventriküller anterior horn, antrum, posterior horn ve temporal horn olmak üzere dört kısımdan oluşur (23).

Üçüncü ventrikülde var olan koroid pleksus interventriküler foramenlerden geçerek, lateral ventriküllerin temporal kornu ve antrumuna ilerler. Koroid pleksuslar ependim hücrelerinden ve iki tabaka pia materden meydana gelir. Anterior ve posterior kornlarda koroid pleksus bulunmaz (24).

2.5.2. Üçüncü Ventrikül

Ön beyin kesesinden köken alan 3. ventrikül, ventriküler yapıların diensefalonda bulunan bölümüdür. Her iki talamus ve hipotalamus arasında bulunan yarık şeklinde bir boşluktur. Ön kısımda bulunan iki adet interventriküler foramen aracılığıyla lateral ventriküllere, arka kısımda akuaduktus serebri ile 4. ventriküle bağlanır. Alt, üst, ön, arka ve dış (sol ve sağ) olarak 6 duvara sahiptir (23).

Ön duvarda commissura anterior ve lamina terminalis vardır. Arka duvarda akuaduktus serebri, üzerinde komissura posterior, trionum habenula ve resesus pinealis bulunur. Yan duvarda ise aşağıda hipotalamus ve yukarıda talamus vardır.

Üst duvarda ventrikülü döşeyen ependim hücrelerinin oluşturduğu ince tabaka, bu tabakanın da üzerinde tela koroidea ventriküli tertii isimli pia materden oluşan bir tabaka mevcuttur. Tela koroidea vasküler yapılardan zengindir ve üst duvarın santralinden ependim hücrelerinin oluşturduğu tabakayı ventrikül boşluğuna iterek pleksus koroideus ventriküli tertiiyi oluşturur. Üst duvarın üzerinde ise korpus kallozum ve forniks bulunur.

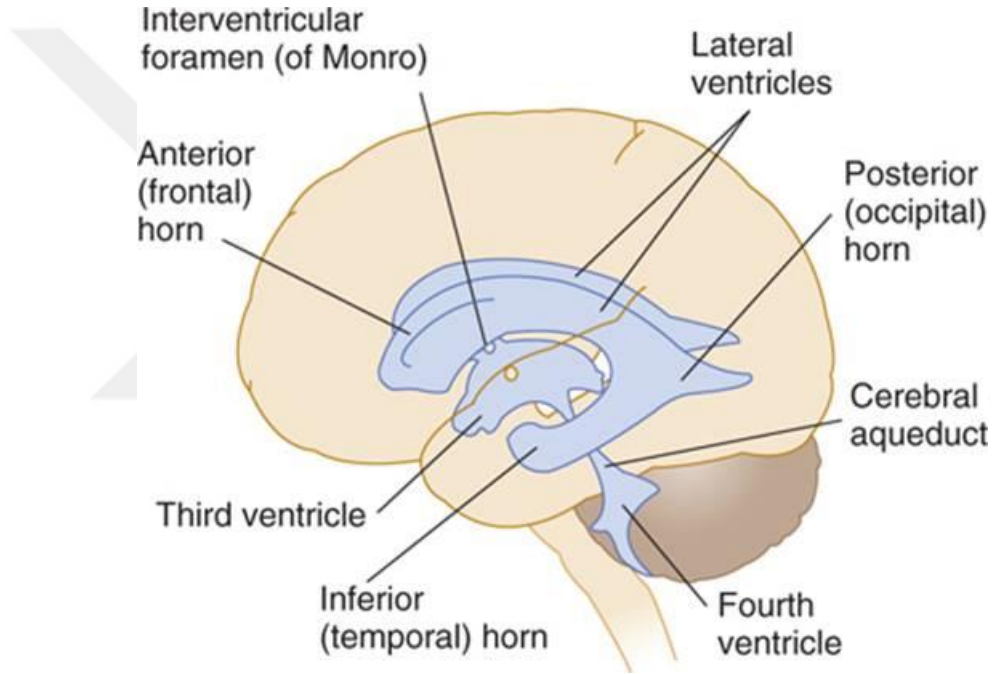
Alt duvarda infundibulum, optik kiazma, tuber cinereum ve korpus mamillalar vardır.

Üçüncü ventrikül birkaç adet çıkmaz oluşturur ki bunlar; linea terminalis ve optik kiazma arasında bulunan optik reses, hipofiz bezinin sapına uzanan çıkmaza infundibular reses, pineal bez korpusuna giren pineal reses ve komissura habenulorumun üstünde bulunan çıkmaz suprapineal resesdir. Komissura posteriorun üstünde kolumna fonislerin arasındaki alana triangular reses denir.

2.5.3. Dördüncü Ventrikül

Serebellum, bulbus ve pons arasında kalan piramit şekilli bir boşluktur. Tabanını alt kesimde bulbusun üst yarısı ve yukarıda ponsun arka yüzü oluşturur. Tavanı serebellumun ön yüzündeki tegmen ventriküli quarti yapar. 4. ventrikülün iç

kesimi ependim hücreleri tarafından kaplanmış olup, akuaduktus serebri ile 3. ventriküle açılır. Aşağıda medulla oblongata ve daha aşağıda medulla spinalisdeki santral kanal ile devam eder. 4. ventrikülün iç lateral duvarını aşağıda inferior serebellar pedinküller, yukarıda ise süperior serebellar pedinküller oluşturur. 4. ventrikülün orta kesim posteriorunda kalan alana median dorsal reses denir. 4. ventrikülün arka duvarında üç adet geçit bulunur. Apertura lateralis (Luschka), lateral resesin dar olan uç kesimlerinde bulunur. Apertura mediana (Magendi) isimli geçit tektir ve inferior medullar velumun orta-alt kesiminde obex'e yakın konumdadır (23). Bu geçitler subaraknoid boşluk ile 4. ventrikülü bağlar.



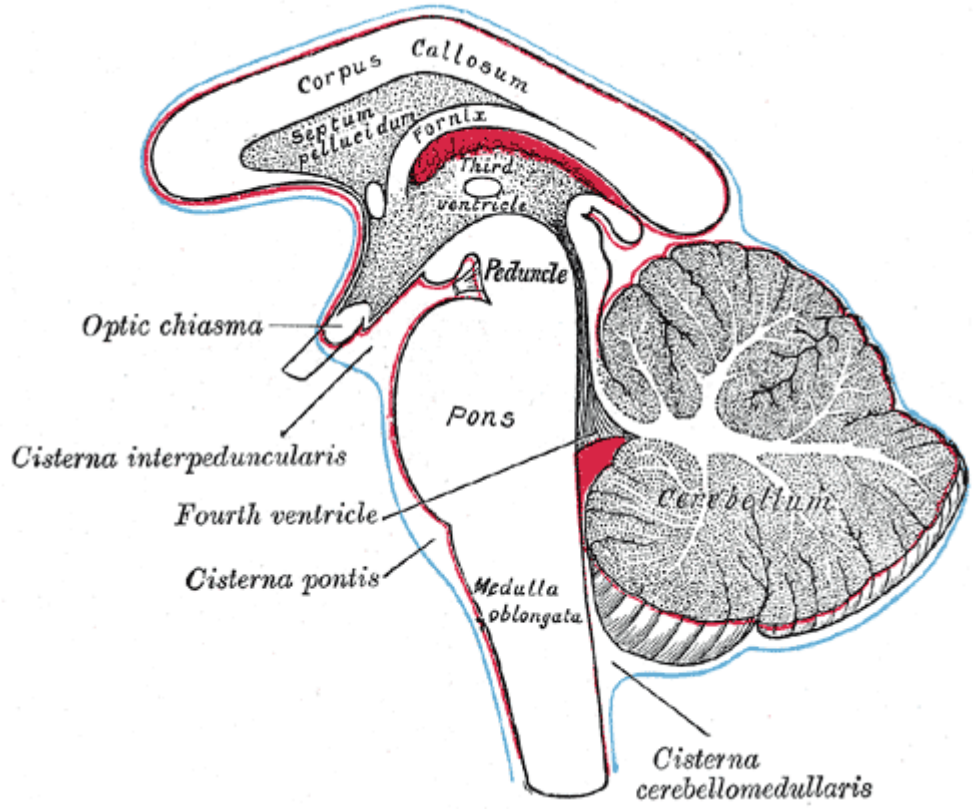
Resim 2.2. Ventriküler sistem anatomisi (25)

2.6. Subaraknoid Boşluk

Beyin ve medulla spinalis çevresinde, araknoid mater ve pia mater arasında bulunan bu boşluk, birbirinin devamı şeklindedir. Beyin çevresinde, girusların üst kesiminde subaraknoid boşluk çok dardır. Yarık ve olukların üzerinden köprü gibi geçen subaraknoid boşluk aralıkları şeklindedir. Beynin alt kısmında araknoid mater

daha kalındır ve beyin bölümleriyle arasında subaraknoid sistem denilen büyük aralıklar mevcuttur (Resim 2.3) (26). Bunların en önemlileri;

1. *Posterior serebellomedüller sistem (magna)*: 4. ventrikülün tabanı ve serebellumun alt yüzü arasındadır. BOS median apertura ile bu sistere girer ve aşağıda spinal subaraknoid boşlukla devamlılık gösterir. Bu sisternin lateral devamında lateral serebellomedullar sistem mevcuttur.
2. *Lateral serebral fossa sistem*: Lateral sulkusun başlangıcı ile kranial araknoid mater arasındadır. İçerisinde medial serebral arter bulunur.
3. *Kiazmatik sistem*: Optik kiazmanın etrafındadır. Aşağıda interpedinküler sistem ile devam eder.
4. *İnterpedinküler sistem*: Serebral pedinküller arasındadır. Bu sisterna Wills poligonunu içerisinde barındırır.
5. *Pontoserebellar sistem*: Ponsun ön kesimi ile serebellum ve pons arasında yer alır. İçerisinde baziler arter bulunur. Aşağıda medulla spinalis çevresindeki subaraknoid boşluk ile devamlılık göstermektedir. Ön ve yukarı kesimde ise interpedinküler sisterna ile bağlanır.
6. *Ambient sistem*: Korpus kallozum splenium, tektum mezensefali ve serebellumun ön kesimi arasında bulunur.
7. *Perikallozal sistem*: Kiazmatik sistem üst önde terminal lamina sistem, korpus kallozumun dış yüzeyinde ise perikallozal sistem olarak devam eder.
8. *Lumbal sistem*: L1-L2 intervertebral disk seviyesi ile S2 vertebra arasında da bulunur. Kauda equina, filum terminale ve BOS'u içermektedir (26).

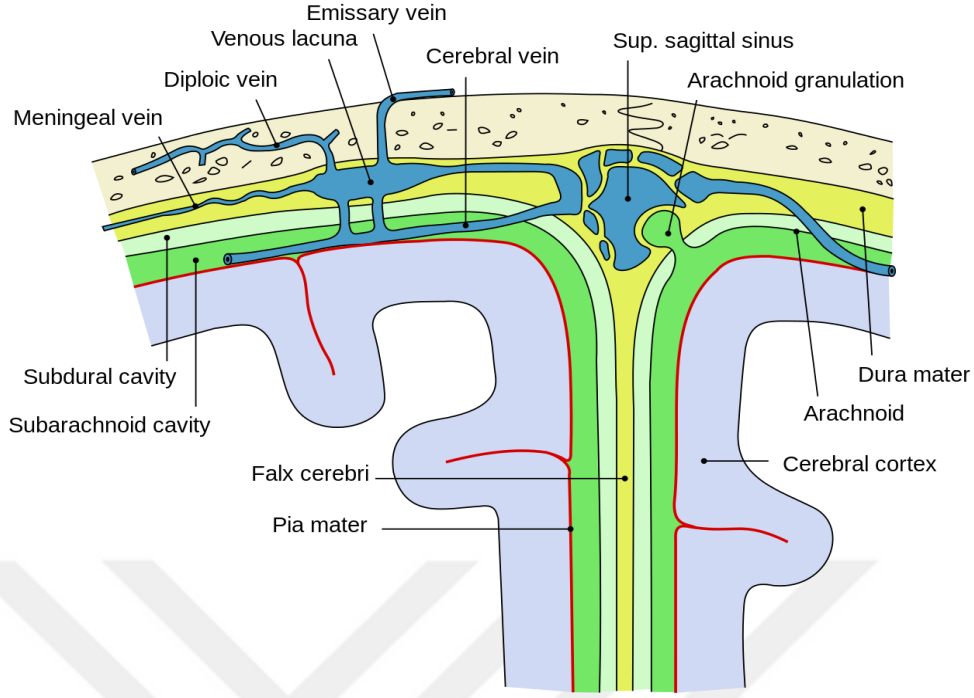


Resim 2.3. Subaraknoid sisterna anatomisi (27).

2.7. Araknoid Granülasyonlar (Pacchioni korpüskülleri)

Kranial araknoidler, damar açıklığının içersine araknoid villuslar denilen uzantılar gönderirler. Bu uzantılar da damar açıklığının içersinde küme oluşturarak karnabahar şeklindeki araknoid granülasyonları meydana getirirler (Resim 2.4). Araknoid granülasyonlar üç çifttir. Süperior sagital sinüsün her iki tarafında önden arkaya doğru yer almaktadır. Frontal kemiğe yakın olanı küçük, oksipital kemiğe yakın olanı orta, parietel kemiğe yakın olanı ise büyük boydadır (28).

Bebeklerde araknoid granülasyonlar görülmez. 3 yaşından önce çok nadiren görülürken, genellikle görülmeye başladığı yaş 7'dir. Bu oluşumlar gelişirken kafa kemiklerinin iç katmanında içinde oturdukları granular foveola ismi verilen çukurları oluşturur. Araknoid granülasyonların iç yüzü araknoid mater ve sinüs venozus endoteli tarafından döşelidir. BOS, bu membran ile emilerek venöz dolaşıma geçiş yapar (15).



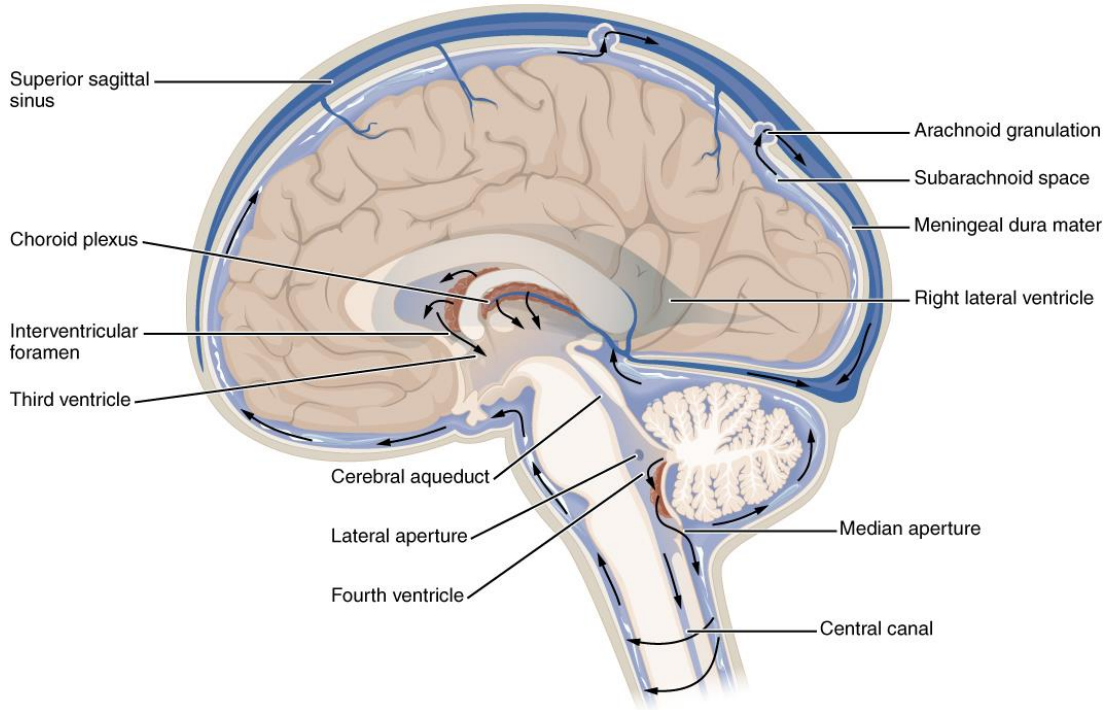
Resim 2.4. Araknoid granülasyon anatomisi (29).

2.8. BOS Akım Hidrodinamiği

Monro-Kelly yasasının belirttiği üzere, intrakranial dört bileşenin (BOS, beyin, venöz ve arteriel kan) hacimlerinin toplamı sabittir. Bileşenlerden birinin hacminin artması diğer bileşenlerde hacmin azalmasına sebep olur (30). Sistol esnasında intrakranial arterlerin genişlemesi ile venöz kan dural venöz sinüslere, BOS ise foramen magnumdan spinal kanala doğru geçiş gösterir (Resim 2.5). Erken sistolik fazda, arteriel yapıların sebep olduğu sistolik genişleme, köprü venlerinde bir basıya sebep olur ve sinüslerde sistolik akım oluşturur. Bası sonrası venöz çıkımlardan meydana gelen venöz geri basınç kapillerlerin venöz kısmında genişlemeye sebep olur. Eş zamanlı olarak arteriel atım dalgası kapiller yapıların arteriel kısmını açar. Beyin kapillerleri bu şekilde açık tutulur ve toplam serebral vasküler direnç düşük tutulmuş olur. Ek olarak koplilyant spinal dural boşluktan geri yansıyan basınç da venöz çıkımlara bası oluşturarak diastol esnasında da kapillerin açık kalmasına neden olur. Bu durumda kapillerler tüm kardiak siklus boyunca açık kalmış olur. Mid-sistolik fazda azalmış arteriel atım basıncı beyin kapillerlerine doğru iletilir ve sonucunda ventriküllere doğru beyin ekspansiyonu ventriküllerde basınca neden olur ve intraventriküler atım basıncı artar (31). Ventriküler sıvı

sıkıştırılmaz özelliğe olduğu için, beyin parankiminin oluşturduğu basıya denk karşılık verilerek parankimal basıya neden olur. Transmantle basınç stresi her sistol esnasında beyin ventriküllerine karşı oluşturduğu kompresyon olarak açıklanabilir (17).

Arterler kompilyans göstererek elastik bir davranış sergiler. Sistolik atım dalgası ile dilate olan arteriel duvar, atım dalgasındaki hidrolik enerjinin bir bölümünü absorbe eder. Bu enerji ardından diastolde tekrar geri salınarak kapiller akımın sabit olması sağlanır. Bu olay “Windkessel mekanizması” olarak bilinmektedir. Bu mekanizma sayesinde arteriel akım pulsatil akıma dönüşmektedir. Arteriel yapıların genişlemesine izin veren intrakranial kompliyans, bu mekanizma için vazgeçilmez bir durumdur (32).



Resim 2.5. BOS akım yolu ve yönleri (33).

2.9. Manyetik Rezonans Görüntüleme

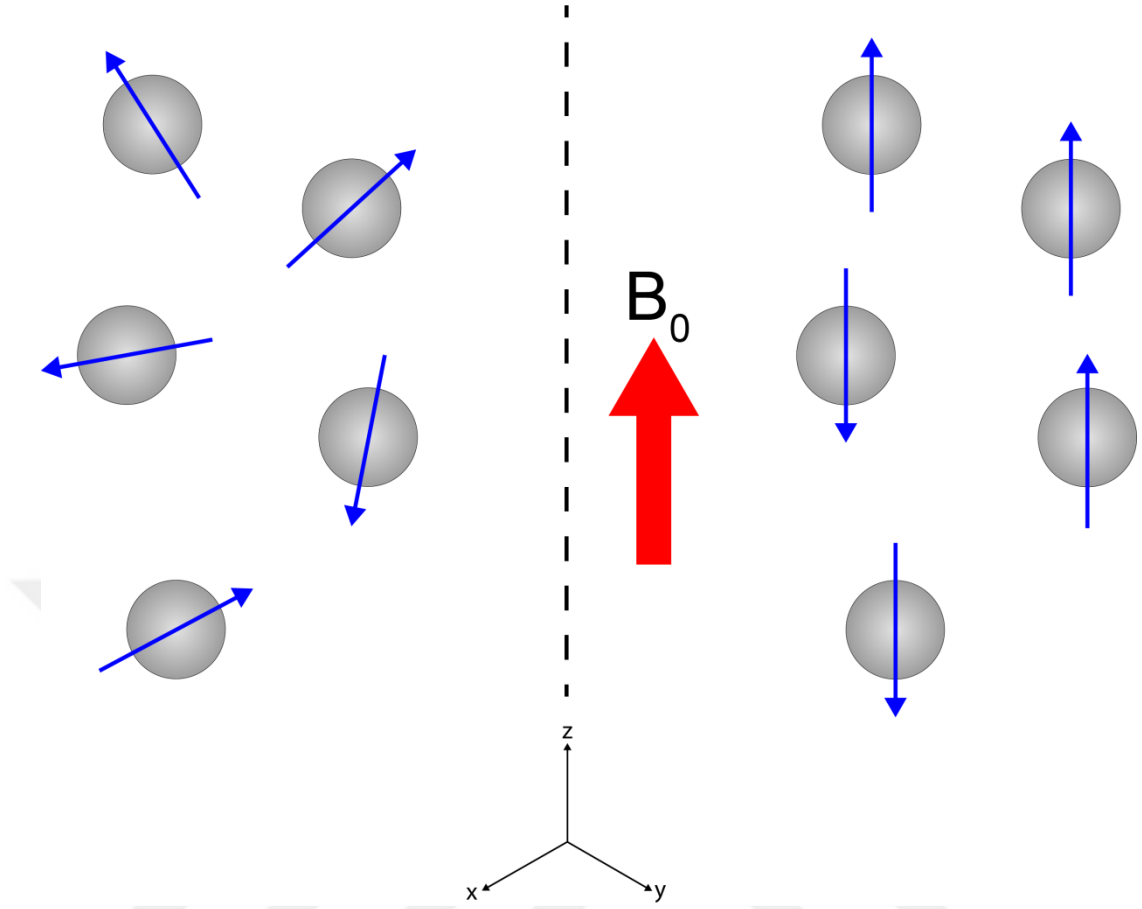
2.9.1. Temel Fizik Prensipleri

Manyetik rezonans görüntüleme yöntemi, vücudu manyetik alana maruz bırakarak radyofrekans (RF) dalgaları ile oluşan sinyallerin toplamının görüntüye çevrilmesini temel alır.

Atomun çekirdeğinin merkezini nükleon adı verilen nötron ve protonlar oluşturur. Nötron ve protonlar kendi eksenlerinde spin hareketi yaparlar. Bu hareket sayesinde nükleonların çevresinde manyetik bir alan oluşur ve bu alan nükleonları manyetik alana duyarlı kılar. Bu durum sonucu çekirdeğinde yalnızca tek sayıda nükleon bulunan atomlarda manyetik dipol (doğal manyetizasyon) bulunmaktadır (34).

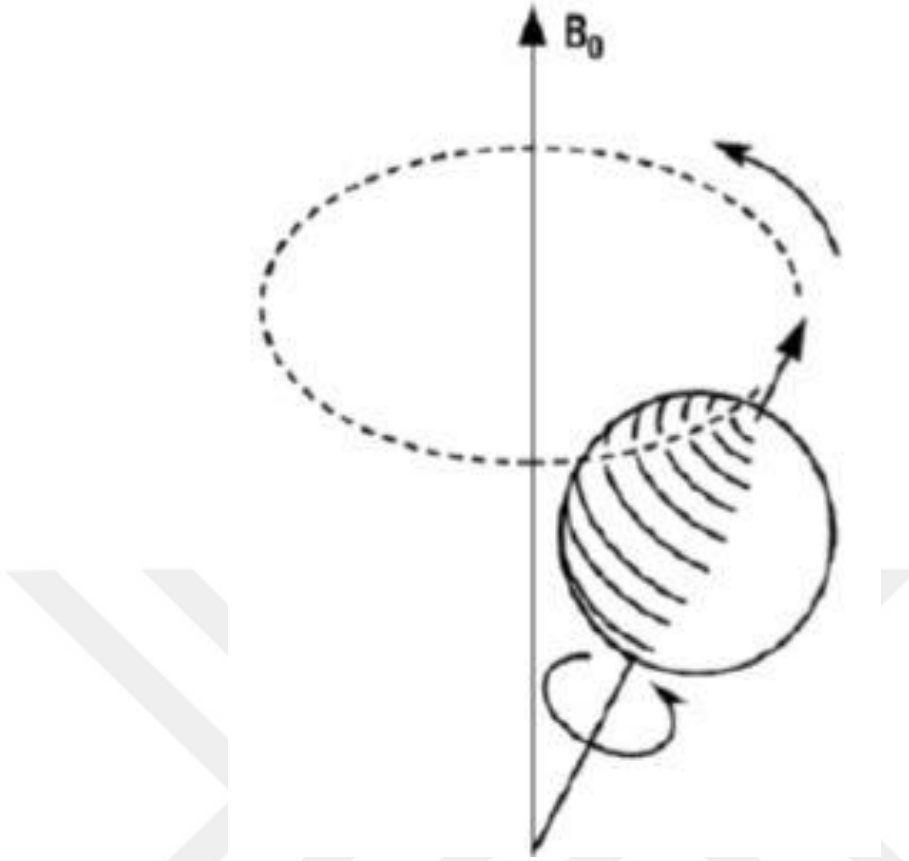
Vücutta su ve yağ moleküllerinde bol miktarda bulunan hidrojen atomu, manyetik alan oluşturabilmesi manyetik rezonans görüntüleme yönteminde kullanılır (35).

Doku içerisindeki hidrojen dipolleri, gelişigüzel dizilimdedir ve oluşan net manyetizasyon sıfırdır. Manyetik alan içerisine konulan dokuda protonlar manyetik alan yönünde paralel ve antiparalel yönde dizilim gösterirler (Resim 2.6). Paralel yönde dizilim, antiparalel dizilime göre daha az enerji gerektirdiğinden atomların milyonda biri kadarı paralel yönde daha fazla olmak üzere dizilim gösterirler. Bu küçük fark sayesinde net longitudinal manyetizasyon adı verilen bir manyetik kuvvet olur (36).



Resim 2.6. Solda hidrojen atomlarının doğal dizilimi ve birbirini sıfırlayan dağınık yerleşimli manyetik alan vektörleri. Sağda B_0 yönünde uygulanan manyetik alan içerisinde hidrojen atomlarının paralel ve anti-paralel dizilimi (37).

Manyetik alanın protonlara ikinci etkisi, protonların kendi ve B_0 manyetik alan etrafında dönüşünü sağlamasıdır. Bu harekete presesyon (salınım) denir. Presesyon temel olarak, protonların B_0 manyetik alanı etrafındaki dönüş hareketidir (Resim 2.7). Presesyon hızı ile manyetik alan şiddeti doğru orantılıdır (37).



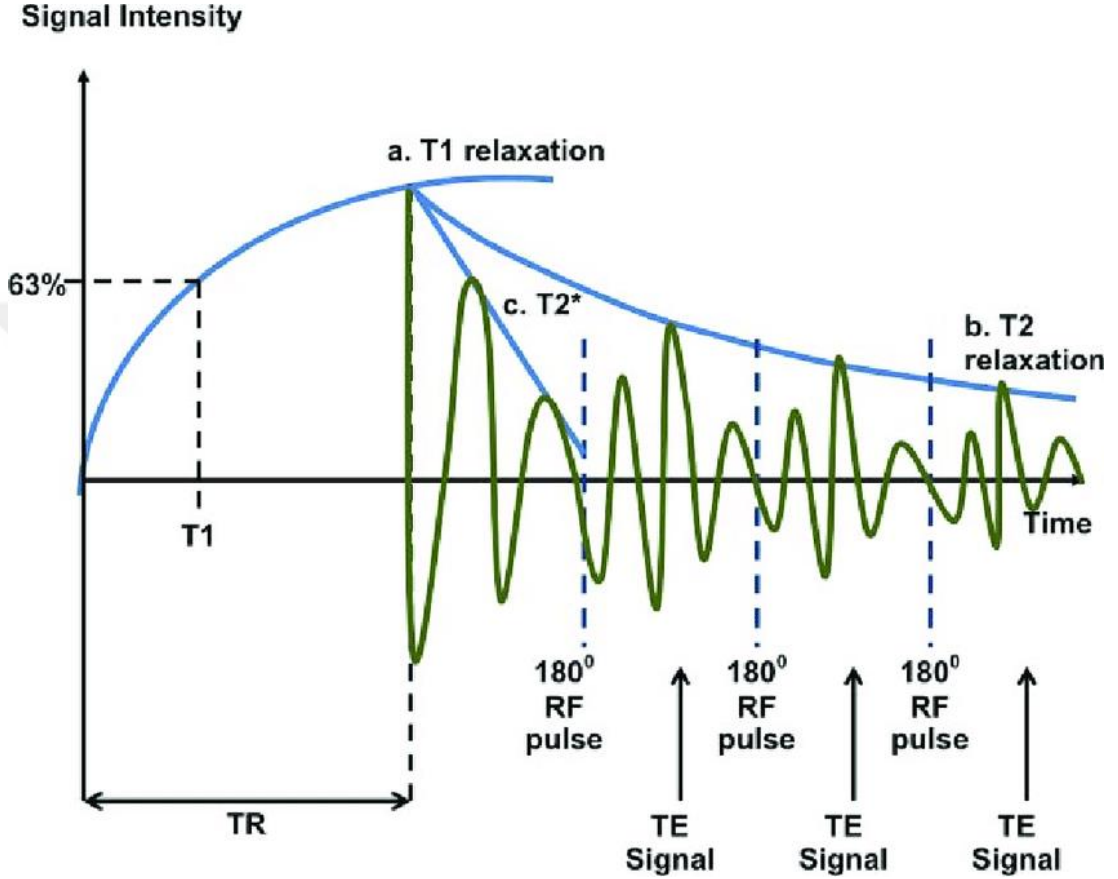
Resim 2.7. Manyetik alan içerisinde hidrojen atomunun presesyon hareketi (38).

Protonlar manyetik alanda iken uyarılmamıştır ve sinyalsizdirler. Protonlara 90 derecelik RF pulsu uygulanmasından sonra düşük enerjili protonlar yüksek enerjili forma geçer. Protonların RF pulsu ile uyarılmasına ‘rezonans’ adı verilir. 90 derece RF pulsu uygulandıktan sonra protonlar manyetik alan dik konumlanır ve bu duruma transvers manyetizasyon denir. RF pulsu kesildikten sonra protonlar eski durumlarına geri dönerler. Transvers manyetizasyon azalırken, longitudinal manyetizasyon artmaya başlar. Bu olaya ‘free induction decay (FID)’ denir (39). Bu esnada düşük enerjili konuma geçen protonlar radyofrekans dalgası yayar ve bunlardan toplanan sinyallerden bilgisayarlar ile görüntü elde edilir.

2.9.2. Relaksasyon

RF pulsu kesilmesinin ardından, protonların baştaki düşük enerjili konumuna geri dönmesine relaksasyon ismi verilir. İki çeşit relaksasyon vardır (Resim 2.8).

1. T1 Relaksasyon (spin-çevre etkileşimi): RF pulsu sayesinde protonların aldığı enerji çevreye aktarılmaktadır
2. T2 Relaksasyon (spin-spin etkileşimi): Protonlar birbirleri arasında enerji miktarını değiştirirler



Resim 2.8. T1 ve T2 relaksasyonu (40).

T1 zamanı; longitudinal manyetizasyonun %63'ünün tekrar geri kazanılması için geçen zamana denir. Farklı boyutta ve konsantrasyonda makromolekül içerdikleri için dokuların T1 zamanları farklıdır.

T2 zamanı; transvers manyetizasyonun %37'sinin kaybedilmesi için geçen zamana denir. T1 zamanı T2 zamanından çoğu dokuda daha uzundur.

2.9.3. Gradientler

Manyetik alan gücü, değiştirilerek istenilen bir kesitte transvers manyetizasyon ve manyetik alan oluşturulabilir. Bu yöntem ile yalnızca istenilen

alandan sinyal toplanabilir. Bu işlevi gerçekleştiren sarmallara manyetik alan gradiyenti denir. Gradyentler, magnet içinde x, y, z yönünde dizildiğinden dolayı MRG’de üç boyutta görüntü elde edilir (41).

2.9.4 MRG Cihazı

MRG cihazının temel parçaları, ana magnet, RF yayan ve saptayan sargılar, gradient sargılar ve bilgileri işleyen, görüntüleyenler ve depolayan bilgisayarlardır.

Ana magnet, dokuda manyetizasyon oluşturmak için gereken, uzaysal ve zamansal uniformitede, güçlü bir manyetik alan (B_0) oluşmasını sağlar.

2.9.5 MRG’de Görüntü Oluşumu

Manyetik rezonans görüntülemenin temelini, dokulardaki relaksasyon sürelerinin farklı olmasına dayanmaktadır.

2.9.5.1. Sinyal Toplama ve Koiller

Manyetik alan içindeki tüm dokuların relaksasyon süreleri birbirinden farklıdır. Görüntünün oluşabilmesi için relaksasyon süresinin farklılıklarının algılanması gerekmektedir. Bu farklılıkların algılanmasını sağlayan yapılara koil adı verilir.

2.9.5.2. Kesit Belirleme, Sinyal Kodlama ve Gradyentler

Dokudan ortaya çıkan sinyaller koiller tarafından toplanır ve bu sinyallerin dokunun hangi bölgesinden toplandığını belirlemek için gradientler kullanılır. MRG cihazı içinde x, y, z düzleminde istenilen kesite etki ettirilebilecek gradientler mevcuttur. Bu gradientler görüntü alınacak kesit dışındaki diğer protonlara manyetik alanın gücünden az veya çok manyetik alan uygular. Bununla kesit dışında kalan protonlar farklı manyetik alana maruz kalıp farklı frekansta salınım gösterirler ve gönderilen RF dalgalarından etkilenmezler.

Kesit belirlenmesinden sonra, ilgili kesitten gelen sinyaller ayrıştırılıp görüntüde doğru yerine konular. Ayrıştırma süreci faz kodlama ve frekans kodlama gradiyentleri ile gerçekleştirilir. Sinyallerin işlendiği bu matematiksel işleme “Fourier dönüşümü” denir (42).

2.9.5.3. K Alanı

Dokulardan toplanan sinyallerin Fourier dönüşümünün ardından uzaysal frekanslara göre kodlanıp yerleştirildiği bölgeye K alanı denir. K alanı içerisinde x ekseninde faz kodlama, y ekseninde frekans kodlama gradientlerinden toplanan sinyallerin frekansına göre konumları belirlenir. K alanının merkezinde kontrast rezolüsyondan sorumlu düşük frekanslı sinyaller, çevresinde ise geometrik rezolüsyondan sorumlu yüksek frekanslı sinyaller bulunur. K alanının tüm noktaları görüntüye etki etmektedir (42).

2.9.6 Faz Kodlama ve Frekans Kodlama Gradientleri

Frekans kodlama gradienti kesit belirleme gradiyentine ve kesite paralel yerleşimlidir. Sinyal toplanan kesitte, kesite paralel olan sinyalin hangi vokselde geldiğini belirler. Matriksin tam bir şekilde oluşturulması için sinyalin hangi sıradan geldiğini ise faz kodlama gradiyenti belirler. Faz kodlama gradiyenti frekans kodlama ve kesit belirleme gradiyentlerine diktir.

2.9.7. MRG'de Kullanılan Temel Sekanslar

2.9.7.1. Saturation Recovery, Partial Saturation

90 derece RF pulsu uygulandıktan sonra sinyaller toplanır. Görüntüler TR (time repetition) süresine göre T1 ağırlıklı veya proton dansite özelliğindedir. TR uzun tutulursa protonlarda saturasyon için gereken süre bulunmamasına bağlı olarak proton dansite ağırlıklı (saturation recovery), TR kısa tutulursa T1 ağırlıklı görüntüler (partial saturation) elde edilir.

2.9.7.2 Spin Eko (SE) Sekansı

MRG'de en sık kullanılan sekans tipidir. Dokuya gönderilen 90 derece RF pulsundan maksimum sinyal toplanıncaya kadar geçen süreye TE (time to echo), 90 derece RF pulsları arasındaki süreye ise TR (time repetition) denir. Spin eko sekansında 90 derece RF pulsu uygulanan dokuda transvers manyetizasyon oluşur. Ardından TE süresinin yarısı beklenip 180 derece RF pulsu uygulanır. TE süresi

kadar beklenilip ortaya çıkan eko sinyalleri toplanır. Bu işlem TR süresi kadar beklenilip tekrarlanır.

TE ve TR süreleri değiştirilerek proton, T1 ve T2 ağırlıklı görüntüler elde olunur. Görüntünün T1 ağırlığında olmasından TR süresi sorumludur. TR süresi düşük ise T1 relaksasyonu hızlı olan dokular maksimum longitudinal manyetizasyona erişeceği için T1 ağırlıklı görüntüler elde olunur. Uzun TR değerlerinde ise proton dansite ağırlıklı görüntüler elde olunur. Görüntünün T2 ağırlığında olmasından TE değeri sorumludur.

Kısa TE (<30 ms) ve kısa TR (<700 ms) süreleri kullanıldığı zaman görüntüler T1 ağırlıklı olur. T1 ağırlıklı görüntülerde su hipointens, yağ hiperintens özelliktedir.

Kısa TE (<30 ms) ve uzun TR (>2000 ms) kullanıldığı zaman görüntüler proton dansite ağırlıklı olur. Proton dansite görüntülerde su hipointens, yumuşak dokular nispeten hipointenstir.

Uzun TE (> 70-80 ms) ve uzun TR (>2000 ms) süreleri kullanıldığı zaman görüntüler T2 ağırlıklı olur. Su hiperintens olarak izlendiğinden dolayı birçok patoloji hiperintens olarak izlenir.

2.9.7.3. Inversion Recovery (IR) Sekansı

İncelenmek istenilen dokuya önce 180 derece RF pulsu uygulanır. RF pulsundan sonra longitudinal manyetizasyon tam ters yöne döner. Time inversion (TI) kadar geçen sürenin ardından 90 derece RF pulsu uygulanır. Baştaki 180 derece RF pulsunun ardından longitudinal manyetizasyon sıfırken, 90 derece RF pulsuna yakalandığı anda o dokunun T1 değerinin %69'una eşit olur ve o dokudan sinyal alınmaz. Bu sekansta ilgili dokunun T1 süresinin null point değeri seçilip o dokudan sinyal alımı engellenmiş olur.

T1 kısa tutulunca (<300 ms) yağdan gelen sinyaller baskılanarak STIR (short time inversion recovery), sekansı elde edilir. TI ve TR değerleri uzun tutularak sıvıların baskılandığı sekansa ise FLAIR (fluid attenuation inversion recovery) denir.

2.9.7.4 Gradiyen Eko (GE) Sekansı

İncelenmek istenilen dokuya önce 180 derece RF pulsu yerine, 90 derece flip angle (FA) RF pulsu yerine gradiyent çeviriciler ile elde olunan bir sekanstır. Flip angle ve maksimum eko sinyali arasında kalan süre TE, flip anglelar arası mesafe TR olarak adlandırılır. GE sekansında relaksasyon zamanı T2'de daha kısa olduğu için T2* olarak isimlendirilir.

FA; 45 derecenin üzerinde ve TE 30 ms'nin altında olursa T1 ağırlıklı, FA; 20 derecenin altında ve TE 60 ms'nin üstünde olursa T2 ağırlıklı görüntüler elde olunur. FA 20 derecenin altında ve TE süresi daha kısa tutulduğunda, proton dansite ağırlıklı görüntüler elde olunur.

2.9.8. Difüzyon Ağırlıklı Görüntüleme (DAG)

DAG sudaki protonların hareketini kullanarak dokular hakkında mikroskopik düzeyde bilgi verir. DAG çekim süresi kısa ve kontrastsız gerçekleştirilen bir sekanstır.

2.9.8.1. Temel Kavramlar

Difüzyon; su moleküllerindeki kinetik enerjiye bağlı ortaya çıkan rasgele hareketidir.

İzotropik difüzyon; Mikroyapıları gelişigüzel dizilmiş dokularda var olan, su moleküllerinin hareketine düzenli engeller göstermeyen, her yöne ve eşit olan difüzyona denir.

Anizotropik difüzyon: Mikroyapıları belli bir düzende yerleşmemiş dokulardaki difüzyona denir. Difüzyon heryere ve eşittir.

Difüzyon ölçümü: Standart spin eko sekansını difüzyon sekansına hassaslaştırmak için 180° RF dalgasından önce ve sonra güçlü gradientler kullanılmaktadır. Elde olunan sinyalin difüzyon ağırlığını, uygulama süresi ve uygulanan gradientin gücü belirler (b değeri) (43).

Difüzyon katsayısı: Su moleküllerinin hareketliliğinin ölçüsüdür. Hücre içi markomoleküller, organeller, membranlar, ısı ve viskozite gibi çevresel etmenler; hücre tipi, liflerin sıklığı, şekli, myelinizasyon derecesi de difüzyon katsayısını etkileyebilecek faktörlerdendir.

ADC – Apparent Diffusion Coefficient (Görünüşteki Difüzyon Katsayısı): Biyolojik dokuda difüzyon katsayısı yerine ADC kullanılır. Bunun nedeni in vivo ortamdaki sinyal kaybı, in vitro ortamdakinden farklı şekilde, yalnızca su moleküllerinin difüzyonuna değil, BOS akımı, damar içi akım ve kardiyak atımlar gibi faktörlere de bağlıdır (43).

2.9.8.2. Difüzyon MRG'nin Klinik Kullanımları

DAG, temel olarak serebral iskemik hastalıkların değerlendirilmesinde kullanılmaktadır. Ayrıca malign patolojiler, apse, demiyelinizan hastalıkların tanı ve takibinde de önemli bir sekanstır (43). Multiparametrik prostat MRG, karaciğer kitlelerinin ayırıcı tanısı, uterus ve over kitlelerinin malign potansiyelinin değerlendirilmesi, kolesteatoma ve avasküler nekroz gibi birçok alanda DAG kullanımını gün geçtikçe artmaktadır.

2.10. BOS Akımı Görüntülenmesi ve Faz Kontrast MRG

Manyetik Rezonans Anjiyografi (MRA) görüntülemenin temel amacı damar dışı anatomiyi değil, hareket eden yapıların gösterilmesidir. Hareket eden yapılar Spin Eko sekanslarında hipointens olarak görülürken, Gradient Eko sekanslarında hiperintens olarak görüntülenir. Bu özellik nedeniyle MRA görüntülerinin elde edilmesinde Gradient Eko sekansları kullanılır (44).

Sinyal, incelenen toplam hacimdeki hareketli ve hareketsiz protonların manyetizasyon farkından elde olunur. Bu teknik ile kullanılan Time of Flight (TOF) MRA (saturasyon yöntemi) ve Faz Kontrast MRG (FK-MRG- çıkartma yöntemi) olmak üzere iki yöntem bulunmaktadır.

TOF tekniğinde, önceden uyarılmış ve sinyali baskılanmış hareketsiz dokular ile sinyal toplandığı andaki incelenen alana giren yeni spinler arasında longitudinal manyetizasyon farkı sinyali oluşmaktadır. Görüntüleme başlamadan, görüntüleme alanındaki hareketli ve hareketsiz tüm protonlar ansatüredir. Çok kısa TR ve TE değerleri kullanılıp peşi sıra RF pulsusu ilgili kesitteki tüm protonlar satüre olup, longitudinal manyetizasyonlarını tamamlamaktadır. Satüre protonlar düşük sinyal oluşturmaktadır, ancak hareketli yapı içerisinde, kesite yeni giren protonlar satüre olmamakta ve hareketli yapılardan yüksek sinyal toplanmaktadır. Akım nedeniyle

hareket eden protonlar satüre olamayacaklar ve eğilebilecek daha büyük longitudinal manyetizasyona sahip olacaklardır. Bu olaya akıma bağlı sinyal artışı (flow related enhancement) denir. Ortaya çıkan farkın büyüklüğü vasküler sinyalin şiddetini belirler (44).

Bir manyetik alan boyunca hareketli protonların fazları değişkendir. Gradient boyunca akan protonların arasında hız bağımlı ortaya çıkan transvers manyetizasyondaki faz değişimi, FK-MRG tekniğinin temelini oluşturur (17,33,34).

Bu yöntem çift eko esasına dayanmaktadır. Görüntü negatif ve pozitif yönlerde iken çiftler şeklinde alınır. İlk eko harekete bağlı oluşan kaybı belirten “dephasing” dir. Buna bağlı olarak hareketli spinlerde sinyal olmayan görüntüler elde olunur. İlk ekodan sonra aynı alana birincinin simetriği ikinci bir puls uygulanır. Bu sefer de hareketli spinlerdeki faz değişimi sinyali olarak kayıt edilir. Sonuç olarak hareketli spinler transvers manyetizasyonda faz şifti oluştururlar. Bu işleme ise “rephrasing” denir. İlk 90°lik RF pulsundan sonra, bipolar puls ile kesit içindeki dipollerin fazları belirlenir. Kayıt edilen defaze ve refaze görüntüler bir bilgisayar yardımıyla birbirinden çıkarılır. Bu şekilde akımın kompanse edildiği faz imajlardan, akıma duyarlı faz imajlar çıkarılarak, net faz şifti elde olunur. Sonuçta yalnızca incelenmek istenen, hareketsiz yapıların baskılandığı görüntüler elde edilir. Ortaya çıkan net faz şifti, akım hızı ile doğru orantı göstermektedir (44).

FK-MRG tekniğinin bir diğer özelliği, belirli bir hız aralığına duyarlı olmasıdır. Akım kodlayan bipolar gradient pulsları, akımın oluşturacağı faz değişikliğinin 180°den daha küçük olacak şekilde dizayn edilmelidir. Bu değer “hız kodlama değeri” (Velocity Encoding; Venc) olarak adlandırılmaktadır. Belirlenen Venc değeri, incelenen alandaki maksimum akımdan daha yüksek olmalıdır. Belirlenen Venc görüntülerdeki en yüksek akım hızını göstermektedir. Akım hızı Venc değerinden daha yüksek ise faz imajlarda akıma ters yönde küçük intensiteler olarak kodlanır (aliasing etkisi).

2.11. 3D-SPACE sekansı

Teknolojinin hızlı bir şekilde ilerlemesi, tıbbi görüntüleme tekniklerinde de hızlı gelişmelere neden olmaktadır. Özellikle Manyetik Rezonans Görüntüleme, gelişen teknolojiyle birlikte sürekli yenilenen bir tekniktir. 3D SPACE (Three-

dimensional sampling perfection with application optimized contrasts using different flip-angle evolution) (Siemens, Erlangen, Germany) yeni gelişen ve rutin kullanıma yavaş yavaş girmeye başlayan bir sekansdır. Son yıllarda literatürde bu sekansla ilgili çalışmalar yapılmaktadır (45,46). Bu sekansın; artefaktlardan az etkilenmesi, submilimetrik voksel boyutlarında görüntü alınabilmesi, reformat imajlar ile üç boyutlu ve yüksek rezolüsyonlu görüntüler elde edilebilmesi ve düşük SAR değerlerine sahip olması gibi birçok avantajı vardır (47).

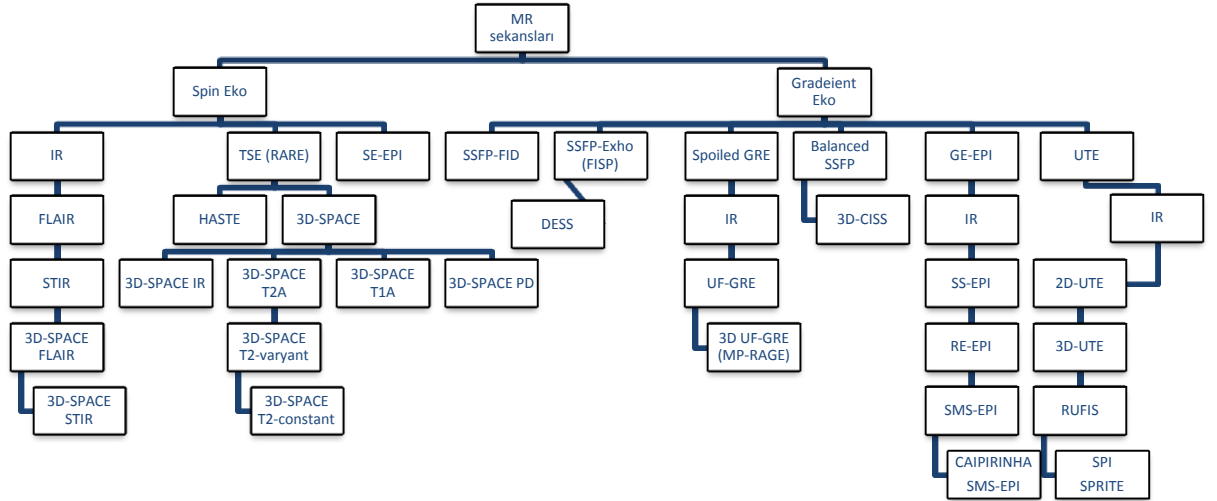
3D SPACE sekansı, turbo spin-eko tekniğinin, çok yüksek turbo faktör kullanılan bir varyantıdır. Turbo spin eko tekniğinde 90° RF pulstan sonra k uzayına birden fazla faz çizgisi doldurulur. Ardından belli sayıda 180° pulsta faz kodlama adımı değiştirilir ve eklenen 180° puls sayısı kadar eko sayısı elde edilir. Bu yöntemle görüntüleme süresi normal spin ekoya göre belirgin kısadır (48).

3D SPACE Flip angle mode (FAM), echo train, TR ve TE parametreleri değiştirilerek, T2A görüntülerde kontrastı değiştirilebilmektedir (45,47). Örnek olarak, TE değeri 570 ms ve FAM varyant (VFAM) olarak seçilirse BOS ve kan gibi hareketli yapılardan düşük sinyal alınır. Bu sekansda FAM, sabit FAM olarak seçilir herhangi bir parametrede değişiklik yapılmayacak olursa ağır T2AG'ler elde edilir. TE değeri 140 ms olarak sabitlenip FAM sabit olarak seçilirse geleneksel T2AG'ler elde olunur. 3D-SPACE tekniğinin bu şekilde değiştirilebilir olması, günlük kullanımda parametrelerin doğru bir şekilde seçilmesini gerektirmektedir.

Hareketli BOS, T2A 3D-SPACE VFAM görüntülerde, değişken flip-angle değerlerinden dolayı hipointens olarak izlenir (47). Bu özellik hareketli ve hareketsiz BOS'un ayırımı hakkında bilgi verir ve hızlı bir şekilde yorum yapılabilmesini sağlar. Ayrıca 3D-SPACE sekansı izotropik bir sekans olduğundan dolayı multipl planda reformat görüntüler elde edilebilir ve bu şekilde ek görüntüleme ihtiyacı azalabilir (47,49). Sonuç olarak 3T cihazda, T2A 3D-SPACE VFAM; hızlı, değiştirilebilir ve düşük SAR değerine sahip, BOS akımı hakkında bilgi edinilmesini sağlayan bir sekansdır. Bazı çalışmalarda T2A 3D-SPACE sekansı ile PC-MRI arasında anlamlı korelasyon olduğu belirtilmiştir (45,47,49).

2.12. CISS Sekansı

CISS (Constructive interference in steady state) sekansı, esas olarak merkezi sinir sisteminin değerlendirilmesinde kullanılan, T2 ağırlıklı, hızlı bir gradient eko sekansıdır. Bu sekansın en önemli avantajı çekim süresinin kısa olması, sinyal-gürültü ve kontrast-gürültü oranlarının yüksek olmasıdır (50). Geometrik rezolüsyonu yüksek olan CISS sekansı, sisternografi yöntemi gibi, kranial sinirleri göstermede, trigeminal nevralkji olgularında, kist-kistik kitlelerin ve hidrosefali vakalarının değerlendirilmesinde kullanılmaktadır. Ayrıca spinal görüntülemelerde, kistik kitlelerin, intramedüller veya ekstramedüller karakterizasyonunu değerlendirmede yardımcı olmaktadır (51). Ancak hareket artefakları geometrik rezolüsyonda azalmaya neden olabilir. Geometrik rezolüsyonun yüksek olması sebebiyle özellikle akuaduktal stenozu bulunan hastalarda tanıda önemli rol oynamaktadır. Sonuç olarak CISS, BOS akım incelemelerinde FK-MRG ve T2A 3D-SPACE sekansı ile birlikte, anatomik ve patolojik bulguların değerlendirilmesinde vazgeçilmez bir sekanstır.



Resim 2.9. MRG sekansları taksonomisi (45)

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmaya prospektif ve retrospektif olarak Nisan 2018 ile Ocak 2020 yılları arasında Düzce Üniversitesi Hastanesi Radyoloji Anabilim Dalı'nda, gerçekleştirilmiş BOS akım MRG incelemeleri dahil edilmiştir.

Çalışmaya dahil edilen olguların, klinik ve labratuvar bilgileri, hastanemizin HBYS sisteminden elde edilmiştir.

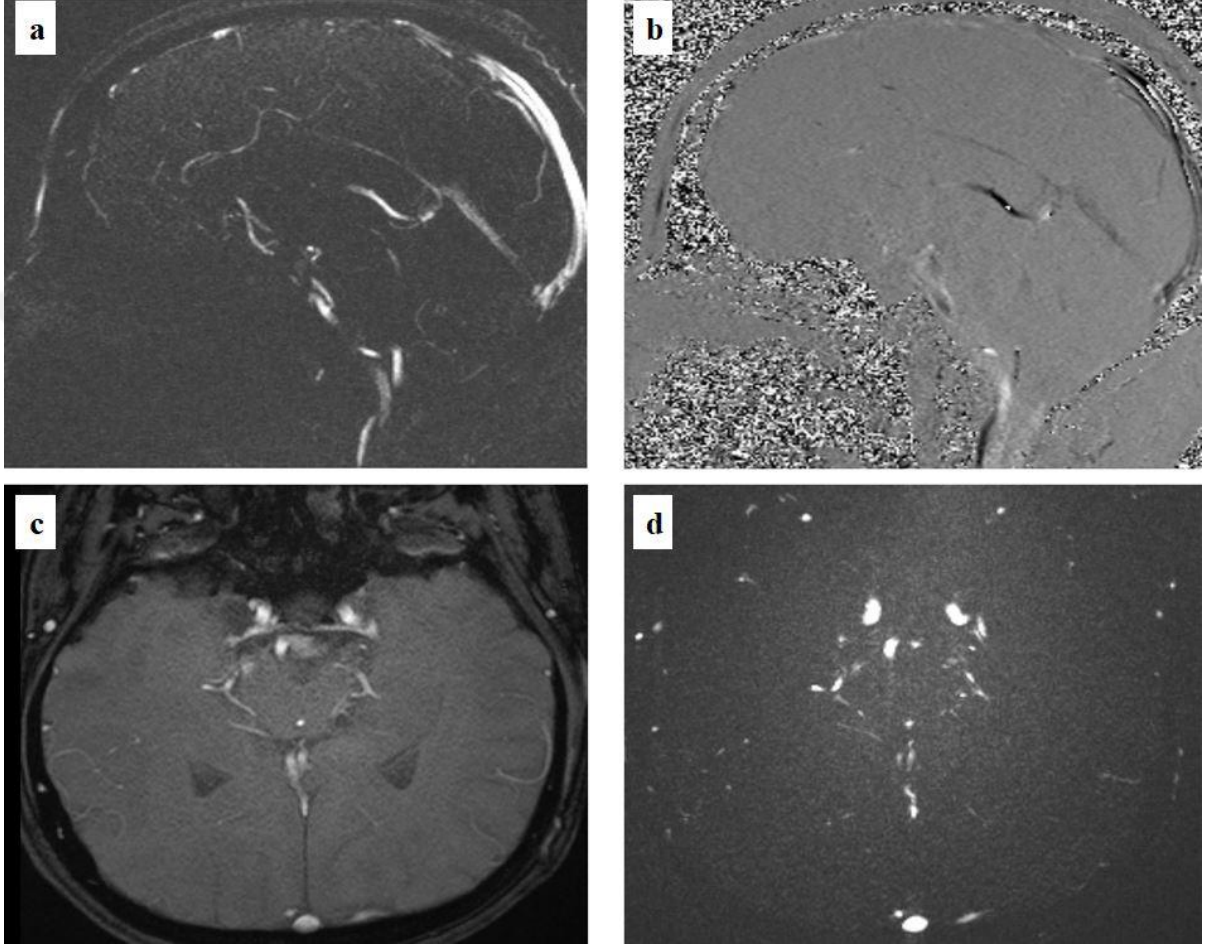
Bu çalışma için Düzce Üniversitesi Etik Kurulundan izi alınmış olup, olgular MRG öncesinde bilgilendirilmiş ve onam formları doldurulmuştur.

MRG incelemesi;

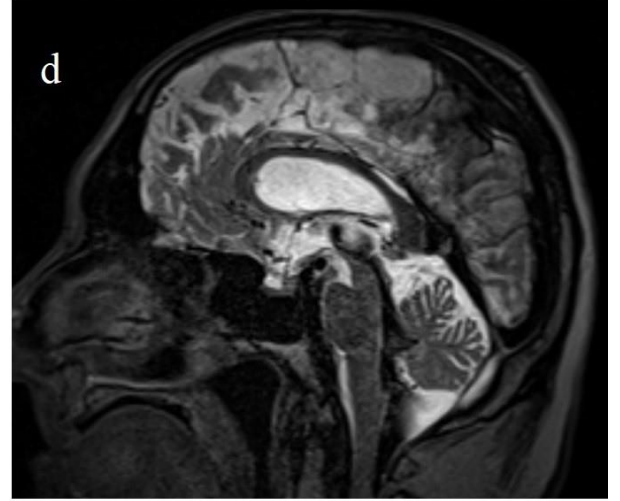
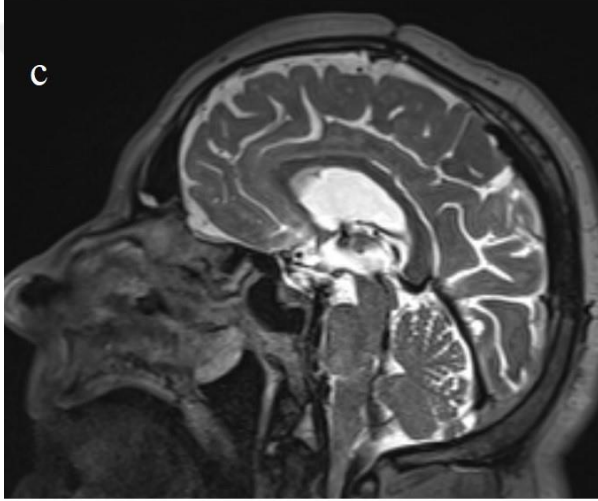
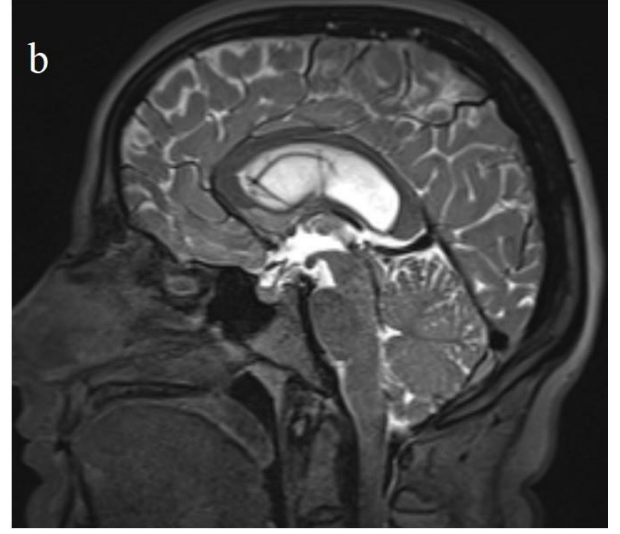
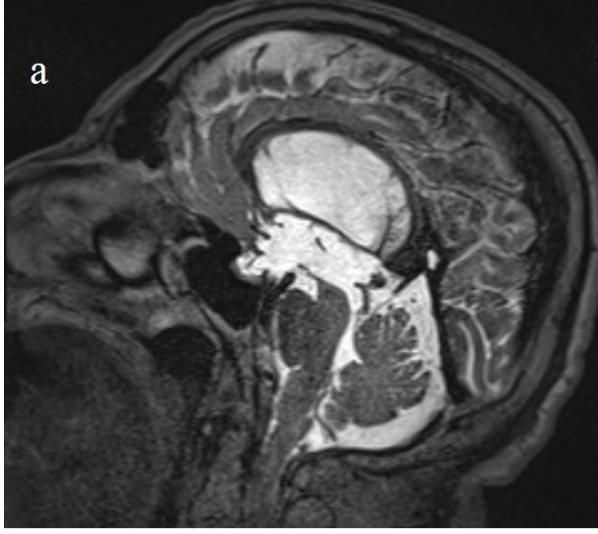
BOS akımının kantitatif değerlendirilmesi, Düzce Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı'nda bulunan 3 Tesla MR cihazında (Magnetom Skyra; Siemens), standart baş koili kullanılarak FK-MRG tekniğiyle aksiyel planda elde olunan görüntüler ile gerçekleştirilmiştir. Ek olarak rutin BOS akım MRG sekansları da yapılmıştır. Her bir hasta için BOS akım MRG incelemesi yaklaşık 16 dakika sürmüştür. T2A 3D-SPACE sekansının süresi 2,30 dakika, FK-MRG incelemesinin süresi 6,06 dakikadır. İlk olarak orta hatta T1A öncü görüntüler alınmıştır. Ardından aksiyel, koronal ve sagittal planda T2AG, sagittal planda 3D-CISS, sagittal planda T2A 3D-SPACE sekansları ve sagittal plan üzerinden, akuaduktus serebriye dik bir şekilde alınan, sagittal ve yarı aksiyel planda FK-MRA sekansı elde olunmuştur (Resim 3.1) Sagittal planda T2-SPACE sekansı için; TR 3000 ms, TE 410 ms, kesit kalınlığı 1 mm, NSA 1, FOV 220x220 mm, Matriks 205x256 olarak belirlendi . FK-MRG için; TR 21 msn, TE 6 msn, kesit kalınlığı 5 mm, NSA 1, FOV 160x160 mm, Matriks 205x256, Flip angle 10° olarak alınmıştır. Kardiyak tetikleme, prospektif şekilde, parmak pletismograf ile yapılmıştır. Venc değeri 20 cm/sn olarak belirlenmiştir. T2A 3D-SPACE sekansında, 4. ventrikülde ortaya çıkan sinyal kaybı, biri nöroradyolojide deneyimli olmak üzere, 5 yıl ve 25 yıl deneyimi olan iki radyolog tarafından bağımlı şekilde değerlendirilmiştir. 4. ventrikülde, akıma bağlı oluşan sinyal kaybı miktarına göre 4 gruba ayrıldı (Resim 3.2, Resim 3.3);

- Grade 0: 4. ventrikülde hiç sinyal kaybı olmayan
- Grade 1: sinyal kaybının 4. ventrikül anteriorunda ince lineer sinyal kaybı

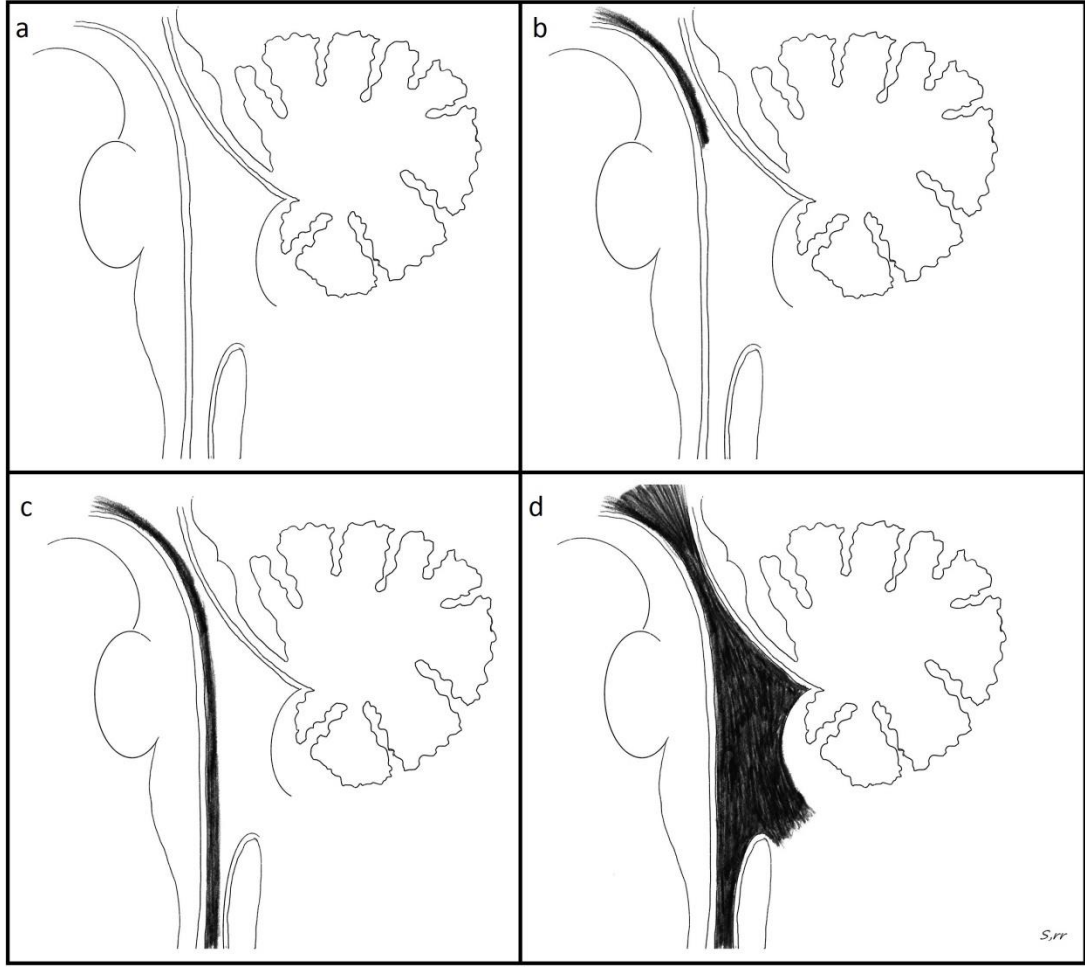
- Grade 2: 4. ventrikülün tabanına kadar var olan ancak 4. ventrikül median dorsal resesinde sinyal kaybı oluşturmeyen sinyal kaybı
- Grade 3: 4. ventrikülün tamamını dolduran, belirgin hipointens sinyal kaybı



Resim 3.1. FK-MRG incelemesi; **a.** Sagittal magnitud görüntü. **b.** Sagittal faz görüntü. **c.** Aksiyel refaz görüntü. **d.** Aksiyel magnitud görüntü

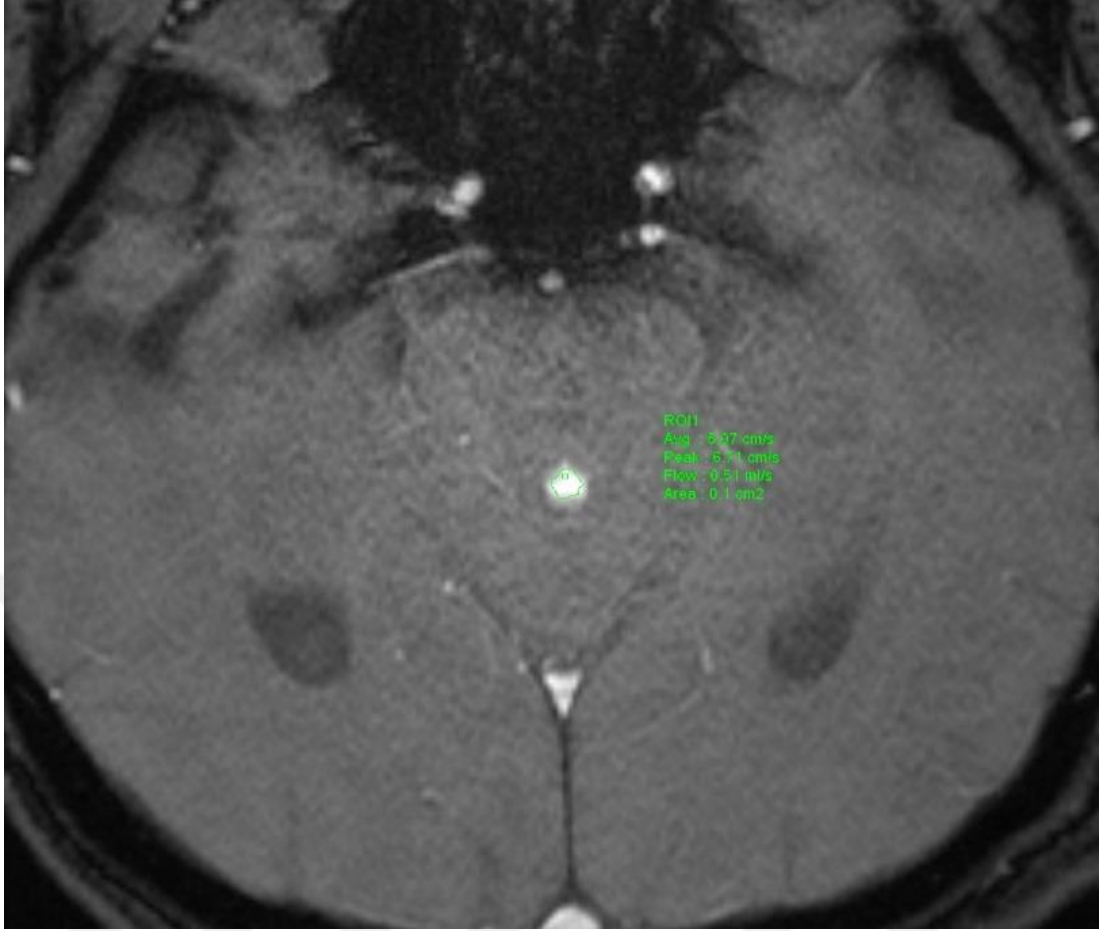


Resim 3.2. T2A 3D-SPACE sekansı; **a.** Grade 0; 4. ventrikülde sinyal kaybı yok. **b.** Grade 1; 4. ventrikül anteriorunda, distale uzanmayan ince sinyal kaybı. **c.** Grade 2; 4. ventrikül anteriorunda, ventrikül tabanına kadar uzanan sinyal kaybı. **d.** Grade 3; 4. ventrikülün tamamını dolduran sinyal kaybı.



Resim 3.3. T2A 3D-SPACE sekansında, 4. ventrikülde ortaya çıkan sinyal kaybının şematik çizimi. **a.** Grade 0; 4. ventrikülde sinyal kaybı yok. **b.** Grade 1; 4. ventrikül anteriorunda, distale uzanmayan ince sinyal kaybı. **c.** Grade 2; 4. ventrikül anteriorunda, ventrikül tabanına kadar uzanan sinyal kaybı. **d.** Grade 3; 4. ventrikülün tamamını dolduran sinyal kaybı.

Ardından Siemens kullanıcı istasyonunda (Syngo) FK-MRG incelemesinin post-processing işlemleri gerçekleştirilmiştir. Bir kardiyak siklusa elde olunan aksiyel faz görüntülerde, akuaduktus serebrinin tamamını içine alacak şekilde ROI yerleştirilerek (Resim 3.4), akımın ortalama hızı (cm/sn), pik hızı (cm/sn), akım volümü (ml/sn), akım/zaman ve hız/zaman eğrileri elde olunmuştur (Resim 3.5). Pik akım hızının pozitif değeri esas alınarak değerlendirmeye alınmıştır.



Resim 3.4. Akvaduktus serebri üzerinde akımı belirleyen uygun ROI çizimi



Resim 3.5. Akvaduktus serebri üzerinde çizilen ROI'nin ardından elde edilen pik akım hızı ve akım volümü değerleri.

İstatiksel Değerlendirme;

Kardiak siklusta, akvaduktus serebriden geçen akım volümü, pik akım hızı, akuduktus serebri ortalama alanı, yaş ve cinsiyet ile birlikte, T2A 3D-SPACE sekansında belirlenen gradelere göre normal dağılımı Kolmogorov-Smirnov testi ile incelenmiştir. Normal dağılmayan parametrelerin T2A 3D-SPACE sekansında belirlenen gradelere göre incelenmesi Kruskal Wallis ve Dunn post hoc testi ile analiz edilmiştir. Kategorik ölçüm düzeyindeki değişkenin birbiri ile ilişkileri Fisher Kesin (Exact) Ki-kare ile incelenmiştir. Parametreler arasındaki ilişki Spearman korelasyon katsayısı ile incelenmiştir. Tanımlayıcı istatistik olarak kategorik değişkenler için ise sayı ve yüzde değerleri verilmiştir. İstatistiksel analizler için SPSS Windows version 23.0 paket programı kullanılmış ve $p < 0.05$ istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

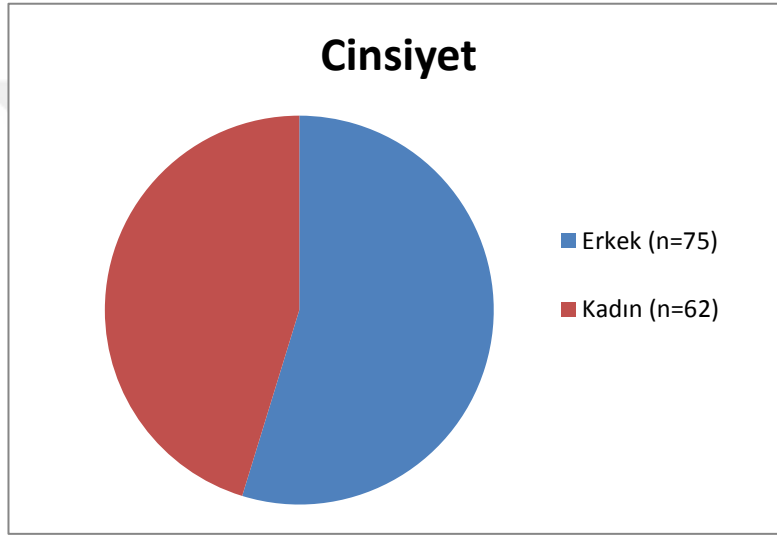
4. BULGULAR

4.1. Demografik Özellikler

Bu çalışmaya Düzce Üniversitesi Hastanesi Radyoloji Anabilim Dalı'nda BOS akım MRG incelemesi gerçekleştirilmiş 137 vaka dahil edilmiştir.

Toplamda 137 olgu değerlendirilmiş olup 75'i erkek 62'si kadındır. Çalışmaya dahil olan hastalar 3-89 yaş aralığında olup, yaş ortalaması 52,98'dir.

Tablo 1: Çalışmaya dahil olan olguların cinsiyet dağılımı

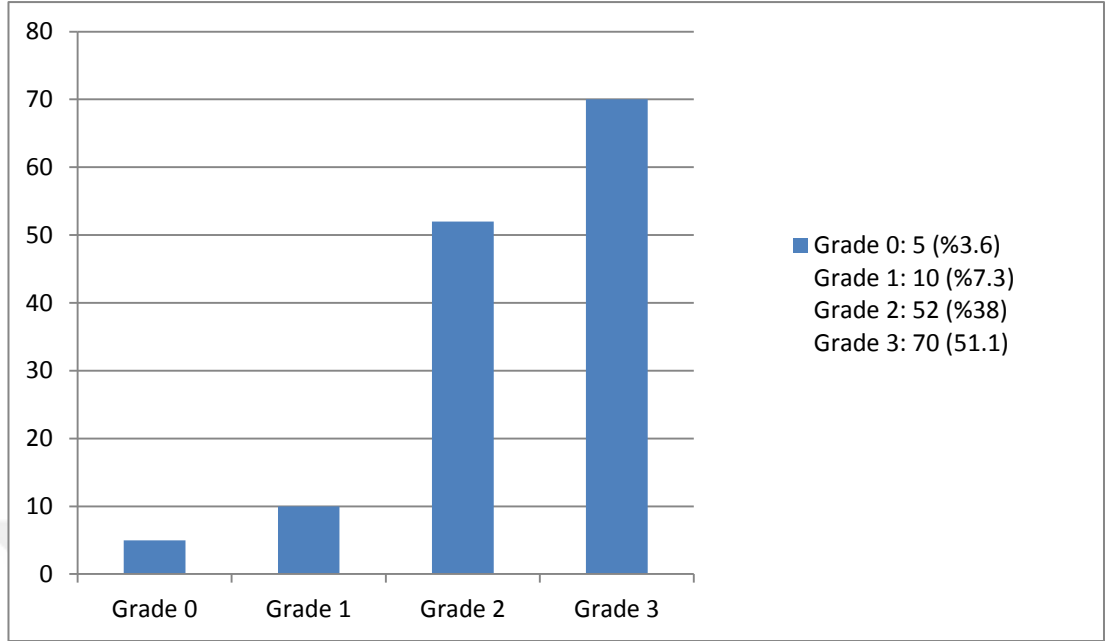


4.2. T2A 3D-SPACE Sekansındaki Sinyal Kaybı ile Diğer Parametlerin İlişkisi

T2A 3D-SPACE sekansında belirlenen yöntemle göre gerçekleştirilen sınıflamaya göre Grade 0 grubunda 5 olgu (%3.6), Grade 1 grubunda 10 olgu (%7.3), Grade 2 grubunda 52 olgu (%38) ve Grade 3 grubunda 70 olgu (%51.1) mevcuttur.

Akuaduktus serebri seviyesinde aksiyel planda ROI koyularak yapılan ölçümlerde akuaduktus serebri alanı ortalaması $5.02 \pm 6.05 \text{ cm}^2$ (min:0.3 / max:42.5) olarak ölçüldü.

Tablo 2: Gradelere göre olgu sayısı



Bir kardiyak siklustaki ortalama ileri akım volümü 0.29 ± 0.34 ml/sn (min:0 / max:2.5) olarak ölçüldü.

Bir kardiyak siklustaki pozitif yönde pik sistolik akım hızı 7.77 ± 4.67 cm/sn (min:0 / max:24.6) olarak ölçüldü.

Tablo 3: Akvaduktus serebri alanı ve bu seviyede yapılan ölçümler

	Ortalama (sd)	Min-Max
Alan	5.02 (6.05)	0.3-42.5
Akım volümü	0.29 (0.34)	0.0-2.5
İleri akım hızı	7.77 (4.67)	0.0-24.6

Aquaduktus serebri seviyesinde yapılan ölçümlerde alan ortalamaları incelendiğinde farklı gradelerde alan ortalamalarında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklı olduğu görüldü ($p < 0.001$). Post hoc analiz sonucunda T2A 3D - SPACE sekansında Grade 0 olarak belirlenen hasta grubunda alan ortalamasının (13.08 ± 10.31); Grade 1 (2.08 ± 1.06), Grade 2 (3.14 ± 3.23) ve Grade 3 gruplarının alan ortalamalarından (6.26 ± 6.93) istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek değerlere sahip olduğu görüldü.

Bir kardiyak siklustaki ortalama ileri akım (flow volume) ortalamaları incelendiğinde farklı gradelerde ileri akım ortalamalarında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklı olduğu görüldü. Post hoc analiz sonucunda Grade 3 grubunda, akım volümü ortalamasının (0.44 ± 0.41), Grade 1 grubu ortalaması (0.06 ± 0.05) ve Grade 2 grubu (0.14 ± 0.12) ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek değerlere sahip olduğu görüldü ($p<0.001$).

Bir kardiyak siklustaki pozitif yönde pik akım hızı ortalamaları incelendiğinde farklı gradelerde, pik akım hızı ortalamalarının da istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklı olduğu görüldü ($p<0.001$). Post hoc analiz sonucunda Grade 3 grubu pozitif yönde pik akım hızı ortalamasının (10.86 ± 4.21), Grade 1 grubu ortalaması (3.31 ± 2.17) ve Grade 2 grubu ortalamalarından (5.2 ± 11.89) istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek değerlere sahip olduğu görüldü.

Farklı Grade grubundaki hastaların ortalama yaş dağılımlarının benzer olduğu görüldü ($p=0,144$).

Tablo 4: Gradelere göre diğer parametrelerin incelenmesi

	Grade				p
	0	1	2	3	
Erkek (n)	0	7	29	39	0.071
Kadın (n)	5	3	23	31	
Yaş (mean±sd)	52.40±21.76	43.00±17.59	49.08±23.87	57.34±22.46	0.144
Alan (mean±sd)	^B 13.08±10.31	^A 2.08±1.06	^A 3.14±3.23	^A 6.26±6.93	<0.001
Akım Volümü (mean±sd)	----	^A 0.06±0.05	^A 0.14±0.12	^B 0.44±0.41	<0.001
Pik Hız (mean±sd)	----	^A 3.31±2.17	^A 5.2±11.89	^B 10.86±4.21	<0.001

p value calculated for quantitative variables was obtained from the Kruskal Wallis test. Within each row, different letters in superscript ^{ABC} indicate significant differences ($p<0.05$) according to Kruskal Wallis all pairwise post hoc test.

4.3. Korelasyon Analizi

Akuaduktus serebri seviyesinde yapılan ölçümlerde, aksiyel planda ROI koyularak yapılan ölçümlerde akuaduktus serebri alanı ile ileri akım volümü arasındaki pozitif yönde orta şiddette bir anlamlı korelasyon saptandı ($r=0.401$, $P=<0.001$).

T2A 3D-SPACE sekansında belirlenen grade ile ileri akım volümü arasındaki ilişki incelendiğinde aralarında pozitif yönde orta şiddette bir anlamlı korelasyon saptandı ($r=0.446$, $P=<0.001$).

T2A 3D-SPACE sekansında belirlenen grade ile pozitif yönde pik akım hızı arasındaki pozitif yönde şiddetli ve istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon saptandı ($r=0.808$, $P=<0.001$). Grade arttıkça pozitif yönde pik akım hızı değeri aynı oranda artış gösterecektir.

İleri akım volümü ile pik akım hızı arasındaki pozitif yönde şiddetli ve istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon saptandı ($r=0.767$, $P=<0.001$). İleri akım volümü arttıkça pik akım değeri aynı oranda artış gösterecektir.

Yaş ile alan ve grade arasında pozitif yönde anlamlı korelasyonlar izlense de korelasyonların zayıf düzeyde olduğu gözlemlendi.

Tablo 5: Korelasyon analizi

		Alan	Volüm	Grade	Pik
Yaş	r	0.185	-0.106	0.170	0,025
	p	0.030	0.220	0.047	0,774
Alan	r		0.401	0.056	0,168
	p		<0.001	0.519	0,059
Flow	r			0.446	0,767
	p			<0.001	<0.001
Grade	r				0,808
	p				<0.001

r: spearman korelasyon katsayısı, n=137

5. TARTIŞMA

Manyetik Rezonans Görüntüleme yöntemi teknolojik gelişmeler ile orantılı bir şekilde gelişen, intrakranial yapıların anatomik ve patolojik bulgularının ortaya konmasında duyarlılığı çok yüksek bir görüntüleme yöntemidir. Günümüzde MRG'de farklı çekim teknikleri morfolojik ve fonksiyonel değerlendirilmeler yapılabilmektedir. FK-MRG BOS akımı hakkında iyonizan ışın ve kontrast madde enjeksiyonu gibi işlemlere gerek bırakmadan, kısa bir sürede niceliksel ve niteliksel bilgiler vermektedir (52, 53). FK-MRG incelemesinde BOS akım değerleri geniş bir aralıkta yer almaktadır. Bu durum kan basıncı, vasküler yapıların büyüklüğü, venöz akım, solunum, beyin dokusunun kompliyansı ve BOS alanlarının anatomisi ile ilişkilidir (52, 54). Ayrıca girdap akımlar, non-linear gradientler, hatalı ROI alanı seçimi ve parsiyel volüm etkisi gibi sebepler de hatalı sonuç elde edilmesine neden olabilir (52, 55). Çapı dar akuaduktus serebriye sahip olgularda hata payının daha da yüksek olabileceği belirtilmektedir. Literatürde akım değerlendirilmesinin güvenilirliği açısından lümen çapının en az 1,5 mm² olması gerektiği belirtilmiştir (56). Tariflenen bu durumlar FK-MRG incelemesinin değerlendirilmesini ve doğru sonuçlar elde edilmesini güçleştirmektedir.

3D-SPACE sekansı, ince kesitli, rezolüsyon kaybı olmadan multiplanar rekonstrüksiyona izin veren, artefaktan az etkilenen ve akım bilgisi de alınabilen kısa süreli bir sekanstır. Küçük anatomik yapıların değerlendirilmesine olanak sağlamakla birlikte, çeşitli parametrelerin değiştirilmesiyle akım hakkında da bilgi alınmaktadır (45). Biz bu faktörleri değerlendirdiğimizde BOS akım incelemesinde tanı doğruluğunu arttıracak ve şüpheli sonuçlarda karşılaştırma ile FK-MRG incelemesini değerlendirmemize yardım edecek bir sekans olması gerektiğini düşündük. Literatürde Algin O. yapmış olduğu çalışmada da T2A 3D-SPACE sekansının tüm BOS akım incelemesine eklenmesini önermektedir (46). Yine BOS akımı değerlendirilmesinde, T2A 3D-SPACE sekansının kullanılması gerektiğini vurgulayan benzer çalışmalar mevcuttur (45, 57, 58). Ancak T2A 3D-SPACE sekansında, BOS akımı ile ilgili standartizasyon, bildiğimiz kadarıyla İngilizce literatürde bulunmamaktadır. Biz bu çalışmada T2A 3D-SPACE sekansında, 4. ventrikülde ortaya çıkan sinyal kaybı miktarıyla sınıflama yaparak, akım hızı ve volümü hakkında standartizasyon yapmayı amaçladık. Akım hızı arttıkça, T2A

görüntülerde sinyal kaybı miktarında artış olduğunu göz önünde bulundurarak, 4. ventrikülde ortaya çıkan sinyal kaybı miktarını 4 gruba ayırdık. Bu sınıflamayı FK-MRG incelemesinde kantitatif olarak bulduğumuz değerler ile kıyaslayıp, T2A 3D-SPACE sekansında ortaya çıkan sinyal kaybını standardize etmiş olduk.

Grade 0 grubunda aquaduktus serebri üzerinde FK-MRG incelemesinde herhangi bir akım izlenmedi. Ayrıca bazı hastalarda FK-MRG incelemesinde kantitatif ölçümlerde alınan, ancak tanısal olarak net bir bilgi vermeyen şüpheli bazı değerlerde, T2A 3D-SPACE sekansında sinyal kaybı olmadığı izlendi. Bu olguların 3D-CISS sekansında yapılan doğrulamasında, aquaduktus serebri seviyesinde web olduğu ve bu alanda akımı engellediği saptandı. Bulgular bize, FK-MRG incelemesinde ölçülen değerlerin pulsasyon artefaktına ait olduğunu düşündürdü. Bu durumda FK-MRG incelemesinde atipik değerler ve grafikler bulunan hastada, zayıf akım varlığı veya yokluğunu doğrulamak amacıyla T2A 3D-SPACE sekansının faydalı olarak kullanılabilmesi düşünülmüştür.

Grade 1 grubundaki olgularda T2A 3D-SPACE sekansında sinyal kaybı olmakla birlikte ventrikül anteriorunda ince bir hat şeklinde olduğu ve ventrikül tabanına ulaşamadığı saptandı. Grade 1 olarak sınıflanan 10 hastanın yalnızca bir tanesinde aquaduktusta parsiyel web saptanmışken diğer olgularda herhangi bir patoloji izlenmedi. Bu bulgu da bize Grade 1 olguların, Grade 2 gibi normal olarak değerlendirilebileceğini düşündürdü. Ayrıca Grade 1 sınıfındaki olguların yaş ortalaması 43 olup diğer gruplara göre daha düşük olduğu belirlendi. Ancak istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmadı. Bu gruptaki pik akım hızı ortalaması ise 3.31 (± 2.17) cm/sn olarak hesaplanmıştır.

Grade 2 grubunda 4. ventrikülü kraniokaudal yönde kat eden ancak median dorsal resepte uzanmayan sinyal kaybı mevcuttu. Bu gruptaki 52 olgunun yalnızca ikisinde ileri pik akım hızı normalin üstünde hesaplanmakla birlikte, bu olgularda da BOS akışını engelleyecek herhangi bir patoloji veya hidrosefali bulgusu saptanmadı. Bulgular göz önüne alındığında Grade 2 olguların rahatlıkla normal olarak değerlendirilebileceğini düşündük.

Grade 3 grubunda 4. ventrikülün tamamını dolduran sinyal kaybı mevcuttu. Çalışmamız klinik istem üzerine yapılan BOS akım incelemelerini kapsadığından, olguların hidrosefali tanılı veya ön tanılı olması sebebiyle, çoğunluğu bu grupta idi.

Olgularımızda normal basınçlı hidrosefali, aquaduktal parsiyel web, Arnold Chari sendromu, mega sisterna magna, servikomedullar web, foramen Luschka-Foramen Magendi obstrüksiyonu gibi birçok patoloji, aquaduktus serebri üzerinde akım artışına neden olmaktadır.

Çalışmamızda yaş ve cinsiyet gruplarına göre BOS akım parametrelerinin normal değerlerini, Oner Z. yaptığı çalışmada bulduğu değerleri referans aldık (52). Bu çalışmada aynı yaş gruplarında cinsiyet açısından tüm parametreler arasında anlamlı fark yoktu. Tüm yaş gruplarında ise yalnızca aquaduktus serebri alanı 50 yaş ve üzeri olgularda 20-34 ve 35-49 yaş gruplarından anlamlı olarak daha genişti. Bizim çalışmamızda ise yapılan korelasyon analizinde yaş ile alan ve grade arasında pozitif yönde anlamlı zayıf düzeyde korelasyonlar gözlemlendi. Bizim çalışmamızda yeni bir bulgu olarak grade 0 olgularda aquaduktus serebri alanında diğer gradelere göre anlamlı olarak yüksek değerler olduğu saptandı. Ayrıca bizim normal olarak tanımladığımız grade 2 grubundaki olgular ile Onal Z. nin çalışmasında tanımlanan normal değerlerin korele olduğu saptanmıştır.

T2A 3D-SPACE sekansında grade 3 olarak tanımladığımız grupta ileri akım hızı ve volümü normalden yüksek olarak saptandı. Grade 0 olarak tanımladığımız grupta ise beklenildiği gibi aquaduktus üzerinde herhangi bir akım izlenmedi.

Çalışmamızda ortalama aquaduktus serebri alanı; grade 0 olgularda 13,08 mm² ($\pm 10,31$), grade 1 olgularda 2,08 mm² ($\pm 1,06$), grade 2 olgularda 3,14 mm² ($\pm 3,23$), grade 3 olgularda 6,26 mm² ($\pm 6,93$) olarak hesaplanmıştır. Grade 0 ve grade 3 olgularında hidrosefali bulgularının olması göz önüne alındığında, Akay ve arkadaşlarının ve Yılmaz'ın çalışması ile benzer değerler elde edilmiştir (59, 60). Ayrıca grade 0 grubunda aquaduktus alanında diğer gruplara göre anlamlı olarak farklılık izlendi. Bizim çalışmamızdaki grade 0 olgularının çoğunluğunun aquaduktal webe sahip olması ve üst kesimdeki basınç artışının aquaduktus serebri genişlemesinin nedeni olarak düşündük. Bu bulgu bize, rutin beyin MRG gerçekleştirilen hastalarda, hidrosefali varlığında, aquaduktus serebrinin geniş olması halinde, aquaduktal web varlığının araştırılması gerektiğini düşündürmüştür.

Aquaduktus serebri üzerindeki ileri pik akım hızı grade 0 olgularda 0 cm/sn, grade 1 olgularda 3,31 cm/sn ($\pm 2,17$), grade 2 olgularda 5,2 cm/sn ($\pm 11,89$), grade 3 olgularda 10,86 cm/sn ($\pm 4,21$) olarak hesaplanmıştır. Yılmaz'ın çalışmasında;

normal olgularda grade 1 ve 2 ile benzer değerler, hidrosefali olgularında grade 3 ile benzer değerler elde edilmiştir (59). Oner ve arkadaşları ile Barkhof ve arkadaşlarının çalışmalarıyla benzer şekilde, bizim çalışmamızda da farklı yař grupları arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır (59,61). Bu bulgu BOS akım hızının yaştan ziyade patolojik ve fizyolojik değişikliklerle ilişkili olduğunu dūřündürmektedir.

Aquaduktus serebri üzerindeki ileri akım volümü, grade 0 olgularda 0 ml/sn, grade 1 olgularda 0,06 ml/sn ($\pm 0,05$), grade 2 olgularda 0,14 ml/sn ($\pm 0,12$), grade 3 olgularda 0,44 ml/sn ($\pm 0,41$) olarak hesaplanmıştır. Yılmaz ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada da hidrosefalili olgularda aquaduktus serebri üzerindeki akım volümünde anlamlı olarak artış izlenmektedir (59). Literatürde aquaduktus serebri üzerindeki akım volümü parametrelerinde farklı değerler bildirilmiştir. Bazı çalışmalarda 1 saniyedeki net ileri akım 60 ile çarpılarak 1 dakikadaki akım miktarı verilmiştir. Biz alışmamızda kullanıcı iç istasyonundaki standart değerlerde herhangi bir değişiklik yapmadan istatistik değerlendirmesini yaptık. Literatürde ortaya çıkan bu farklı sonuçlar göz önüne alınmalıdır.

Aquaduktus üzerindeki ileri akım volümünün 3. ve lateral ventriküller içerisindeki BOS hacmi ile korele olduğu bildirilmiştir (62). Hidrosefali olgularında aquaduktus serebri üzerindeki ileri akım volümünün yüksek olmasının nedenlerinden biri BOS hacminin fazla olması, diğeri de aquaduktus serebri alanının artmasıdır (63). Ancak bizim çalışmamızda grade 3 olgularda, grade 1 ve 2 ye göre görsel olarak hafif geniş görünüm izlenmekle birlikte istatistiksel olarak anlamlı fark izlenmedi. Grade 0 grubunda tanımlanan ve istatistiksel olarak anlamlı bulunan aquaduktus serebri alanındaki genişleme ile ilgili literatürde kıyaslama yapabileceğimiz herhangi bir çalışma tespit edemedik.

Alperin ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada obez idiopatik intrakranial hipertansiyonlu hastalarda BOS hacminin arttığı ancak bu hacim artışının yalnızca ventrikül dışında olduğunu ve ventrikül içi BOS hacminde belirgin farklılık olmadığını gösterilmiştir (62).

Uçar M. ve arkadaşları Chari tip 1 malformasyonlu olgularda serebellar tonsil hareketi ile ortaya çıkan sinyal kaybını, serebellar parankim ve foliaların görüntülenebilirliği sınıflayarak akım ile korelasyonunu değerlendirmiştir (58).

“Tonsillar blackout sign” ismini verdikleri, serebellar tonsil düzeyindeki sinyal kaybı ile hastaların semptomatik olması arasında bir korelasyon olduğu bildirilmiştir. Bizim çalışmalarımızın sonuçları ve tavsiyelerine benzer şekilde, bu çalışmada da hareketin arttığı yerlerde T2A 3D-SPACE sekansında ortaya çıkan sinyal kaybının arttığını bildirmekte, rutin incelemelerde bu sekansın eklenmesini önermektedirler.

Taydas O. ve arkadaşları kranioservikal psödomeningoselli olgularda yapmış olduğu çalışmada, T2A 3D-SPACE sekansında ortaya çıkan sinyal kaybı ile kist içerisine BOS akımı göstermişlerdir (57). Bu çalışmada, bizim çalışmamızda olduğu gibi T2A 3D-SPACE sekansının akım duyarlılığından faydalanıp, rutin spin eko sekanslarında gösterilemeyen, kist içi akım gösterilmiş ve diğer sekanslarla birlikte, özellikle postoperatif olgularda rutin incelemelere eklenmesi gerektiği vurgulanmıştır. Ayrıca T2A 3D-SPACE sekansı ile psödomeningosel kesesinin boynunun da daha iyi gösterildiğini ortaya koymuşlardır.

T2A 3D-SPACE sekansı ince kesitli olması sebebiyle anatomik yapıların değerlendirilmesinde 2D Spin Eko T2A sekansına göre daha üstündür. 3D-CISS sekansının kenar keskinliğini göstermede her iki sekanstan daha üstün olduğu belirten çalışma mevcuttur(64). Ancak Ucar M. ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada, 3D-CISS ve T2A 3D-SPACE sekansı arasında, obstrüktif BOS patolojisini saptamada anlamlı fark olmadığı göstermiştir. Hatta 3D-SPACE sekansının SNR değerinin daha yüksek olması ve artefaktlardan daha az etkilenmesinin üstün özellikleri olduğu vurgulanmıştır (65). Bizim çalışmamızda; 8 adet aquaduktal web olgusunda, 3D-CISS sekansının patolojiyi T2A 3D-SPACE sekansına göre daha iyi gösterdiğini saptadık.

Algin O. ve arkadaşlarının yaptığı başka bir çalışmada spontan third ventrikülostomili olgularda, FK-MRG ve 3D-CISS sekansları karıştırılmış ve 3D-CISS sekansının FK-MRG incelemesine göre third ventrikülostomili olgularda daha üstün olduğunu bildirilmiştir. Bu çalışmada 3D-CISS ve FK-MRG incelemeleri ile MRG sisternografi tetkiki karşılaştırılmış olup, 3D-CISS sekansında 2 hastada yanlış negatif sonuç bulunduğu tespit edilmiştir (66). T2A 3D-SPACE akımı gösterebilen bir sekans olduğundan, bu çalışmada T2A 3D-SPACE sekansının eklenmesi halinde MRG sisternografi tekniğine alternatif olabileceği aklı gelmektedir.

Günlük rutinde BOS akım MRG incelemesi kullanılan bir tekniktir. Bazı merkezlerde ise ekipman eksikliği ve teknik yetersizlik nedeniyle hiç yapılmamaktadır. Bu merkezlerde hidrosefalisi veya intrakranial basınç artışı olan hastalarda, FK-MRG incelemesi yapılamaması halinde T2A 3D-SPACE sekansı ile fonksiyonel olarak bilgi edinilebileceği kanısındayız. T2A 3D-SPACE sekansı, FK-MRG ye göre; çekim süresi daha kısa olan, artefaktlardan daha az etkilenen, daha ayrıntılı anatomik bilgi veren, üç boyutlu rekonstrüksiyon ile rezolüsyon kaybı olmadan değerlendirilme yapılabilen ve çekim esnasında değerlendirilecek alanın teknisyen tarafından belirlenmesine gerek duyulmayan bir sekanstır.

Bu çalışmanın limitasyonları; Siemens cihazındaki 3D-SPACE sekansının diğer marka cihazlardaki, akronimleri olan; CUBE (General Electric), VISTA (Philips), Fase 3D mVox (Canon) ve isoFSE (Hitachi) sekanslarıyla karşılaştırma yapılamamış olması ve BOS basıncı ölçümünde altın standart olan lomber ponksiyon işleminin gerçekleştirilmemesi olarak söyleyebiliriz.

6. SONUÇLAR

BOS akım MRG incelemesi günlük rutinde sıkça kullanılan bir incelemedir. FK-MRG, non-invaziv, kontrast gerektirmeyen, yüksek sensitivite ve spesifiteye sahip bir tetkiktir. Ancak ölçüm yapılan alanın teknisyen tarafından belirlenmesi, hastanın kardiyak siklusu ile ilişkili olması, parmak pletismograf gerektirmesi ve çekim sonrası hesaplamalar için özel yazılıma ihtiyaç duyulması, günlük rutinde kullanılmasını zorlaştıran nedenlerdir. Bu durum BOS akım incelemesinde FK-MRG'nin yerine daha kısa ve daha kolay uygulanabilir yeni bir teknik kullanılması gerekliliğini ortaya koymaktadır.

Biz bu çalışmada T2A 3D-SPACE incelemesinde akıma bağlı oluşan sinyal kaybından görsel sınıflama yaparak, kantitatif olarak ölçülen değerler ile pik sistolik akım hızı ve akım volümü hakkında, FK-MRG sekansına ek olarak T2A 3D-SPACE sekansı da ekleyerek BOS akımı incelemesinde alternatif bir yöntem kullanmayı amaçladık. Yaptığımız sınıflamada grade 0 grubunda akuaduktus serebri üzerinde hiç akım yoktu. Grade 1 ve grade 2 grubunda normal pik sistolik hız ve ileri akım volüm değerlerini bulduk. Grade 3 grubunda ise akuaduktus serebri üzerinde artmış pik sistolik hız ve ileri akım volümü değerleri tespit edildi.

Bu bulgular ışığında T2A 3D-SPACE sekansının BOS akım MRG incelemesinde tanıya katkı sağlamak amacıyla rutin çekimlere eklenmesini önermekteyiz.

6. KAYNAKLAR

1. Unal O, Kartum A, Avcu S, Etlik O, Arslan H, Bora A. Cine phase-contrast MRI evaluation of normal aqueductal cerebrospinal fluid flow according to sex and age. *Diagn Interv Radiol* 2009, 15(4):227-31
2. Barkhof F, Kouwenhoven M, Scheltens P. Phase-contrast cine MR imaging of normal aqueductal CSF flow. Effect of aging and relation to CSF void on modulus MR. *Acta Radiologica* 1994, 35(2):123-130.
3. Lee JH, Lee HK, Kim JK, Kim HJ. CSF flow quantification of the cerebral aqueduct in normal volunteers using phase contrast cine MR imaging. *Korean Journal of Radiology* 2004, 5(2):81-6.
4. Gideon P, Thomsen C, Stahlberg F, Henriksen O. Cerebrospinal fluid production and dynamics in normal aging: a MRI phase-mapping study. *Acta Neurol Scand* 1994, 89(5):362-6.
5. Mugler JP 3rd (2014) Optimized three-dimensional fast-spin-echo MRI. *J Magn Reson Imaging* 39(4):745–767.
6. Canaz H, Alatas I, Batçık O.E, Akdemir A.O, Baydin S. Erken Çocuklukta Hidrosefali. *Kafkas J Med Sci* 2013; 3(2):88–95.
7. Grossman RI, Yousem DM. *Cranial anatomy, Neuroradiology* 2nd ed. Elsevier Inc.2003, 37-96.
8. Arıncı K, Elhan A. *Anatomi, 5. Baskı*. Ankara, Güneş Tıp Kitabevleri, 2014, 346-7.

9. Jurado R, Walker HK. Cerebrospinal Fluid. In: Walker HK, Hall WD, Hurst JW, editors. *Clinical Methods: The History, Physical, and Laboratory Examinations*. 3rd edition. Boston: Butterworths; 1990. Chapter 74.
10. Telano LN, Baker S. *Physiology, Cerebral Spinal Fluid*. [Updated 2020 Jul 14].
11. Begsneider M. Evolving concepts of cerebrospinal fluid physiology. *Neurosurgery Clinics of North America* 2001, 36:632-8.
12. Chen CP, Chen RL, Preston JE. The influence of cerebrospinal fluid turnover on age-related changes in cerebrospinal fluid protein concentrations. *Neurosci Lett*. 2010 Jun 7;476(3):138-41.
13. Silverberg GD, Mayo M, Saol T, Rubinstein E, McGuire D. Alzheimer's disease, normal pressure hydrocephalus and senescent changes in CSF circulator physiology: a hypothesis. *The Lancet Neurology* 2003, 2:506-11.
14. Chen F, Deng XF, Liu B, Zou LN, Wang DB, Han H. Arachnoid granulations of middle cranial fossa: a population study between cadaveric dissection and in vivo computed tomography examination. *Surg Radiol Anat*. 2011 Apr;33(3):215-21.
15. Gómez DG, DiBenedetto AT, Pavese AM, Firpo A, Hershan DB, Potts DG. Development of arachnoid villi and granulations in man. *Acta Anat (Basel)*. 1982;111(3):247-58.
16. Greitz D. Radiological assessment of hydrocephalus: new theories and implications of therapy. *Neurosurg Rev* 2004, 27:145-65.
17. Greitz D. Cerebrospinal fluid circulation and associated intracranial dynamics. A radiologic investigation using MR imaging and radionuclide cisternography. *Acta Radiol* 1993, 34:1-23.

18. Orešković D, Radoš M, Klarica M. New Concepts of Cerebrospinal Fluid Physiology and Development of Hydrocephalus. *Pediatr Neurosurg.* 2017;52(6):417-425
19. Serlin Y, Shelef I, Knyazer B, Friedman A. Anatomy and physiology of the blood-brain barrier. *Semin Cell Dev Biol.* 2015 Feb;38:2-6. doi: 10.1016/j.semcdb.2015.01.002.
20. Obermeier B, Verma A, Ransohoff RM. The blood-brain barrier. *Handb Clin Neurol.* 2016;133:39-59.
21. https://www.researchgate.net/figure/Comparison-between-the-structure-of-the-Blood-Brain-Barrier-BBB-and-the-blood-CSF_fig1_321985691
22. Korzh V. Development of brain ventricular system. *Cell Mol Life Sci.* 2018;75(3):375-383. doi:10.1007/s00018-017-2605-y.
23. Stratchko L, Filatova I, Agarwal A, Kanekar S. The Ventricular System of the Brain: Anatomy and Normal Variations. *Semin Ultrasound CT MR.* 2016 Apr;37(2):72-83.
24. Spector R, Keep RF, Robert Snodgrass S, Smith QR, Johanson CE. A balanced view of choroid plexus structure and function: Focus on adult humans. *Exp Neurol.* 2015 May;267:78-86.
25. <https://doctorlib.info/anatomy/clinical-neuroanatomy/11.html>
26. Snell RS. *Clinical Neuroanatomy*, 6. Edition. Baltimore, Lippincott Williams & Wilkins, 2006, 439-58.
27. <https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/3/36/Gray768.png>

28. Koshikawa T, Naganawa S, Fukatsu H, Ishiguchi T, Ishigaki T. Arachnoid granulations on high-resolution MR images and diffusion-weighted MR images: normal appearance and frequency. *Radiat Med.* 2000 May-Jun;18(3):187-91.
29. <https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/5/5f/Gray769-en.svg>
30. Öner S. Multipl Sklerozlu Hastalarda Serebrospinal Sıvı Akım Dinamik Çalışmalarının Akut-Kronik Hastalık Ayırıcı Tanısına Katkısının Değerlendirilmesi. Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı. Uzmanlık Tezi, Malatya: İnönü Üniversitesi.
31. Farb R, Rovira À. Hydrocephalus and CSF Disorders. 2020 Feb 15. In: Hodler J, Kubik-Huch RA, von Schulthess GK, editors. *Diseases of the Brain, Head and Neck, Spine 2020–2023.*
32. Mei CC, Zhang J, Jing HX. Fluid mechanics of Windkessel effect. *Med Biol Eng Comput.* 2018 Aug;56(8):1357-1366.
33. [https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=30147960.](https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=30147960)
34. Ercan Tuncel, *Klinik Radyoloji*, 2.Baskı. Nobel & Güneş Yayınevi. 2008.
35. Oyar O, Gülsoy UK. Tıbbi görüntüleme fiziği. Ankara: Rekmay Basım, 2003; 281-328, 349-360.
36. Plewes DB, Kucharczyk W. Physics of MRI: a primer. *J Magn Reson Imaging.* 2012 May;35(5):1038-54. doi: 10.1002/jmri.23642. Erratum in: *J Magn Reson Imaging.* 2014 Nov;40(5):1252.
37. <https://maxfacts.uk/diagnosis/tests/mri/detailed>

38. <http://www.imaios.com/en/e-Courses/e-MRI/NMR/nuclear-spin>
39. Bottomley PA, Hardy CJ, Argersinger RE, Allen- Moore G. A review of ¹H nuclear magnetic resonance relaxation in pathology: are T1 and T2 diagnostic? *Med Phys* 1987; 14: 1– 37.
40. Currie S, Hoggard N, Craven IJ, Hadjivassiliou M, Wilkinson I.D. Understanding MRI: basic MR physics for physicians *Postgraduate Medical Journal* 2013;89:209-223.
41. Kovanlıkaya İ. Manyetik rezonans görüntülemenin temel fizik prensipleri ve görüntünün oluşumu. *Türk Rad*; 2005; 157-160.
42. Grover VP, Tognarelli JM, Crossey MM, Cox IJ, Taylor-Robinson SD, McPhail MJ. Magnetic Resonance Imaging: Principles and Techniques: Lessons for Clinicians. *J Clin Exp Hepatol*. 2015;5(3):246-255.
43. Baliyan V, Das CJ, Sharma R, Gupta AK. Diffusion weighted imaging: Technique and applications. *World J Radiol*. 2016;8(9):785-798.
44. De Leucio A, De Jesus O. MR Angiogram. [Updated 2021 Feb 7]. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2021 Jan-. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK558984/>
45. Algin, O. Evaluation of hydrocephalus patients with 3D-SPACE technique using variant FA mode at 3T. *Acta Neurol Belg* 118, 169–178 (2018).
46. Algin O. Evaluation of the Communication Between Arachnoid Cysts and Neighboring Cerebrospinal Fluid Spaces by T2W 3D-SPACE With Variant Flip-Angle Technique at 3 T. *J Comput Assist Tomogr*. 2018 Sep/Oct;42(5):816-821.
47. Mugler JP 3rd (2014) Optimized three-dimensional fast-spin-echo MRI. *J Magn Reson Imaging* 39(4):745–767.

48. Mugler JP 3rd, Bao S, Mulkern RV et al (2000) Optimized singleslab three-dimensional spin-echo MR imaging of the brain. *Radiology* 216(3):891–899.
49. Algin O, Turkbey B, Ozmen E et al (2013) Evaluation of spontaneous third ventriculostomy by three-dimensional sampling perfection with application-optimized contrasts using different flip-angle evolutions (3D-SPACE) sequence by 3T MR imaging: preliminary results with variant flip-angle mode. *J Neuroradiol* 40(1):11–18.
50. Gonçalves F.G, Amaral L.F. Constructive Interference in Steady State Imaging in the Central Nervous System. *European Neurological Review*, 2011;6(2):138-142.
51. Hilbert T, Nguyen D, Thiran JP, Krueger G, Kober T, Bieri O. True constructive interference in the steady state (trueCISS). *Magn Reson Med*. 2018 Apr;79(4):1901-1910.
52. ner Z. Faz kontrast sine MR görüntüleme ile normal aquaduktal BOS akımının yaş ve cinsiyete göre kantitatif değerlendirilmesi. İnn niversitesi ve Fırat Üniversitesi Anatomi Anabilim Dalı Ortak Doktora Tezi, 2016.
53. Nitz WR, Bradley GB, Watanabe AS, Lee RR, Burgoyne B, O'Sullivan RM, Herbst MD. Flow dynamics of cerebrospinal fluid: Assesment with phase contrast velocity MR imaging performed with retrospective cardiac gating. *Radiology* 1992,183:395-405.
54. Hasiloglu ZI, Albayram S, Gorucu Y, Selcuk H, Cagil E, Erdemli HE, Adaletli I. Assessment of CSF flow dynamics using PC-MRI in spontaneous intracranial hypotension. *Headache*. 2012 May;52(5):808-19.

55. Stoquart-ElSankari S, Balédent O, Gondry-Jouet C, Makki M, Godefroy O, Meyer ME. Aging effects on cerebral blood and cerebrospinal fluid flows. *J Cereb Blood Flow Metab.* 2007 Sep;27(9):1563-72.
56. Brinkmann G, Harlandt O, Muhle C, Brossmann J, Heller M. Quantification of fluid flow in magnetic resonance tomography: an experimental study of a flow model and liquid flow measurements in the cerebral aqueduct in volunteers. *Rofo* 2000;172:1043-51.
57. Taydas O, Ogul H, Gozgec E, Kantarci M. Evaluation of craniocervical pseudomeningoceles with three-dimensional T2-SPACE sequence at 3T. *Acta Radiologica.* 2021;62(1):80-86.
58. Ucar M, Tokgoz N, Koc AM, Kilic K, Borcek AO, Oner AY, Kalkan G, Akkan K. Assessment of 3D T2-weighted high-sampling-efficiency technique (SPACE) for detection of cerebellar tonsillar motion: new useful sign for Chiari I malformation. *Clin Imaging.* 2015 Jan-Feb;39(1):42-50.
59. Yılmaz, T.F., Aralasmak, A., Toprak, H. et al. Evaluation of CSF flow metrics in patients with communicating hydrocephalus and idiopathic intracranial hypertension. *Radiol med* 124, 382–391 (2019).
60. Akay R, Kamisli O, Kahraman A, Oner S, Tecellioglu M. Evaluation of aqueductal CSF flow dynamics with phase contrast cine MR imaging in idiopathic intracranial hypertension patients: preliminary results. *Eur Rev Med Pharmacol Sci* 2015 Sep;19 (18):3475-9.
61. Bradley WG Jr. CSF Flow in the Brain in the context of normal pressure hydrocephalus. *AJNR Am J Neuroradiol* 2015 May;36(5):831-8.
62. Alperin N, Ranganathan S, Bagci AM, Adams DJ, Ertl-Wagner B, Saraf-Lavi E, Sklar EM, Lam BL. MRI evidence of impaired CSF homeostasis in obesity-

associated idiopathic intracranial hypertension. *AJNR Am J Neuroradiol* 2013 Jan;34 (1):29-34.

63. Krishnan P, Raybaud C, Palasamudram S, Shroff M. Neuroimaging in Pediatric Hydrocephalus. *Indian J Pediatr*. 2019 Oct;86(10):952-960.
64. Ucar M, Guryildirim M, Tokgoz N, Kilic K, Borcek A, Oner Y, Akkan K, Tali T. Evaluation of Aqueductal Patency in Patients with Hydrocephalus: Three-Dimensional High-Sampling-Efficiency Technique (SPACE) versus Two-Dimensional Turbo Spin Echo at 3 Tesla. *Korean J Radiol*. 2014 Nov-Dec;15(6):827-835.
65. Ucar M, Tokgoz N, Damar C, Alimli AG, Oncu F. Diagnostic performance of heavily T2-weighted techniques in obstructive hydrocephalus: comparison study of two different 3D heavily T2-weighted and conventional T2-weighted sequences. *Jpn J Radiol*. 2015 Feb;33(2):94-101.
66. Algin O, Hakyemez B, Parlak M. Phase-contrast MRI and 3D-CISS versus contrast-enhanced MR cisternography for the detection of spontaneous third ventriculostomy. *J Neuroradiol*. 2011 May;38(2):98-104.