

CELAL BAYAR ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ

Radyoloji Anabilim Dalı

PALMAR ARK VARYASYONLARININ MANYETİK REZONANS
GÖRÜNTÜLEME İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

UZMANLIK TEZİ

Dr. Pınar ÖZKARAKAŞ

Tez Danışmanı

Prof. Dr. Mine ÖZKOL

Manisa, 2013

ÖNSÖZ

Öncelikle tez danışmanım olarak çalışmamda katkı ve desteklerini esirgemeyen değerli hocam Prof. Dr. Mine ÖZKOL' a,

Uzmanlık eğitimim boyunca sabırla, bir hocadan ziyade bir abla sıcaklığı ile her türlü konuda her başım sıkıştığında yanımda hissettiğim değerli tez yürütücüm Doç. Dr İ. Şebnem ÖRGÜÇ' e,

Bilgi ve tecrübelerini paylaşmaktan kaçınmayan değerli hocalarım Prof. Dr. Cihan GÖKTAN, Prof. Dr. Yüksel Pabuşçu, Prof. Dr. Gökhan PEKİNDİL, Prof. Dr. Serdar TARHAN, Doç. Dr. Gülgün YILMAZ OVALI, Doç. Dr. Selim SERTER' e

Üzerimde inkar edilmez emekleri olan sevgili kıdemlilerim Uzm. Dr. Fatma CAN, Uzm. Dr. Işıl Esen BOSTANCI, Uzm. Dr. Fatih DÜZGÜN, Uzm. Dr. Işıl BAŞARA, Uzm. Dr. Buket GÖÇMEN, Uzm. Dr. Güliz YILMAZ, Uzm. Dr. Seçil KARACAN, Uzm. Dr. Bilgen ULUYOL, Uzm. Dr. Mustafa GÖK, Uzm. Dr. Ali ER ve Uzm. Dr. Tecelli POÇAN' a

Birlikte çalışmaktan çok büyük zevk aldığım sevgili asistan arkadaşlarım, Dr. Fırat KIZILKAYA, Dr. Nuri BARAZ, Dr. Serap URGAN, Dr. Nur SOYLU, Dr. İnci YILMAZ, Dr. Muhammet BULUT, Dr. Sinan SÖZÜTOK, Dr Kaan ARSLAN, Dr Mustafa FARAŞAT' a

Tez hastalarımın çekiminde yardımını esirgemeyen teknisyen arkadaşlarım Nermin DENİZMEN, Harun ÇETİNKAYA, Esin EROL CANBAZ, Burhan BEYAZ 'a,

Başta Rıza ÖZUĞUR ve Hanife BALTALI olmak üzere diğer tüm radyoloji çalışanlarına,

Dua ve desteklerini her zaman yanımda hissettiğim canım annem Şirin SUSÜZER, babam Muzaffer SUSÜZER, ablam Esin SUSÜZER ve Esen ÖZALTUN ile yeğenim Utku ÖZALTUN, can dostum Rabia GENÇ' e

Ve son olarak varlığıyla beni güçlü kılan, hayat arkadaşım, can yoldaşım, sevgili eşim Dr. Hüseyin Özkarakaş' a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ	ii
KISALTMALAR	v
I. GİRİŞ VE AMAÇ	1
II. GENEL BİLGİLER	3
2.1 ELİN VASKÜLER ANATOMİSİ	3
2.1.1 A. Radyalis' in Eldeki Bölümü	3
2.1.1.a A. Prinseps Pollicis	4
2.1.1.b A. Radyalis İndisis	4
2.1.1.c Arkus palmaris profundus	4
2.1.2 A. Ulnaris' in eldeki Bölümü	5
2.1.2.a Ramus palmaris profundus	5
2.1.2.b Arkus palmaris süperfisialis	6
2.1.2.c Aa. Dijitales palmares communes	6
III. MR ANJİYOĞRAFİ TEKNİKLERİ	10
3.1 MR Görüntülemedeki Akım Etkilerinin Temeli	11
3.1.1 SATÜRASYON ETKİLERİ	11
3.1.2 FAZ ETKİLERİ	13
3.2 TOF ve PCA	16
3.2.1 TOF MRA	16
3.2.1.a 2D TOF MRA	17
3.2.1.b 3D TOF MRA	18
3.2.2 FAZ KONTRAST ANJİYOĞRAFİ (PCA)	20
3.2.2.a 2D PCA	23
3.2.2.b 3D PCA	24
3.3 Kontrastlı MRA, TRICKS ve Kontrast Madde Kullanımı	28
IV. GEREÇ VE YÖNTEM	37
V. BULGULAR	38
VI. OLGU ÖRNEKLERİ	42
VII. TARTIŞMA	47
VIII. SONUÇ	51

IX. ÖZET	52
X. SUMMARY	54
XI. KAYNAKLAR	56

KISALTMALAR

A.	Arteria
AVM	Arteriovenöz malformasyon
FOV	Field of view
FRE	Flow related enhancement
FSE	Fast spin eko
GE	Gradyent eko
LIG	Ligamentum
M	Musculus
MIP	Maximum intensity projection
MR	Manyetik Rezonans
MRA	Manyetik Rezonans Anjiyografi
MT	Manyetizasyon Transfer
N.	Nervus
NEX	Number of Excitation
PCA	Faz Kontrast Anjiyografi
PROC	Prosesus
R	Ramus
RF	Radyofrekans
SE	Spin eko
SNR	Sinyal/gürültü oranı
T	Tesla
TE	Time of echo (Eko zamanı)
TOF	Time of Flight
TR	Time of repetition (Tekrarlama zamanı)
TRICKS	Time resolved imaging of contrast kinetics
2D	2 Boyutlu
3D	3 Boyutlu

I.GİRİŞ VE AMAÇ

Eli derin ve yüzeyel palmar ark besler. Bu iki ark bazı kompensatuvar varyasyonlar ile dolaşım dengesini sağlar (1). Elin vasküler anatomisinin bilinmesi doğumsal anomalilerin rekonstrüksiyonunda, posttravmatik lezyonlarda ve radyal arterin arteriyel by-pass için donör olarak kullanılmasında önem kazanır. Doppler akım ölçümleri yalnızca yüzeyel palmar arkı değerlendirmede anlamlıdır (2). Konvansiyonel anjiyografik çalışmalar derin palmar ark hakkında genel bilgi verebilir ancak invaziv olması ve kısa süreli de olsa hospitalizasyon gerektirmesi dezavantajdır (3). Kontrastlı 3 boyutlu time resolved imaging of contrast kinetics manyetik rezonans anjiyografi (3D TRICKS MRA) tekniği minimal invaziv olması, hospitalizasyon gerektirmemesi, kısa sürede sonuç vermesi ve aynı zamanda venöz yapıların da değerlendirilebilmesi nedeniyle konjenital anomalilerin rekonstrüksiyonunda, posttravmatik lezyonlarda ve radyal arterin arteriyel by-pass için donör olarak kullanılmasında preoperatif değerlendirmede anlam kazanmaktadır.

Ancak mevcut kontrastlı 3D tekniklerinin dezavantajı sonraki taramalarda ilk enjeksiyondan kalan rezidü kontrast maddenin venler ve çevre dokuları görünür hale getirmesi nedeniyle sadece tek bir yüksek kaliteli tarama eldesine izin vermesidir. Aynı zamanda şimdiki 3D kontrastlı MRA teknikleri kontrast geçişi ile ilgili herhangi bir bilgi vermemektedir (4).

Bu nedenle kontrast madde geçişi boyunca bir hacimden tekrarlayan görüntü elde edilen zamana bağımlı kontrastlı 3D TRICKS MRA (3D TRICKS: Time Resolved Imaging of Contrast Kinetics) tekniği geliştirilmiştir. Parametrelerin uygun seçimi ile çok kısa bir zaman diliminde çok sayıda 3D imaj tamamlanabilmektedir. Bu teknik kontrast madde geçişi ve kan akım oranının göstergesi olan bolus transit zamanı hakkında bilgi vermektedir. Aynı zamanda organların kontrast tutuş paterni hakkında da gözlem yapabilmeyi sağlar (5).

Bu çalışmanın amacı kontrastlı 3D TRICKS MRA tekniği ile palmar ark varyasyonlarının gösterilmesi ve sıklıklarının belirlenmesidir.

II. GENEL BİLGİLER

2.1. ELİN VASKÜLER ANATOMİSİ

A. brakialis kollum radii hizasında veya dirsek bükümünün 1cm aşağısında a. radyalis ve a. ulnaris olmak üzere iki terminal dalına ayrılır.

2.1.1. A. Radyalis' in Eldeki Bölümü

A. brakialis' in iki terminal dalından daha ince ve dış tarafta olanıdır (Şekil 1). Kollum radii hizasında ve m. biceps brachii' nin kirişinin hemen medialinde başlar. Ön koldaki seyrini, fossa kubiti' nin orta noktasını pros. stiloideus radii' nin hemen iç kısmına birleştiren bir çizgi ile gösterebiliriz. A. radyalis' in proksimal kısmını, m. brakioradyalis' in üst bölümünü örter (2,20).

A. radyalis, radius' un distal ucunu dış tarafından dolanarak el sırtında fovea radyalis' e (enfiye çukuru) gelir. Burada m. ekstansör pollicis brevis, m. abdüktör pollicis longus ve m. ekstansör pollicis longus' un kirişlerinin derininden geçerek el sırtında 1. metakarpal aralığa ulaşır. Bu aralıktaki interosseal kası delerek palmar tarafa geçer ve a. ulnaris' in derin dalı ile ağızlaşarak arkus palmaris profundus' u oluşturur. Uzun olan a. radyalisin önkolda, el bileğinde ve elde olmak üzere 3 bölümü vardır (21). Biz bu bölümde eldeki bölümünü ve varyasyonlarını ele alacağız.

Eldeki bölümü birinci interosseal aralığın proksimal kısmında, birinci dorsal interosseal kasın iki başı arasından geçerek palmar tarafa gelir. Burada m. addüktör pollicis' in oblik ve transvers bölümleri arasından, bazen de transvers bölümünün içinden transvers bir yönde geçerek, 5. metakarpal kemiğin tabanına doğru uzanır. Burada a. ulnaris' in derin dalı ile ağızlaşarak arkus palmaris profundus' u oluşturur (16,28).

2.1.1.a A. prinseps pollisis

Birinci interosseal aralıkta m. interosseus dorsalis 1 ile m. addüktör pollisis' in oblik başı arasında, a. radyalis' ten ayrılır. Birinci metakarpal kemik ve başparmağın ulnar tarafında distale doğru uzanır. Burada m. fleksör pollisis longusun kirişinin derininde bulunur (6).

2.1.1.b A. radyalis indisis

A. prinseps pollisis' in yakınında a. radyalis' ten ayrılır. M. Interosseus dorsalis 1 ile m. addüktör pollisis' in transvers başı arasında distale doğru uzanır. İşaret parmağının radyal tarafında seyreder ve a. dijitalis palmaris proprius ile ağızlaşır. M. addüktör pollisis' in transvers başının distal kenarı hizasında a. prinseps pollisis ile ağızlaşır ve arkus palmaris süperfisyalis' e bağlanan bir dal verir. A. prinseps pollisis ve a. radyalis indisis, bazen tek kütük şeklinde çıkabilir. Bu kütüğe a. metakarpea palmaris 1 denilir (7,8).

2.1.1.c Arkus palmaris profundus

A. radyalis' in kavis şeklindeki son bölümüne arkus palmaris profundus denilir (Şekil 2). Bu kavsi ulnar tarafta a. ulnaris' in ramus palmaris profundus' u tamamlar. Ancak bazı varyasyonlar tanımlanmış olup en sık görülen tipleri Şekil 3' te gösterilmiştir. Metakarpal kemiklerin proksimal uçları hizasında bulunan bu damar kavsi, m. interosseus palmaris' lerin yüzeyinde, m. addüktör pollisis' in oblik başı, fleksör kas kirişleri ve m. lumbrikalis' lerin de derininde bulunur. (Arkus palmaris profundus %63 oranında n. ulnaris' in derininde , %34 oranında yüzeyinde ve % 2,5 oranında da n. ulnaris' i çevrelemiş bir şekilde çift olarak bulunur.) (9). Dalları:

Aa. metakarpales palmares: Arkus palmaris profundus' un konveks yüzünden ayrılan üç adet damardır. İnterosseal kasların palmar yüzünde parmak köklerine doğru uzanırlar. Burada arkus palmaris süperfisyalis' in a. dijitalis palmaris communis dalları ile ağızlaşırlar (10).

Rr. perforantes: Arkus palmaris profundus' tan ayrılan üç adet daldır. Bunlar 2, 3. ve 4. interosseal aralıktaki interosseal kasları delerek elin dorsaline geçerler. Burada a. metakarpea dorsalis' lerle ağızlaşırlar. Arkus palmaris profundus' un proksimale bakan konkav tarafından ayrılan dallar, rete karpale palmare' nin oluşumuna katılırlar (11).

2.1.2 A. Ulnaris' in Eldeki Bölümü

A. brakialis' in iki uç dalından daha kalın olanıdır (Şekil 1). Kollum radii hizasında veya dirsek ekleminin 1cm distalinde başlar. Biraz aşağıda nervus medyanus' un derininden çaprazlayarak ulnar tarafına geçer, n. ulnaris ile birlikte seyrederek. El bileğinde retinakulum fleksorum' un yüzeyelinden (lig. karpi transversum' un yüzeyelinden, lig. karpi palmare' nin de derininden) ve os pisiforme' nin de radyal tarafından geçerek ele girer. Burada radyal tarafa dönerek arkus palmaris süperfisyalis' i oluşturur. Bunu da dış taraftan a. radialis' in ince yüzeyel dalı tamamlar. A. ulnaris' in önkolda, el bileğinde ve elde olmak üzere 3 bölümü vardır (12). Biz bu bölümde eldeki bölümünü ve varyasyonlarını ele alacağız.

2.1.2.a R. palmaris profundus

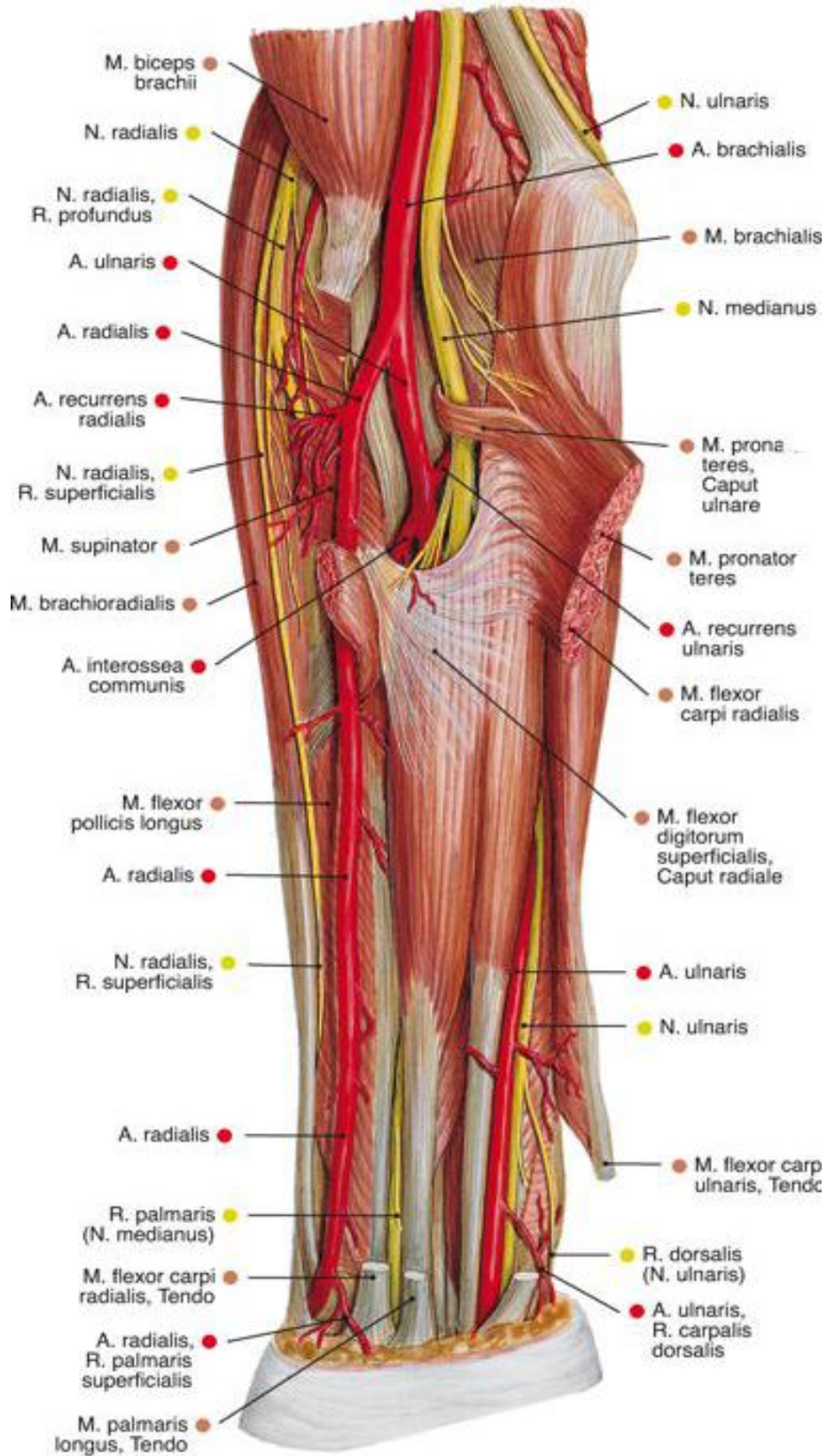
M. abdüktör digiti minimi ile m. fleksör digiti minimi brevis' in aralarından ve m. opponens digiti minimi' nin de içinden geçerek m. interosseus palmaris' lerin üzerinde radyal tarafa doğru uzanır. A radialis' in distal kısmı olan arkus palmaris profundus ile ağızlaşarak bu kavsi tamamlar (13).

2.1.2.b Arkus palmaris süperfisyalis

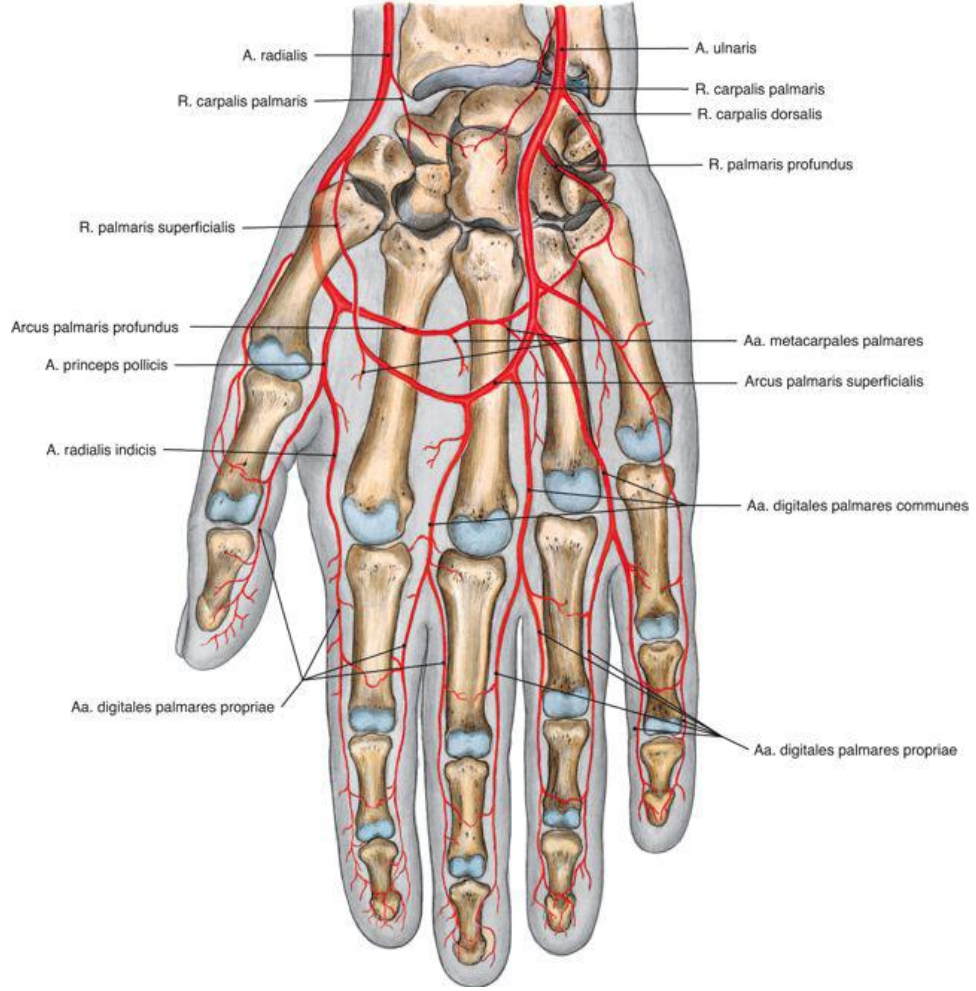
A. ulnaris' in eldeki kavisli distal kısmına arkus palmaris süperfisyal denir (Şekil 2). Bu kavsi genellikle radyal tarafta a. radyalis'in r. palmaris süperfisyal' i tamamlar. Bu kavsi bazen a. radyalis indisis, a. prinseps pollisis veya a. committans nervi mediani tamamlayabilir (Şekil 4). Bu arkus' tan 3 tane a. dijitalis palmaris communis çıkar (14).

2.1.2.c Aa. digitales palmares communes

Arkus palmaris süperfisyal' in distale bakan konveks yüzünden ayrılan 3 adet arterdir. Bu arterler 2. , 3. ve 4. lumbrical kasların üzerinde parmak köküne doğru uzanırken, arkus palmaris profundus' tan gelen aa. Metakarpea palmares' i alırlar. Parmak köklerinde, aa. digitales palmares proprii denilen iki terminal dala ayrılırlar. Bu dallar başparmak dışındaki parmakların birbirine bakan yüzlerinin palmar yarılarında, parmak ucuna kadar sinir dalları ile birlikte uzanırlar. Parmak ucunda ve deri altı bağ dokusu içinde çok sayıda dallara ayrılarak birbirleriyle anastomoz yaparlar. A. dijitalis dorsalis' ler 2. falanks' a kadar uzanabildiği için sadece 1. falanks'a kadar uzanan bölümü besleyebilirler. 2. ve 3. falanks' ların dorsal kısımları ile tırnak yatağını da a. dijitalis palmaris propria' lar besler. Küçük parmağın ulnar tarafında uzanan a. dijitalis palmaris proprius, a. ulnaris' in dalıdır (15).

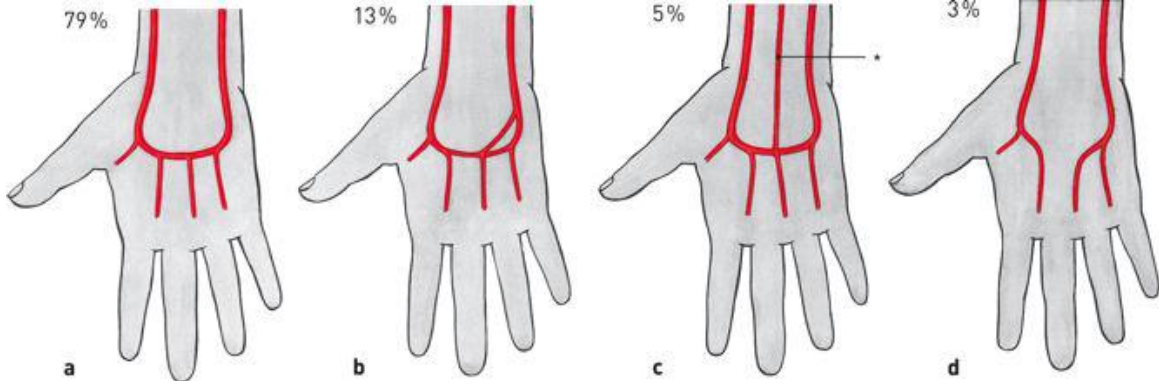


ŞEKİL 1: A. Brakialis' in ön kolda a. Radyalis ve a. Ulnaris dallarına ayrılması (Sobotta,10th Ed.)



ŞEKİL 2: Arkus palmaris profundus ve süperfisyal (Sobotta, 10th Ed.)

ŞEKİL 3: Derin palmar ark varyasyonlarının şematik gösterimi (Sobotta,10th Ed.)



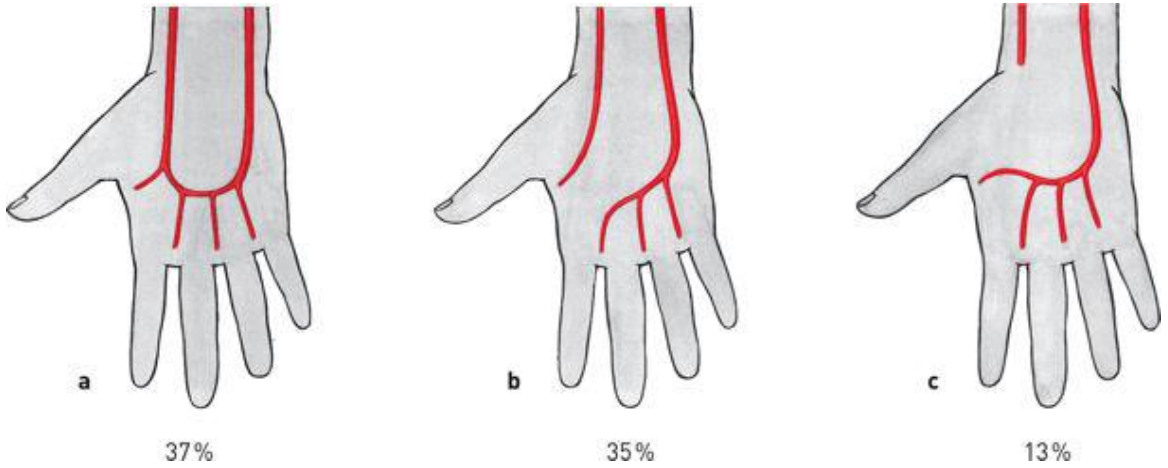
Tip 1: Basit kapalı derin palmar ark

Tip 2: Ulnar katlama

Tip 3: Arteria interossea anterior ile anostomoz

Tip 4: 1. ve 2. parmaklar radyal arterden 3. , 4. , ve 5. parmağın ulnar arterden beslendiği tip.

ŞEKİL 4: Yüzeyel palmar ark varyasyonlarının şematik gösterimi



Tip 1: Kapalı yüzeyel palmar ark

Tip 2: 3. , 4. , 5. parmakların a. Ulnaris' ten beslendiği tip

Tip 3: Tüm parmakların a. Ulnaris' ten beslendiği tip

III. MR ANJİOGRAFİ TEKNİKLERİ

Akımın MR görüntüsü üzerindeki etkileri manyetik rezonans (MR) görüntülemenin en karmaşık konularındandır. MR görüntülemeye akan kandan alınan sinyal, vasküler yapının içinde bulunduğu kesitin çok kesitli görüntüleme hacmi içindeki diğer kesitlere göre konumuna, tekrar zamanına (TR), eko zamanına (TE), eko sayısına ve kesit kalınlığına bağlıdır. Spin eko (SE) görüntülemesindeki akan kanın görünümü gradyent eko (GE) görüntülemesinden farklıdır. Akan kanın görünümü ayrıca uygulanan gradyentlerin gücüne ve çeşitli akım kompensasyon tekniklerine bağlıdır (5) .

Kan değişik relaksasyon özelliklerine sahip multipl komponentler içeren kompleks bir dokudur. Kanın T1 relaksasyon zamanı, manyetik alan gücü, hematokrit, pH, vücut ısısı gibi pek çok faktöre bağlıdır. Pıhtılaşmamış kanın relaksasyon çalışmaları uzun T1 ve uzun T2 ölçümleri vermektedir (17)

Vücuttaki akım başlıca 3 başlıkta incelenebilir;

- 1) Büyük arter ve venlerdeki makroskobik akım
- 2) Kapiller seviyedeki akım (perfüzyon)
- 3) Moleküler seviyedeki akım (difüzyon)

Genelde kan akımının hızı torasik aorta gibi büyük çaplı damarlarda en yüksek, femoral arter gibi daha düşük çaplı arterlerde daha düşüktür. Damar çapının akım hızına olan etkisi **Bernoulli prensibi** ile belirlenebilir. Buna göre bir damarda birbirine komşu iki noktadaki hız ve kesit alanı çarpımları birbirine eşittir. Örneğin bir stenotik segmentin çapı proksimalindeki lümen çapının yarısına eşitse stenotik segmentteki akım hızı proksimale oranla 4 kat artacaktır.

Kanın sıradan bir sıvı gibi davrandığını ve akım hızının sabit olduğunu varsayarsak hız profili laminar olacaktır. Laminar profil kan elemanları ile damar duvarı arasındaki sürtünmeden ortaya çıkar. Akımı yavaşlatıcı etki damar duvarına yakın kesimde maksimumdur. Bu nedenle akım hızı lümen

santralinde maksimum, periferinde ise minimumdur. Akım profili dansite, viskozite, damar yarıçapı, ortalama akım hızı gibi pek çok doku özelliğine bağlıdır. Bu faktörler biraraya getirilerek Reynolds sayısı (Re) adı verilen birimsiz bir sayı ortaya çıkarılabilir(18).

$$Re = \text{dansite} \times \text{hız} \times \text{damar çapı} / \text{viskozite}$$

Re, laminar akımın pıhtı akımına dönüştüğü eşik değerini belirler. Basit bir sıvının akımı söz konusu olduğunda 2000-2300'ün altındaki değerler laminar akımı, üstündeki değerler ise tıkaç akımını gösterir.

Vasküler stenozun görüntülenmesinde türbülans önemli bir faktördür. Daha önce de belirtildiği gibi damar çapı azaldıkça hız artar ve darlık distalinde damar çapının aniden artması bu kesimde girdaplar oluşturan kaotik bir akım paternine neden olur. Darlık distalindeki türbülansa bağlı sinyal kaybı MR görüntülemeye artefaktlar oluşturur. Örneğin MR anjiyografide darlık distalindeki normal genişlikteki lümen artefakta bağlı olarak dar, hatta tamamen tıkanmış görünebilir.

3.1 MR GÖRÜNTÜLEMEDEKİ AKIM ETKİLERİNİN TEMELİ

MR anjiyografiyi anlayabilmek için kesitsel görüntüleme akım fenomeninin fiziksel temelini bilmek gerekir. Kesitsel görüntüleme vasküler sinyal saturasyon ve faz etkilerine bağlıdır.

3.1.1 SATÜRASYON ETKİLERİ

“Time of flight” (TOF) etkileri ya da “in flow” etkileri de denir. Saturasyon (doygunluk), görüntüleme hacmi içindeki protonların maksimum değerdeki ilk longitudinal manyetizasyon (Mo) değerinin görüntüleme anındaki değerine (M) düşme oranını temsil eder. Görüntüleme işlemi başlamadan önce görüntüleme hacmi içindeki hareketli ya da durağan tüm

protonlar ansatüredir; yani $M=Mo'$ dır. Görüntüleme sırasında doku protonları RF (radyofrekans) pulslarına maruz kalırlar ve doygunluğa ulaşırlar. Bu satüre protonlar düşük sinyal verirken satüre olmayan protonlar yüksek sinyal verirler. Durağan protonların satürasyon derecesi TR ile T1 arasındaki dengeye bağlıdır. $M=Mo (1-e^{-TR/T1})$. Eğer TR T1 zamanına yakınsa “M” olabildiğince orjinal değerine yakın kalacak yani protonlar ansatüre olacaktır. Rutin görüntülemelerde kesite özgü RF pulsları kullanılacağı için kesit dışındaki spinler ansatüre kalırlar. Kan akımı ile görüntüleme alanı içine giren ansatüre spinler burada ilk uyarıldıklarında güçlü bir sinyal oluştururlar. Görüntüleme hacmine giren bu spinler durağan spinler gibi ardarda uyarılırlarsa satüre olmaya başlarlar ancak bu spinler akım nedeniyle kesidi terk ederken yerlerini yeni, taze spinler alır. Sonuçta T1 relaksasyon zamanı uzun olmasına rağmen akan kan durağan dokulara oranla daha intens görünür. Bu etkiye akıma bağlı intensite artışı ya da giriş kesiti fenomeni adı verilir. Bu etki en belirgin olarak tek kesitli görüntülemelerde gözlenir. Çok kesitli görüntülemelerde ise akan kanın görüntüleme hacmi içine girdiği kesit veya kesitlerde izlenir. Maksimum sinyali belirleyen hız $V= Z/TR$ olarak belirlenebilir (z, kesit kalınlığını temsil etmektedir). Örneğin $z= 1\text{cm}$, $TR= 1\text{sn}$ ise $V= 1\text{cm/sn}$ olarak belirlenir ki bu da venlerdeki tipik hızdır (19).

Spin eko görüntülemelerde görüntüleme hacmi içine giren protonlar ilk 90 derecelik RF pulsu ile uyarıldıklarında en güçlü sinyali verirler. Ancak bu kesit içinde ardarda uyarıldıklarında sinyalleri azalmaya başlar. Hacim içine giren kan ilk kesitte RF pulsuna yakalanmazsa ikinci kesitte yakalanır ve bu kesitte yüksek sinyal verir (2) .

Yukarıda açıklananlar özellikle tıkaç akımı için doğrudur. Laminar akımın profili farklı olduğu için neden olduğu intraluminal sinyal de farklı olabilir. Lümen santralindeki spinler yüksek hızları nedeniyle en az satüre olurlar yüksek sinyal ve en derine penetre olur. Lümen periferindeki spinler ise daha ilk kesitlerde satüre olurlar.

SE görüntülemelerde kesit alanına giren proton, sinyal verebilmek için iki pulsa maruz kalmalıdır. SE görüntülemelerde 90 derecelik pulsa maruz kalan ancak 180 derecelik pulsa maruz kalamadan kesiti terk eden spinler sinyal

vermezler. İşte bu nedenle böyle hızlı bu spinlerin geçtiği lümen sinyalsiz görünür. Kesit içindeki spinler interpuls intervali sırasında (90- 180 arası) $V \times TE/2$ kadarlık yol alırlar. Bu mesafe kesit kalınlığına eşit veya daha kalın ise kesitten sinyal alınmaz. Yani spinlerin kritik hızı $V = Z/TE/2$ dir. Bu ve daha yüksek hızlardaki spinler sinyalsiz olarak izlenir. Buna yıkama etkisi denir (3).

3.1.2 FAZ ETKİLERİ

Faz kayması etkileri akımın MR görüntülemesinde birincil önem taşırlar. Bu etkiler "TOF" etkileri ile eş zamanlı fakat onlardan bağımsız olarak ortaya çıkarlar. Manyetik alan gradyentine karşı akımın söz konusu olduğu her yerde faz etkileri ortaya çıkar. Bir voksel içerisindeki tüm spinler aynı faza sahip ise bu sinyaller toplanarak güçlü bir sinyal oluştururlar. Ancak spinler farklı fazlara sahiplerse spinler birbirini elimine edeceğinden ölçülen sinyal azalır. Buna faz dispersiyonu denir. Bir voksel içindeki spinlerin faz dağılımı 360 dereceyi geçerse o vokseldeki sinyal tamamen kaybolur. Herhangi bir manyetik inhomojenite kaynağı faz dispersiyonuna ve böylece sinyal kaybına neden olur. MR görüntülemeye kullanılan lineer alan gradyentleri (faz kodlama, frekans kodlama ve kesit seçimi gradyentleri) güçlü bir manyetik inhomojenite oluştururlar. Sinyalin uzaydaki konumunu belirlemek için varlıkları kaçınılmaz olan bu gradyentler öte yandan faz şiftleri oluştururlar ve MR görüntülemeye faza bağlı akım etkilerinden sorumludurlar (22) .

Manyetik alan gradyentleri varlığında spinlerin hareketleri MR sinyalinin fazını değiştirir. Bu etkiler spinler görüntüleme hacmi içinde uzun bir yol katediyorlarsa (örneğin damarın kesit düzlemi içinde seyretmesi kalın kesitler veya vasküler looplarda) da söz konusu olur. Bu hareket nedeniyle oluşan faz şiftleri faz kodlama yönünde artefaktlar oluşturur ve görüntü kalitesini bozar. Ancak hem rutin görüntülemeye hem de MR anjiyografide akım kompensasyon şemaları bu şiftleri gidererek akım kalitesini korurlar. Bunun da ötesinde özel dalga formları uygulanarak öngörülen faz şiftleri

oluşturulup bunlar ölçülerek intravasküler sinyal oluşturulabilir ki bu da faz kontrast anjiyografinin temelini oluşturur (23) .

Sabit ve homojen bir manyetik alan üzerine bir (+) gradyent süperimpoze edilirse durağan spinler aşağıdaki denkleme göre defaze olurlar.

$$\Phi(t) = \gamma Gxt$$

Burada: $\Phi(t)$: Zaman içinde spinlerin lineer faz değişimi , γ : Gyromanyetik oran, G: Gradyent büyüklüğü, x: Spinin gradyent yönündeki konumudur.

Bu indüklenmiş faz şiftleri aynı büyüklükte ancak ters polariteli (- Gr) bir gradyent ile düzeltilebilir. Bu ters polariteli gradyent çiftine bipolar gradyent ismi verilir. GE görüntülemelerde read out yönünde böyle bipolar (+Gr/-Gr) gradyentler uygulanarak durağan spinler üzerindeki şiftler düzeltilir. Bipolar gradyentler durağan spinlerdeki faz kaymasını düzeltebilirken, hareketli spinlerdeki kaymayı (yeterince) düzeltemez çünkü bu spinler hareketleriyle bağlantılı olarak daha kompleks bir faz kaymasına uğrarlar. Bu spinlerde rezidüel şift kalır. Bipolar gradyent boyunca hareket eden bir spinlerdeki rezidüel faz şifti hareketin hızı ile doğru orantılı ve zamanla quadratik olarak değişir (24) .

$$\Phi(t) = \gamma VGT^2$$

$\Phi(t)$ = zaman içinde spinlerin lineer faz değişimi, γ = Gyromanyetik oran, G = gradyent büyüklüğü, T = Gradyent lobunun etkin kaldığı süre. Daha kompleks hareketlerde ise (akselerasyon gibi) hızın, gradyent gücünün ve süresinin etkisi daha da artar.

Multiple ekolu SE görüntülemelerde simetrik gradyentler kullanıldığında gradyent yönünde sabit hızla hareket eden kan akımında even echo rephasing görülebilir. SE sekanslarında eko 180 derecelik puls tarafından oluşturulur ve read out gradyenti tarafından oluşturulan faz şifti simetrik (bipolar değil) gradyentler tarafından kaybedilir. Bu etki hem kesit içinde

hareket eden damarlarda (read out gradyenti ve 180 derece pulsu) hem de kesite dik damarlar içinde (kesit seçimi gradyenti ve 180 derecelik puls) görülebilir. Bu etki sıklıkla sabit hızlı venöz akımla izlenir. Buna even-echo rephasing denir (25).

Laminar akım içeren damarlarda lümenin kesit alanı boyunca hız sabit değildir. Yani kesit alanı boyunca hız gradyenti oluşur. Santraldeki spinler en hızlı periferdeki spinler en yavaş hareket ederler. Bu hız gradyenti voksel içinde faz gradyentine neden olur. Sonuçta voksel içinde sinyal azalır. Bu artefakt damar duvarı boyunca; aksiyel kesitlerde halka şeklinde; longitudinal görüntülerde ise lümen kenarında bantlar şeklinde görülür. Buna intravoksel faz dispersiyonu denir. İntravoksel faz dispersiyonuna neden olan diğer durumlar akselerasyon ve tübülans gibi karmaşık akım hareketleridir. İntravoksel faz dispersiyonundan kaçınmak için voksel boyutları küçültülebilir (FOV küçültülerek; matris artırılarak veya kesit kalınlığı küçültülerek) ancak bu sinyal/gürültü oranının azalması pahasına yapılır. Sinyal/gürültü uyarım sayısı artırılarak artırılabilir ancak bu da süreyi uzatır (26).

Eko zamanında örnekleme yaparken faz şiffleri basitçe gradyent reversal ile ve bipolar 1: 1 güç ve uzunluktaki gradyentlerle düzeltilir. Bu gradyentler sabit spinlerin şifflerini düzeltirken hareketlilerininki yeterince düzeltilmez (dengelenmemiş düzeltme). Hareketli spinlerdeki bu rezidüel spinler faz kodlama yönündeki hayalet artefaktlardan sorumludur. Öte yandan hareketin neden olduğu bu faz şiffleri pozisyon bağımlıdır ve faza duyarlı görüntüler oluşturmak için kullanılabilir. Hareketin neden olduğu şiffleri gidermek için kullanılan yöntem akım kompensasyon tekniği diye anılır. Bu teknik için kullanılan diğer isimler “ gradient moment nulling”; ve “gradient moment rephasing” dir. Akım kompensasyonunda read out ve kesit seçimi yönlerine gradyent lobları eklenir. Bu ek loblarla hareket nedeniyle biriken şiffler giderilir. Sabit hızla hareket eden spinler için polaritesi iki kez değişen (tripolar gradyent dalga formu 1:2:1 oranında güç ve süreli) birinci dereceden kompensasyon kullanılır. Daha yüksek dereceli hareketler (örneğin akselerasyon) için 4 lob eklemek gerekir. Ancak bu tür gradyent loblarını eklemek kaçınılmaz olarak minimum TE süresini uzatır. TE' yi

uzatmak ise sinyali (intravoksel faz dispersiyonu nedeniyle) azaltacaktır. Örneğin TE: 3 ms ile elde edilen bir MR anjiyografi imajındaki faz hataları TE: 5 ms deki hataların 1/3 ü kadardır. Bu nedenle mümkün olan en kısa TE' ye izin verebilmek için 1. dereceden akım kompensasyonu uygulanır (27) .

Harekete bağlı faz hatalarını azaltmanın bir başka yöntemi parsiyel eko kullanmaktır. Bu yöntemde ekonun yaklaşık yarısı örneklenir, bu şekilde faz hataları azaltılır (kaybolmaz). Gradyent lobunun kalış süresi faz hatalarını quadratik olarak arttırdığı için bu süre için örneğin $\frac{1}{4}$ e indirmek faz hatalarını $\frac{1}{16}$ ya indirir. Faz hatalarını azaltmanın bir diğer yöntemi faz kodlama yönünde kısmi örneklemedir (Half Fourier imaging). Akım kompensasyonu rutin olarak TOF anjiyografiye eklenirken PC anjiyografide kullanılmaz çünkü bu anjiyografinin temelinde faz şiftleri rol oynar (4) .

PRESATURASYON PULSLARI

MR anjiyografiye başlamadan önce kesitsel görüntülemeye akım fenomenine ilişkin olarak bilinmesi gereken bir başka konu presatürasyon pulslarıdır. Konvansiyonel görüntülemeye damar içindeki sinyal hayalet artefaktlarına neden olabileceği için istenmez. Ayrıca MR anjiyografide de istenmeyen damarlar olabilir (örneğin arteriyel anjiyografide venöz yapılar gibi). Bu damarlar presatürasyon bantları ile kesite girmekte olan spinler 90 derecelik puls uygulayarak satüre edilirler. Presatürasyon pulsu hem GE hem de SE görüntülemeye sekansın başına yerleştirirler; bu nedenle maksimum kesit sayısını azaltırlar (29).

3.2 Time of flight (TOF) ve Phase contrast angiography (PCA)

3.2.1 TOF MRA

Durağan spinleri hareketli spinlerden ayırt etmek için görüntüleme kesitine giren hiç satüre olmamış spinlerin akıma bağlı intensite artışı özelliğinden (flow related enhancement= FRE) yararlanılır. FRE kısa TR zamanlı GE sekanslarda daha belirgindir.

1. Bu sekans görüntüleme bölgesine tamamen doymamış spinlerin girmesini sağlar.
2. Durağan spinlerin satüre olmasını sağlar (Kısa TR nedeniyle). Harekete bağlı sinyal kaybını engellemek için akım kompensasyon tekniği kullanılır. Ayrıca istenmeyen akımı göstermemek için presatürasyon bantları kullanılır (30).

3.2.1.a 2 Boyutlu Time of flight manyetik rezonans anjiyografi (2D TOF MRA)

2D TOF MRA' da 2D gradyent eko (GE) akım kompensasyonlu sekanslar kullanılır. Bu data seti daha işlenerek [maksimum intensite projection (MIP) algoritması ile] anjiyografik görüntüler oluşturulur. 2D TOF' ta operatör bağımlı parametreler:

TR: Durağan dokuların satürasyonunu ve dolayısıyla FRE' yi arttırmak için TR yeterince kısa (genellikle 40- 50 ms) olmalıdır. Öte yandan seçilen kesit kalınlığına ve görüntülenecek damar hızına dikkat etmek gerekir. Örneğin 50 ms ile kesit kalınlığı 1,5 mm ise (0.15 cm/0.05 s) 3cm/s' lik damar hızında maksimum spin yenilenmesi olacaktır. Kesit kalınlığı 4,5 mm seçilirse maksimum yenilenme için hızın 9 cm/sn olması gerekir. Bu hızın altında FRE azalır.

TE: Harekete bağlı hız artefaktları TE uzadıkça artar. Sabit hız söz konusu ise TE' nin karesi akselerasyonda ise TE' nin küpü ile orantılı olarak harekete bağlı faz hataları artar. Bu nedenle en düşük TE' ye izin veren akım kompensasyon şeması tercih edilir. TE' yi kısaltmanın bir diğer yolu asimetrik ekodur.

Yatış açısı: Yatış açısını arttırmak durağan spinlerde iyi bir supresyon oluşturur ancak öte yandan hareketli spinlerin de sinyalini bastırır. 2D TOF da bunun için optimum açı (damar içi spinleri baskılamayacak şekilde iyi arka supresyon;) 40- 60 derecedir (31) .

Kesit kalınlığı ve piksel (voksel) boyutu: İnce kesitlerle (1-2mm) inflow etkileri optimaldir. 3D yönteminin tersine spin satürasyonu problem olmaz. İnce kesit almak için kesit seçimi gradyentlerinin kuvveti artırılır. Bu ise spin dephasingi' ni artırır. Bunun için de akım kompensasyonu kullanılır. Akım kompensasyonu da min TE' yi uzatır. Öte yandan kalın (3-4mm) kesitlerde kesit içi satürasyon problemi başlar. Matriks ve FOV da intravoksel spin dephasingi doğrudan etkileyen parametrelerdir.

Kesit yönetimi: Maksimum FRE damar kesite dik girdiğinde oluşur. Örneğin karotid bifurkasyon için transvers kesit, sagittal sinüs için de koronal kesit iyidir (32).

İMAJ KALİTESİNİ ETKİLEYEN HEMODİNAMİK PARAMETRELER

Akım hızı: Akım hızı arttıkça FRE artar. Maksimum FRE maksimum hız: $\rightarrow z/TR$

Akım paterni homojenliği: Laminar akım 2D TOF yöntemi ile optimal görüntülenir. Turbulan; düzensiz akım ise intravoksel faz dispersiyonuna daha yatkın olduğu ve 2D yönteminde voksel boyutu büyük olduğu için 2D görüntüde optimal kalitede görüntülenemeyebilirler. 2D ile stenoz abartılabilir.

2D MRA' nın Klinik Uygulama Alanları:

Servikal karotid arterin darlıklarında ve dural sinüslerin oklüziv hastalıklarında kullanılabilir.

3.2.1.b 3 Boyutlu Time of flight manyetik rezonans anjiyografi (3D TOF MRA)

3D GE akım kompensasyonlu sekanslar ile elde edilir. Yine inflow etkileri ile flow related enhancement (FRE-akıma bağlı parlama) ve arka plan baskılaması söz konusudur.

Operatör bağımlı parametreler:

TR: Slab kalınlığı, yatış açısı, inceleme süresi bağımlı olarak uygun TR seçilmelidir. TR kısaltıldıkça arka plan baskılaması artar ancak akan kan da baskılanmaya başlar. Örneğin 40 ms TR ile 60 cm/s hızdaki arter 2,4 cm ilerler. Bu kabul edilebilir bir mesafe olmakla birlikte hızı 10 cm/s olan arterdeki spinler TR süresi içinde 0,4cm ilerleyecektir ve görüntüleme hacmi içinde defalarca uyarılacaktır.

TE: İyi bir sinyal elde etmek için TE' yi minimal seçmek gerekir. 2D TOF' ta ince kesit için kullanılan gradyentler faz dispersiyonuna neden oldukları için daha büyük akım kompensasyon lobları gerektirmektedirler ve bu da min TE yi uzatmaktadır. Ancak 3D TOF 'ta min TE kısaltılabilmektedir. Şu andaki teknoloji ile 5- 7 ms' lik TE ler 1. dereceden akım kompensasyonu ile mümkündür.

Yatış açısı: Yüksek açı iyi arka supresyon yapmakla birlikte intraluminal supresyona da neden olur. Beyin parankiminin T1 sabiti kandan %30- 50 azdır. Bu nedenle açı arttıkça kan suprese olacaktır. Genelde TR 50 ms için uygun açı 15- 25 derece arasındadır. Daha küçük hacimler için daha yüksek açılar kullanılabilir. (Örneğin MOTSA) (33).

Kesit kalınlığı ve piksel (voksel) boyutu: Sabit bir FOV ve matriks için 3D TOF 2D ye göre daha yüksek rezolüsyon sağlar çünkü daha ince kesit kalınlığına izin verir (0,7- 1,2 mm). Ancak daha ince kesit SNR' yi düşürür. Öte yandan ince kesit ve bu nedenle küçük voksel intravoksel dispersiyonunu azaltır.

Slab kalınlığı: 3D TOF un önemli kısıtlamalarından biridir. Hacim arttıkça saturasyon artacağı için hacim küçük tutulur. Bu da çalışılan bölgeyi küçültür. Bu duruma MOTSA ile çözüm bulunur.

Akımın yönelimi: Akım kesite dik olmalıdır.

Hemodinamik Etkiler

Akımın Hızı: 3D TOF en çok hızlı arterler için uygundur. Ancak intrakraniyal venler; stenotik arterler ve distal arterler 3D TOF' ta satüre

olabilirler. Bu problem kanın T1 relaksasyon zamanının kontrast madde ile kısaltılması ile çözülebilir.

Akım Paterni: 3D TOF non-laminar akım ve akselerasyondan 2D ye göre daha az etkilenir. Bu nedenle türbülant akım 3D ile daha iyi görüntülenir

3D TOF Klinik kullanımı:

Servikal ve intrakraniyal oklüsiv hastalık, AVM, sakküler anevrizmalar, gelişimsel venöz anomali, preterapötik vasküler haritalama.

3.2.2 FAZ KONTRAST ANJİOGRAFİ (PCA)

PCA' da akım nedeniyle ortaya çıkan faz şiftleri kullanılır ki bunlar TOF anjiyografide istenilmez ve özellikle akım kompensasyon yöntemleri ile yok edilmeye çalışılır.

PCA' da sinyal akımdan elde edilirken arka plan sinyali çıkarma ile yok edilir. Ayrıca faz etkiler kullanılarak akımın yönü ve büyüklüğü söylenebilir. PCA' da akım sensitizasyonu için 3 ortogonal (x, y, z) planda 2 data setine ihtiyaç vardır. Bu da elde etme zamanını uzatır. PCA' da TOF' a göre daha kısa TR kullanılabilir çünkü PCA kısa TR ye bağlı satürasyondan daha az etkilenir. Ancak bu bile uzun inceleme zamanlarını kısmen kısaltabilir. İlk PCA metodları sistol ve diyastole kilitlemiş imajların çıkarılmasına dayanıyordu. Şimdiki PCA yöntemlerinde bipolar gradyentlerin eklendiği GE sekansları kullanılır (34) .

Bipolar Gradyentler: Manyetik alandaki her spin bu lokal alanın büyüklüğü ile orantılı bir frekansta salınır. Konvansiyonel spin eko görüntülemeye bipolar gradyentler durağan spinlerin faz dispersiyonunu gidermek için kullanılır. Bipolar gradyentler kullanıldığında durağan spinlerin şifti giderilirken hareketli spinlerde rezidüel spinler kalır.

Rezidüel şiftler konvansiyonel görüntülemelerde bir dezavantaj olmasına rağmen bu özellikten yararlanılarak anjiyografik görüntüleme yapılabilir. GE sekansa uygun bipolar gradyentler eklenerek hareketli spinlerde pozisyona bağlı faz şifti hesaplanabilir. Sabit hızla hareket eden kanda oluşan rezidüel faz şifti hareket hızı ile doğru orantılıdır (35).

İmaj çıkarması: Her bir akım yönünde ters işaretli bipolar gradyentlerle görüntü alınır. Durağan spinlerdeki net faz şifti her bipolar gradyent sonrasında 0 olacaktır. Ancak hareketli spinler hareketlerinin hızı ile doğru orantılı olacak şekilde her bipolar gradyent sonrasında net faz şiftine maruz kalacaktır. Elde edilen 2. data seti 1. setten çıkarılınca sabit spinler için sonuç 0 olacaktır. Hareketli spinler için ise sonuç manyetik moment : $2M \sin f$ olur. Yani durağan dokular tamamen baskılanırken hareketli dokular içinde de net sinyal elde edilir. PCA' da akım kompensasyon yöntemleri (en azından akım kodlama yönünde) kullanılamayacağı için pulsatil akım hayalet artefaktları oluşturabilir. Bunun için kardiyak kilitleme yapılabilir.

PCA' daki önemli bir avantaj arka plan supresyonudur. Ancak intravasküler sinyal zayıfsa substraksiyon da önemli olabilir. İyi bir arka plan supresyonu için projeksiyon yönünde küçük bir defaze eden gradyent uygulanır. Bu gradyent küçük bir manyetik alan inhomojenitesi oluşturarak kalın objelerin (arka plan) sinyalini azaltır; ancak küçük objelerinkini (damar) ise değiştirmez. Böylelikle doku damar kontrastı artar ve arka plan daha iyi suprese olur (36).

Hız kodlama ve aliasing: PCA' nın hız kodlama duyarlılığı bipolar hız kodlama gradienlerinin gücü ve süresine bağlıdır. Bipolar gradyentlere maruz kaldıklarında spinler hızları ile doğru orantılı olarak faz şiftine uğrarlar. Gradyentin büyüklüğü çok olursa veya spin hızı çok fazla ise şift 180 dereceyi aşabilir ve aliasing olur. Bu hataya bağlı olarak yüksek hız düşük hız hatta akım yönü ters olarak algılanabilir. Tek yönlü flow aksis görüntüde damar içindeki siyah ve beyaz noktalardan bu artefakt sorumludur.

Bu artefaktan kaçınmak için hız kodlaması öyle seçilmelidir ki oluşan faz şifti 90 dereceyi aşmamalıdır. Klinik uygulamalarda uygun hız aralıkları 3D bir uygulama başlatmadan önce 2D test sekansları ile denenebilir. Normal intrakranial hız 35- 60 cm/s arasındadır. Ancak bu sınırlar seçildiğinde venöz yapılar görülmeyecek; distal arterlerin keskinliği azalabilecektir. Ayrıca PCA ile büyük damarlar olduğundan küçük görülebilir. Çünkü damar periferinde sürtünme ile yavaş akım vardır. Bu nedenle (arterler laminar akım içerdikleri için) damar santralindeki hız referans alınması damar periferi için uygun olmayabilir. Öte yandan düşük bir akım hızı seçildiğinde venler iyi görüntülenirken arterlerdeki akım aliasing olabilir (37).

Multipleks şemalar: Spin hareket yalnızca hız kodlama bipolar gradyenti yönünde saptanabilir. Oysa kan hareketi hem görüntüleme hacmi içinde (damar yönelimi değişirse) hem de damar içinde (örn; poststenotik dilatasyonlar içinde) multipl yönlere doğrudur. Bu nedenle 3 ortogonal planda hız kodlaması yapılmalıdır. Her bir yönde ikişer uyarım göz önüne alınırsa toplam 6 data seti elde edilir (6 nokta yöntemi). Bu inceleme süresini anlamlı ölçüde arttırır. Bu nedenle daha kısa 4 uyarımlı yöntemler geliştirilmiştir. Bunda 2 farklı 4 nokta multiplex şeması kullanılmaktadır. Birinde akım kodlaması yapılmaksızın ve 3 yönde yapılarak 4 data seti toplanır. Diğeri daha kompleks bir şema ile her ortogonal yönün ters işaretli kodlamaları kullanılır (38).

İmaj Tipleri

Ortalama modulus imajları: Bunlar yüksek kaliteli, akım kompensasyonlu, yalnızca inflow (magnitude) bilgisi içeren GE T1 ağırlıklı görüntülerdir. Faz bilgi içermezler. Her bir kesit anatomik bölge için bilgi verir. Bu imajlardan yararlanarak multiplanar reformatlar oluşturulabilir.

“Magnitude of complex differences” imajlar: Bu imaj 3 ortogonal primer kompleks çıkarma imajının birleştirilmesi ile elde edilir. Bu görüntüler

hem kalitatif bilgi (akım var, yok), hem de kantitatif bilgi (akım hızı) içerir. Bu görüntüler faza bağımlı olmakla birlikte az miktarda inflow etkileri de görüntüye katkıda bulunur. Her bir Magnitude of complex differences imaj kesitsel görüntüleme de böyle bir kuşku varsa bir vasküler yapıda akım olup olmadığı konusunda bilgi verir. Bu arka planın tamamen suprese olması ve akım olan her pikselde mutlaka sıfırdan büyük bir sinyal ölçülmesi ile olur. Daha sonra bu “Magnitude of complex differences” imajlar ile MIP algoritması ile anjiyografik reformat oluşturulur (39).

“Directional phase difference” imajlar: Bu imajlar ham datadan geç post prosesing ile elde edilir. Ham data korunduğu sürece rekonstrüksiyon algoritması hem 2D hem de 3D data setine uygulanabilir. Örneğin superior sagittal sinüsün 2/3 önü için ön arka planda, distali içinse supero-inferior yönde seçilir. Seçilen yönle aynı yöndeki akım hiperintens, ters yöndeki akım ise siyah görünür. Arka plan ara intensitede ancak gürültülüdür. Bu nedenle MIP rekonstrüksiyon için kullanılamaz. Bu imaj tipi aliasing’ e çok duyarlıdır ve uygun kodlama yapılmazsa yanlış sonuçla karşılaşılabılır.

3.2.2.a 2D PCA

Bipolar gradyentler 2D GE sekanslarına eklenirler. TR 20- 30 ms civarındadır. Kısa TR' nin TOF' ta neden olduğu intravoksel saturasyon burada sorun değildir. Ancak yatış açısı 20- 30 derece civarında tutulur. Çünkü in plane akımın neden olduğu spin saturasyonundan kaçınılmak istenir (40).

Multi-slice 2D PCA: Bölge nispeten kalın kesitlerle taranır. Voksellerin anizotropik olması önemli bir dezavantajdır. Bu nedenle aynı vokseldeki iki damar MIP'te tek bir damar gibi algılanabilir. Ayrıca bu iki damarın hızı farklı ve ters yönde ise intravoksel sinyali azaltabilir.

Single-slice 2D PCA: Tek kalın kesitli PCA' da klinikte sık kullanılan yararlı tekniklerdendir. Kısa TR' lerle bu seçeneklerle çok kısa sürede bilgi toplanabilir. Kötü imaj kalitesi hızlı imajla (yaklaşık 30 s) dengelenebilir. Bu durum özellikle hızlı çözüm gerektiren durumlarda değerlidir. Bu yöntemde kesit yönelimi damara göre seçilir. Bu yöntem ayrıca 3D öncesinde onu yönlendirmek optimum parametreleri toplamak için kullanılabilir. Ham data üzerinde post-processing ile akım yönü hakkında bilgi toplanabilir. En kısa TR değeri seçilerek uyarım sayısı arttırılabilir. Böylece kardiyak siklusun farklı evrelerinde elde edilmiş datanın ortalaması ortalama sinyali oluşturur ve hayalet artefaktları azalır. Yüksek rezolüsyon ve kardiyak kilitleme kullanılarak imaj kalitesi daha da arttırılabilir. Sonuçta 2D PCA ile kısa sürede yüksek kaliteli görüntüler elde edilebilir. Nörovasküler görüntülemeye multislice 2D' nin yeri kısıtlıdır (örn; karotid bifurkasyon). Öte yandan tek kesitli 2D uygulamaları gitgide yaygınlaşmaktadır (örn; serebral AVM' ler, spinal vasküler malformasyonlar, dev intrakranial anevrizmalar ve intrakranial oklüziv venöz patolojiler).(41)

3.2.2.b 3D PCA

Bipolar gradyentler 3D GE sekansına işlenmiştir. Data 3 yönde toplanacağı için kısa TR' ye rağmen (25- 30 ms) süre uzundur (kafada 8-12dk) .Yatış açısı 15-20 derecedir. 3D PCA intravoksel saturasyona daha az duyarlı olduğu için TOF' a göre daha büyük sahalar (örn; tüm kafa) çalışılabilir. Datanın hangi planda alınacağı belirlendikten sonra kesit sayısı (o yöndeki faz kodlama basamak sayısı) minimumda tutulur. Uygun hız kodlaması önemlidir. Bunun için 2D PCA ile ön çalışma yapılabilir. Yüksek kaliteli görüntüler için izotropik vokseller yararlıdır. 3D PCA' nın bir diğer avantajı ek zamana gerek kalmadan ortalama modulus görüntülerin elde edilmesidir. Bunlarla 3D reformat görüntüler elde edilebilir.

Klinik kullanım alanları; Serebral AVM, dural AV fistüller, dev intrakranial anevrizmalar, intrakranial arterial ve venöz okluziv patolojiler, preterapötik vasküler haritalamadır (42).

İMAJ SUNUMU ve İŞLEME

PCA' da ham datayı işlemenin çeşitli yolları mevcuttur. TOF datasının işlenmesi çok daha kolay ve hızlıdır. Rekonstrüksiyon yöntemlerinden en çok MIP algoritması kullanılır (PCA' da yalnızca “magnitude of complex difference” imajlar kullanılır). Her ışında seyri boyunca seçilen eşik intensite değerinin üstünde sinyal içeren pikseller dahil edilir. Daha sonra istenilen projeksiyonda reformat görüntü oluşturulur. MIP presentasyonunun yanlış yoruma neden olabilecek kısıtlamaları aşağıda özetlenmiştir:

1. Lümenin periferindeki sinyal düşük olabilir ve eşik değerinin altında kalabilir.
2. Akselerasyon, türbülans gibi hareketler yüzünden damar içi sinyal kaybı oluşabilir ve bu segmental stenoz izlenimi verebilir.
3. Küçük yapılar gözden kaçabilir.
4. Üst üste gelen damarlar birbiri ile bağlantılı gibi görülebilir.

Genel kural olarak anjiyografik görüntülerde kuşku uyandıran bir görüntü ortaya çıkarsa kaynak görüntülere başvurulmalıdır (43).

MRA' da damar kontrastını arttırmanın yolları

İntravenöz gadolinyum enjeksiyonu: Damar içindeki gadolinyum damar içindeki spinlerin saturasyonunu azaltır ve geciktirir. Böylelikle kontrastsız haline göre çok daha güçlü sinyal alınır. Her ne kadar PCA tekniğinde faz şiftleri söz konusu ise de teknikte kısmen inflow etkileri de söz konusudur. gadolinyum bu nedenle PCA' da da kontrastı arttırır. Gadolinyum şelatlarının intravenöz ömrü kısa olduğu için görüntüleme hızlı yapılmalıdır.

Kardiyak senkronizasyon: Arteriyel akım hızı sistol sırasında ise geçici olarak duraksar. Siklusun değişik aşamalarında örnekleme değişik hızlar nedeniyle hayalet artefaktlara neden olabilir. Kardiyak kilitleme ile örnekleme siklusun bir bölgesine kilitletir ve sistol ve end- diyastolden kaçınılır. Ancak öte yandan bu durum inceleme süresini uzatır. Bu nedenle kardiyak kilitleme şimdilik 3D yöntemle uygulanmamaktadır.

Multislab TOF MRA (MOTSA): Büyük bir görüntüleme hacmi içinde spinler hacmin derinliklerinde satüre oluyorsa bu hacim birkaç küçük parçaya bölünüp her bir parça ayrı ayrı görüntülenebilir. Dezavantajı süreyi uzatmasıdır (44).

Değişken yatış açısı pulsları: Giriş kesitinde spinler zaten tam manyetize oldukları için yatış açısı küçük seçilebilir. Derinliğe girdikçe damar-doku kontrastını arttırmak için (arka planı bastırmak için) açı hafifçe artırılır. Bu yöntemle “tilted optimized nonsaturating excitation” (TONE) denir.

Manyetizasyon Transfer (MT) : Proton dansitesi deyince MR sinyaline doğrudan katkıda bulunan mobil protonlar kastedilir. Ancak bazı dokularda hareketi kısıtlı olan proteinler (proteinler, membranlar gibi makromoleküllere bağlı protonlar) de bol miktardadır. Bağlı protonlar daha kısa T2 relaksasyon zamanına sahipken daha geniş bir spektral pike sahiptir. Hareketi kısıtlı olan protonların uyarılması hedeflenir. Hareketli spinler ile sabit spinler arasında sürekli bir manyetizasyon transferi söz konusu olduğu için beyin, karaciğer, kas gibi dokularda %50 ye varan oranda sinyal kaybı elde edilebilir. Bu fenomene manyetizasyon transfer adı verilir. Bağlı proton/serbest proton oranının yüksek olduğu dokularda MT ile sinyal supresyonu maksimumdur. Tersine BOS, idrar, kan gibi kısıtlı proton oranı düşük olan maddelerde MT ile sinyal kaybı düşüktür. MT genellikle non-selektif bir RF pulsu ile (serbest su protonlarının Larmour frekansından 1,5 kHz ötedeki bir frekansta) yapılır. MT pulsları kimyasal shift yağ satürasyonu için kullanılan pulslara benzer pulslardır ancak offset daha büyüktür (45).

TOF ve PCA avantaj ve dezavantajları Tablo 1' de sunulmuştur.

Tablo 1. TOF ve PCA' nın avantaj ve dezavantajları

	AVANTAJ	DEZAVANTAJ
2D TOF	<ul style="list-style-type: none">-Hem hızlı hem de yavaş akıma duyarlı-Kısa inceleme zamanı-Preoklusiv darlıkta duyarlı-Büyük slablar-Saturasyon etkilerine dirençli	<ul style="list-style-type: none">-Türbülant akımda artefaktlı-Düşük rezolüsyon-Hareket artefaktları
3D TOF	<ul style="list-style-type: none">-Yüksek spasiyal çözünürlük-Türbülant akıma az duyarlı	<ul style="list-style-type: none">-Saturasyon etkileri-Yüksek rezolüsyon için küçük slablar
2D PCA	<ul style="list-style-type: none">-En iyi anatomik görüntüleme-Kısa inceleme zamanı-Geniş inceleme alanı-İyi bir geri plan baskılanması	<ul style="list-style-type: none">-Türbülant akım-Akım kodlaması
3D PCA	<ul style="list-style-type: none">-Geniş anatomik alan-Yüksek spasiyal çözünürlük-İyi geri plan baskılama	<ul style="list-style-type: none">-Uzun inceleme zamanı-Hız kodlama

3.3 Kontrastlı MRA, TRICKS ve kontrast madde kullanımı:

Kontrastlı MRA tekniği TOF ve faz kontrast tekniklere göre basit ve etkin yöntemlerdir (10- 12). Bu nedenle kısa sürede yaygınlaşmış olup bazı kliniklerde DSA yerine rutin inceleme yöntemi olarak uygulanmaktadır. Kan ve sabit doku arasındaki sinyal farklılığı sadece TOF ve faz kontrast gibi inceleme tekniklerine bağlı değil aynı zamanda enjekte edilen kontrast maddenin kan T1 relaksasyon süresini kısaltmasından oluşmaktadır. Bu yöntem kompleks akımdan kaynaklanan voksel içi faz dağılımından çok az etkilenmektedir. Aynı zamanda çok az artefakt ve sinyal kaybı olup çok kısa bir zaman diliminde uzun damarlar görüntülenebilmektedir (46).

Taramaya başlama yöntemleri:

Lümeneye kontrast ulaşması ve uygun zamanda taramaya başlamak ile ilgili birkaç yöntem vardır. Bunlar tahmini (Best guess), test bolus, otomatik tetikleme (Care bolus, SmartPrep) ile floroskopik tetikleme yöntemleridir. Kontrast geçiş süresi hastadan hastaya değişmekte olup genç bir sporcuda 10 sn süren kontrastın lümeneye ulaşması, yaşlı konjestif kalp yetmezlikli bir hastada 50 sn kadar uzun olabilmektedir (47).

Kontrastlı MRA başlıca 3 şekilde uygulanmaktadır. Bunlar; kontrast maddenin hızlı verilmesi ile birkaç saniyede venöz dönüşten önce görüntülerin hızlı GE sekanslar kullanılarak elde olunduğu **first pass dinamik kontrastlı MRA**, yaklaşık erişkinde 20 cc kontrast verildikten sonra (TR 32, FA 35°) **3D TOF** ile elde olunan postkontrast MRA ve kontrast öncesi, esnasında ve sonrası ardıl hızlı anjiyografi görüntüleri ile dinamik incelemeyi sağlayabilen **time-resolved MRA** yöntemleridir. Dinamik MRA' da incelenecek damarlarda kontrast maddeye ait sinyal artışı görüldüğünde tarama başlatılır. Yeni geliştirilen multifaz bir yöntem olan kontrastlı time resolved 3D MRA ile çok hızlı bir tarama yapılabilen, arteriel faz görüntüleri denge fazındaki görüntülerden subtrakte edilerek konsantrasyonun az ve fazla olduğu alanlar ortaya çıkarılmakta, henüz rezolüsyonu düşük olan bu yöntemle rutin MRA' da elde edilemeyen hemodinamiyi değerlendirmek mümkün olmaktadır. Kontrastlı 3D MRA

teknikğine alternatif 2D kalın kesit MR DSA denilen bir yöntemde ise kesitleri elde etmek 1-2 sn sürmekte, kontrast öncesi görüntüler subtrakte edilerek anjiyografi görüntüsü oluşturulmaktadır (40). Kontrastlı 3D fast GE sekansı ile aynı zamanda venöz oluşumlar da daha detaylı olarak değerlendirilebilmektedir (48).

İdeal zamanlama:

En iyi kalitede görüntü elde edebilmek için kontrast incelenecek damara ulaştığında incelemeye başlanması önemlidir. Eğer kontrast ulaşmadan veri toplanmaya başlanırsa anjiogram oluşmamakta, geç ulaşırsa sinyal az olmakta ve ven ile sabit dokulardan gelen sinyaller artmaktadır. Tarama gecikme süresini hesaplamak için genellikle aşağıdaki formülden yararlanır (49).

Taramada gecikme= kontrast geçiş süresi + enjeksiyon süresi/2- tarama süresi/2

Enjeksiyon süresi tarama süresi ile eşitse, taramada gecikme kontrast geçiş süresine eşittir. Enjeksiyon süresi görüntüleme zamanından kısa ise taramadaki gecikme kontrast geçiş süresinden kısa olacaktır. Eğer k alanı sentrik veya eliptik haritalanırsa (taramanın başında veri k alanının merkezinde olursa) kontrast geçiş süresine 5- 6 sn eklenmelidir (50)

Görüntü kontrastını artırma yöntemleri ve yeni teknikler:

Kontrastlı MRA' da kontrastın ilk geçişinde taramanın başlatılması, arterde yüksek, ven ve sabir dokularda kontrastın daha düşük düzeyde olabilmesi için hızlı tarama gerekmektedir. Bunun için kısa TR ve data sette azaltma yöntemi kullanılır. TR' nin kısa olması için yüksek alıcı bant genişliği, fraksiyonel eko ve mümkünse hızlı gradyentler gerekmektedir. Data sette azaltma ise fraksiyonel FOV, faz kodlama değerlerinin ve kesit sayısının azaltılması ile sağlanabilir.

Subtraksiyon yöntemi ile görüntü kontrastı artırılabilir. Görüntüler otomatik olarak subtraksiyonla elde ediliyorsa kontrast öncesi maske ile sonrası görüntüler nefes tutturularak elde edilmelidir. Hasta oryante değilse gerektiğinde subtraksiyondan vazgeçilebileceğinden subtraksiyon manuel yapılabilir. Ayrıca yağ baskılama tekniği uygulanarak sabit dokulardan gelen sinyal baskılanabilir. Arterlerin venlerden ve sabirdokulardan yüksek rezolüsyonla ayırt edilmesini sağlayan sentrik, eliptik sentrik, time resolved adı verilen yeni veri toplama teknikleri ile tarama sonuna kadar konsantrasyondaki azalma nedeniyle oluşan olumsuzluklar azaltılabilmektedir (51).

Kontrastlı MRA' nın temelinde 3D GE T1 ağırlıklı seri kullanılır. MR görüntüleme ardışık RF pulsları yüzünden tüm dokular satüre olur. gadolinyum içinde çözüldüğü dokunun T1 süresini kısaltır. Böylelikle damar içindeki gadolinyum 1,2 s civarında olan kan T1 zamanını 50- 100 ms' ye kadar düşürür. Bunun sonucunda da damar içinde çok güçlü sinyal alınabilir. Ancak çalışılan bölgedeki venöz dönüşün süperimpozisyonundan kurtulmak için inceleme çok kısa sürede yapılmalıdır. Mevcut teknoloji ile 2- 5 ms' ye kadar inen TR zamanları seçilebilmekte ve bu sayede inceleme süresi istenilen derecede kısaltılabilmektedir. Ancak TR' yi kısaltmak sinyal/gürültü oranını karekök 2 oranında azaltır. Günümüzde kullanılan teknoloji ile tarama süresi 15 -20 saniyeye kadar düşebilmektedir. Ayrıca kontrast maddenin geçiş periodunun "K-space" santralinin doldurulduğu sırasında olması venöz süperpozisyonundan kurtulmanın bir başka yoludur .

Günümüzde kullanılan kontrastlı 3D anjiyografik tekniklerle arterlerdeki kontrast maddenin pik konsantrasyonu sırasında K- space' in doldurulması sayesinde mükemmel görüntüler elde edilebilmektedir. Yüksek kaliteli görüntülerin oluşturulması kontrast madde enjeksiyonu sonrasında görüntülerin uygun zamanlama ile elde olunmasına bağlıdır. K-space santrali çok erken doldurulursa arterlerde maksimum sinyal elde edilemez, k-space santrali çok geç doldurulursa arterler engellenmiş olacağından venler görülür hale gelecektir. Mevcut kontrastlı 3D tekniklerinin bir diğer dezavantajı sonraki taramalarda ilk enjeksiyondan kalan rezidü kontrast maddenin venler

ve çevre dokuları görünür hale getirmesi nedeniyle sadece tek bir yüksek kaliteli taramaya izin vermesidir. Aynı zamanda şimdiki 3D kontrastlı MRA teknikleri kontrast geçişi ile ilgili herhangi bir bilgi vermemektedir (52) .

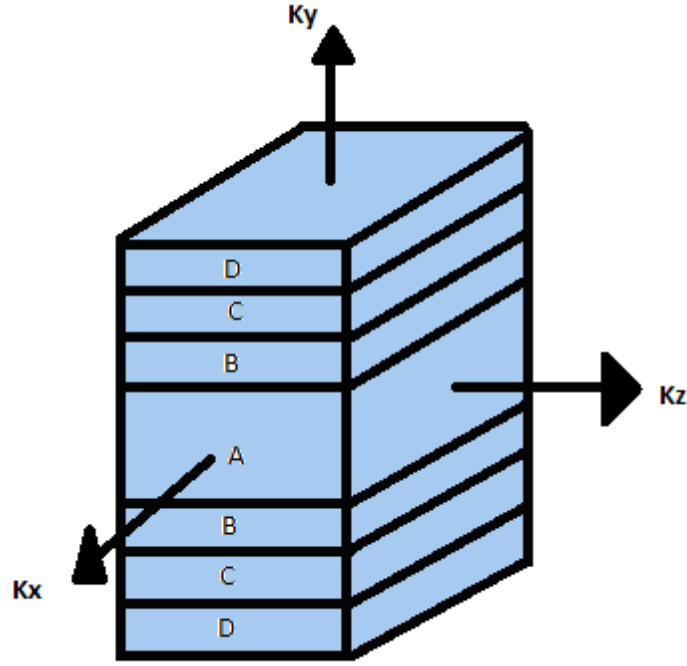
Bu nedenle kontrast madde geçişi boyunca bir hacimden tekrarlayan görüntü elde edilen zamana bağımlı kontrastlı 3D MRA (3D TRICKS: Time Resolved Imaging of Contrast Kinetics) tekniği geliştirilmiştir. Parametrelerin uygun seçimi ile çok kısa bir zaman diliminde çok sayıda 3D imaj tamamlanabilmektedir. Bu teknik kontrast madde geçişi ve kan akım oranının göstergesi olan bolus transit zamanı hakkında bilgi vermektedir. Aynı zamanda organların kontrast tutuş paterni hakkında da gözlem yapabilmeyi sağlar. 3D TRICKS yönteminde temporal rezolüsyonu arttırmaya yönelik bir kaç teknik yayınlanmıştır. Keyhole yöntemi bir görüntünün kenar keskinliği ve kontrastının k-space' in farklı bölgelerinden elde edilmesi esasına dayanmaktadır. K-space'in merkezindeki düşük frekanslı data görüntü kontrastına periferindeki yüksek frekanslı data ise görüntü keskinliğine katkıda bulunmaktadır. Düşük frekanslı k-space datalarını içeren faz kodlama çizgilerini elde etmek ve yüksek frekanslı k-space datalarını içeren eksik faz kodlama çizgilerini zero filling yöntemi ile doldurmak görüntü elde etme süresi kısalmaktadır. Ancak faz kodlama yönünde faz kodlama bilgisinin eksik olması nedeniyle görüntünün uzaysal rezolüsyonu düşer ve bulanıklaşır. Keyhole yöntemi eksik yüksek frekanslı k-space datalarını, tüm k-space datalarını içeren referans bir kareden elde ederek bu sorunun üstesinden gelmeye çalışır. Böylece kabul edilebilir görüntüler oluşmakla birlikte görüntü kalitesi referans karedeki bilgiye bağlıdır. Eğer referans kare diğer karelerdeki bilgilerle tam eşleşmeyen yüksek frekanslı faz kodları içeriyorsa keyhole metodu temporal ve uzaysal çözünürlüğün düşmesine neden olacak şekilde bilgileri düzensiz bir biçimde diğer tüm karelere dağıtır(51-52).

TRICKS görüntü paylaşma tekniğini sürdürerek keyhole tekniğini geliştiren bir yöntemdir. TRICKS k-space' in tek bir referans karesinden bilgi almak yerine görüntüleme süresi boyunca sistematik olarak yüksek frekanslı

data elde eder, ancak bunu düşük uzaysal çözünürlüklü frekansların örneklenmesine kıyasla daha düşük bir hızda yapar. Bu yaklaşımın avantajı zaman karelerinin, k-space' in data noktalarında lineer interpolasyon ile komşu karelerden bilgi alarak rekonstrükte edilebilmesidir. Böylece her bir zaman karesi kendine özgü yüksek ve düşük frekanslı data setine sahip olur.

Diğer bir metod ise tarama süresini yarıya indirmek amacıyla K-space' in yarısının doldurulduğu kesit kodlama boyutu ile ilgili zero- filling (sıfır doldurma) metodudur. Düşük uzaysal frekanslar imaj kalitesine daha çok katkıda bulunduğundan yüksek uzaysal frekanslara oranla daha çok tercih edilir. Toplanan veriler ile eksik veriler ara değeri bulma yöntemi ile tahmin edilir.

3D tekniklerindeki görüntü toplama metodunu daha iyi anlamak için k-space 4 eşit bölüme ayrılmıştır (Şekil 5) . Ky yönündeki yüksek uzaysal frekanslar düşük frekanslara göre 3 kat daha az örneklenir. Data D, A, C, A, B, A sırasıyla toplanır. Bu siklus tarama boyunca tekrarlanır. Toplamda ilk siklustan önce ve son siklustan sonra D, C, B ve A görüntüleri toplanır. 2 siklusluk bir örnekte sıralama D1, C2, B3, A4, D5, A6, C7, A8, B9, A10, D11, A12, C13, A14, B15, A16, D17, C18, B19, A20 şeklinde olur. Görüntü oluşturabilmek için ise bu işlemin 4 kez tekrarlanması gerekir (53) .



Şekil 5. K- space' in A, B, C, D olarak 4 eşit bölüme ayrılışının şematik gösterimi. Bu şemada k_x frekans kodlama, k_y faz kodlama, k_z ise kesit kodlama yönüdür. K_y ' nin toplam sayısı 128 olarak kabul edilirse bölümler şu şekilde sıralanır: D($K_y = 1- 16, 113- 128$), C ($K_y = 17- 32, 97- 112$), B ($K_y = 33- 48, 81- 96$), A ($K_y = 49-64, 65-80$).

Bu teknik için 1,5 T MR' da modifiye 3D gradyent-eko puls sekansı kullanılır. Her bölümdeki bilgileri k-space' te toplamak için gerekli zaman faz kodlama, kesit kodlama ve sekansın TR değerine bağlı olarak 2- 8 saniye arasında değişir. Her dört bölümde K_y (faz kodlama) =96, K_z (kesit kodlama) = 16 ve TR= 10 msn için k- space doldurma zamanı 3. 8 s' dir. Sıfır doldurma K_y noktalarını 256' ya K_z noktalarını 2 katına çıkarmak için kullanılır.

Bu tetkik için kullanılacak kontrast maddenin (gadolinium) enjeksiyon hızı 3- 5 ml/sn olmalıdır. Rekonstruksiyon aşamasında eğer vasküler kontrast çevre dokulara göre yeterli ise ilgili imajlara ek MIP(maximum intensity projection) reproduksiyonu yapılır. Eğer vasküler kontrastlanma çevre dokulara göre yetersiz ya da venöz süperimpozisyon mevcut ise istenmeyen sinyallerin eliminasyonu için subtraksiyon işlemine başvurulur. Subtraksiyon işleminde

MIP görüntülerin lineer olmaması nedeniyle asıl kaynak görüntülerin kullanılması tercih edilir (50) .

Kontrast madde dozu

MRA' da yüksek rezolüsyon isteniyorsa yüksek doz gerekir. Kan T1 değeri olan 271 ms altına düşürecek oranda yeterli kontrast madde verilmelidir. Rutinde hastalara 20- 30 ml gadolinyum verilmekte olup çok kilolu hastalar 40- 60 ml verilmesi önerilmektedir. gadolinyum enjeksiyonu bitince tüpteki kontrast madde serum ile santral sirkülasyona katılmalıdır (51).

Yeni kontrast maddeler

Gadolinyum şelatları ekstrasellüler ajanlar olup, boyutunun küçük olması nedeniyle kapillerleri geçmekte, ekstrasellüler sıvı kompartmanına dağılmaktadır. 3D kontrast MRA' da arteriyel faz esnasında kapillerlere dağılım MRA' yı etkilemektedir. İntravasküler kontrast maddeler ise kapillerlerden geçememekte ve intravasküler kompartmanda kalmaktadır. İntravasküler yarı ömürlerinin uzun olması yüksek rezolüsyonda görüntü elde etmeyi sağlamaktadır. Özellikle stentlerdeki yavaş ya da aralıklı olan kaçağı göstermede önerilmektedir.

Enjeksiyon ne kadar hızlı olursa SNR de o kadar arttığından intravenöz 3- 4 ml /sn kontrast maddenin güvenli şekilde verilmesi önemli ama zordur. Bu nedenle enjeksiyon konsantrasyonunu 2 kat arttırmak için Gadobutrol 1.0 Molar geliştirilmiştir. Arteriyel fazda %70 sinyal artışı sağladığı belirtilmekte olup, albumine bağlanarak kontrast madde kanda kalma süresini uzatan ve relaksiviteyi 2 kat arttıran Gd-BOPTA, relaksiviteyi 4 kat arttıran MS 325 gibi kontrast maddeler de üretilmiştir (52).

Kontrastlı MRA' nın 2D ve 3D TOF yöntemlerine göre birçok avantajları olup kontrast maddenin T1 süresini kısaltarak saturasyon etkisini azaltması ile geniş FOV' da damarı ve darlığı bütünüyle gösterebilmekte, yavaş akım değerlendirilebilmektedir. Yavaş akım görüntülemeye DSA kadar etkin hatta daha iyi olduğu ileri sürülmektedir.

Damara kontrast ulaştığında taramanın zamanlaması görüntü kalitesini çok fazla etkilemektedir. Kontrast madde konsantrasyonundaki farklılığın görüntüyü etkileyerek artefakt oluşturması, venlerin görülmesini engellemede saturasyon bantlarının etkisinin az olması farklı alanların görüntülenmesi için birden çok enjeksiyon uygulandığında, kontrast madde birikiminin görüntü kalitesini etkileyebilmesi, zorunlu kısa tarama zamanının uzaysal rezolüsyonu azaltması başlıca 3D kontrastlı MRA' nın sınırlı kaldığı durumları oluşturmaktadır (50-52).

Kontrast madde enjeksiyonu

Arter içindeki kontrast madde konsantrasyonunun maksimum olması için infüzyon hızının ve hacminin de yüksek olması gereklidir. Kontrastlı MRA uygulamalarının ilk başladığı dönemlerde kontrast madde dozu 0,4mmol/kg gibi yüksek dozlardı. Ancak daha iyi zamanlama ve daha hızlı sekansların geliştirilmesi ile 0,1- 0,2 mmol/kg kontrast madde dozları yeterli olmaktadır. Kontrast madde dozunun 0,3 mmol/kg' a çıkarılması ile yapılan karşılaştırmalı çalışmalarda yarar sağlamadığı görülmüştür. Yalnız kardiyovasküler hastalığı olan hastalarda kontrast madde dozunun arttırılması ile daha iyi görüntüler elde edilebilmektedir(53).

Kontrast madde enjeksiyonunun erken ve geç dönemlerinde, kontrast madde inceleme bölgesinde dilüe olmaktadır. Bu kontrast madde dağılışı 3D MRA sekansı gibi 2- 3 dk süren sekanslar için çok önemli bir sorun oluşturmazken, nefes tutmalı hızlı sekanslarda (özellikle time-resolved sekanslarda) önemli bir sorun oluşturmaktadır. Bu sekanslarda kontrast madde enjeksiyon süresinin sekansın bitişinden 5- 7 sn önce sonlanmış olması gerekmektedir. Bu nedenle 2- 3 ml/sn hızla enjeksiyon yapılmalıdır. Kontrast madde enjeksiyonundan sonra 20- 40 ml serum fizyolojik verilmesi, verilen kontrast madde bolusunun tam olarak dolaşıma ulaşmasını sağlar .

Kontrast maddenin elle enjeksiyonu yerine otomatik enjektörle verilmesi sayesinde enjeksiyon hızı ve zamanlama daha iyi olmaktadır. Böylece kontrast maddenin damar lümenindeki konsantrasyon değişikliğine bağlı artefaktlar da ortadan kalkmaktadır. Öte yandan kontrast madde

enjeksiyonu öncesinde az miktarda serum fizyolojik verilerek damar yolunun iyi çalışmakta olduğu ve enjeksiyon yerinde bir ekstrevasasyon olmadığına denenmesi gereklidir. Böylece yapılması planlanan kontrast madde enjeksiyon hızının damara uygun olup olmadığı da anlaşılabilir. Bu uygulama özellikle pediatrik yaş grubundaki hastalarda çok önemlidir.

Otomatik enjektörün olmadığı durumlarda elle enjeksiyon da yapılabilir. El enjeksiyonunda sabit hızla ve mümkün olduğunca hızlı şekilde enjeksiyon ile inceleme yapılabilir. Elle enjeksiyonun enjektör pompasına göre en önemli üstünlüğü enjeksiyonun gerektiği anda kesilebilmesidir. Damar yolunun çok iyi çalıştığından emin olunmayan hallerde veya damar yapısı çok hassas olan hastalarda otomatik enjektör yerine el enjeksiyonu tercih edilmelidir.

Gadolinium şelatlarının osmolalitesi iyotlu kontrast maddelere göre belirgin düşüktür, bu nedenle ekstrevasasyonlarında ciddi enflamatuvar reaksiyona neden olmazlar ve genellikle iyi tolere edilirler(54).

IV. GEREÇ VE YÖNTEM

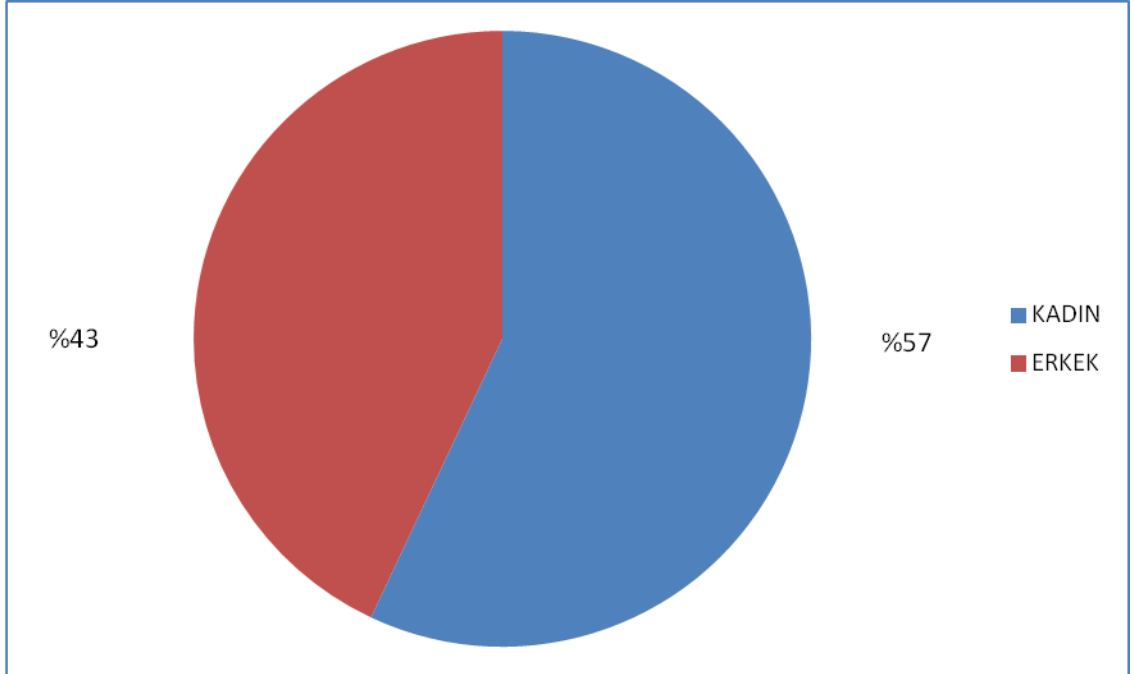
Çalışmamızda 2010 Ocak ve 2012 temmuz tarihleri arasında değişik öntanılarla el TRICKS MRA yöntemi kullanılmış 30 hastanın elde olunan görüntüleri palmar ark varyasyonlarının değerlendirilmesi için retrospektif olarak kullanılmıştır.

Tüm görüntüler ekstremitte koili ile 1,5 T MR cihazında (Signa HDx; General Electric, WI, USA) pron ve süpermen pozisyonunda, el nötral pozisyonda ve parmaklar ekstansiyonda iken elde olunmuştur. Kontrast madde (0,1 mmol/kg Gd-DTPA: gadolinyum-diethylenetriamide pentaacetic acid) ve ardından 20 cc serum fizyolojik, inceleme dışında kalan üst ekstremitte antekubital fossasına yerleştirilen 21G IV katater yoluyla enjekte edilmiştir. Görüntüleme alanı (FOV) distal radioulnar eklem ile metakarpofalangeal eklemler arası olarak belirlenmiştir.

Prekontrast sekanslar elde olunduktan sonra IV kontrast madde (0,1 mmol/kg Gd-DTPA: gadolinium-diethylenetriamid pentaasetik asit) otomatik enjektör ile 2 ml/sn hızla verilerek 3D TRICKS sekansı 3-boyutlu time-resolved, dinamik yağ baskılı T1A sekansı ile koronal planda (Yatış açısı: 30°, TE: min full, Matriks: 256x192, NEX: 1, FOV: 14-16cm, Kesit kalınlığı:2,6 mm) elde olunmuştur. Dinamik TRICKS sekansı 1 seri kontrast öncesi ve 47 seri kontrast sonrası olmak üzere 48 seri şeklinde tekrarlanmıştır. Her faz 16 koronal kesit içermekte olup ve 9,7 sn' de tamamlanmıştır. Prekontrast seriler her postkontrast seriden çıkarılarak her seri için otomatik olarak 3D maksimum intensite projeksiyon (MIP) görüntüler oluşturulmuştur. İnce kesitler eşliğindeki 3D teknik sagittal ve aksiyal planlarda rekonstrüksiyona da olanak sağlamaktadır.

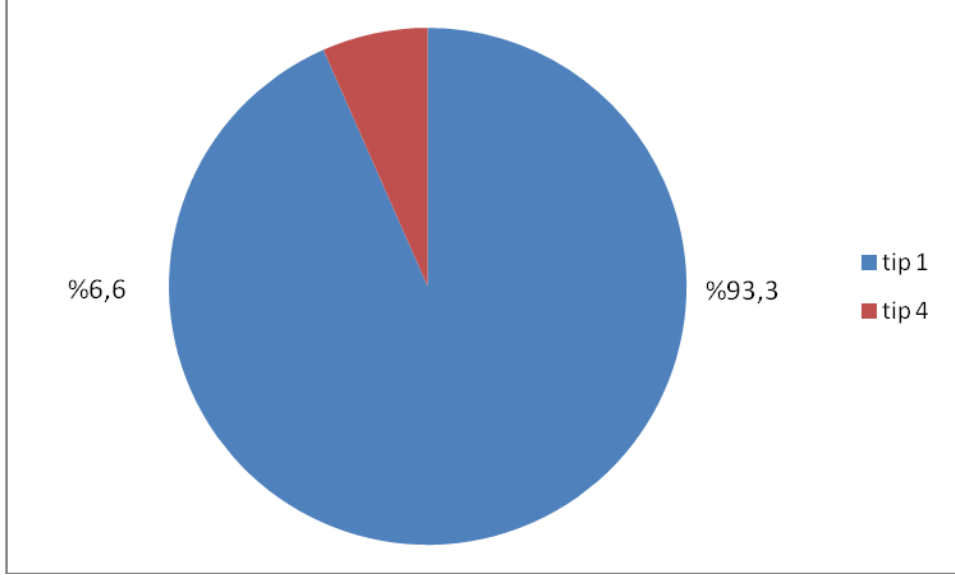
V. BULGULAR

Değişik ön tanımlar ile el TRICKS MRA yöntemi kullanılmış %57' si (n=17) kadın, %43 'ü (n=13) erkek olmak üzere (30 hastanın görüntüleri palmar ark varyasyonlarının değerlendirilmesi için retrospektif olarak çalışmaya dahil edilmiştir. Olguların cinsiyete göre dağılımı grafik 1' de gösterilmiştir. Yaşları 18 ile 63 arasında değişen hastaların yaş ortalaması 47,2 olarak hesaplandı.



Grafik 1. Palmar ark varyasyonlarında olguların cinsiyete göre dağılımı

Derin palmar ark varyasyonlarının değerlendirilmesinde basit kapalı derin palmar ark olguların %93,3'ünde, ulnar katlama ve arteria interossea anterior ile anastomoz varyasyonu bizim olgularımızda tespit edilemedi. 1. ve 2. parmakların radyal arterden 3. , 4. , ve 5. parmağın ulnar arterden beslendiği tip olguların % 6, 6' sında saptandı (Grafik 2).



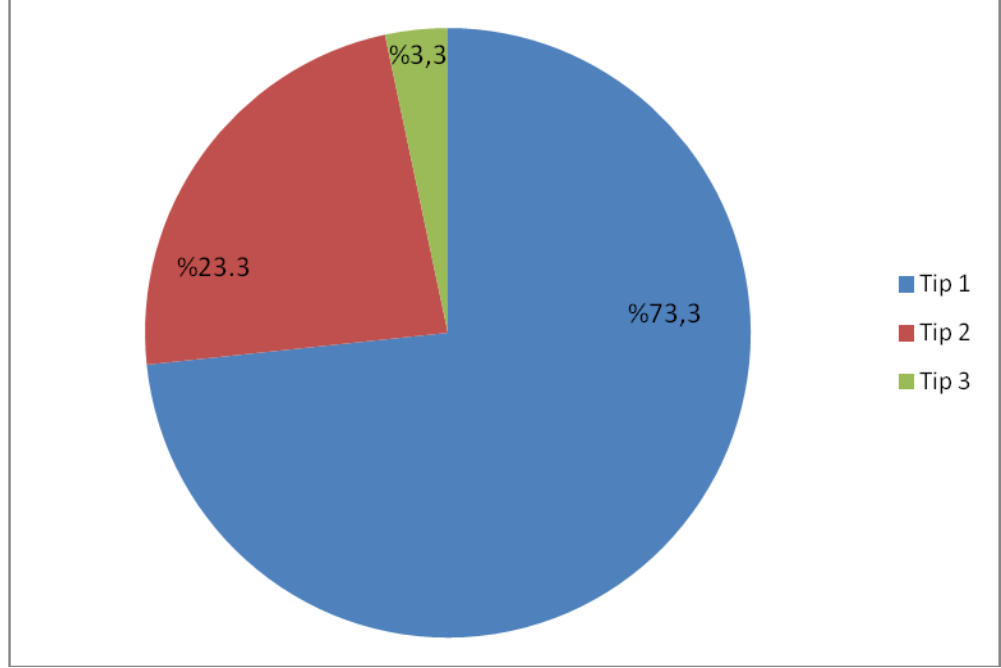
Grafik 2. Derin palmar ark varyasyonlarına göre hastaların dağılımı

Basit kapalı derin palmar ark olgularının %57,1' i kadın, %42,9 ' u erkek, 1. ve 2. parmakların radyal arterden 3. , 4. , ve 5. parmağın ulnar arterden beslendiği tip olgularının %50' si kadın, %50' si erkekti (Tablo 2).

Tablo 2. Cinsiyete göre derin palmar ark varyasyonu tipi

	KADIN	ERKEK	TOPLAM
TİP 1	16	12	28
TİP 2	1	1	2
TOPLAM	17	13	30

Yüzeyel palmar ark varyasyonlarının değerlendirilmesinde basit kapalı yüzeyel palmar ark olguların %73,3'ünde, 3. ,4. , 5. parmakların a. Ulnaris' ten beslendiği tip %23,3'ünde, tüm parmakların a. Ulnaris' ten beslendiği olguların %3,3'ünde saptandı (Grafik 3).



Grafik 3. Yüzeyel palmar ark varyasyonlarına göre hastaların dağılımı

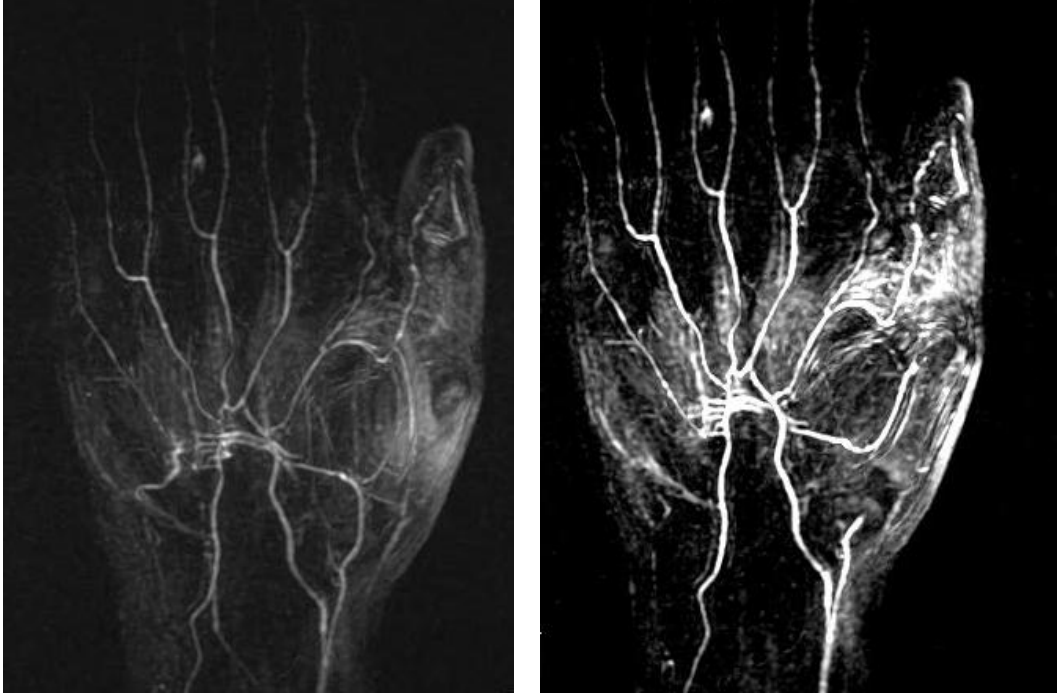
Basit kapalı yüzeyel palmar ark olgularının %45,5' i kadın %54,5' i erkek, 3., 4., 5. parmakların a. Ulnaris' ten beslendiği tip olguların olgularının %85,8 'i kadın %14,2 'si erkek, tüm parmakların a. Ulnaris' ten beslendiği tip olgularının %100 'ü kadın olup hiç erkek hasta örneği yoktu (Tablo 3).

Tablo 3. Cinsiyete göre yüzeyel palmar ark varyasyonu tipi

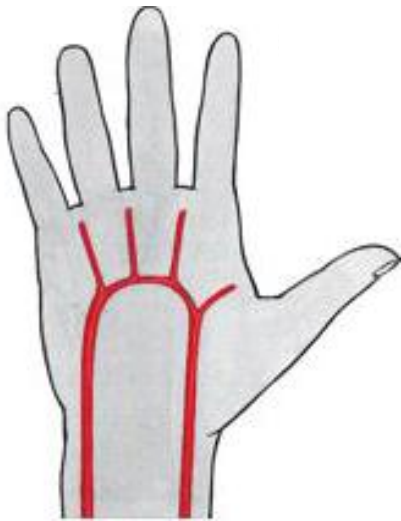
	Kadın	Erkek	TOPLAM
Tip 1	10	12	22
Tip 2	6	1	7
Tip 3	1	0	1
Toplam	17	13	30

VI. OLGU ÖRNEKLERİ

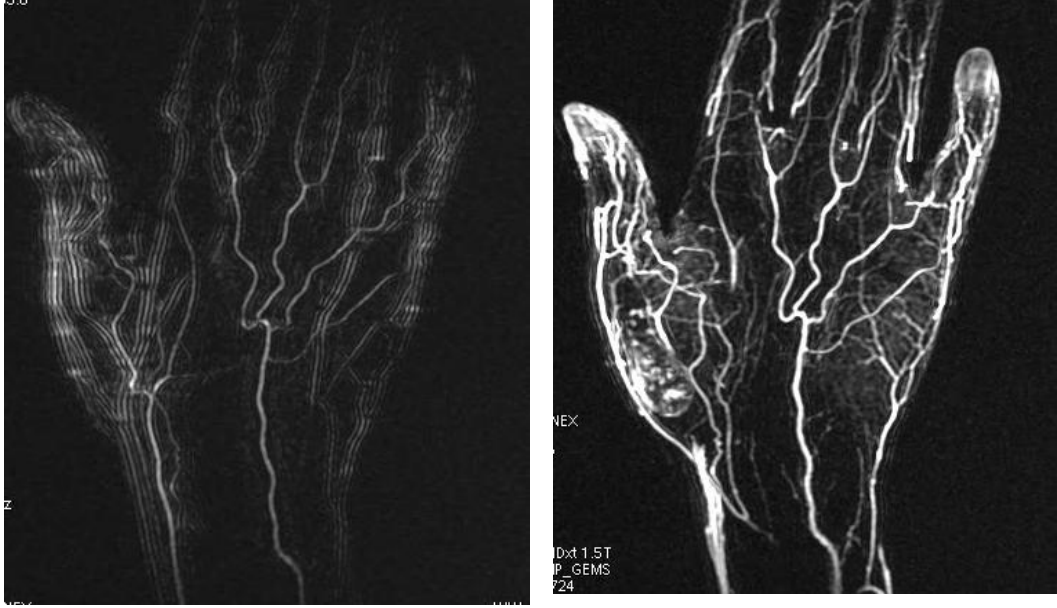
OLGU 1



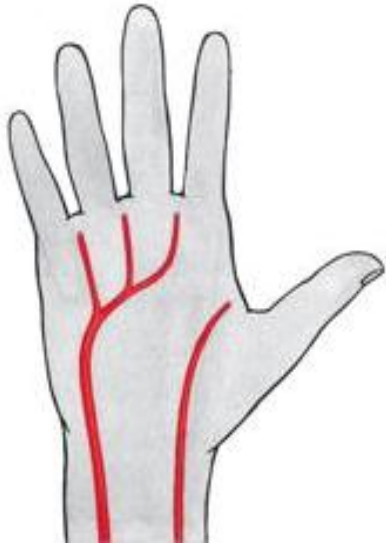
RESİM 1- 2: Kapalı yüzeyel palmar ark (Tip 1)



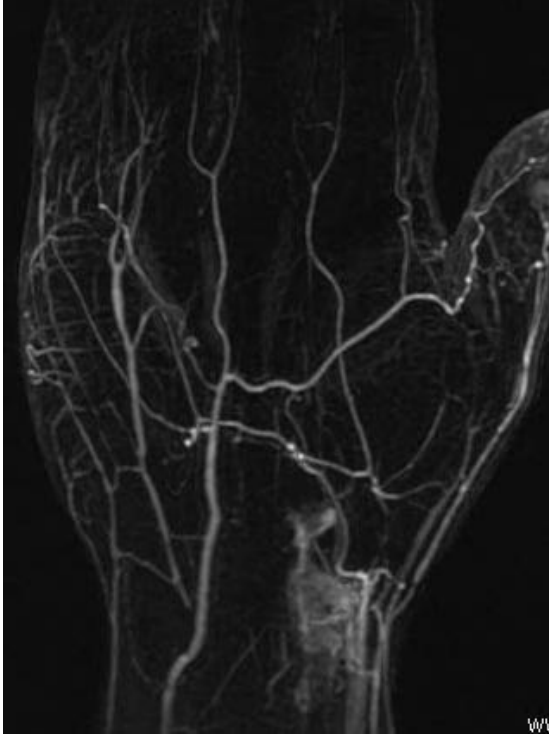
OLGU 2



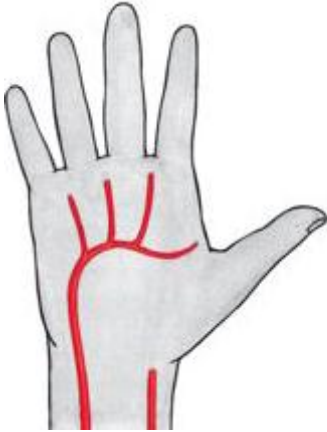
RESİM 3- 4: 3. ,4. , 5. parmakların a. Ulnaris' ten beslendiği tip (Tip 2)



OLGU 3



RESİM 5: Tüm parmakların a. Ulnaris' ten beslendiği tip (TİP 3)



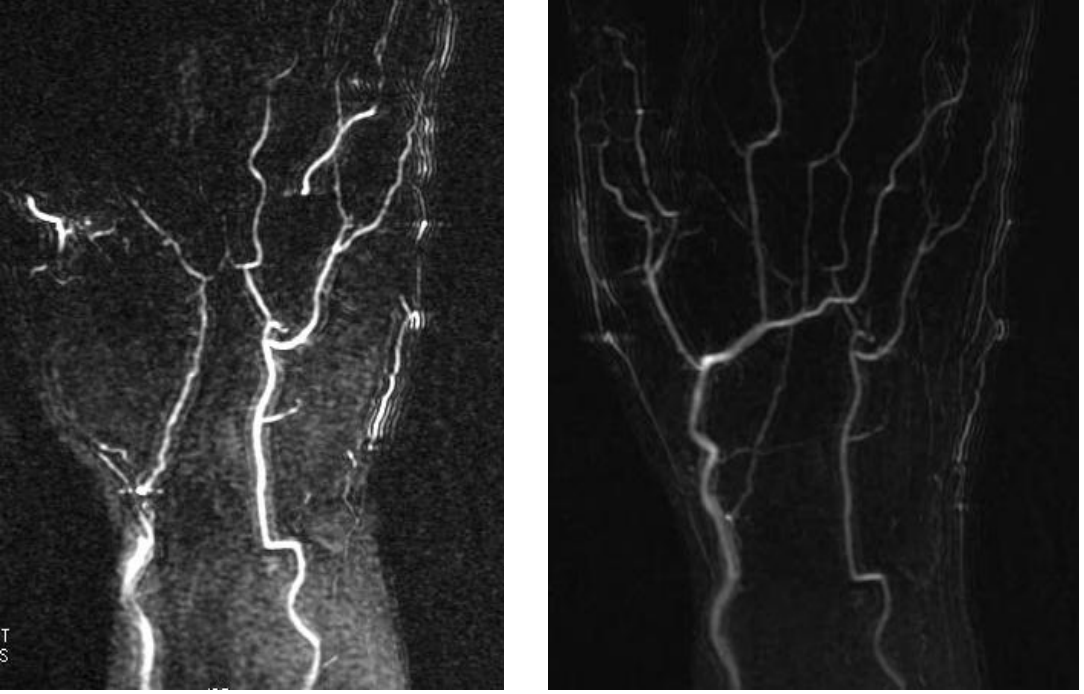
OLGU 4



RESİM 6: Basit kapalı derin palmar ark (Tip 1)



OLGU 5



RESİM 7- 8: 1. ve 2. parmaklar radyal arterden 3. , 4. , ve 5. parmağın unlar arterden beslendiği tip (TİP 4)



VII. TARTIŞMA

Elin beslenmesini önkoldan gelen radyal ve ulnar arterler ile bunların dallarının palmar bölgede oluşturduğu derin ve yüzeysel palmar ark sağlar. Bu arklar ilk kez 1753' te İsviçre' li bir anatomist olan Haller tarafından araştırılmış, varyasyonları ise ilk olarak 1831 yılında Tiedman tarafından tanımlanmıştır. Tandler (1897) ; Jaschtschinski (1897) ; Adachi (1928); Fracassi (1945) ; Coleman & Adson (1961) bu arterler üzerinde çalışın diğer isimlerdir.

Williams ve arkadaşları yüzeysel palmar arkı esas olarak oluşturan ulnar arterin palmar bölgeye ulnar sinirle birlikte, fleksör retinakulumun yüzeyselinden, pisiform kemiğin lateralinden hamat kancanın medialinden geçip konveks bir formda distalde palmar bölgenin orta 1/3 'üne uzanması olarak tanımlamıştır (55).

Coleman ve ark. çalışmasında superfisyal palmar arkın yaklaşık üçte biri tek başına ulnar arterden, üçte biri radyal arterin superficial palmar dalıyla tamamlanarak ve diğer üçte biri ise arteria prinseps pollisisin dalı olan arteria radyalis indisis ya da median arter ile oluşturduğunu ortaya koymuştur (56). Bizim çalışmamızda yüzeysel palmar arkın tamamının unlar arterden oluştđu tip Tip 3 olarak kabul edilmiş olup olguların %3,3' ünde bu varyasyon tipi izlenmekteydi.

Poirier' e göre (1886) süperfisiyal palmar ark tiplendirilmeyi oldukça güç kılacak sayıda varyasyon içermektedir. Ancak Adachi 1928 yılında yaptığı kadavra çalışmalarında superficial palmar arkın varyasyonlarını, radyal arterin hiç ya da az miktarda katıldığı ve %59 oranında görülen ulnar tip, olguların %32 sinde görülen radioulnar tip ve olguların %9 unda görülen medianoulnar tip olarak sınıflandırmıştır (57) .Bizim çalışmamızda radioulnar kapalı yüzeysel palmar ark %73,3 oranında en çok rastlanan varyasyon tipi olmuştur.

Huber 1930 yılında superficial palmar arkı kapalı tip ve tam bir ark formasyonu oluşturmeyen inkomplet superficial palmar ark olarak 2 gruba ayırdı.

Coleman ve Anson 1961 yılında yüzeysel palmar arkı ayrıntılı bir şekilde ele alarak %78,5 oranında görülen ve 5 alt gruba ayrılan komplet yüzeysel palmar ark ve %21,5 oranında görülen ve 4 alt gruba ayrılan inkomplet yüzeysel palmar ark olmak üzere iki ana grupta yeniden sınıflandırdı (40) . Bu sınıflamaya göre Tip 1A radyal arterin superficial palmar dalı ile ağırlıklı olarak ulnar arterin oluşturduğu ve % 34,5 oranında görülen tip, Tip 1B tamamen ulnar arterden oluşan ve %37 oranında görülen tip, Tip 1C %3. 8 oranında görülen medianoulnar tip, Tip 1D olguların % 1,2 sinde görülen radiomedianoulnar ark, Tip 1E ulnar arter ve derin palmar arkta dal alan ve %2 oranında görülen tip olarak; Tip 2A olguların %3,2 sinde görülen radyal ve ulnar arterlerin anastomoz yapmadan eli beslediği, Tip 2B 1. ve 2. parmaklar hariç diğer parmakların ulnar arterden beslendiği ve olguların %13,4 ünde görülen tip, Tip 2C median ve ulnar arterin anastomoz yapmadan ve %3,8 oranında görülen tip, Tip 2D radyal, ulnar ve median arterlerin anastomoz yapmadan ayrı ayrı eli beslediği ve %1,1 oranında görülen tiptir (56).

Coleman ve Anson 1961 yılında derin palmar arkı önce olguların %97 sinde görülen komplet derin palmar ark (grup 1) ve olguların %3 ünde görülen inkomplet derin palmar ark (grup 2) olarak sınıflamış ve bu sınıfları grup 1A-B-C-D ve grup 2A-B olarak alt sınıflara ayırmıştır. Tip 1A radyal arterin derin palmar dalı ile ulnar arterin superior derin palmar dalı arasındaki anastomoz (%34.5), Tip 1B radyal arterin derin palmar dalı ile ulnar arterin inferior derin palmar dalı arasındaki anastomoz (%49), Tip 1C radyal arterin derin palmar dalı ile ulnar arterin her iki derin palmar dalı arasındaki anastomoz (%13), Tip 1D ulnar arterin süperior derin palmar dalı ile 2. aralıktan gelen geniş bir süperior perforan arter arası anastomoz (%0.5), Tip 2A ulnar arterin inferior derin palmar dalı ile 2. aralıktan gelen perforan arter arası anastomoz ve 1. parmak ile 2. parmağın radyal tarafının beslenmesinin radyal arterin derin palmar dalından olduğu tip (%1,5), Tip 2B ulnar arterin derin dalının 3. aralıktan gelen perforan arte ile sonlandığı 1. ve 2. parmağın derin beslenmesinin radyal arterden kaynaklandığı tiptir (%1,5) (56). Yukarıda bahsedilen çalışmaların tümü kadavra çalışmalarıdır. Biz

çalışmamızda kısıtlı hasta sayısı nedeniyle Coleman ve Anson' un kullandığı detaylı sınıflamayı kullanmadık. Ancak Coleman ve Anson sınıflamasındaki tipleri bütünüyle ele aldığımız zaman tip 1 sınıflamasına tam kapalı yüzeysel palmar ark girmekte ve olguların %77,5' i bu sınıfta, radyal ve unlar arterin anostomoz yapmadan oluşturduğu yüzeysel palmar ark tipleri olguların %22,5' i bu sınıfta yer almaktadır. Bizim çalışmamızda Tip 1 %73,3 ile Coleman ve Anson' un çalışması ile paralellik göstermektedir. Coleman ve Anson' un tip 2 sınıflaması anostomoz yapmayan grup olarak değerlendirildiğinde bizim çalışmamızdaki Tip 2 ve Tip 3'ü kapsamaktadır. Buna göre tip 2 ve tip 3 varyasyonlarının oransal toplamı %26,7 ile Coleman ve Anson'un çalışmasıyla paralellik göstermektedir.

Karlsson and Niechajev, 1982 yılında Adachi' nin kullandığı sınıflamayı baz alarak ulnar tipin görülme sıklığını % 64 radioulnar tipi %32 ve medioulnar tipi %4 olarak yayınlamıştır (57-58) .

1983 yılında ilk kez M. AL-Turk ve W. K. Metcalf 20- 30 yaş grubunda 25 olguda 20- 21 derece oda sıcaklığında doppler ultrasonografi görüntüleme tekniği ile yüzeysel palmar ark varyasyonlarını değerlendirmeye yönelik bir çalışma yaptı. Bu çalışmaya göre yüzeysel palmar arkı önce komplet (Tip 1) ve inkomplet (Tip 2) yüzeysel palmar ark olarak sınıflandırdıktan sonra Tip 1 yüzeysel palmar arkı kendi içinde 3, Tip 2 yüzeysel palmar arkı ise 4 alt gruba kategorize etti. Olguların % 84' ü Tip 1 varyasyon içerirken tüm olguların %78' inde klasik kapalı tip radioulnar ark izlenmekteydi. En az görülen tip ise %2 oranında inkomplet gruptan 2. ve 3. parmağın lateral kısmının radyal arterden 3. parmağın mediali ile 4. ve 5. parmakların unlar arterden beslendiği varyasyon olarak değerlendirildi. Bu çalışma radyolojik olarak yüzeysel palmar ark varyasyonları tanımlamak üzere yapılmış ilk çalışmadır (59). Bizim olgularımızda da tam kapalı yüzeysel palmar ark oranları anostomoz yapmayan formlara kıyasla bu çalışmayı destekler biçimde belirgin pozitif yönde farklılık göstermektedir.

1999 yılında D. Rauch ve ark. kapalı palmar arkların anjiyografik olarak belirlenmesi isimli çalışmasında 54 hastaya tek üst ekstremiteye, 6 hastaya her iki üst ekstremiteye yönelik değişik öntanılarla uygulanan selektif

anjiyografilerde retrograd bir değerlendirme yaparak olguların % 31,8' inde komplet süperfisiyal palmar ark ve % 84,8' inde komplet derin palmar ark saptamıştır (60). Bu çalışmada saptanan komplet yüzeysel palmar ark oranı ile bizim çalışmamızda saptadığımız oran arasında bizim çalışmamızda pozitif yönde farklılık izlenmekteyken derin kapalı palmar ark oranları paralellik göstermektedir.

Kontrastlı MRA teknikleri ve bizim de çalışmamızda kullandığımız 3D TRICKS MRA ile bu varyasyonları ortaya koymak mümkündür. Günümüzde elde edilen kontrastlı 3D anjiyografik tekniklerle arterlerdeki kontrast maddenin pik konsantrasyonu sırasında K- space' in doldurulması sayesinde mükemmel görüntüler elde edilebilmektedir. Yüksek kaliteli görüntülerin elde edilmesi kontrast madde enjeksiyonu sonrasında görüntülerin uygun zamanlama ile elde olunmasına bağlıdır. K-space santrali çok erken doldurulursa arterlerde maksimum sinyal elde edilemez, k-space santrali çok geç doldurulursa arterler engellenmiş olacağından venler görülür hale gelecektir. Mevcut kontrastlı 3D tekniklerinin bir diğer dezavantajı sonraki taramalarda ilk enjeksiyondan kalan rezidü kontrast maddenin venler ve çevre dokuları görünür hale getirmesi nedeniyle sadece tek bir yüksek kaliteli tarama eldesine izin vermesidir. Aynı zamanda şimdiki 3D kontrastlı MRA teknikleri kontrast geçişi ile ilgili herhangi bir bilgi vermemektedir. Bu nedenle kontrast madde geçişi boyunca bir hacimden tekrarlayan görüntü elde edilen zamana bağımlı kontrastlı 3D MRA (3D TRICKS: Time Resolved Imaging of Contrast Kinetics) tekniği geliştirilmiştir (61).

3D TRICKS MRA noninvaziv olması ve kısa sürede elde edilebilmesi açısından konvansiyonel anjiyografik yöntemlere kıyasla daha avantajlıdır. Cerrahi öncesi vasküler haritalama, travmatik kesi sonrası el cerrahisi, emboli tespiti, vasküler malformasyonlar, anevrizma, psödoanevrizma, hemanjiom, vaskülit komponenti olan bağ doku hastalıkları, sinovit gibi hastalıkların tespiti, prognozu ve tedaviye cevabın değerlendirilmesinde sıklıkla başvurulabilecek yararlı bir yöntemdir (62).

VIII. SONUÇ

Değişik öntanımlar ile elde olunan 30 hastanın el TRICKS MRA' sı derin ve yüzeysel palmar ark varyasyonları açısından retrospektif olarak değerlendirilmiştir. Yüzeysel ve derin palmar ark sınıflamasında derin palmar ark; basit kapalı derin palmar ark (tip 1), ulnar katlama (Tip 2), arteria interossea anterior ile anastomoz (tip 3) ve 1. ve 2. parmakların radyal arterden 3., 4., ve 5. parmakların ulnar arterden beslendiği tip (tip 4) olmak üzere 4 gruba; yüzeysel palmar ark; kapalı yüzeysel palmar ark (tip 1), 3., 4, 5. parmakların a. ulnaris' ten beslendiği tip (tip 2), tüm parmakların a. Ulnaris' ten beslendiği tip (tip 3) olarak tasnif edilmiştir. Bu sınıflamaya göre; olgularımızın % 73,3' ünde Tip 1, % 23,3' ünde Tip 2, %3,3' ünde Tip 3, yüzeysel palmar ark varyasyonu, olgularımızın %93,3' ünde Tip 1, %6,6' sında Tip 4 derin palmar ark varyasyonu tespit edilirken hasta popülasyonumuzda Tip 2 ve Tip 3 derin palmar ark varyasyonuna rastlanmamıştır. Çalışmamızda basit kapalı derin palmar ark (tip 1) ve kapalı yüzeysel palmar arkın (tip 1) en sık, derin palmar ark varyasyonlarında 1. ve 2. parmakların radyal arterden 3. , 4. , ve 5. parmakların ulnar arterden beslendiği tip (tip 4) ile yüzeysel palmar ark varyasyonlarında tüm parmakların a. Ulnaris' ten beslendiği tipin (tip 3) en az sıklıkla görülmesi literatürdeki verilerle paralellik göstermektedir. Ancak daha geniş seriler ile daha farklı varyasyonlar tanımlamak ve literatüre daha yakın yüzdeler elde etmek mümkün olacaktır.

3D TRICKS MRA yönteminin elin vasküler varyasyonlarının tanımlanmasında pratik ve ideal bir yöntem olduğunu düşünmekteyiz.

IX. ÖZET

PALMAR ARK VARYASYONLARININ MR İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

Amaç:

Eli derin ve yüzeysel palmar ark besler. Bu iki ark bazı kompensatuar varyasyonlar ile dolaşım dengesini sağlar. Elin vasküler anatomisinin bilinmesi konjenital anomalilerin rekonstrüksiyonunda, posttravmatik lezyonlarda ve radyal arterin arteriyel by-pass için donör olarak kullanılmasında önem kazanır.

Bu çalışmanın amacı kontrastlı 3D TRICKS MRA tekniği ile palmar ark varyasyonlarının gösterilmesi ve sıklıklarının belirlenmesidir.

Gereç ve yöntem:

Çalışmamızda 2010 Ocak ve 2012 Temmuz tarihleri arasında değişik ön tanılarla el TRICKS MRA yöntemi kullanılmış 30 hastanın elde olunan görüntüleri palmar ark varyasyonlarının değerlendirilmesi için retrospektif olarak kullanılmıştır.

Tüm hastalara GE Signa HDxt 1.5 Tesla MRG cihazı ile ön kolun proksimali de görüntülere dahil olacak şekilde koronal STIR, koronal T1A FSE ve 3D Dinamik TRICKS sekanslarını içerecek şekilde el TRICKS MRA tetkiki yapılmıştır.

Bulgular:

Değişik ön tanılar ile elde olunan 30 hastanın el TRICKS MRA' sı derin ve yüzeysel palmar ark varyasyonları açısından retrospektif olarak değerlendirilmiştir. Olgularımızın % 73,3' ünde Tip 1, % 23,3' ünde Tip 2, %3,3' ünde Tip 3, yüzeysel palmar ark varyasyonu, olgularımızın %93,3' ünde Tip 1, %6,6' sında Tip 4 derin palmar ark varyasyonu tespit edilirken hasta popülasyonumuzda Tip 2 ve Tip 3 derin palmar ark varyasyonuna rastlanmamıştır.

Sonuç:

3D TRICKS MRA ynteminin elin vasküler varyasyonlarının tanımlanmasında pratik ve ideal bir yöntem olduğunu düşünmekteyiz.

Anahtar kelimeler:

MR ANJİOGRAFİ, TRICKS, PALMAR ARK VARYASYONLARI

X. SUMMARY

MR EVALUATION OF THE PALMAR ARCH VARIATIONS

Purpose:

Superficial and deep palmar arches supply the feeding of hand. These two arches provide the circulation balance by some compensatory variations. It is important to know the vascular anatomy of the hand for the reconstruction of congenital anomalies, posttraumatic lesions and arterial by-pass surgery.

The aim of this study is to emphasize the knowledge of the vascular variations of the hand and determine the incidence of each type using TRICKS MRA.

Material and Methods:

In our study TRICKS MRA images (Coronal T1W- FSE, coronal STIR and 3D dynamic TRICKS sequences) of 30 patients which are obtained with various initial diagnosis between the dates 01. 01. 2010 and 31. 07. 2012 using GE Signa HDx 1, 5 T device, were used for evaluating palmar arch variations.

Findings:

TRICKS MRA images of 30 patients which were obtained with various initial diagnosis were evaluated about deep and superficial palmar arch variations retrospectively. For the superficial palmar arch 73,3 % was Type 1, 23,3 % was Type 2, 3,3 % was Type 3; for the deep palmar arch 93,3 % was Type 1, 6,6 % was Type 4. There weren't any type 2 or type 3 deep palmar arch variations in our patient population.

Result:

3D TRICKS MRA is a practical and ideal technique to demonstrate vascular variations of the arterial anatomy of the hand.

Key words:

Magnetic Resonance Angiography, TRICKS, Palmar arch variations

XI. KAYNAKLAR

- 1) Arıncı, K., A. Elhan: İnsan Vücudunun yapısı (Morfolojik bilgiler) . Türk Tarih Kurumu Basımevi, Ankara- 1987.
- 2) Back MR, Wilson JS, Rushing G, et al. Magnetic resonance angiography is an accurate imaging adjunct to duplex ultrasound scan in patient selection for carotid endarterectomy. J Vasc Surg 2000;32: 429- 438
- 3) Johnston DC, Goldstein LB. Clinical carotid endarterectomy decision making: noninvasive vascular imaging versus angiography. Neurology 2001; 56: 1009- 1015
- 4) Slosman F, Stolpen AH, Lexa FJ, et al. Extracranial atherosclerotic carotid artery disease: evaluation of non-breath-hold three-dimensional gadolinium-enhanced MR angiography. AJR Am J Roentgenol 1998;170:489-495.
- 5) Tsuchiya K, Aoki C, Fujikawa A, Hachiya J. Three-dimensional MR digital subtraction angiography using parallel imaging and keyhole data sampling in cerebrovascular disease: Initial experience. Eur Radiol (2004) 14: 1494- 1497
- 6) Gray, H.: Anatomy of Human Body 37 th edition. Churchill Livingstone London,1995.
- 7) Gray, H.: Anatomy, Descriptive and Surgical. Running Press, Philadelphia, 1974.
- 8) Keith L. Moore: Clinically Oriented Anatomy. 3 th edition. Williams and Wilkins Baltimore, 1992.
- 9) Kuran, O: Sistematik Anatomi. İstanbul 1983.
- 10) Last, R.S: Anatomy, Regional and Applied, Sixth edition. Churchill Livingstone. New York,1978.
- 11) Lockhard, R.D., G.F. Hamilton and F.W. Fyfe: Anatomy of Human Body. London, 1965.

- 12) Moore K.L, Dalley A.F.: Anatomy. Clinically oriented. Fourth Edition. Williams-Wilkins. Baltimore,1999.
- 13) Sobotta: Atlas Der Anatomie des Menschen Band I. & II. Urban & Fischer 21 Auflagei Münschen-Jena, 2000.
- 14) Tortora, G.J: Principles of Human Anatomy. Fourth edition. Harper and Row Publishers, New York,1986.
- 15) Waldeyer, A, A. Mayert: Anatomie des Menschen. Walter de Gruyter. Berlin – New York,1986
- 16)Gray, H.: Anatomy of Human Body 29 th edition. Lea and Febiger, Philadelphia, 1973
- 17)Buskens E, Nederkoorn PJ, van der Woude TB, Mali TB. Kappelle LJ, Eikelboom BC, van der Graaf Y, Hunink MGM. Imaging of carotid arteries in symptomatic patients: cost-effectiveness of diagnostic strategies. Radiology 2004; 233:101- 112.
- 18) De Marco JK, Nesbit GM, Wesbey GE, Richardson D. Prospective evaluation of extracranial carotid stenosis: MR angiography with maximum- intensity projections and multiplanar reformation compared with conventional angiography. AJR Am J Roentgenol 1994; 163:1205-1212.
- 19) Mittl RL Jr, Broderick M, Carpenter JP, et al. Blinded-reader comparison of magnetic resonance angiography and duplex ultrasonography for carotid artery bifurcation stenosis. Stroke 1994; 25: 4- 10
- 20)Ameerally P, Elhan A: Mosby' s Crash Course, Ankara, 2000
- 21)Benninghoff-Goerttler: Lehrbuch der Anatomie des Menschen. Band 1. 13. Auflage, Urban und Schwarzenberg, München, 1980.
- 22)Johnston DC, Goldstein LB. Clinical carotid endarterectomy decision making: noninvasive vascular imaging versus angiography. Neurology 2001; 56: 1009- 1015

- 23) Cloft HJ, Murphy KJ, Prince MR, Brunberg JA. 3D GADOLINIUM-enhanced MR angiography of the carotid arteries. *Magn Reson Imaging* 1996; 14: 593- 600
- 24) Leclerc X, Gauvrit JY, Nicol L, Pruvo JP. Contrast-enhanced MR angiography of the craniocervical vessels: a review. *Neuroradiology* 1999; 41: 867- 874
- 25) Thanh Phan, Huston J, Bernstein MA, Riederer SJ, Brown RD. Contrast-enhanced magnetic resonance angiography of the cervical vessels: experience with 422 patients. *Stroke* 2001;32: 2282-2286
- 26) Serfaty JM, Chirossel P, Chevallier JM, Ecochard R, Froment JC, Douek PC. Accuracy of three-dimensional gadolinium enhanced MR angiography in the assesment of extracranial carotid artery disease. *AJR Am J Roentgenol* 2000; 175: 455- 463.
- 27) Westwood ME, Kelly S, Berry E, et al. Use of magnetic resonance angiography to select candidates with recently symptomatic carotid stenosis for surgery: systematic review. *BMJ* 2002;324:198.
- 28) Feneis, H.: *Pocket Atlas of Human Anatomy*. Georg Thieme Publishers Stuttgart, 1976
- 29) Randoux B, Marro B, Koskas F, et al. Carotid artery stenosis: prospective comparison of CT, three-dimensional gadolinium-enhanced MR, and conventional angiography. *Radiology* 2001;220:179-185.
- 30) Remonda L, Senn P, Barth A, Arnold M, Lovblad KO, Schroth G. Contrast-enhanced 3D MRA of the carotid artery: comparison with conventional digital subtraction angiography. *AJNR Am J Neuroradiol* 2002; 23: 213-219.
- 31) Sardanelli F, Zandrino F, Parodi RC, De Caro G. MR angiography of internal carotid arteries: breath-hold Gd-enhanced 3D fast imaging with steady-state precession versus unenhanced 2D and 3D time-of-flight techniques. *J Comput Assist Tomogr* 1999;23: 208-215.

- 32) Huston J III, Fain SB, Wald JT, et al. Carotid artery: elliptic centric contrast enhanced MR angiography compared with conventional angiography. *Radiology* 2001;218:138- 143.
- 33) Remonda L, Heid O, Schroth G. Carotid artery stenosis, occlusion, and pseudo-occlusion: first-pass, gadolinium-enhanced, three-dimensional MR angiography- preliminary study. *Radiology* 1998;209: 95- 102
- 34) Nederkoorn PJ, Mali WP, Eikelboom BC, et al. Preoperative diagnosis of carotid artery stenosis: accuracy of noninvasive testing. *Stroke* 2002;33: 2003- 2008
- 35) Nederkoorn PJ, van der Graaf Y, Eikelboom BC, van der Lugt A, Bartels LW, Mali WP. Time –of-flight MR angiography of carotid artery stenosis: does a flow void represent severe stenosis? *AJNR Am J Neuroradiol* 2002; 23: 1779- 1784.
- 36) Kappelle LJ, Eliasziw M, Fox AJ, Sharpe BL, Barnett HJ. Importance of intracranial atherosclerotic disease in patients with symptomatic stenosis of the internal carotid artery: The North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial. *Stroke* 1999;30: 282-286.
- 37) Jewells V, Castillo M. MR angiography of the extracranial circulation. *Magn Reson Imaging Clin N Am* 2003; 11: 585-597.
- 38) Prince MR, Yucel EK, Kaufman JA, et al. Dynamic gadolinium three dimensional abdominal MR arteriography. *J Magn Reson Imaging* 1993; 3: 877-881.
- 39) Sohn CH, Sevick RJ, Frayne R. Contrast-enhanced MR angiography of the intracranial circulation. *Magn Reson Imaging Clin N Am* 2003;11:599- 614
- 40) Parker DL, Goodrich KC, Alexander AL, et al. Optimized visualization of vessels in contrast enhanced intracranial MR Angiography. *Magn Reson Med* 1998;40:873-882
- 41) Aoki S, Yoshikawa T, Hori M, et al. Two-dimensional thick-slice MR digital subtraction angiography for assessment of cerebrovascular occlusive diseases. *Eur Radiol* 2000; 10: 1858-1864.

- 42) Farb RI, Scott JN, Willinsky RA, et al. Intracranial venous system: gadolinium enhanced three dimensional MR venography with auto-triggered elliptic centric ordered sequence: initial experience. *Radiology* 2003;226:203-209
- 43) Willig DS, Turski PA, Frayne R, et al. Contrast enhanced 3D MR DSA of the carotid artery bifurcation: Preliminary study of the comparison with unenhanced 2D and 3D TOF MR angiography. *Radiology* 1998;208:447-451
- 44) Carroll TJ, Korosec FR, Swan JS. et al. The effect of injection rate on time resolved contrast-enhanced peripheral MRA. *J Magn Reson Imag* 2001;14:401-410
- 45) Huston J, Fain SB, Wald JT, et al. Carotid artery: elliptic centric contrast enhanced MR angiography compared with conventional angiography. *Radiology* 2001; 218: 138-143.
- 46) Bluemke DA, Stillman AE, Bis KG, et al. Carotid MR angiography: phase II of safety and efficacy for MS-325. *Radiology* 2001; 219: 114-122.
- 47) P. M. Rodgers, J. Ward, C. J. Baudouin, J. P. Ridgway, P. J. Rohinson, Dynamic contrast-enhanced imaging of the portal venous system: comparison with x-ray angiography. *Radiology* 191, 741- 745 (1994).
- 48) M. R. Prince. gadolinium-enhanced MR aortography. *Radiology* 191, 155- 164 (1994).
- 49) D. M. Spielman, J. M. Pauly, C. H. Meyer, Magnetic resonance fluoroscopy using spirals with variable sampling densities. *Magn. Reson. Med.* 34, 388- 394 (1995).
- 50) N. J. Pelc, R. J. Herfkens, A. Shimakawa, D. R. Enzmann, Phase contrast cine magnetic resonance imaging. *Magn. Reson. Q.* 7, 229- 254 (1991).
- 51) Y. P. Du, D. L. Parker, W. L. Davis, G. Cao, Reduktion of partialvolume artifacts with zero-filled interpolation in three-dimensional MR angiography. *J. Magn. Reson. Imaging* 4, 733- 741 (1994)

- 52) Fink C, Goyen M, Lotz J. Magnetic resonance angiography with blood-pool contrast agents: future applications. *Eur Radiol.* 2007;17 Suppl 2:B38-44
- 53) Zhang H, Maki JH, Prince MR. 3D contrast-enhanced MR angiography. *J Magn Reson Imaging.* 2007;25: 13-25
- 54) Kirchin MA, Runge VM. Contrast Agents for Magnetic Resonance Imaging: Safety update. *Topics in Magnetic Resonance Imaging* 2003;14(5):426-435.
- 55) Runge V. Safety of Magnetic Resonance Contrast Media. *Topics in Magnetic Resonance Imaging* 2001;12(4):309-314
- 56) Williams, P.L; Bannister, L.H; Berry, M.M.; Collins, P; Dyson, M; Dussek, J.E; Fergusson, M.W.J.: *Gray's Anatomy In: Cardiovascular System.* Gabella, G. Edr. 38th Edn. Churchill Livingstone. Edinburgh, London: 1542- 44 (1999)
- 57) Coleman, S. & Anson, J. (1961): Arterial pattern in hand based upon a study of 650 specimens. *Surgery Gynaecology Obstetrics.* 96: 43- 54.
- 58) Adachi, B: *Das arterien system des japaner, Kyoto Vol. . pp. 365, 368, 389. (1928).*
- 58) Karlsson, S. & Niechajev, I.A. (1982): Arterial anatomy of the upper extremity. *Acta Radiologica Diagnosis.* 23: 115- 121.
- 59) M. AL-Turk, W. K. Metcalf A study of the superficial palmar arteries using the doppler Ultrasonic Flowmeter Department of Anatomy, University of Nebraska Medical Center, 42nd and Dewey Avenue, Omaha, Nebraska 68105, U.S.A. *J. Anat.* (1984), 138, 1, pp. 27- 32
- 60) Rauch D, Fischer C, Achenbach S, Klose KJ, Wagner HJ. *Rofo.* Angiography detection of closed palmar arcs 1999 Sep;171(3):207-10.
- 61) David A. Connell, Franzcr George Koulouris, MB, BS Duncan A. Thorn, Dip App Sci Hollis G. Potter, MD, Contrast material-enhanced magnetic resonance of the hand. May-June 2002 *RG f Volume 22 Number 3*
- 62) C. A. Mistretta, T. M. Grist, R. Frayne, F. R. Korosec, J. A. Polzin, Simulation of a breath-hold method for time-resolved 3D contrast imaging, in "Proc, SMR, Fourth Annual Meeting, 1996," p. 1498.

