

T.C.
SAĞLIK BAKANLIĞI
TÜRKİYE YÜKSEK İHTİSAS HASTANESİ
RADYOLOJİ BÖLÜMÜ
Şef: Doç Dr. Turhan CUMHUR
Şef: Dr. Tülay ÖLÇER

**ASEMPTOMATİK KAROTİS ARTER STENOZUNDA
TARAMA TESTİ OLARAK POWER DOPPLER
ULTRASONOGRAFİ**

UZMANLIK TEZİ

Dr. Berat ACU

ANKARA-2003

T.C.
SAĞLIK BAKANLIĞI
TÜRKİYE YÜKSEK İHTİSAS HASTANESİ
RADYOLOJİ BÖLÜMÜ

Şef: Doç Dr. Turhan CUMHUR
Şef: Dr. Tülay ÖLÇER

**ASEMPTOMATİK KAROTİS ARTER STENOZUNDA
TARAMA TESTİ OLARAK POWER DOPPLER
ULTRASONOGRAFİ**

UZMANLIK TEZİ

Dr. Berat ACU

ANKARA-2003

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince değerli yardımlarını benden esirgemeyen başta hocalarım Doç. Dr. Turhan Cumhuri ve Dr. Tülay Ölçer olmak üzere, Şef muavini, Başasistan ve Uzmanlarıma teşekkür ederim.

Ayrıca tezimi hazırlamam konusunda büyük destekte bulunan Şef muavini Dr. Mehmet Yurdakul ve Başasistan Dr. Muharrem Tola ya şükranlarımı sunarım.

Dr. Berat ACU

İÇİNDEKİLER

I.	GİRİŞ.....	1
II.	GENEL BİLGİLER	2
	1. Karotis Arter Anatomisi	2
	2. Aterosklerozis.....	7
	3. Karotis Arter Aterosklerozu.....	19
	4. Karotis Arter Stenozu	11
	5. Karotis Arter Görüntüleme Yöntemleri.....	13
III.	GEREÇ VE YÖNTEM	38
IV.	BULGULAR.....	41
V.	OLGULARDAN ÖRNEKLER	46
VI.	TARTIŞMA VE SONUÇ	47
VII.	ÖZET	52
VIII.	KAYNAKLAR.....	54

I. GİRİŞ:

Batı toplumlarında yapılan araştırmalar inmeye bağlı ölümlerin, ölüm nedenleri arasında kalp krizi ve maligniteden sonra üçüncü sırayı aldığını göstermektedir (1). İnmenin nlenmesi ile ilgili yapılan iki kontrollü randomize klinik çalışma, karotis arter stenozunda karotis endarterektomi (CEA) nin faydalı olduğunu göstermiştir (2-5). Bir diğer çalışma olan ACAS (The Asymptomatic Carotid Atherosclerosis Study) nörolojik semptomları olmayan %60 ve üzerindeki internal karotis arter stenozu (ICAS) olan hastaların medikal tedaviye göre CEA den daha çok yarar gördüklerini göstermiştir (6). Asemptomatik %60 ve zerindeki ICAS olan hastaların prevalansı daha düşük olduğu için, daha düşük maliyetli, daha hızlı ve yüksek diagnostik doğruluğa sahip bir tarama testi olarak power Doppler ultrasonografi (PDUS) nerilmiştir (7). Bu çalışmada bir tarama testi olarak PDUS ‘nin İCAS değerlendirilmesinde tanısal değeri ve etkinliği araştırıldı.

II. GENEL BİLGİLER

1. KAROTİS ARTER ANATOMİSİ (8-9) (Resim 1)

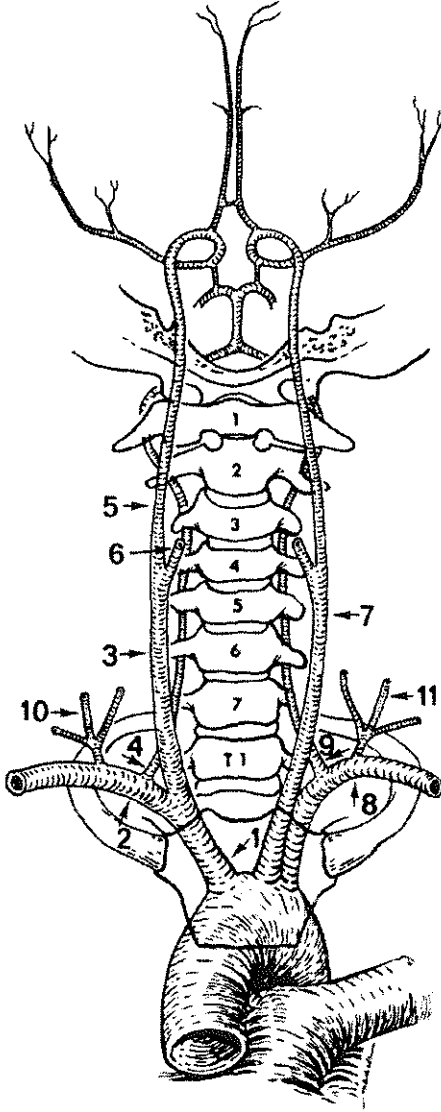
Sağ Ana Karotis Arter

Sağ ana karotis arter (CCA) sağ sternoklaviküler eklemin arkasında, brakiosefalik trunkustan çıkar, posterolateral olarak yükselir ve trakea, tiroid bezi, larinks ve farinks ile sol CCA'den ayrılır. Sağ CCA, internal juguler ven ve vagus siniri ile birlikte karotis boşluğa doğru yönelir. Yaklaşık 4.– 5. servikal vertebra düzeyinde sağ CCA, internal karotis arter (İCA) ve eksternal karotis artere (ECA) ayrılarak sonlanır. CCA'lerin tipik olarak dalları yoktur. Bazen superior tiroidal arter, assendan faringeyal veya oksipital arterler, internal ve eksternal karotis arteri oluşturdukları bifurkasyondan önce, CCA'den çıkabilirler. Ayrıca, karotis bifurkasyon düzeyinde, ECA ve İCA'ler arasında önemli pozisyonel varyasyonlar vardır.

Sol Ana Karotis Arter

Sol CCA, brakiosefalik arterin hemen distalinde, aortik arkus apeksinden çıkar. Başlangıçta trakeanın önünden yukarı doğru çıkar ve sonra posterolaterale geçer

ve sol taraf boyunca yükselir. Yaklaşık tiroid kartilajının üst sınırında, İCA ve ECA olmak üzere ikiye ayrılır.

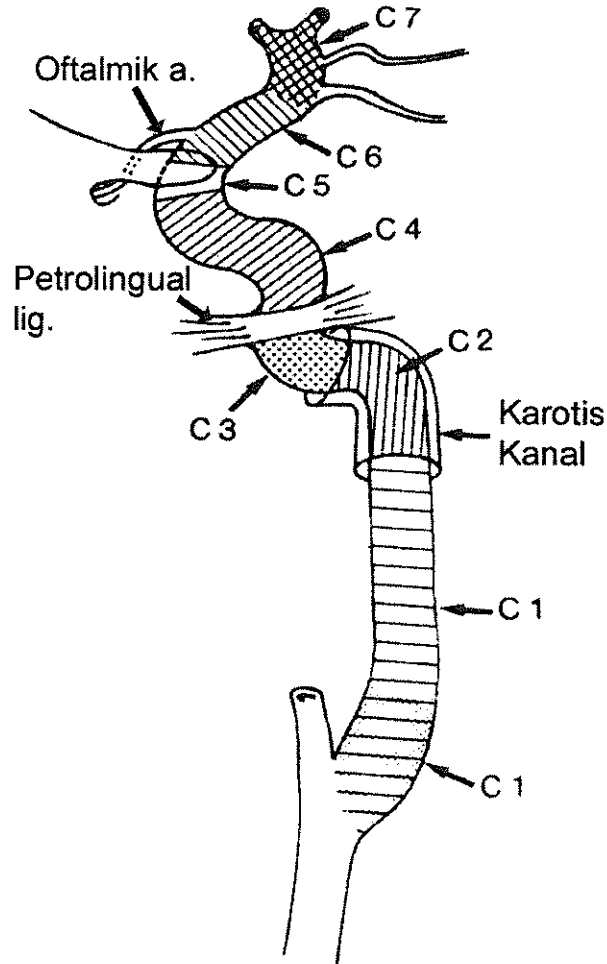


- 1) Brakiyosefalik trunk
- 2) Sağ subklaviyen arter
- 3) Sağ ana karotis arter
- 4) Sağ vertebral arter
- 5) Sağ internal karotis arter
- 6) Sağ eksternal karotis arter
- 7) Sol ana karotis arter
- 8) Sol subklaviyen arter
- 9) Sol vertebral arter
- 10) Sağ tiroservikal trunk
- 11) Sol tiroservikal trunk

Resim 1. Aortik arkustan çıkan büyük damarlar ve bunların dalları.

İnternal Karotis Arter

İCA'ler, beyni besleyen dört ana arterden, ikisini oluşturur ve serebral hemisferlere olan kan akımının büyük çoğunluğunu sağlarlar. İCA segmentlerinin sınıflandırılması için çeşitli sistemler önerilmiştir. Yeni sınıflama ile ICA segmentleri, komşu yapılara ve üstünden geçtikleri kompartmanlara göre tanımlanmıştır. Anatomik olarak 7 ayrı segment tanımlanmıştır. Bunlar servikal (C1), petröz (C2), laserum (C3), kavernöz (C4), klinoid (C5), oftalmik (C6) ve kommünikandır (C7) (Resim 2).



Resim 2. İnternal karotis arter segmentasyonu.

Servikal İCA

Servikal İCA segmenti, primer olarak fetal 3. aortik arkustan gelişir. İCA normal olarak 3. – 4. veya 4. – 5. servikal vertebra düzeyinde CCA'den köken alır ve genellikle terminal CCA dallarının daha geniş olanıdır. Servikal İCA segmentinin iki parçası vardır. Bunlar karotis bulbus ve assendan servikal segmenttir

Karotis bulbus servikal İCA'in en proksimal kesimidir. Bulbus, İCA'in CCA'den köken aldığı yerde, hafif bir açılı ile fokal dilatasyonla oluşur. Normal bulbusun çapı, 7 mm'lik CCA ve 4 .7 mm'lik bulbustan sonraki distal İCA ile karşılaştırıldığında, yaklaşık 7.5 mm'dir.

İCA'deki kan akımı ECA ile karşılaştırıldığında yaklaşık 70 / 30 gibi bir oran ortaya çıkar. Son çalışmalar, karotis bifurkasyon civarında ve bulbusun içindeki akım dinamiklerinin kompleks olduğunu göstermiştir. Fonksiyonel olarak karotis bulbusta iki kompartman vardır. Posterior kesim, yavaşça dönen, retrograd girdap akım içerir. Daha anterior kesim ise sistol ile artan pervane akım içerir. Bulbusun ötesindeki kan akımı, laminar konfigürasyon varsayılmadan önce, başlangıçta helikal bir patern izler.

Bulbustan sonra servikal İCA (assendan segment) karotis boşluk içinde kraniyal yöne doğru yükselir. Karotis boşluk, derin servikal fasyanın tüm üç tabakasını içeren tübüler şekilli, fasya olarak tanımlanmış bir kılıftır. Karotis boşluk mediastinumdan kafa tabanına uzanır.

Karotis boşluk internal karotis arter, internal juguler ven, lenf nodları, postgangliyonik sempatik sinirler ve kraniyal sinirlerin bazılarını içerir. Üst nasofarinks, 9. ile 12. kraniyal sinirler, karotis boşluk içinde yer alır. Servikal İCA, temporal petröz kemikte İCA'nın girdiği karotis kanalda sonlanır. Servikal İCA anatomik olarak, çok sayıda önemli yapı ile ilişkilidir.

Anterior : İCA ve karotis boşluk, sternomastoid kas tarafından anterolateral olarak örtülmüştür.

Posterior : Longus kapitis kası, superior servikal sempatik ganglion ve vagus siniri servikal İCA'nın arkasında uzanır.

Medial : İCA başlangıç olarak ECA'nın posterolateralinde uzanır, sonra ise esas ECA kökünün medialinde yükselir. Faringeal mukozal ve parafaringeal boşluklar da İCA'nın anteromedialindedir.

Lateral : Kafa tabanı yakını hariç, internal juguler ven ve vagus siniri İCA'nın lateralinde ve hafifçe posteriorundadır. Digastrik kas seviyesinin altında hipoglossal sinir, ansa servikalisin parçası, lingual ve fasiyal venlerde İCA'nın lateralindedir. Daha superior olarak İCA, ECA'nın oksipital ve posterior auriküler dalları tarafından çaprazlanır. Kafa tabanına yaklaştıkça stiloid proçes, glossofaringeal sinir, parotis bezinin derin lobu ve internal juguler ven, İCA'nın lateralinde yer alır.

Özet olarak servikal İCA başlangıçta ECA'nın posterolateralinde uzanır, sonra kafa tabanına doğru çıktıkça ECA'nın medialinde yer alır ve internal juguler venin önünde hafifçe medialinde uzanır. İnternal juguler venden 9. - 12. kraniyal sinirler ile ayrılır. Karotis bulbus veya servikal İCA segmentinden köken olan herhangi bir dal yoktur. Buna rağmen, birçok anormal damar, ekstrakraniyal İCA'den köken alabilir.

2. ATEROSKLEROZ

Ateroskleroz, esas olarak büyük elastik (aorta, iliyak arter gibi) ve orta büyüklükteki musküler arterleri (koroner, karotis arter gibi) etkileyen patolojik bir süreçtir. Damarın intimasında lokalize dejeneratif bir süreçtir ve intimaya plazma lipitleri, konnektif doku lifleri, lokal ve dolaşımdaki hücrelerin yığılması söz konusudur. Plak oluşumu damar lümeninde daralmaya ve damardan geçen kan akımında azalmaya neden olabilir. Plak ülserasyonuna sekonder oluşan tromboz ve distal arterlere embolizasyon, anevrizma oluşumuna zemin oluşturması aterosklerozun diğer komplikasyonlarıdır (10).

İntimal kalınlaşma ve arter duvarındaki kalınlık değişimleri ve bunu takip eden lümen daralması yaşlanma ve aterosklerozun bir sonucudur. Aterosklerozun ana özelliği tunika intimada plazma lipitlerinin anormal depozisyonudur (10).

Başlangıç lezyonu (intimal kalınlaşma)

Başlangıç lezyonu mikroskopik ve kimyasal olarak saptanabilen tunika intimadaki anormal lipit depozisyonu ve buna karşı gelişen kimyasal reaksiyonlardır. Hücrel değişiklikler, intimada gruplar oluşturmuş lipit ile dolu makrofajlar ile sınırlıdır (10).

Fatty streaks (yağ çizgileri)

İntimal yüzeyde gözle de görülebilen çizgisel veya yamasal tarzda sarı yağ çizgileridir. Katmanlar arasına da uzanan lipit içerikli makrofajlar tarafından oluşturulur. Primer lipit komponenti kolesterol esterleridir. Bu çizgiler plaklara komşu veya süperpoze olabilirler. Ancak her zaman plakla aynı lokalizasyonda değildir. Lümeni daraltmadıkları gibi ülser de olmazlar.

Bazı morfolojik özellikleri nedeniyle bu yapılar ile fibrofatty plaklar arasında geçiş olduğu gösterilmişse de kesin bir kanıt yoktur. İleri dönem lezyonlarının yağ çizgilerinden ana farkı; ileri lezyonlardaki lipit miktarının daha fazla ve ekstrasellüler olmasıdır (10).

Fibröz ateromatöz plaklar

Ateromatöz plaklar veya diğer isimleriyle fibröz, fibrofatty, lipit veya fibrolipit plaklar aterosklerozun ana lezyonlarıdır. Çıplak gözle lümeneye protrüde beyaz-sarı bir lezyon olarak izlenir. Genelde eksentrik yerleşimli olup intakt endotelial yüzey ile kaplıdır.

Aterosklerotik plakların 3 ana komponenti vardır:

1. HÜCRELER: Düz kas, monosit, makrofaj, diğer lökositler
2. KONNEKTİF DOKU: Kollojen, elastik lifler, proteoglikanlar
3. İNTRA VE EKSTRASELLÜLER LİPİT BİRİKİMLERİ

Her plakta bu 3 komponent değişik oranlarda bulunur (11).

3. KAROTİS ARTER ATEROSKLEROZU

Aterosklerotik plaklar genellikle,

- Ana karotis arterin arkus aortadan çıktığı bölgede ve
- İnternal karotis arterin bifurkasyondan sonraki ekstrakranyal bölümü ve intrakranyal sifon segmentinde görülür (10,12).

Semptomatik veya anlamlı düzeyde karotis stenozları genelde bifurkasyonun hemen distalindeki segmentte yer alır, ki bu bölge cerrahi girişime elverişli bir bölgedir.

Plakların bifurkasyona yakın yerleşmesi lokal hemodinamik özelliklere ve ateroskleroza daha hassas bu alandaki duvar değişikliklerine bağlanmıştır. CCA bifurkasyonundan hemen sonra İCA genişler ve karotis bulbusu oluşturur. Normal bulbusun genişliği distal CCA'nın 2 katıdır. Bu genişleme hemodinamik değişikliklere neden olur ve plak oluşumu için zemin oluşturur. Hemodinamik değişikliklerden bazıları akımın yavaşlaması, dolayısı ile partiküllerin alan içinde kalış süresinin uzaması ve akım ayrılmasıdır. İlk değişiklikler dış ve posterior duvarda meydana gelir (10).

Genelde karotis plaklar düzgün yüzeyli ve non-stenotiktir, iyi şekilli, düzgün bir fibröz kep ile kaplıdır. İCA orjiniinde ateromatöz lezyonları olan çoğu olgu asemptomatiktir.

Plaklar anlamlı stenoz yaptıklarında lümenin trombotik oklüzyonu veya emboli için kaynak oluşturarak semptomatik olabilirler: Komplike veya semptomatik plaklar fibröz plaklar ile aynı lokalizasyonlarda görülür ve intimal hücre proliferasyonu, lipit yığılması, ülserasyon, kalsifikasyon, kanama ve trombozis ile karakterizedirler. Ateroembolizm terimi kolesterol esterleri veya aterotrombotik materyalin mikroembolizmini temsil eder. Frajil bir plağın ülserasyonundaki debris ayrılarak serebral sirkülasyona girebilir ve distal arterleri tıkayarak geçici iskemik atak (GİA) veya inmeye neden olabilir. Yine plak içi kanamalar plak boyutlarında ani artışa neden olarak GİA veya inmeye neden olabilirler (10,12,13).

4. KAROTİS STENOZU

Karotis arterinin aterosklerotik tıkalıcı hastalığının semptom ve patolojik substratları ilk olarak 1951 yılında *Fischer* tarafından tanımlandı (14). Fischer karotis bifurkasyonun aterosklerotik hastalığını aynı taraf göz ve beynin iskemik değişiklikleri için suçladı. Günümüzde modern yaklaşım ve tanı daha farklıdır.

Karotis Stenozunda Klinik Tablo

Stenozun olduğu lokalizasyonda karotis üfürümü alınabilir. Bununla birlikte üfürüm karotis stenozun hem zayıf bir habercisidir hem de sensitivite ve spesifisitesi düşüktür. Benzer şekilde oküler üfürüm ve asimetrik karotis nabızlar güvenilir değildir.

İCA oklüzyon veya stenozunun diğer semptomları aynı taraf göz ve serebral hemisferin iskemi veya infarktıdır. Bu bulgular geçici (GİA) veya kalıcı (inme) olabilir.

Oküler iskemi veya infarktın bulguları bir gözde parsiyel veya total görme kaybı ile pupiller ışık refleksinin kaybıdır. Fundoskopik inceleme ile retinada iskemik değişiklikler veya infarkt saptanabilir.

Serebral hemisfer bulguları:

- Kontrateral homonim hemianopia

- Hemiparezi
- Hemisensor kayıp

İCA stenozunun atipik bulguları:

- Senkop; bilateral oklüzyonlarda
- Parlak ışıktaki geçici görme kaybı

Bu bulguların hiçbirisi karotis stenoz için spesifik değildir. Dev hücreli arterit de benzer bulgulara neden olabilir; ayırıcı tanı da düşünülmelidir (14,15).

Serebral iskemi ve infarkt pek çok farklı nedene bağlı oluşabilir: İntrakranyal majör arterlerin oklüzyonu, kardiyojenik embolizm ve hiperkoagülopati durumlarında (15).

Aynı karotis alanında birden fazla epizod; özellikle birlikte aynı tarafta oküler ve hemisferik bulgular varsa, karotis stenoz açısından kuvvetli şüphelidir; yine de bu bulgular her hastada yoktur. Karotis stenoz asemptomatik olabilir.

Semptomatik olguları ayırmak klinisyen açısından tanı ve tedaviye karar vermek yönünde önemlidir (14).

İskeminin mekanizması:

Başlangıçta karotis stenozun hemodinamik yetmezliğe bağlı olarak iskemik semptomlara neden olduğu düşünüldü. Bu mekanizma günümüzde çok az sayıda olgu için geçerlidir, bunun nedeni oklüzyonun distalinde yeterli kollateral dolaşımın olmasıdır. Ancak hızla ilerleyen oklüziv hastalık veya yetersiz kollateral dolaşım durumunda bu mekanizma iskemiye açıklar.

En sık mekanizma ise karotis stenoza neden olan plağa süperpoze trombüsten kopan ve distale atılan bir embolidir (14,15).

5. KAROTİS ARTER GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMLERİ:

BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ ANJİYOĞRAFİ (BTA) (16)

Son yıllarda BTA ekstrakraniyal karotis arterlerin aterosklerotik hastalıklarının değerlendirilmesinde uygulanan, ileri spiral BT teknolojisi ile hızlı bir şekilde gelişen ve daha geniş olarak kabul edilen ek bir görüntüleme aracıdır.

BTA spiral BT cihazı ile yapılır. Kolimasyon 3 mm ve kesitler tek planda, C₅ seviyesinde ve 20 ml noniyonik kontrast madde test dozu 18 gauge kanül ile 4 ml/sn olarak verilir. 3 mm'lik aksiyal kesitler, C₆'dan C₂'ye kadar, 100 ml kontrast madde 4 ml/sn olacak şekilde ve uygun bir gecikme zamanı ile elde edilir. Bu teknik ile karotis

arterin optimal opasifikasyonu sağlanır. Lümen çapını doğru bir şekilde belirlemek için, damar lümeni içindeki kontrast dansitesinin 150-200 HU olması gerekir. Masa hareketi 3 mm/sn ve 1/1 atımlı olmalıdır ve 1.5 mm rekonstrüksiyonlar imaj analiz için elde edilir. İmajlar 10-12 cm FOV (field of view)'lu 512 X 512 matrikste gösterilir. Görüntü verileri, analiz ve filmleme için bağımsız bir workstation'a transfer edilir. Aksiyal imajlar standardize edilmiş 850 WW (Window Width) ve 200 WL (Window Level) ile filmlenir. Bu değerler damar duvarı, lümen ve yumuşak veya kalsifiye plak arasında maksimum kontrast sağlar.

Her iki karotis arterin elde edilen MIP (maximum intensity projection)'ları her hangi bir stenotik hastalığı, multipl planda optimal olarak gösterir. MIP imajlarda maksimum kontrast sağlamak için 550 WW, 250 WL seçilir. Aksiyal ve MIP imajlar değerlendirilen stenoza en doğru gösterir. Tüm inceleme, 10 dakika çekim için, 15 dakika veri analizi için sürer.

BTA, kateter anjiyo ile ilgili stenozun derecesini olduğundan daha fazla gösterme eğilimindedir. Bunun nedeni anjiyografi ile sağlanan sınırlı projeksiyonların eliptikal lümenlerde, maksimum İCA stenozunu göstermemesi olabilir.

Yüksek gradeli stenozlarda bile, BTA, plak detaylarını, boyutunu ve distal İCA'in analizini net bir şekilde gösterir.

BTA, oklusiv ve suboklusiv hastalığın ayırımında yüksek oranda doğruluğa sahiptir. Oklüzyon ve suboklüzyon ayırımında BTA'nun yüksek tanısal doğruluğu, kısmen, BT'nin mükemmel kontrast rezolüsyonundan kaynaklanır.

Sonuç olarak BTA, karotis aterosklerotik hastalığın noninvaziv görüntülenmesinde fayda ve geçerliliği gittikçe artan bir modalitedir. Spiral BT teknolojisinin artan varlığı ile ulaşılabilirliği artmıştır. Ayrıca, multislice teknolojisinin girişi ile bu modalitenin fayda ve başarısında daha ileri gelişmeler beklenmektedir. Gelecekte karotis aterosklerotik hastalıklı, hastaların araştırılmasında, BTA'nin daha geniş bir role sahip olacağı varsayılmaktadır.

MANYETİK REZONANS ANJİOGRAFİ (MRA)

Manyetik rezonans anjiografi kateter anjiografiye alternatif noninvaziv görüntüleme yöntemlerinden biridir.

Kullanılan manyetik rezonans (MR) sekans tipine göre kan hiperintens veya hipointens görülür. Temelde spin eko sekansında hipointens, gradyent eko sekansında ise hiperintens görülür. Bununla birlikte kontrastı etkileyen başka faktörler de mevcuttur (17).

Damar içindeki kanın intensitesi MR görüntülemeye uygulanan inceleme parametrelerine göre değişkenlik göstermektedir.

Spin eko, fast spin eko, Presatürasyon, Preinversiyon, Defazing gradientleri, uzun TE ve kontrast madde olarak süperparamanyetik demiroksit kullanıldığında kan hipointens görülmektedir. Gradyent-eko, Flow compansation (akım kompensasyon), kısa TE ve kontrast madde olarak Gadolinium chelate kullanıldığında ise kan hiperintens görülmektedir.

Spin eko sekansında bilindiği gibi 90 ve 180 derece radyo frekans (RF) pulsarı uygulanmaktadır, dolayısı ile 90 ve 180 derece RF puls arasındaki sürede, kesit içindeki kan kesit dışına çıkacak ve 90 derece RF pulstan sonra uygulanan 180 derece puls damar içindeki yeni gelen protonları etkileyecek ve grafide kan hipointens görülecektir (Flow void).

Spin eko sekansında akan kandaki bu sinyal yokluğu, kesit kalınlığı ince veya TE (time of echo) uzun seçildiğinde daha belirgin olacaktır; çünkü her iki durumdada kesit içindeki kanın kesit dışına çıkması daha kolay olacaktır.

Fast spin eko'da inceleme süresi spin-eko'ya göre daha kısa olmakla birlikte 90 derece RF puls sonrası birden fazla kere 180 derece RF puls uygulandığından yine vasküler yapılardaki sinyal yokluğunun arasındaki kontrastı daha belirgin hale getirmek için kesit alanına girmekte olan protonları süprese etmek için ayrı bir RF pulsun uygulandığı presatürasyon, kan protonlarının “null point” i için uygulanan preinversiyon ve defazing gradientleri gibi teknikler mevcuttur (17).

Spin eko'da akan kanın bu sinyal özellikleri ile birlikte MRA görüntüsünün elde edilmesinde, akan kanın çevre sabit dokulara göre hiperintens görüldüğü

sekanslar kullanılmalıdır. Bu nedenle MRA’de gradiyent eko sekansları kullanılmaktadır ve bu amaçla temelde 2 fenomen mevcuttur:

- a) Time of flight (TOF)
- b) Faz kontrast (PC)

Her iki teknikte temel olarak 2 amaç vardır. Bunlardan ilki; hızla akan kandan elde edilen sinyalleri maksimum duruma getirmektir. İkinci ise arka plan statik dokulardan gelen sinyalleri minimuma indirmektir (17,18).

a) TIME OF FLIGHT (TOF)

Gradiyent eko sekansında >90 derece RF puls uygulanmaktadır, bu sekansta 180 derece RF puls yoktur. TR kısa tutularak çok sayıda RF puls uygulandığında kesit içindeki tüm protonlar satüre olacaktır; ancak akan kan ile kesite yeni gelen protonlar satüre olmayacaklarından, sabit dokulardan düşük sinyal alınmasına karşılık, vasküler yapılardan yüksek sinyal elde edilecektir.

Bu teknik ayrıca “flow related enhancement” olarak bilinir. Sabit dokular ile damar arasındaki kontrast akıma dik ince kesitler alındığında daha belirgin olur, çünkü RF puls arasında, RF pulsdan etkilenen protonların kesit dışına çıkması ve yeni protonların kesit içine girmesi daha kolaydır. Sabit dokuların satürasyonu, buna karşılık kesite yeni gelen protonların satüre olmaması sonucu elde edilen kontrast ile

birlikte, gradiyent boyunca akmakta olan protonların gradiyent farklılığına bağlı faz shifti (DEFAZİNG) göstermeleri, vasküler yapılar içinde sinyal azalma problemi yaratır. Bunu azaltmak için “akım kompensasyon” tekniği kullanılır. Bu teknikte faz shiftine neden olan gradiyentin aksi yönünde çalışan ek bir gradiyent kullanılır ve faz shifti önlenir. Kontrastı artırmak için gadolinium chelate gibi paramanyetik maddeler kullanılabilir. Ayrıca TR, TE (time of echo) ve sapma açısı da önemlidir.

Uygulama iki boyutlu (2D) veya üç boyutlu (3D) olarak yapılabilir:

2 D TOF MRA

En basit teknik kısa TR ve TE (50 msn ve 10 msn) orta dereceli sapma açısı (46 derece) ayarlanarak elde edilen çok sayıda kesitin “postprocessing” ile MRA görüntülerinin oluşturulmasıdır. Bu teknikte kesit içindeki sabit dokuların satüre edildikten sonra kesite yeni giren ansatüre akan kanın hiperintens görülmesi temeline dayanır. Bu tekniğin avantajları kan protonlarının sabit dokulara benzer şekilde satüre olması sorununun az olmasıdır; bu nedenle sabit doku-damar arasında iyi kontrast elde edilir. Ayrıca yavaş kan akımı gösteren vasküler yapılar da bu teknikte başarılı olarak görüntülenir. Dezavantajı ise kesit kalınlığının magnet ve gradiyent gücü ile sınırlı olması ve hareket artefaktlarına duyarlı olmasıdır. Ayrıca TE göreceli uzun olduğundan, çok yönlü akımlar olduğunda sinyal yokluğuna neden olabilmektedir ve çevre sabit yapıların görüntü kalitesi düşüktür.

3 D TOF MRA

Bu teknikte kesit belirleme gradyenti kullanılmadığı için kullanılan RF puls incelemesi planlanan tüm dokuyu etkilemektedir. Kesit belirleme yerine faz gradyenti kullanıldığı için kesit sayı ve kalınlığını, faz kodlama gradyent step sayısı belirlemektedir. Bu teknikte genelde TR ve TE kısa (50 msn ve 4-8 ms), açı ise küçüktür (10-30 derece). Yine sabit dokular satüre olmakta ve kesite giren ansatüre kan protonları hiperintens olarak izlenmektedir. Bu tekniğin avantajları: 3D tekniği kullanıldığından yüksek sinyal gürültü oranları elde edileceğinden, ince kesit kalınlığı olanağı vermesi, “cross talk” etkinin çok az olması ve hareket artefaktlarına daha az duyarlı olmasıdır. Bunlar 3D tekniğinde elde edilen imajların neden yüksek rezolüsyonlu olduğunu açıklar.

İnceleme süresinin uzun olması, kesit içine giren kan protonlarından bazılarının aynı sabit dokular gibi satüre olma olasılığı ve bu nedenle de yavaş akımların kaliteli görüntülenemeyişi 3D TOF MRA nin dezavantajlarıdır.

b. FAZ KONTRAST (PC)

Gradyent eko sırasında akmakta olan kandaki protonlar arasında meydana gelen faz şifti TOF tekniğinde akım kompensasyon tekniği ile giderilirken bu faz şifti, faz kontrast MRA'nın temelini oluşturur. Bu teknikte görüntüler gradyent (+) ve (-) yönlerde çalışıyor iken çiftler halinde alınır. “İmage subtraction” ile sabit dokular görüntüden silinir, böylece sadece vasküler yapılar görünür hale gelmiş olur.

İnceleme TOF ta olduğu gibi 2D veya 3D yapılabilir; ancak inceleme zamanı daha uzundur. Diğer yandan yavaş akımları TOF tan daha iyi gösterir ve akım yönü ve hızı gibi fonksiyonel bilgiler elde edilebilir (19).

Karotis darlık tanısında kullanılan testler arasında MRA son yıllarda en hızlı gelişenidir. İlk defa 1985 yılında MRA ile klinik açıdan değerli görüntüler elde edilebildiğı gösterildikten sonra, görüntüleme teknikleri ve “hardware” konularında çok hızlı bir gelişme sağlanmış ve bugün dünyada yaygın olarak kullanılan bir yöntem olmuştur.

MRA, karotis bifurkasyon görüntülenmesinde hem sensitivitesi yüksek bir testtir hem de tekrarlanabilir 3 boyutlu görüntüler sağlar. Günümüze kadar yapılan çalışmalarda MRA sensitivite ve spesifitesi % 80-95 arasında değişmektedir (18,20).

Arterde tam sinyal kaybının olduğı bölgeler genellikle % 70 ve üzerindeki darlıklara işaret eder. Bir çalışmaya göre bu işaret ileri stenozlar için % 80 spesifik bulunmuştur. Ancak zayıf, türbülant, yavaş akımlar veya akım olmama durumları MRA de iyi ayırt edilemediğinden MRA, stenozları abartılı bir şekilde gösterir (18,20).

Karotis bulbusta laminar akım olmadığından hafif veya orta dereceli stenozlar, ileri stenoz gibi görülebilir. Yine akımı bozan irregüler stenozların derecesini normalden daha fazla gösterir.

Stenozun distal ve proksimalindeki türbülant veya kompleks akımlar nedeniyle stenoz uzunluğu normalden daha fazla görünür.

MRA yüksek dereceli stenozların tanısında spesifisitesi yüksek bir testten daha çok sensitivitesi yüksek bir testtir. Yapılan karşılaştırmalı çalışmaların çoğunda MRA TOF tekniği ile her derecede stenozun bir miktar abartıldığı gösterilmiştir (21).

MRA, stenoz-oklüzyon ayırımında güçlükler taşır. Yalancı negatif veya yalancı pozitif sonuçlar verebilir. 2DTOF ve 3DTOF tekniklerinin beraber kullanılması MRA performansını artırmakla birlikte, bu aynı zamanda maliyeti de artırmaktadır (21, 22, 23, 24, 25). MRA okuyucu ve uygulayıcıdan daha bağımsız bir metoddur Arterin bir imajının elde edilmesi mümkündür Sırt üstü yatamayan klostrofobik, pacemaker takılı, ferromanyetik implant olan hastalarda MRA uygulanamaz. Bir çalışmaya göre % 17 oranında hastadan kaynaklanan nedenlerden dolayı MRA tamamlanamamıştır (14).

KONVANSİYONEL ANJİYOGRAFİ (26)

Noninvaziv görüntüleme modaliteleri, ekstrakraniyal aterosklerozlu hastalarda ve onun komplikasyonlarını göstermede yaygın olarak kullanılır. Her tekniğin kendine özgü avantajları ve dezavantajları vardır. BTA, MRA, Renkli Dupleks Doppler görüntüleme, şüpheli kraniyoservikal aterosklerozlu hastalarda primer diyagnostik çalışma amacıyla kullanılır.

Konvansiyonel anjiyografi, bu hastalarda, artık başlangıç tarama prosedürü olarak kullanılmamasına rağmen, karotis stenozu değerlendirmede ve ister cerrahi ister girişimsel olsun sonraki tedavi planlanmasında standart bir inceleme yöntemi olarak kabul edilir. Anjiyografi hala aortik arkus ve intrakraniyal sirkülasyonun değerlendirilmesinde en kesin tekniktir. Tandem stenoz, kollateral dolaşımın paternleri, anevrizma ve arteriyovenöz malformasyon (AVM) gibi insidental nonateromatöz lezyonlar konvansiyonel anjiyografi ile ayrıntılı olarak değerlendirilir.

Kraniyoservikal aterosklerozlu hastalarda anjiyografinin en önemli amaçları şunlardır:

- 1) Karotis stenozun derecesini kesin olarak belirlemek
- 2) Tandem lezyonları tanımlamak
- 3) Mevcut ve potansiyel kollateral dolaşım yollarını değerlendirmek
- 4) Noninvaziv metotlarla saptanması güç olabilen birarada varolan patolojileri tanımlamak

Anjiyografik İnceleme

Proksimal aortik ateromaların serebral iskemi için bağımsız risk faktörü olması nedeniyle kraniyoservikal aterosklerozda anjiyografik bir inceleme, aortik

arkus düzeyinden başlamalıdır. Tek bir sol anterior oblik görüntü, büyük damar orijinlerini değerlendirmede genellikle yeterlidir. Diğer görüntüler veya innominate ve subklaviyen arterlerin selektif kateterizasyonu, vertebral arter orijinlerini tam olarak göstermede gerekli olabilir.

Karotis bifurkasyonlar, genellikle lateral ve anteroposterior (AP) görüntüler olmak üzere en az iki projeksiyonda görüntülenmelidir. Her iki oblik görüntüler, plakların bütünü ve stenozunun maksimum alanını göstermesi için sıklıkla gereklidir. Karotis bifurkasyonların yalnız gösterilmesi yeterli değildir. Karotis sifon ve intrakraniyal dolaşım da en az iki planda görüntülenmelidir.

Anjiyografik Bulgular

Aterosklerozda en sık görülen anjiyografik bulgular; luminal irregularite, damar stenozunun değişik dereceleri, oklüzyon ve trombozdur. Elongasyon, ektazi, fuziform genişleme ve dev anerizmalar daha az sık görülen bulgulardır.

Karotis Stenozun Ölçümü

NASCET (The North American Symptomatic Endarterectomy Trial), ECST (European Carotid Surgery Trial) ve ACAS (Asymptomatic Carotid Atherosclerosis Study) çalışma grupları, karotis stenozu doğru olarak saptanması gerekliliğini gösterdiler. BTA, MRA ve Ultrasonografi (US) gibi noninvaziv teknikler, şüpheli karotis stenozlu hastaların değerlendirilmesinde artan bir rol oynasa da konvansiyonel

anjiyografi, bu diğer metodlarla karşılaştırıldığında hala altın standart olarak durmaktadır.

Ölçüm Metodları

Pekçok büyük klinik çalışma grupları en dar alanda küçülmüş çapı kullanarak, stenoz yüzdesini hesaplamışlardır ve bunu normal varsayılan damar çapı ile karşılaştırmışlardır. Her ölçüm metodu, önemli oranda diğerlerinden farklı bulunmuştur.

ECST Ölçüm Metodu

Minimal rezidüel lümen (MRL) ölçülür ve subjektif olarak tahmin edilen normal lümen (NL) ile karşılaştırılır. Stenoz yüzdesi aşağıdaki gibi hesaplanır.

$$\% \text{Stenosis} = (\text{NL} - \text{MRL}) / \text{NL} \times 100$$

NASCET Metodu

Maximum daralmış alan seçilir ve MRL ölçülür, sonra karotis bulbusun ötesindeki tahmini normal distal lümen (DL) ile karşılaştırılır. Stenoz yüzdesi aşağıdaki gibi hesaplanır.

$$\% \text{Stenosis} = (\text{DL} - \text{MRL}) / \text{DL} \times 100$$

Common Carotis Metodu

Üçüncü bir metot, common karotis arter metodu veya karotis stenoz indeks (CSI) olarak adlandırılır.Burada, karşılaştırma için etkilenen damarın görülebilir çapı ile distal CCA kullanılır. Stenoz yüzdesi aşağıdaki gibi hesaplanır.

$$\% \text{ Stenosis} = (\text{CCA} - \text{MRL}) / \text{CCA} \times 100$$

Bazı araştırmacılara göre CSI daha güvenilirdir.Teknik hata daha azdır ve karotis patoloji ve dupleks ile korelasyonu iyidir.

Yukarıda tanımlanan farklı ölçüm metotları kullanarak hesaplanan stenoz ölçümleri arasında büyük ve klinik olarak önemli farklılıklar vardır.Bu farklılık en belirgin olarak ECST ve NASCET gibi diğer geniş gruplar arasındadır.ECST ölçümleri genellikle, NASCET metodu kullanarak elde edilen sonuçlar ile karşılaştırıldığında daha küçük bir stenoz yüzdesi verir.Örneğin ECST standartları ile % 50 stenoz, NASCET metodu kullanılarak ölçülen % 70 stenoza eşdeğerdir

DOPPLER ULTRASONOGRAFİ (27)

Temel Fizik

Doppler kayması, Johann Christian Doppler isimli Avusturyalı bir fizikçi tarafından 1842 yılında tanımlanan bir gözlemdir. Sabit frekanslı bir ses kaynağı yaklaştıkça daha tiz (artmış frekans), uzaklaştıkça daha pes (azalmış frekans) olarak işitilir. Aynı olay kaynak sabit, dedektör hareketli olduğunda da gözlenir. Ses frekansındaki harekete bağlı bu değişime Doppler kayması adı verilir.

Doppler bilgisi hem sürekli salınan ses demeti ile hemde puls şeklinde üretilen ses ile elde edilebilir. Görüntü elde etmek için ise sesin puls şeklinde gönderilmesi zorunludur.

Doppler US ile akım incelenirken eko kaynağı eritrositlerin yüzeyidir. Gönderilen ultrason dalga boyu eritrosit yüzeyinden çok büyük olduğu için temel olay saçılma değildir. Bu tip saçılma "Rayleigh" saçılma olarak adlandırılır ve miktarı sesin frekansının 4. kuvveti ile doğru orantılıdır. Akan eritrositlerden saçılan ses üstüste binerek transdüsera ulaşır. Bu nedenle Doppler US'de penetrasyon faktörü kullanarak olabildiğince yüksek frekans seçilmelidir.

Doppler US ile kan akımı değerlendirilirken temel prensip damara belirli bir açıyla gönderilen ultrason demetinin frekansının akımın yönüne ve hızına göre

değişmesini saptamaktır. Gönderilen ses demetinin frekansındaki değişim Doppler eşitliği ile gösterilir.

$$F_D = 2 F_0 V \cos \theta / C$$

F_D = Doppler kayması

F_0 = Transdüserin frekansı

V = Akımın hızı

θ = Ses demetinin açısı

C = Sesin dokudaki hızı (1540/sn)

$\cos$ = Kosinüs

Doppler eşitliğine göre Doppler şifti, transdüser frekansı, kan akımının hızı ve ses demetinin damar duvarı ile yaptığı açının kosinüsü ile doğru orantılıdır. Doppler eşitliğinde bilemediğimiz tek değişken kan akımının hızıdır. Diğer faktörler önceden belli olduğundan Doppler frekans şifti kan akım hızı ile doğru orantılıdır. Hızı belirlemede önemli bir etken kan damarı ile ses demeti arasındaki açıdır. (θ açısı). Açı ne kadar darsa Doppler kayması o kadar yüksektir. 90 derecelik bir açının kosinüsü sıfırdır. Bu nedenle ultrason demetinin akıma dik olduğu durumlarda Doppler kayması sıfırdır yani akım saptanamaz. Açının 30 dereceden dar olması sesin büyük bölümünün damar duvarından yansımaya, 60 dereceden geniş olması ise hız ölçümlerindeki hataların belirginleşmesine neden olur. Bu nedenle akım hızı ölçülürken Doppler açısı 30-60 derece arasında olmalıdır.

Doppler frekans kayması, eşitliğimizde görüldüğü gibi, transdüser frekansı ile doğru orantılıdır. Bu iki değer arasında yaklaşık 1/1000 oranında kaba bir ilişki vardır. Frekanstaki kayma pratikte genellikle 0.2-15 kHz arasındadır. Bu değer kulağın işitebileceği sınırlar içerisindedir. Gelen ekolardan demodülasyon yapılarak alınan bu frekans değişikliğinin zamana göre değişimleri ya ses olarak dinlenir, yada bir grafik şeklinde yazdırılır. Renkli Doppler yönteminde ise akım bilgisi renklerle görüntülenir.

DOPPLER US YÖNTEMLERİ

Klinikte Doppler US'nin Sürekli Dalga Doppler, Dupleks Doppler (Spektral Doppler) Renkli Doppler ve Power Doppler gibi birkaç farklı uygulaması mevcuttur.

CW (Continuous Wave=Sürekli Dalga) Doppler

Doppler verilerini değerlendirmenin en basit yöntemidir. Aygıtın probunda biri devamlı ses dalgası üreten, diğeri dönen ekoları saptayan sırt sırta yerleştirilmiş iki transdüser vardır. Ses dalgası kesintisiz olduğundan yöntemin aksiyal rezolusyonu yoktur. Yani sesin nereden geldiği bilinemez. Yöntemde saptanan frekans değişikliği ses şeklinde verilir. Dinleyerek akımın hızı, pulsatilitesi ve turbulansı değerlendirilir. Kulak en duyarlı ses ayırıcısı olduğundan deneyimli bir hekim için yöntemin tanı değeri çok yüksektir. Örneğin karotis arter darlıkları bu yöntemle çok iyi incelenebilir. Ses spektrum analizinin kalitatif ve tümüyle subjektif olması yanında, değerlendirmenin ustalık istemesi yöntemin klinik kullanımını sınırlayan faktörlerdir.

Dupleks Doppler

Bu yöntemde Doppler bilgileri puls şeklinde gönderilen ses demeti ile elde edilir: Puls olduğu için eko süresi hesaplanarak lokalizasyon yapılabilir. Yöntem B-mode görüntüleme ile entegredir. Doppler analizi yapılacak bölgenin lokalizasyonu, boyutu (range-gate) ve gönderilen ses demetinin açısı B-mode görüntü üzerinde işaretlenir. Seçilen "range-gate"den dönen ekolardan çıkarılan frekans farkı monitorda B-mode görüntünün yanında hız/zaman (cm/sn) veya frekans (kHz)/zaman grafiği şeklinde "real time" olarak izlenebilir. Frekansı hıza çevirmek için Doppler açısının bilinmesi gerekir. Pratikte hız/zaman grafiği tercih edilir. Dupleks-Doppler M-mode US'nin analogudur ve inceleme temelde bir zamansal çözümleme yöntemidir.

Dupleks US'de B-mode yöntemi ile kan damarlarının patomorfolojisi incelenir. Daralma, trombüs, aterosklerotik plak ve plağın durumu B-mode görüntülerle demonstre edildiği için yöntemin görüntü kalitesinin yüksek olması vasküler sistemin değerlendirilmesinde çok önemlidir.

Doppler grafik spektrumlarında zaman, saniyelere bölünmüş horizontal çizgi üzerinde, frekans veya hız ise kHz veya cm/sn olarak y ekseninde gösterilir.

Kan akım yönü horizontal çizginin alt ve üst tarafları ile belirlenir. Akım içindeki hız dağılımı spektrumun band genişliğini belirler. Belirli hızlarda akan eritrositlerin göreceli miktarları ise piksellerin parlaklığı ile gösterilir (z yönünde).

Bandın parlak kesimleri akımın büyük çoğunluğunun bu hızda aktığını, az parlak kesimler ise o hızda akan kan miktarının göreceli olarak az olduğunu gösterir. Doppler grafiğinde zaman içerisinde belirli bir anda örnek volümde akan kanın hız farklılıkları y eksenini x'in, z eksenini de y'nin yerine koyarak miktar/frekans veya hız grafiği şeklinde yazdırılabilir. Monitörde ayrıca pik hız, ortalama hız gibi akıma ait birçok sayısal değerde görülebilir.

Renkli Doppler

Akıma ait Doppler bilgisi, dokuya gönderilen bir puls çizgisi boyunca bir çok "range-gate" alınarak elde edilirse "multigate" Doppler yapılmış olur. Bu şekilde bir çok örnekleme ile elde edilen akım bilgisi akımın transdüsera göre yönü ve hızına göre renklendirilip, B-mode'daki damar görüntüsünün içerisine yerleştirilirse Renkli Doppler görüntüleme elde edilir. Renkli Doppler görüntüleri akım hakkında kalitatif bilgiler verir. Bu nedenle pratikte çoğunlukla yalnız başına değil, grafik şeklindeki Doppler spektrumu ile birlikte kullanılır. Dupleks Dopplerden tek farkı damardaki akımın renkli olarak gösterilmesi olduğundan bu yöntemle renkli dupleks Doppler yöntemi veya kısaltılarak renkli dupleks yöntemi adı verilir. Renkli görüntülemelerde rengi faz shifti, renk tonunu ise frekans shifti belirler. Renkli akımın saptanması piksel boyutu ile ilgilidir. Yöntemin akımın farklılığını saptamadaki duyarlılığı radyolojideki kontrast rezolüsyonun, akımı saptamadaki duyarlılığı ise geometrik rezolüsyonun karşılığıdır. Renkli Doppler görüntülerinde aslında bir spektral görüntüleme, ancak spektral değerler grafikte değil renkle gösterilir. Transdüsera göre akımın yönü mavi

veya kırmızıdır. Akımın hızı rengin tonları ile belirtilir. Açık, parlak tonlar hızlı akımı, koyu tonlar yavaş akımı gösterir. Renkli Doppler kantitatif değil, kalitatif bir yöntemdir. Bu nedenle akımın değerlendirilmesinde ve stenozun derecelendirilmesinde mutlaka dupleks Doppler yöntemine başvurulur.

Renkli Dupleks Görüntülemenin Avantajları

- 1) B-mode görüntülerde görülemeyecek kadar küçük damarlar, akımın renkli olarak parlamasıyla görülür hale gelir. Böylece renkli Doppler görüntüleme ile akımın olup olmadığı kolayca söylenebilir.
- 2) Vasküler ve vasküler olmayan yapıları kolayca birbirinden ayırır.
- 3) Damarın tüm lümenindeki akım görüntülenir. Dupleks Dopplerde sadece örnek volümdeki akım değerlendirilirken renkli Dupleks yönteminde lümen içerisindeki tüm volüm görüntülenir.
- 4) Ülser aterosklerotik plaklarının saptanmasını kolaylaştırır.
- 5) Damar darlıklarının ölçümü daha duyarlı yapılabilir.
- 6) Şiddetli stenoz ve tıkanma arasında ayırıcı tanı yapılabilir. Renkli Dupleks görüntüleme ile karotis arterin ileri derecede stenozundaki minimum akım görüntülenerek tam tıkanmadan ayırımı yapılabilir.
- 7) Akım yönü renk nedeniyle hemen saptanabilir.

Renkli Doppler Görüntülemenin Dezavantajları

- 1) Akım bilgisi kalitatiftir.Kantitatif bilgi elde etmek için dupleks Doppler yönteminde olduğu gibi, renkli Dopplerde de renkli dupleks şeklinde grafik spektrum elde edilmelidir.
- 2) Akımın saptanmaması.Ses demetinin damara dik geldiği durumda akım saptanamaz.
- 3) Vasküler patolojiler örtülebilir.Renkli Doppler görüntülemeye renklerin damar içerisine iyice oturtulamaması, örneğin lümen dışına taşma, tromboze kesimin veya aterom plağının üstünü kapatabilir.
- 4) Damar dışındaki bölgeler hareketle renklenir.Renkli Doppler görüntülemeye incelenen bölgedeki her hareket renk oluşturur.

POWER DOPPLER US (28)

Doppler teknolojisinde kaydedilen gelişmeler sonucunda sürekli dalga Doppler ve renkli Doppler ultrasonografiden (RDUS) sonra "Power Doppler" ultrasonografi (PDUS) adı verilen bir yöntem geliştirilmiştir. PDUS ilk önce kardiyolojik incelemelerde stenotik ve regürjitan jet akımları daha iyi karakterize etmek için kullanılmaya başlandı. Daha sonra Rubin ve arkadaşları 1994 yılında

PDUS'nin açıdan büyük oranda bağımsız olduğunu "aliasing" oluşturmadığını gösterdiler.

PDUS yönteminin anjiyografiye benzer özellikleri bulunduğundan dolayı "ultrasound angio", "color angio" isimleri de kullanılmaktadır.

Power Doppler US Fiziği

Kan akımının Doppler ultrasonografi (US) incelemesi sırasında transdüserden gönderilen US dalgaları eritrositlere çarpar ve US dalga boyu eritrosit yüzeyinden çok büyük olduğu için saçılmaya uğrayarak transdüserine geri ulaşır. Gönderilen ve yansıyan US dalgalarının frekansları arasındaki farklılık Doppler kaymasını belirler. Alınan Doppler sinyallerinin anahtar karakteristikleri frekans ve amplitüddür.

Doppler sinyallerinin frekansı eritrositlerin hızı tarafından, amplitüdü ise örneklenen hacimdeki (sample volume) eritrositlerin sayısı tarafından belirlenir.

RDUS'de damara belirli bir açıyla gönderilen US dalgalarının kan akım hızı ve yönüne bağlı olarak yaptığı Doppler kayması belirlenir. Doppler kayması transdüserin frekansı, kan akım hızı ve US dalgalarının akım yönü ile yaptığı açının kosinüsü ile doğru orantılı olarak değişmektedir. RDUS'de görüntü oluşturulurken kullanılan parametre ortalama Doppler kayma frekansıdır. RDUS yüksek hızlı akımları

ve özellikle büyük damarları değerlendirmek için çok uygun bir inceleme yöntemi olmakla beraber mikrovasküler düzeyde düşük hızlı kan akımlarına karşı duyarlılığı düşüktür.

PDUS'de Doppler sinyallerinin frekansı dikkate alınmaz. Doppler sinyallerinin amplitüdü esas alınarak görüntü oluşturulur. Doppler sinyallerinin amplitüdünü belirleyen faktörler, örneklenen hacimdeki hareket halindeki eritrositlerin sayısı ve yoğunluğu, damarların sayısı ve boyutları ve araya giren dokunun atenuasyonu olarak 3 grupta incelenebilir. Doppler sinyallerinin amplitüdü, örneklenen hacimdeki eritrositlerin sayısı ve yoğunluğu, damar sayısı ve boyutu ile doğru orantılı, araya giren dokunun kalınlığı ile ters orantılı olarak artma veya azalma gösterir. İncelenen alanda eritrosit yoğunluğu arttıkça yansıyan Doppler sinyalleri daha güçlü olur. Küçük damarlar daha az eritrosit içerdiğinden alınan Doppler sinyalleri daha zayıftır. Araya giren yumuşak doku kalınlığı arttıkça transdüsera dönen sinyal azalırken, doku kalınlığı azaldıkça alınan sinyal artar ve daha yüksek amplitüdlü sinyaller alınır.

PDUS'de görüntü oluşturulmasında kullanılan bu tekniğe Doppler sinyallerinin entegre gücü denir. PDUS görüntüsünde oluşan renk haritasında yüksek amplitüdlü sinyaller parlak renkte görülürken, düşük amplitüdlü sinyaller sönük ve koyu renkte görülür. Yani görüntüdeki renklerin tonu ve parlaklığı Doppler sinyallerinin gücünü gösterir.

PDUS fiziğinde Doppler kayma frekansına esas olarak önem verilmediğinden dolayı aç, yön ve "aliasing" gibi özellikler PDUS'de bulunmaz. PDUS'nin açıdan büyük

oranda bağımsız olması yöntemin duyarlılığını arttırmaktadır. Ancak PDUS akım yönü hakkında bilgi vermez.

RDUS cihazlarında Doppler eşik değeri isteğe bağlı seçildiğinden cihazdan cihaza farklılık göstermekte ve bu nedenle elde edilen sonuçlar arasında tutarsızlıklar olabilmektedir. PDUS'de ise gürültü tabanı (noise floor) her cihaz için iyi tanımlanabildiğinden Doppler eşik değeri gürültü tabanına eşitlenmiştir. Doppler eşik değeri bu şekilde indirilmekle dinamik aralık aşağı doğru genişletilmiş olmaktadır. Böylece, PDUS'nin dinamik aralığının RDUS'nin dinamik aralığından daha geniş olması nedeniyle PDUS yavaş akımların ve daha küçük damarların görüntülenmesine olanak tanır.

PDUS'nin Avantajları

1. PDUS'nin dinamik aralığının RDUS'nin dinamik aralığından daha geniş olması nedeniyle PDUS yavaş akımlara karşı daha duyarlıdır.
2. PDUS'de Doppler kayma frekansı gözardı edildiğinden açıdan büyük oranda bağımsızdır. Bu ise PDUS'nin yavaş akımlara karşı duyarlılığını arttırmaktadır
3. PDUS'de "aliasing" oluşmaz.

4. PDUS'de görüntü oluşturulurken Doppler sinyallerinin amplitüdüne göre görüntü oluşturulduğundan damar konturlarının tanımlanmasında PDUS,RDUS'den daha duyarlıdır.
5. PDUS'nin belkide en önemli avantajı geri plandaki gürültünün (noise) uniform tarzda düşük güçte ve tek renk olarak izlendiğinden kan akımlarını tanımlamaya engel olmaz.RDUS'de ise gürültü homojen olmadığından kan akımı görüntüsünü kapatarak incelemeyi bozmaktadır.Bu nedenle PDUS'de RDUS'den daha yüksek renk "gain" ayarı kullanılarak inceleme yapılabilir.
6. PDUS doku perfüzyonu hakkında önemli bilgiler vermektedir.

PDUS'nin Dezavantajları

1. PDUS'nin harekete daha duyarlı olması nedeniyle PDUS'de "flash" artefaktlar daha fazla oluşmaktadır.
2. PDUS akım hızı ve yönü hakkında bilgi vermez.

Sonuç olarak,PDUS hız,açı ve "aliasing" den bağımsız olan,yavaş akımları,küçük vasküler yapıları ve doku perfüzyonunu görüntülemeye üstün bulunan bir Doppler inceleme yöntemidir.

PDUS'nin Kullanım Tekniği

Öncelikle hastanın koopere olması, inceleme sırasında hareket etmemesi gerekmektedir. Transdüser incelenecek bölgeye yerleştirildikten sonra düşük hızlı akımları ve küçük vasküler yapıları görüntülemek için renk ayarı artefakt oluşturmayacak en üst düzeyde, damar filtresi ise artefakt oluşturmayacak en alt düzeyde olacak şekilde ayarlanır. Görüntüleme sırasında en büyük problem harekete bağlı "flash" artefaktlardır. PRF (pulse repetition frequency) yumuşak doku hareketlerinden kaynaklanan "flash" artefaktları azaltmak için kabul edilebilir en düşük düzeyde tutulmalıdır. Bu genellikle 1000 Hz düzeyindedir. Bu ayarlamalar yapıldıktan sonra görüntülemeye geçilir.

III. GEREÇ VE YÖNTEM

Koroner arter cerrahisi yapılmadan önce, karotis arter stenozu şüphesiyle dijital substraksiyon anjiyografi (DSA) incelemesine gönderilen 95 hasta DSA den önce PDUS ile incelendi. Hastaların 67'si erkek 28'i kadındı. Hastaların yaşı 46 ile 85 arasında değişmekte olup ortalama yaş 66 idi. İncelenen hastaların tamamı asemptomatiktir. PDUS incelemesi GE Logiq 700 (General Electric Company, Milwaukee, Wisconsin) ile 5-10 Mhz lineer prob kullanılarak yapıldı. Karotis arterlerin PDUS incelemesi başlıca longitudinal planda yapıldı. İnceleme gerektiğinde transvers planda da yapıldı. Ölçümler anterior, lateral ve posterolateral yaklaşım ile yapıldı. PDUS incelemesi power Doppler parametreleri artefakt oluşturmayacak şekilde renk gain ayarı mümkün olan en yüksek, duvar filtresi mümkün olan en düşük seviyede ayarlandı. PRF (pulse repetition frequency) ise komşu dokuların hareketlerinin sebep olduğu flash artefaktları azaltmak için kabul edilebilir minimum seviyede tutuldu.

40 ICAS lu 33 hastaya (25 erkek ve 11 kadın, ortalama yaş 65[48-85 yaşları arasında], ortalama anjiyografik stenoz değeri 58 ± 17 [24-87 stenoz değerleri arasında]) gözlemciler arası uyuşma için PDUS incelemesi yapıldı. Her hastaya aynı gün iki radyolog tarafından PDUS ile ICAS ölçümü yapıldı. İncelemeyi yapan radyologlar birbirlerinin sonuçlarından habersizdiler.

DSA incelemesi Polytron V1000 (Siemens,Almanya) cihazı ile yapıldı. Femoral artere 5F sheath yerleştirildikten sonra aortik arkusa 5 F pigtail kateter (Cordis, Amersfoort, Hollanda). yerleştirildi. Aortik arkus ve supraaortik damarlar sol anterior oblik pozisyonunda görüntülendi. Pigtail kateter, 5F Siemons Sidewinder (Cordis, Amersfoort, Hollanda) kateterle değiştirilip ana karotis arter (CCA) ler selektif olarak kateterize edildi. En az iki projeksiyonda olmak üzere intrakranial arterleri de gösterecek şekilde görüntüler alındı. Aortik arkus görüntülenmesinde 30ml, her bir selektif karotis arter projeksiyonunda 8ml kontrast madde (Iodiksonol (Nycomed Amersham, Oslo, Norveç) 320mg iyot/ml) enjeksiyonu yapıldı. PDUS ve DSA incelemelerinde karotis arter stenozu, NASCET çalışması metodolojisi kullanılarak maksimum stenoz bölgesi ile daha distaldeki normal internal karotis arter (İCA)çapı karşılaştırılarak belirlendi ($\% \text{ stenoz} = [1 - (\text{minimal rezidüel lümen çapı} / \text{distal normal lümen çapı})] \times 100$).En fazla darlık gösteren projeksiyondan hesaplanan değer stenoz derecesi olarak kabul edildi. Anjiyogramları değerlendiren radyolog PDUS incelemesi sonuçlarından habersizdi.

PDUS ve DSA stenoz ölçümlerinin korelasyonu lineer regresyon analizi yapılarak değerlendirildi. DSA ve PDUS stenoz ölçümleri arasındaki değişkenlik Bland-Altman'ın tanımladığı istatistiksel yöntemle değerlendirildi (29).

PDUS sonuçları referans test olan DSA sonuçları ile karşılaştırıldı. %60-99 ICAS nu saptamada PDUS nin sensitivitesi, spesifisitesi,pozitif prediktif değer (PPV), negatif prediktif değer (NPV) ve doğruluk oranı hesaplandı.

PDUS incelemesinde, gözlemciler arasındaki uyumu belirlemek için kappa değeri hesaplandı. Kappa değerinin 0,75 den fazla olması mükemmel uyumu 0,4-0,75 olması iyi uyumu, 0,4 den küçük olması zayıf uyumu gösterdiği kabul edildi.

IV. BULGULAR

ICAS olmasından şüphelenilen 95 hasta DSA incelemesi yapılmadan önce PDUS ile incelendi (Resim 1). İnceleme yapılan 190 karotis arterin DSA sinde, 118 (%62) ICA de %0-59, 63 (%33) ICA de %60-99 NASCET ölçüm yöntemine göre stenozları vardı. 9 (%5) karotis arterde ise total oklüzyon saptandı. İnceleme grubunda 2 karotis arterde ise anjiyografi teknik olarak yetersiz olduğu için ve 9 karotis arterde Doppler sinyali alınmadığından (oklüzyon), 1 karotis arterde ise stenoz ötesinde ki ICA de lüminal atrofi saptandığından (string sign), 9 karotis arterde stenoz seviyesinde ultrason sinyali almaya engel olan yoğun kalsifikasyon olduğundan, 3 karotis arterde ise yüksek bifurkasyon veya kısa boyun anatomisi nedeniyle poststenotik damar ötesinde normal ICA görüntülenemediği için çalışma kapsamından çıkarıldı. Kalan 166 karotis arter istatistiksel değerlendirmeye alındı. PDUS ile hastaların her iki karotis arterinin ortalama inceleme zamanı $3,25 \pm 1,25$ dakika (minimum 1, maksimum 5,5 dakika) idi.

Regresyon analizi DSA ve PDUS arasında güçlü pozitif bir korelasyon olduğunu gösterdi. Korelasyon katsayısı $r=0,79$, ($P<0,001$) regresyon katsayısı 0,62, regresyon sabiti 14 idi (Resim 2). PDUS ve DSA ölçümleri arasındaki fark % -5

[%95 güvenlik aralığında (GA): -8, -3] idi (Resim-3). %95 GA ortalama farkın “0” değerini içermemesi PDUS nin ICAS değerlendirmesinde anlamlı olarak olduğundan az ölçüm yaptığını göstermekteydi. Bununla birlikte resim 4 de DSA ve PDUS sonuçlarının dağılım grafiğinde görüldüğü gibi %0-49 anjiyografik stenoz seviyelerinde ölçümler eşit çizgisi çevresinde dağılım gösterirken %50-99 stenoz seviyelerinde dağılım eşit çizgisinin altında yer almaktaydı. %0-49 stenoz seviyesinde PDUS ve DSA ölçümleri arasındaki ortalama fark 3 (%95 GA: -1 ile 6 arasında), %50-99 stenoz seviyesinde ortalama fark -12 (%95 GA: -14 ile -10 arasında) idi. Bu da gerçekte olduğundan az ölçümün, esas olarak %50-99 stenoz seviyelerinde olduğunu göstermekteydi.

%60-99 ICAS nu saptamada PDUS nin sensitivitesi % 51, spesifisitesi %99, PPV %96, NPV %83 ve doğruluk %85 idi. Diagnostik olmayan PDUS sonuçları pozitif kabul edildiğinde sensitivite %59, spesifisite %97, PPV %90, NPV %83, doğruluk %84 olarak bulundu.

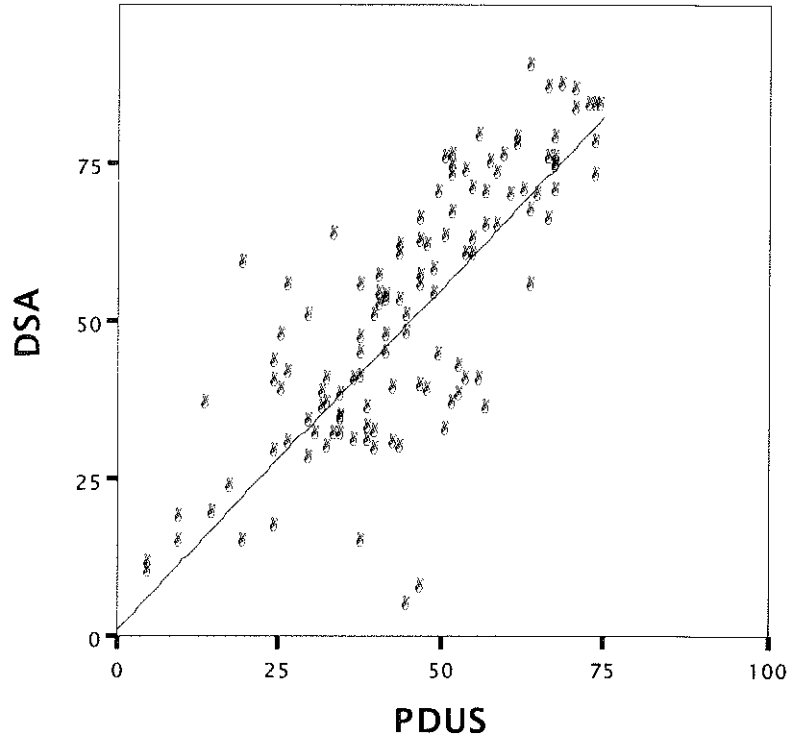
PDUS nin ICAS saptanmasında olduğundan az ölçüm yapması ve düşük sensitivite ve yüksek spesifisitesi göz önüne alındığında, tarama testi amacına uygun, yüksek sensitivite değerine sahip daha düşük % stenoz değerini eşik değer olarak almak uygun olacaktır. Seçilmiş eşik değerlerde 2×2 tabloları oluşturuldu. Bu tablolar kullanılarak doğruluk oranları hesaplandı (Tablo 1). Yüksek sensitiviteli eşik değer olarak %45 stenoz değeri belirlendi. Bu değer için sensitivite %94, spesifisite %84 olarak bulundu. Diagnostik olmayan PDUS sonuçları pozitif kabul edildiğinde sensitivite %95, spesifisite %82 olarak bulundu.

PDUS nin %60-99 ICAS nu tespit etmede gözlemciler arasındaki uyuşma iyi olarak bulundu. (κ değeri 0,48)

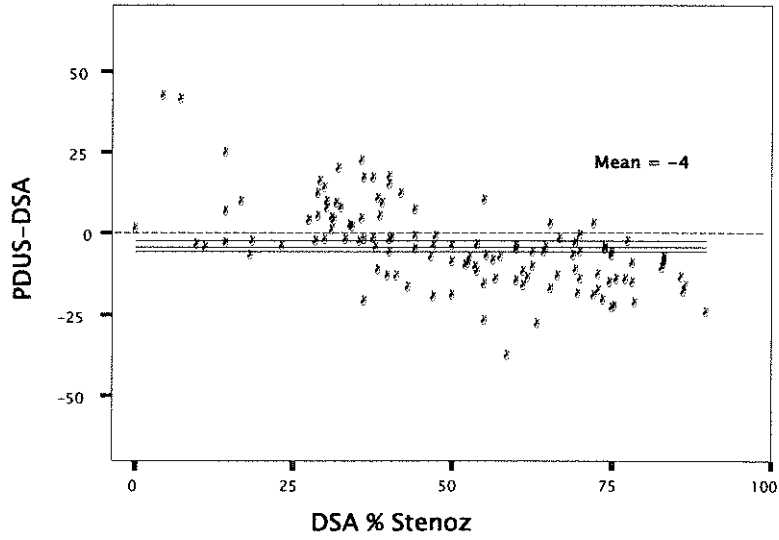
Tablo 1: PDUS nin %60-99 stenoz belirlemede farklı eşik değerler için doğruluk oranları

PDUS de ICAS ölçümü	GN	YN	YP	GP	Sen (%)	Sp (%)	PPV (%)	NPV (%)	Doğruluk (%)
%60	116	24	1	25	51	99	96	83	85
%55	114	15	3	34	69	97	92	88	89
%50	108	6	9	43	88	92	83	95	91
%45	98	3	19	46	94	84	71	97	87
%40	84	1	33	48	98	72	59	99	80
%35	70	1	47	48	98	60	51	99	71

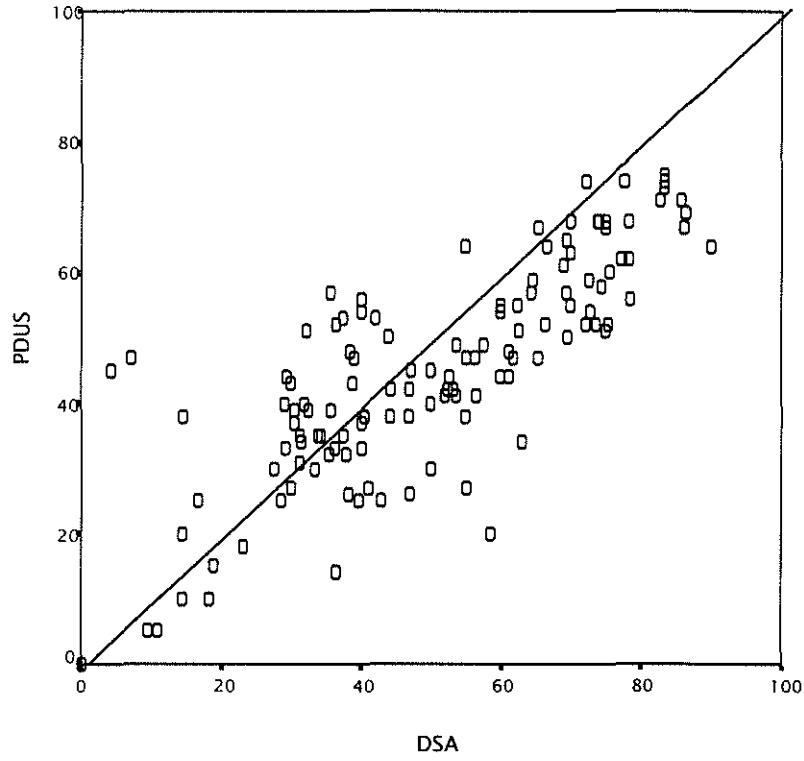
PDUS: Power Doppler ultrasonografi, ICAS: internal karotis arter stenozu, GN: gerçek negatif, YN: yalancı negatif, YP:yalancı pozitif, GP: Gerçek pozitif, Sen:sensitivite, Sp:spesifisite, PPV: Pozitif prediktif değer, NPV: Negatif prediktif değer



Resim 1. DSA ve PDUS ICAS ölçümlerinin ilişki grafiği ve regresyon doğrusu. $r=0,923$, regresyon katsayısı 1,08, regresyon sabiti 1,19 dur.



Resim 2. PDUS ve DSA ile ölçülen ICA stenoz derecelerinin arasındaki fark ile DSA ölçümleri arasındaki ilişkiyi gösteren Bland-Altman grafiği.

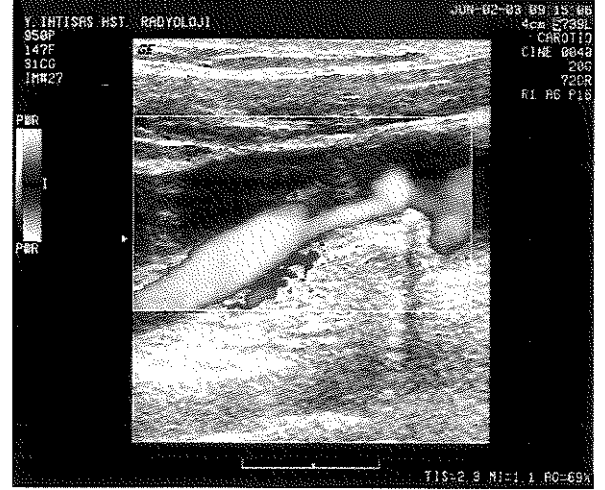


Resim 3. DSA ve PDUS % ICA stenoz sonuçlarının dağılım grafiği. %0-50 anjiyografik stenoz seviyelerinde ölçümler eşit çizgisi çevresinde dağılım gösterirken %50-99 stenoz seviyelerinde dağılım eşit çizgisinin altında yer almaktadır. Bu PDUS de yapılan ölçümlerin % 50-99 stenoz seviyelerinde standart inceleme olan DSA de yapılan ölçümlere göre daha az olduğunu göstermektedir.

V. OLGULARDAN ÖRNEKLER



A

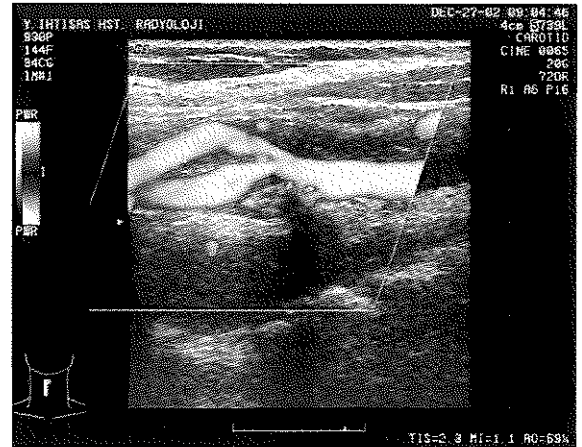


B

Olgu 1: 52 yaşındaki erkek hastanın sol internal karotis arterinde yüksek dereceli stenoz A) DSA sinde%80 B) PDUS inde %64 stenoz ölçülmüştür.



A



B

Olgu 2: 64 yaşındaki bayan hastanın sağ internal karotis arterinde yüksek dereceli stenoz A) DSA sinde %75 B) PDUS inde %62 stenoz ölçülmüştür.

VI. TARTIŞMA VE SONUÇ

Aterosklerotik karotis hastalığı inme için önemli bir risk faktörüdür. İnmenin %20-30 nedeni karotis arter hastalığıdır (30). Hemodinamik olarak anlamlı asemptomatik karotis arter stenozu bulunan hastalarda yıllık inme oluşma riski %1,4-3 tür (31-34). Bununla birlikte günümüzde yüksek dereceli asemptomatik karotis arter stenozunun genel toplum taramasının maliyet etkinliği düşüktür. (35-37).

Yüksek dereceli asemptomatik karotis arter stenozlu hastaların makul hayat beklentisi varsa (5yıl veya daha fazla) ve cerrahi tedavi, kabul edilebilir riske sahipse (perioperatif morbidite ve mortalitenin %3 den daha az olması)cerrahi tedavi önerilmektedir (38,39).

Asemptomatik karotis arter stenozu tanısı rutin olarak karotis arter oskültasyonunda üfürüm saptanması ile yapılmaktadır. Ancak karotis üfürümü %37 hastada anlamlı bir stenozu gösterir (40).ACAS çalışmasında asemptomatik hastaları belirlemede kullanılan temel klinik bulgu karotis üfürümü idi. Bununla birlikte, ACAS çalışmasında %25 hastada karotis üfürümü tespit edilememiştir (6). Karotis üfürümünün bütün hastalarda olmayışı nedeni ile araştırmacılar diğer vasküler yataklarda tıkalıcı aterosklerotik hastalığı bulunan yüksek riskli hastaların karotis stenozu için rutin tarama yapılmasını önermişlerdir (41,42).

İlk önceleri sadece tarama testi olarak kullanılan RDUS noninvaziv olması ve yüksek doğruluğu sebebiyle karar verdirici son test olarak kullanımı kabul görmektedir (43-49). Bununla birlikte bu test tarama testi olarak etkin maliyetli değildir. RDUS yüksek doğruluklu bir test olmasına rağmen inceleme süresi oldukça uzun ve komplikedir. Ayrıca RDUS nin kullanıcıya ve ekipmana bağlı olması, merkezler arasındaki RDUS sonuçlarının tekrarlanabilirliğinin zayıf olması (50,51) nedeniyle genel tarama testi olarak kullanımı yeterince uygun değildir.

Bluth ve arkadaşları hızlı tarama testi olarak PDUS yi önermişlerdir (7). PDUS de, akımın yön ve hızına göre renk olarak gösteren konvansiyonel renkli Doppler görüntülemeden farklı olarak Doppler sinyallerinin gücü renk olarak gösterilmektedir. Renkli Doppler ile karşılaştırıldığında PDUS nin renk akım sensitivitesi 3-5 kat daha fazladır (52). PDUS de dinamik aralık genişletilmiştir, bu nedenle PDUS konvansiyonel renkli Doppler de tespit edilemeyen düşük hızlı akımları gösterebilmektedir. PDUS daha az açığa bağımlıdır bu da damar sınır ve konturlarının daha iyi gösterilmesine ve stenoz durumlarında rezidüel lümenin daha iyi belirlenmesine olanak sağlar (53-55). PDUS nin en önemli avantajlarından biri de gürültü (noise) homojen olarak düşük güçte ve tek renk olarak izlenmesinden dolayı, yüksek gain ayarlarında bile kan akımlarının tanınmasına engel olmamasıdır. (56) PDUS de görüntü oluşma süresinin daha uzun olması nedeniyle harekete daha duyarlıdır. Bu nedenle flash artefakların oluşması ve ayrıca akım hızı ve yönü hakkında bilgi vermemesi PDUS nin başlıca dezavantajlarıdır. Kalsifikasyon diğer ultrasonografik inceleme yöntemlerde olduğu gibi PDUS için de görüntülemeye engel oluşturmaktadır.

Bluth ve arkadaşlarının PDUS ile yaptıkları çalışmanın (7), pilot çalışma kısmında 100 hasta PDUS ile incelenmiş ve standart referans test olarak RDUS ile karşılaştırmışlardır. Teyit edici kısmında ise 20 hasta PDUS ve DSA ile incelenmiştir. Çalışmanın her iki bölümünde de elde edilen doğruluk oranları benzer bulunmuştur. %60-99 ICAS tespit etmede, pilot çalışma sensitivitesi %56 spesifisitesi %99, teyit edici çalışmada sensitivite %62 spesifisite %100 olarak bulunmuştur. Diyagnostik olmayan test sonuçları pozitif test kabul edildiğinde ve her iki çalışma sonuçları birleştirildiğinde sensitivite %70, spesifisite %91 bulunmuştur. Teyit edici çalışmada PDUS ile DSA % stenoz ölçümleri arasındaki farkın analizinde, fark ortalaması -1 ve standart sapması 16 olarak bulunmuştur.

Keberle ve arkadaşları üç boyutlu PDUS yi tarama testi olarak kullanmışlardır (57). RDUS bu çalışmada standart referans test olarak kabul edilmiştir. Her iki test arasında iyi bir korelasyon olduğu gösterilmiştir ($r=0.986$). Bu çalışmada %50-99 ICAS tespitinde sensitivite %97.9 spesifisite ise %100 olarak rapor edilmiştir. Araştırmacılar üç boyutlu volüm ve bunun rekonstruksiyonun tedavi planlamasında cerraha incelenen damarın bütün ve ayrıntılı bir görüntüsünü sunduğunu bildirmişlerdir. Modern Doppler cihazlarının çoğunda PDUS bulunmakla birlikte üç boyutlu ultrasonografik görüntüleme opsiyonunun olmayışı bu tekniğin tarama testi olarak kullanımını sınırlamaktadır.

Çalışmamızda PDUS nin NASCET yöntemine göre ICAS belirlemede olduğundan az ölçüm yaptığı gösterilmiştir. %60-99 ICAS belirlemede sensitivite %59 ve spesifisite %97 olarak bulunmuştur. Çalışma sonuçlarımız Bluth ve arkadaşlarının çalışma sonuçlarına yakın olmakla birlikte sensitivitesi daha düşük spesifisitesi daha

yüksektir. PDUS nin ICAS saptanmasında olduğundan az ölçüm yapması ve düşük sensitivite ve yüksek spesifisitesi göz önüne alındığında, tarama testi amacına uygun, yüksek sensitivite değerine sahip daha düşük % stenoz değerini eşik değer olarak almak uygun olacaktır. Çalışmamızda %60-99 ICAS belirleyen optimal PDUS ölçüm eşiği olarak %45 stenoz değeri belirlendi. Bu değer için sensitivite %95, spesifisite %82 olarak bulunmuştur. Bu doğruluk değerleri tarama testi için uygundur.

PDUS nin NASCET ölçümüne göre olduğundan az ölçüm yapmasının nedenleri şunlar olabilir: a) PDUS sınırlı planlarda (anterior, lateral ve posterolateral) görüntüleme yapabilmektedir. Bu maksimum ICAS nun belirlenmesi için limitasyon oluşturmaktadır. b) Gain ayarının gerektiğinden yüksek, hız skalasının (velocity scale) ise gerektiğinden düşük tutulması, renk kanalının olduğundan daha geniş gösterilmesine yol açmaktadır. Bu da stenozun olduğundan daha az ölçümüne yol açmaktadır.

Bu çalışmada elde ettiğimiz sonuca göre PDUS nin %45 ve üzerindeki stenoz ölçümü %60-99 anjiyografik stenoz ölçümüne karşılık gelmektedir. Tarama yapılan hasta grubunda %45 den az stenozlu hastaların klinik açıdan önemli stenozları yoktur ve rutin tarama programına devam etmelidir, %45 den daha fazla stenozlu olan hastalar ise kesin tanı için daha ileri inceleme yöntemlerine (RDUS, manyetik rezonans anjiyografi, Bilgisayarlı tomografi anjiyografisi veya DSA) yönlendirilmelidir.

Sonuç olarak PDUS ICAS değerlendirmesinde olduğundan az ölçüm yapmaktadır. Bu olduğundan az ölçüm, daha düşük stenoz eşik değeri kriter alınarak dengelenebilmektedir. Klinik açıdan önemli olan asemptomatik %60-99 ICA stenozlu

hastalar PDUS ile yüksek doğrulukta, hızlı ve kolay bir biçimde belirlenebilir. PDUS sonuçlarının yönlendirmesi ile diğer komplike, zaman alıcı, zor ulaşılabilir veya riskli inceleme yöntemlerinin kullanımı azaltılarak hastalar uygun takip ve/veya tedavi programına dahil edilip asemptomatik popülasyonda inme insidansı azaltılması etkin bir şekilde yapılabilir.

VII. ÖZET

AMAÇ: Bu çalışmanın amacı asemptomatik %60-99 internal karotis arter (ICA) stenozunda bir tarama testi olarak power Doppler ultrasonografi (PDUS) nin tanısal değerini ve etkinliğini araştırmaktır.

GEREÇ VE YÖNTEM: İnternal karotis arter stenozlu 95 hasta dijital substraksiyon anjiyografi (DSA) işleminden önce PDUS ile incelendi. PDUS sonuçları standart referans test olan DSA sonuçları ile karşılaştırıldı.

BULGULAR: PDUS ile hastaların her iki karotis arterinin ortalama inceleme zamanı $3,25 \pm 1,25$ dakika idi. PDUS ve DSA sonuçları güçlü korelasyon gösterdi ($r=0,79$, $p<0,001$). PDUS ICA stenozu ölçümünde belirgin olarak olduğundan az ölçüm yapmaktaydı. PDUS ve DSA sonuçları arasındaki ortalama fark -5 (%95 güvenlik aralığında (GA) -8 , -3) idi. Bu olduğundan az ölçüm, %50-99 anjiyografik stenoz seviyesinde daha belirgindi. PDUS un %60-99 ICA stenozu belirlemede sensitivitesi %59, spesifisitesi %97 idi. PDUS un olduğundan az ölçümü, dikkate alınarak tarama testi amacına uygun yüksek sensitiviteli yeni ölçüm eşiği olarak %45 stenoz değeri belirlendi. Bu değer için sensitivite %95, spesifisite %82 bulundu. PDUS nin %60-99 ICA stenozu tespit etmede gözlemciler arasındaki uyuma iyi olarak bulundu ($\kappa=0,48$).

SONUÇ: PDUS ICA stenozunun değeriendirilmesinde olduğundan az ölçüm yapmaktadır.

Bu olduğundan az ölçüm, daha düşük stenoz eşik değeri kriter alınarak dengelenebilir. PDUS %60-99 ICAS nun belirlenmesinde hızlı, kolay yapılabilen ve tarama testi olarak yeterli doğruluğa sahip bir metottur

VIII. KAYNAKLAR

1. Bonita R, Beaglehole R. Explaining stroke mortality trends. *Lancet* 1993;341:1510-1511.
2. North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial Collaborators. Beneficial effect of carotid endarterectomy in symptomatic patients with high-grade carotid stenosis. *N Engl J Med* 1991;325:445-453.
3. European Carotid Surgery Trialists' Collaborative Group. MRC European Carotid Surgery Trial: interim results for symptomatic patients with severe (70-99%) or with mild (0-29%) carotid stenosis. *Lancet* 1991;337:1235-1243.
4. North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial Collaborators. Benefit of carotid endarterectomy in patients with symptomatic moderate or severe stenosis. *N Engl J Med* 1998;339:1415-1425.
5. European Carotid Surgery Trialists' Collaborative Group. Randomized trial of endarterectomy for recently symptomatic carotid stenosis: final results of the MRC European Carotid Surgery Trial (ECST). *Lancet* 1998;351:1379-1387.
6. Asymptomatic Carotid Atherosclerosis Study Collaborators. Endarterectomy in asymptomatic carotid artery stenosis. *JAMA* 1995;273:1421-1428.
7. Bluth EI, Sunshine JH, Lyons JB, Beam CA, Troxclair LA, et al. Power Doppler imaging: Initial evaluation as a screening examination for carotid artery stenosis. *Radiology* 2000;215:791-800.
8. Osborn AG. The Aortic Arch and Great Vessels. Osborn AG ed. *Diagnostic Cerebral Angiography* 2nd ed. Philadelphia. Lippincott Williams&Wilkins 1999;3-29.

9. Osborn AG. The internal carotid artery. Osborn AG ed. Diagnostic Cerebral Angiography 2nd ed. Philadelphia. Lippincott Williams&Wilkins 1999;57-80.
10. Julio HG, Khang LH. Carotid Atherosclerosis. Neuroimaging Clinical of North Am. 1996;6:801-811.
11. Alan J. Fox. Carotid Endarterectomy Trials: Neuroimaging Clinics of North Am. 1996; 6: 931-939.
12. Barbara A. Carol. Carotid Ultrasound. Neuroimaging Clinics of North Am. 1996; 6:875-899.
13. Birsen İnce; Serebrovasküler hastalıklarda risk faktörleri. Klinik Bakış. 1996;5.
14. Janet LW, Edward F. Carotid Stenosis. Neuroimaging Clinics of North Am. 1996; 6:831-843.
15. Oğuzhan Çoban. İskemik Serebrovasküler Hastalıklarının Sınıflandırılması. Klinik Bakış. 1996;2
16. Goddard AJP, Mendelow AD, Birchall D. Computed Tomography Angiography in The Investigation of Carotid Stenosis. Clinical Radiology. 2001;56:523-534.
17. Michael PM. Computed Tomography Angiography. Neuroimaging Clinics of North Am. 1996; 6:899-911.
18. Laster RE, Hallford HH, et al. Assessment of MR versus arteriography for evaluation of cervical carotid bifurcation disease. AJNR. 1993;14:681-688.
19. Konez O. MRG de Kan Akımı MR Anjiyografi. Konez O ed. Manyetik Rezonans Görüntüleme. İstanbul. Nobel Tıp Kitabevleri. 1995; 115-125.
20. Liberopoulos K, Kaponis A, Kokkinis K. Comparative Study of MRI, DSA and duplex US examination with surgical and histological findings of atherosclerotic carotid bifurcation disease. Int Angiol 1996;2:131-137.

21. Andeson CM, Levin DL, et al. Measurement of ICA stenosis from source MRI. Radiology 1994;193:219-226.
22. Daniel KK, Christopher JM. When Should Third-Party Payer Provide Reimbursement for MRA of Carotid Arteries. AJR. 1994;162:19-20.
23. Mahmut B, Sara B. Nörolojik Hastalıklarda MRA. Klinik Bakış 1996;2
24. Mark AR, Andrew WL, Glenn K. MRA of the Neck. Neuroimaging Clinics of North Am. 1996; 6:863-875.
25. Powel JK. MRA of the Neck. Neuroimaging Clinics of North Am. 1996; 6:853-863.
26. Osborn AG. Atherosclerosis and Carotid Stenosis. Osborn AG ed. Diagnostic Cerebral Angiography 2nd ed. Philadelphia. Lippincott Williams&Wilkins 1999;359-378
27. Tuncel E. Temel Tanı Yöntemleri. Tuncel E ed. Klinik Radyoloji 2nd Bursa Güneş&Nobel 2002; 83-87.
28. Sakarya ME, Arslan H. Power Doppler US. Tanısal ve Girişimsel Radyoloji 1997;3:252-246.
29. Bland MJ, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement Lancet 1986; 8:307-310.
30. Timsit SG, Sacco RL, Mohr JP, et al. Early clinical differentiation of cerebral infarction from severe atherosclerotic stenosis and cardioembolism. İnnee. 1992;23:486-491.
31. Hennerici M, Hulsbomer H-B, Hefter H, Lammerts D, Rautenberg W. Natural history of asymptomatic extracranial arterial disease. Brain. 1987; 110:777-791.

32. Podore PC, DeWeese JA, May AG, Rob CG. Asymptomatic contralateral carotid artery stenosis: a five year follow-up study following carotid endarterectomy. *Surgery* 1980;88:748-752.
33. Mackey AE, Abrahamowicz M, Langlois Y et al. Outcome of asymptomatic patients with carotid disease. Asymptomatic Cervical Bruit Study Group *Neurology* 1997;48:896-903.
34. Norris JW, Zhu CZ, Bornstein NM, Chambers BR. Vascular risks of asymptomatic carotid stenosis. *Stroke* 1991; 22:1485-1490.
35. Whitty CJM, Sudlow CLM, Warlow CP. Investigating individual subjects and screening populations for asymptomatic carotid stenosis can be harmful. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 1998;64:619-623.
36. Derdeyn CP, Powers WJ, Moran CJ, Cross DeWitte T, Allen BT. Role of Doppler US in screening for carotid atherosclerotic disease. *Radiology* 1995;197:635-643.
37. Gorelick BP, Sacco RL, Smith DB, et al. Prevention of first stroke. A review of guidelines and multidisciplinary consensus statement from the National Stroke Association. *JAMA* 1999;281:1112-1120.
38. Biller J, Feinberg WM, Castaldo JE, et al. Guidelines for carotid endarterectomy: a statement for healthcare professionals from a special writing group of the stroke council, American Heart Association. *Circulation*. 1998; 97: 501-509.
39. Findlay JM, Tucker WS, Ferguson GG, et al. Guide-lines for the use of carotid endarterectomy: current recommendations from the Canadian Neurosurgical Society. *CMAJ*. 1997;157:653-659.
40. Davies KN, Humphrey PR, Do carotid bruits predictive disease of the internal carotid arteries? *Postgrade Med J*. 1994; 70:433-435.
41. Marek J, Mills JL, Harvich C, et al. Utility of routine carotid duplex screening in patients who have claudication. *J Vasc Surg*. 1996;24:572-579.

42. deVirgilio C, Toosiek K, Arnell T et al. Asymptomatic carotid artery stenosis screening in patients with lower extremity atherosclerosis: a prospective study. *Ann Vasc Surg*. 1997;11:374-377.
43. Fontenelle LJ, Simpler SC, Hanson TL. Carotid duplex scan versus angiography in evaluation of carotid artery disease. *Am Surg* 1994; 60:864-868.
44. Hansen F, Bergqvist D, Lindblad B, Lindh M, Matzsch T et al. Accuracy of duplex sonography before carotid endarterectomy-a comparison with angiography. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 1996;12:331-336.
45. Kuntz KM, Skillman JJ, Whittemore AD, Kent KC. Carotid endarterectomy in asymptomatic patients-Is contrast angiography necessary? A morbidity analysis. *J Vasc Surg* 1995; 22:706-714-716.
46. Moneta GL, Edwards JM, Papanicolaou G, Hatsukami T, Taylor LM, Strandness DE Jr, Porter JM. Screening for asymptomatic internal carotid artery stenosis: duplex criteria for discriminating 60% to 99% stenosis. *J Vasc Surg* 1995; 21: 989-994.
47. Khaw KT. Does carotid duplex imaging render angiography redundant before carotid endarterectomy? *Br J Radiol* 1997;70:235-238.
48. AbuRahma AF, White JF, Boland JP. Carotid endarterectomy for symptomatic carotid artery disease demonstrated by duplex ultrasound with minimal arteriographic findings. *Ann Vasc Surg* 1996;10:385-389.
49. Hood DB, Mattos MA, Mansour A, Ramsey DE, Hodgson KJ, et al. Prospective evaluation of new duplex criteria to identify 70% internal carotid artery stenosis. *J Vasc Surg* 1996;23:254-261.
50. Howard G, Baker WH, Chambless LE, Howard VJ, Jones AM, Toole JF. An approach for the use of Doppler ultrasound as a screening tool for hemodynamically significant stenosis (despite heterogeneity of Doppler performance): *Stroke* 1996;27:1951-1957.

51. Howard G, Baker WH, Chambless LE, Howard VJ, Jones AM, Toole JF. An approach for the use of Doppler ultrasound as a screening tool for hemodynamically significant stenosis (despite heterogeneity of Doppler performance): a multi center experience. *Stroke* 1996;27:1951-1957.
52. Rubin JM, Bude RO, Carson PL, et al. Power Doppler US: A potentially useful alternative to mean frequency-based color Doppler US. *Radiology* 1994;190:853.
53. Griewing B, Morgenstern C, Driesner F, et al. Cerebrovascular disease assessed by color-flow and power Doppler ultrasonography: Comparison with digital subtraction angiography in internal carotid artery stenosis. *Stroke* 1996;27:95.
54. Steinke W, Meairs S, Ries S, et al. Sonographic assessment of carotid artery stenosis: Comparison of power Doppler imaging and color Doppler flow imaging. *Stroke* 1996;27:91.
55. Tessler FN, Tublin ME, Rifkin MD. Depiction of vascular contours with color Doppler energy-mode US. *Radiology* 1994;193:232.
56. Sakarya ME, Arslan H. Power Doppler US. *Tamısal ve Girişimsel Radyoloji* 1997;3:253-256.
57. Keberle M, Jenett M, Beissert M, Jahns R, Haerten R, Hahn D. Three-dimensional power Doppler sonography in screening for carotid artery disease. *J Clin Ultrasound* 2000;28 (9):441-451.

