

T.C.
ANKARA ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ
RADYODİAGNOSTİK ANABİLİM DALI

123850

KLİNİK OLARAK ANLAMLI KAROTİS ARTER
STENOZLARININ DEĞERLENDİRİLMESİNDE RENKLİ
DOPPLER GÖRÜNTÜLEME, MAGNETİK REZONANS
ANJİOGRAFİ VE DİJİTAL SUBTRAKSİYON ANJİOGRAFİ
YÖNTEMLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

T.C. YÜKSEKÖĞRETİM KURULU
DOKÜMANTASYON MERKEZİ

12 3 880

UZMANLIK TEZİ

DR. EBRU DÜŞÜNCELİ

ANKARA, 2002

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım, yetişmemde emeği bulunan değerli hocalarım Prof. Dr. Serdar Akyar, Prof. Dr. Umman Sanlıdilek, Prof. Dr. İlhan Erden, Prof. Dr. Mustafa Salih, Prof. Dr. Suat K. Aytaç, Prof. Dr. Sadık Bilgiç, Doç. Dr. Selma Tükel, Doç. Dr. Gülden Akyar, Doç. Dr. Cemil Yağcı, Doç. Dr. Gül Ayşe Erden, Doç. Dr. Hasan Özcan ile uzman meslektaşlarım Uzm. Dr. Suat Fitoz, Uzm. Dr. Çetin Atasoy, Uzm. Dr. Tanzer Sancak, Uzm. Dr. Banu Yağmurlu ve Uzm. Dr. Başak Doğan'a, birlikte çalışmaktan zevk duyduğum araştırma görevlisi arkadaşlarıma ve tüm Radyodiagnostik Anabilim Dalı çalışanlarına teşekkür ederim.

Dr. Ebru DÜŞÜNCELİ

İÇİNDEKİLER

1- GİRİŞ	1
2- GENEL BİLGİLER	2
2.1 Embriyoloji.....	2
2.2 Anatomi	2
2.3 Serebrovasküler Hastalıklar.....	7
2.4 Ateroskleroz ve Karotis Arter Stenozu.....	9
2.5 Karotis Arter Stenozu Tanısında Kullanılan Görüntüleme Yöntemleri	11
2.5.1 İndirekt Yöntemler	11
2.5.1.1. Okülopletismografi	11
2.5.1.2. Periorbital Bidireksiyonel Doppler	11
2.5.1.3. Transkranial Doppler	11
2.5.2 Direkt Yöntemler	12
2.5.2.1. Dijital Subtraksiyon Anjiyografisi (DSA)	12
2.5.2.2. Renkli Doppler Ultrasonografi (RDUS).....	17
2.5.2.3. Magnetik Rezonans Anjiyografi (MRA).....	26
2.5.2.4. Bilgisayarlı Tomografi Anjiyografi (BTA)	33
2.6 Karotis Arter Stenoz Ölçümleri	34
2.7 Tedavi Seçenekleri	35
3- MATERYAL VE METOD	37
4- BULGULAR	40
5- OLGU ÖRNEKLERİ	45
6- TARTIŞMA	49
7- SONUÇLAR	56
8- ÖZET	57
9- KAYNAKLAR.....	58

1- GİRİŞ

Ateroskleroza bağılı serebrovasküler patolojiler dünyada ölüm nedenleri arasında ilk sıralarda yer almaktadır. Akut stroke olgularının yaklaşık 1/3'i fatal olup geri kalan olgular ise uzamış ya da geri dönüşü olmayan sakatlıklarla karşı karşıya kalmaktadır. Tedavi görmemiş TIA (transient iskemik atak) ya da persistan nörolojik defisiti olan stroke olguları yeni bir serebrovasküler olay gelişimi açısından asemptomatik popülasyona göre 15-20 kat daha fazla risk taşımaktadır. Geçirilmiş TIA sonrası stroke gelişme riski ise her yıl için %4-10 olarak bildirilmektedir. Transient ya da kalıcı serebral iskeminin ancak 1/5'inden kalp kaynaklı tromboemboliler sorumlu olup 4/5'i ise ateroskleroza bağılıdır. Stroke'ların 2/3'si ekstrakranial karotis arterlerde gelişmiş aterosklerotik plakların komplikasyonu olarak karşımıza çıkmaktadır. Bu da aterosklerotik lezyonların cerrahi tedavisini mümkün kılmaktadır. Tedavi seçenekleri arasında cerrahi (venöz veya sentetik greftin kullanılabildiği tromboendarerektomi) yanısıra girişimsel radyolojik tedavi yöntemleri olan PTA (perkütan transluminal anjioplasti) ve stent uygulaması sayılabilir (24). Hastaya en fazla yarar sağlayacak tedavinin planlanabilmesi için öncelikle patolojinin doğru bir şekilde ortaya konması gerekmektedir. Kateter anjiografi, karotis arter stenozlarının tanısında, "altın standart" yöntem olmakla birlikte invaziv olması, yüksek maliyet ve morbiditesi nedeniyle tarama yöntemi olmaktan uzaktır. Son yıllarda tarama yöntemi olarak daha çok Doppler Ultrasonografi (Doppler US) ve Magnetik Rezonans Anjiografi (MRA) kullanılmakta olup özellikle MRA tekniklerinde görülen gelişmeler sözkonusu yöntemlerin tarama testi olarak kullanılmasına neden olmuştur. Bu noninvaziv teknikler gerek tek başlarına gerekse birbirlerini tamamlayıcı olarak kullanıldıklarında karotis arter stenozlarının tespitinde radyologa ve cerraha yararlı bilgiler vermekte olup gereksiz anjiografilerin büyük bir kısmını önleyebilmektedir. Ancak kateter anjiografi, bilinen üstünlükleri dolayısı ile günümüzde halen referans inceleme yöntemi olmayı sürdürmektedir. Ayrıca seçilmiş olgularda PTA ya da stent uygulaması ile cerrahiye gerek kalmaksızın tedavi sağlanabilmektedir. Bu çalışmada semptomatik hastalarda Doppler US ve kontrastlı 3 boyutlu MRA teknikleri ile elde edilen stenoz oranlarının, DSA sonuçları ile karşılaştırılması ve bu iki noninvaziv yöntemin sensitivite ve spesifisite değerlerinin araştırılması amaçlanmıştır.

2- GENEL BİLGİLER

2.1 EMBRİYOLOJİ

İnsan embriyosunun damar sistemi 3. haftanın ortasında belirir.

Brankial arkuslar gelişimin 4.-5. haftaları sırasında oluşurken her arkus kendi kranial sinirini ve arterini alır. Bu arterler aortik arkuslar olarak bilinir ve trunkus arteriozusun en distal kısmı olan aortik keseden gelişirler. Aortik arkuslar brankial arkus mezenşimi içine gömülü durumdadır ve dorsal aortalarda sonlanırlar. Diğer brankial arkusların oluşumuyla aortik kese, her yeni arkusa bir dal vererek, sonuçta toplam 6 çift arter meydana getirir. Gelişimin daha ileri evrelerinde, bu arteriyel modelde büyük ölçüde değişiklikler olur ve bazı damarlar tümüyle ortadan kalkar.

Trunkus arteriozusun aortikopulmoner septum tarafından bölünmesi, kalbin akım çıkış kanalını ventral aorta ve pulmoner arter olarak ikiye ayırır. Bundan sonra aortik kese sırasıyla, brakiosefalik trunkus ve aortik arkusun proksimal segmentini meydana getiren sağ ve sol boynuzları oluşturur.

Gelişimin ileri dönemlerinde aortik arkus sistemi yavaş yavaş başlangıçtaki simetrik yapısını kaybeder. Burada meydana gelen değişiklikler şöyle özetlenebilir:

3. aortik arkus ana karotis arteri ve internal karotis arterin birinci kısmını oluşturur. İnternal karotis arterin geri kalan kısmı dorsal aortanın kranial parçasından meydana gelir. Eksternal karotis arter 3. aortik arkusun bir dalıdır.

4. aortik arkus her iki tarafta da sebat ederse de, gelişimi sağ ve sol taraflarda farklıdır. Solda, sol ana karotis ile sol subklavian arter arasında kalan arkus aorta kısmını oluşturur. Sağda, distal kısmı sağ dorsal aortanın bir kısmı ve 7. intersegmental arter tarafından oluşturulan sağ subklavian arterin en proksimal segmentini meydana getirir.

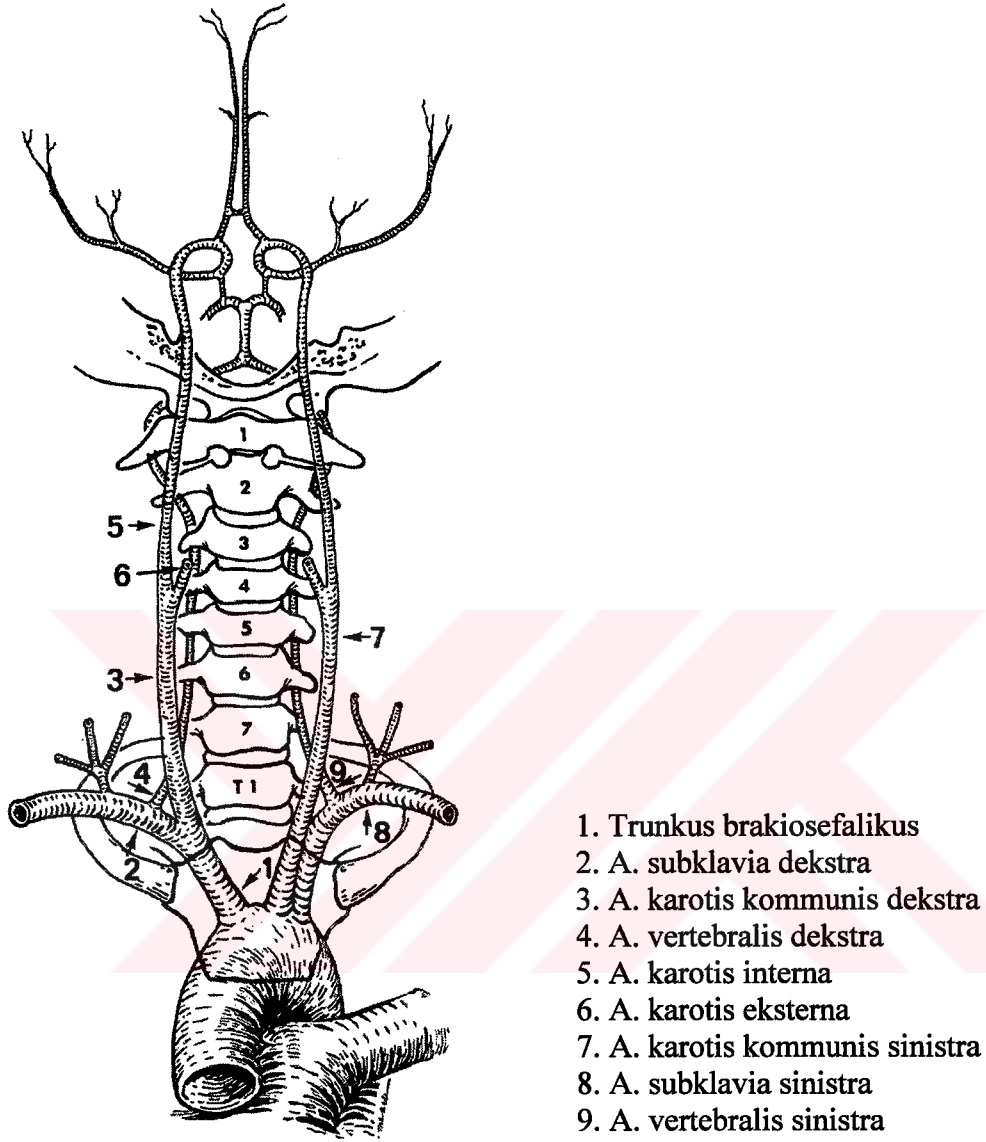
5. aortik arkus geçicidir ve hiçbir zaman tam gelişmez.

Pulmoner arkus olarak da bilinen 6. aortik arkus, gelişmekte olan akciğer tomurcuğuna doğru büyüyen önemli bir dal verir (1).

2.2 KAROTİS ARTER ANATOMİSİ

Baş ve boynu başlıca sağ ana karotis arter (sağ AKA) ve sol ana karotis arter (sol AKA) besler. Bunların da her biri, tiroid kartilajının üst kenarı seviyesinde, eksternal karotis arter (EKA) ve internal karotis arter (İKA) olmak üzere iki uç dalına ayrılır. Eksternal karotis arter başın dış kısmını, yüzü ve boynun büyük bölümünü besler. İnternal karotis arter ise kranium

ve orbitadaki yapıların büyük kısmını besler. Vertebral arterler de beyni besleyen önemli arterlerdir (2,3). (Şekil 1).



Şekil 1.

Ana karotis arter (AKA)

Sağ ve sol tarafın AKA'leri uzunluk ve orijin bakımından farklıdır (2). Embriyolojik olarak 4. aortik arkların farklı gelişimi asimetric karotis arter orijinlerinden sorumludur (4). Sağ AKA, brakiosefalik trunkusun dalı olup, sağ sternoklaviküler eklem arkasında başlar ve sadece boyunda uzanır. Sol AKA ise arkus aortanın ikinci dalı olup arkusun en yüksek kısmından ayrılır ve önce göğüs boşluğunda, daha sonra da boyunda uzanır. Sol tarafın arteri arkustan direkt olarak ayrıldığından sağ tarafın arterinden daha uzundur ve göğüsteki bölümü brakiosefalik trunkusun arka ve biraz da sol tarafında yer alır (2,5). Sağ AKA uzunluğu ortalama 9.4 cm, sol AKA uzunluğu ortalama 13.4-14.4 cm'dir (4).

Her iki tarafta AKA, sternoklaviküler eklemin arka tarafından tiroid kartilajının üst kenarına kadar boynun yan tarafında uzanır. Tiroid kartilajının üst kenarı seviyesinde terminal dalları olan eksternal karotis arter (EKA) ve internal karotis arter (İKA)'e ayrılırlar. Boynun alt kısmında birbirine yakın olan her iki tarafın arteri, yukarı doğru çıktıkça birbirinden uzaklaşır. İki arter arasında aşağıda trakea, yukarıda ise tiroid bezi, larinks ve farinks bulunur. AKA'nin lateralinde internal jugular ven, ikisi arasında ve arka tarafta oluşan olukta da vagus siniri (X. sinir) bulunur. Bu üç yapı boynun derin fasiasından ayrılan ve "vagina carotica" (karotis kılıfı) denilen bir kılıfla sarılmıştır. Bu yapıların tümüne birden boynun damar-sinir paketi denir (2,3). Kılıf içinde AKA, internal juguler venin medialinde, vagus sinirinin anteromedialindedir. Servikal sempatik zincir kılıfın posteromedial duvarına yerleşmiştir. Boyun tabanında AKA; sternokleidomastoid, sternohyoid ve sternotiroid kasların derininde, 4-6. servikal vertebra transvers proseslerinin önündedir. AKA'lerin üst kısmı yüzeysel olarak bulunur ve sadece deri, yüzeysel fascia, platysma, derin fascia ve sternokleidomastoid kasın medial kenarı tarafından örtülmüştür. Sternokleidomastoid kası biraz arka tarafa çekildiğinde AKA, "trigonum caroticum" denilen üçgen içinde görülebilir. Karotis üçgenini posteriordan sternokleidomastoid kası, superiordan stylohyoid kas ve digastrik kasın posterior karnı, inferiordan da omohyoid kasın superior karnı sınırlar. AKA genellikle boyunda dal vermez. Fakat bazen superior tiroidal arter veya superior tiroidal arterin larengeal dalı, asendan farengeal arter, inferior tirodial arter ve çok seyrek olarak da vertebral arterler AKA'den ayrılabilir (2,3).

Kollateral dolaşım: AKA'nin bağlanması durumunda her iki tarafın EKA ve İKA'nin kafa içinde ve dışındaki anastomozları sayesinde kollateral dolaşım sağlanabilir. Ayrıca bağlanan arterin yukarıda kalan dalları ile subklavian arterin dalları arasındaki anastomozlar da katkıda bulunur. Kafa dışındaki önemli anastomoz superior tiroidal arter ile inferior tiroidal arter arasında, ayrıca derin servikal arter ile oksipital arterin desenden dalı arasında oluşur. Kafa içindeki önemli bir anastomoz da oftalmik arterin (İKA'nin dalı) ile fasial arter ve maksiller arter (EKA'nin dalları) arasında, periorbital ve anguler arterler aracılığı ile oluşan anastomozdur. Vertebral arterlerin dalları kafa içinde İKA'nin dalları ile anastomoz yapar (2,24).

Eksternal karotis arter (EKA)

EKA, tiroid kartilajının üst kenarı seviyesinde başlar ve yukarı çıkarken biraz öne ve sonra da arkaya uzanarak mandibula boynunun arkasındaki retromandibuler fossaya gelir. Burada maksiller arter ve superfisial temporal arter olmak üzere iki uç dalına ayrılır. Boyunda her verdiği daldan sonra kalınlığı azalır. Çocuklarda yüz iskeletinin küçük olması nedeniyle EKA,

İKA'den daha incedir, fakat erişkinlerde yüz iskeletinin gelişmesi nedeniyle hemen hemen birbirine eşittir. EKA'nın başlangıç kısmı, karotis üçgeni içinde çok yüzeysel olarak bulunur ve İKA'nın de medial ve anteriorunda yer alır. İKA yaklaşık %90 oranında EKA'nın posteriorunda yer alır (2,24).

EKA'nın dalları: Superior tiroidal arter, asendan farengeal arter, lingual arter, fasial arter, oksipital arter, posterior aurikuler arter, superfisial temporal arter, maksiller arterdir (2,3).

İnternal karotis arter (İKA)

İKA, aynı taraf beyin hemisferinin büyük bir kısmını, göz ve yardımcı oluşumlarını, alnın ön kısmını ve burun boşluğunun da bir bölümünü besler. Başlangıç yerinde EKA'nın lateralinde bulunur. Superiora çıktıkça önce posteriorunda, daha sonra da medialinde yer alır. Tiroid kartilajın üst kenarı hizasında AKA'nın uç dalı olarak başlar. İlk üç servikal vertebranın transvers proseslerinin anteriorunda vertikal olarak kafa tabanına gelir. Burada karotis kanalına girdikten sonra 90 derecelik bir açı ile anteriora ve mediale doğru yön değiştirir (2).

İKA segmentlerinin sınıflaması için birçok sistem önerilmiştir. Bu konu üzerinde henüz bir konsensus olmamasına rağmen Bouthillier ve ark'.nın sınıflandırması pratik olması, yeni anatomik bilgileri kapsamaması ve kan akım yönüne göre bir skala içermesi nedeni ile önerilmektedir (6). Bu yeni sınıflandırma İKA segmentlerini komşu oldukları yapılara ve geçtikleri kompartmanlara göre ayırır. Buna göre 7 ayrı anatomik segment tanımlanmıştır: C1-servikal, C2-petröz, C3-laserum, C4-kavernöz, C5-klinoid, C6-ofthalmik, C7-kommunikant (6). C1 parçası konumuzla ilgili olup intrakranial kısmı konumuz dışındadır.

C1 segmenti primer olarak fetal 3. aortik ark'tan kaynaklanmaktadır. İKA normalde AKA'den C3-C4 veya C4-C5 düzeylerinde ayrılır. AKA'nın ilk terminal dalından kalın olanıdır. Bu segment ikiye ayrılarak incelenir: Karotid bulbus ve asendan servikal segment (6).

Servikal İKA'nın proksimal kısmı bulbus (sinüs) olup %40 oranında bulunur. Bulbus, İKA'nın AKA'den ayrışım yerinde hafif bir açıyla belirgin bir fokal dilatasyon oluşturur. Normal bulbus çapı yaklaşık 7.5 mm, uzunluğu 1 cm olup, AKA çapı 7 mm, bulbus distalindeki İKA çapı ise 4.7 mm'dir (2,6). Bu yapı kan basıncının ayarlanmasında önemli rol oynar (2).

İKA/EKA kan akım oranı ortalama 70/30'dur. Bifurkasyon düzeyindeki ve bulbus içindeki akım dinamikleri komplekstir. Fonksiyonel olarak, bulbusta 2 kompartman bulunur; posteriorda yavaş retrograd akım, anteriorda sistolle birlikte hız kazanan akım. Bulbusun gerisindeki kan akımı laminar akıma dönüşmeden önce helikal pattern izler (2).

Bulbustan itibaren servikal İKA, karotis kılıfı içinde kraniuma doğru uzanır. Karotis kılıfı içinde İKA, internal juguler ven, lenf nodları (jugulodigastrik), postganglionik sempatik sinirler ve alt kranial sinirler bulunur. Nazofarinksin superiorunda glossofarengeal sinir (IX).

sinir) ve hypoglossal sinir (XII. sinir) karotis kılıfında yer alırken, vagus siniri tüm uzunluğu boyunca bu kılıfta yer alır. C1 segmenti, İKA'nın temporal kemiğin petröz parçasındaki karotis kanalına girmesi ile son bulur. Bulbus ve servikal segmentte İKA dal vermez (%98) (6,24).

Servikal bölümde karotis üçgeni içinde bulunan başlangıç kısmı çok yüzeyseldir. Burada SCM kası ile biraz örtülmüş olarak EKA'nın arka-dış tarafında bulunur. Burada deri, yüzeysel fascia, platysma ve derin fascia tarafından örtülmüştür. Arter superiorda parotis bezinin derininde yer alır ve dıştan hypoglossal sinir, digastrik kasın posterior karnı, stylohyoid kas, oksipital arter ve posterior aurikuler arter tarafından çaprazlanır. Daha yukarıda EKA ile aralarında styloglossus ve stylopharyngeus kasları, styloid prosesin uç kısmı, stylohyoid ligament, glossofarengeal sinir ile vagus sinirinin farengeal dalı bulunur. Posteriorunda longus kolli kası, superior servikal ganglion ile bu gangliondan karotis pleksusa giden dallar ve superior larengeal sinir bulunur. Lateralde internal juguler ven ve arka-dış tarafında vagus siniri bulunur. Medialde farenks, superior larengeal sinir ve asendan farengeal arter bulunur (2).

Karotis arterlerinde görülen varyasyonlar:

Büyük damarların normal çıkış sırası (sırasıyla brakiosefalik trunkus, sol AKA, sol subklavian arter) yaklaşık 2/3 oranında görülür. Bu bölgede birçok varyasyon görülebilir. Arkus aortadan orijin alan büyük damar sayısı 2-6 arasında değişir (6,24).

Sağ AKA, sternoklaviküler eklem hizasında başlaması gerekirken, %12 oranında daha yukarı bir seviyeden başlayabilir. Arkus aortadan ayrı bir dal olarak veya sol AKA ile birlikte çıkabilir. Sol AKA'nın başlama yeri, sağ tarafın arterinden daha fazla varyasyon gösterir (2).

Arkus aorta varyasyonlarından en sık görüleni brakiosefalik trunkus ve sol AKA'nın ortak orijini (2,5,6). Bovine konfigürasyonu (Bovine ark) adı da verilen bu varyasyona %27 oranında (%25-30) rastlanmaktadır. Bu olguların %7'sinde sol AKA arkus aorta yerine brakiosefalik trunkusun proksimal bölümünden çıkar (6). Bu gibi durumlarda uç dallarına ayrılma yeri de normal yerinin daha superiorunda, hyoid kemik seviyesinde bulunur. Seyrek olarak da larenksin ortasında veya krikoid kartilajın alt kenarı seviyesinde uç dallarına ayrılır (2). %1-2 oranında, sol AKA ve sol subklavian arter ortak bir orijinle ayrılırlar ve bu durumda bilateral brakiosefalik trunkus izlenir (6).

Sağ AKA ve sağ subklavian arter arkus aortadan ayrı çıkabilir (5,6). Çok nadir durumlarda, EKA ve İKA arkus aortadan birbirinden bağımsız olarak ayrılabilir, böyle durumlarda anormal seyirli petröz İKA gibi anomaliler sıktır (6).

Normal AKA bifurkasyonu tiroid kartilaj hizasındadır (C3-C4 ya da C4-C5, ort C4 seviyesi) (5,6). Bifurkasyon düzeyi C1 vertebra düzeyi kadar yüksek olabildiği gibi Th2 vertebra düzeyi kadar düşük konumlu da olabilir. Bifurkasyon kısa boyunlu kişilerde daha yüksek

konumlu iken uzun boyunlu kişiler ve çocuklarda daha düşük konumludur (5). Bifurkasyonsuz karotis arter nadir fakat önemli bir anomali olup diğer vasküler anomalilerle birlikte görülür (6,24).

Proksimal İKA genellikle EKA'nın lateralindedir. Medial orijinli İKA sık görülen bir varyasyon olup normal karotis anjiogramlarında %8-15 oranında rastlanır. Bu varyasyon sağ tarafta sola göre 3 kat fazla görülür (5,6). Bu olgularda İKA ve EKA lateral projeksiyonda birbirleri üzerine süperpoze olurlar, bu durumda oblik veya anteroposterior projeksiyonla bifurkasyo görüntülenebilir. Tortuoze, medial çıkışlı İKA klinik olarak retrofarengeal pulsatil bir kitle gibi prezente olabilir (6).

Servikal İKA'nın tortuoz seyirli olması veya kinking'i hem gençlerde hem de ileri yaş grubunda sık görülmektedir, ancak genellikle servikal segment düzgün bir seyir izler (5,6). "Coiling" veya İKA'de tam "loop" anjiografik serilerde %5-15 oranında görülür. Bu görünümün kısmen gelişimsel olduğu, yaş veya hipertansiyonla ilgisi olmadığı düşünülmektedir (5,6).

2.3 SEREBROVASKÜLER HASTALIKLAR

Travma dışındaki bir nedenle, beyne gelen kan akımının kısa veya uzun süreli yetmezliğine veya bir beyin damarının yırtılmasına bağlı olarak ortaya çıkan iskemik veya hemorajik beyin hastalıklarına serebrovasküler hastalık denir. Bunların büyük bir kısmı akut olarak meydana çıkan fokal nörolojik defisitlerle karakterize olup stroke adıyla anılır (7). Risk faktörleri arasında heredite, hipertansiyon (%50), sigara kullanımı, diabetes mellitus (%15), obezite, familial hiperkolesterolemi, miyokard infarktüsü, atrial fibrilasyon, konjestif kalp yetmezliği, alkol, oral kontraseptifler, aşırı anksiyete ve stres sayılabilir (8). Serebral iskemi, beyni besleyen arteriyel sistemin kan akımındaki azalma veya trombotik materyalden emboli kopması sonucu oluşabilir. Emboliler, serebrovasküler oklüzyona bağlı olarak genellikle transient ya da kalıcı nörolojik semptomlara yol açarken, stenozun neden olduğu kan akımındaki azalma anatomik (Willis poligonu, eksternal-internal kollateraller) ve fizyolojik (serebral perfüzyonun vazodilatasyon ve artmış diastolik kan akımı ile otoregülasyonu) kompensatuar mekanizmalarla sonuçlanır (24).

Etyolojisi

A. Nonvasküler (%5): ör. tümör

B. Vasküler (%95)

1. Beyin infarktı (%80)

(a) Oklüziv ateromatöz hastalık: ekstrakranial (%35), intrakranial (%10) ---kritik stenoz, tromboz veya plak içi kanama, ülserasyon, embolizm

(b) Penetran arterlerde küçük damar hastalığı (%25): laküner infarkt

(c) Kardiojenik emboli (%23)

-Mural trombozun eşlik ettiği iskemik kalp hastalıkları (akut myokard infarktüsü, kardiak aritmi)

-Valvüler kalp hastalıkları (postinflamatuar valvülit, infektif endokardit, nonbakteriyel trombotik endokardit, mitral valv prolapsusu, mitral kapak stenozu, protez kalp kapağı)

-Nonvalvüler atrial fibrilasyon

-Sol atrial mikzoma

(d) Nonateromatöz hastalık (%5)

Elongasyon, “coiling”, kink, fibromusküler displazi, anevrizma, diseksiyon, serebral arteritis (Takayasu, kollajen doku hastalıkları, Behçet hastalığı, temporal arteritis gibi), postendarterektomi trombozis/restenoz

(e) Koagülasyon bozuklukları

2. Primer intrakranial hemoraji (%15)

3. Subaraknoid hemorajiye bağlı vazospazm (%4)

4. Veno-oklüziv hastalık (%1) (8).

Stroke'un iki temel özelliği ani olması ve focal nörolojik belirtilerdir. Fokal nörolojik belirtiler hemipleji, hemihipoestezi, afazi, hemianopsi ve fasial paralizi gibi motor, duysal, görme alanı ve kranial sinir disfonksiyonları biçiminde olabilir. Bir kısmında letarji ve konfüzyondan komaya kadar bilinç bozuklukları olabilir. Stroke belirtilerinin yerleşme ve sonlanma biçimleri (zaman profili) dikkate alındığında şu klinik tablolarla karşılaşılır (7):

1- TIA (transient ischemic attack): TIA, vasküler patolojilere bağlı olarak ortaya çıkan ve 24 saatte sekelsiz olarak düzelen akut focal serebral disfonksiyonlardır; atakların çoğu 15-20 dakikada düzelir (7,8). Embolik (genellikle karotid bifurkasyondaki ülseratif plaktan) ya da hemodinamik (yüksek dereceli stenoz ya da oklüzyon distalinde perfüzyon basıncının düşmesi) nedenlerle ortaya çıkabilir (8). Karotis ve vertebrobaziler sistemin kanlanma alanlarındaki focal iskemiler farklı TIA belirtileri oluştururlar: Karotis TIA ve Vertebrobaziler TIA (7,8). Karotis TIA, vertebrobaziler TIA'dan 2 kat daha fazla görülür ve %90'ı 6 saatten kısa sürer (8). Parezi (mono-hemiparezi %61), santral fasial paralizi, parestezi (mono-hemiparestezi %57), fasial parestezi (%30), hemianopsi, disfazi, afazi, başağrısı, amaurozis fugaks (%12) gibi

belirtiler görülür. Vertebrobaziler TIA'da ise en sık görülen semptom vertigodur, ayrıca ataksi, dengesizlik, disfaji, dizartri, diplopi, düşme atakları görülebilir (7,8,24).

- 2- RIND (reversible ischemic neurologic deficit): Bir günden daha uzun, genellikle 3 haftadan kısa süren, sekelsiz ya da tama yakın iyileşme gösteren minör nörolojik disfonksiyonlardır (7,8).
- 3- İlerleyen (progressive) stroke: Akut olarak ortaya çıkan ilk belirtilere hastanın gözlendiği ilk 1-3 gün (bazılarına göre ilk hafta) içinde yeni nörolojik belirtiler eklenir veya ilk belirtiler ağırlaşır. İnfarktın genişlemesi veya hematomun büyümesine bağlı olabilir (7,8).
- 4- Yavaş (slow) stroke: Nadir bir klinik sendrom olup egzersiz sonrası alt ekstremitte ve proksimal üst ekstremitede ortaya çıkan güçsüzlük ile karakterizedir. İKA'ı oklüde olan hastalarda görülür (8).
- 5- Yerleşmiş (completed) stroke: Belirti ve bulgular hastanın gözlendiği 1-3 günde stabil kalır veya biraz iyileşir. Nörolojik defisitler genellikle 3 haftadan uzun sürer, az-çok sekel bırakır. Uzamış iskeminin sonucu olarak nöron kaybı yani serebral infarkt mevcuttur (7,8).

2.4 ATEROSKLEROZ VE KAROTİS ARTER STENOZU

Kardiovasküler hastalıklar, birçok gelişmiş toplumda ölüm nedenleri arasında ilk sıralarda yer almakta olup bu hastalıkların da çoğunun sebebi ateroskleroz ve komplikasyonlarıdır. Ateroskleroz serebral tromboembolik olayların %90'ında altta yatan sebep olup, karotis arter hastalığı embolik stroke'ların primer kaynağıdır.

Ateroskleroz

Ateroskleroz, büyük elastik arterleri (ör. aorta ve iliak arterler) ve orta çaplı musküler arterleri (ör. koroner arterler, karotis) etkileyen patolojik bir prosestir. Damarın intima tabakasına plazma lipidleri, konnektif doku fiberleri ile lokal ve dolaşımdaki hücrelerin akümüülasyonu ile karakterize dejeneratif bir prosestir. Ateroskleroz; stenoza yol açan plak formasyonu, ülserasyona sekonder ortaya çıkan trombozis ve distal damarlara embolizasyon, arteriyel dilatasyon ve fuziform anevrizma oluşumu gibi değişik şekillerde ortaya çıkabilir.

Patofizyoloji ve Etyoloji

Lipid Metabolizması

Diyetle lipidlerin özellikle de kolesterol ve satüre yağların fazla alınmasının aterosklerotik lezyonların gelişiminde önemli rolü olduğu epidemiyolojik ve deneysel çalışmalarla kanıtlanmıştır. Kolesterol, fosfolipidler ve trigliseridler apolipoproteinlere bağlanarak

karaciğerden dolaşıma verilirler. Çok düşük dansiteli lipoproteinler (VLDL), düşük dansiteli lipoproteine (LDL) çevrilir ve arteriyel intima ile büyük ve orta çaplı arterlerin düz kas hücrelerindeki reseptörlere tutunurlar.

Patoloji

Aterosklerozun temel özelliği arter duvarında plazma lipidlerinin anormal birikimidir. Aterosklerotik plak birçok evrede gelişir.

- Başlangıç lezyonu (intimal kalınlaşma): Aterosklerozda ilk lezyon intima tabakasında lipid birikimi ve buna karşı gelişen sellüler reaksiyondur. Hücresel değişiklikler, intimada grup oluşturmuş lipid ile dolu makrofajlar ile sınırlıdır.
- “Fatty streaks” (yağlı çizgilenmeler): İntimal yağlı çizgilenmeler makroskopik olarak görülebilen ilk lezyonlardır. Yağlı çizgilenme ve hafif intimal kalınlaşma dışında bu evredeki histolojik değişiklikler minimaldir. Primer lipid komponenti kolesterol esterleridir. Bu lezyonlar lümeni daraltmaz ve ülser olmazlar. İleri dönem lezyonların yağlı çizgilenmelerden farkı; ileri lezyonlardaki lipid miktarının daha fazla ve ekstrasellüler olmasıdır.
- Fibröz ateromatöz plaklar: Aterosklerozun temel lezyonudur. Komplike olmayan fibröz plaklar intakt endotel ile çevrili düzgün eksantrik lezyonlardır. Çıplak gözle lümene protrüde beyaz-sarı bir lezyon olarak izlenir. Üç majör komponenti vardır:
 - (a) Hücreler: Düz kas hücreleri, monositler, makrofajlar, diğer lökositler
 - (b) Konnektif doku: Kollajen, elastik lifler ve proteoglikanlar
 - (c) İntra ve ekstrasellüler lipid depozitleri

Plağın içinde lipid materyal, kolesterol, sellüler debris, lipid-laden köpük hücreleri, fibrin ve diğer plazma proteinleri nekrotik bir kor oluştururlar. Neovaskülarizasyon plağın perifer kısmındadır. Bu anormal damarlar rüptüre olarak plak içi kanama ve ülserasyona yol açarlar. Kalsifikasyon komplike plakların başka bir özelliği olup lezyonun yüzeysel ve derin kısmını kapsayabilir.

Karotid plak rüptürleri plağın üst kısmındaki fibröz tabakanın parçalanması ile ortaya çıkar. Böylece distal intrakranial dalların arterioarterial embolizasyon yolu ile oklüzyonuna yol açan nekrotik doku salınımı gerçekleşir. Rüptüre olan bölge ayrıca arteriyel trombozise yol açan trombosit ve fibrin agregasyonunu kolaylaştırır. Ülser plak içindeki girdap oluşturan yavaş akım trombositlerin agregasyonuna neden olur; intermittant Bernoulli etkisi ise agregatları ana arterdeki hızlı kan akımına yönlendirir.

Etyoloji

Aterosklerozu açıklamak için 3 hipotez ileri sürülmüştür.

- (a) Lipid hipotezi: Bu hipotez intimada LDL kolesterol birikimine yol açan yüksek plazma LDL düzeylerinin aterosklerotik hastalık ile ilişkili olduğunu öne sürer.
- (b) Vasküler hasara cevap hipotezi: Bu hipoteze göre aterosklerotik hastalık, trombosit agregasyonu ve plak formasyonuna neden olan fokal endotelial değişiklik veya intimal hasar ile başlar.
- (c) Birleşik teori (unifying theory): Bu iki hipotezin kombinasyonudur. Yani endotelial hasar LDL gibi makromoleküller için artmış permeabilite ile birliktedir.

Yerleşim

Plak formasyonlarının arteriyel bifurkasyon bölgelerinde yerleşmesi lokal hemodinamik etkilerin de bu oluşuma katkısı olduğunu göstermektedir. Boyunda, plaklar daha çok büyük damarların orijininde, AKA bifurkasyonunda ve proksimal İKA'de yerleşim gösterirler. Bulbus düzeyinde akımda meydana gelen değişiklikler, staz, "shear stress" osilasyonları bu düzeyde aterom plaklarının yüksek oranda görülme nedenlerinden bir kısmını açıklamaktadır. İntrakranial aterosklerotik plaklar ise sıklıkla kavernoöz İKA segmentinde (karotis sifonu) ve majör damar bifurkasyonlarında (baziler arter bifurkasyonu gibi) görülmektedir (6,9,24).

2.5 KAROTİS ARTER STENOZU TANISINDA KULLANILAN GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMLERİ

2.5.1 İNDİREKT YÖNTEMLER

2.5.1.1 OKÜLOPLETİSMOGRAFİ (OPG): Oftalmik arterlerin arteriyel sistemik basınçlarını ölçer ve sistolik basınçlar ile puls varış zamanları arasındaki farklılığın analizini yapar. Akımda bir asimetri ya da sistolik puls varışında bir gerileme olması, karotiste akım sınırlandırılması olduğunun göstergesidir (11,12). Kontrendikasyonları arasında glokom, retina dekolmanı, yakın zamanda geçirilmiş göz operasyonu veya travma, lens implantı sayılabilir (8).

2.5.1.2 PERİORBİTAL BİDİREKSİYONEL DOPPLER: Frontal ve supraorbital arterler incelenerek orbita çevresindeki akım yönü ve kontralateral ve ipsilateral kompresyonla Willis poligonundaki akım değerlendirilir (8,11,12).

2.5.1.3 TRANSKRANİAL DOPPLER: Bazal serebral arterlerdeki akım yönünü ortaya koymak için kullanılır. Temporal kemik yolu ile orta serebral arter, anterior serebral arter,

posterior serebral arter ve İKA'in terminal kısmı; foramen magnum yolu ile vertebral arterler, baziler arter ve orbita yolu ile karotis sifonu değerlendirilir (8). Willis poligonundaki kollateral akım yolları saptanabilir, majör intrakranial damar oklüzyonu ekarte edilebilir. Subaraknoid hemorajiye sekonder gelişen intrakranial vazospazmın gösterilmesinde ve intrakranial embolilerin değerlendirilmesinde yararlıdır (11,12,13). Ancak olguların %35'inde non-diagnostik olması, akustik pencere sorunu (%20'sinde başarısız sonuç verir), operatör bağımlı olması gibi sınırlamaları nedeni ile kullanımı yaygın değildir (8,13).

2.5.2 DİREKT YÖNTEMLER

2.5.2.1 DİJİTAL SUBTRAKSİYON ANJİOGRAFİSİ (DSA)

Kanın ve içinden aktığı damarsal yapıların yoğunlukları, çevre yumuşak doku yoğunluklarından çok farklı olmadığı için X-ışınlarını absorbe etme özellikleri de farklı değildir. Bu nedenle direkt grafi ile damarların görüntülenmesi olanaksızdır. Anjiyografide amaç; incelenmesi istenen damara direkt ponksiyon ya da kateter yardımıyla yüksek yoğunluklu kontrast madde verilerek grafilere görünür hale getirmektir. Kontrast maddenin damardan geçişi sırasında seri grafilere alınır. Elde edilen bu grafilere damarlar ile çevre yapılar (kemik ve yumuşak dokular) birlikte görüntülediğinden süperpozisyonlar nedeniyle grafilere değerlendirilmesi zor olmaktadır. Bu zorluk 1980'li yılların başında kullanıma girmesinden bu yana, hem teknolojisi hem de uygulama alanı çarpıcı bir şekilde gelişme gösteren Dijital Subtraksiyon Anjiyografisi (DSA) ile ortadan kalmıştır (5,10,15,55). DSA, dijital floroskopi sistemi kullanılarak verilerin dijitalize edildiği, görüntülerin bir kez elde edildikten sonra rekonstrüksiyona tabi tutulabildiği, imajların subtraksiyon işlemi sonucunda sadece incelenecek bölgedeki damarın kontrastlı görüntüsünden ibaret olduğu, zaman, kullanılan film ve kontrast madde açısından maksimum tasarrufun sağlandığı anjiyografi yöntemidir (16). DSA, bir "sayısal çıkartma anjiyografisi" olup elde edilen görüntü, "sayısal bilgi" şeklindedir. Bilgisayarların, analog görüntüleri sayısal (dijital) hale çevirme ve hafızalarında saklama özelliklerinden faydalanarak matematiksel bir desen haline getirilen görüntüler üzerinde, büyütme (zoom), uzunluk ölçümü, görüntülerin birbiri ile toplanarak bir bütün olarak gösterilmesi, "pixel shift", istenilen görüntüyü mask seçme (remasking) ve damar kenarlarını netleştirme gibi çeşitli uygulamalar yapılabilir (15). İncelenecek bölgede, görüntülenecek damar dışında, başta kemik olmak üzere tüm süperpozisyonları ortadan kaldırmak için uygulanan çıkartma yöntemi, fotografik ve elektronik olmak üzere 2 teknikle gerçekleştirilmektedir (16).

Fotografik çıkartma 5 aşamada gerçekleştirilir. İlk basamakta incelenecek olan bölgenin direkt röntgenogramı çekilir. Daha sonra çekilmiş bu radyogram fotoğraf tekniği ile pozitif röntgenograma çevrilir. Üçüncü aşamada vasküler yapı içine kontrast madde verilerek incelenen bölgenin tekrar bir röntgenogramı çekilir. Dördüncü basamakta ise kontrastlı olarak çekilen röntgenogram ile ikinci basamakta pozitif dönüşürülmüş röntgenogram üstüste gelecek şekilde yerleştirilerek tekrar bir film çekilir. Bu işlem sonucunda üzerinde sadece damarın kontrastlı görüntüsünün bulunduğu, aynı anatomik yapıların, negatif-pozitif fotoğraf tekniği ile birbirinin imajını sildiği bir grafi elde edilmiş olur (16).

Elektronik çıkarma, görüntülerin analog olarak değil, dijitalize edildikten sonra birbirinden çıkarıldığı tekniktir. Geçici, enerji ve hibrid subtraksiyon başlıkları altında toplanmaktadır. Geçici (temporal) subtraksiyon, enerji subtraksiyon yöntemine göre tek kV kullanımı ile gerçekleştirilmesi, normal X-ışını demeti filtrasyonunun yeterli oluşu yönleri ile farklılık gösterir. Temporal subtraksiyon, hareket artefaktlarının görüntülere olumsuz etkisi ve imaj sayısının sınırlılığı açısından dezavantajlar içermesi yanında, basit aritmetik görüntü subtraksiyon teknikleri ile çalışabilmesi ve kemik yapıların tümüyle subtrakte edilebilmesine imkan sağlaması bakımlarından da avantajlar taşır. En yaygın kullanılan geçici elektronik çıkarma tekniği, “mask-mode” ve “time interval difference” (TID) adları altında başlıca iki şekilde uygulanmaktadır (16).

Mask-mode yönteminde, damar içine kontrast madde verilmeden önce, incelenecek olan bölgenin görüntüsü elde olunarak bilgisayara kaydedilir. Buna mask görüntü denir. Daha sonra, incelenecek damar içine belirli bir hızda kontrast madde gönderilirken ilgili bölgenin çok kısa zaman aralıklarında imajları alınarak bilgisayarda toplanır. Daha sonra yine bilgisayar aracılığı ile arka arkaya toplanan görüntülerden herbiri (frame) ilk olarak kaydedilen mask görüntüden çıkarılır. Geriye yalnızca dinamik olaylar, hareketli yapılar yani kan akımı ile sürüklenen kontrast madde, kısaca damarlar kalır (15,16). Mask imajdan sonra elde edilmeye başlanan imajlar arasında hasta hareketinden kaynaklanan artefaktlar oluşabilmektedir. Bu artefaktlara hatalı kayıt yani “misregistration” artefaktları adı verilmektedir. Bu artefaktlar, görüntülerde aynı yapıların birbirleri üzerine çakışmamasına ve istenilen çıkarmanın gerçekleştirilememesine neden olacaktır. Bu problem, mask görüntünün, damar içine kontrast madde verilimi bittikten sonra tekrarı ile aşılmaya çalışılmaktadır (16).

TID yöntemi, kontrast madde verilmesi esnasındaki çok kısa bir zaman aralığında, çok sayıda imajın elde olunmasına imkan veren bir tekniktir. Kısa sürede elde edilen çok sayıdaki imajların herbir frame’i ayrı bir hafıza adresine kaydedilir. Kaydedilen imajlar tek tek ya da 2-4’lü gruplar şeklinde bir önceki imajlardan çıkarılarak görüntüler oluşturulur. Bu yöntem

hareket artefaktlarının önüne geçmek için özellikle kalp gibi hareketli oluşumların ve kardiyak damarların görüntülenmesinde kullanılmaktadır (16).

DSA, intravenöz (IV DSA) ve intraarteriyel (IA DSA) olmak üzere iki şekilde yapılabilir. Uygun yöntemin seçiminde klinisyenin kararı değil, anjiyografiyi yapacak olan radyologun yol gösterici önerileri dikkate alınmalıdır.

IV DSA, periferik ya da santral olarak enjekte edilen kontrast maddenin pulmoner dolaşım sonrası sol ventrikülden çıkışı ve periferik dağılışının dijital bir görüntü sistemi ile seri olarak algılanması esasına dayanır. Periferik enjeksiyon, antekübital venadan branül ile girilerek yapılan enjeksiyondur. Antekübital veya femoral venadan kateter konularak sağ atriuma girilerek yapılan enjeksiyona ise santral enjeksiyon adı verilir. IV DSA'nın çok emniyetli bir yöntem olması (emboli riski ve diğer komplikasyon oranı düşüktür), kolay ve poliklinik hastalarına uygulanabilir olması, IA DSA'ya göre ucuz olması gibi avantajlarının yanısıra; kullanılan kontrast maddenin periferik alanlara ulaşmaya kadar yaklaşık 10-20 kez dilüe olması nedeniyle fazla kontrast madde kullanılması (kardiyak ve renal patolojisi olanlarda kullanılamaz), non-selektif inceleme olması (inceleme bölgesindeki arterlerin dolması ile süperpozisyon oluşur), allerji oranı yüksekliği, inceleme sonrası anjina ve konjestif kalp yetmezliklerinin görülebilmesi, %20 yanılma payının olması, görüntülerdeki spasyal rezolüsyon (ayrıntı seçebilme) düşüklüğü ve görüntülerin hareket ve solunum artefaktlarından fazlasıyla etkilenmesi gibi sınırlamaları da mevcuttur (15).

IA DSA'da artere giriş yeri olarak femoral veya aksiller arter seçilerek, Seldinger tekniği ile kateter yerleştirilip istenilen arter bölgesine ulaşılır, buradan non-selektif enjeksiyon yapılarak tüm çevre damarlar görüntülenebildiği gibi, uygun kateterler kullanılarak istenilen damarın içine girilerek selektif inceleme de yapılabilir. IA DSA'da konvansiyonel anjiyografiye oranla daha az (yaklaşık ¼ oranında daha az) ve dilüe bir kontrast madde kullanılır, ayrıca kateter incelenmek istenen bölgeye yerleştirildiği için "delay time" (gecikme) sözkonusu değildir. Kontrast madde enjeksiyonu ile birlikte seri çekim başlayabilir. DSA'da görüntüler anında incelenebildiği için kısa sürede işlem tamamlanır. Kateterin ince olması ve kısa süre kalması ile hasta daha az travmatize olur. İşlem sonrası 4 saat kadar gözlem altında kalan hasta, herhangi bir sorun yoksa evine gönderilebilir. IA DSA, yaşlı ve kooperasyonu bozuk hastalarda uygulanabilir; kardiyak, pulmoner ve renal patolojiler uygulamaya engel teşkil etmez; damar patolojisi şüphesi fazla olan özellikle TIA öyküsü ve anormal nörolojik bulgusu olan, anjiyografi sonucunda cerrahiye verilme olasılığı yüksek olgularda endikedir. IA DSA; IV DSA'nın tüm avantajlarına sahiptir; enjeksiyon ve çekim süresinin kısalığı hareket ve solunum artefaktlarını önler; allerjik reaksiyonlar daha azdır; ince kateterler kullanılabilir;

kontrast madde çok az ve dilüe edilerek kullanılır; gerektiğinde selektif çalışma olanağı vardır; görüntü kalitesi mükemmel olup yanılma payı çok azdır. Sınırlamaları arasında; arteriyel invaziv ve mutlaka doktor tarafından uygulanması gereken bir inceleme olması ve stroke ve arteriyel komplikasyon olasılığı sayılabilir. (5,15,16,55).

Serebrovasküler Anjiyografi

Serebrovasküler anjiyografi ilk kez 1927 yılında, beyin tümörlerini karotis artere direkt kontrast enjeksiyonu ile lokalize eden Moniz ile başlamıştır. 1953 yılında Seldinger öncülüğünde başlayan modern vasküler anjiyografi, günümüzde daha az toksik kontrast ajan geliştirilmesi, hızlı film değiştirme, mekanik kontrast enjektörleri, kateter ve “guidewire” (kılavuz tel) tekniklerindeki ilerlemelerle belirgin bir gelişme göstermiştir. Non-iyonik (düşük osmolariteli) kontrast maddelerin allerjik reaksiyon oranı iyoniklere göre daha azdır, ayrıca düşük nefrotoksitesi ile renal yetmezlikli hastalarda da kullanılabilmesi nedeni ile tercih edilmektedir, ancak iyoniklere göre maliyeti daha yüksektir (5,55). Serebrovasküler hastalıklar denilince arkus aortadan ayrılan boyun ve kafa içine dağılan arterlerdeki patolojiler anlaşılır. Boyun arterlerinin tümünün incelenmesi “*Dört damar anjiyografisi*” olarak adlandırılır. Serebrovasküler hastalıklarda en seçkin inceleme yöntemi IA DSA’dır. Giriş yeri olarak en çok femoral arter yolu tercih edilmektedir, ayrıca brakial ya da aksiller yaklaşım da kullanılmaktadır. Yetişkinlerde ve 20 kg’ın üzerindeki çocuklarda 18 Gauge iğne kullanarak “single-wall” (tek duvar) ya da “double-wall” (çift duvar) Seldinger tekniği ile artere giriş yapıldıktan sonra “sheath” (introducer) ve kılavuz tel aracılığı ile 5F veya 6F çok delikli pig-tail kateter, abdominal aorta yolu ile arkus aortaya ulaştırılır. Buradan yapılacak non-selektif, saniyede 15-20 ml (toplam 25-30 ml) kontrast enjeksiyonu ile sağ anterior oblik (RAO) ve sol anterior oblik (LAO) projeksiyonlarla arkus aorta ve tüm dallarını aynı anda göstermek olasıdır. Ayrıca selektif olarak da sağ ve sol karotis ile vertebral artere özel kateterlerle girilerek (Head Hunter, Cobra, Simmons, 45 vb) çok az miktardaki kontrast madde ile daha ayrıntılı bilgi elde edilebilir (5,6,15). AKA ve İKA için önerilen kontrast dozları; AKA için 4-5 ml/sn (toplam 8-10 ml), İKA için 3-5 ml/sn (toplam 6-8 ml) dir (5,6,55). Aterom plağı düşünülen olgularda grafilerin farklı pozisyonlarda alınması ile arterin her bölgesi gösterilebilir. Karotis ve vertebral arter sistemlerinin boyun parçalarında oluşan arterioskleroz ve buradan kopan emboliler beyin infarktının en sık nedenleri arasındadır. Bu nedenle TIA ve vertebrobaziler hastalıklarda DSA endikasyonu vardır. Arterlerin arkus aortadan çıkış yerleri, karotis bifurkasyonları ve damarların boyun parçaları IA DSA ile ayrıntılı bir şekilde incelenebilir. Buralarda oluşabilecek aterom plakları ve darlıklar değişken pozisyonlarda alınan grafilerle ortaya konabilir (5,6,15,55).

Serebrovasküler Anjiyografi Komplikasyonları

Serebral anjiyografinin en önemli komplikasyonu stroke'tur. Genellikle aterosklerotik plaktan kopan emboliler, kateter veya kılavuz tel üzerinde gelişen pıhtılar ya da kontrast ile birlikte pıhtı, partikül ve hava enjeksiyonuna bağlı olarak gelişir. Ayrıca kateter veya kontrast enjeksiyonuna bağlı oluşan travma intimal flap kaldırabilir ve bu da emboli ya da oklüzyona yol açabilir. DSA ile geçici ve kalıcı nörolojik komplikasyon görülme oranı konvansiyonel anjiyografiye göre daha azdır (TIA %0.6, stroke %0.3). Girişim yeri (femoral, brakial, aksiller) ve kateter uygulamalarına bağlı komplikasyonlar arasında hemoraji, arteriyel obstrüksiyon, psödoanevrizma, arteriovenöz fistül, ekstremité amputasyonu sayılabilir. Hematom gelişimi en sık görülen giriş yeri komplikasyonudur (%10). Transfüzyon veya evakuasyon gerektiren ciddi hematomlar %0.5-2 oranında görülür. Hematomların çoğunun klinik önemi yoktur ve birkaç haftada kendiliğinden resorbe olur. Sinir hasarı çok nadirdir, ancak özellikle aksiller yaklaşımda brakial plexus hasarı çok ciddi bir durumdur. Hasar anestetik enjeksiyonuna, arteriotomiye veya hematoma sekonder olabilir. Ayrıca çok nadir olarak perkütan girişime bağlı enfeksiyonlar görülebilir (5,55).

Serebrovasküler Aterosklerozun Anjiyografik Bulguları

En sık luminal düzensizlik, değişik derecelerde stenoz, oklüzyon, trombozis, daha az olarak da elongasyon ve ektazi, fuziform genişleme ve anevrizma görülür.

Non-stenotik luminal düzensizlik en sık rastlanılan bulgudur.

Plak ülserasyonu ve lümen trombusu yüksek dereceli İKA stenozlarında serebral mikroembolinin en önemli kaynağıdır. Anjiyografinin ülserasyonu tespit sensitivitesi %53-%86 arasında değişmektedir.

Ateroskleroza bağlı stenoz genellikle progresiftir ve damarın oklüzyonu ile sonuçlanır. Çok yüksek dereceli stenozlar gecikmiş kontrast "wash-out"u ile birlikte yavaş antegrad akım özelliği gösterirler. Bu görüntü "string sign", "karotid slim sign", "karotid psödooklüzyon", "%99 stenoz" veya "preoklüzyon" olarak adlandırılır. Bu durumdan şüphelenilen olgularda, arteriyel patensi göstermek için geç fazda anjiyogramlar alınmalıdır, çünkü tedavi modalitesini etkileyebilecek bir durumdur.

Aterosklerotik plağın rüptürü, trombosit adezyonu ve trombozise yol açar.

Ektazi, elongasyon, tortuozite, fuziform genişleme; stenoz olmadan da normal yaşlanma sürecinde görülebilirler ve hem intrakranial hem de ekstrakranial damarları etkilerler.

Aterosklerotik anevrizmalar genellikle fuziformdur. Ekstrakranial anevrizmalar nadir olup en çok İKA'ı tutar. Rüptür, trombozis, emboli ve iskemik semptomlara yol açabilir, kitle etkisine neden olur (6,24).

2.5.2.2 RENKLİ DOPPLER ULTRASONOGRAFİ

Doppler görüntüleme cihazlarının temeli “Doppler etkisi” olarak tanımlanan bir fizik fenomene dayanmaktadır. Doppler etkisi ilk defa Avusturyalı fizikçi Christian Johann Doppler tarafından 1842 yılında tanımlanmıştır. C. J. Doppler, bir ışık kaynağı ile gözlemcinin birbirine doğru hareket etmesi durumunda gözlenen ışığın dalga boyunun kısaldığını, tersi durumda ise uzadığını farketmiştir. Aynı durum ses dalgaları için de geçerlidir. Ses kaynağı ile dinleyici arasında rölatif bir hareket olduğunda, dinleyici tarafından algılanan sesin frekansı, kaynak tarafından üretilen sesin frekansından farklıdır. Algılanan sesin frekansı, dinleyici ile üretici kaynağın birbirlerine yaklaşmalarına ya da uzaklaşmalarına bağlı olarak artar ya da azalır. Bu duruma örnek olarak tren düdüğünün sesinin tren yaklaşırken tizleşmesi, uzaklaşırken pesleşmesi gösterilebilir. Doppler etkisi veya “Doppler şifti” olarak adlandırılan bu fenomen sabit bir alıcı ve hareketli bir kaynak ya da hareketli bir alıcı ve sabit bir kaynak arasında oluşabilmektedir (16,17). Bu temele dayanarak, damarlarda akan kanın, içindeki şekilli elemanlarından yansıyan frekans değişiklikleri saptanarak, yönü ve hızı gibi özellikleri incelenebilmektedir. Doppler şifti:

$$FD = \frac{2V(F)}{C} \text{ eşitliği ile ifade edilebilir} \quad (\text{Denklem 1})$$

FD: Frekans değişikliği “Doppler şifti”, V: Kaynak ile yansıtıcı ortamın birbirlerine göre olan hızları, F: Kaynağın frekansı, C: Sesin ortamdaki hızı 1540 m/sn.

Bu eşitlik transduser frekansı (F) arttıkça belirli bir hız değeri için frekans değişikliğinin de artacağını göstermektedir.

Doppler şiftinin oluşabilmesi için ses demeti düzlemi ile, hareketli ortamın hareket yönü arasında belirli bir açı bulunmalıdır. Bu durumda Doppler şifti:

$$FD = \frac{2V(F)}{C} \cdot \cos\theta \text{ olarak formülize edilebilir.} \quad (\text{Denklem 2})$$

F: Transduser frekansı, C: Sesin ortamdaki hızı 1540 m/sn, V: Akım hızı, θ : Ses demetinin hareketli ortam düzlemi ile yaptığı açı.

Bu eşitlik gözönüne alındığında açının Doppler şiftini belirgin biçimde etkilediği görülmektedir. Ses demetinin damara dik açı ile ulaştığı durumlarda teorik olarak Doppler şifti sıfır olur ve hiç sinyal alınmaz. Doksan dereceye yaklaşan açılarda ileri ve geriye doğru akımı ayırma yetisi azalır ve bu açı değerlerinde genellikle hem pozitif hem de negatif

Doppler şiftleri (sıfır hattının altında ve üstünde aynı anda dalga formları) kaydedilir. Eğer ses dalgalarının oluşturduğu açı 90 dereceden fazla ise, açının kosinüsü negatiftir ve bu durumda akım, probdan uzaklaşıyor gibi algılanır. Ses demeti damar ile aynı doğrultuya getirilecek olursa, yani açı sıfır derece olursa ($\cos 0=1$) en yüksek Doppler şifti elde edilir ve açıdaki belirsizlik en aza indirgenmiş olur. Ancak bu kadar küçük bir açı teknik açıdan güçlük oluşturur. Ayrıca sadece damar içinde akımın var olup olmadığı araştırılacaksa açının fazla değeri yoktur.

Hız ölçümleri sırasında, Doppler açısının doğru olarak ölçülüp, gerekli düzeltmenin yapılması gerekir. Büküntülü damarlarda sürekli akım akım yönü değiştiğinden Doppler açısının ölçümü güçlük yaratmaktadır.

Doppler bilgisini frekans şifti cinsinden (kHz) gösteren cihazlar yanında artık birçok cihazda direkt cm/sn olarak hız verilmekte, açı düzeltmesi yapılabilmektedir. Uygun hız ölçümleri 30-60 derece arasındaki Doppler açılarında mümkün olmaktadır. Kanda ortaya çıkan frekansa bağımlı saçılma ve dokuda oluşan atenuasyon gibi faktörler, Doppler incelemesinin yapılacağı damarın ciltten uzaklığı ile yakından ilişkilidir. Bu durumda kullanılan transduserın frekans seçimi önem kazanmaktadır (16).

Doppler sistemlerini, CW Doppler, PW Doppler, dupleks Doppler, renkli Doppler ve Power Doppler başlıkları altında toplamak mümkündür.

CW (Continuous Wave) Doppler, sinüzoidal elektrik sinyalleri gönderen bir kaynak ve geri yansıyan dalgaları toplayan bir transduserdan oluşur. Frekans değişikliği işitilebileceği gibi kağıt üzerine de aktarılabilir. Bu cihazlarda üretilen yüksek frekanslı ses ve ekolar birbirine karışmadığından ve devamlı olduğundan ölçümler duyarlıdır, ayrıca yüksek akım hızları da ölçülebilmektedir. Ancak aksiyal rezolüsyonu olmaması önemli bir sınırlamadır, ses demeti boyunca yer alan damar profilleri birbirinden ayırtedilemez ve sesin nereden geldiği tespit edilemez.

PW (Pulsed Wave) Doppler sisteminde tek bir transduser pulslar halinde sıra ile ses demetini yayar, ardından gelen ekoyu toplar. Gönderilen ses dalgası ile geri dönen eko arasındaki gecikme sesin ortamdaki hızına ve yansıtıcı yüzeyin derinliğine bağlıdır. PW Doppler tekniğinin önemli bir sınırlaması “aliasing”tir. “Aliasing”, kan akım hızı, ses dalgası gönderme frekansı (Pulse Repetition Frequency-PRF), damar derinliği, transduser frekansı ve Doppler açısının belirlediği bir üst sınırın geçilmesi ile ortaya çıkar. Buna göre PRF’nin yarısı kadar bir frekans değeri doğru ölçülebilecek en yüksek frekanstır, bu değere *Nyquist limit* adı verilmektedir. Bir cihazda, PRF’nin her siklusta en az iki Doppler sinyali örnekleyebilecek kadar geniş olması gereklidir. Eğer PRF maksimum Doppler frekans sinyalinin iki katından az

ise “aliasing” oluşur. Bu durumda spektral görüntü, spektrumların tepeleri kesik ve ters yönde sıfır hattına eklenmiş olarak ortaya çıkar. Doppler açısını artırmak, gönderilen ses dalgasının frekansını azaltmak, PRF’yi artırmak, sıfır hattını aşağıya kaydırmak “aliasing”i önleyecektir (18).

Dupleks Doppler US: PW-Doppler cihazlarında belirli bir alandan hız ölçümü yapılabilmektedir. Sinyalin tam kaynağının saptanabilmesi için ekranda damarın gri skala görüntüsünün de olması gerekmektedir. Dupleks Doppler US cihazlarında PW Doppler teknolojisi ile B Mode gri skala US kombine edilmiştir. Bu cihazlarda Doppler örnekleme anatomik yapıların istenilen bir bölgesinden gerçekleştirilebilmektedir.

Renkli Doppler görüntüleme cihazları, yansıyan ekolardan hız bilgisini alıp, bunu konvansiyonel iki boyutlu görüntünün üzerine renk bilgisi olarak eklemektedir. Renk kodlaması yapılırken bir yöndeki akıma kırmızı, ters yöndeki akıma mavi renkte kod verilmektedir. Farklı renklerde yapılan kodlama akımın yönünü (proba yaklaşan akım kırmızı, uzaklaşan mavi vb), renklerin tonları ile yapılan kodlama ise akımın hızını (koyu ton yavaş akımı, açık ton hızlı akımı vb) belirlemektedir. Damar içinde görülen renkler faz şiftinin, renklerin tonu ise frekans şiftinin bir sonucudur.

Power Doppler; görüntünün, inceleme alanından elde edilen sinyallerin gücü doğrultusunda oluşturulduğu yeni geliştirilen bir Doppler tekniğidir. İlk kez 1994 yılında geliştirilen bu tekniğe US anjio veya renkli (color) anjio adları da verilmektedir. Power Doppler’de eko sinyallerinin gücü, örnekleme hacmi, örnekleme hacmindeki eritrosit yoğunluğu ve inceleme alanıyla transduser arasında kalan dokuların atenüasyonuna bağlıdır. Kodlama genellikle tek bir renk kullanılarak gerçekleştirilmektedir. Power Doppler, dupleks ve renkli Doppler’den farklı olarak akım yönü ve hız bilgilerini taşımaz. Doppler açısına bağlı olmadığından “aliasing” ortadan kalkmış, “noise” azalmıştır. Power Doppler, özellikle stenotik ve regürjitan jetlerin daha iyi karakterize edilmesinde, plasental ve fetal organlardaki kan akımlarının değerlendirilmesinde, tümöral neovaskülarizasyona bağlı yavaş kan akımlarının görüntülenmesinde, aterosklerotik plakların belirlenmesinde kullanılmaktadır (16) .

Doppler dalga formlarının kantitatif değerlendirilmesinde pik sistolik hız (PSH), diastol sonu hız (DSH) ve bir siklustaki ortalama hızdan (M) yararlanmak suretiyle bazı parametreler tanımlanmıştır. Bu parametreler vasküler akıma karşı direnci ortaya koymada ve organ perfüzyonunun değerlendirilmesinde önemli bilgiler vermektedir. Dokularda vasküler yatak direncinin belirlenmesinde rezistivite indeksi (RI), pulsatilite indeksi (PI) ve PSH/DSH oranı üzerinde durulmaktadır.

$$RI \text{ (rezistivite indeksi)} = \frac{\text{Pik sistolik hız} - \text{Diastol sonu hız}}{\text{Pik sistolik hız}} \quad (\text{Denklem 3})$$

$$PI \text{ (pulsatilité indeksi)} = \frac{\text{Pik sistolik hız} - \text{Diastol sonu hız}}{\text{Bir siklus süresindeki ortalama hız}} \quad (\text{Denklem 4})$$

Bu değerler PSH, DSH ve M değerleri ölçülerek belli formüller yardımı ile hesaplanabileceği gibi, yeni birçok cihazın soft-ware'i yardımı ile de otomatik olarak alınabilmektedir.

Doppler US'de Görülen Artefaktlar

Aliasing Artefaktı: Örnekleme hızının, ölçülecek Doppler şiftinin 2 katından az olduğu durumda akımların hatalı olarak ters yönde algılanması olan aliasing, filmlerde hızlı giden bir arabanın tekerleğinin geriye dönüyormuş gibi algılanmasına benzer bir sonuç doğurur.

Uygulama Açısına Bağlı Artefaktlar: Yüksek uygulama açılarında, düşük sinyal oranlarında ve yüksek "receiver gain" kullanıldığında Doppler spektrumunda 0 çizgisinin her iki tarafında da birbirinin ayna görüntüsü şeklinde hız eğrilerinin görülmesi, "mirror imaj" artefaktı olarak tanımlanır. Uygulama açısı ile ilgili diğer bir artefakt, sektör transduserlarda ses demeti ile cilt yüzeyi arasındaki açının merkezde yüksek, uçlarda giderek azalması sonucunda damarın bir uçta kırmızı, diğer uçta mavi renkte kodlanmasıdır.

Derinlik İkilemi Artefaktı: PRF'nin gereğinden daha yüksek seçildiği durumlarda ve/veya düşük frekanslı transduserlar kullanıldığında, derin dokulardan gelen sinyaller bir sonraki pulsun gönderilişinden sonra transdusera geri dönebilmekte ve gönderilen ikinci pulsun dönen sinyaliymiş gibi algılanmaktadır. Bu durumda algılanan sinyal, görüntünün yanıltıcı olarak daha yüzeyel konumda lokalize edilmesine neden olur. Bu artefaktı önlemek için, yüksek frekanslı transduser kullanılmalı, PRF normalden fazla arttırılmamalıdır.

B-Mode Benzeri Ayna Görüntüsü Artefaktı: İki güçlü yansıtıcı yüzey arasında sesin yansıması neticesinde, ekoların transdusera ulaşma sürelerinin farklılaşmasına bağlı olarak ortaya çıkar. Bu durumda incelenen yansıtıcı gücü yüksek objenin diğer yansıtıcı yüzeyin arkasında ayna hayali şeklinde görüntüsü oluşmaktadır. Bu tür artefaktlara daha çok subklavian, brakial, karotis arter incelemelerinde rastlanmaktadır.

"Color-Overwrite" Artefaktı: Akıma duyarlılığın arttırıldığı durumlarda ortaya çıkan ve hastanın hareketi veya solunumunun ortaya çıkardığı bir artefaktır. Yumuşak dokularda oluşan frekans şifti, çok yavaş olan akımların frekans şiftine yakın değerlerde olabilir ve cihaz tarafından renkli olarak kodlanır. Bu artefaktın tersi "color-out" artefaktı olup akıma duyarlılığın ileri derecede azaltıldığı durumlarda ortaya çıkmaktadır (16).

Karotis Arter İnceleme Tekniği

İnceleme hasta sırtüstü durumda yatariken, boynunu incelenecek tarafın karşısına çevirmiş durumda gerçekleştirilir. Boyun ince bir yastıkla yükseltilerek hiperekstansiyon durumuna getirilir, bu şekilde mandibuler açıdaki yumuşak dokuların vizualizasyonu kolaylaşır. İnceleme 7.5 MHz ve daha üzerinde yüksek rezolüsyonlu lineer problarla gerçekleştirilmelidir. Yüksek konumlu bifurkasyon durumlarında, boyun yapısı kalın ve obez hastalarda, ileri derecede büküntüler oluşturan İKA'lerin görüntülenmesinde, AKA orijin bölümleri ve brakiosefalik arterin görüntülenmesinde daha düşük frekanstaki konveks problardan yararlanılabilir. İnceleme klavikula düzeyinden başlanarak kranial yönde AKA, bulbus, İKA ve EKA'lerin transvers ve longitudinal planda taranması ile gerçekleştirilir.

Cihazın renk ve gain parametreleri artefakt oluşumunu engelleyecek ancak maksimum renk bilgisi verecek biçimde ayarlanmalıdır. Yüksek düzeydeki akım hızlarının ölçülebilmesi için PRF değerin de yüksek tutulması gerekir. Hız ölçümleri sırasında Doppler açısı 45-60 derece arasında olmalıdır (19,24).

Gri Skala Bulguları

İlk aşamada gri skalada arterlerin çapı, duvar kalınlığı, intimal yüzey ve plak varlığı araştırılır. Plak saptanması durumunda plağın lokalizasyonu, boyutları, yüzey karakteristiği, plak tipi ortaya konulur. Karotis arter duvarı sonografik olarak birbirine paralel iki ekojenik çizgi olarak görüntülenir. Dış yüzdeki ekojenik çizgi adventisya, iki lineer ekojenik çizgi arasındaki hipoekoik alan media tabakasıdır. Lümen yüzeyindeki ekojenik çizgi intima tabakası olarak değerlendirilmekle birlikte bu tabaka çok ince olduğundan "intimal yansıma" olarak değerlendirmek daha doğru bir yaklaşımdır. İntimal yansıma ince ve düz olup bu çizgideki kalınlaşma ve ondülasyon/düzensizlik subintimal yağ depolanması ve diğer patolojilere işaret eder. Karotis arter lümeni tümüyle anekoik olup herhangi bir ekojenisite içermemelidir (19,24).

Renkli Doppler Bulguları

İkinci aşama olan renkli Doppler incelemede transvers ve longitudinal planlarda arterlerin renk doluşlarının düzenli olup olmadığı araştırılır. Normalde karotis arterler laminar akım desenine sahip, homojen doluş gösteren tübüler yapılar olarak görüntülenir. Bulbus kesiminde türbülansa bağlı kısa süreli bir ters (reverse) akım izlenmesi gerekir. Bu bulgu normal olguların hemen tamamında izlenmekte olup görülememesi hemodinamik bozukluğa işaret etmektedir ve bulbusta gelişmekte olan aterosklerotik plağın erken bulgusudur (Şekil 2) (19,20,24).

Renk modunda plak bölgelerindeki fokal dolum defektleri, stenotik segmentteki lümen daralması, şiddetli stenoz durumlarında perivasküler saçılma ortaya konulmalıdır.

Aterom plaklarının lümende oluşturduğu daralma yüzdesi rezidüel lümen çapı ya da alanın tüm arter çapı ya da alanına oranlanması ile ortaya konulmalıdır (19).



Şekil 2. Normal karotis arterde izlenen akım dinamikleri. Fonksiyonel olarak bulbusta iki farklı kompartman bulunmaktadır: posteriorda izlenen yavaş retrograd akım ve anteriorda sistolle birlikte hız kazanan akım.

Doppler Spektrum Bulguları

Spektral analizde akım desenleri kalitatif ve kantitatif yönden değerlendirilir. Hız ölçümleri arterlerin normal çaplarında izlendiği, AKA'de bifurkasyonun 2 cm gerisinden, İKA ve EKA'de 2 cm ilerisinden yapılmalıdır (21). Normal olgularda sistolik ve diastol sonu akım hızlarının ölçülmesi yeterlidir. Darlık durumlarında stenoz düzeyi, stenoz öncesi/sonrasında ölçümler ve hız oranlamaları yapılmalıdır. Sistolik hız oranlaması darlık düzeyindeki İKA pik sistolik hızının ana karotis arter pik sistolik hız değerine; diastolik hız oranlaması İKA'de stenoz düzeyindeki diastol sonu hızın AKA'deki diastol sonu hıza oranlaması ile hesaplanır (19).

İKA, düşük rezistanslı bir yatağı beslediğinden, sistolde hızlı bir yükselme gösteren, sistolik tepenin hafifçe yuvarlak biçimde izlendiği, diastolik akımın ileri yönde olduğu bir akım deseni çizer (5,19).

EKA, yüz ve boyun bölgesindeki yüksek vasküler dirence sahip anatomik yapıların kanlanmasıyla sorumlu olduğundan akım deseni pulsatil olup sistolde hızlı ve keskin bir yükselme, diastolde keskin düşüş gösteren bir spektruma sahiptir. Yüksek dirençli vasküler

yatağın akım karakteristiği olarak diastolik hız giderek azalır hatta tümüyle sıfırlanabilir. Birçok dal vermesinden dolayı spektrumu kısmen irregülerdir (5,19).

Ana karotis arterin akım spektrumu hem İKA hem de EKA'nın akım karakteristiklerini taşır (5,19). Karotis arter rezistivite indeks değeri 0.5-0.75 arasında seyreder.

Spektral analiz sırasında spektral pencerenin de gözden geçirilmesi gerekir. Spektral pencerenin altında kalan bu alan normalde laminar akımın yansıması olarak açık olup sintilasyonlar içermez. Stenoz durumunda akımdaki türbülansa bağlı olarak bu alanda sintilasyonlar olmaya başlar, şiddetli stenozda spektral pencere tümüyle kapanır (19).

Renk modu ve spektral analiz sırasında İKA ve EKA ayırımı büyük önem taşımaktadır. İKA EKA'ye göre daha kalın olup daha posterolateralde seyreder. İKA servikal bölümde dal vermezken EKA'den yüz ve boyun bölgesinin önemli arterleri ayrılır. Renkli Doppler incelemede İKA'de kardiak siklus boyunca renk devamlılığı varken EKA'de intermittant renk doluşu gözlenir. Spektral incelemede İKA düşük dirençli bir akım desenine sahipken EKA yüksek dirençli bir akım deseni sergiler. Ancak ayırımı güç olan durumlarda "temporal tapping" manevrası ile ayırım yapılabilir. Bu manevrada, karotis arter akım desenleri kaydedilirken superfisial temporal arter trasesine parmakla küçük vurular yapılır. Sonuçta İKA trasesinde bir değişiklik izlenmezken, EKA akım trasesinde dalgalanmalar görülecektir (19,24).

Karotis Arterlerinde Ateromatöz Plakların Sonografik Özellikleri

Aterosklerotik plak özellikleri hemodinamik olarak belirgin stenoz olmasa bile persistan TIA'nın nedenini açıklamada yararlıdır. Örneğin, hemodinamik olarak sınırda bir aterosklerotik plağın ülserasyonu persistan semptomların sebebini ve konservatif tedavinin niçin yetersiz kaldığını açıklayabilir (5,19). Plak tiplendirmesinde farklı kriterler esas alınabilmektedir. Buna göre plakları homojen/heterojen, basit/kompleks, hipoekoik/ekojenik plaklar biçiminde değerlendirmek mümkündür (56-58).

Homojen plaklar: Damar duvarı çevresindeki yumuşak doku yapıları ile karşılaştırıldığında benzer ekojenisite gösterirler. Patolojik olarak yoğun konnektif doku içerirler. Yüzeyleri düzenli olup mural kalsifikasyon odakları içerebilirler.

Heterojen plaklar: En azından iyi sınırlı bir fokal düşük eko alanı içeren kompleks yapıda plaklardır. Genellikle bu düşük eko bölgeleri plak içi kanamaya aittir. İntimal yüzeyleri düzenli ya da irregüler olabilir.

Gray-Weale ve ark. aterom plaklarını gri skala incelemede ortaya koydukları ekojenisite bakımından 4 grupta incelemektedir (22). Buna göre;

Tip 1: Ekojenik ince kapsül yapısı gösteren ancak tümüyle sonolüsen (hipoekoik) plak.

Tip 2: Hemen tümüyle sonolüsen yapıda ancak küçük fokal ekojenik alan içeren plak.

Tip 3: Dominant olarak ekojenik yapıda ancak fokal sonolüsen alanlar içeren plak.

Tip 4: Tümüyle ekojenik plak.

Araştırmacılar çalışmalarında tip 1 ve tip 2 plakların heterojen plaklara karşılık geldiği ve plak içi kanamalar ve/veya ülserasyon içerdiği; tip 3 ve tip 4 plakların homojen plaklara karşılık geldiği ve temel olarak fibröz doku ve/veya kalsifikasyon içerdiğini bildirmektedirler (58). Bu sınıflamada sonolüsen alanlar plak içi kanama, lipid, kolesterol ya da proteinöz birikime işaret etmektedir. Tip 1 ve 2 plak tipi %70 ve daha üzerinde lümen daralması olan semptomatik hastalardaki stabil olmayan plak; tip 3 ve 4 plaklar ise genellikle asemptomatik yaşlı hastalarda görülen stabil, benign tip plaklar olarak tanıtılmaktadır.

Hipoekoik plaklar: Bu grupta “fibrofatty” yapıda plaklar yer almaktadır. Sonografik incelemede sternokleidomastoid kasın ekojenisitesine eşdeğer eko içeriğine sahiptir.

Hafif ekojenisitedeki plaklar: Kollajen lif içeriği fazla, lipid içeriği az olan plak tipleridir. “Fibröz plak” adı da verilmektedir. Sternokleidomastoid kasa oranla daha ekojenik ancak adventisyadan daha düşük eko yapısındadır.

Ekojenik plak: Plaklar üzerindeki hemorajik ve nekrotik alanların distrofik kalsifikasyonu sonucu oluşurlar. Kalsifikasyon fokal bir alanda olabileceği gibi diffüz de olabilir. Diffüz kalsifiye plaklarda emboli riski hemen hiç yokken fokal kalsifikasyon gösteren plaklarda her zaman için emboli olasılığı mevcuttur. Ayrıca stroke geçirmiş bir hastada emboli kaynağı olabilmesi açısından önem taşımaktadır.

Plak karakteristiklerinin ortaya konulması hem hastadaki mevcut tablonun açıklanması hem de medikal ya da cerrahi tedavi seçeneklerinin belirlenmesi bakımından önem taşımaktadır. Görüntüleme yöntemleri içinde karotis arter duvarının ve plak yapılarının ortaya konulması bakımından en duyarlı olanı ultrasonografidir. Ultrason takiplerinde bir plağın homojenisitesini yitirmesi, plak kompozisyonundaki değişiklikler plak içi hemorajiye bağlı hızla gelişebilecek ciddi bir stenozun ya da bir embolinin habercisi olarak değerlendirilmelidir (19).

Plak Yüzey Özellikleri

TIA ve stroke’un en sık görülen nedeni intrakranial vasküler yapıların embolik tıkanıklığıdır. Plak yüzeyindeki erozyonlar ve ülserasyonun embolinin en önemli kaynağı olduğu düşünülürse plak yüzeyi karakteristiğinin belirlenmesinin önemi anlaşılmaktadır.

Plak yüzeyindeki fokal çöküntü ve çatlak bölgeleri, damar lümeninden plak içine uzanan anekoik alanlar ve plak içine olan renk dolumları (girdaplar) bir plakta ülser geliştiğine işaret eden sonografik bulgulardır. Renkli Doppler ve Power Doppler incelemede plak içindeki

anekoik fokal alanlarda yavaş özellikte renk girdaplarının gösterilmesi ülserasyonun önemli bir bulgusu olarak kabul görmektedir. Spektral analizde ise ters yönde oldukça baskılanmış ve düşük amplitüdde bir akım örnekleri kaydedilir (19).

Plağın boyut ve yaygınlığı: Yüzey düzensizliği çoğu kez plağın farklı noktalarda farklı kalınlıkta ölçülmesine yol açar. Plakların oluşturduğu lümen daralmasının transvers kesitlerde değerlendirilmesi gerekir. Plakların sefalokaudal uzanımı ise longitudinal görüntülerde ortaya konabilir.

Hemodinamik olarak anlamlı stenozu olan hastaların endarterektomiden belirgin yarar sağlaması bakımından genel bir görüş birliği olmasına karşın stenoz derecelendirmesinde oldukça farklı yaklaşımlar mevcuttur. Sonografik olarak stenozların değerlendirilmesinde en pratik yöntem renk modunda gerçek lümen çapı/alanının tüm damar çapı/alanına oranlaması ile stenoz yüzdesinin hesaplanmasıdır. Düzensiz yüzeyli plaklarda ve kresentik biçimli plaklarda stenoz oranı tam gerçeği yansıtmazken, kalsifiye plakların arkasındaki yoğun gölgelenme stenoz oranının belirlenmesini olanaksız kılar. Stenoz oranının belirlenmesinde daha sıkça başvurulmuş ve daha güvenilir sonuçlar veren yöntem stenotik segmentteki PSH, DSH ölçümleri ile bu hızların ana karotis arterdeki PSH, DSH değerlerine bölünmesiyle elde edilen hız oranlamalarıdır. Moneta ve ark.nın önerdiği ve US ünitemizde de kabul gören parametreler tabloda gösterilmiştir (23) (Tablo 1).

Tablo 1:

Pik sistolik hız (cm/sn)	Diastol sonu hız (cm/sn)	Sistolik hız oranı	Diastolik hız oranı
0 (normal) > 25 < 110	< 40	< 1.8	< 2.6
1-39 (hafif) < 110	< 40	< 1.8	< 2.6
40-59 (orta) < 130	< 40	< 1.8	< 2.6
60-79 (şiddetli) > 130	> 40	> 1.8	> 2.6
80-99 (kritik) > 250	> 100	> 3.7	> 5.5
100 (oklüzyon)	-	-	-

Karotis arterlerde daralmaya yol açan patolojilerde preoklüziv dönemde kritik bir seviyeden sonra stenotik jet akım değil, düşük hız değerlerinde, düşük dirençli akım örnekleri karşımıza çıkar. Arter tümüyle oklüde olduğunda ise renk modunda ve spektral incelemede hiç akım saptanmaz (19, 24). Renkli Doppler ve Power Doppler uygulamaları ile preoklüziv dönem stenozla oklüzyon ayrımı %95-98 doğrulukla ayırtedilebilmektedir. Bu ayrımın önemi yüksek

dereceli stenoza olan hastalar endarterektomiden fayda görürken, oklüziv hastalarda endarterektominin etkinliğinin olmamasıdır (19,25). İKA tıkanıklıklarında dikkat edilmesi gereken önemli bir durum EKA ve dallarının yanlışlıkla İKA olarak yorumlanmasıdır. Özellikle uzun süreli İKA tıkanıklıklarında gelişen kollaterallere bağlı EKA ve dallarında düşük dirençli akım örneklerinin oluşması (internalizasyon) söz konusudur (19).

2.5.2.3 MAGNETİK REZONANS ANJİOGRAFİ (MRA)

Magnetik rezonans anjiyografi kanın hareketinden yararlanarak damarlar ve durağan dokuların ayırımını sağlayan bir görüntüleme yöntemidir. Esas olarak damarın anatomisini değil hareket eden kanın fizyolojisini gösterir. Çoğu zaman anatomi ve fizyoloji birbirleri ile uyumlu olmakla birlikte, düzgün hareketin kaybolduğu yerlerde (damar bifurkasyonları, darlıklar, genişlemeler) bu ilişki kaybolmaktadır. MRA'nın konvansiyonel anjiyografiye göre dezavantajını oluşturan bu özelliğini gidermek için kontrastlı MRA gibi farklı tekniklerin ortaya çıkışı gündemdedir. MRA'nın temelindeki teorisi, değişik MRA tekniklerinin birbirlerinden farklarını ve herhangi bir teknikte parametrelerin değiştirilmesinin görüntüye olan etkilerini anlamak için öncelikle MR akım fenomeninin anlaşılması gerekmektedir.

Rutin MR görüntülemelerde damarlar, içerdikleri kanın akım hızına bağlı olarak hipointens veya hiperintens izlenebilirler. Bir spin eko sinyalinin oluşması için protonlar 90 ve 180 derece RF (radyo frekans) pulslarına tabi tutulurlar. Bu RF pulsları belirli bir kesite gönderilir. Kesitteki durağan spinler spin eko oluştururken hareketli spinler yani akan kana ait protonlar kesit içinde spin eko oluşturmaya yetecek sürede kalamazlar ve sinyal kaybı meydana gelir. Yani hızlı akan kan “signal void” oluşturduğu için hipointens, yavaş akıma sahip venöz kan ise hiperintens görülür. Ancak bu görünüm sekansa ilişkin faktörlerden büyük oranda etkilenebilmektedir. Akım halindeki kanın oluşturduğu sinyal, ilgili damarın kesitin görüntüleme hacmi içindeki pozisyonuna, TR'ye (time to repeat), TE'ye (time to echo) ve kesit kalınlığına bağlı olarak değişir. Temelde, akan kanın spin-eko sekansında hipo, gradient-eko sekansında ise hiperintens olması beklenir. İntralüminal kontrastı etkileyen faktörler Tablo 2'de sıralanmıştır (26).

Tablo 2: Damar içindeki kanın intensitesini etkileyen faktörler:

HİPOİNTENS	HİPERİNTENS
Spin-eko (SE), fast spin-eko (FSE)	Gradient-eko
Presatürasyon	“Flow compensation”
Preinversiyon	Kısa TE
“Dephasing” gradientleri	Gadolinyum bileşikleri
Uzun TE	
Süperparamagnetik demir oksit	

Spin eko sekansında akan kandaki bu sinyal yokluğu kesit kalınlığı ince veya TE zamanı uzun seçildiği zaman daha belirgin olacaktır. Çünkü her iki durumda da kesitteki hareketli protonların kesit dışına çıkmaları daha kolay olmaktadır. FSE’de inceleme süresi SE’ye göre daha kısa olmakla birlikte 90 derece RF pulsu sonrası birden fazla 180 derece RF puls ile faz kodlama stepleri kodlandığından “signal void” yine belirgindir. Bu kontrastı belirgin hale getirmek amacıyla kesit içine girmekte olan protonları suprese etmek için ayrı bir RF pulsun kullanıldığı “presatürasyon”, kan protonlarının sıfır noktası için uygulanan “preinversiyon” veya “dephasing gradientleri” gibi teknikler mevcuttur (27,28).

Spin-eko sekansında akan kanın bu özelliklerine rağmen MRA görüntüsünün elde edilmesinde akan kanın çevre dokulara göre hiperintens gözükmediği sekansları kullanmak gerekir. Bu nedenle MRA’da gradient-eko sekansları kullanılır ve bu amaçla temelde üç yöntem mevcuttur:

- Saturasyon yöntemi: Tekrarlayan RF pulsları ile durağan yumuşak dokuların saturasyonu sonucu akıma bağlı parlaklaşmayı arttıran teknik. Örneğin “*time-of-flight (TOF) tekniği*”
- Çıkartma yöntemi: Farklı yönde simetrik gradient uygulayarak hareket eden kandaki faz kaymasından yararlanan teknik. Örneğin “*faz kontrast (PC) tekniği*”. Bu teknikte akım hızı ve debi gibi fizyolojik bilgiler elde edilir.
- Lümen boyama yöntemi (kontrastlı MRA): Paramagnetik kontrast maddenin incelenecek damardan geçişi esnasında görüntü alan teknik. Bu teknikte hareket bilgisi değil kontrast madde ile sinyali arttırılan kanın direkt görüntülenmesi yapılır.

a) Time-of-flight (TOF) MRA:

Gradient-eko sekansında sadece 90 dereceden küçük RF pulsu uygulanmaktadır. Spin eko sekansındaki 180 derece RF puls bu sekansta yoktur. TE kısa tutularak çok sayıda RF puls uygulandığında kesit içindeki tüm protonlar satüre olur (longitudinal magnetizasyonları azalır), ancak akan kan ile birlikte kesite yeni gelen protonlar satüre olmayacaklarından sabit dokulardan düşük sinyal alınmasına karşın vasküler yapılardan yüksek sinyal elde

edilecektir. Bu teknik akıma bağılı parlaklaşma (flow related enhancement) olarak bilinir. Vasküler yapılar ile sabit dokular arasındaki bu kontrast kan akımına dik olmak üzere ince kesitler alındığında daha belirgin olmaktadır, çünkü bu sayede RF pulsları arasında, RF pulstan etkilenen protonların kesit dışına çıkması ve yeni protonların girmesi daha kolaydır (kesit kalınlığı arttıkça kan akım hızına da bağılı olmak üzere vasküler yapıların içindeki protonların da RF pulsları ile satüre olma şansları vardır). Bunun dışında TR, TE ve sapma açısı (flip angle) değerleri, sabit doku-vasküler yapı kontrastının belirlenmesinde önemlidir. Örneğin sapma açısı küçük olduğunda sabit dokulardaki satürasyon miktarının azalmasına bağılı olarak, sapma açısı büyük olduğunda ise akan kandaki protonların satüre olma şansları artacağından elde edilen kontrast azalır. Bildirilen optimal TR değerleri 30-60 sn olup 30-60 gibi orta dereceli sapma açıları seçilmelidir (26,29,30,31).

Time-of-flight MRA'nın en büyük dezavantajlarından biri hareket halindeki kan protonlarının damar içindeki normal laminar akım profili bozulduğunda değişik yöne hareket sonucunda oluşan faz kaymasının (phase shift) oluşturduğu sinyal kaybıdır. Laminer akım profilinin bozulduğu durumlar arasında stenozlar, post-stenotik dilatasyonlar, anevrizmalar ve bifurkasyon noktaları sayılabilir. Buna "dephasing" denilmektedir. Spin eko sırasında protonların fazları ne kadar farklı ise sinyal kaybı da o kadar fazla olur. Yani yüksek hız ve/veya türbülans varlığında "dephasing" ortaya çıkar (32). Bu problemi ortadan kaldırmak için "flow compensation" tekniğı kullanılmaktadır. Bu teknikte faz kaymasına neden olan gradientin aksi yönünde çalışan ek bir gradient kullanılır, bu sayede gradient boyunca akıma bağılı olarak gelişen faz shifti önlenir (33). TOF MRA, 2D veya 3D olarak yapılabilir. Her iki teknikte elde olunan kesitsel görüntüler "post-processing" ile reformatlanarak konvansiyonel anjiyografideki benzer vasküler görüntüler oluşturulur. 2D TOF MRA'da kısa TR ve TE (sırası ile 50 ve 10 ms) ile orta dereceli sapma açısı (45 derece) ayarlanarak damar boyunca çok sayıda ardışık ince kesit alınır. Hızlı bir teknik olduğundan kan protonlarının çevre dokular gibi satüre olma olasılığı düşüktür ve vasküler yapılar yüksek sinyal intensitesinde gösterilebilir. Bu sayede yavaş kan akımına sahip vasküler yapılar bile (hatta BOS) görüntülenebilmektedir. Tekniğın dezavantajı ise kesit kalınlığının magnet ve gradient gücü ile sınırlı olması ve hareket artefaktlarına duyarlılıktır.

3D TOF MRA'da yine kısa TR ve TE (sırası ile 50 ve 4-8 ms) ile küçük sapma açısı (10-30 derece) kullanılır. Ancak görüntüleme hacmi bütün olarak uyarılır ve takiben kesit belirleme yönünde uygulanan faz kodlayıcı bir gradientle kesitlere bölünür. 3D tekniğinde sinyal-gürültü oranı yüksektir. Ayrıca ince kesit kalınlığına olanak verir ve hareket artefaktlarına duyarlılık düşüktür. Dezavantajları arasında incelemenin uzun olması ve inceleme hacmine

(slab) giren protonların çevre dokular gibi satüre olma riskinin bulunması sayılabilir. Bunun sonucu olarak iyi kontrast oluşabilmesi için akım hızının yüksek olması gerekir. 3D tekniğinin bu dezavantajını ortadan kaldırmak için MOTSA (multiple overlapping thin slab acquisition) tekniği kullanılmaktadır. Bu teknikle planlanan doku volümü daha küçük bölümler halinde incelenebilmektedir, ancak inceleme süresi uzamaktadır. Satürasyonu engellemek için kullanılan diğer yöntemler arasında değişken sapma açısı kullanarak yeterli büyüklükte longitudinal magnetizasyonu devam ettirmek veya magnetizasyon transfer pulslarının kullanılması sayılabilir. Bu pulslar aracılığı ile sinyal oluşturan mobil protonlar etkilenmeden mobilitesi sınırlı protonların ve sabit dokuların satüre olması sağlanır (34,35,36).

b) Faz-kontrast (PC) MRA:

Bir magnetik alan gradienti boyunca hareket eden spinler arasında ortaya çıkan faz şifti bu tekniğin temelini oluşturmaktadır. Tüm MR görüntülerinde RF pulsu ile transvers magnetizasyon oluşturulur. Bu transvers magnetizasyona akım kodlayıcı gradient pulsu gönderilirse spinin hızı ile doğru orantılı bir faz şifti meydana gelecektir. PC MRA'da hareketli spinlerin oluşan faz şifti ile durağan dokulardan ayırılması mümkündür. En basit akım kodlayıcı gradient bipolar gradient pulsudur. Bu pulsun birbirinden belli bir zaman aralığı ile ayrılmış, zıt polaritede fakat aynı güçte iki ayrı bölümü vardır. Bu teknikte görüntüler, gradient (+) ve (-) yönlerde çalışırken alınır. Bipolar gradient yalnızca spesifik akım karakteristiklerine bağlı olarak farklı bir faza ulaşmış hareketli spinleri etkiler. İmaj subtraksiyonu ile durağan dokulara ait sinyaller görüntüden silinir, böylece sadece vasküler yapılar görünür hale gelir. İnceleme süresi TOF tekniğine göre daha uzundur. PC MRA'da TOF tekniğinden farklı olarak akıma bağlı oluşan satürasyona karşı duyarlılık sözkonusu değildir, böylece yavaş kan akımlı vasküler yapılar TOF'dan daha iyi görüntülenir. Ayrıca bu teknik ile akım yönü ve hızı gibi fonksiyonel bilgiler elde edilebilmektedir. 2D, 3D ve sine-PC olmak üzere üç ayrı PC tekniği vardır (26,31,37).

c) Üç Boyutlu Kontrastlı MRA (3D-MRA)

3D kontrastlı MRA'nın yukarıda tanımlanan konvansiyonel MRA tekniklerinden en büyük farkı akıma veya faz şifti etkisine bağımlı bir teknik olmamasıdır. İntravenöz olarak verilen kontrast ajanın, istenilen vasküler bölgeden ilk geçişi sırasında görüntü alınması esasına dayanır. Gadolinyum bazlı paramagnetik kontrast ajanlar kanın T1 relaksasyon zamanını kontrastları ile doğru orantılı olarak kısaltırlar (Denklem 5) (38). Kanın T1 relaksasyon zamanının kısalması ile arteriyel kan ve çevredeki durağan dokuların T1 relaksasyon zamanları arasındaki farka dayalı görüntüler elde edilebilir.

$$\frac{1}{T1} = \frac{1}{1200ms} + R1 \text{ (Gd)} \quad (\text{Denklem 5})$$

R1:Gadolinyum şelatlarının T1 relaksivitesi, Gd: kandaki gadolinyum konsantrasyonu.

Paramagnetik kontrast ajanlar, sinyal-gürültü oranını artırıp akıma bağlı artefaktları azaltarak MRA imajlarının kalitesini yükseltmektedirler. Gadolinyumun T1 relaksasyon zamanını kısaltıcı etkisi sayesinde kesit sayısı azalırken daha geniş bir vasküler bölge taranabilmektedir. Böylece inceleme süresi de konvansiyonel MRA tekniklerine göre belirgin olarak kısalmaktadır (39). Üç boyutlu verilerin tamamı Fourier transformasyon sayesinde herbir kesitin rekonstrüksiyonu öncesinde toplanır. Bu nedenle de 2D incelemelerde ani hasta hareketi sadece ilgili kesiti etkilerken, 3D incelemede oluşan artefakt tüm 3D verilerine yayılır. Ancak ani hareket çok sayıda değilse ve santral k-space bilgilerinin toplanmasına denk düşmemişse görüntü kalitesini fazla etkilemez. Her vokselin MR verisinin tüm görüntüleri etkilemesi sinyal-gürültü oranını arttırarak yüksek spasyal rezolüsyon sağlar. Ayrıca 2D stratejileri ile kıyaslandığında 3D inceleme ile aynı kesit kalınlığında, gradientler üzerindeki stres daha az olduğundan daha kısa RF pulsları kullanılabilir. Bunun sonucunda TR kısılırken kesit kalınlığı da azalır ve saniyelerle ifade edilen kısa sürelerde çok geniş 3D volümleri taranabilir (29,38). İnceleme süresi denklem 6'daki gibidir (38).

$$\text{İnceleme süresi} = TR \times Y\text{-rez} \times Z\text{-rez} \times NEX \quad (\text{Denklem 6})$$

TR: Tekrarlama zamanı "time to repeat"

Y-rez: y eksenindeki faz kodlama basamakları sayısı (y rezolüsyon)

Z- rez: z eksenindeki faz kodlama basamakları sayısı (üç boyutlu volümdeki kesit sayısı)

NEX: İşlem sayısı "number of excitation"

TR'ın kısa oluşu sayesinde görüntü kalitesi artar. Optimal görüntü kalitesi için önerilen TR değerleri 3-7 msn, TE değerleri ise 1-3 msn'dir. Konvansiyonel MRA tekniklerinde damar içi yeterli sinyalin elde edilebilmesi için düşük sapma açıları kullanılır ve bunun sonucunda da RF pulslarının çevre dokulardan gelen sinyal satürasyonu yeterli olmayacağından çevre doku supresyonu azalır. Kontrastlı 3D MRA'da ise maksimum çevre doku supresyonu elde etmek için yüksek sapma açıları kullanılırken gadolinyum sayesinde yeterli damar içi sinyal eldesi mümkündür. Optimal görüntü kalitesi için önerilen sapma açısı 30-50 derece civarındadır (31,39).

Yeterli kalitede görüntü elde etmek için arteriyel kanın T1 relaksasyon zamanını çevre dokuların T1 relaksasyon zamanının altına çekecek miktarda paramagnetik kontrast madde enjeksiyonu gerekir. Bu sayede intravasküler kan ile çevre dokular arasında sinyal-gürültü

oranını artıran maksimal kontrast sağlanabilir. Çevre dokular içinde 270 ms ile T1 relaksasyon zamanı en kısa olan yağ dokudur. Bu nedenle enjekte edilen gadolinyum kanın T1 süresini 270 ms'nin altına çekmelidir (38). Yeterli arteriyel kontrastlanma elde edebilmek için arteriyel gadolinyum konsantrasyonunu etkileyen faktörler bilinmelidir (Denklem 7) (38).

$$\text{Arteriyel gadolinyum konsantrasyonu} = \frac{\text{Enjeksiyon hızı}}{\text{Kardiak output}} \quad (\text{Denklem 7})$$

Kontrast dozu ise enjeksiyon hızı ve süresine bağlıdır. Optimal görüntü kalitesi için önerilen kontrast dozu ve enjeksiyon hızı sırası ile 0.2 mmol/kg ve 2.5 ml/dk'dır. (29,38). Kontrast ajanların belirtilen dozlarının böbrek yetmezlikli olgularda dahi güvenle kullanılabileceği bildirilmektedir (40).

Kontrastın dozu ve enjeksiyon hızı kadar, enjeksiyonun başlama zamanının doğru belirlenmesi de önemlidir. Doğru zamanın belirlenebilmesi için iki yöntem kullanılmaktadır. Bu yöntemlerin ilki, test bolus enjeksiyonu ile kontrast maddenin periferik venöz sistemden, istenilen arteriyel sisteme geçiş zamanının saptanmasıdır. 3-5 ml civarında kontrastın bolus enjeksiyonunu takiben 40 saniye boyunca görüntülenmek istenen arteriyel segment düzeyinden her 1-2 saniyede bir sagittal-oblik planda 15-20 mm kalınlıkta kesitler alınır. Elde edilen görüntülerde vizüel inspeksiyon veya aralıklı sinyal intensite ölçümleri yapılarak kontrastın periferik venöz enjeksiyonu takiben istenilen arteriyel bölgeye geçiş zamanı belirlenebilir (38).

Kontrast geçiş süresinin hesaplanması için bizim çalışmamızda da kullanılan bir diğer yöntem otomatik tetiklemedir. Bu yöntemle kontrastın istenilen arteriyel bölgeye ulaştığı zamanı belirleyen bir puls sekansı kullanılır. Bu puls sekansının değişik ticari versiyonları mevcut olup çalışmamızda kullanılan form 1.5 Tesla Horizon magnet için geliştirilmiş olan "smart prep" (GE Medikal Sistemleri) dir. Bu sekansta operatörün belirlediği bir arteriyel segment "tracker" vokseli ile 20 ms aralıklarla örneklenir. Karotis arter incelemesinde bu segment karotis bifurkasyon düzeyidir (Şekil 1). Kontrastın bu bölgeye ulaşmasını takiben örnekleme hacmi içindeki sinyal katlanarak artar. Eşik değeri olan %20'lik bir sinyal artışı cihaz tarafından belirlenebilir. Kontrast bolusun cihaz tarafından istenilen segmente ulaştığının belirlenmesini takip eden 8-11 sn içinde karotis arterler, arkus aortadan çıkış düzeyinden intraserebral düzeye dek içeren bir görüntü hacminde (slab) 40 sn süresince tarama yapılır. Böylece sentrik kodlama ile kontrast bolusun arteriyel safhası ve santral k-space verileri senkronize edilmiş olur (38). Eliptik kodlama da 3D kontrastlı MRA'da kullanılan bir diğer k-space örnekleme tekniğidir.

Beyinde arteriyel-venöz sirkülasyon zamanı çok kısadır ve kan-beyin bariyeri gadolinyum şelatlarının ekstraksiyonunu önler. Bu nedenlerden dolayı, yakın komşuluğundaki karotis arterin vizüalizasyonunu güçleştiren juguler venöz dönüşten kaçınmak zordur. “Absolutely precisely timed” veya “time-resolved sekans” kullanılarak venöz dönüş gerçekleşmeden arteriyel faza ait imajlar elde edilebilir. Ayrıca post-processing (veri işleme) metodları ile rekonstrüksiyon yapılabilir. 3D kontrastlı MRA imajları koronal veya sagittal planlarda elde edilebilir. Koronal projeksiyonlar büyük damarların arkus aortadan ayrışımını göstermede önemlidir. Sagittal projeksiyonda tek karotis arter görüntü alanındadır. Aksiyal plan arkus aorta ve dallarını özellikle de subklavian arterin görüntülenmesinde faydalıdır (38).

3D kontrastlı MRA için kullanılan parametreler:

TR< 5 ms, TE< 2 ms, Flip (sapma) açısı= 30-45 derece, FOV (field of view)= 200x150x40 mm, matriks=512x256x48. Yapılan çalışmalarda 10 sn’lik acquisition zamanının venöz kontaminasyonu önlemek için yeterli olduğu belirtilmektedir (38).

Üç boyutlu kontrastlı MRA imajlarının post-processing’i birçok teknikle yapılabilmektedir; *imaj subtraksiyonu*, *MIP (maksimum intensite projeksiyonu)*, *herbir bölümün reformasyonu (reformatting individual sections)*, *Shaded-Surface Displays (SSD)*, *Virtual Intraarterial Endoscopy (VIE)* (38,41). Prekontrast imajların postkontrast imajlardan çıkarılması çevre durağan yapılar ve yağ dokusundan gelen sinyalleri azaltır. Ayrıca çıkarma işlemi stenoz bölgesinde MIP görüntülerinin kalitesini artırır. Çeşitli açılardan karotis arterleri değerlendirmek için 10 derecelik açılarla 19 MIP görüntüsü elde edilir. MIP görüntülere ek olarak, ham görüntüler değerlendirilir ve bifurkasyonu göstermek için oblik açılarda reformat görüntüler gerekebilir (38).

Kontrastlı 3D MR anjiyografik görüntüler değerlendirilirken tanıda yanılgılara neden olabilecek tuzak ve artefaktlarla karşılaşmak olasıdır. Bunlar şöyle özetlenebilir (38,42):

1- k-space’e bağlı intraluminal artefaktlar (MR acquisition zamanlaması ile ilgili hatalar):

a-Gecikmiş “acquisition” zamanı: MR arteriogramda değişik derecelerde venöz dönüş neden olur. Ham görüntülerde arterlerin vizualizasyonu engellenmez, ancak MIP imajlarda görüntü kalitesini düşürür. Venöz patensin araştırıldığı durumlarda bu tuzaktan faydalanılır. Ayrıca erken venöz dönüş görülmesi arteriovenöz fistüle de işaret edebilir (42).

b-Erken “acquisition” zamanı: İncelencek bölgeye bolus kontrast maddenin ulaşmasından önce imajların alınmaya başlanması Maki artefaktı denilen bir artefakta yol açar. Bu durumda damarların kenarları kontrastlanırken, santral kesimlerinde kontrast izlenmez. (42).

2- “Koil drop out”: Düşük seviyede arkus aorta veya yüksek omuzlu olgularda, koil duyarlılığı arkus aorta bölgesinde düşmeye başlar. Bu da, büyük damar orijinlerinin

değerlendirilmesini zorlaştırır. Ancak, boyun ve arkusu daha iyi kapsayan, yüksek sinyal-gürültü oranına sahip yeni koiller geliştirilmektedir (38).

3- *Venöz “susceptibility” artefakt*: Paramagnetik ajan önkol venlerinden hızlı bir şekilde enjekte edildiğinde, ipsilateral subklavian ya da innominate vende yüksek konsantrasyonda kalarak yakınındaki arterde sinyalleri baskılayan “susceptibility” artefaktına ve dolayısıyla yanlışlıkla stenoz ya da oklüzyon tanısına yolaçar. Büyük damar orijinlerinin görülmesini zorlaştıran sol brakiosefalik ven bölgesindeki artefaktan kaçınmak için sağ koldan enjeksiyon tercih edilmelidir. Ayrıca kontrast enjeksiyonunu takiben en az 20 ml salin flaş ya da enjeksiyon yapılan koldaki venlerin kontrasttan olabildiğince çabuk temizlenmesi için aynı taraf kolun elevasyonu da faydalıdır. Bu artefakt ayrıca enjeksiyon öncesi kontrast maddenin dilüsyonu ve mümkün olan en kısa eko zamanı kullanılarak da azaltılabilir (38,42).

4- *Mural veya Ekstraluminal Patolojilerin Görüntülenememesi*: Konvansiyonel anjiyografide olduğu gibi, 3D-MRA’da anevrizma çapı eğer mural trombus varsa normalden daha küçük ölçüme neden olur. Vaskülit, diseksiyon, intramural hematomlar 3D-MRA’da gözden kaçabilir. Bu yüzden incelemeye ek sekanslar dahil edilmelidir. Ayrıca yaygın kalsifiye ateromatöz hastalık da MR inceleme ile vizualize edilemez, bu da cerrahi ve girişimsel prosedürlerde komplikasyon riskini artırır (ör. emboli) (42).

5- *Stenoz Oranının Abartılı Ölçülmesi*: 3D-MRA’da daha az olmakla birlikte, tüm MR anjiyografik metodlarda, stenoz bölgesindeki türbulansa bağlı “spin dephasing” ve parsiyel volüm etkileri nedeniyle darlık oranı olduğundan yüksek ölçülür. Bu durumda ham görüntülerden faydalanılmalıdır (42).

6- *Metalik Artefaktlar*: “Susceptibility” artefaktları stenoz veya oklüzyonu taklit eden sinyal kayıplarına yol açar. Ayrıca slab dışında kalan damar segmenti de yanlışlıkla oklüzyon olarak yorumlanabilir (42).

7- *Psödofibromusküler Displazi*: İncelenecek damar çapına göre geniş piksel boyutlu düşük imaj rezolüsyonu seçilmesi damar kalibrasyonunun yanlış değerlendirilmesine neden olur. Görünüm fibromusküler displaziye benzer (42).

Kontrastlı 3D-MRA, operatör bağımlı olmayan, objektif ve hızlı uygulanabilir bir teknik oluşu ile birlikte karotis arter stenozu tanısındaki yüksek sensitivite ve spesifisite değerleri sayesinde oldukça popüler bir yöntem haline gelmiştir.

2.5.2.4 BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ ANJİOGRAFİ (BTA):

Yeni diagnostik modaliteler arasındadır. Deneysel çalışmalarda karotid bifurkasyonunu değerlendirmede US ve MRA’ye benzer sensitivite ve spesifisiteye sahip olduğu

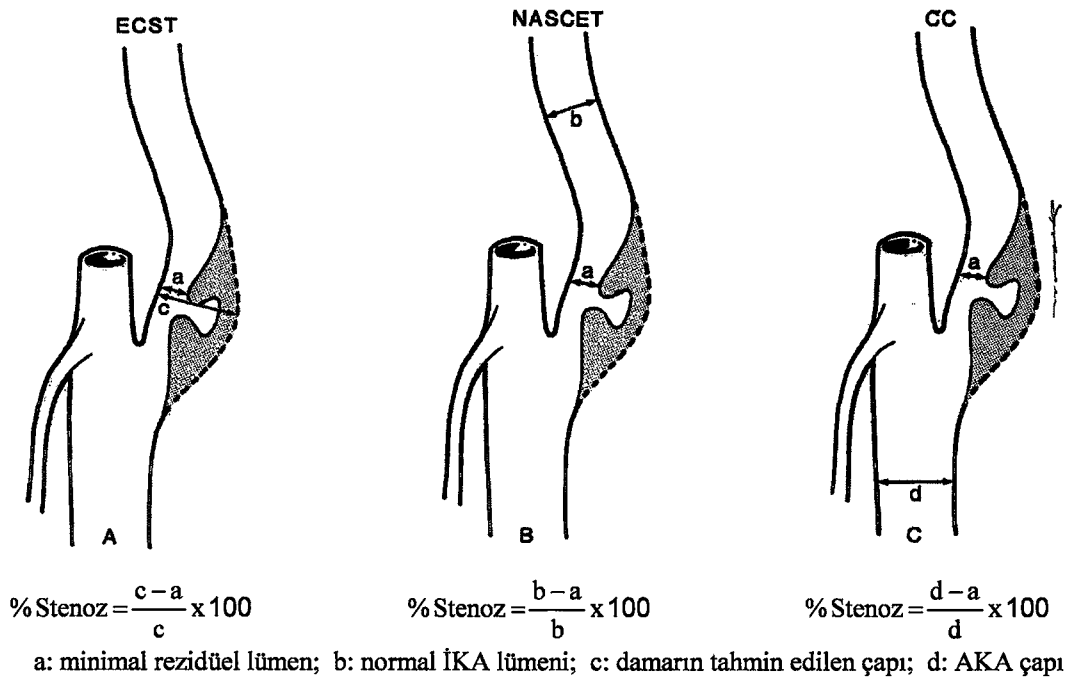
gösterilmiştir (5). Bolus tarzda IV kontrast madde enjeksiyonunu takiben gantri boyunca masa kaydırılır. Zamanlama çok önemlidir, kontrast maddenin kalp boşluklarında dilüsyonu nedeni ile kalbin atım volümünden etkilenir. BTA anatomik bilgi verir. Üç boyutlu rekonstrüksiyonlar ile rezidüel lümen ölçümleri yapılabilir. Kontrast allerjisi ve renal yetmezliği olan hastalarda uygulanamaması, tek bir inceleme sırasında damarın sadece küçük bir segmentinin incelenebilmesi, iyonize radyasyon kullanımı yöntemi sınırlayan faktörlerdir (13,14). Yoğun kalsifikasyon içeren plaklar yöntemin doğruluğunu azaltmaktadır (5). Ayrıca, kafa tabanındaki damarlar ve kavernöz sinüs bölgesi; kemik artefaktları ve kavernöz sinüsteki kontrast madde artefaktları nedeni ile değerlendirmesi zor olan bölgelerdir (5).

2.6 KAROTİS ARTER STENOZ ÖLÇÜMLERİ

North American Symptomatic Endarterectomy Trial (NASCET), European Carotid Surgery Trial (ECST) ve Asymptomatic Carotid Atherosclerosis Study (ACAS) çalışmaları karotis stenozunu doğru olarak ölçmenin gerekliliğini gösteren çalışmalardır. BTA, MRA ve US gibi noninvaziv yöntemler, karotis arter hastalığından şüphelenilen hastaların değerlendirilmesinde giderek artan bir önem kazanmalarına karşın, kateter anjiyografi hala “altın standart” yöntem olma özelliğini korumaktadır (6).

Ölçüm Metodları:

Şekil 3’de karotis stenozunun ECST, NASCET ve CC (Common Carotid) yöntemleri ile ölçümü gösterilmektedir.



Şekil 3.

ECST metodu: Minimal rezidüel lümen (MRL) ölçülür ve subjektif olarak tahmin edilen normal lümen çapı (NL) ile karşılaştırılır.

$$\%stenoz = \frac{(NL - MRL)}{NL} \times 100 \quad (\text{Denklem 8})$$

NASCET metodu: Bu sık kullanılan metod ACAS ve Veteran's Affairs Carotid Studies Group (VACSG) 'a benzerlik gösterir. Darlığın maksimum olduğu alan seçilir ve minimal rezidüel lümen (MRL) ölçülür. Daha sonra bulbus ilerisinde damar duvarlarının paralel duruma geldiği normal distal lümen (DL) ile karşılaştırılır.

$$\%stenoz = \frac{(DL - MRL)}{DL} \times 100 \quad (\text{Denklem 9})$$

“Common Carotid” Metodu (Karotid Stenoz İndeksi): Minimal rezidüel lümeni (MRL) normal distal ana karotis arter çapı (AKA) ile karşılaştırır.

$$\%stenoz = \frac{(AKA - MRL)}{AKA} \times 100 \quad (\text{Denklem 10})$$

Bazı araştırmacılar, CC metodunun daha güvenilir, teknik hata payının düşük ve dupleks inceleme ile daha korele olduğunu iddia etmektedir (6).

Diğer metodlar: Elektronik metodlar kullanılarak stenotik bölgedeki dansitometrik değişimleri ölçen ve “edge tracing” programları ile stenoz oranını otomatik olarak ölçen DSA programları mevcuttur.

NASCET sonuçları, %70-99 arasında yüksek dereceli İKA stenozu olan semptomatik hastaların cerrahi tedaviden fayda gördüğünü göstermiştir. Bu grup hastalarda karotid endarterektomi medikal tedavi ile karşılaştırıldığında ipsilateral stroke açısından 2 yıldan daha uzun bir sürede %17 oranında risk azalması sağlar. ACAS çalışması ise, cerrahi ile birlikte medikal tedavinin, tek başına medikal tedavi ile karşılaştırıldığında asemptomatik, %60 ve üzerinde stenozu olan olgularda stroke riskini belirgin olarak azalttığını ortaya koymuştur (5 yıl içinde ipsilateral stroke gelişme riskinde %5.9 azalma) (6,19).

2.7 TEDAVİ SEÇENEKLERİ

Karotid endarterektomi (KEA): Karotis sifon stenozlarında ve aynı damarda birden fazla stenotik segment varlığında (tandem stenoz) efektif değildir. Endike olduğu olgu grubu yüksek dereceli stenozu olan veya maksimum medikal tedaviye yanıtı olmayan orta dereceli

stenozu olan olgulardır. Eğer yeni geçirilmiş major serebrovasküler olay söz konusu ise medikal stabilizasyon sağlanıncaya kadar KEA ertelenmelidir. Kontrendikasyonları, düşük dereceli stenoz (<%30) ve yeterli maksimum medikal tedavi görmemiş orta dereceli stenoz olgularıdır. Komplikasyonları arasında; hipertansiyon (en sık), hiperperfüzyon sendromu, hipotansiyon, myokard infarktüsü (ikinci en sık), nörolojik defisitler, sinir hasarları, postoperatif tromboz, hematom sayılabilir (6, 60).

Anjioplasti ve stent: Ateroskleroz, vaskülit, fibromuskuler displazi, diseksiyon, radyasyon vaskülopatisi, Takayasu arteriti ve cerrahi tedavi sonrası AKA, İKA, EKA'de gelişen kritik karotis stenozlarında (%70 ve üstü) uygulanabilir. Prosedür öncesi ve sonrasında antiplatelet medikasyon gereklidir. Komplikasyon riski düşük olup potansiyel komplikasyonlar arasında diseksiyon, vazospazm, trombus formasyonu ve oklüzyon sayılabilir (6,61).



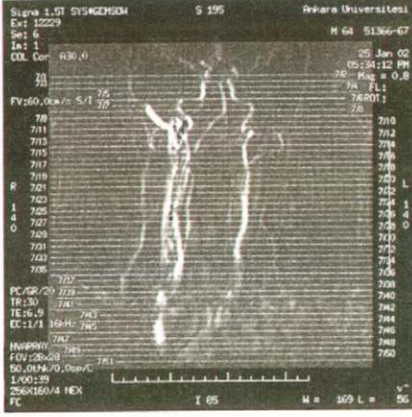
3- MATERYAL ve METOD

Mart-Kasım 2001 tarihleri arasında, karotis arter stenozu ön tanısı olan semptomatik 20 olgu çalışma kapsamında incelendi. Olguların 15'i erkek, 5'i kadındı. Yaşları 33-80 arasında değişmekte olup yaş ortalaması 55.85 idi. Olguların klinik yakınmaları ve semptomları arasında başağrısı, TIA öyküsü, hemipleji, hemiparezi, hemihipoestezi, geçici görme kaybı, dengebozukluk, vertigo mevcuttu. Çalışma kapsamındaki 20 olgunun herbirinde AKA, İKA, EKA olmak üzere toplam 120 karotis arter incelendi. Olguların tümüne Doppler US, 18 olguya DSA ve 16 olguya MRA yapıldı. Ondört olguda ise her üç görüntüleme metodu ile inceleme yapıldı (120 karotis arterin tümü Doppler US, 108'i DSA, 96'sı ise MRA ile değerlendirildi). Çalışmaya dahil edilen incelemelerin hepsi optimal kalitede olup değerlendirmeyi güçleştirebilecek teknik ya da hasta kaynaklı artefakt kaydedilmedi.

Sonografik inceleme Toshiba SSA 270A ve 380A Renkli Doppler Ultrasonografi cihazları ile lineer array 7.5 MHz'lik prob ile yapıldı. Yüksek bifurkasyonlu olgularda ise 3.75 MHz'lik proba başvuruldu. İncelemeye sağda trunkus brakiosefalikus, solda klavikula düzeyinden başlanarak kraniale doğru sırayla AKA, ayrışım düzeyi, İKA ve EKA'lar incelendi. İlk önce B-mode US ile (gri skala) aksiyal ve longitudinal planlarda intimal kalınlaşma ve düzensizlikler, plakların yeri, büyüklüğü ve morfolojik özellikleri (fatty, fibrofatty, komplike) saptandı. Renk modunda damarda akımın lümeni doldurma paterni, plak saptanan bölgelerde jet veya türbülans akım varlığı ve darlık bölgesinde rezidüel lümen çapının o bölgedeki total damar çapına oranlanması ile stenoz dereceleri belirlendi. Spektral incelemede uygun Doppler açısı ayarlanarak stenotik alanda pik sistolik hız, diastol sonu hız değerleri ölçüldü ve İKA/KA pik sistolik ve diastol sonu hız oranları hesaplandı. Yapılan spektral stenoz değerlendirmeleri Tablo 1'de Moneta ve ark.'nın literatürde sunduğu değerlendirme parametrelerine göre düzenlendi.

Oklüzyon tanısı ise; gri skalada lümen ekojenitesinde artış, Renkli ve Power Doppler'de renk modu ve spektral incelemede akım saptanmaması, tıkanıklığın proksimalindeki İKA bölümü ve AKA'de karşı tarafla kıyaslandığında yüksek dirençli, düşük hızlı hatta diastolik komponenti negatif yönde akım örnekleri alınması esasına dayanarak konuldu.

MR anjiogramlar 1.5 Tesla Signa Horizon görüntüleme sisteminde (GE Medical Systems, Milwaukee, Wisconsin), 3D-FSPGR (three-dimensional fast spoiled gradient recalled echo) puls sekansı kullanılarak, arkus aortadan karotis sifona kadar koronal planda elde edildi (Şekil 4). Kontrast madde otomatik power enjektör (Medrad, Spectris) yardımı ile antekubital



Şekil 4. Koronal planda arkustan karotis lümenine yerleştirilen “tracker” vokseli gösterilmesi.



Şekil 5. Bifurkasyon düzeyinde AKA lümenine yerleştirilen “tracker” vokseli görülüyor.

Blo 3: Kontrastlı karotis arter 3D-MRA incelemesinde kullanılan parametreler:

Puls sekansı	3D-FSPGR
Görüntüleme düzlemi	Koronal
Koil tipi	“NVARRAY” (nörovasküler array)
TR (time to repeat) (msn)	4
TE (time to echo) (msn)	1.6-2
Flip angle (sapma açısı)	30
FOV	32x19
Kesit kalınlığı (mm)	2.4-3
Slab (görüntüleme) hacmi	Optimize
Matriks	256x128
Kesit sayısı	76
NEX (number of excitations)	0.75
Süre (sn)	9-11
Kontrast miktarı (ml)	20
Enjeksiyon hızı (ml/sn)	2.5

plus test uygulamasına gerek kalmadan sistem yazılımında mevcut olan “smart prep”
otomatik tetikleme fonksiyonu ile AKA ayrışım yeri düzeyinde intraluminal işaretleme
pılarak kontrast maddenin karotis arterlerde optimal düzeyde yakalanması sağlandı (Şekil
. İnceleme esnasında hastalara nefes tutturulmadı. Toplam 40 saniye süren sekansta, 9-11

saniye içinde elde edilen ham görüntülerden multiplanar reformasyon ile MIP (maksimum intensite projeksiyon) görüntüler oluşturuldu.

Kateter anjiyografi tetkiki DSA ünitesinde (Multistar T.O.P. Siemens Medical Systems, Erlangen, Germany) gerçekleştirildi. Femoral arter yolu kullanılarak öncelikle arkus aorta tetkiki gerçekleştirildi. LAO ve RAO projeksiyonlarla supraaortik ana arterlerin çıkış düzeyleri değerlendirildi. Daha sonra Simmons serebral kateter (SIM 1, Torcon NB Advantage, Williamcook, EuropeA/S, Bjaeverskov) ile bilateral karotis arterler selektif olarak kateterize edilip saniyede 2 görüntü alarak, lateral ve oblik olmak üzere en az iki projeksiyonda imaj elde edildi. İncelemelerde non-iyonik kontrast madde kiloya uygun dozda (maksimum doz 100 ml) otomatik enjeksiyon cihazı ile verildi. Stenoz derecesi kateter ve MR anjiyogramlarda NASCET yöntemine göre, yani maksimum stenotik alandaki rezidüel lümen çapının bu düzeyin distalinde damar duvarlarının paralel duruma geldiği normal damar çapına oranı şeklinde değerlendirildi (6).

Saptanan patolojiler stenoz ve oklüzyon olarak 2 ana gruba ayrıldı. Stenoz grubu da %0-39, %40-59, %60-79 ve %80-99 olmak üzere 4 alt gruba ayrılarak değerlendirildi. Renkli Doppler incelemede darlığa neden olmadığı saptanan plaklar, intimal kalınlaşmalar ile anjiyografide saptanan, darlığa neden olmayan duvar düzensizlikleri ve normal olarak değerlendirilen arterler %0-39 grubuna dahil edildi. EKA patolojilerinde stenoz derecesi sonografik olarak Renkli Doppler bulguları ile değerlendirildi. Diğer patolojiler her bir incelemede ayrı ayrı ölçülerek neden oldukları darlık derecesine göre sınıflandırıldı. Ayrıca sonuçlar NASCET'e göre sınır değer olarak kabul edilen %70 ve üzeri darlıklar ile %70 altı darlıklara göre sınıflandırıldı.

Her üç inceleme sonuçları da birbirinden bağımsız olarak değerlendirildi.

Daha sonra Doppler US ve 3D-MRA sonuçları, altın standart DSA ile kıyaslanarak her iki incelemenin karotis arter stenozunu saptamadaki sensitivite, spesifisite ve uyumları McNemar, Kappa ve Spearman's korelasyon testleri ile belirlendi.

4- BULGULAR

Çalışma kapsamına alınan olguların demografik verileri ve her üç inceleme metodu ile saptanan stenoz oranları Tablo 4’de sunulmaktadır.

Anjiyografik olarak incelenen 108 karotis arterin 86’sı (%79.7) normal olarak değerlendirilirken, 22’si (%20.3) patolojik bulundu. Patoloji saptanan arterlerin 16’sında (%72.7) stenoz, 6’sında (%27.3) oklüzyon söz konusu idi. Stenozların 13’ü İKA’de, 3’ü EKA’de belirlendi. AKA’de hemodinamik bozukluğa yol açan stenoz saptanmadı. Stenoz oranları göz önüne alındığında, patolojilerin 6’sı (%27.2) %40-59 grubunda, 5’i (%22.7) %60-79 grubunda ve 5’i de (%22.7) % 80-99 grubunda belirlendi. Oklüzyonların hepsi İKA’de idi (5’i sağda, 1’i solda).

Sonografik olarak incelenen 120 arterin 92’si (%76.7) normal olarak değerlendirilirken, 28’inde (%23.3) patoloji saptandı. Patolojik arterlerin 7’sinde (%25) oklüzyon, 21’inde (%75) stenoz belirlendi. Stenozlardan 3’ü AKA’de, 3’ü EKA’de, 15’i ise İKA’de idi. Stenoz oranları göz önüne alındığında, patolojilerin 6’sı (%21.4) %40-59 grubunda, 6’sı (%21.4) %60-79 grubunda ve 9’u da (%32.1) %80-99 grubunda belirlendi.

MRA ile incelenen 96 arterin 76’sı (%79.2) normal, 20’si (%20.8) patolojik olarak değerlendirildi. Stenozların 3’ü EKA’de, 12’si ise İKA’de idi. Stenotik arterlerin 5’i (%25) %40-59 grubunda, 4’ü (%20) %60-79 grubunda, 6’sı (%30) %80-99 grubunda saptanırken, 5’i ise (%25) oklüziv olarak değerlendirildi.

Tablo 4: Çalışma kapsamındaki olguların demografik verileri ve DSA, Doppler US ve MRA’da ölçülen stenoz değerleri

Olgular	Sağ İKA			Sol İKA			Sağ EKA			Sol EKA			Sağ AKA			Sol AKA		
	DSA	US	MRA	DSA	US	MRA	DSA	US	MRA	DSA	US	MRA	DSA	US	MRA	DSA	US	MRA
AK 56 y	100	100	100	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	50	N	N	N	N
MT 60 y	100	100	100	45	50	50	N	–	N	N	–	N	N	–	N	N	–	N
ZA 33 y	N	N	N	35	55	30	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
ÜE 42 y	N	N	N	N	N	N	N	N	N	95	80	90	N	N	N	N	N	N
MA 48 y	97	100	90	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
HS 68 y	60	60-70	70	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
DK 44 y	100	100	100	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
SŞ 60 y	100	100	100	90	80	90	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
DF 58 y	N	N	N	50	50	50	75	80-99	78	N	N	N	N	50	N	N	50	N
AA 56 y	40-50	70	63	40	80-99	53	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
YS 65 y	55	60-70	55	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
ES 80 y	N	N	N	65	80-99	70	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
HY 64 y	N	N	N	50-60	70	56	N	N	N	90	85	90	N	N	–	N	N	–
EB 44 y	–	95-99	100	–	N	N	–	N	N	–	N	N	–	N	N	–	N	N
Sİ 64 y	–	94	90	–	N	N	–	N	N	–	N	N	–	N	N	–	N	N
CÖ 46 y	60-70	65-70	–	N	N	–	N	N	–	N	N	–	N	N	–	N	N	–
HA 68 y	N	N	N	99	90	90	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
KU 36 y	N	N	–	N	N	–	N	N	–	N	N	–	N	N	–	N	N	–
EV 65 y	62	63	–	100	100	–	N	N	–	N	N	–	N	N	–	N	N	–
BD 60 y	100	100	–	N	N	–	N	N	–	N	N	–	N	N	–	N	N	–

Bu bulguların ışığında, iki non-invaziv metodun saptadığı sonuçların DSA'ya göre dağılım ve uyumlulukları Tablo 5 ve 6'da, birbirleri ile dağılım ve uyumlulukları ise Tablo 7'de sunulmaktadır.

Tablo 5: Karotis arter patolojilerinin Doppler US ve DSA'ya göre dağılım ve uyumlulukları

Doppler US'de saptanan stenoz dereceleri (%)	DSA'da saptanan stenoz dereceleri (%)				
	0-39	40-59	60-79	80-99	100
0-39	82	-	-	-	-
40-59	4	2	-	-	-
60-79	-	3	3	-	-
80-99	-	1	2	4	-
100	-	-	-	1	6

Tablo 6: Karotis arter patolojilerinin MRA ve DSA'ya göre dağılım ve uyumlulukları

MRA'da saptanan stenoz dereceleri (%)	DSA'da saptanan stenoz dereceleri (%)				
	0-39	40-59	60-79	80-99	100
0-39	66	-	-	-	-
40-59	-	5	-	-	-
60-79	-	1	3	-	-
80-99	-	-	-	5	-
100	-	-	-	-	4

Tablo 7: Karotis arter patolojilerinin MRA ve Doppler US'ye göre dağılım ve uyumlulukları:

Doppler US'de saptanan stenoz dereceleri (%)	MRA'da saptanan stenoz dereceleri (%)				
	1-39	40-59	60-79	80-99	100
1-39	72	-	-	-	-
40-59	4	2	-	-	-
60-79	-	2	2	-	-
80-99	-	1	2	5	1
100	-	-	-	1	4

DSA ve Doppler US ile incelenen 108 arterin 97'sinde (%89.8) Doppler US sonuçları DSA ile uyumlu bulunurken, 11'inde (%10.2) farklı sonuç vermiştir.

DSA ve MRA ile incelenen 84 arterin 83'ünde (%98.8) MRA sonuçları DSA ile uyumlu bulunurken 1'inde (%1.2) farklı sonuç saptanmıştır.

Üç yöntem birlikte değerlendirildiğinde 84 arterin 73'ünde (%86.9) aynı sonuçlar belirlenirken, 11'inde (%13.1) farklı sonuca ulaşılmıştır.

Dolayısıyla; lezyonları saptamada DSA ile Doppler US %89.8, DSA ile MRA %98.8, MRA ile Doppler US %88.5 uyumlu bulunmuştur.

Bu değerlerden yola çıkarak McNemar ve kappa testleri ile herbir stenoz derecesi için sensitivite ve spesifisite hesaplandı. Buna göre Doppler US için hesaplanan değerler Tablo 8'de, MRA için hesaplanan değerler Tablo 9'da verilmiştir.

Tablo 8: Doppler US için hesaplanan sensitivite, spesifisite, PPD, NPD, κ ve p değerleri

Stenoz Oranları (%)	Sensitivite (%)	Spesifisite (%)	PPD	NPD	κ	P
0-39	100	95.3	84.6	100	0.89	<0.001
40-59	100	95.7	80	100	0.87	<0.001
60-79	100	96.9	78.6	100	0.86	<0.001
80-99	100	99	85.7	100	0.92	<0.001
Oklüzyon	100	99.1	85.7	100	0.91	<0.001

Tablo 9: MRA için hesaplanan sensitivite, spesifisite, PPD, NPD, κ ve p değerleri

Stenoz Oranları (%)	Sensitivite (%)	Spesifisite (%)	PPD	NPD	κ	P
0-39	100	100	100	100	1	<0.001
40-59	100	98.6	92.3	100	0.95	<0.001
60-79	100	100	100	100	1	<0.001
80-99	100	100	100	100	1	<0.001
Oklüzyon	100	100	100	100	1	<0.001

PPD: Pozitif prediktif değer, NPD: Negatif prediktif değer

Farklı stenoz derecelerinde Doppler US'nin ve MRA'nın sensitivitesinin %100; Doppler US'nin spesifisitesinin %95.3-%99.1, MRA'nın spesifisitesinin ise %98.6-%100 arasında değişmekte olduğu saptandı.

Spearman's korelasyon testinde herbir inceleme için birbirleri ile karşılaştırıldıklarında kuvvetli pozitif korelasyon belirlendi (Tablo 10).

Tablo 10. DSA-Doppler US; DSA-MRA ve MRA-Doppler US için Spearman korelasyon testi ile belirlenen uyumluluk değerleri

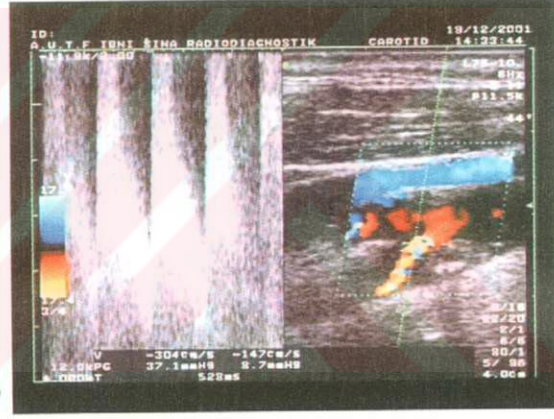
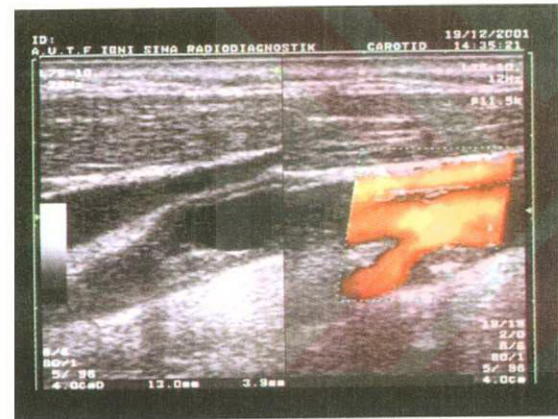
	r	p
DSA-Doppler US	0.92	0.001
DSA-MRA	1.00	0.001
MRA-Doppler US	0.80	0.001

Kritik stenoz değeri NASCET'e göre %70 olarak kabul edilip ölçülen stenoz oranları %70 ve üzeri ile %70 altı olarak tekrar sınıflandırıldığında ise, %70 ve üzeri için Doppler US'nin sensitivitesi %100, spesifisitesi %94.8, $k=0.80$, $p<0.001$; MRA'nın sensitivitesi %100, spesifisitesi ise %97.3, $k=0.89$, $p<0.001$ olarak belirlendi.

5- OLGU ÖRNEKLERİ

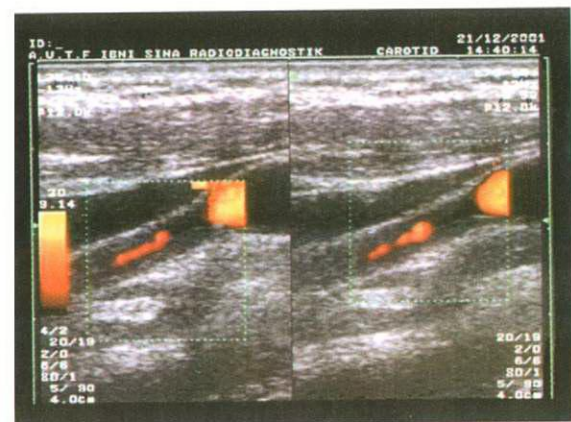


Resim 1. İKA'de, neden olduğu stenoz derecesi rezidüel lümen alanının tüm damar lümen alanına oranlanması ile elde edilen eksantrik yerleşimli aterom plağı izleniyor (tüm damar lümen alanı 42 mm², gerçek lümen alanı 7 mm², tıkalı damar alanı 35 mm², stenoz = 35/42 = %83)

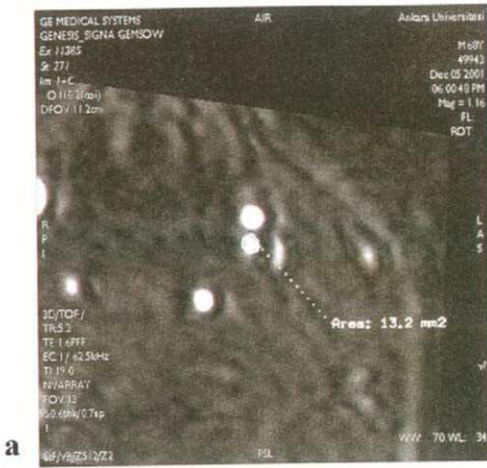


Resim 2.a. Bifurkasyon düzeyinde posterior duvarda, İKA'ya uzanım gösteren kısmen kalsifiye aterom plağı mevcut.

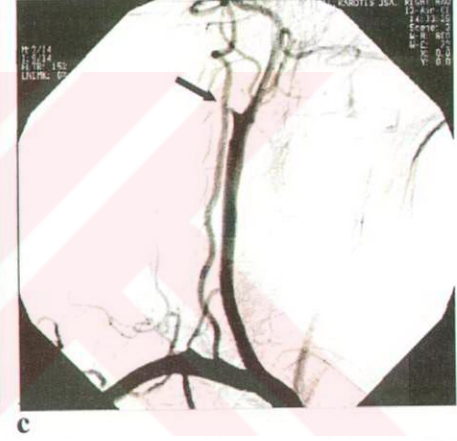
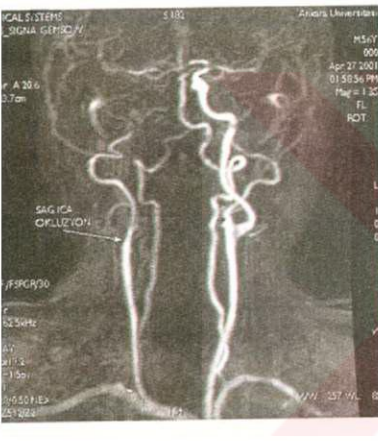
Resim 2.b. Spektral analizde İKA'de %80'in üzerinde lümen daralmasına yol açan şiddetli stenoz mevcut (sistolik akım hızı 304 cm/sn, diastolik akım hızı 147 cm/sn).



Resim 3.a, b. Preoklüziv stenoz örneği. İKA'de renk modunda arter lümeninde çok zayıf akım, spektral analizde ise oldukça düşük hızlarda, basıklaşmış akım deseni görülüyor.



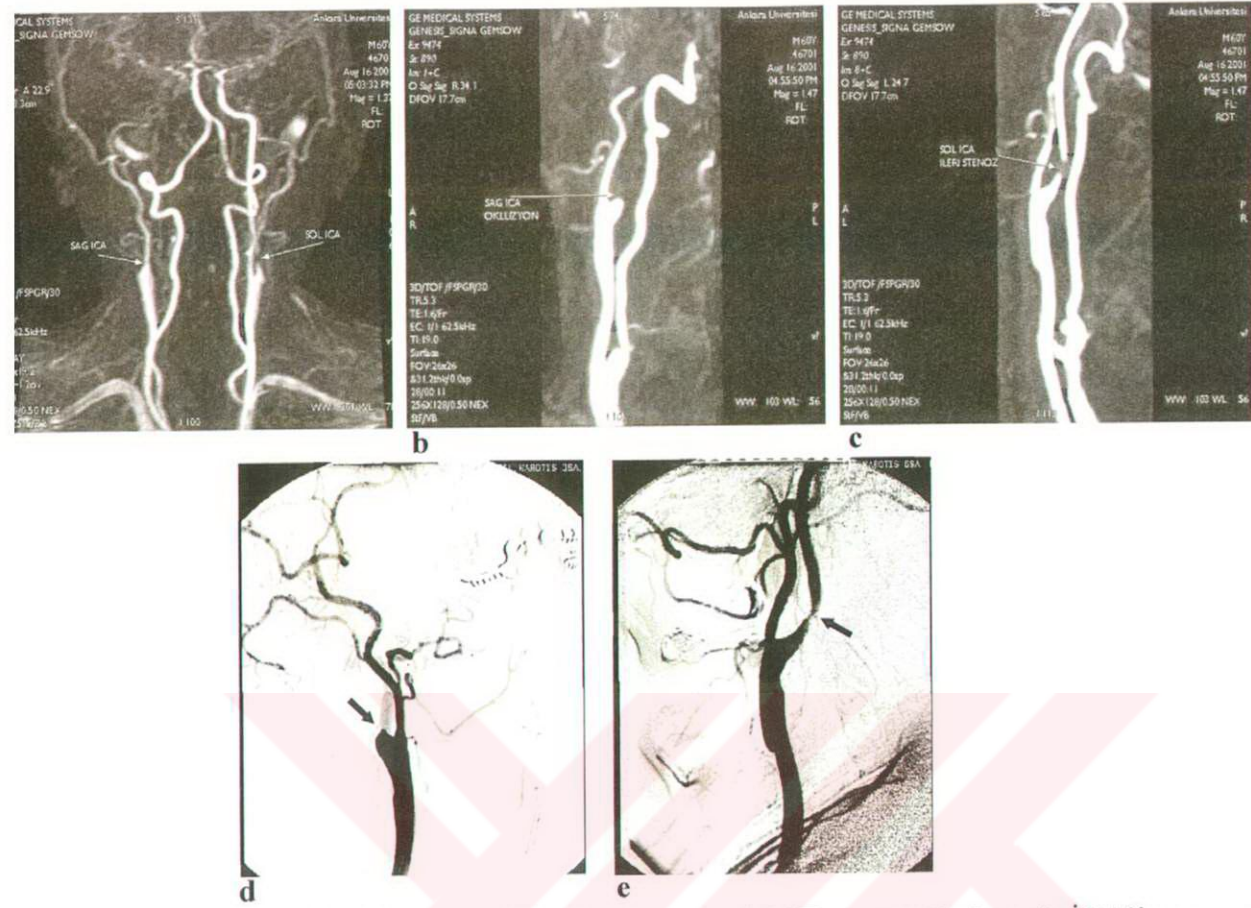
sim 4.a,b. MRA'da ham görüntülerde stenoz ölçümü. Stenozun en belirgin olduğu yerden saplanan alanın (13.2 mm^2), bu düzeyin distalinde İKA'nın normal çapına ulaştığı bölgeden saplanan alana (53.3 mm^2) oranlanması ile %75 darlık izleniyor.



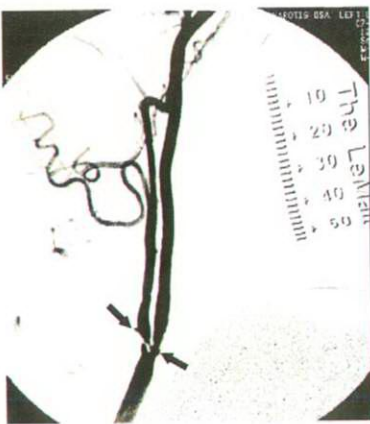
sim 5.a, b, c. 3D-kontrastlı MRA ile (a) koronal, (b) multiplanar reformasyon ile elde edilen MIP tablolarda sağ İKA'de ayrışım yeri sonrasında total oklüzyona işaret eden sinyal kaybı izleniyor. (c) Aynı olgunun oblik planda elde edilmiş anjiogramı.



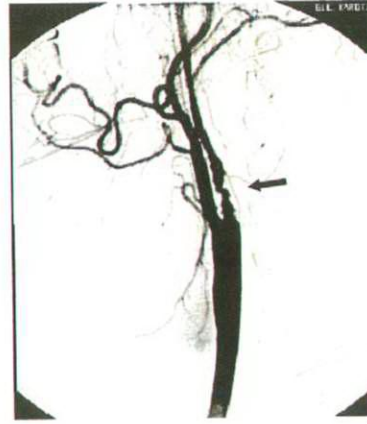
sim 6.a,b. (a) 3D MRA sagittal MIP, (b) oblik anjiogramda İKA'de ileri derecede stenoz görülüyor.



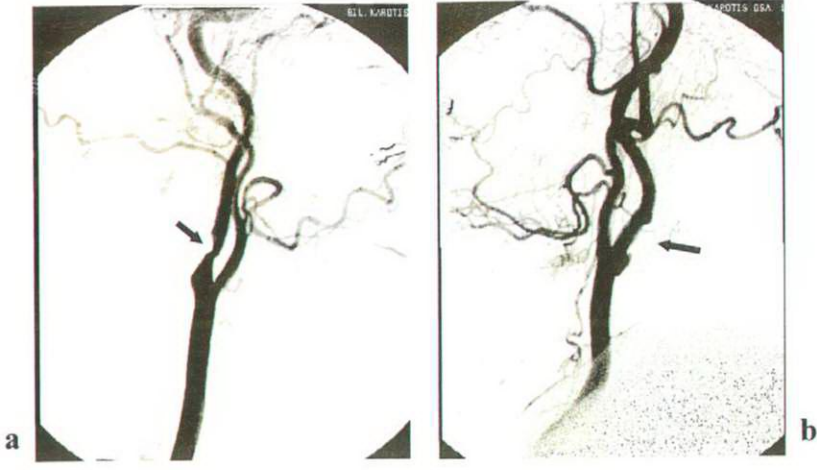
Resim 7.a-e. (a) Koronal MR anjiyografik, (b, c) sagittal MIP görüntülerle sağ İKA'nın ayrışım zeyinden kısa bir segment sonra tam tıkanıdığı, sol İKA proksimal kesiminde ileri derecede stenoza işaret eden sinyal kaybının olduğu izleniyor. (d,e) Aynı olgunun DSA görüntüleri.



Resim 8. Lateral projeksiyonda bifurkasyon düzeyinden İKA ve EKA'ye uzanım gösteren erom plağının oluşturduğu daralma izleniyor. İKA'de şiddetli stenoz mevcut. Oklarla aretli bölgelerde ülserasyon görülüyor.



Resim 9. Oblik projeksiyonda alınan anjiyogramda İKA'de uzun segment stenozu izleniyor.



sim 10.a,b. Her iki İKA başlangıcında; aterom plakları ile oluşan sağda daralma, solda ise kenar zensizliği izleniyor.



6- TARTIŞMA

Aterosklerotik serebrovasküler hastalık, gelişmiş ülkelerde ölüm nedenleri arasında ilk sıralarda yer almakta olup ağır maddi yük ve birçok insanın iş yapabilme yeteneğinden yoksun kalmasına neden olmaktadır. Stroke'ların 2/3'ü ekstrakranial karotis arterlerde, özellikle de bifurkasyo düzeyinde gelişmiş aterosklerotik plakların komplikasyonu olarak ortaya çıkmaktadır (25,51). Stroke'da mortalite riski ilk atakta %18, ikinci atakta ise %62'dir (51). TIA, geçici görme kaybı gibi semptomları olan ya da daha önceden serebrovasküler hastalık öyküsü bulunan hastalarda yeni bir atak geçirme riski belirgin yüksek olup birinci yılda %10, ilk 5 yılda ise %20'dir (25,51). Dolayısıyla uygun ve etkin tedavi yönteminin belirlenebilmesi için öncelikle vasküler patolojinin çeşitli görüntüleme teknikleri ile doğru olarak tespiti gerekmektedir.

Karotis endarterektomi öncesi preoperatif olarak karotis arter stenozlarının ve serebrovasküler dolaşımın değerlendirilmesinde DSA, halen "altın standart" görüntüleme yöntemi olma özelliğini korumaktadır. Ancak invaziv bir yöntem olmasının yanısıra, maliyetinin ve tecrübeli kişilerce yapılmadığı takdirde komplikasyon oranının nispeten yüksek olması, daha non-invaziv ve tarama testi olarak kullanılabilecek yeni görüntüleme yöntemlerine ihtiyaç duyulmasına neden olmuştur. Direkt ya da indirekt yöntemler olarak sınıflandırılabilen bu yöntemler arasında günümüzde en popüler olanları Doppler US ve MRA'dır. Doppler US ve MRA görüntüleme tekniklerinde son yıllarda kaydedilen gelişmeler karotis arter patolojilerinin tanımlanmasında söz konusu incelemelerin de önemli katkısı olabileceğini göstermektedir. DSA artık günümüzde bir tarama yöntemi olmaktan çok, non-invaziv görüntüleme yöntemleri ile incelenmiş olguların tedavi planlanmasında ve/veya girişimsel tedavi işlemlerine rehberlik amacıyla kullanılmaktadır.

İki büyük klinik çalışma ile ateroskleroza bağlı stroke'un önlenmesinde cerrahi tedavinin medikal tedaviye göre daha üstün olduğu gösterilmiştir (43). 1991 yılında gerçekleştirilen NASCET (North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial) çalışması %70'den fazla stenozu olan semptomatik olguların medikal tedaviye göre karotid endarterektomiden daha fazla yarar sağladıklarını ve söz konusu olgu grubunda stroke riskinde 2 yıl takip sonucu %26'dan %9'a düşüş olduğunu ortaya koymuştur. 1995 yılında gerçekleştirilen ACAS (Asymptomatic Carotid Atherosclerosis Study) çalışmasında ise, %60'ın üzerinde stenozu olan asemptomatik hastalarda karotid endarterektomi sonrası stroke riskinde 5 yıllık takip sonucunda %11'den %5'e düşüş görüldüğü kaydedilmiştir (25,43-45,47,59,50,52,61).

Son 20 yılda, Doppler US, ekstrakranial karotis hastalığının değerlendirilmesinde ilk tanı yöntemi (tarama testi) olarak anjiografinin yerini almıştır (25,43,44,46,50). Birçok çalışmada, çok çeşitli Doppler kriterleri esas alınmasına karşın, Doppler US'nin doğruluk oranının %90'ın üzerinde olduğu bildirilmektedir (43,44).

Doppler US, ekstrakranial karotis hastalığının tanısında en sık başvurulanan non-invaziv görüntüleme metodudur (44,50). Nisbeten ucuz, tecrübeli kişilerce yapıldığında güvenilir, sensitivite ve spesifisitesi yüksek bir inceleme olup plak karakterizasyonu ve akım değişikliklerinin incelenmesinde anjiografiye üstündür (50). Çalışmalarda stenozun derecesi karotid endarterektomiye seçilecek hastaların belirlenmesinde tek başına ayırtıcı bir faktör kabul edilmesine rağmen, artık plak morfolojisinin de bu açıdan önemli bir faktör olduğu ileri sürülmektedir (50). NASCET çalışmasında, yüksek derecede stenoza yol açan ülser plağı olan olguların serebral iskemi açısından 3 kat daha fazla risk altında olduğu bildirilmiştir (52). Hemodinamik olarak anlamlı stenoza yol açmasa da, heterojen plaklar emboliye ve akut trombozise yol açabilmekte, plak içi kanama ya da ülserasyonla hastalar semptomatik hale gelebilmektedir. Bu tip hastaların da karotid endarterektomiden yarar sağlayabileceği öngörülmekte olup, plak karakterizasyonunu en iyi şekilde gösteren Doppler US'nin de önemini arttırmaktadır (50).

Tortuoze damarlarda uygun açı verme sorunu (43,50), küçük ülserasyonların gözden kaçması ya da geniş ülserasyonların normal lümen gibi değerlendirilmesi nedeniyle stenoz derecesinin olduğundan düşük ölçülmesi (43), yüksek dereceli stenozların oklüzyon gibi değerlendirilmesi (25,50,52), parametre seçimlerinde farklılıklar (52), operatöre bağımlılık (46-50,52), cihaza bağlı teknik farklar (49) yöntemin sınırlamalarını oluşturmaktadır. Ayrıca oklüzyon ya da yüksek dereceli stenozun kontralateralindeki lezyonun olduğundan daha abartılı ölçülmesi olarak tanımlanan “overestimation fenomeni” de bilinmediği takdirde yanlış pozitif sonuçlara yolaçabilecek bir sınırlamadır (43). Bu fenomen, yüksek stenoz ya da oklüzyonun karşı tarafında, çap aynı kalarak kompensatuar olarak akım artışının hız yükselmesine neden olması şeklinde açıklanmaktadır. Bu fenomende anjiografinin, oklüzyon veya ileri stenoz olan tarafın Willis poligonu yolu ile karşı taraftan doluşunu göstermesi beklenir, ancak henüz anjiyografik ispatı yapılamamıştır. Fujitani ve ark. ile AbuRahma ve ark., daha yüksek pik sistolik frekans değerlerini kriter olarak karşı taraftaki lezyonun abartılı ölçümünün engellenebileceğini belirtmişlerdir. Polak ise İKA/AKA hız oranının kontralateral lezyondan etkilenmeyeceğini ve stenozun derecelendirilmesinde doğru bir şekilde kullanılabileceğini öne sürmüştür (43). Çalışma kapsamımızdaki 6 oklüziv lezyonun 2'sinde kontralateral lezyon saptanmış olup biri kritik stenoz diğeri ise orta derecede stenoza işaret

etmekteydi ve sonografik olarak İKA/AKA hız oranlamasının kullanımı doğru ölçümü sağlamış olup sonuçlar DSA ile korele idi.

Doppler US incelemesi sırasında, stenotik bir plak ile karşılaşıldığında pik sistolik hız ve distol sonu hızın yanısıra, İKA/AKA oranı gözardı edilmemelidir, çünkü bu oran akımı kısıtlayan kritik stenozların belirlenmesinde yardımcıdır ve diffüz olarak tüm karotis arterlerinde yüksek hız değerleri ölçülen hastalarda yanlışlıkla stenoz tanısının konulmasını önler (43).

Doppler US'nin yaygın kullanımında teknik olarak ekstrakranial damarlara sınırlı olması yöntemin başka bir dezavantajını oluşturmaktadır (25,47,48,50). Ateroskleroz yaygın bir hastalık olması nedeniyle birden çok damarı ya da bir damarda birçok bölgeyi tutabilmektedir. US'nin ise serebral sirkülasyonu, arkus aorta ve brakiosefalik trunkusun proksimal kısmını direkt olarak değerlendirememesi nedeniyle tandem lezyonlar atlanabilmektedir ki, bu da tedavi seçimini değiştirebilecek bir etkidir (25). Worthy ve ark. yaptıkları bir çalışmada, ekstrakranial karotis stenozu ile birlikte olgularının %7'sinde eşlik eden ciddi intrakranial tandem lezyon saptamışlardır (25). Bu nedenle preoperatif tek tanı yöntemi olarak Doppler US kullanılması, önemli intrakranial patolojilerin tanı alamamasına ve hastanın optimum tedavisinin sağlanamamasına neden olacaktır.

Yoğun kalsifikasyon içeren plaklar, sesin güçlü bir şekilde yansıtılması sonucu posterior kesimlerinde oluşturdukları akustik attenüasyon nedeni ile %10 oranında damar lümeninin görülmesini engelleyebilmektedir (43,47,48,50,52).

Yüksek dereceli stenozlar zaman zaman Doppler US ile oklüzyon gibi değerlendirilebilmektedir. Günümüzde kullanılan modern Doppler cihazları özellikle de Power Doppler'in kullanıma girmesiyle bu konudaki hatalar minimuma inmiştir. Çalışma kapsamındaki 6 oklüziv lezyonun tümü de US ile doğru olarak değerlendirilmiş, sadece bir hastada sonografik olarak oklüzyon olarak yorumlanan lezyon, DSA'da ileri stenoz olarak belirtilmiştir.

Son yıllarda pekçok çalışma grubu, Doppler US ve MRA'nın tek başına veya birlikte uygulandıklarında alınan sonuçları DSA ile karşılaştırmış ve herbirinin karotis stenoz tanısındaki sensitivite ve spesifisitesini araştırmıştır. Bazı çalışma grupları da DSA uygulamaksızın karotid endarterektomi öncesinde peroperatif değerlendirmeyi Doppler US+MRA kombinasyonu ile yapmıştır. Bu çalışmalar kısaca şöyle özetlenebilir:

Pan ve ark. in vivo olarak Doppler US, kateter anjiyografi ve MRA ile elde ettikleri stenoz oranlarını, operasyon sonrası ex vivo olarak MRG ile ölçülen plak stenoz oranı ile karşılaştırmışlar ve sonuç olarak, tüm modalitelerin ex vivo stenoz ile korele olduğunu ancak,

Doppler US'nin en iyi uyumu gösterdiğini bildirmişlerdir (45). Ayrıca aynı grup anjiografinin stenoz oranlarını olduğundan daha düşük (underestimate) ölçtüğünü ileri sürmüştür (45). Ancak otörlerin de belirttiği gibi, arteriyel basıncın olmaması nedeni ile ölçümlerin modifiye olması ve bulbusun 1 cm distalinden İKA ölçümlerinin yapılamaması nedeni ile bu yöntem referans olarak alınamaz (45,52).

Şahin ve ark.'nın yaptıkları çalışmada, çeşitli stenoz derecelerinde sensitivite oranları renkli Doppler US için %80-100, spektral inceleme için %77.7-100, spesifisite oranları renkli Doppler US için %98.6-100, spektral inceleme için %97.9-100 olarak bulmuşlardır. Ayrıca stenoz derecesi arttıkça sensitivite ve spesifisitenin arttığını, %80-99 stenoz ve oklüzyonlarda ise bu oranların %100'e ulaştığını saptamışlardır (51). NASCET çalışmasında Doppler US sensitivitesi %65-71 olarak bulunmuştur (43).

Polak ve ark.'nın çalışmasında %50 ve üzerinde stenozlarda, Doppler US sensitivitesi %96, spesifisitesi %71; MRA sensitivitesi %96, spesifisitesi %64 olarak bulunmuştur (48). Yine aynı grubun daha sonra yaptıkları bir çalışmada ise MRA ve Doppler US'nin birbirlerini tamamlayıcı incelemeler olduğunu, kendi çalışma olgularından karotid endarterektomi adayı olanların %79'unda anjiyografiye gerek kalmaksızın preoperatif değerlendirmenin yapıldığını belirtmişler ve anjiyografiye bu iki inceleme sonuçlarının uyumsuz olduğu, İKA'nın subtotal oklüzyonu veya tandem lezyonlardan şüphelenildiğinde başvurulabileceğini belirtmişlerdir (47).

Dawson ve ark. ile Mattos ve ark.'nın Doppler US ve anjiyografiyi karşılaştırdıkları çalışmalarında, Dawson ve ark. anjiografinin %1.1, Mattos ve ark. ise %4 oranında tedavi modalitesini değiştirdiğini belirtmişler ve bu sonuçlara dayanarak Khaw K-T, klinik muayene ve Doppler US'nin preoperatif değerlendirmede tek başına güvenle kullanılabileceğini iddia etmiştir (50).

Serfaty ve ark.'nın çalışmasında %70 ve üzerindeki stenoz oranlarında 3D-kontrastlı MRA sensitivitesinin %94, spesifisitesinin %85 olduğu, Doppler US sensitivitesinin %64, spesifisitesinin %97, MRA ve Doppler US kombine edildiğinde ise sensitivite ve spesifisitenin %100'e çıktığını ve gereksiz konvansiyonel anjiyografik incelemelerin %61'ini önlediğini göstermişlerdir (52). Bizim çalışmamızda ise %70 ve üzeri stenozlarda gerek MRA gerekse Doppler US'nin tek başlarına kullanıldıklarında bile sensitivite ve spesifisite değerlerinin %100'e yaklaştığı, hatta MRA için %100 olduğu gözlemlenmiştir.

MRA, son yıllarda uygulama alanı oldukça artış gösteren, birçok arteriyel sistemin görüntülenmesinde kullanılan non-invaziv bir metod olup kateter anjiyografi gibi luminal bir tekniktir. İki ve 3 boyutlu time-of-flight (TOF), faz kontrast (PC) tekniklerinin yerini son

zamanlarda gradient ve sekanslarda görülen gelişmeler, görüntülenen volüm içindeki kanın sinyal intensitesini arttırmak amacı ile Gadolinyum kullanımı ve yüksek sensitivite ve spesifisite oranları ile 3D-kontrastlı MRA almıştır.

Daha önce bahsedildiği gibi, TOF MRA'nın en büyük dezavantajlarından biri, stenoz, post-stenotik dilatasyon, bifurkasyo noktaları gibi normal laminar akım profilinin bozulduğu yerlerde, yüksek hız ve türbulansa bağlı kan elemanlarının değişik yöne hareketi sonucu oluşan faz kaymasının oluşturduğu sinyal kaybıdır (dephasing) (32).

PC MRA'nın temelini ise bir magnetik alan gradienti boyunca hareket eden spinler arasında ortaya çıkan faz şifti oluşturmakta olup yavaş kan akımına sahip vasküler yapılar TOF'dan daha iyi görüntülenmektedir. Üç boyutlu kontrastlı MRA'nın ise PC ve TOF tekniklerine göre en önemli farkı akıma veya faz şifti etkisine bağımlı bir teknik olmamasıdır. İntravenöz olarak verilen Gadolinyum kanın T1 relaksasyon zamanını kısaltarak, istenilen vasküler bölgeden ilk geçişi sırasında görüntü alınması esasına dayanır (38).

MRA'nın majör avantajlarından biri karotis bifurkasyo anatomisini kateter anjiyografiye benzer bir formatla göstermesidir, bu nedenle de cerrahlar tarafından kabul görmektedir. Çünkü bifurkasyo ve stenoz bölgesinin yerinin operasyon öncesi kesin tayini gerekir. Ayrıca US'nin eksikliklerinden biri olan intrakranial dolaşım ve arkus aorta demonstrasyonu sorunu MRA ile aşılmıştır (47). Polak ve ark., MRA ve Doppler US'nin kombine kullanımının karotid endarterektomi adayı olan hastaların büyük bir kısmında kateter anjiyografiye alternatif olduğunu ve bu iki incelemenin birbirlerini tamamlayıcı yöntemler olduğunu öne sürmüşlerdir (47). Ayrıca kontrastlı 3D-MRA'nın üç boyutlu bir teknik olması, değişik açılardan birçok görüntü elde edilmesine ve maksimum çap daralmasının olduğu bölgenin kolaylıkla tanınmasına imkan verir, lümen açıklığı sayısal değerlerle ölçülebilir, hatta sanal anjiyoskopik görüntülerle intraluminal değerlendirme yapılabilir. İki boyutlu olan kateter anjiyografide ise selektif inceleme ve multipl projeksiyonlara rağmen ekzantrik stenozların atlanması söz konusu olabilir (38,41,45).

Tüm MR anjiyografik metodlarda olduğu gibi, daha az derecelerde de olsa, kontrastlı MRA da, stenoz bölgesindeki türbülant akımın oluşturduğu "spin dephasing" ve parsiyel volüm etkileri nedeniyle stenoz oranını olduğundan daha yüksek ölçme eğilimindedir (42). Özellikle de MIP rekonstrüksiyon imajlarda stenoz bölgesindeki zayıf vasküler sinyal, çevre dokulardan gelen sinyallerden ayırdedilemeyebilir ve bu da abartılı ölçüme neden olur (42). Bu nedenle imaj analizleri kaynak görüntüler ve reformat (MIP) görüntüler birbiri ile korele edilerek yapılmalıdır (42). Çalışmamızda, olguların MR anjiyogramlardaki lümen açıklığının kantitatif ölçümleri, ham görüntülerde aksiyal planda çap daralmasının maksimum olduğu bölgenin ve

alanının tayini, daha sonra da bu sonucun normal damar çapının izlendiği distal İKA alanına oranı şeklinde yapılmıştır. Buna göre sadece bir olguda hafif derecede stenoz orta derecede stenoz olarak değerlendirilmiştir. Diğer olgularda ise sonuçlar DSA sonuçları ile uyumlu bulunmuştur.

İntravenöz paramagnetik kontrast ajanın görüntülenmesi istenen vasküler yapılarda arteriyel fazda yakalanması için enjeksiyon zamanlamasının doğru ayarlanması yüksek görüntü kalitesi için zorunludur. Erken enjeksiyonlarda yeterli arteriyel sinyal elde edilemez ve bu da Maki artefaktına yol açar (damar çeperleri parlak izlenirken, santral kesimlerden sinyal alınamaz). Geç enjeksiyonlarda ise venöz dönüşün gerçekleşmesine bağlı venlerin opasifiye olması arteriyel yapılarla superpozisyon oluşturarak değerlendirmeyi güçleştirir (42). Maki artefaktının ortaya çıkmasının nedeni, kontrastlanmayı belirleyen düşük spasyal frekanslı santral k-çizgilerinin toplanmasından sonra kontrastın bölgeye ulaşması ve damar çeperinin kontrastını belirleyen yüksek spasyal frekanslı periferik k-çizgilerinin ise kontrast ulaştıktan sonra toplanmasıdır (42). Optimal arteriyel kontrast için, kontrastın pik konsantrasyon zamanı ile düşük frekanslı k-çizgilerinin toplandığı zaman senkronize olmalıdır. Kontrast maddenin bolus enjeksiyonuna başlama zamanı, kontrastın arteriyel sisteme düşük frekanslı k-çizgilerinin toplanmasından hemen önce ulaşacağı şekilde ayarlanırsa optimal arteriyel sinyal intensitesi sağlanır ve selektif arteriyel morfoloji ortaya konur (54). Bu süre test bolus enjeksiyonu ya da otomatik tetikleme ile belirlenebilir (“smart prep” fonksiyonu ile).

Ancak tüm optimal koşulların sağlanmasına karşın, yine de çalışmamızda olduğu gibi en sık görülen artefakt zamanlama hatasına bağlı venöz dönüş olmasıdır. Özellikle dolaşımın hızlı olduğu genç hastalarda daha sık gördüğümüz bu artefakt, çalışma kapsamındaki olguların hiçbirinde yorumlamayı güçleştirecek düzeyde olmamıştır. Hafif düzeyde venöz opasifikasyon durumunda, ham ve reformat görüntüler birlikte değerlendirilmiştir. Venöz opasifikasyon arteriyel sistemde yorumlamayı güçleştirecek şekilde süperpozisyona neden oluyorsa izlenecek strateji, “tracker” vokseli ayrışım yeri düzeyinden daha proksimale çekerek ya da “acquisition” zamanını kısaltarak incelemenin tekrarlanması şeklinde olabilir. Yine 3D-MRA’larda sık görülen bir artefakt olan respiratuar artefakt, olgularımızda nefes tutturulmadığı için kooperasyon zorluğuna yol açmamış ve inceleme için bir sınırlama getirmemiştir.

Psödooklüzyonda görüldüğü gibi, akım yeterince yavaşladığında, TOF incelemede satürasyon etkisi ve ciddi sinyal kaybı ortaya çıkar, dolayısıyla psödooklüzyon-oklüzyon ayrımı güçleşir (52). Kontrastlı 3D-MRA kullanıldığında ise satürasyon etkisi ortadan kalkar, çünkü gadolinyum kandaki yavaş hareket eden protonların longitudinal magnetizasyonlarını

optimize ederek kanın T1 relaksasyon zamanını kısaltır (52). Oklüzyonların tespiti oldukça önemlidir, çünkü totale yakın stenozu olan olgular karotid endarterektomiden fayda görürken, total oklüzyonu olanlar ise karotid endarterektomiden fayda sağlamaz (52). Çalışmamızda 3D-MRA ile tespit edilen tam oklüzyonlar DSA ile de doğrulanmıştır. Bir olguda ise MRA ile İKA oklüziv olarak değerlendirilmiş, aynı olguda Doppler US ile stenozun distalinde oldukça düşük hızlı ileri yönde akım saptanarak totale yakın oklüzyon olarak yorumlanmıştır. Ancak klinisyen tarafında uygun görülmemesi nedeni ile olgunun DSA ile konfirmasyonu yapılamamıştır.

Kateter anjiografinin hemodinamik değişiklikler hakkında bilgi vermemesi, damar duvarını net olarak değerlendirememesi, tecrübeli kişilerce yapılmadığı takdirde komplikasyon oranının nispeten yüksek olması, iyonize radyasyon ve nefrotoksik ajan kullanımı gibi dezavantajları mevcuttur (51). Ayrıca ölçüm yaparken distalindeki normal segment ile karşılaştırılan stenotik segmentin, bu bölgede de konsantrik yaygın plaklar olması durumunda darlık derecesi daha düşük ölçülebilir (51). Yine eksantrik plaklar lümenin oval görünümü ve radyogramların optimal X-ışını açısı ile alınamamasına neden olur ki, bu durumda açılı lümen açıklığının sınırları ile teğet olamayacağı için stenoz oranı olduğundan düşük ölçülecektir (52). Ancak son yıllarda kateter tekniklerindeki gelişmeler, non-iyonizan düşük osmolariteli kontrast madde kullanımı, böbrek yetmezlikli olgularda kontrast maddenin dilüe edilerek kullanılması ya da gadolinyum gibi paramagnetik ajanların kontrast ajan olarak kullanımı (59) yöntemin dezavantajlarını sınırlamaktadır.

Referans bir teknik olarak kateter anjiografinin, Doppler US ve MRA'ya göre belirgin üstünlükleri mevcuttur. Karotid endarterektomi öncesi mevcut anatomik varyasyonların ve bifurkasyonun tam lokalizasyonunu tespit etmek (51), kollateral varlığını ve yeterli olup olmadığını ortaya koymak cerrahi açıdan önemli olduğundan anjiyografiye başvurmak kaçınılmazdır. Ayrıca tedavi modalitesini değiştirebilen, aterosklerotik plakların sık yerleştiği bölgeler olan karotis sifonu ve arkus aortadan ayrışım düzeylerindeki tandem lezyonların tespitinde, sonografide hemodinamik olarak belirgin stenoz saptanan ya da semptomlarla sonografik bulguların korele olmadığı ya da incelemenin suboptimal olduğu durumlarda, Doppler US ile MRA bulgularının korele olmadığı durumlarda, total oklüzyonla kuşku lanılıyorsa, fibromusküler displazi ya da spontan diseksiyon gibi az görülen vasküler anormallikler mevcutsa olgular anjiyografiye refere edilmelidir (43,47,50,51).

7- SONUÇLAR

Doppler US ve kontrastlı 3D-MRA'nın, altın standart DSA ile karotis arter stenozlarını saptamadaki etkinliğini karşılaştırmayı amaçladığımız çalışmamızın sonuçları şu şekilde özetlenebilir:

- 1- Farklı stenoz derecelerinde hem Doppler US hem de MRA'nın sensitivitesi %100 olup Doppler US'nin spesifisitesinin %95.3-99.1, MRA'nın spesifisitesinin ise %98.6-100 arasında değişmekte olduğu tespit edilmiştir.
- 2- %70 ve üzerindeki stenoz değerleri ile total oklüzyonun tespitinde her iki incelemenin de sensitivitesi %100'e ulaşmaktadır.
- 3- Her iki incelemenin birbirleri ile ve DSA ile karşılaştırılmaları sonucunda aralarında kuvvetli pozitif korelasyon bulunmuştur.
- 4- Aterosklerotik hastalığın sık olarak tuttuğu vertebral arterlerin 3D-MRA ile eş zamanlı patolojiler açısından görüntülenmesi mümkün olmuştur. Böylece sonografik olarak teknik açıdan incelenmesi zor bölgeler olan ve aterosklerotik lezyonların vertebral arterlerde en fazla yerleştiği subklavian arterden çıkış düzeyinin de non-invaziv olarak, multiplanar reformasyon ile ortaya konması sağlanmıştır.
- 5- Doppler US; gri skala incelemede plak morfolojisi, renk modunda akım varlığının ve yönünün saptanması, spektral incelemede ise akım özelliklerinin incelenmesinde yardımcı, subjektif, non-invaziv, nisbeten ucuz, tekrarlanabilir, komplikasyonu olmayan güvenilir bir tarama metodudur.
- 6- Kontrastlı 3D-MRA, kateter anjiyografiye benzer formatı ile, cerraha ve girişimsel radyologa objektif, yol gösterici görüntüler sunmaktadır. Ayrıca kullanılan paramagnetik kontrast ajanın oldukça düşük nefrotoksitesi nedeni ile, nefrotoksik ajan kullanımını gerektiren kateter anjiyografiye de alternatif bir yöntemdir.
- 7- Gerek Doppler US gerekse kontrastlı 3D-MRA, çeşitli stenoz derecelerinde tespit edilen yüksek sensitivite ve spesifisite değerleri ile, tek başlarına veya birlikte kullanıldıklarında karotis arter stenozu tanısında güvenle kullanılabilecek tarama yöntemleridir. Ancak her iki incelemeye de üstünlükleri bulunan ve uygun olgularda aynı seansta terapötik yaklaşıma da imkan sağlayan kateter anjiyografi, halen altın standart metod olma özelliğini korumaktadır.

8- ÖZET

Ateroskleroza bağı kardiovasküler hastalıklar, birçok gelişmiş toplumda ölüm nedenleri arasında ilk sıralarda yer almaktadır. Ateroskleroz serebral tromboembolik olayların %90'ında altta yatan sebep olup, stroke'ların 2/3'si ekstrakranial karotis arterlerde gelişmiş plakların komplikasyonu olarak karşımıza çıkmaktadır. Ağır maddi yük ve işgücü kaybına neden olmasından dolayı, aterosklerotik vasküler patolojinin doğru olarak tespiti gerekmektedir. Bu konuda DSA yanısıra çeşitli direkt ve indirekt yöntemler radyologa ve klinisyene yardımcı olmaktadır. Bu çalışmada karotis arter stenozu tanısında Doppler US ve kontrastlı 3D-MRA sonuçları ile referans inceleme metodu olan DSA sonuçlarının karşılaştırılması amaçlandı. Klinik ve laboratuvar bulguları ile karotis arter stenozu ön tanısı olan 20 olgu çalışma kapsamına alındı. Her olguda ana, eksternal ve internal karotis arterler incelendi. Olguların tümüne Doppler US, 18 olguya DSA ve 16 olguya MRA yapıldı. Ondört olguda ise her üç inceleme de gerçekleştirildi. Stenoz saptanan olgularda stenoz oranları her bir inceleme için hesaplandı ve sonuçlar DSA ile karşılaştırıldı. Buna göre; çeşitli stenoz derecelerinde Doppler US'nin sensitivitesinin %100, spesifisitesinin %95.3-99.1, MRA'nın sensitivitesinin %100, spesifisitesinin ise %98.6-100 arasında değişmekte olduğu saptandı. Ayrıca total oklüzyon söz konusu olduğunda Doppler US sensitivitesi %100, spesifisitesi %99.1, MRA sensitivitesi % 100, spesifisitesi % 100 olarak saptandı.

Sonuç olarak, Doppler US ve 3D-MRA, karotis arter stenozu şüphesi olan olgularda, yüksek sensitivite ve spesifisite değerleri ile güvenle uygulanabilen, non-invaziv, iyonize radyasyon ve arteriyel kateterizasyona bağlı riskler taşımayan yöntemlerdir. Ancak DSA, günümüzde halen özellikle cerrahiye verilecek hastaların seçiminde ve preoperatif değerlendirmesinde vazgeçilmez bir yöntem olup, perkütan transluminal anjioplasti ve stent uygulaması gibi terapötik girişimsel yaklaşımlar için de yol gösterici bir tekniktir.

9- KAYNAKLAR

- 1- Sadler TW (çeviri: Başaklar C, ed.). Langman's medikal embriyoloji. Altıncı baskı. Williams&Wilkins / Palme, 1993; 198-200.
- 2- Arıncı K, Elhan A. Anatomi. Üçüncü baskı. Ankara: Güneş Kitabevi, 2001; 21-38.
- 3- Odar İV. Anatomi ders kitabı. Yedinci baskı. Ankara: Hacettepe Taş Kitapçılık LTD, 1986; 426-439.
- 4- David HD, Joseph EH: The Carotid Artery Embryology, Normal Anatomy, and Physiology. Neuroimag Clin North Am 1996; 6:789-801.
- 5- Moran CJ, Kido DK, Cross III DT. Cerebral Vascular Angiography: Indications, Technique, and Normal Anatomy of the Head. In: Baum S, ed. Abram's angiography. 4th ed. Vol. 1. USA: Little Brown and Company, 1997; 241-303.
- 6- Osborn AG. Diagnostic Cerebral Angiography. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams&Wilkins, 1999; 3-70, 359-378, 421-440.
- 7- Yaltkaya K, Balkan S, Oğuz Y. Nöroloji Ders Kitabı. Birinci Baskı. Ankara: Palme Yayıncılık, 1994; 179-186.
- 8- Dahnert W. Radiology Review Manual. 3rd ed. Baltimore: Williams&Wilkins, 1996; 281-283, 177-178.
- 9- Garcia JH, Ho K-L. Carotid Atherosclerosis: definition, pathogenesis, and clinical significance. Neuroimag Clin North Am 1996; 6:801-810.
- 10- Van Lysel MS. Digital Angiography. In: Baum S, ed. Abram's angiography. 4th ed. Vol 1. USA: Little Brown and Company, 1997; 138-152.
- 11- Strandness DE JR. Noninvasive evaluation of arteriosclerosis, comparison of methods. Arteriosclerosis 1983; 3:103-116.
- 12- O'Leary DH, Persson AV, Clouse ME. Noninvasive testing for carotid artery stenosis. Prospective analysis of three methods. AJR 1981; 137:1189-1194.
- 13- Brant-Zawadzki M, Heiserman JE. The roles of MR angiography, CT angiography, and sonography in vascular imaging of the head and neck. AJNR 1997; 18:1820-1825.
- 14- Marks MP. Computed Tomography Angiography. Neuroimag Clin North Am 1996; 6:899-911.
- 15- Sanlıdilek U. Dijital Subtraksiyon Anjiyografi (DSA). In: Baskan S, ed. Klinik Bilimlere Giriş I. Birinci baskı. Ankara: Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi, 1994; 89-97.
- 16- Oyar O. Radyolojide temel fizik kavramlar. Birinci baskı. İzmir: Nobel Tıp Kitabevleri, 1998; 101-107, 188-196, 232-244.
- 17- Bushong SC. Radiologic science for technologists: Physics, biology and protection. 3rd ed. St. Louis: 1984; 580-582.
- 18- Mitchell DG. Color Doppler Imaging: Principles, limitations, and artifacts. Radiology 1990; 177:1-10.
- 19- Özcan H, Aytaç SK. Karotis ve vertebral arter sistemi renkli Doppler ultrasonografi. In: Aytaç SK, ed. Renkli Doppler Ultrasonografi 2000; 49-67.

- 20- Middleton WD, Foley WD, Lawson TL. Flow reversal in the normal carotid bifurcation: color Doppler flow imaging analysis. *Radiology* 1988; 167 (1): 207-1.
- 21- Polak JF. Sonographic evaluation of the carotid arteries in patients with TIA, stroke, or carotid bruits. In: Bluth Edward, Arger PH, Benson CB, Ralls PW, Siegel MJ, eds. *Ultrasound A practical Approach to Clinical Problems*. New York: Thieme, 2000; 523-533.
- 22- Gray-Weale AC, Graham JC, Burnett JR et al. Carotid artery atheroma. Comparison of preoperative B Mode ultrasound appearance with carotid endarterectomy specimen pathology. *J Cardiovasc Surg* 1988; 29:676-681.
- 23- Moneta GL, Edwards JM, Chitwood RW. Correlation of North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial (NASCET) angiographic definition of 70 % to 99 % internal carotid artery stenosis with duplex scanning. *J Vasc Surg* 1993; 17:152-159.
- 24- Landeweher P. Carotid and vertebral arteries. In: Wolf KJ, Fobbe F, eds. *Color Duplex Sonography: Principles and Clinical Applications*. 1st ed. Germany: Georg Thieme Verlag, 1995; 45-66.
- 25- Worthy SA, Henderson J, Griffiths PD, Oates CP, Gholkar A. The role of duplex sonography and angiography in the investigation of carotid artery disease. *Neuroradiology* 1997; 39:122-126.
- 26- Edelman RR. MR angiography: Present and future. *AJR* 1993; 161:1-11.
- 27- Mayo JR, Culham JA, McKay AL, et al. Blood MR signal suppression by preexcitation with inverting pulse. *Radiology* 1998; 173:269-271.
- 28- Nishimura DG, Macovski A, Pauly JM. Considerations of magnetic resonance angiography by selective inversion recovery. *Magn Reson Med* 1988; 7:472-484.
- 29- Fenlon HM, Yücel EK. Advances in abdominal, aortic and peripheral contrast-enhanced MR angiography. *MRI Clinics of North America* 1999; 7(2):319-336.
- 30- Laub GA. Time of flight method of MR angiography. *MRI Clinics of North America* 1995; 3(3):391-398.
- 31- Debatin JF, Hany TF. MR-based assessment of vascular morphology and function. *Eur J Radiol* 1998; 8:528-539.
- 32- Bradley WG. Basic flow phenomena. *MRI Clinics of North America* 1995; 3(3):375-390.
- 33- Haacke E, Lenz G. Improving MR image quality in the presence of motion by using repahsing gradients. *AJR* 1987; 148:1252-1258.
- 34- Atkinson D, Brant-Zwadzki M, Laub G. Optimization strategies enhanced TOF MRA. *Radiology* 1994; 190:890-894.
- 35- Wolff SD, Balaban RS. Magnetization transfer contrast (MTC) and tissue water proton relaxation in vivo. *Magn Reson Med* 1989; 10:135-144.
- 36- Lewis JS, Laub G, Hausmann R. 3D TOF MRA: Applications in the abdomen and thorax. *Radiology* 1991; 179:261-264.
- 37- Dumoulin CL. Phase contrast MR angiography techniques. *MRI Clinics of North America* 1995; 3(3):399-411.
- 38- Prince MR. 3D Contrast MR Angiography. 2nd ed. Germany: Springer, 1999; 3-41, 151-162.

- 39- Watanebe Y, Dohke M, Okumura A et al. Dynamic subtraction contrast-enhanced MR angiography: Technique, clinical applications and pitfalls. *Radiographics* 2000; 20:135-152.
- 40- Nelson KL, Gifford LM, Lauber-Hhuber C et al. Clinical safety of gadopentate dimeglumine. *Radiology* 1995; 196:439-443.
- 41- Hany TF, Schmidt M, Davis CP, Göhde SC, Debatin JF. Diagnostic impact of four postprocessing techniques in evaluating contrast-enhanced three-dimensional MR angiography. *AJR* 1998; 170:907-912.
- 42- Lee VS, Martin DJ, Krinsky GA, Rofsky NM. Gadolinium-enhanced MR angiography: artifacts and pitfalls. *AJR* 2000; 175:197-205.
- 43- Horrow MM, Stassi J, Shurman A, Brody JD, Kirby CL, Rosenberg HK. The limitations of carotid sonography: Interpretive and technology-related errors. *AJR* 2000; 174:189-194.
- 44- Grant EG, Duerinckx AJ, El Saden SM, Melany ML, et al. Ability to use Duplex US to quantify internal carotid arterial stenoses: Fact or fiction? *Radiology* 2000; 214:247-252.
- 45- Pan XM, Saloner D, Reilly LM, et al. Assessment of carotid artery stenosis by ultrasonography, conventional angiography, and magnetic resonance angiography: Correlation with ex vivo measurement of plaque stenosis. *J Vasc Surg* 1995; 21:82-89.
- 46- Perkins JMT, Galland RB, Simmons MJ, Magee TR. Carotid duplex imaging: variation and validation. *Br J Surg* 2000; 87:320-322.
- 47- Polak JF, Kalina P, Donaldson MC, et al. Carotid endarterectomy: Preoperative evaluation of candidates with combined doppler sonography and MR angiography. *Radiology* 1993; 186:333-338.
- 48- Polak JF, Bajakian RL, O'Leary DH, et al. Detection of internal carotid artery stenosis: comparison of MR angiography, color doppler sonography, and arteriography. *Radiology* 1992; 182:35-40.
- 49- Dix J, Skrocki J. Evaluation of carotid stenosis by angiography: potential bias toward overestimated measurements introduced by prior interpretation of doppler sonograms. *AJNR* 2000; 21:639-642.
- 50- Khaw K-T. Does carotid duplex imaging render angiography redundant before carotid endarterectomy? *Br J Radiol* 1997; 70:235-238.
- 51- Şahin S, Tüney D, Gülsoy M, Yavuz İ. Ekstrakranial karotis-vertebral arter patolojilerinde renkli doppler ultrasonografi ve anjiografi bulgularının karşılaştırılması. *Bilgisayarlı Tomografi Bülteni* 5:66-71.
- 52- Serfaty JM, Chirossel P, Chevallier JM, et al. Accuracy of three-dimensional gadolinium-enhanced MR angiography in the assessment of extracranial carotid artery disease. *AJR* 2000; 175:455-463.
- 53- Modaresi KB, Cox TCS, Summers PE, et al. Comparison of intra-arterial digital subtraction angiography and duplex ultrasonography for measuring carotid artery stenosis. *Br J Surg* 1999; 86:1422-1426.
- 54- Hany TF, Debatin JF, Leung D, et al. Evaluation of the aortoiliac and renal arteries: Comparison of breath-hold contrast-enhanced 3D MRA with conventional catheter angiography. *Radiology* 1997; 204:357-362.

- 55- Cope C, Baum S. Catheters, methods, and injectors for superselective catheterization. In: Baum S, ed. Abram's angiography. 4th ed. Vol 1. USA: Little Brown and Company, 1997; 155-173.
- 56- Merritt CRB, Bluth EI. The future of carotid sonography. AJR 1992; 158:37-39.
- 57- Reilly LM, Lusby RJ, Hughes L, Ferrell LD, Stoney RJ, Ehrenfeld WK. Carotid plaque histology using real-time ultrasonography. Am J Surg 1983; 146:188-193.
- 58- Geroulakos G, Ramaswami G, Nicolaides A, et al. Characterization of symptomatic and asymptomatic carotid plaques using high-resolution real-time ultrasonography. Br J Surg 1993; 80:1274-1277.
- 59- Matchett WJ, McFarland DR, Russell DK, Sailors DM, Moursi MM. Azotemia: Gadopentetate dimeglumine as contrast agent at digital subtraction angiography. Radiology 1996; 201:569-571.
- 60- Holland MC, Spetzler RF. Carotid endarterectomy. Neuroimag Clin North Am 1996; 6:939-956.
- 61- Urwin RW, Higashida RT, et al. Endovascular therapy for the carotid artery. Neuroimag Clin North Am 1996; 6:957-973.



**TC YÖNEKÖĞRETİM KURULU
BİLİMLER VE SAĞLIK BİLİMLERİ
BÖLÜMÜ**