

T.C.
GAZİANTEP ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
RADYOLOJİ ANABİLİM DALI

EKSTRAKRANİYAL KAROTİS ARTER HASTALIKLARINDA
RADYOLOJİK MODALİTELERİN TANI DEĞERİ

UZMANLIK TEZİ
Mehmet Ali İkidağ

Tez Yöneticisi
Doç. Dr. Akif Şirikçi

Gaziantep 2003

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ.....	II
KISALTMALAR.....	III
TABLO LİSTESİ.....	IV
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	2
3. MATERYAL VE METOD.....	31
4. BULGULAR.....	34
5. OLGULARDAN ÖRNEKLER.....	43
6. TARTIŞMA.....	56
7. SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....	71
8. ÖZET.....	73
9. İNGİLİZCE ÖZET.....	75
10. KAYNAKLAR.....	77

ÖNSÖZ

Asistanlık eğitimim boyunca bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım hocalarım, sayın Prof. Dr. M. Metin BAYRAM, tez danışmanım sayın Doç. Dr. Akif ŞİRİKÇİ, sayın Doç Dr. Reşat KERVANCIOĞLU ve sayın Y. Doç. Dr. H. Ayhan Özkur'a şükranlarımı sunarım. Birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum mesai arkadaşlarıma ve beni her zaman destekleyen eşime teşekkür ederim.

Dr. Mehmet Ali İKİDAĞ

KISALTMALAR

2D TOF MRA	: 2 Boyutlu Time-of-Flight Manyetik Rezonans Anjiyografi
3D CEMRA	: 3 Boyutlu Kontrastlı Manyetik Rezonans Anjiyografi
ACAS	: Asymptomatic Carotid Atherosclerosis Study
BTA	: Bilgisayarlı tomografi anjiyografi
ECA	: Eksternal karotis arter
FA	: Flip Angle (Sapma açısı)
FOV	: Field of View (Görüntüleme alanı)
Gd	: Gadolinyum
GIA	: Geçici iskemik atak
ICA	: İnternal karotis arter
LDL	: Low density lipoprotein
MIP	: Maximum intensity projection
MRA	: Manyetik rezonans anjiyografi
NASCET	: North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial
PC MRA	: Faz Kontrast Manyetik Rezonans Anjiyografi
PSH	: Pik sistolik hız
RDUS	: Renkli Doppler Ultrasonografi
SNR	: Sinyal-gürültü oranı
TE	: Eko zamanı
TR	: Tekrarlama zamanı

TABLO LİSTESİ

Tablo 1: MRA yöntemlerinde kullanılan sekansların parametreleri.....	33
Tablo 2: Anjiyografi yapılan hastalara ait radyolojik bulgular.....	39
Tablo 3: Anjiyografi yapılmayan hastalara ait radyolojik bulgular.....	40
Tablo 4: Tüm hastalarda stenoz dereceleri ve oklüzyonların radyolojik modalitelere göre dağılımı.....	41
Tablo 5: Anjiyografi yapılan hastalarda stenoz dereceleri ve oklüzyonların radyolojik modalitelere göre dağılımı.....	41
Tablo 6: Anjiyografi yapılan hastalarda 2D TOF ve anjiyografi bulgularının uyumu.....	42
Tablo 7: Anjiyografi yapılan hastalarda 3D CEMRA ve anjiyografi bulgularının uyumu.....	42
Tablo 8: Anjiyografi yapılan hastalarda RDUS ve anjiyografi bulgularının uyumu.....	42

GİRİŞ

Beyin damar hastalıkları, dünyada ölüm nedenleri arasında üçüncü, morbidite yaratan hastalıklar arasında birinci sıradadır. Nörolojik hastalıklar içerisinde en sık görülen hastalık grubunu oluşturur. Yüksek mortalite ve morbiditesinden dolayı önemli bir sağlık sorunu olmasının yanında, çok büyük sosyal ve ekonomik bir sorun olma özelliği de taşımaktadır.

İnme etyolojisinde en önemli risk faktörü ve cerrahi olarak tek tedavi edilebileni karotis bifurkasyonun aterosklerotik daralmasıdır. Bu nedenle geniş kitlelerin sağlığını ve ülke ekonomisini etkileyen bu antitenin tanı ve tedavisi büyük önem taşımaktadır.

Bugün için ekstrakranial vasküler yapılarıdaki stenozun tanısında ve cerrahi tedavi uygulanacak hastaların seçiminde altın standart olarak kabul edilen yöntem anjiyografidir. Ancak anjiyografinin invaziv bir yöntem olması, kontrast madde nefrotoksitesisi, hastanın iyonize radyasyona maruz kalması ve kateterizasyon sırasında düşük oranda da olsa (%1-2) inme riskinin bulunması nedeniyle bu modaliteye alternatif olabilecek renkli doppler ultrasonografi (RDUS), bilgisayarlı tomografi anjiyografi (BTA) ve manyetik rezonans anjiyografi (MRA) gibi noninvaziv yöntemler giderek artan sıklıkla kullanılmaktadır.

Bu çalışmanın amacı, teknolojiye paralel olarak gelişen radyolojik modaliteler eşliğinde, güncelliğini koruyan ekstrakranial karotis stenozlarının değerlendirilmesinde doppler ultrasonografi ve manyetik rezonans anjiyografi tekniklerinin yeterli bilgi sağlayıp sağlayamadıklarının ve bu modalitelerin invaziv bir yöntem olan ve rutin olarak kullanılan anjiyografinin yerini alıp alamayacağının araştırılmasıdır.

GENEL BİLGİLER

A- EMBRİYOLOJİ

Embriyo 3-4 haftalık iken kalbin atışı ile birlikte kan dolaşımı başlar. Üçüncü hafta sonuna doğru boyun bölgesinde aorta ventralis ve dorsalis arasında 6 çift yutak kavsi arteri ortaya çıkar (brankial arterler).

Birinci yutak kavsi arterleri : A. maxillaris ve a. karotis externayı oluşturur.

İkinci yutak kavsi arterleri: A. stapedialis, a. meningeo media ve a. mandibularisleri oluşturur.

Üçüncü yutak kavsi arterleri: A. karotis komunilerin proksimal segmentlerini ve aorta dorsalisin bir kısmı ile birlikte a. karotis internaların distalini oluşturur.

Dördüncü yutak kavsi arterleri: Sol 4. yutak kavsi arteri arkus aortayı ve beraberinde a. karotis komunis ve subklavian arterleri oluşturur. Sağ 4. yutak kavsi arterinden oluşan subklavian arterin proksimal parçası aorta ventralis ile birlikte trunkus brakiosefalikusunu yapar. Sağda a. karotis komunis ve subklavian arter trunkus brakiosefalikustan çıkar.

Beşinci yutak kavsi arterleri erken dönemde regrese olarak kaybolur.

Altıncı yutak kavsi arterleri: Sol 6. yutak kavsi arteri sol pulmoner arteri ve duktus arteriosusu oluşturur. Sağ 6. yutak kavsi arteri ise sağ pulmoner arteri oluşturur (1).

B- ANATOMİ

Arkus aortadan 3 majör dal çıkar. Bunlardan ilki brakiosefalik trunkus, ikincisi sol karotis komunis ve üçüncüsü sol subklavian arterdir.

Brakiosefalik trunkus (innominat arter) bifurkasyon yaparak sağ subklavian arter ve sağ ana karotis artere ayrılır. A. karotis komunis, v. jugularis ve n.vagus ile birlikte karotis kılıf içerisinde seyreder. Sol karotis komunis direkt

arkus aortadan çıktığı için hemen daima sağdan uzundur. Karotis komunis genellikle tiroid kartilaj üst konturu seviyesinde (C3-C4 ya da C4-C5 seviyelerinde) ikiye ayrılır. Bifurkasyona yakın bölgede ana karotis arter ve internal karotis arterin (ICA) lümeni genişler ve buraya bulbus denir.

ICA, genellikle eksternal karotis arterin (ECA) posterolateralinde yerleşmiş olup bulbus, servikal, petröz, intrakavernöz ve supraklinoid segment olmak üzere 5 segmentten oluşur. ICA'nın servikal segmenti hiç dal vermez. Karotik kanaldan kranium içine giren ICA'nın petröz segmenti bu seviyede orta kulağa karotikotimpanik dalını verir. Kavernöz segmentte ICA, kavernöz sinüsün ön duvarına doğru oftalmik arter dalını verir. Oftalmik arter optik kanaldan orbitaya girer, orbitada ECA'nın dallarıyla anastomoz yaptığı için ICA ve ECA arasında kollateral dolaşım sağlayabileceği kabul edilir. ICA kavernöz sinüsten çıktıktan sonra n. optikus ve n. okülomotorius arasında seyreder ve daha sonra serebral dallarını verir. Bunlar; a. serebri anterior, a. serebri media, posterior kominikan arter ve a. koroidea anterior'dur. Anterior serebral arter, süperior ve medial hemisferik yüzeyleri sular. Median serebral arter, lateral hemisferik yüzey ve anterior temporal lobu kanlandırır.

Eksternal karotis arter (ECA) genellikle ICA'dan dardır ve ICA'ya göre ventromedial yerleşimlidir. ECA ekstrakranial yapıların ve boynun kanlanmasını sağlar. ECA'nın dalları; a. tiroidea superior, a. faringea asendens, a. lingualis, a. fasialis, a. oksipitalis, a. aurikülaris posterior, a. temporalis süperfisialis ve a. maksillaristir (2,3).

En yaygın anatomik varyasyon sol ana karotis arterin, arkus aortadan innominat arter ile birlikte çıktığı ya da innominat arter proksimalinden orjin aldığı durumlardır. Sol vertebral arter arkus aorta orijinli olabilir. Daha az sıklıkla, sağ subklavian arter arkus aortanın sağ dalı olarak aberran orjinli olabilir.

Beynin ön kısmını ICA beslerken, arka kısımları vertebral arter besler. Vertebral arter boynun kökünde subklavian arterin birinci parçasından başlar. Altıncı servikal vertebradan itibaren bütün servikal vertebraların transvers foraminalarını geçerek yükselir. Vertebral arter medulla oblongatanın ön yüzündeyken 3 önemli dal verir; a. spinalis anterior, a. serebellaris posterior

inferior ve a. spinalis posterior. Pons alt kenarında iki vertebral arter birleşerek baziler arteri oluşturur. Baziler arter ponsun önünde uzanır ve pons üst kenarında sağ ve sol posterior serebral arterlere ayrılır. Posterior serebral arterler çoğunlukla yüksek konveksitenin posterior 1/3'ünü, inferior temporal lobu, oksipital lobu ve internal kapsülün posterior parçasını kanlandırır (2,3)

C- ATEROSKLEROZ VE SEREBRAL İSKEMİK SENDROMLAR

Histoloji:

Ateroskleroz, arterlerde kalınlaşma ve esneklik kaybına neden olan üç damar patolojisi için kullanılan genel terimdir. Baskın tip olan ateroskleroz, intima yerleşimli yağlı fibröz plaklarla karakterizedir. Aterosklerozun ikinci morfolojik tipi, müsküler arterlerin mediasında kalsifikasyonlarla karakterize Mönkeberg'in medial kalsifik sklerozudur. Küçük arter ve arteriollerin hastalığı olan arterioskleroz üçüncü biçimdir. Küçük damar sklerozu en sık yüksek tansiyon ve diabetes mellitus ile birlikte dir. Damar duvarı kalınlaşmasıyla lümen daralmasına yol açar, sonuçta doku ve organlarda iskemik zedelenme oluşturur (4).

Fizyopatoloji:

Ateroskleroz dejeneratif, progresif sistemik bir hastalıktır. Aterosklerozda temel patofizyolojinin travmaya yanıt olduğu kabul edilmektedir. Yüksek kan basıncı ve yüksek kan yağları da olayı ağırlaştırmaktadır. Endotelial hücrelerin hasarlanması sonucu endotelde fonksiyon bozukluğu oluşmaktadır. Endotel disfonksiyonuna ek olarak, damar duvarında yer alan düz kas hücrelerinde oluşan yapısal bozukluklar ve koagülasyon bozuklukları da olaydan sorumlu tutulmaktadır.

Aterosklerozun başlangıç aşamasında endotel, low-density lipoprotein (LDL)'e geçirgen hale gelir. Subintimal bölgeye yerleşen LDL, oksidan ajanların etkisi ile oksidize LDL'ye dönüşür ve makrofajları bu bölgeye çeker. Aktive olan makrofajlar oksidize LDL'yi absorbe ederek, foam hücreleri de denen köpük hücrelerini oluşturur. Böylece ilk aterosklerotik çekirdek oluşmaya başlar.

Arter duvarında yer alan düz kas hücreleri de aterosklerozda birincil derecede rol oynamaktadır. Media tabakasında yer alan düz kas hücrelerinin

çoğalması ve intimaya göç etmesi aterosklerotik plak oluşumunun önemli bir aşamasıdır.

Aterosklerotik süreçte rol alan üçüncü önemli aşama ise koagülasyon mekanizmalarındaki fonksiyon bozukluklarıdır. Aterosklerotik plaklar üzerinde meydana gelen akut trombozlar bir darlığın ani olarak total oklüzyona dönüşmesine neden olabilir (5).

Ateroskleroz gelişimindeki risk faktörleri majör ve minör risk faktörleri olarak ikiye ayrılır. Majör faktörler; sigara içimi, hipertansiyon, diabetes mellitus ve hiperkolesterolemidir. Minör faktörler; stres, sedanter yaşam, obezite, aile hikayesi, diyetle fazla karbonhidrat alımı, oral kontraseptif kullanımı ve hiperürisemidir (4).

Aterosklerozun klinik sonuçları:

Serebral enfarktın birincil nedeni olan ateroskleroz, erişkinlerdeki ekstrakranial vasküler patolojilerin de en sık nedenidir. Endüstriyel toplumlarda, serebral tromboembolide olguların %90'ından fazlasında altta yatan neden karotis aterosklerozudur (6). Yine inmelerin yaklaşık %20-30'unda, ekstrakranial karotis arterleri tutarak ciddi stenoza ve iskemiye neden olan ateroskleroz sorumlu tutulmaktadır (7).

Büyük ateromlar daha çok kafa dışındadır ve a. karotis komunis ile vertebral arterlerin orijinlerinde, a. karotisin bifurkasyon bölgesinde, karotis sifonunda ve a.serebri posterior çıkış yerinin hemen proksimalinde olmak üzere a. bazilaris'te yerleşir. Beyin embolisi kafa dışındaki damarlardan kaynaklanır ve genellikle beyni besleyen büyük arterlerdeki aterom plaklarından gelir. Beyindeki arter ağacının büyük ve küçük dallarında geçici veya kalıcı olarak yerleşen parçalar; aterosklerozdaki ülserleşmiş plakların yüzeyinde toplanan trombositlerden, fibrinden ve kolesterolden kaynaklanabilir. Yine bu parçalar endokarditlerde kalp kapakçıkları üzerinde gelişen vejetasyonlardan, atrial fibrilasyonda mural trombüslerden, miyokard enfarktüsünden sonraki mural trombüslerden kaynaklanabilir. Serebral emboli nadiren yağ (uzun kemik kırıkları) ve hava (vurgun) nedeniyle de meydana gelebilmektedir (8).

İskemi sendromları zamansal periyodu içinde geçici iskemik atak (GİA), tamamlanmış inme ve reversibl iskemik nörolojik defisit (RİND) olmak üzere üç ana gruba ayrılır (9). Tamamlanmış inme, karotis veya vertebrobaziler sisteme ait nörolojik defisitlerin 24 saatten fazla sürdüğü hastalar için geçerlidir. RİND'de ise orta veya ağır nörolojik bulguları olan hastanın semptomlarının 6 hafta içinde düzelme göstermesi sözkonusudur (10).

GİA'ların neredeyse hepsi boyundaki karotisleri veya vertebral arterleri tutan aterosklerotik plaklardan veya ülserlerden kaynaklanan emboli nedeniyledir. En çok orta yaştaki ve ileri yaştaki kişilerde görülür.

GİA'lar birdenbire ortaya çıkar, 2-3 dakika ya da yarım saat sürer, nadiren 1-2 saati aşar. Daha sonra herhangi bir nörolojik sekel bırakmaksızın ortadan kalkar. Hastanın bilinci atak boyunca yerindedir. Meydana gelen semptomlar, etkilenen arter sistemine bağlıdır. Karotis'in tutulduğu vakalarda semptomlar genellikle tek yanlıdır. Bu durumda tıkanmanın olduğu tarafta körlük (amorozis fugas), karşı tarafta hemiparezi ve çoğu zaman parestezilerin meydana gelmesi klasiktir. Ancak bu kadar klasik bir tablo vermeyen GİA'lara daha sık rastlanır. Vertebrobaziler sistemin tutulduğu vakalardaki semptomlar beyin sapındaki fonksiyon bozukluklarını yansıtır. Hastada konfüzyon, vertigo, her iki gözde körlük veya çift görme, tek yanlı veya iki yanlı kuvvet kaybı, ekstremitelerde paresteziler görülebilir. Tekrarlayan karotis kökenli atakların semptomları birbirine benzer. Buna karşın vertebrobaziller sistemden kaynaklanan tekrarlayan atakların semptomları birbirinden farklı olabilir (8).

Tamamlanmış bir inmeden önce %10-15 oranında GİA görülür (10).

Karotis arter stenozu ile ilgili olarak yapılan en büyük çalışmalardan biri olan North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial (NASCET) çalışmasında, %70-99 oranında semptomatik stenozu bulunan hastalarda medikal tedavi ile iki yıl içinde aynı taraflı inme gelişimi %26 olarak bildirilmiştir (11). Geraty, inme gelişmiş olan hastalarda üç yıl içinde yeni bir inme geçirme oranını %23, ikinci inmenin mortalitesini %62 olarak bildirmiştir (12).

NASCET çalışmasında %70-99 oranında ciddi stenozu bulunan hasta grubunda cerrahi sonrası iki yıllık izlemde inme gelişme oranı %9 olarak bildirilmiştir. Medikal tedavi grubu ile karşılaştırıldığında bu hasta

popölasyonunda endarterektomi ile inme riskinde belirgin azalma saptanmıştır(%17). Asymptomatic Carotid Atherosclerosis Study (ACAS) çalışmasında ise asemptomatik ciddi karotis arter stenozlu olgularda cerrahi tedavinin prognostik üstünlüğü vurgulanmıştır (13).

Bu bilgiler ışığında hastaya uygulanacak tedaviye karar verme konusunda karotis stenozlarının radyolojik olarak yüksek doğrulukla ölçülmesi büyük önem taşımaktadır.

Karotis arterlerin ateroskleroz benzeri darlığa neden olan diğer patolojileri:

Fibromüsküler displazi: Non-inflamatuvar bir patoloji olup damar duvarının müsküler ve fibröz tabakalarının hipertrofisi ile karakterizedir. İnternal karotis arteri, karotid sistemin diğer segmentlerine göre daha sık etkilemektedir. Genellikle asemptomatik olup klinik olarak sıklıkla karotid sistem diseksiyonları ve trombozları ile ortaya çıkmaktadır.

Arteritler: Takayasu veya temporal arteritler ve radyasyon sonrası ortaya çıkan patolojiler karotid sistemi sık olarak etkilemektedir. Sıklıkla ana karotis arter etkilenmekte olup diffüz-konsantrik intimal kalınlaşmalar şeklinde sonografik bulgular vermektedirler.

Karotis diseksiyonu ve psödoanevrizma: Karotis diseksiyonu ve psödoanevrizmalar sıklıkla servikal travmalar sonrasında görülür. Ancak karotis diseksiyonları travma öyküsü olmaksızın vaskülopatilere veya aterosklerotik hastalıklara bağlı olarak da görülebilmektedir. Karotis diseksiyonlarında sıklıkla internal karotis arter oklüzyonu saptanır (14).

D- TANI YÖNTEMLERİ:

Ekstrakranial vasküler hastalıkların tanısına yönelik direkt ve indirekt tanı yöntemleri mevcuttur. İndirekt tanı yöntemleri arasında okülopletismografi (oftalmik arter basıncının ve puls iletim zamanının ölçülmesi), periorbital bidireksiyonel doppler inceleme (göz çevresinde frontal ve supraorbital arterlerdeki akım yönü ve Willis poligonunun fonksiyonunun değerlendirilmesi) ve transkranyal doppler inceleme (intraserebral arterlerde akım olup olmadığının ve akım yönünün değerlendirilmesi) gibi yöntemler bulunur. Bu

yöntemler tek başına yeterli değildir. Direkt tanı yöntemleri B Mod USG ve Doppler USG,BTA, MRG ve anjiyografidir (15).

1- B Mod USG :

Yüksek frekanslı ses dalgaları, organların olduğu kadar büyük damarların da boyut ve şekilleri ile ilgili bilgileri sağlamada başarılıdır. Görüntüleme yöntemleri içerisinde karotis arter duvarının ve plak yapılarının ortaya konulmasında en duyarlı olanı ultrasonografidir (16).

Morfolojik parametreler:

Damar duvar kalınlığı: Normal karotis duvarı hemen hemen birbirine paralel iki ekojen çizgi şeklinde görülür. İçteki, lümen-intima arayüzü; dıştaki media-adventisya arayüzünden oluşur. Media, ekojenik iki çizgi arasındaki hipoekoik zondur. Bu zonun 1.2 mm'den büyük olması patolojiktir.

Plak karakterizasyonu: Plak ekojenitesi, yüzeyi, boyutu, damar lümeninin daralma derecesi serebral iskemi için önemli patojenik mekanizmalar olarak kabul edilmektedir.

Plak ekojenitesi: Serebrovasküler semptomlu hastaların %50-70'inin yalnızca ülser plak veya beraberinde hemorajik plağa sahip olduğu gösterilmiştir. Ayrıca geniş lipid havuzları veya ekstrasellüler lipid içeren plakların rüptür ve emboli oluşturmaya daha fazla eğilimli olduğu belirlenmiştir. Ultrasonografi görüntüleri plak morfolojisi açısından iki ayrı yöntem ile sınıflandırılabilir. Gray-Weale ve arkadaşları tarafından tanımlanan ilk yöntemle göre plaklar :

Tip 1: Baskın olarak sonolusent ve ince ekojenik halka ile çevrili plaklar,

Tip 2: Küçük ekojeniteler içeren anekoik lezyonlar,

Tip 3: Baskın olarak ekojenik ve küçük anekoik alanlar içeren lezyonlar,

Tip 4: Uniform olarak ekojenik izlenen plaklar olarak sınıflandırılmıştır (17).

İkinci yöntem plakları homojen veya heterojen olarak sınıflandırır. Homojen plaklar bitişik adventisya ile eş derecede orta ve yüksek düzeyde, uniform eko içerir. Heterojen plaklar yüksek, orta ve düşük düzey ekolar içerir ve en azından bir adet düzgün sınırlı ekolusent alan bulundurur. Heterojen plaklar patolojik olarak hemoraji, trombüs, fibrozis ve irregüler kalsifikasyon içeren plaklardır. Hemorajik plaklar stabil değildir, hemoraji sonrası boyut artışı

görülebilir. Ayrıca kalsifik plakların ileri evre stenozlarda ve asemptomatik hastalarda daha sık görüldüğü bildirilmektedir (16).

Plak yüzeyi: Plak yüzeyindeki erozyonların ve ülserasyonun, embolinin en önemli kaynağı olarak kabul edildiği düşünülürse, plak yüzey karakteristiğinin belirlenmesinin önemi anlaşılmaktadır. Ülsere plaklar gri skalada çökme gösteren devamlı kontur, plak yüzeyinde iyi sınırlı aralık veya plak içinden yüzeye uzanan anekoik alan olarak görülebilir (16).

Plağın boyut ve yaygınlığı: Yüzey düzensizliği çoğu kez plağın farklı noktalarda farklı kalınlıkta ölçülmesine yol açar. Diğer yandan yarımay konfigürasyonunda olan plakların oluşturduğu lümen daralmasının değerlendirilmesinde güçlükler mevcuttur. Plakların oluşturduğu lümen daralmasının transvers kesitlerde değerlendirilmesi gerekir. Longitudinal görüntüler plak kalınlığının ve lümen daralmasının derecesinin belirlenmesi bakımından güvenilir değildir. Plakların sefalokaudal uzanımı longitudinal görüntülerde güvenilir biçimde ortaya konabilir (16).

2- DOPPLER İNCELEME

1- Fizik prensipler

Doppler etkisi, medikal ultrasonografide hareket halindeki yansıtıcıları saptamak, farklı yönlerdeki kan akımını ölçmek ve özelliklerini belirlemek için kullanılır. Bu etki ilk olarak Avusturyalı matematikçi Johann Christian Doppler tarafından 1842 yılında tanımlanmıştır (18).

Ses kaynağı ile dinleyici arasında görece bir hareket olduğunda, dinleyici tarafından algılanan sesin frekansı, kaynak tarafından üretilen sesin frekansından farklıdır. Algılanan sesin frekansı, dinleyici ile üretici kaynağın birbirlerine yaklaşımlarına ya da uzaklaşımlarına bağlı olarak artar ya da azalır. Algılanan ses frekansında, üretilen ses frekansına göre oluşan göreceli değişim 'doppler şifti' olarak adlandırılır. Doppler şifti sabit bir alıcı ile hareketli bir kaynak, hareketli bir alıcı ile sabit bir kaynak ya da hareketli bir alıcı ile hareketli kaynak arasında oluşabilir. Ultrasound transduceri, frekansı F_t olan bir ses dalgası üretir. Bu dalga transducere doğru hareket eden bir ara yüzeyden yansır. Hareket nedeniyle yansıyan sesin frekansı F_r ile gösterilir ve gönderilen

dalgalardan bir miktar daha büyüktür. Doppler şift frekansı (ΔF), algılanan ve gönderilen ses dalgalarının frekans farkıdır:

$$\Delta F = (F_r - F_t) = (2F_t v/c)$$

'v' yansıtıcının hızı, 'c' sesin gönderildiği ortamdaki hızıdır. Doppler frekans şifti yansıtıcının hızı ile doğru orantılıdır. Başka bir deyişle frekans şifti yansıtıcının hızını saptamada kullanılabilir. Pek çok klinik durumda, ultrason demetinin yönü nadiren akım yönüne veya tersine doğrudur ve ultrason demeti genellikle hareketli objeye θ Doppler açısı olarak isimlendirilen bir açıyla ulaşır. Bu durumda, frekans kayması ΔF bu açının kosinüsü oranında azalır.

Bu nedenle;

$$\Delta F = (F_r - F_t) = (2F_t v/c) \cos \theta$$

Burada θ , akımın aksı ve ultrason demetinin arasındaki açıdır. Doppler açısı ölçülebilirse akım hızı tahmini mümkün olabilir. Hedef hızının doğru tahmini, hem Doppler frekans kayması hem de hedef hareket yönüne olan açının kesin ölçümünü gerektirir. Doppler açısı θ 90° ise, $\cos 90 = 0$ olduğundan Doppler frekans kayması tespit edilemez.

60° nin üzerindeki açılar için Doppler açısının kosinüsü çabuk değiştiğinden, Doppler ölçümlerinin 60° nin altında yapılması gerekir. Açının 30° den dar olması, sesin büyük bölümünün damar duvarından yansımaya neden olur. Bu nedenle akım hızı ölçülürken Doppler açısı 30° - 60° arasında olmalıdır (19,20).

Doppler ultrasonografi ile akım incelenirken, eko kaynağı eritrositlerin yüzeyidir. Gönderilen ultrason dalga boyu eritrosit yüzeyinden çok büyük olduğu için temel olay saçılma değildir. Bu tip saçılma "Rayleigh – Tyndall " saçılması olarak adlandırılır. Bir ultrason demeti yaklaşık 300 eritrosit ile etkileşime girer. Saçılmanın miktarı sesin frekansının 4. kuvveti ile doğru orantılıdır. Akan eritrositlerden saçılan ses üst üste binerek transdüsera ulaşır. Doppler sinyallerinin frekansı eritrositlerin hızı tarafından, amplitüdü ise örnekleme hacmindeki (sample volüm) eritrositlerin sayısı tarafından belirlenir.

Doppler frekans kayması, pratikte genellikle 0.2-15 kHz arasındadır. Bu değer kulağın işitebileceği sınırlar içerisindedir. Gelen ekolardan alınan bu frekans değişikliğin zamana göre değişimleri ya ses olarak dinlenir ya da bir grafik şeklinde yazdırılır (spektral doppler)(18,19).

II- Doppler Yöntemleri

a) Continuous Wave (CW) (sürekli Dalga) Doppler: Doppler verilerini değerlendirmenin en basit yöntemidir. Probtan biri devamlı ses üreten, diğeri dönen ekoları saptayan sırt sırta yerleştirilmiş iki transducer vardır. Ses dalgası kesintisiz olduğundan yöntemin aksiyel rezolüsyonu yoktur, sesin nereden geldiği bilinemez. Yüksek frekanslı CW problemleri oldukça duyarlıdır. Ölçebilecekleri hız sınırlaması yoktur. Bu yöntemde, saptanan frekans değişikliği ses olarak verilir. Dinleyerek akımın hızı, pulsatilitesi ve türbülansı değerlendirilir. Kulak en değerli ses ayırıcı olduğundan deneyimli bir doktor için yöntemin tanı değeri yüksektir. Ancak ses spektrum analizinin kalitatif ve subjektif olması yanında, değerlendirmenin ustalık istemesi yöntemin klinik kullanımını sınırlayan faktörlerdir. Bu nedenlerden dolayı sadece obstetrikte fetal kalp seslerini, vasküler cerrahide periferik kanlanmayı araştırmak için kullanılırlar (18,21).

b) Pulsed Wave (PW) Doppler: Bu yöntemde, Doppler bilgileri sürekli ve kısa pulslar şeklinde gönderilen ses demeti ile elde edilir. Ses demeti puls şeklinde olduğu için eko süresi hesaplanarak lokalizasyon yapılabilir. Bu cihazın en önemli avantajları, örnekleme aralığının seçilebilmesi ve derinlik lokalizasyonlarının yapılabilmesidir. PW Doppler yönteminde "gerçek zamanlı" (real time) görüntüleme ile kombinasyon yoktur. Bu nedenle sinyalin kesin kaynağını saptamak zor olmaktadır. Ayrıca bu yöntemde ölçülebilen maksimum frekansın üst sınırı mevcuttur. "Nyquist frekansı" olarak adlandırılan bu limitin aşıldığı durumlarda artefakt oluşmaktadır (18,20,22).

c) Pulsed Dupleks Doppler: Bu Doppler yönteminde, iki boyutlu gerçek zamanlı görüntüleme ile PW Doppler kombinasyonu mevcuttur. Böylelikle Doppler sinyali kaynağının lokalizasyonu kesin olarak yapılabilmektedir. Dupleks Doppler yönteminin, CW ve PW Doppler yöntemlerine göre belirgin üstünlükleri vardır.

Pulsed Dupleks Doppler cihazlarında çoğunlukla prob üzerinde Doppler pulsu üreten ayrı bir transducer vardır. Doppler analizi yapılacak bölgenin lokalizasyonu, boyutu (range gate) ve gönderilen ses demetinin açısı B-mod görüntü üzerinde belirlenir. Seçilen lokalizasyonlardan dönen ekolardan

çıkarılan frekans farkı B-mod görüntünün yanında Hız (cm/sn) / zaman veya frekans (kHz) / zaman grafiği şeklinde aynı anda izlenebilir. Frekansı hıza çevirmek için Doppler açısının bilinmesi gereklidir. Pratikte genellikle hız /zaman grafiği tercih edilmektedir.

Dupleks Doppler incelemesinde B-mod yöntemi ile kan damarlarının patomorfolojisi değerlendirilir. Lümeninde daralma, trombüs, aterosklerotik plak varlığı ve plağın yapısı (ülserasyon, plak içine kanama vb.) B-mod görüntülerde gösterildiği için yöntemin görüntü kalitesinin yüksek olması vasküler sistemin değerlendirilmesinde oldukça önemlidir(18).

d) Renkli Doppler: Gerçek zamanlı ultrason incelemesi sırasında akım ve hıza ait bilginin renk kodu olarak B-mod incelmedeki damar görüntüsünün içine yerleştirilmesi ile "Renkli Doppler Ultrasonografi" (RDUS) elde edilmektedir. RDUS, akım hakkında kalitatif bilgiler vermektedir. Bu nedenle klinik uygulamalarda tek başına değil, spektral analiz ile birlikte kullanılır. Dupleks Dopplerden tek farkı damardaki akımın renkli olarak gösterilmesi olduğundan, bu yöntem "Renkli Dupleks Doppler" yada kısaca "Renkli Doppler" ismi de verilmektedir (19).

Renkli görüntülemelerde rengi, faz şifti, renk tonunu ise frekans şifti belirler. Görüntüde izlenen renk, akımın yönünü yansıtmaktadır. Renk kodlamasında transdüser göre akımın yönü mavi ya da kırmızı olarak kodlanır. Akımın hızı rengin tonlarıyla belirlenir. Açık parlak tonlar hızlı akımı, koyu tonlar yavaş akımı gösterir (18,19).

e) Power Doppler: Renkli Doppler ile frekans bilgisinin gösterilmesinde alternatif bir yol, ortalama frekans kayması yerine, Doppler sinyalinin entegre gücünü gösteren renk haritasıdır. Frekans kayması bilgisi gösterilmediğinden aliasing oluşmaz. Görüntü akım yönü veya hızı ile ilgili bilgi sağlamaz. Power Doppler görüntülemelerde frekansa bağlı renkli Doppler gösteriminden çok daha az açı bağımlıdır (23).

III- Artefaktlar: Doppler incelemelerde bir çok artefakt, hatalı inceleme tekniğinden kaynaklanmaktadır. En sık karşılaşılan artefaktlar şunlardır:

a) Aliasing: Yavaş örneklemekten kaynaklanır. Yüksek Doppler frekans kaymalarının sağlıklı bir şekilde ölçülmesini engeller. Nyquist limitini aşan hızlar,

hız zaman grafiğinde ters yönde yavaş akım şeklinde görünürler. Aliasing renkli Dopplerde, renk mozaïği (şiddetli aliasing) veya her iki yöne akım gösteren renklerin karışımı (hafif aliasing) şeklindedir. Pratikte aliasing artefaktını önlemenin en kolay yolu PRF'yi arttırmaktır. Derin yerleşimli vasküler yapıların incelenmesinde PRF istenildiği kadar arttırılamayacağı için düşük frekanslı transdüser seçmek ve inceleme açısını arttırmak yoluna gidilebilir (18).

b) Doppler açısına bağlı artefaktlar: Bunlardan biri olan " ayna" görüntüsü (mirror image) artefaktı, yüksek Doppler açılarında, özellikle düşük sinyal/gürültü oranlarında, zayıf Doppler sinyalini saptamak amacıyla yüksek kazanç (gain) kullanıldığında izlenir. Doppler spektrumunda, sıfır çizgisinin her iki tarafında benzer hız eğrileri görülür. Ayrıca yine geniş açılarda, damar duvarına paralel olmayan akımlar sorun yaratırlar. Bu akımlar yan yana komşu kırmızı ve mavi bölgeler veya kırmızı-mavi renk karmaşası şeklinde izlenirler. Portal ven, internal karotid arterin başlangıcı, dilate tortüöz damarlarda ve venöz konflüenslerin aksiyal kesitlerinde ortaya çıkar. Sektör problarda, ses demeti ve cilt yüzeyi arasındaki açı merkezde yüksektir, uçlara doğru azalır. Cilt yüzeyine paralel seyreden bir damar, sektör proba incelendiği zaman bir uçta mavi, diğer uçta kırmızı ve merkezde kırmızı-mavi renk karışımı görülecektir. Bu durumda akımın yönünü saptamak güçtür (18,21).

IV- Karotis sistemde doppler inceleme tekniği:

İnceleme hasta sırtüstü durumda yatıyorken gerçekleştirilir. Hastanın boynunu incelenecek tarafın karşı yönüne çevirmesi gerekir. Boynun ince bir yastıkla yükseltilmesi incelemeyi kolaylaştırır. İnceleme 7.5 MHz ve üzerinde yüksek rezolüsyonlu lineer proplarla gerçekleştirilmelidir. Yüksek konumlu bifurkasyon durumlarında, boyun yapısı kalın hastalarda daha düşük frekanstaki proplar yararlı olabilir. Ayrıca ileri derecede büküntüler oluşturan internal karotis arterlerin görüntülenmesinde, ana karotis arter orijin bölümleri ve brakiosefalik arterin görüntülenmesinde pratik bir yaklaşım olarak konveks proplardan yararlanılabilir. İnceleme klavikula düzeyinden başlanarak kranial yönde ana karotis arter, bulbus, internal, eksternal karotis arterlerin transvers ve longitudinal planlarda taranması ile gerçekleştirilir.

Cihazın renk ve gain parametreleri artefakt oluşumunu engelleyecek ancak maksimum renk bilgisini verecek biçimde ayarlanmalıdır. Yüksek düzeydeki akım hızlarının ölçülebilmesi için PRF değerinin de yüksek tutulması gerekir. Hız ölçümleri sırasında doppler açısının 45-60 derece arasında olmasına özen gösterilmelidir.

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.

İkinci aşamada renkli doppler incelemeye geçilir. Bu aşamada yine 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. İnternal karotis arter orijin bölümüne karşılık gelen bulbusta türbülansa bağlı kısa süreli bir ters (reverse) akım izlenmesi gerekir. Bu bulgu normal olguların hemen tamamında izlenmekte olup görülememesi hemodinamik bozukluğa işaret etmektedir.(16)

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

Doppler spektrum bulguları:

Gri skala ve renk modundaki incelemelerin tamamlanmasından sonra üçüncü aşamada spektral analiz gerçekleştirilir. Spektral analizde akım desenleri kalitatif ve kantitatif yönden değerlendirilmelidir. Hız ölçümleri arterlerin normal çaplarında izlendiği, ana karotis arterde bifurkasyonun 2cm. gerisinden, internal ve eksternal karotis arterlerde 2 cm. ilerisinden yapılır. Normal olgularda sistolik ve diastol sonu akım hızlarının ölçülmesi yeterlidir. Darlık durumlarında stenoz düzeyi ile stenoz öncesi ve sonrasında ölçümler ve hız oranlamaları yapılmalıdır. Sistolik hız oranlaması darlık düzeyindeki internal karotis arterde saptanan pik sistolik hızın ana karotis arterdeki pik sistolik hız değerine; diastolik hız oranlaması internal karotis arterde stenoz düzeyindeki diastol sonu hızın ana karotis arterdeki diastol sonu hıza oranlanması ile hesaplanır.

İnternal karotis arter, sistolde hızlı bir yükselme gösteren, sistolik tepenin hafifçe yuvarlak biçimde izlendiği, diastolik akımın ileri yönde olduğu düşük dirençli bir akım deseni çizer.

Eksternal karotis arter, yüz ve boyun bölgesinde yüksek vasküler dirence sahip anatomik yapıların kanlanmasıyla sorumludur. Akım deseni pulsatil olup sistolde hızlı ve keskin bir yükselme, diastolde keskin bir düşüş gösteren bir spektruma sahiptir. Yüksek dirençli vasküler yatağın akım karakteristiği olarak diastolik hız giderek azalır. Diastol sonunda akımın tümüyle sıfırlandığı akım örnekleri kaydedilebilir.

Ana karotis arterin akım spektrumu internal ve eksternal karotis arterlerin bir kombinasyonu şeklindedir.

Spektral analiz sırasında kalitatif değerlendirmenin bir parçası da spektral eğrinin altında kalan spektral pencere olarak adlandırılan alanın gözden geçirilmesidir. Normalde bu alan laminar akımın bir yansıması olarak açık (temiz) olup sintilasyonlar içermez. Stenoz durumunda akımdaki türbülansa bağlı olarak bu alanda sintilasyonlar olmaya başlar, şiddetli stenozda spektral pencere tümüyle kapanabilir.

Renk modu ve spektral analiz sırasında internal ve eksternal karotis arterlerin ayrımı büyük önem taşımaktadır. İnternal karotis arter, eksternal dala oranla daha kalın izlenir, daha posterolateralde seyreder. İnternal karotis arter servikal bölümünde dal vermezken, eksternal karotis arterden yüz ve boyun bölgesinin önemli arterleri ayrılır. Renkli doppler incelemede internal dalda kardiak siklus boyunca renk devamlılığı varken, eksternal dalda intermittant renk doluşu gözlenir. Spektral incelemede internal karotis arter düşük dirençli bir akım desenine sahipken, eksternal dal yüksek dirençli akım deseni sergiler. Tüm bu kriterlere karşın internal-eksternal karotis arter ayrımının yapılamadığı durumlarda "temporal tapping" manevrası yararlı olabilir. Karotis arter akım desenleri kaydedilirken süperfisiyal temporal arter trasesine parmakla küçük vurular yapılır. Bu vurular sırasında internal karotis arter spektrumunda bir değişiklik olmazken, eksternal karotis arter akım trasesinde dalgalanmalar görülür (16,24).

3- BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ

Toraks ve abdominal aorta gibi büyük damarların, özellikle anomali ve anevrizmatik lezyonlarını görüntülemeye kullanılan noninvaziv bir yöntemdir. Aterosklerotik kalsifikasyonlar ve intramural trombüs gibi vasküler patolojileri göstermek için inceleme bolus şeklinde intravenöz kontrast madde enjeksiyonu ile birlikte yapılır. Bu yöntem büyük anevrizmaların patomorfolojileri ve boyutu ölçümü yanı sıra, disseksiyon ve koarktasyonunda değerli bilgiler verir. Spiral BT gibi hızlı taramalı sistemlerde damarı demonstre etmek için intravenöz kontrast madde verilerek yapılan dinamik çalışmalar BT anjiografi (BTA) olarak adlandırılmaktadır. BT anjiografilerde tek kontrast enjeksiyonu ile üç boyutlu veri toplanabilmektedir. Böylece isteğe bağlı bakış açılarından, retrospektif olarak rekonstrüksiyonlar elde edilebilir ve bu işlem için ek kontrast ve X-ışını ekspozürü gerekmez. Bu teknikle periferik intravenöz enjeksiyon yapıldığı için kateter anjiografi gibi işlem sonrası hasta takibi gerekmez.

İyonize radyasyon ve potansiyel nefrotoksik kontrast madde kullanımının yanı sıra diğer önemli dezavantajı, yüksek dansiteli kalsifiye plakların damar lümenini gizleyerek stenoz ölçümünü imkansız hale getirebilmesidir (25).

4- ANJİOGRAFİ

Arter sisteminin, içerisine kontrast madde verilerek gösterildiği radyografik incelemedir. Karotis arterlere yönelik tanı araçları arasında önemli bir yer tutar ve arterlerin yapısı ve lezyonun yaygınlığı konusunda en geçerli bilgileri verir. Arteriografinin konvansiyonel ve dijital subtraksiyon anjiografi (DSA) olmak üzere iki şekli vardır. Konvansiyonel anjiografide görüntüler analogdur ve röntgen filmi üzerinde oluşur. DSA'da ise görüntüler dijitaldir. DSA'nın kontrast rezolüsyonu konvansiyonelden yüksek olduğundan, çok az ve dilüe kontrast madde ile daha ince kateter kullanılarak hasta daha az travmatize edilir.

Anjiografi endikasyonları (26)

- Vasküler anatomik detay,
- Arter kalibrasyonunda lokal düzensizlikler,
- Damar tıkanıklığı ve seviyesi,
- Kollateral dolaşımın gösterilmesi,
- Anevrizma ve arteriovenöz fistüllerin yeri ve boyutunun saptanması,

- Malign tümörlerin vaskülaritesinin incelenmesi,
- Herhangi bir organda oluşan kanama yerinin belirlenmesi,
- Cerrahi yada endovasküler girişim öncesinde tedavi planlanması

Anjiografi Kontrendikasyonları: Kesin bir kontrendikasyonu olmamakla birlikte, multisistem disfonksiyonu olan, medikal olarak stabil olmayan hastalarda KA kontrendike kabul edilmektedir. Bu hastalarda KA öncesi altta yatan anomaliler düzeltilmeli ve ortaya çıkabilecek komplikasyonlara yönelik tedbirler alınmalıdır (26)

Anjiografi rölatif kontrendikasyonları (26)

- Yeni geçirilmiş myokard enfarktüsü veya belirgin aritmi,
- Kontrast maddeye karşı ciddi reaksiyon öyküsü,
- Belirgin hipertansiyon (diastolik basınç>110mmHg),
- Kanama diyatezi,
- Yetersiz renal fonksiyon,
- Konjestif kalp yetmezliği ve akciğer hastalığı gibi nedenlerle anjiografi masasına supine pozisyonda yatamaması,
- İncelenecek bölgede yapılmış baryumlu tetkike ait kalıntıların bulunması,
- Gebelik.

Hasta Hazırlığı:

Hasta tetkikten bir gün önce hastaneye yatırılarak muayenesi yapılır ve daha önce kontrast maddelere karşı reaksiyonu olup olmadığı soruşturulur. Femoral nabız, ayak ve kollardaki periferik nabızlar, nabız hızı ve kan basıncı kontrol edilir. Hemoglobin düzeyi, trombosit sayısı, kandaki üre ve elektrolit değerleri, diyabetik hastalarda kan şekeri incelenir. EKG tetkiki yapılır. Eğer giriş için femoral yol kullanılacaksa kasık bölgesi temizlenir. Antikoagülan tedavi uygulanıyorsa tetkikten üç gün önce sonlandırılır. Hasta tetkikten önce en az beş saat aç kalmalıdır. Gerek duyulursa tetkikten bir saat önce 5-10 mg diazepam verilir. Daha önce majör alerjik reaksiyon gösterenlere ise kortikosteroid (tetkikten 2 ve 12 saat önce 32 mg oral prednizolon) uygulanabilir. Diyabetik hastalarda sabah verilmesi gereken insülin dozu veya oral antidiyabetikler verilmemelidir (27).

Kontrast Madde:

Anjiyografide iyonik olmayan ve suda eriyen iyotlu kontrast maddeler tercih edilir. Aortografi için 370 mg/ml, selektif arteriografi için 300 mg/ml yoğunluğunda kontrast maddeler kullanılır. Kontrast maddenin sıcaklığı, viskozitesini azaltmak için injeksiyondan önce vücut sıcaklığına getirilir. Hastaya verilen toplam doz 4-5 ml/kg'ı geçmemelidir.

Perkütan arter kateterizasyonu yönteminde giriş yeri olarak sıklıkla femoral arter kullanılır. Diğer girilebilecek damarlar brakial ve aksiller arterlerdir. Femoral arterde hangi taraftaki arterden daha kuvvetli nabız alınıyorsa o arter tercih edilir. Giriş noktası genellikle inguinal kanalın 2-4 cm altındadır ve steril şartlarda çalışılır (26).

Anjiografi Komplikasyonları:

a) Kontrast maddeye bağlı komplikasyonlar:

- Minör advers reaksiyonlar,
- Majör advers reaksiyonlar,
- Lokal vasküler değişiklikler (kan hücreleri ve viskozite üzerindeki etkiler),
- Sistemik vasküler değişiklikler,
- Organ toksisitesi (kalp, beyin, böbrek),
- Lokal anestetikler veya diğer ilaçlara bağlı advers reaksiyonlardır.

b) Ponksiyon bölgesi komplikasyonları:

- Hemoraji (eksternal kanama veya hematoma),
- Kontrast maddenin subintimal veya perivasküler injeksiyonu,
- Vasküler tromboz (diseksiyon, lokal travma),
- Ponksiyon yerinden periferik embolizasyon,
- Vasküler stenoz veya oklüzyon,
- Anevrizma veya psödoanevrizma oluşumu,
- A-V fistül,
- Lokal sepsis,
- Sinir veya diğer lokal oluşumların hasarıdır.

c) Katetere bağlı veya genel komplikasyonlar:

- Kateter trombozuna bağlı emboli,
- Hava embolisi,
- Gazlı bez embolisi,
- Damarın diseksiyonu, perforasyonu veya rüptürü,
- Spazm, diseksiyon veya emboliye bağlı organ iskemi veya infarktı,
- Girişimsel yaralanmalar,
- Kılavuz tel ve kateter kırılması yada kopması,
- Kateterin düğüm olması,
- Cilt temizliğinde konulan solüsyonlar gibi bazı maddelerin yanlışlıkl  la injeksiyonu,
- Heparinizasyon dozunun aşılması,
- Vazo-vagal reaksiyondur (26, 28)

5- MANYETİK REZONANS ANJİOGRAFİ (MRA)

Manyetik rezonans anjiyografi, kanın hareketinden yararlanarak damarlar ve durağan dokuların ayrımını sağlayan bir görüntüleme yöntemidir. Esas olarak damarın anatomisini değil, hareket eden kanın fizyolojisini gösterir.

Rutin MR görüntülemede damarlar, içerdikleri kanın akım hızına bağlı olarak hipo veya hiperintens izlenebilirler. Bir spin eko sinyalinin oluşması için protonlar 90 ve 180 derece radyofrekans (RF) pulslarına tabi tutulurlar. Bu RF pulsları belirli bir kesite gönderilir. Kesitteki durağan spinler eko oluştururken hareketli spinler, yani akan kana ait protonlar kesit içinde spin eko oluşturmaya yetecek sürede kalamazlar ve sinyal kaybı meydana gelir. Genel bir ifade ile hızlı akan arteriyel kan "sinyal void" oluşturduğu için hipointens, venöz kan ise hiperintens görülür. Ancak bu görünüm sekansa ilişkin faktörlerden büyük oranda etkilenebilmektedir. Akım halindeki kanın oluşturduğu sinyal, ilgili damarın kesit içindeki pozisyonuna, tekrarlama zamanı (TR)'na, eko zamanı (TE)'na ve kesit kalınlığına bağlı olarak değişir; temelde spin eko sekansında hipo, gradient eko sekansında ise hiperintens olması beklenir.

Spin eko sekansında akan kandaki bu sinyal yokluğu, kesit kalınlığı ince veya TE değeri uzun seçildiği zaman daha belirgin olacaktır. Bunun nedeni,

her iki durumda da kesitteki hareketli protonların kesit dışına çıkmalarının daha kolay olmasıdır. Fast spin eko sekansında inceleme süresi spin eko sekansına göre daha kısa olmakla birlikte, 90° RF puls sonrası birden fazla 180° RF puls ile faz kodlama stepleri kodlandığından, sinyal void yine belirgindir. Bu kontrastı belirgin hale getirmek amacı ile 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 (29).

Spin eko sekansında akan kan hipointens olarak izlenirken, MRA görüntülerinde akan kanın çevre durağan dokulara göre hiperintens görüldüğü sekanslar kullanılır.

Ekstrakranial karotis arter hastalıklarının tanısına yönelik MRA metodları başlıca iki teknik şeklinde uygulanır.

1- Geleneksel MRA teknikleri

- Time-of-flight (TOF)
- Phase contrast MRA (PC MRA)

2- Kontrastlı üç boyutlu MRA (3D CE-MRA)

a) TIME-OF-FLIGHT (TOF) MRA

İnceleme alanındaki durağan dokularda bulunan protonların sinyal üretemeyecek şekilde satüre edilmesi ve kesit içine giren akan kandan yüksek sinyal elde edilmesi esasına dayanır (30).

Hareket eden kan protonlarının bulunduğu vasküler ağacın optimum görüntülenebilmesi için kesit alanındaki tüm durağan dokular hemen hiç sinyal üretemeyecek şekilde tekrarlayan RF pulsları ile satüre edilir. Satürasyon işlemi için gradient eko sekansları kullanılır (30).

Gradient eko sekansında sadece 90° 'den küçük sapma açıları (flip angle: FA) ile RF pulsu uygulanmaktadır. TR kısa tutularak çok sayıda RF puls uygulandığında kesit içindeki tüm protonlar satüre olur (longitudinal manyetizasyonları 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 bağlı 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 pulsuları arasında, RF pulstan etkilenen protonların kesit dışına çıkması ve yeni protonların girmesi daha kolaydır. Kesit kalınlığı arttıkça, kan akım hızına da bağlı olmak üzere, vasküler yapıların içindeki protonların da RF pulsuları ile satüre olma şansları vardır:

$$v \geq d / TR$$

v: kan akım hızı, TR: Puls tekrarlama zamanı, d: kesit kalınlığı

Bu denkleme göre kan akım hızının yavaş olduğu bir vasküler yapı inceleniyorsa, akan kandaki protonların satüre olmamaları için kesit kalınlığını azaltmak ya da TR'yi artırmak gereklidir.

Durağan dokulardaki sinyalin maksimal supresyonu ve inceleme süresinin kısaltılması için TR mümkün olduğu kadar kısa tutulmalıdır. Kesit kalınlığı ve TR'nin yanısıra, durağan doku-vasküler yapı kontrastına etkili olan bir diğer parametre sapma açısıdır. Sapma açısı küçük olduğunda durağan dokulardaki satürasyon miktarının azalmasına bağlı 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 (31,32).

TOF 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. İncelenen vasküler yapının trasesinin kesit planına dik olmadığı durumlarda da benzer bir etki söz konusudur. Laminer akım profilinin bozulduğu durumlar arasında stenozlar, poststenotik dilatasyonlar, anevrizmalar ve bifurkasyon noktaları sayılabilir. Buna "dephasing" denilmektedir. Spin eko sekansı sırasında protonların fazları ne kadar farklı ise, sinyal kaybı da o kadar fazla olur, yani yüksek hız ve/veya türbülans varlığında dephasing ortaya çıkar. Bu problemi ortadan kaldırmak için flow compensation tekniği kullanılmaktadır. Bu teknikte faz kaymasına neden olan gradientin aksi yönünde çalışan ek bir gradient kullanılır, bu sayede gradient boyunca akıma bağlı olarak gelişen faz şifti önlenir (29,33).

TOF MRA, 2D veya 3D olarak yapılabilir. Her iki teknikle elde edilen kesitsel görüntüler bilgisayarca her kesitte maximum intensity projection (MIP) algoritmi uygulanarak en parlak sinyallerden oluşan topografi çizilmektedir. Kandaki hareketli protonlar çevre sabit dokulardan farklı olarak çok az satüre edildiği için ve kesitlerdeki en parlak imajlar akımın olduğu yerlerden geldiği için parlak imajlardan oluşan topografik trase tamamıyla damar trasesini yansıtmaktadır. Buna karşın durağan dokular damar traselerinin yanında koyu tonlarda görüntülenmektedir (34).

2D TOF MRA'da kısa TR ve TE (sırası ile 50 ve 10ms) ile orta dereceli sapma açısı (45°) 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, hatta BOS bile görüntülenebilmektedir. Tekniğin dezavantajı ise kesit kalınlığının magnet ve gradient gücü ile sınırlı olması ve hareket artefaktlarına duyarlılıktır.

3D TOF yöntemi daha yüksek signal-gürültü oranına (SNR) ve daha ince ardışık kesitlerin alınmasına imkan vererek 2D'ye göre bazı üstünlükler taşımaktadır. Bu yöntemde görüntü bilgileri tek tek kesitler yerine bir volümden toplanarak işlenir. "Slab" adı da verilen bu volüm, RF pulsu ile bütün olarak uyarılmakta ve takiben kesit belirleme (slice selection) yönünde uygulanan faz kodlayıcı bir gradiyentle kesitlere bölünmektedir. 3D tekniğinde SNR 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 (35). 3D tekniğinin bu dezavantajını ortadan kaldırmak için MOTSA (*multipl overlapping thin slab acquisition*) tekniği kullanılmaktadır. Bu teknikle planlanan doku volümü daha küçük bölümler halinde incelenebilmektedir, ancak inceleme süresi uzamaktadır.

2D ve 3D TOF tekniği ile incelenen bölgedeki tüm arteriyel ve venöz vasküler yapılar görüntülenmektedir. Presaturasyon tekniği kullanıldığında ise sadece arteriyel veya sadece venöz yapılar vizüalize edilmektedir. Bunun için

hangi akım yönü isteniyorsa o yöndeki protonların saturasyonunu sağlamak için RF pulsları uygulanır (31,34).

b) FAZ CONTRAST (PC) MRA

İki manyetik alan arasında hareket eden spinlerle hareketsiz spinler arasındaki faz farkı prensibine dayanır. TOF MRA yöntemindeki faz çifti akım kompanzasyon tekniği ile elimine edilirken, PC MRA yönteminde bu oluşan faz çiftleri görüntülemenin temelini oluşturur. Uygulama çift eko esasına dayanmakta, görüntüler gradient pozitif ve negatif yönlerde iken çiftler halinde alınmaktadır. İlk eko harekete bağlı kaybı ifade eden defazlamadır. Bunun etkisi sonucu hareketli spinlerden, dolayısıyla akan kandan sinyalsiz görüntüler elde edilir. İlk ekonun ardından aynı bölgeye, birincinin simetriğinde ikinci bir selektif puls uygulanarak akan kandaki faz değişikliği sinyal olarak kaydedilir. Bu ikinci eyleme ise refazlama adı verilir. " Image subtraction " ile bu iki görüntü birbirinden çıkarılarak 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 saturasyona 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. PC MRA kesit içerisine giren akımdan çok gradient boyunca kan hareketinin bir yansımasıdır. TOF'da damar duvarı ve diğer yapılar görülebilmesine rağmen, PC MRA arka planda tama yakın eliminasyon sağlamakta, bu sayede küçük damarların tespitine imkan vermektedir. Yağ ve methemoglobin gibi kısa T1 zamanına sahip olanlar dahil bütün hareketsiz yapılar elimine edildiğinden, hematomlar vasküler yapılarla karıştırılmaz. Oysa TOF tekniğinde bunlar karışabilir.

PC MRA, venöz yapılar ve büyük anevrizmalarda olduğu gibi yavaş akımlı alanların görüntülenmesinde daha uygundur.

PC MRA'da görüntüye girmesi istenen akım hızlarını belirleyen tavan değer "velocity-encoding (Venc)" olarak adlandırılır. Bu durum farklı akım hızı içeren yapıları ayırmak için kullanılır. Arteriyel yapıların görüntülenmesi

isteniyor, venöz yapıların düşük sinyal intensitesinde olması arzulanıyorsa, Venc yüksek seçilir (80 cm/s gibi). Venöz yapıları daha iyi görüntülemek için ise daha düşük Venc değerleri kullanılır.

PC MRA tekniğinin TOF üzerine belirgin bir avantajı, akan kan satürasyona uğramadan, kısa TR kullanılabilmesidir. PC MRA kısa TR'nin etkilerine daha az duyarlıdır. Genelde işlem süresini kısaltmak için 30 ms TR kullanılır. Çok kısa TR ise satürasyon etkisini artırır (36).

Yavaş akımlı küçük damarları görüntüleyebilmek ve satürasyon etkisini minimize indirmek için 20° ile 30° arasında rölatif kısa sapma açısı kullanılır.

PC MRA'nın en hızlı sekansı tek kesit 2D PC MRA çalışmasıdır. Kesit istenen kalınlıkta ve projeksiyonda olabilir. Ancak 3D PC MRA'nın aksine elde edilen anjiogramlar üzerinde işlemler yapılarak başka projeksiyonlar elde edilemez.

3D TOF MRA gibi PC MRA da üç boyutlu volüm olarak çalışılabilir. 3D PC MRA'nın belirgin avantajları vardır. Öncelikle çok küçük vokseller kullanıldığı için kompleks ve türbülant akımın olumsuz etkileri azalır. Bu sebeple stenoz bölgeleri ve irregüler aterosklerotik plaklar 3D volümde daha iyi görüntülenir. Bir diğer avantajı, bir volüme ait tüm bilgilerin toplanabilmesi ve daha sonra maksimum intensity projection (MIP) kullanılarak istenilen alanın multipl projeksiyonlarının elde edilebilmesidir. 2D gibi 3D PC MRA da akım yönü bilgisini elde etmek için kullanılabilir (36).

c) ÜÇ BOYUTLU KONTRASTLI MRA (3D CEMRA)

Akıma ya da faz şifti etkisine bağımlı olmadan, intravenöz olarak verilen kontrast ajanın, incelenen vasküler bölgeden ilk geçişi sırasında görüntü elde edilmesi esasına dayanan bir tekniktir (37).

Gadolinium şelatları, relaksiveleri nedeniyle içinde bulundukları kanın T1 değerini belirgin olarak azaltarak (1200 ms'den 50 ms'ye kadar) incelenen vasküler ağaçta diğer dokulara göre belirgin kontrast artışı sağlarlar (29). Elde edilen kontrastın konvansiyonel MRA tekniklerinin prensiplerinden bağımsız olması nedeni ile kullanılan görüntüleme tekniği, imaj volüm orientasyonu ve inceleme süresi TOF ve PC MRA'dan farklılıklar gösterir (38).

Konvansiyonel MRA tekniklerinde akıma ya da faz şifti etkisine bağlı olarak görüntü elde edildiğinden, bu yöntemlerde kesit planının incelenen damar trasesine dik olması gereklidir. Bu nedenle aksiyel planda çok sayıda kesit kullanılır ve inceleme süresi, görüntülenecek vasküler yapının uzunluğu ile orantılı olarak artar. 3D CEMRA yönteminde elde edilen kontrastın kaynağı intravenöz olarak verilen gadolinyum olduğundan, incelenen vasküler yapının koronal planda daha az kesitlerle görüntülenmesi, böylece daha kısa sürede daha geniş bir volümün taranması mümkündür (38).

3D CEMRA için kullanılan sekans, yüksek hızı ve kısa eko zamanı (TE) ile gradient eko (GRE) sekanslarıdır. GRE görüntüleme, arka zeminden gelen sinyalleri suprese eder. Kontrastlı MRA tetkikinde GRE sekansını kullanılırken, 3 boyutlu görüntüler, 2 boyutlu olanlara tercih edilir, çünkü bu durumda gradientler üzerindeki stres azalır ve aynı kalınlıktaki bölgelerde daha kısa RF pulslarının kullanımına olanak tanınır. Kontrast madde uygulaması ile kanın T1 değeri belirgin olarak azalacağından, inceleme süresini kısaltmak için çok kısa TR değerleri seçildiğinde bile, kandaki protonların TOF tekniğindeki gibi satüre olma şansları düşüktür.

Inceleme süresi = TR x Y-rez x Nex x Kesit sayısı

TR : Puls tekrarlama zamanı

Y-rez : Matrikste faz kodlama step sayısı

Nex : İşlem sayısı (number of excitation)

TR'nin kısa seçilmesiyle, görüntü kalitesi artar, çünkü inceleme süresi kısalmış, böylece hareket ve solunum artefaktları minimize edilebilir; kısa zamanda bolus tarzda verilen kontrast madde sayesinde kontrast-gürültü oranı (CNR) ve çevre doku supresyonu artar (39).

Optimal görüntü kalitesi için önerilen TR değerleri 3-7 ms, TE değerleri 1-3 ms'dir (40).

Konvansiyonel MRA tekniklerinde damar içi yeterli sinyalin elde edilebilmesi için düşük sapma açıları kullanılır ve bunun sonucunda da RF pulsları ile çevre dokulardan gelen sinyal satürasyonu yeterli olmayacağından, çevre doku supresyonu azalır. 3D CEMRA sekansında maksimum çevre doku supresyonu elde etmek için yüksek sapma açıları kullanılırken, gadolinyum

sayesinde yeterli damar içi sinyal elde edilmesi mümkündür (41). Optimal görüntü kalitesi için önerilen sapma açısı 25-40 derecedir (42).

Elde edilen 3 boyutlu verilerin tamamı Fourier transformasyon sayesinde her bir kesitin rekonstrüksiyonu öncesinde toplanır. Bu nedenle 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-alanı bilgilerinin toplanmasına rastlamamışsa, görüntü kalitesini fazla etkilemez. Bu nitelikleri nedeniyle 3D GRE incelemeler yüksek rezolüsyonlu görüntü sağlar ve kısalan TR ve TE ile 20-40 saniyelik bir zaman dilimi içinde veriler toplanabilir (43).

Günümüzde kullanılan MR kontrast ajanları gadolinyum (Gd) şelatlarıdır. Gd, ekstrasellüler bir ajan olup hızlı enjeksiyonlarda arteriyel yapılardan ilk geçişlerinde konsantrasyonları yüksektir. Enjeksiyon sonrası kan içindeki konsantrasyonları hızla azalır, verilen dozun yaklaşık %50'si 5-10 dakika daha kanda dolaşır. Kas gibi birçok dokuda kapiller aralıktan ekstrasellüler aralığa geçer, böbrek yoluyla atılır.

CEMRA incelemelerinde arteriyel ve venöz kontrastlanma arasındaki zaman, maksimum akuzisyon zamanını belirler. İncelenecek anatomik bölgeye bağlı olarak bu zaman çok kısa (intrakranial, karotis ve pulmoner arterlerde), ya da göreceli olarak uzun (kontrast maddenin iskelet kasları tarafından absorbe edildiği periferel damarlarda) olabilir.

3D CEMRA tekniğinde elde edilen arteriyel kontrast, enjekte edilen gadolinyumun dozuna bağlıdır. Ana vasküler yapıların görüntülenebilmesi için uygulanması gereken minimum doz 0,03 mmol/kg, küçük dalların demonstre edilebilmesi için gerekli doz 0,05-0,1 mmol/kg olarak bildirilmiştir (42).

Enjekte edilen gadolinyumun kandaki pik konsantrasyonu, bolus enjeksiyon hızına bağlıdır. 3D CEMRA sekansında elde edilen sinyal intensitesi, Gd konsantrasyonu ile orantılı olarak artar. Bildirilen optimum enjeksiyon hızı 2-5ml/sn'dir (42). Daha yüksek enjeksiyon hızlarında SNR'de azalma olduğu bildirilmiştir (44).

Gd şelatları oldukça güvenli ve iyi tolere edilebilen ajanlardır. Advers etkileri, X ışını ile kullanılan kontrast maddelere göre çok düşüktür. Hayati tehdit eden anafilaksik reaksiyon riski taşımazlar (45).

Gd, antekübital bölgeden, bir kanül aracılığı ile venöz olarak elle ya da otomatik enjeksiyon sistemleri ile uygulanabilir. Kontrast enjeksiyonunun ardından, aynı hızla serum fizyolojik uygulanarak kontrast maddenin kalbe kadar ulaşması sağlanır (44).

3D CEMRA yönteminde optimal görüntülerin elde edilebilmesi için, k-alanı santral kısmından veri elde edildiği sırada intravasküler kontrastın maksimum olması gereklidir. K-alanı (data matrix), sinyal kaydı yapıldıktan sonraki ilk işlemdir. Bu matriks kx ve ky koordinatlarından oluşmakta, her sinyal kaydı bir sıraya yerleştirilmektedir. Daha sonra matrixteki sıralar ve kolonlar Fourier Transformasyon işleminden geçirilerek pikseller oluşturulur (32).

K-alanı'nın santrali görüntünün kontrastını, periferi ise rezolüsyonunu belirler. Sentrik k-alanı kullanıldığında, k-alanının doldurulması santralden perifere doğrudur; incelemenin başında santral kısım, sonuna yaklaştıkça periferik kısım doldurulur. Lineer k-alanı kullanıldığında ise, k-alanının doldurulması periferden santrale doğru yapılır; k-alanının ortasındaki kontrasta duyarlı bölge inceleme süresinin ortalarında doldurulur.

Görüntüleme sentrik k-alanı kullanılarak gerçekleştiriliyorsa, kontrast madde bolusunun incelenen vasküler bölgeye ulaşmasıyla sekans başlatılabilir. Lineer k-alanının kullanıldığı görüntülemelerde, k-alanının kontrasta duyarlı santral kesimine daha geç ulaşılacağından, sekans daha erken başlatılır. Bu amaçla, enjeksiyonun başlaması ile inceleme sekansının başlaması arasındaki uygun zamanı saptamak gereklidir. Prince ve ark. bu hesaplama için bir formül geliştirmişlerdir (43).

$$T_d = T_c + (T_i/2) - (T_a/2)$$

T_d: Gecikme zamanı (enjeksiyonun başlaması ile 3DCEMRA sekansı arasındaki süre)

T_c: Dolaşım zamanı (enjeksiyonun başlaması ile kontrastın vasküler yapıya ulaşması arasındaki süre)

T_i: Enjeksiyon süresi

Ta: 3D CEMRA sekans süresi

K-alanının santral kısmı kodlandığı sırada kontrast madde konsantrasyonunun incelenen vasküler yapıda maksimum olması büyük önem taşımaktadır. Bunun için doğru zamanlama gerekir. Özellikle kısa akusizyon zamanlı incelemelerde, kontrast enjeksiyonu ile veri elde edilmesi arasındaki süre bilinmelidir. Görüntü elde edilmesine gereğinden erken başlanırsa, incelenen arteriyel yapılar kontrast madde ile yeterince dolmayacak ve kontrast maddenin etkinliği azalacaktır. Data akuzisyonu geç olursa, kontrast madde incelenen bölgeyi terketmiş olacak venöz kontaminasyonlar oluşabilecektir. Karotis sistemde arteriyel kontrastın maksimum olduğu, venöz kontrastlanmanın başlamadığı zaman penceresinin 5-10 s olduğu dikkate alınır, bolus zamanlamasının önemi daha iyi anlaşılacaktır (46).

Kontrast maddenin infüzyon bölgesinden incelenecek bölgeye ulaşım zamanı kalp hızı, kardiyak output, yaş, vasküler anomalinin tipi ve şiddetinden etkilenir (47). Bu parametrenin doğru belirlenmesi için çeşitli teknikler mevcuttur.

1-Tahmin etme tekniği: En kolay ancak en başarısız tekniktir. Hasta yaşına, hikayesine ve kardiyak duruma göre tahmin yapılır.

2-Test bolus tekniği: Birçok cihazda kolaylıkla uygulanabilen bir tekniktir. 3D CEMRA akuzisyonundan önce, 2-4 ml gibi küçük bir kontrast dozu kullanılarak, test bolus akuzisyonu yapılır. Bu amaçla, kandan gelen sinyali baskılayan kısa süreli inversiyon puls ile birlikte saniyede bir görüntü alacak şekilde incelenmesi planlanan vasküler bölgeden en az 40 görüntü elde edebilen hızlı GRE sekansı kullanılır. Kontrastlanmanın maksimum olduğu süre dolaşım zamanı olarak belirlenir, gecikme zamanı hesaplanarak CEMRA tekniği başlatılır. Sık kullanılan bir yöntem olmasına karşın major dezavantajı, bolus için verilen kontrast maddenin incelenen alandan temizlenmesi için 5 dakika kadar süre geçmesi gereklidir. Bu teknik kullanıldığında hastaların %10'unda venöz kontaminasyon bildirilmiştir (48). Test bolusu için verilen kontrast madde böbrekten atılacağı için, böbrek, üreter ve mesaneye komşu arterlerde süperpozisyon yaratır (38).

3-Hızlı görüntüleme tekniği: İncelenecek bölgeden, subtraksiyon için kontrastsız maske görüntü elde edilmesini takiben, kontrast enjeksiyonu sonrası arka arkaya tekrarlanan kısa süreli hızlı sekanslardan oluşur. Bu sekanslardan biri (genellikle ikincisi), arteriyel fazın izlendiği, venöz kontrastlanmanın oluşmadığı zaman penceresine denk gelir (42,48).

4- Otomatik tetikleme tekniği: Kontrastın istenilen arteriyel bölgeye ulaştığı zamanı belirleyen bir puls sekansı kullanılır. Değişik ticari versiyonları mevcuttur. Bu sekansta operatörün belirlediği bir arteriyel segment 20 ms aralıklarla örneklenir. Kontrastın incelenen bölgeye ulaşmasını takiben örnekleme hacmi içindeki sinyal katlanarak artar. Eşik değeri olan %20'lik bir sinyal artışı cihaz tarafından belirlenerek kontrastlı sekans otomatik olarak başlatılır (47).

5- MR Floroskopi tekniği: Otomatik tetiklemenin bir diğer çeşidi paramanyetik kontrast madde enjekte edilirken aortadan kısa aralıklarla 2D GRE imajlarının elde edilmesine dayanan MR floroskopidir. Kontrast maddenin aortaya ulaştığı uygulayıcı tarafından görüldüğünde, 2D GRE pulsu sonlandırılarak 3D CEMRA sekansına geçiş yapılır (47)

3D CEMRA Artefaktları

3D CEMRA görüntülemeye, diagnostik hataya neden olabilecek ve konvansiyonel anjiyografide rastlanmayan bazı artefaktlar mevcuttur. En sık görülenler bolus zamanlama hatalarına bağlı olarak ortaya çıkanlardır (42).

Maki (ringing) artefakt: Kontrast enjeksiyonundan sonra kontrastlı sekans gereğinden erken başlatılırsa, kontrast madde incelenen arter düzeyine ulaşmadan, k-alanının santralinin kodlanması tamamlanmış olabilir. Bu durumda incelenen arterin kenarları parlak, ortası düşük sinyalli veya sinyalsiz olarak görülür.

Venöz kontaminasyon: 3D CEMRA sekansı gereğinden geç başlatılırsa venöz kontrastlanma ortaya çıkar ve yorumlama hatalarına neden olabilir. Tek taraflı erken venöz kontaminasyon A-V fistül varlığını düşündürür.

Stenoz derecesinin abartılması: Konvansiyonel MRA sekanslarına göre çok daha az rastlanmakla birlikte, stenoz bölgesindeki türbülant akıma bağlı olarak spinlerin defaze olması nedeniyle ve kontrast pikinin yakalanamadığı

zamanlama hatalarında stenozların olduğundan şiddetli görülmesi mümkündür (42).

Arterlerin inceleme alanı dışında kalması: Görüntüleme hacmi dışında kalan arter segmentleri oklüde olarak değerlendirilebilir. Karotis arterlerde pek rastlanmaz.

Metalik artefaktlar: Metalik stent, eklem protezi, cerrahi klipler duyarlılık artefaktları nedeniyle sinyal kaybına neden olarak stenoz veya oklüzyonu taklit edebilir.

Hareket artefaktları: Karotis sistem incelemelerinde genellikle yutkunma ile ortaya çıkarlar (49).

MATERYAL VE METOD

Aralık 2002 - Haziran 2003 tarihleri arasında, GİA ve inme öyküsü, vizüel semptomlar, baş dönmesi, dengesizlik, hipertansiyon, boyunda üfürüm, kardiyak operasyon öncesi servikal arterlerin değerlendirilmesi gibi sebeplerle farklı kliniklerden ve çevre hastanelerden karotis arterlere yönelik RDUS incelemesi için Gaziantep Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Radyoloji Anabilim Dalına refere edilen 387 hastanın ana, internal ve eksternal karotis arterleri gri skala US ve RDUS ile değerlendirildi.

RDUS incelemesi Siemens Sonoline Elegra ve Siemens Sienna (Siemens, Almanya) cihazları ile yapıldı. Spektral analizde pik sistolik akım hızlarına göre stenoz dereceleri, Moneta ve arkadaşlarının tanımladığı kriterlerden modifiye edilerek aşağıdaki şekilde belirlendi (50):

- I- Stenoz yok veya Hafif (%0-39) : PSH<110,
- II- Orta (%40-69) : PSH>110,
- III- Şiddetli (%70-99) : PSH>210,
- IV- Oklüzyon

(PSH: Pik sistolik hız)

RDUS incelemesinde ileri derecede stenoz ve oklüzyon (3. ve 4. derece) saptanan olgulardan 37'sine 2D TOF ve 3D CEMRA incelemeleri ve 25 hastaya karotis arterlere yönelik anjiyografi yapıldı. Her hastada bilateral ICA ve ECA'lar (37 hastada toplam 148 segment, anjiyografi yapılan hastalarda toplam 100 segment) değerlendirmeye alındı

2D TOF ve 3D CEMRA incelemeleri, synergy baş-boyun sarmalı kullanılarak 1,5T Philips Gyroscan (Philips, Hollanda) sistemi ile gerçekleştirildi. 2D TOF incelemesinde karotis bifurkasyonu santralize edilirken, 3D CEMRA'da inceleme alanı aortik arkus ve karotis sifonunu içine alacak şekilde geniş

tutuldu. Hareket artefaktlarının oluşmaması için hastalar yutkunmamaları ve yüzeysel solunum yapmaları konusunda uyarıldı. Her iki MRA yönteminde de durağan dokuların baskılanması için bir GRE sekansı olan FFE (Fast field echo) sekansı kullanıldı. MRA sekansları için düzenlenen parametreler Tablo 1'de sunulmuştur.

3D CEMRA sekansında kontrast enjeksiyonu öncesi subtraksiyon için maske görüntü elde edildi. Kontrast madde olarak kullanılan Gd DTPA, tüm hastalara antekübital bölgedeki yüzeysel venlerden, 18g kanül aracılığı ile toplam 20ml olmak üzere, 2 ml/s hızla otomatik power enjektör (Medrid, Spectris, ABD) ile uygulandı. Kontrast madde enjeksiyonunu takiben aynı hızda 20ml serum fizyolojik verildi. Kontrast maddenin enjeksiyonunun başlaması ile birlikte, aynı anda, 0.6 s'de bir görüntü elde edebilen MR Floroskopi sekansı (2D Bolus Trak) kullanılarak, biri dışında tüm hastalarda kontrast maddenin arkus aorta ve ana dallarına ulaşımı eş zamanlı olarak izlendi. Kontrast madde arkus aortada izlendiği anda, tek tuş dokunuşu ile 2D Bolus Trak incelemesi sonlandırılarak yaklaşık 1.5 saniye içinde 3D CEMRA sekansı başlatıldı. MR Floroskopi sekansının parametreleri Tablo 1'de sunulmuştur. 3D CEMRA sekansında kullanılan k-alanı örnekleme sentrik tipte idi.

2D TOF ve 3D CEMRA incelemeleri sonrası ham görüntülerden 9°'lik açılarla 20 MIP görüntüsü elde edildi.

Anjiyografi incelemeleri, Philips Integra SV (Philips, Hollanda) cihazı ile gerçekleştirildi. Seldinger yöntemi ile femoral arter kateterizasyonunu takiben non-iyonik kontrast madde ile karotis arterlerin orifislerinde olası stenoz-oklüzyonların değerlendirilmesi amacı ile arkus aortografi yapıldı. Ardından her iki karotis arterine yönelik selektif arteriografi yapılarak CCA, ICA ve ECA'lar AP ve/veya oblik ve lateral projeksiyonlarda 2 enjeksiyon uygulanarak değerlendirildi. Görüntüler subtrakte ve non-subtrakte olarak değerlendirildi. Anjiyografi yapılan hastaların hiçbirinde komplikasyon gelişmedi.

MRA sekansları sonrası elde edilen MIP görüntülerde ve anjiyografi incelemelerinde stenoz dereceleri incelenen segmentlerin en dar yerinden NASCET yöntemine göre hesaplanarak aşağıdaki gibi sınıflandırıldı (11).

- I- Hafif, %0- 39
- II- Orta, %40-69

III- Şiddetli, %70-99

IV- Oklüzyon

MIP imajlarda izlenen lokal sinyal kayıpları grade 3 stenoz olarak değerlendirildi.

Radyolojik incelemelerin tamamlanması arasındaki süre en fazla 7 gün idi.

İstatistiksel analiz SPSS versiyon 9.0 programı ile gerçekleştirildi.

Tablo 1: MRA yöntemlerinde kullanılan sekansların parametreleri

	2D TOF	MR Floroskopi (2D BolusTrak)	3D CEMRA
Plan	Aksiyel	Koronal	Koronal
TR	23	4.0	5.2
TE	6.9	0.9	1.5
FA	60	40	40
FOV	21cm	53cm	40cm
Matrix	112x512	128x256	204x512
Nex	1	1	1
Kesit Kalınlığı	3mm	80mm	2-2.4mm
Kesit sayısı	75	—	50
İnceleme süresi	178s	—	23-28s

BULGULAR

RDUS ile incelenen yaşları 24 ile 81 arasında değişen (ortalama 49.2), 154'ü bayan, 233'ü erkek, toplam 387 hastanın 68'inde (%17.5) gri skala incelemede intimal kalınlaşma veya plak saptanmadı, spektral incelemede hız artışı kaydedilmedi. Karotis sistemde intimal kalınlaşma veya plak saptanan, ancak spektral analizde hız artışı bulunmayan hasta sayısı 185 (%47.8) idi. Doksan yedi hastada (%25.1) değerlendirilen vasküler yapılardan en az birinde spektral incelemede orta derecede stenoz ile uyumlu hız artışı kaydedilirken, 29 hastada (%7.4) ileri derecede stenozu düşündüren hız artışı saptandı. Sekiz hastada (%2.0) renk modu, power doppler inceleme ve spektral analizde oklüzyonla uyumlu olarak akım saptanmadı.

RDUS incelemede ileri derecede stenoz veya oklüzyon saptanarak çalışma kapsamına alınan 37 hastanın klinik bulguları değerlendirildiğinde, 11 hastada (%29.7) inme, 13 hastada (%35.1) GİA öyküsü mevcuttu. Sekiz hastada (%21.6) RDUS incelemesi major kardiyak cerrahi uygulanacak hastaların servikal arterlerinin değerlendirilmesi için istenirken, 3 hastada (%8.1) boyunda asemptomatik üfürüm mevcuttu. Vertebro-baziller yetmezlik ön tanısı ile refere edilen olgu sayısı 2 (%5.4) idi.

İnme öyküsü bulunan hastalardan 5'inde (%45) karşı taraf ICA'da ileri stenoz, 5'inde (%45) oklüzyon mevcuttu. Bir hastada (%9) aynı tarafta ileri stenoz ve karşı tarafta ülsere plağın eşlik ettiği orta derecede stenoz mevcuttu.

GİA öyküsü bulunan 13 hastanın 6'sında (%46) tek taraflı hemiparezi mevcuttu ve karşı taraf ICA'da stenoz izlendi. İki hastada (%15) tek taraflı geçici körlük mevcuttu ve aynı taraf ICA'da stenoz izlendi. Beş hastada (%38) lateralizasyon bulgusu yoktu.

RDUS incelemesinde oklüzyon saptanan olgulardan ikisi, kardiovasküler cerrahi düşünülen ve karotis arterlerin değerlendirilmesi için refere edilen nörolojik olarak stabil hastalardı.

RDUS incelemesinde ileri derecede stenoz ile uyumlu hız artışı ya da oklüzyon saptanan hastaların tümünde (37 hasta) 2D TOF ve 3D CEMRA incelemeleri ile toplam 148 karotis arterin servikal segmentleri (her hastada bilateral ICA ve ECA) değerlendirildi (Tablo 2,3). Biri dışında hastaların tümünde 3D CEMRA sekansı için intravenöz olarak enjekte edilen kontrast madde MR Floroskopi yöntemi ile başarılı bir şekilde takip edilerek arkus aortaya ulaştığı gözlemlendi ve kontrastlı sekans başlatıldı. Bir hastada (16 nolu hasta) zamanlama hatası yapılarak kontrast madde pulmoner venler düzeyinde iken sekans başlatıldı, ancak teknik nedenlerle incelemenin tekrarı mümkün olmadı.

Tüm hastalar dikkate alındığında, RDUS ile değerlendirilen toplam 148 vasküler yapının 82'si (%55.4) hafif, 29'u (%19.5) orta, 29'u (%19.5) şiddetli stenoz grubunda saptanırken, 8 oklüzyon (%5.4) izlendi. 3D CEMRA sekansı ile yapılan incelemede bu değerler sırası ile 81 (%54.7), 32 (%21.6), 28 (%18.9) ve 7 (%4.7) iken 2D TOF yöntemi ile elde edilen görüntülerde sırası ile 76 (%51.3), 32 (%21.6), 31 (%20.9) ve 8 (% 5.4) olarak belirlendi.

RDUS incelemesi ile ileri derecede stenoz ya da oklüzyon saptanan hastaların 25'ine anjiyografi uygulandı ve her hastada bilateral ICA ve ECA olmak üzere toplam 100 servikal karotis arter segmenti değerlendirildi. Diğer 12 hastaya anjiyografi planlanmasına rağmen hastanın işlemi kabul etmemesi ya da sevk zincirindeki aksamalar gibi nedenlerle işlem gerçekleştirilemedi. Anjiyografi yapılamayan hasta grubu içerisinde RDUS incelemede 3 olguda oklüzyon, 9 olguda şiddetli stenoz mevcuttu.

Anjiyografi yapılan 25 hastada değerlendirilen 100 vasküler yapının 57'si (%57) hafif, 20'si (%20) orta, 18'i (% 18) şiddetli stenoz grubunda saptanırken, 5 damarda (%5) oklüzyon saptandı. 3D CEMRA sekansı ile yapılan incelemede bu değerler sırası ile 57 (%57), 19 (%19), 19 (%19) ve 5 (%5) iken 2D TOF yöntemi ile elde edilen görüntülerde sırası ile 52 (%52), 21 (%21), 21 (%21) ve 6 (%6) olarak belirlendi. RDUS yöntemine göre bu değerler sırası ile 58 (%58),

17 (%17), 20 (%20) ve 5 (%5) idi. Elde edilen sonuçların ICA ve ECA'lara dağılımı Tablo 4 ve 5'te gösterilmiştir.

Altın standart olarak kabul edilen anjiyografi ile karşılaştırıldığında ICA için 2D TOF yönteminin %40-69 oranındaki stenozlardaki sensitivitesi %100, spesifitesi %81.9, pozitif prediktif değeri %77.3 ve negatif prediktif değeri %100 olarak belirlendi. %70-99 oranındaki stenozlar için bu değerler sırası ile %100, %96.9, %92.8 ve %100 iken, oklüzyon için sırası ile %100, %97.8, %80.0 ve %100 olarak hesaplandı.

Anjiyografi ile karşılaştırıldığında ECA için 2D TOF yönteminin %40-69 oranındaki stenozlarda sensitivitesi %100, spesifitesi %97.1, pozitif prediktif değeri %85.7 ve negatif prediktif değeri %100 olarak belirlendi. Şiddetli stenozlar için bu değerler sırası ile %100, %93.1, %62.5 ve %100 iken, oklüzyonlar için tüm değerler %100 olarak belirlendi.

ICA ve ECA'lar birlikte değerlendirildiğinde, 2D TOF yönteminin orta derecedeki stenozlarda sensitivitesi %100, spesifitesi %91.2, pozitif prediktif değeri %77.2 ve negatif prediktif değeri %100 idi. Şiddetli stenozlar için bu değerler sırası ile %100, %94.8, %81.8 ve %100 iken oklüzyonlarda sırası ile %100, %98.5, %83.3 ve %100 olarak belirlendi.

Anjiyografi ve 3D-CEMRA yöntemleri karşılaştırıldığında, %40-69 oranındaki stenozlarda ve oklüzyonlarda ICA için 3D CEMRA'nın sensitivite, spesifite, pozitif ve negatif prediktif değerleri %100 iken, şiddetli stenozlarda bu değerler sırası ile %100, %96.9, %92.8 ve %100 olarak hesaplandı. ECA için tüm stenoz derecelerinde ve oklüzyonlarda bu değerler %100 olarak belirlendi.

ICA ve ECA'lar birlikte değerlendirildiğinde, 3D CEMRA yönteminin orta derecedeki stenozlarda sensitivitesi %100, spesifitesi %98.3, pozitif prediktif değeri % 94.7 ve negatif prediktif değeri %100 olarak belirlendi. Şiddetli stenozlar için bu değerler sırası ile %100, %98.7, %94.7 ve %100 iken, oklüzyonlarda tüm değerler %100 idi.

Anjiyografi yapılan hastalardaki bulgular esas alındığında RDUS'un %40-69 oranındaki ICA stenozlarındaki sensitivitesi %88.9, spesifitesi %100, pozitif prediktif değeri %100 ve negatif prediktif değeri %95.4 olarak bulundu. %70-99

oranında stenozlar için bu değerler sırası ile %100, %93.9, %86.6 ve %100 iken, oklüzyonlar için tüm değerler %100 idi.

ICA ve ECA'lar birlikte değerlendirildiğinde RDUS'un %40-69 oranındaki stenozları saptamada sensitivitesi %94.4, spesifitesi %100, pozitif prediktif değeri %100 ve negatif prediktif değeri %98.2 idi. Şiddetli stenozlar için bu değerler sırası ile %100, %97.4, %90 ve %100 iken oklüzyonlarda tüm değerler %100 olarak belirlendi.

Anjiyografi yapılan hastalarda tüm stenoz dereceleri için modalitelere göre elde edilen uyum sonuçları Tablo 6,7 ve 8'de gösterilmiştir. Bu sonuçlara göre Anjiyografi ile 3D CEMRA yöntemlerinin uyumu Pearson korelasyonuna göre $r=0.99$, kappa 0.98 olarak saptanırken, bu değerler 2D TOF yöntemi için sırası ile 0.91 ve 0.87 ve RDUS için sırası ile 0.98 ve 0.95 olarak bulundu.

RDUS incelemede hafif derecede stenoz saptanan 4 vasküler segment (3 ICA ve 1 ECA) 2D TOF yöntemi ile orta derecede stenotik olarak değerlendirildi (4, 6, ve 14 nolu hastalar). Yine RDUS incelemede orta derecede stenoz tanısı konan 4 segment (tümü ECA) 2D TOF yöntemi ile ileri derecede stenotik olarak değerlendirildi (7, 8, 18 ve 33 nolu hastalar). Bu 8 damarda da RDUS ile 3D CEMRA yöntemleri, stenozun derecelendirilmesinde tam korelasyon gösterdi.

İki ICA'da (3 ve 11 nolu hastalar), RDUS incelemede akım hızlarına göre %70-99 oranında stenoz tanısı konuldu. Ancak anjiyografi ile birlikte 2D TOF ve 3D CEMRA yöntemlerinde stenoz değeri %40-69 olarak belirlendi.

Anjiyografide ciddi distal ana karotis arter stenozuna bağlı olarak sol ECA'nın vertebral arterden retrograd dolumunun izlendiği steal sendromu bulunan bir hastada (17 nolu hasta), RDUS incelemede sol ECA'da ters akım izlenirken, bu damar 2D TOF yönteminde oklüde olarak değerlendirildi. 3D CEMRA sekansında bu damarın patent olduğu izlendi.

RDUS incelemede yoğun kalsifikasyon gösteren plaklardan kaynaklanan akustik gölgeler nedeniyle içerisinde akım gözlenemeyen ve oklüde olarak değerlendirilen 1 ECA (37 nolu hasta), 2D TOF ve 3D CEMRA yöntemleri ile orta derecede stenotik olarak değerlendirildi.

RDUS, 2D TOF ve anjiyografi yöntemleri ile orta derecede stenoz saptanan bir ICA (16 nolu hasta), 3D CEMRA incelemesinde ileri derecede stenotik olarak değerlendirildi.

3D CEMRA yöntemi ile 2 ICA'da (3 ve 7 nolu hastalar) distal kesimde tandem lezyon izlendi ve anjiyografi ile doğrulandı. Yine 3D CEMRA yöntemi ile ek olarak üç hastada (11, 18 ve 32 nolu hastalar) subklavian arterde stenoz, bir hastada (32 nolu hasta) sol vertebral arterde oklüzyonla birlikte sağ vertebral arterde stenoz saptandı (11 ve 18 nolu hastalarda tanımlanan lezyonlar da anjiyografi ile korele idi).

Anjiyografi yapılmayan bir hastada (28 nolu hasta), RDUS ile tespit edilen bir plak ülserasyonu MRA yöntemleri ile gözlenmedi.

Anjiyografi ile ülser plak saptanan bir olguda retrospektif inceleme ile 3D CEMRA'da ülser görünümü dikkat çekti ancak 2D TOF yönteminde izlenmedi.

Tablo 2 : Anjiografi yapılan hastalara ait radyolojik bulgular

No	Ad	Yaş	Cins	RICAD	RICAT	RICAC	RICAA	RECAD	RECAT	RECAC	RECAA	LICAD	LICAT	LICAC	LICAA	LECAD	LECAT	LECAC	LECAA
1	D.A.	66	K	1	1	1	1	3	3	3	3	1	1	1	1	1	1	1	1
2	F.T.	71	E	2	2	2	2	1	1	1	1	3	3	3	3	1	1	1	1
3	I.H.T.	80	E	3	3	3	3	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
4	I.Ç.	72	E	4	4	4	4	1	2	1	1	1	2	1	1	1	1	1	1
5	Z.K.	53	K	4	4	4	4	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
6	Ö.G.	73	E	1	1	1	1	1	2	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
7	M.T.	57	E	2	2	2	2	1	1	1	1	4	4	4	4	1	1	1	1
8	A.K.	50	E	2	2	2	2	2	3	2	2	3	3	3	3	2	3	2	2
9	R.Y.	84	E	2	2	2	2	1	1	1	1	1	1	1	1	4	4	4	4
10	Z.D.	72	K	2	2	2	2	2	2	2	2	1	1	1	1	1	1	1	1
11	M.K.	56	E	3	3	3	3	1	1	1	1	3	3	3	3	2	3	2	2
12	V.B.	46	K	1	1	1	1	1	1	1	1	3	3	3	3	1	1	1	1
13	F.Y.	64	K	3	3	3	3	2	2	2	2	1	1	1	1	1	1	1	1
14	H.K.	67	E	1	1	1	1	1	1	1	1	3	3	3	3	1	1	1	1
15	İ.D.	57	E	3	3	3	3	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
16	Z.D.	55	K	2	2	2	2	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
17	İ.U.	63	E	1	1	1	1	3	3	3	3	1	4	1	1	3	3	3	3
18	C.Y.	62	E	1	1	1	1	1	1	1	1	3	3	3	3	2	3	2	2
19	Y.A.	58	E	3	3	3	3	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
20	M.A.	69	E	2	2	2	2	1	1	1	1	1	2	2	2	1	1	1	1
21	M.H.	60	E	4	4	4	4	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
22	M.H.T.	71	E	1	1	1	1	3	3	3	3	1	1	1	1	1	1	1	1
23	N.Ş.	83	K	2	2	2	2	2	2	2	2	3	3	3	3	2	2	2	2
24	A.Y.	70	E	1	1	1	1	1	1	1	1	3	3	3	3	1	1	1	1
25	M.G.	61	E	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	2	2	2	2

R: Sağ, L: Sol,

D: RDUS,

T: 2D TOF,

C: 3D CEMRA,

A: Anjiografi

Tablo 3: Anjiografi yapılmayan hastalara ait radyolojik bulgular

No	Ad	Yaş	Cins	RICAD	RICAT	RICAC	RECAD	REGAT	RECAG	LICAD	LICAT	LICAC	LECAD	LEGAT	LECAC
26	S.K.	54	E	2	2	2	1	1	1	1	1	1	3	3	3
27	S.Y.	48	K	1	1	1	3	3	3	2	2	2	1	1	1
28	İ.B.	64	E	3	3	3	1	1	1	2	2	2	1	1	1
29	M.U.	65	E	1	1	1	1	1	1	3	3	3	2	2	2
30	Y.Ç.	55	E	3	3	3	1	1	1	1	1	1	2	2	2
31	M.S.	67	E	2	2	2	2	2	2	3	3	3	2	2	2
32	K.S.	65	E	1	1	1	1	1	1	3	3	3	1	1	1
33	A.G.	50	E	1	1	1	2	3	2	3	3	3	2	2	2
34	E.M.	24	K	1	1	1	1	1	1	4	4	4	1	1	1
35	M.Ö.	66	E	1	1	1	1	1	1	3	3	3	1	1	1
36	F.A.	41	E	1	1	1	2	2	2	4	4	4	1	1	1
37	Z.S.	71	K	1	1	1	4	2	2	2	2	2	1	1	1

R: Sağ, L: Sol, D: RDUS, T: 2D TOF, C: 3D CEMRA

Tablo 4: 37 hastada stenoz derecelerinin ve oklüzyonların modalitelere göre dağılımı

	RDUS		2D TOF		3D CEMRA	
Stenoz	ICA	ECA	ICA	ECA	ICA	ECA
%0-39	33	49	28	48	32	49
%40-70	13	16	19	13	15	17
%70-99	22	7	20	11	21	7
Oklüzyon	6	2	7	1	6	1

Tablo 5: Anjiyografi yapılan hastalarda stenoz derecelerinin ve oklüzyonların modalitelere göre dağılımı

	RDUS		2D TOF		3D CEMRA		ANJİOGRAFİ	
Stenoz	ICA	ECA	ICA	ECA	ICA	ECA	ICA	ECA
%0-39	23	35	18	34	22	35	22	35
%40-70	8	9	14	7	10	9	11	9
%70-99	15	5	13	8	14	5	13	5
Oklüzyon	4	1	5	1	4	1	4	1

Tablo 6 : Anjiografi yapılan hastalarda 2D TOF ve Anjiografi bulgularının uyumu**ANJİOGRAFİ**

2DTOF	Grade 1	Grade 2	Grade 3	Oklüzyon	Toplam
Grade 1	52				52
Grade 2	4	17			21
Grade3		3	18		21
Oklüzyon	1			5	6
Toplam	57	20	18	5	100

Pearson Korelasyon katsayısı $r=0.91$, $\kappa:0.87$

Tablo 7: Anjiografi yapılan hastalarda 3D CEMRA ve Anjiografi bulgularının uyumu**ANJİOGRAFİ**

3D CEMRA	Grade 1	Grade 2	Grade 3	Oklüzyon	Toplam
Grade 1	57				57
Grade 2		19			19
Grade3		1	18		19
Oklüzyon				5	5
Toplam	57	20	18	5	100

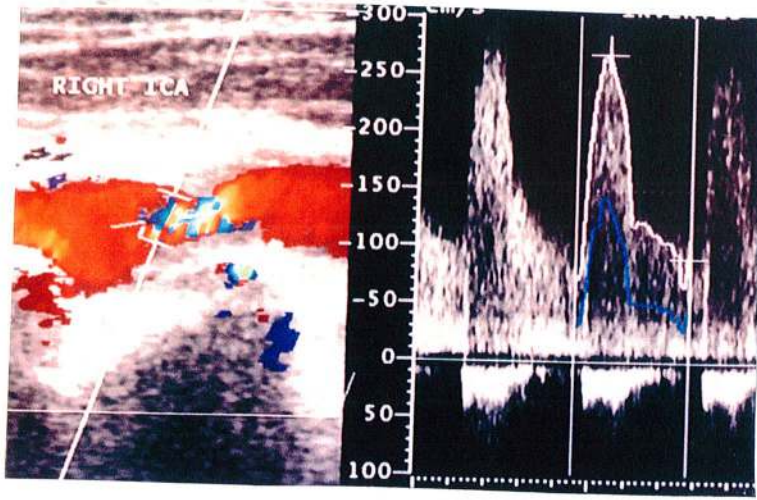
Pearson Korelasyon katsayısı $r=0.99$, $\kappa:0.98$

Tablo 8: Anjiografi yapılan hastalarda RDUS ve Anjiografi bulgularının uyumu**ANJİOGRAFİ**

RDUS	Grade 1	Grade 2	Grade 3	Oklüzyon	Toplam
Grade 1	57	1			58
Grade 2		17			17
Grade3		2	18		20
Oklüzyon				5	5
Toplam	57	20	18	5	100

Pearson Korelasyon katsayısı $r=0.98$, $\kappa:0.95$

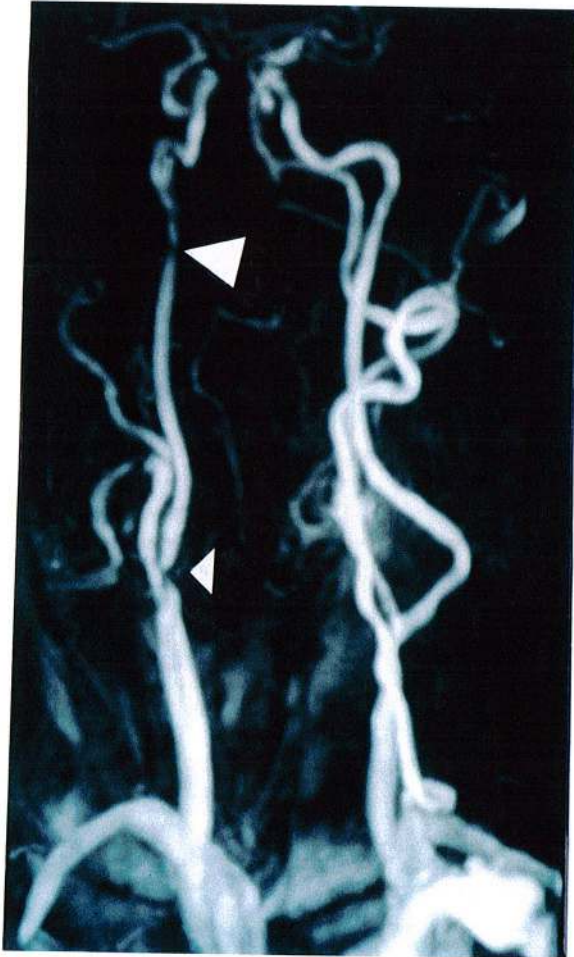
OLGULARDAN ÖRNEKLER



Resim 1a



Resim 1b

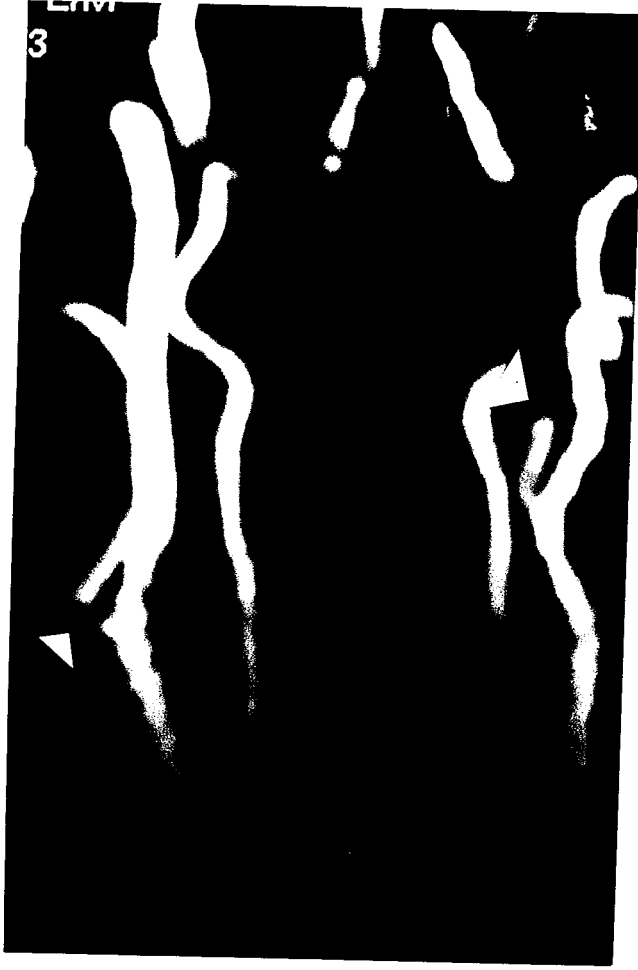


Resim 1c



Resim 1d

Resim 1 (Olgu 3): a) RDUS incelemesinde grade 3 stenoz ile uyumlu hız artışı saptanan olguda b) 2D TOF ve c) 3D CEMRA yöntemleri ile stenoz derecesi %40-69 olarak belirlenmiştir (küçük ok başı). 3D CEMRA incelemesinde sağ ICA distalinde saptanan tandem lezyon (büyük ok başı), d) anjiyografi ile konfirme edilmiştir (siyah ok başı).

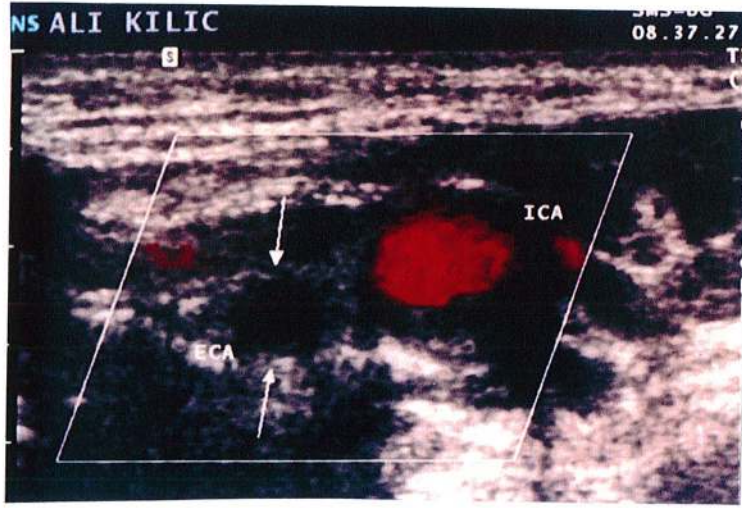


Resim 2a

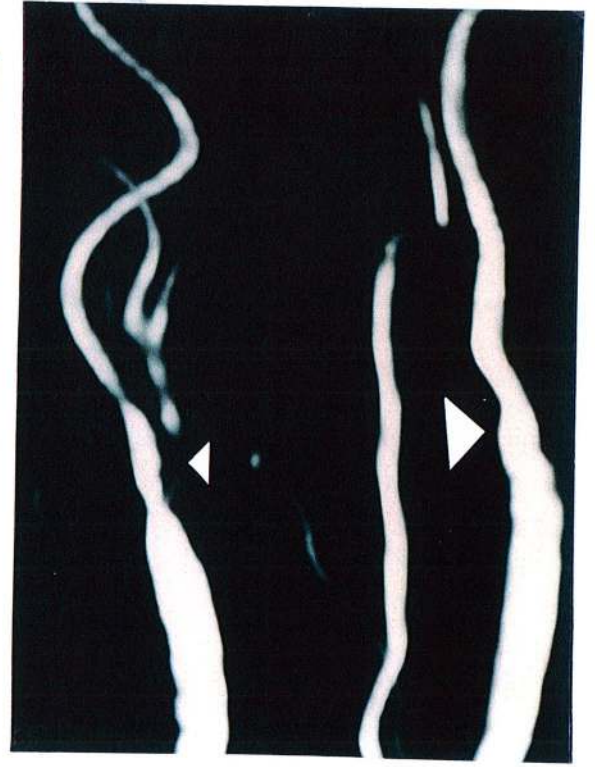


Resim 2b

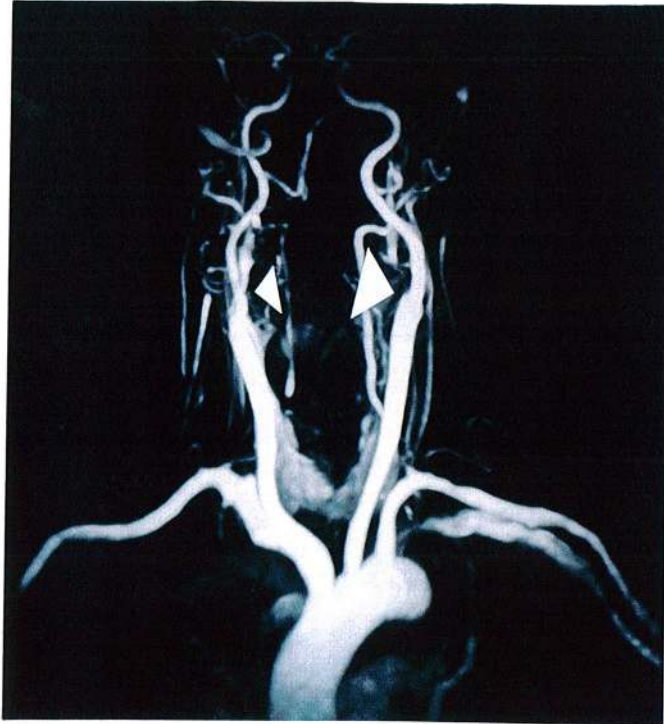
Resim 2 (Olgu 6) : Sol ICA oklüzyonu her iki MRA yöntemi ile izlenmektedir (büyük ok başı). a) 2D TOF incelemede sağ ECA'nın oblik seyrine bağlı satürasyon nedeniyle grade 2 stenoz görünümü izlenirken, b) 3D CEMRA yönteminde damarın stenotik olmadığı dikkat çekmektedir (küçük ok başı).



Resim 3a



Resim 3b

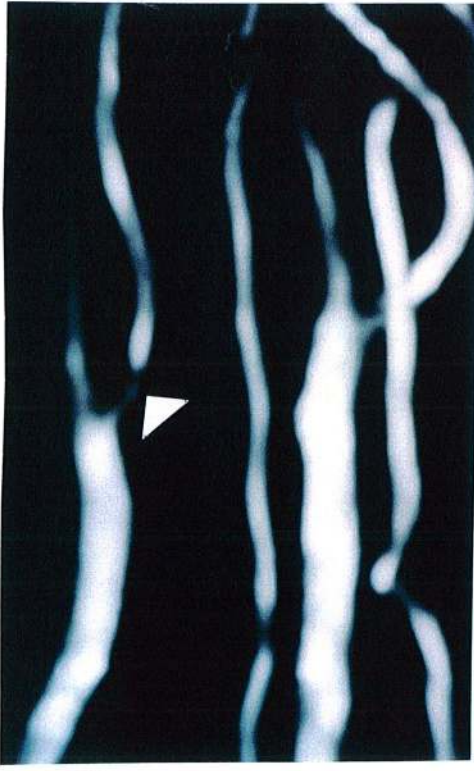


Resim 3c

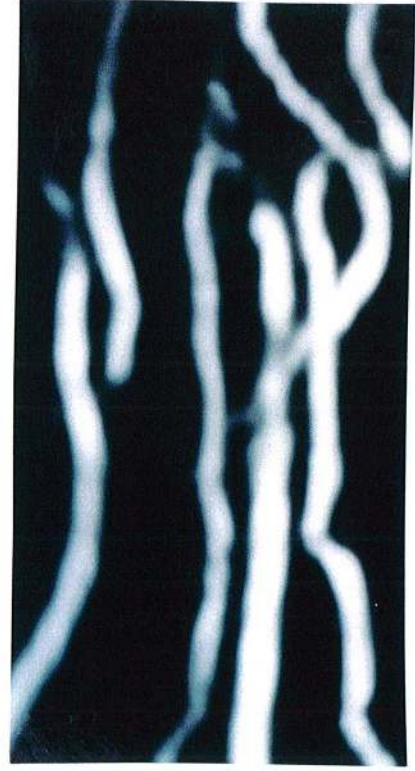


Resim 3d

Resim 3 (Olgu 8): a) RDUS , b) 2D TOF, c) 3D CEMRA ve d) anjiyografi ile sol ECA'da oklüzyon (büyük ok başı) izlenmektedir. 2D TOF ile sağ ICA'da grade 2, sağ ECA'da grade 3 oranında stenoz izlenirken (küçük ok başı), 3D CEMRA yönteminde sağ ICA ve ECA'da (küçük ok başı) stenoz derecesinin grade 2 olduğu görülmektedir.



Resim 4a

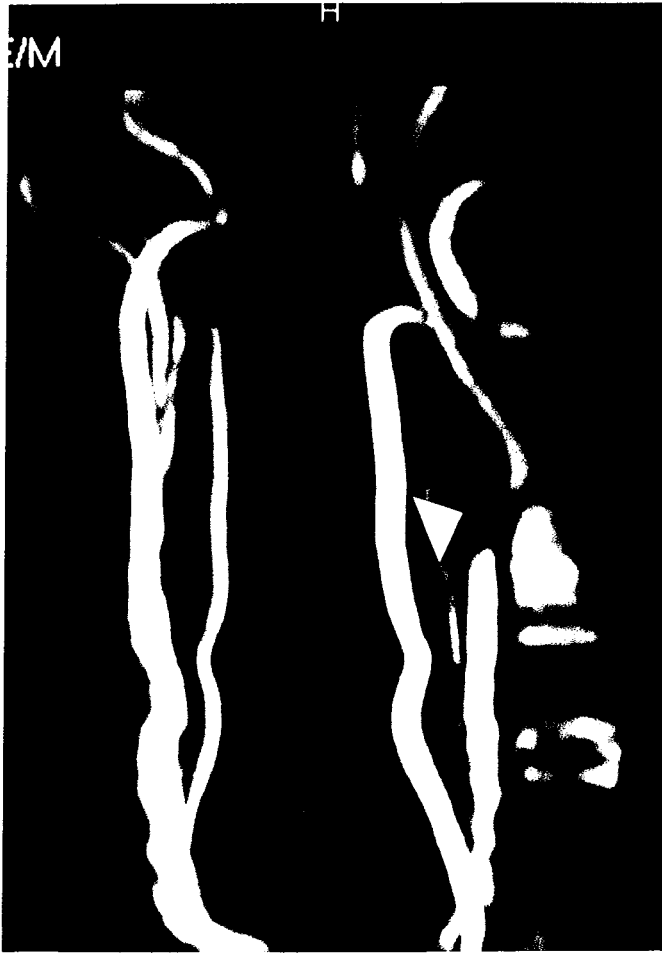


Resim 4b

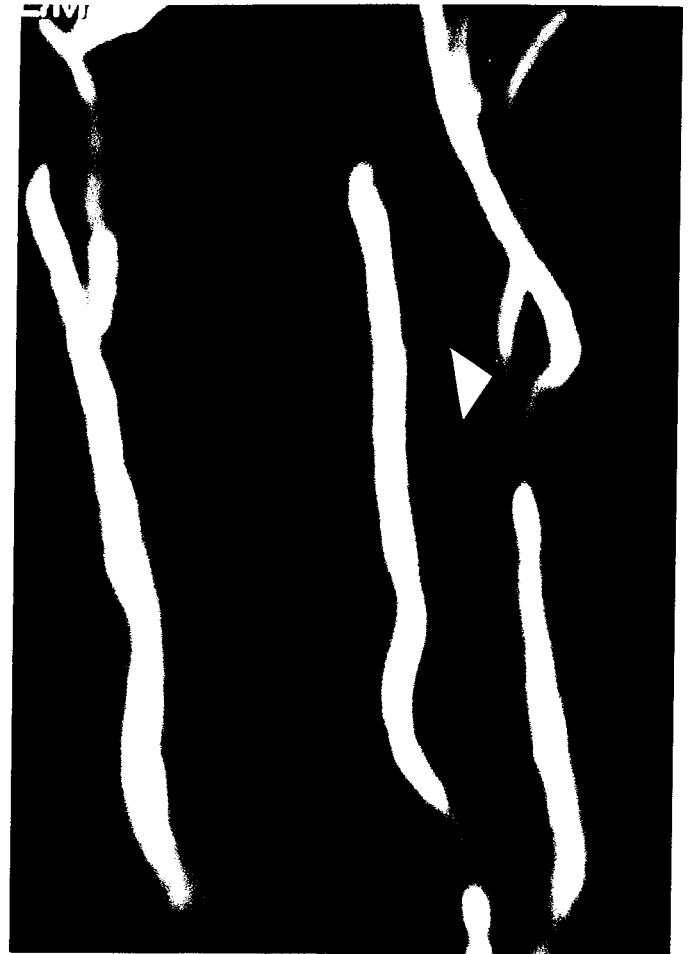


Resim 4c

Resim 4 (Olgu 16): 3D CEMRA sekansında bolus-zamanlama hatası yapılan olguda; a) 2D TOF incelemede sağ ICA başlangıcında grade 2 stenoz izlenirken, b) 3D CEMRA yönteminde stenotik segmentte sinyal kaybı izlenmekte ve bu nedenle stenoz derecesi grade 3 olarak değerlendirilmektedir (beyaz ok başı). c) subtrakte olmayan anjiografi görüntüsünde stenoz derecesinin grade 2 olduğu tespit edilmiştir (siyah ok başı).

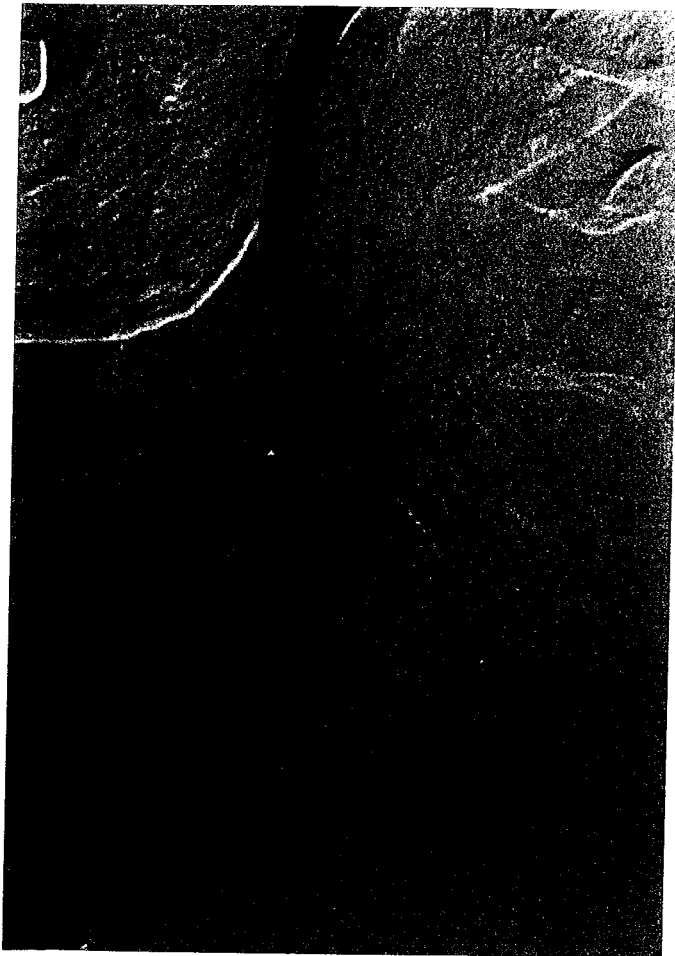


Resim 5a



Resim 5b

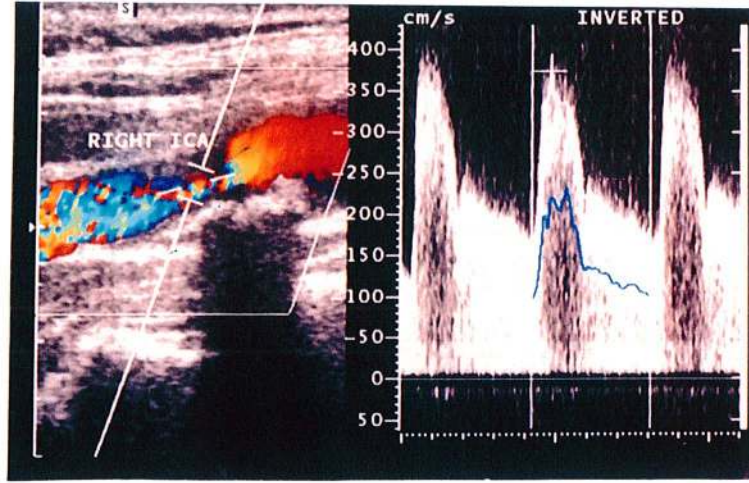
Resim 5 (olgu 17): a) 2D TOF ile sol ECA oklüde olarak izlenirken, b) 3D CEMRA ile patent olduğu görülmektedir (beyaz oklar). c) Sol CCA enjeksiyonunda sol bulbusta preokluziv stenoz izlenmektedir. d) Sol vertebral arter enjeksiyonunda, sol ECA'nın (küçük siyah ok) vertebral arter dallarından retrograd dolum gösterdiği ve ICA'yı (büyük siyah ok) beslediği izlenmektedir.



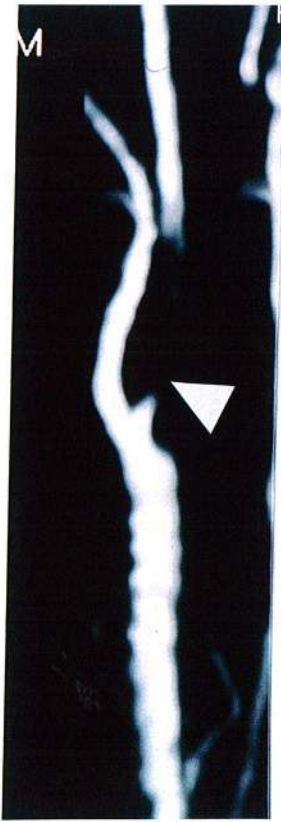
Resim 5c



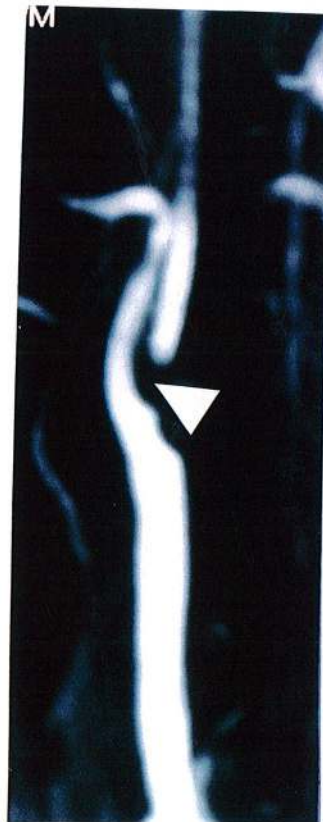
Resim 5d



Resim 6a



Resim 6b

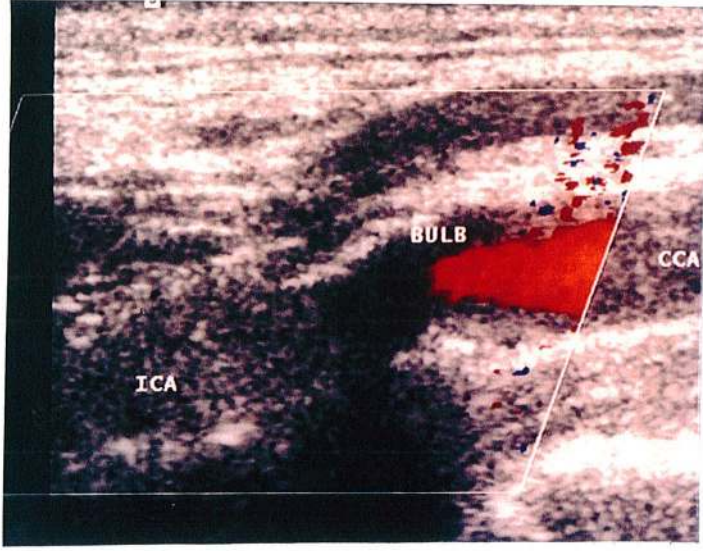


Resim 6c



Resim 6d

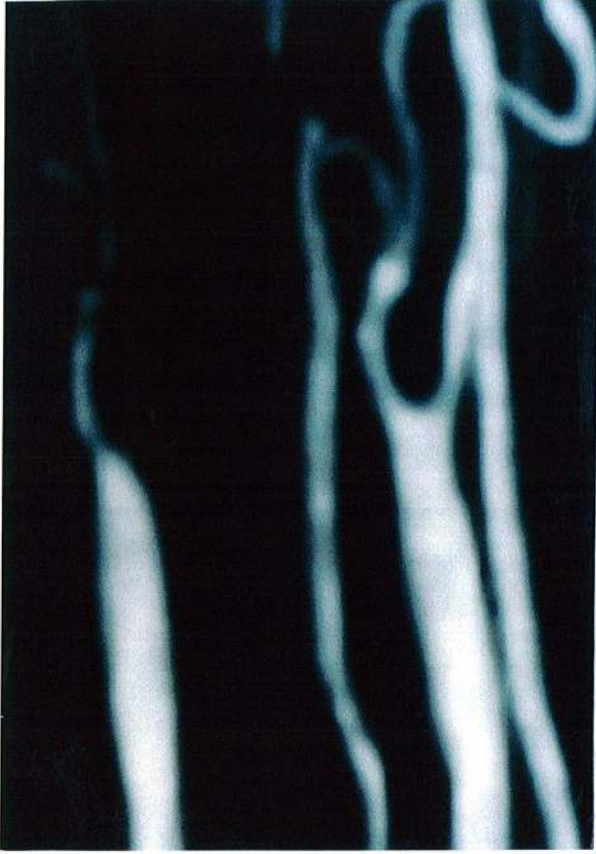
Resim 6 (Olgu 19): a) RDUS incelemede sağ ICA'da renk modunda artmış hızlara bağlı renk mozaiği ve spektral analizde %70-99 oranında stenoz ile uyumlu hız artışı izlenmektedir. b) 2D TOF ve c) 3D CEMRA ile bu segmentte grade 3 stenoz izlenirken (beyaz ok başı), bu bulgu d) anjiyografi ile desteklenmektedir (siyah ok başı). 2D TOF yönteminde belirgin, 3D CEMRA'da minimal olmak üzere stenotik segmentin daha uzun izlendiği gözlenmektedir.



Resim 7a



Resim 7b

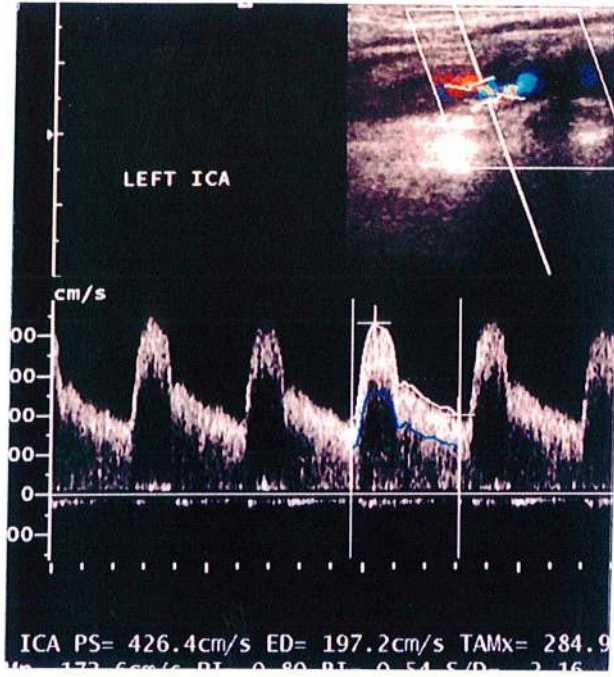


Resim 7c

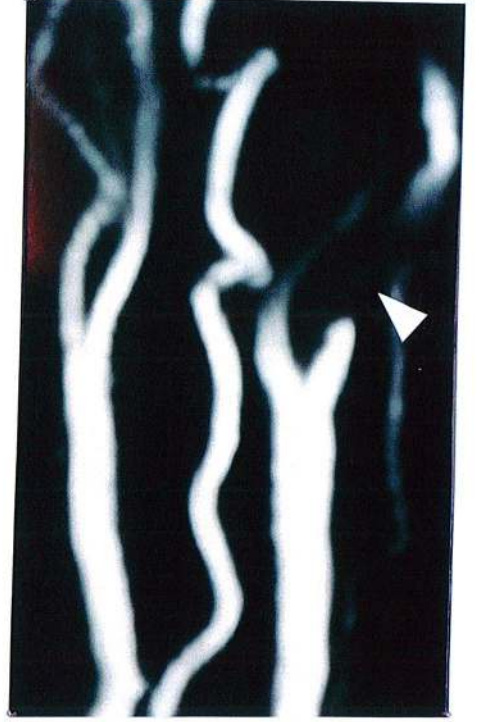


Resim 7d

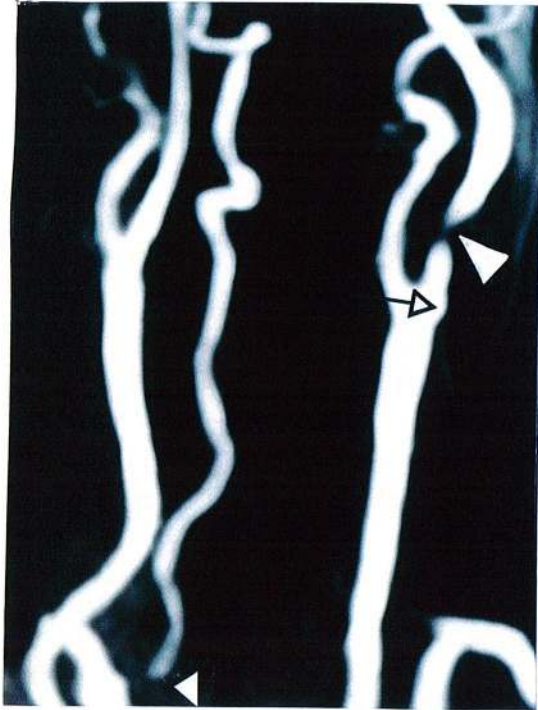
Resim 7 (Olgu 21): a) RDUS, b) 2D TOF ve c) 3D CEMRA ile sağ ICA oklüzyonu izlenmekte olup, d) anjiyografi ile oklüzyon korele edilmiştir (ok başları).



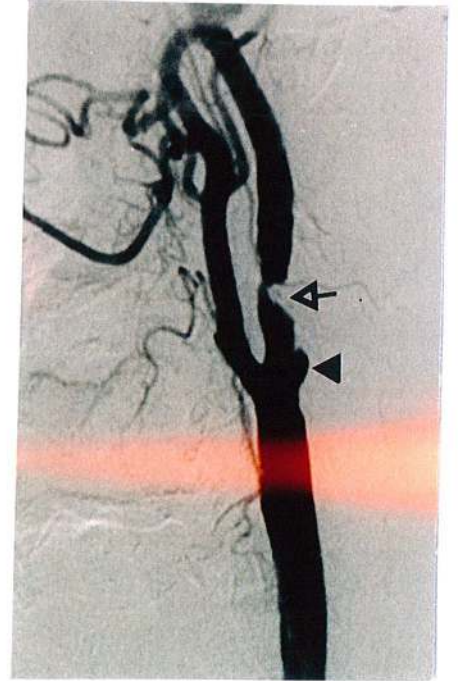
Resim 8a



Resim 8b

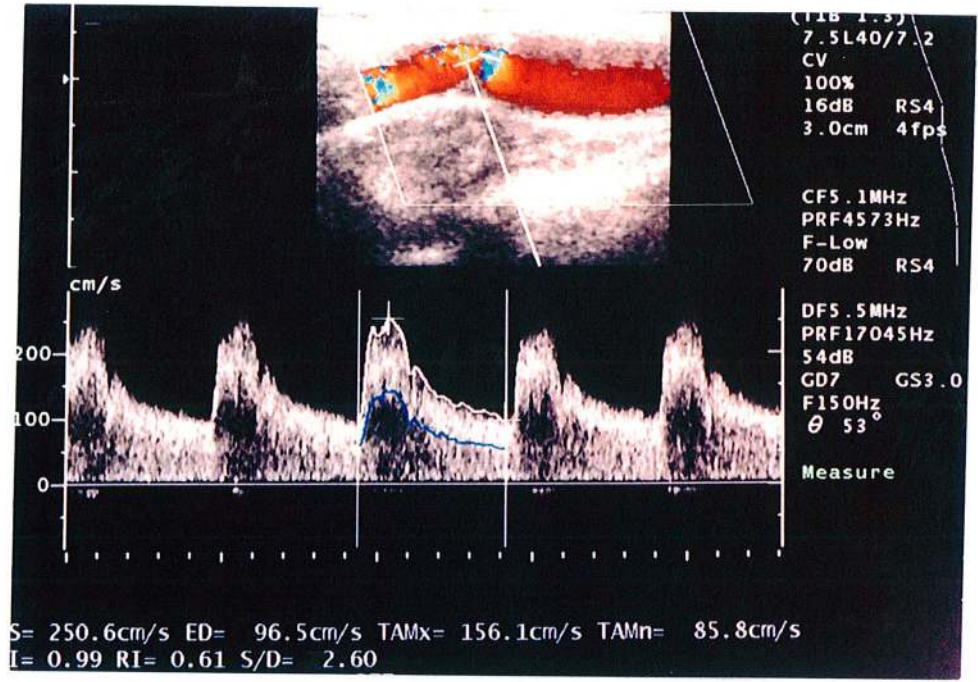


Resim 8c

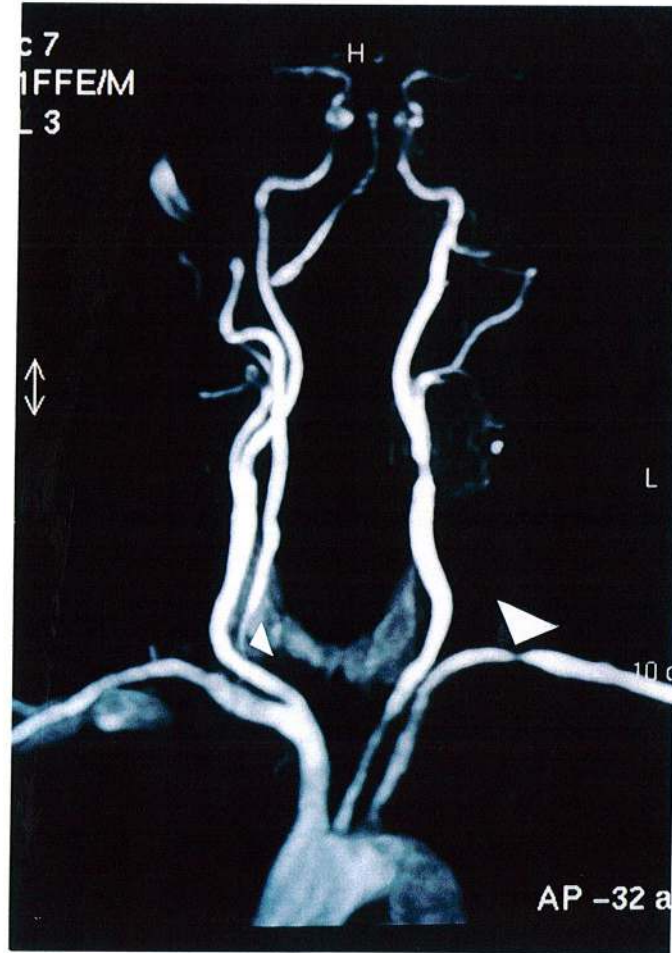


Resim 8d

Resim 8 (Olgu 24): a) RDUS incelemede sol ICA'da ileri stenoz ile uyumlu hız artışı; b) 2D TOF incelemede sol ICA'da 13mm'lik segmentte grade 3 stenoz ile uyumlu sinyal kaybı (büyük beyaz ok başı) izlenmektedir. c) 3D CEMRA'da (büyük beyaz ok başı) ve d) anjiyografide stenotik segmentin 6 mm olduğu (siyah ok) görülmektedir. Sol vertebral arter oklüzyonu ve sağ vertebral arter proksimal stenozu 3D CEMRA ile net olarak izlenebilmektedir (küçük beyaz ok başı). Anjiyografi incelemesinde saptanan ülser görünümü (siyah ok başı) 2D TOF yöntemi ile izlenemezken, 3D CEMRA sekansında vizualizedir (siyah ok).

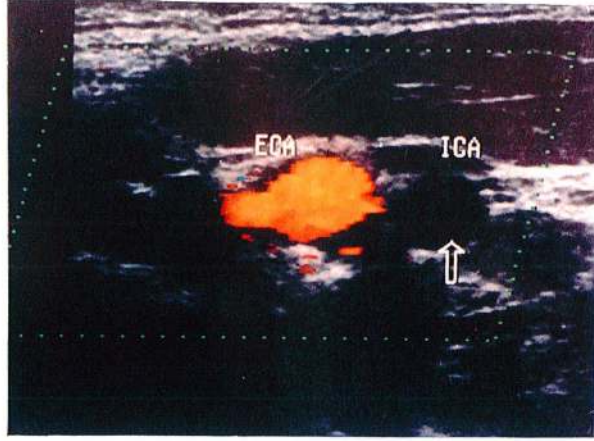


Resim 10a

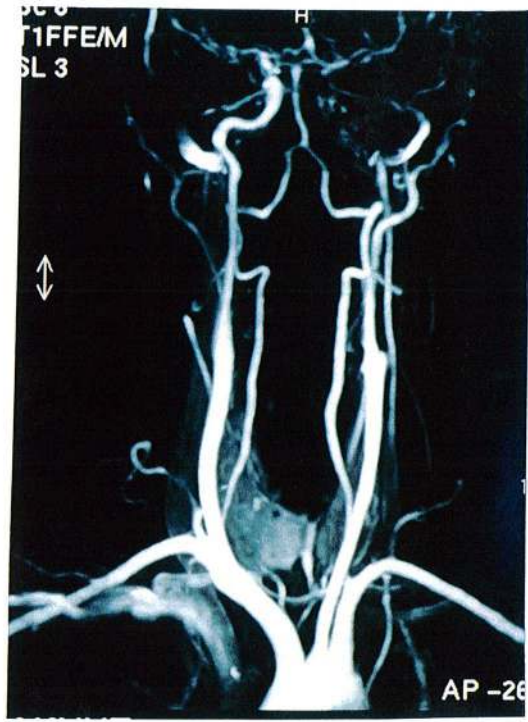


Resim 10b

Resim 10 (Olgu 32): a) RDUS incelemesinde sol bulbus ve ICA'da grade 3 stenoz ile uyumlu hız artışı saptanan olguda, b) 3D CEMRA incelemede sol bulbus ve ICA'daki stenozu ek olarak sol vertebral arterde oklüzyon, sağ vertebral arter proksimalinde (küçük ok) ve sol subklavian arterde (büyük ok) stenoz izlenmektedir.



Resim 11a



Resim 11b

Resim 11 (Olgu 36): a) RDUS ile sol ICA oklüzyonu saptanan hastada, b) 3D CEMRA incelemesinde sol ICA'nın bulbustan Willis poligonu düzeyine kadar izlenmediği ancak sol orta serebral arterin kontrastlandığı dikkat çekmektedir.

TARTIşMA

Beyin damar hastalıkları, nörolojik hastalıklar içerisinde en sık görülen hastalık grubunu oluşturur. Tüm dünyada ölüm nedenleri arasında üçüncü, morbidite yaratan hastalıklar arasında birinci sırada yer almaktadır. Yüksek mortalite ve morbiditesinden dolayı önemli bir sağlık sorunu olmasının yanında, çok büyük sosyal ve ekonomik bir sorun olma özelliği de taşımaktadır (51).

İnme etyolojisinde en önemli risk faktörü ve cerrahi olarak tek tedavi edilebileni, karotid bifurkasyonun aterosklerotik hastalığıdır (52). Karotis arter darlıklarında, stenoz derecelerinin ve oklüzyonların doğru tanısı, hastaya uygulanacak medikal, cerrahi ve endovasküler tedavi yaklaşımlarının belirlenmesinde büyük önem taşımaktadır. 1991 yılında ileri derecede karotis arter stenozlarının prognozunda, cerrahi tedavinin medikal tedaviye oranla neredeyse 2 kat daha yararlı olduğu gösterildikten sonra, %70-99 oranındaki stenozların doğru olarak tanımlanabilmesine yönelik çalışmalar artmıştır (11). Bugün için bu konuda altın standart olarak kabul edilen yöntem anjiyografidir. Ancak anjiyografinin invaziv ve pahalı bir yöntem olması, iyonizan radyasyon kullanımı, potansiyel nefrotoksik kontrast maddelere ihtiyaç göstermesi ve en önemlisi %1-2 arasında ciddi olmak üzere %8'e varan komplikasyonlar bildirilmesi gibi nedenlerle non-invaziv modaliteler üzerine durulmaktadır (13,28,53).

1) RDUS: RDUS karotis arter stenozlarının taranmasında ucuz, hızlı, sık tekrarlanabilen ve güvenli bir yöntem olarak kullanılmaktadır. RDUS ile incelenen vasküler yapının duvarında plak varlığı, morfolojisi ve yaygınlığı gözlenebilirken, hemodinamik değışiklikler de değerdendirilebilir. Ancak kullanıcının tecrübesine bağımlı bir modalitedir. Kısa boyunlu hastalarda, yüksek bifurkasyonlu ya da tortuozite gösteren karotis arterlerde, preokluziv darlıklarda ve yoğun kalsifiye plaklarda tanısal etkinliğinin düşük olduğu bildirilmektedir. Bifurkasyon bölgesinde başarılı bir yöntem iken ICA distalinde

yer alan tandem lezyonları gösteremez (7,54). İntrakranial tandem lezyonların varlığını saptamak amacıyla yapılan transkranial doppler incelemelerde hatalı pozitif sonuçların sık olduğu ve hastaların yaklaşık %15-20'sinde ultrason demetinin kranial kemiklerden penetrasyonunda başarısız olduğu bildirilmektedir (55). RDUS incelemede spektral analizdeki stenoza bağlı hız artımları %50'nin üzerindeki darlıklarda görülmeye başlanır (16). Ayrıca stenozların derecelendirilmesi için kullanılan akım hızlarının eşik değerleri sabit olmayıp, işlemin uygulandığı merkeze göre değişiklikler göstermektedir (54). Yine hipertansiyon, bradikardi, aritmi ve karşı taraf karotis arterdeki ciddi stenoz ve oklüzyonlarda akım hızları etkilenmektedir (15). Ultrasonografik kontrast madde enjeksiyonunun görüntü kalitesinde artış sağlamasına rağmen kritik stenoz-oklüzyon ayırımında ek katkı sağlamadığı bildirilmektedir (56). Anjiografinin komplikasyonlarını da içine alan değişik nedenlerden dolayı, birçok cerrahın operasyon kararını noninvaziv görüntüleme yöntemlerinin sonuçlarına göre verdiği bildirilmektedir (57). Ayrıca cerrahi tedaviyi gerçekleştirecek hekimlerin operasyon öncesinde radyologlar tarafından print edilen RDUS görüntülerinden tatmin olmadıkları vurgulanmaktadır (58). Bütün bunlar gözönüne alındığında, karotis endarterektomisi için seçilecek hastaların belirlenmesinde RDUS bulgularını destekleyecek invaziv olmayan ek modalitere ihtiyaç duyulduğu görüşü yaygınlık kazanmıştır (58).

Grade 1: Çalışmamızda RDUS ile incelenen 100 vasküler segmentin 58'inde (%58), spektral analizde akım hızları %40-69 stenozlar için belirlenen 110cm/sn eşik değerinin altında saptanmıştır. Spektral analizde anlamlı hemodinamik değişiklik saptanmayan bu 58 segmentin 7'sinde gri skala incelemede intimal kalınlaşma ya da plak saptanmazken, geri kalan 51 segmentte çeşitli derecelerde intimal kalınlaşma ve plak formasyonları izlenmiştir. Diğer radyolojik modaliteler gözden geçirildiğinde, RDUS ile normal veya hafif derecede stenotik olarak değerlendirilen bu 51 segmentin 27'sinde (%52.9) MRA yöntemleri ve anjiografi ile herhangi bir bulgu saptanmazken, 24 vasküler segmentte (%47.1) plaklara sekonder kontur düzensizliği ya da dolma defekti görünümü izlenmiştir. Sonuç olarak Grade 1 olarak değerlendirilen olgularda RDUS incelemesinde saptanan intimal kalınlaşma ve plakların yarından

fazlasının MRA yöntemleri ve anjiyografi ile saptanamadığını görmekteyiz. Bu da RDUS incelemesinin intimal kalınlaşma ya da plak saptama konusunda diğer modalitelerden daha üstün olduğunu ortaya koymaktadır.

Grade 2: Literatürde RDUS'un orta derecedeki stenozları saptamada sensitivite ve spesifitesi sırasıyla %90-92 ve %90-93 olarak bildirilmektedir (52,59). Çalışmamızdaki sonuçlar gözden geçirildiğinde, anjiyografi ile karşılaştırıldığında RDUS incelemesinin orta derecedeki (%40-69) stenozlar için sensitivite ve spesifitesi sırasıyla %94.4 ve %100 olarak bulunmuştur. Bir hastada ICA bulboz segmentinde plak formasyonları saptanmasına rağmen spektral analizde hız artışı kaydedilmemiş ve stenoz derecesinin %40'ın altında olduğuna karar verilmiştir. Bu hastada MRA yöntemleri ve anjiyografide bu segmette orta decede stenoz ile uyumlu darlık izlenmiştir. RDUS incelemesinde stenoz derecesi %50 civarına gelinceye kadar spektral analizde hız artımlarının kaydedilemeyebileceği bilinmektedir (16). Ayrıca RDUS incelemesinde ölçüm yönteminin hemodinamik parametrelere dayanması, diğer radyolojik modalitelerde ise stenoz derecesinin çap ölçümüne göre belirlenmesi nedeniyle olgumuzdakine benzer uyumsuzlukların ortaya çıkması mümkündür.

Grade 3: Literatürde ciddi karotis arter stenozlarının tanısına yönelik yapılan çalışmalarda RDUS'nin sensitivite ve spesifitesi sırasıyla %85-100 ve %66-95 olarak bildirilmektedir (60-62). Link ve arkadaşları, karotis arterlerin ciddi stenoz ve oklüzyonlarında anjiyografi ile karşılaştırıldığında RDUS'nin sensitivitesini %87, spesifitesini ise %98 olarak bildirmişlerdir (58).

Dinkel ve arkadaşları, 116 hastanın RDUS bulguları ile anjiyografi sonuçlarını karşılaştırmışlar, %70'in üzerindeki karotis stenozlarında RDUS'nin sensitivite ve spesifitesini sırasıyla %89.2 ve %96.2 olarak saptamışlardır. Bu araştırmacılar RDUS incelemesinin sonucundan kuşku duyulmuyorsa, radyologların sonucu desteklemek için ek modalite önermelerinin gereksiz olduğunu ve klinisyenlerin RDUS sonucuna göre operasyon kararı verebileceklerini savunmuşlardır (52). Sınırlı sayıda da olsa RDUS incelemesinin rutin tarama dışında endarterektomi öncesi tek başına kullanımının yeterli olduğunu savunan başka araştırmacılar da vardır (63,64).

Karotis stenozlarında non-invaziv modalitelerin etkinliğini araştırdıkları retrospektif çalışmalarında Johnston ve Goldstein, toplam 569 hasta içerisinde %28'lik oranla en yaygın sınıflandırma hatasının RDUS'a ait olduğunu bildirmişler, sadece noninvaziv görüntüleme yöntemlerine, özellikle sadece RDUS bulgularına dayanarak cerrahiye karar vermenin riskli olacağını savunmuşlardır (65). Patel ve arkadaşları, karotis arter stenozlarında noninvaziv modalitelerin etkinliğini 88 hasta üzerinde anjiyografi bulguları ile karşılaştırmışlar ve şiddetli stenozlarda RDUS'un sensitivite ve spesifitesini sırasıyla %79 ve %86 olarak bildirmişlerdir. Bu araştırmacılar cerrahi düşünülen hastalarda RDUS incelemesi ile elde edilen bulguların MRA gibi noninvaziv bir modalite ile korele edilmesi gerektiğini, sonuçlar arasında uyumsuzluk varsa anjiyografi yapılmasının kaçınılmaz olduğunu savunmuşlardır (66). Çalışmamızda anjiyografi bulguları esas alınarak yapılan istatistiklerdeki sonuçlara göre RDUS'un ileri stenozlardaki sensitivite ve spesifitesi Patel ve arkadaşlarının bildirdiği sonuçlardan daha yüksek bulunmuştur (ICA için sensitivite %100, spesifite %93,9; ICA ve ECA'lar birlikte değerlendirildiğinde sensitivite %100, spesifite %97,4). Bunun yanı sıra anjiyografi yapılmayan hasta grubu içinde bir olgumuzda RDUS ile saptanan bir ülsere plak, MRA yöntemleri ile vizualize edilememiştir. Sağ hemiplejisi bulunan bu olguda sağ ICA'da RDUS ile ileri derecede stenoz saptanırken, hastanın kliniğinden büyük olasılıkla sorumlu olan ülsere plak, spektral inceleme ile orta derecede hız artışlarının saptandığı sol ICA proksimal kısmında izlenmiştir. Ancak çalışmaya alınan diğer hastalar içinde RDUS incelemesinde yüksek akım hızlarına bağlı olarak ileri derecede stenotik olarak değerlendirilen 2 ICA'nın, anjiyografide orta derecede stenoza sahip oldukları ortaya çıkmıştır. Bu hastalardan birinde PSH 232 cm/s ölçülmüş ve çalışma kriterleri uyarınca ileri stenoz grubuna alınmıştır. Birçok merkezde olduğu gibi Anabilim dalımızda da stenozların klasifikasyonu için sabit eşik değerleri kullanılmaktadır. %70'in üstündeki stenozları saptamak amacıyla bölümümüzde kullanılan pik sistolik hız eşik değeri 210 cm/s'dir (50). Literatürde, ileri derecede karotis arter stenozlarını tanımlamak için kullanılan bu eşik değerinin ne olması gerektiği konusunda görüş birliği mevcut değildir. Bazı yazarlar eşik değeri olarak bizim de kullandığımız 210 cm/s hızı kabul

ederken, bu rakamın 270 cm/s olması gerektiğini savunan araştırmacılar da mevcuttur (67).

Grade 4: RDUS'un preoklüziv stenoz-oklüzyon ayırımında sensitivitesinin %78-100 arasında olduğu bildirilmektedir (56). Çalışmamızda anjiyografi yapılan hasta grubunda RDUS'un oklüzyonları saptamadaki sensitivite ve spesifitesi %100 olarak bulunmuştur. Ancak anjiyografi yapılmayan hastalarımız içinde, RDUS inceleme ile oklüzyon tanısı konan bir olgumuzda, diğer incelemeler ile vasküler yapının patent olduğu anlaşılmıştır.

Tüm stenoz derecelerindeki bulgularımız dikkate alındığında, cerrahi tedavi planlanan hastalarda RDUS bulgularının başka bir modalite ile korele edilmesi gerektiği kanısındayız. Bu olgular cerrahiye aday oldukları için yapılacak bir anjiyografi işlemi ile RDUS'tan farklı olarak anterior ve posterior kominikan arterlerin patent olup olmadıkları veya ICA'nın daha üst kesimlerinde benzer natürde stenozların varlığı görülebilir.

2) BTA: Karotis bifurkasyonundaki stenozların değerlendirilmesinde giderek artan sıklıkta kullanılan bir diğer noninvaziv yöntem BTA'dır. Marcus ve arkadaşları, 21 stenotik segmentin 14'ünün (%66), anjiyografi ile karşılaştırıldığında BTA ile olduğundan daha düşük derecelendirildiğini bildirmişlerdir (25). Link ve arkadaşları ise 28 hastada toplam 56 ICA'yı değerlendirmişler ve RDUS inceleme ile oklüzyon saptanan 2 ICA'nın BTA ile açık olduğunu göstermişlerdir. Bu araştırmacılar preoklüziv stenoz-oklüzyon ayırımında BTA'nın RDUS'ye göre üstün olduğunu ve %70-99 stenozlar ile oklüzyonların tanısında BTA'nın sensitivite ve spesifitesini %100 olarak bildirmişlerdir (58). Multislice BT cihazlarının kullanım alanına girmesi ile birlikte BTA incelemeleri daha sık gerçekleştirilmeye başlanmıştır. Multislice BT ile birim zamanda elde edilen kesit sayısının artması ile temporal rezolüsyonda belirgin artış sağlanmıştır. Böylece spiral BT ile karşılaştırıldığında daha kısa inceleme sürelerinde daha ince kesitler elde edilebilmesi, kısa inceleme süresine bağlı olarak hareket artefaktlarının azalması gibi nedenlerle BTA görüntülerinin tanısal etkinliği artmıştır.

Bildirilen olumlu sonuçlara rağmen BTA'nın major dezavantajları arasında, X ışını kullanması ve nefrotoksisite-allerjik reaksiyon potansiyeli bulunan kontrast

maddelere ihtiyaç göstermesi bulunmaktadır (58). İnceleme alanı geniş olmadığı için bifurkasyon bölgesindeki stenotik lezyona eşlik eden ana karotis proksimalindeki ve bifurkasyon distalindeki (özellikle petröz segment ve distali) tandem lezyonlar sıklıkla görülemez (55,68). Dental protezler görüntülerin yorumlanmasını engelleyebilecek artefaktlara neden olabilir. Ham kesitlerden anjiyografik imajlar elde etmek için kullanılan rekonstrüksiyon işlemleri, gelişmiş cihazlarda bile her karotis arter için yaklaşık 15 dakika kadar zaman almaktadır (25). Rekonstrüksiyon sırasında anjiyografik görüntülerin oluşturulması için kullanılan eşik değerleri doğru olarak seçilmezse, intraluminal kontrast ile mural kalsifikasyonlar birbirinden ayıramayabilir. Yine kısa segment plaklarda parsiyel volüm etkisi nedeniyle ya da kalsifik plakların varlığında stenozlar olduğundan düşük derecelendirilebilmektedir (58,69). Bütün bunlar gözönüne alındığında BTA klostrofobik hastalarda ve MRA'nın kontrendike olduğu hastalarda anjiyografiye alternatif olarak kullanılabilecek noninvaziv bir yöntem olarak karşımıza çıkmaktadır (70).

3) MRA: MRA, vücuttaki pek çok arteriyel sistemin görüntülenmesinde kullanılan noninvaziv bir yöntemdir. Karotis arterlere yönelik en sık kullanılan MRA yöntemleri 2D ve 3D TOF'tur. PC MRA ile akım yönüne paralel, koronal planda görüntü elde etmek, böylece daha geniş inceleme alanı sağlamak mümkündür. PC MRA'da saturasyon etkilerine duyarlılığın daha az olmasına rağmen aynı rezolüsyonu elde etmek için TOF yöntemlerine göre 2 ya da 3 kat daha fazla zamana ihtiyaç gösterir. Ayrıca stenoz durumlarında ortaya çıkan türbülansa çok duyarlıdır ve sıklıkla görüntülerde artefaktlar meydana gelir. Bu nedenle PC MRA'nın karotis arter stenozlarında kullanımı sınırlıdır (71).

Klinik uygulamalarımızda, preoklüziv stenoz durumlarında yüksek Venc değerleri ile saptanamayan zayıf akımları gösterebilmek için seçilen düşük Venc değerleri nedeniyle, juguler venlerden kaynaklanan sinyallerin bifurkasyonun değerlendirilmesinde zorluklara neden olduğunu gözlemledik. Bu nedenle Venc, PC MRA'nın karotis arterlerinde kullanımını sınırlayan bir diğer faktör olarak karşımıza çıkmaktadır.

a) TOF: 2D TOF yöntemi yavaş akımlara daha duyarlı iken, 3D TOF yöntemi ile elde edilen görüntülerde SNR ve rezolüsyon daha yüksektir. Her iki

yöntemde de presatürasyon teknikleri ile venöz yapılar baskılanarak arterlerle olan süperpozisyonlar engellenebilir. Yöntemin en büyük sınırlaması ise stenoz durumunda ortaya çıkan hız artışları ve protonların defaze olmalarına sekonder gelişen sinyal kayıplarıdır. Stenotik olmadıkları halde tortuozite gösteren ya da kesit planına dik seyir göstermeyen vasküler yapılarda da satürasyon nedeniyle sinyal kayıpları ortaya çıkabilmektedir. Bu sinyal kayıpları özellikle düşük kardiyak outputlu ve ektazik vasküler yapılara sahip hastalarda daha belirgin olup görüntü kalitesini olumsuz etkileyerek stenoz oranlarının olduğundan fazla, stenotik segmentlerin de olduğundan uzun gösterilmesi sonucunu doğurmaktadır (71,72).

TOFMRA yönteminin etkinliğini sınırlayan bir diğer faktör inceleme alanının (FOV) yeteri kadar geniş tutulamamasıdır. TOF tekniğinde elde edilen kesitlerin vasküler yapı trasesine dik olma zorunluluğu olduğundan inceleme çok sayıda aksiyel kesit elde ederek gerçekleştirilir. Bu nedenle FOV'ü artırmak için kesit sayısını ya da kalınlığını artırmak gerekmektedir. İlk durumda inceleme süresi artan kesit sayısı ile doğru orantılı olarak artacaktır. İkinci durumda ise voksel boyutu artacağından elde edilen görüntülerin rezolüsyonu daha düşük olacak, stenoz durumlarında stenoz derecelerinin olduğundan yüksek görünmesi ihtimali ortaya çıkacaktır (73). TOF tekniklerindeki kısıtlı FOV nedeniyle inceleme alanı dışında kalan olası tandem lezyonlar değerlendirilemez (66).

Grade 1: Çalışmamızda anjiyografi ile grade 1 olduğu kanıtlanan 57 vasküler segmentten 4'ü (%7.1) 2D TOF MRA ile orta derecede stenotik olarak izlenmiştir. Bu segmentlerden 2'si ICA iken diğer 2'si ECA'dır.

Grade 2: Çalışmamızda 2D TOF yönteminin grade 2 stenozları saptamadaki sensitivite, spesifite, pozitif ve negatif prediktif değerleri ICA için sırası ile %100, %81.9, %77.3 ve %100 iken, ICA ve ECA'lar birlikte değerlendirildiğinde sırası ile %100, %91.2, %77.2 ve %100 olarak bulunmuştur. Her iki durumda da TOF yönteminin pozitif prediktif değerinin düşük olduğu dikkat çekmektedir. Bu durumun sebebi, anjiyografi ile grade 2 olarak değerlendirilen 19 vasküler segmentten 4'ünün 2D TOF yöntemi ile grade 3 olarak değerlendirilmesi, yani stenoz derecesinin abartılmış olmasıdır.

Çalışmamızda 2D TOF yöntemi ile 4 hafif derecede stenozun orta derecede, 4 orta derecede stenozun da ileri derecede stenoz olarak belirlendiğini görmekteyiz. Bu 8 segmentin tümünde 3D CEMRA yöntemi, anjiyografi ile aynı stenoz derecesini işaret etmiştir. Stenotik olmadıkları halde tortuozite gösteren ya da kesit planına dik seyir göstermeyen vasküler yapılarda saturasyon nedeniyle 2D TOF yönteminde sinyal kayıplarının ortaya çıkabileceği ve tanıda hatalara neden olabileceği bildirilmiştir (71,72). Ayrıca çalışmamızda 2D TOF yöntemi ile stenoz derecesi olduğundan yüksek gösterilen bu 8 segmentin 6'sının, ileri stenoz olarak değerlendirilen toplam 4 segmentin tümünün ECA olması dikkat çekicidir. Bifurkasyon bölgesinde herhangi bir patoloji olmasa bile fizyolojik türbülant akım mevcuttur. Ayrıca normal koşullarda ECA segmentlerinde ICA'ya oranla daha yüksek dirençli ve yüksek hızlı akımlar saptanır. Bu nedenle, 2D TOF yöntemi ile ECA'daki minör darlıkların bile ICA'ya oranla daha fazla abartılabileceğini düşünmekteyiz.

Grade 3: Grade 3 stenozların tanısında TOF yönteminin etkinliğini araştırdıkları çalışmalarında Nederkoorn ve arkadaşları, 350 hastada RDUS, 3D TOF ve anjiyografiyi karşılaştırmışlar, RDUS ve 3D TOF yöntemlerinin sensitivite ve spesifitelerini sırası ile %87,%75 ve %92,%75 olarak bulmuşlardır. Bu iki tekniğin kombinasyonu ile sensitivite ve spesifite değerlerinin sırası ile %96 ve %80'e yükseldiğini vurgulamışlardır (74).

Literatürde TOF MRA ile ilgili yer alan çalışmalarda sensitivite %73-100 ve spesifite %64-99 arasında geniş bir dağılım göstermektedir. 2D ve 3D TOF tekniklerinin kombinasyonunun sensitiviteyi yaklaşık %10 oranında artırdığı vurgulanmaktadır (65). Çalışmamızda anjiyografi ile karşılaştırıldığında, ICA ve ECA'lar birlikte değerlendirildiğinde 2D TOF yönteminin %70-99 oranındaki stenozlardaki sensitivitesi %100, spesifitesi %94.8, pozitif prediktif değeri %81.8 ve negatif prediktif değeri %100 olarak belirlenirken, sadece ICA'lar dikkate alındığında bu değerler sırası ile %100, %96.9, %92.8 ve %100 olarak belirlenmiştir. Grade 3 stenozlar için saptadığımız istatistiksel değerler literatürdeki sonuçlarla uyumludur. Ancak 2D TOF yöntemi ile ileri derecede stenoz tanısı konan 6 vasküler yapıda, anjiyografi ile karşılaştırıldığında stenotik segmentler olduğundan uzun izlenmiştir. Bu hastaların 3D CEMRA incelemeleri

değerlendirildiğinde, ölçülen stenoz uzunluklarının anjiyografide ölçülenlere benzer olduğu görülmüştür.

Patel ve arkadaşları 88 hastayı kapsayan, 2D ve 3D TOF MRA'nın etkinliklerini anjiyografi ile karşılaştırdıkları çalışmalarında, %70-99 oranındaki stenozlar için 3D TOF yönteminde sensitiviteyi %94 ve spesifiteyi %85 olarak saptamışlar, 2D TOF yönteminde ise bu değerleri sırasıyla %83 ve %75 olarak bildirmişlerdir. Kısıtlı FOV nedeniyle 2 tandem lezyonun TOF yöntemleri ile saptanamadığını belirtmişlerdir (66). Bizim çalışmamızda da 2D TOF yöntemi ve RDUS ile inceleme alanı dışında kalan 2 distal ICA stenozu 3D CEMRA yöntemi ile kolaylıkla belirlenmiş ve anjiyografi ile doğrulanmıştır. Yine 2D TOF incelemesi ile FOV dışında kalan ve izlenemeyen bir vertebral arter proksimal stenozu ve 3 subklavian arter stenozu 3D CEMRA yöntemi ile başarıyla ortaya konmuştur.

Grade 4: TOF tekniklerinin ileri stenoz-total oklüzyon ayrımındaki başarı oranlarının düşük olduğu bildirilmektedir (56,62,75). Çalışmamızda oklüzyonlar için 2D TOF yönteminin ICA için sensitivitesi ve spesifitesi sırası ile %100, %97.8 olarak saptanırken, ICA ve ECA'lar birlikte ele alındığında bu değerler sırası ile %100 ve %98.5 olarak bulunmuştur. Çalışmamızda preoklüziv distal ana karotis arter stenozu bulunan bir olguda 2D TOF yöntemi ile stenoz distalindeki bir vasküler yapı oklüde olarak değerlendirilirken, 3D CEMRA ve anjiyografi yöntemleri ile bu damarın patent olduğu ortaya konmuştur.

Çalışmamızdaki uyum sonuçları dikkate alındığında, RDUS incelemesinin 2D TOF yöntemine oranla anjiyografiye daha iyi korelasyon gösterdiği, 2D TOF yönteminin 1 patent segmenti oklüde olarak tanımladığı, 6 vasküler yapıda stenotik segmenti olduğundan uzun gösterdiği ve 8 segmentte stenoz derecesini olduğundan yüksek göstererek bir üst kategoriye aldığı görülmektedir. Bu nedenle cerrahi düşünülen hastalarda RDUS bulgularını korele etmek amacı ile kullanılacak ek noninvaziv yöntemin 2D TOF tekniği olmaması gerektiğini düşünüyoruz.

b) 3D CEMRA: Yeni jenerasyon MR cihazları ile birlikte yüksek performanslı ve hızlı gradient sistemlerinin geliştirilmesi ve kullanıma sunulmasıyla, yeni bir MRA yöntemi olan 3D CEMRA sekansı gündeme gelmiştir. Bu teknik ilk olarak

abdominal aortanın ve ana dallarının değerlendirilmesi için kullanılmıştır (76). Ancak ekstrakranial karotis arter patolojilerine yönelik ilk çalışmalarda uzun inceleme süresine bağlı gelişen venöz kontaminasyonlar nedeniyle başarısız olunmuş ve bu yöntemin karotis arter patolojilerinin tanısındaki değerinin konvansiyonel MRA yöntemlerine göre daha düşük olduğu bildirilmiştir (75). Yeni gelişen hızlı ve güçlü gradient sistemleri ile verilerin daha hızlı elde edilmesi ve kontrast enjeksiyonu sonrası sinyal akuzisyonunun doğru zamanlanmasına yönelik stratejilerin geliştirilmesi ile ekstrakranial karotis sistemde selektif arteriyel faz görüntülerin elde edilmesi mümkün hale gelmiştir (77).

3D CEMRA yöntemi, akıma ya da faz şifti etkisine bağımlı olmadan, intravenöz olarak verilen kontrast ajanın, incelenen vasküler bölgeden ilk geçişi sırasında görüntü elde edilmesi esasına dayanan bir tekniktir (37). TOF yöntemindeki gibi aksiyel planda kesit elde etme zorunluluğu olmadığından, incelenecek vasküler yapının trasesi boyunca koronal kesitler alınabilir, daha az kesit sayısı ve daha kısa sürede daha geniş inceleme alanları taranabilir. İmaj planının serbestçe seçilebilmesi nedeniyle karotis arter incelemelerinde arkus aortadan Willis poligonuna kadar anterior ve posterior supraaortik vasküler yapılar inceleme alanına dahil edilebilir, böylece olası tandem lezyonlar görüntüleme alanı içerisine girebilir (68). Bu yöntemde sinyalin kaynağı, intravenöz yolla verilen gadolinyum içeren kontrast maddenin, kanın T1 relaksasyon süresini kısaltması olup TOF yöntemlerinde stenozlarda ya da vasküler yapının kesit planına dik olmadığı durumlarda ortaya çıkan sinyal kayıplarına rastlanmaz (77,78). Kontrast maddeye bağlı olarak belirgin derecede azalan kanın T1 değeri, satürasyona neden olmadan kısa TR kullanımına izin verir. Böylece inceleme zamanı kısalır, dolayısıyla uzun akuzisyon sürelerinde daha sık izlenen harekete ve yutkunmaya bağlı artefaktlar belirgin derecede elimine edilebilir (72,79). 3D CEMRA yönteminde elde edilen ham görüntülerden rekonstrüksiyon işlemleri ile farklı açılardan birçok görüntü elde edilebilmesine karşın, anjiyografi ile standart olarak 2 ya da 3 planda görüntü elde edilebilmektedir. Konvansiyonel anjiyografide ek olarak elde

edilmek istenen her görüntü için ek X ışını ve kontrast madde kullanımı gereklidir (80).

Grade 1 ve 2: Çalışmamızda anjiyografi ile grade 1 olarak saptanan 57 segment ve grade 2 olarak saptanan 19 segmentin tümünde anjiyografi ve 3D CEMRA sekansı birebir korelasyon göstermiştir (sensitivite, spesifite, pozitif ve negatif prediktif değerler %100). Yapılan bir çalışmada orta derecedeki stenozların ileri derecedeki stenozlardan ayrımında 3D CEMRA sekansının konvasiyonel MRA sekanslarına oranla daha başarılı olduğu bildirilmiştir (81). Çalışmamızda da 2D TOF tekniği ile stenoz dereceleri abartılarak ileri derecede stenotik olarak tanımlanan 4 orta derecede stenotik vasküler segment, 3D CEMRA yöntemi ile doğru kategorize edilmiştir. Bu sonuçlar, %40-69 ile %70-99 stenozların verifikasyonunda 3D CEMRA yönteminin 2D TOF yöntemine göre daha başarılı olduğunu göstermektedir.

Grade 3 ve 4: Son yıllarda 3D CEMRA metodunun grade 3 stenozlar ve oklüzyonlardaki etkinliğini araştıran bir çok çalışma yapılmıştır. Willig ve arkadaşları, 26 hastayı içeren çalışmalarında 2D TOF, 3DTOF ve 3D CEMRA yöntemlerinin etkinliklerini karşılaştırmışlar, stenozların morfolojik değerlendirilmesinde, özellikle ileri derecedeki stenozlarda rezidüel lümenin gösterilmesinde 3D CEMRA'nın diğer yöntemlere göre daha başarılı olduğunu savunmuşlardır (81). Remonda ve arkadaşları, DSA ile karşılaştırıldığında toplam 18 ileri karotis arter stenozunun %96'sının 3D CEMRA ile başarılı olarak gösterildiğini bildirmişler ve bu yöntemin anjiyografiye alternatif olabilecek noninvaziv ve nisbeten ucuz bir teknik olduğunu savunmuşlardır (37). Friese ve arkadaşları, 195 hastada toplam 390 karotis arteri 3D CEMRA ve RDUS ile değerlendirmişler, RDUS ile oklüzyon tanısı konan 5 damarda 3D CEMRA ile akıma ait sinyal görüntülemişlerdir. Bu araştırmacılar inceledikleri toplam 190 hastanın sadece 13'üne anjiyografi yapmışlar, RDUS ve 3D CEMRA kombinasyonu ile elde edilen sonuçların uyumlu olması halinde anjiyografi yapılmasına gerek kalmayacağını savunmuşlardır (48). 3D CEMRA ve MOTSA tekniklerinin etkinliğinin karşılaştırıldığı 63 hastayı kapsayan bir çalışmada, daha geniş inceleme alanına ve daha kısa inceleme süresine karşın 3D CEMRA ile stenoz derecelendirilmesinin daha doğru yapıldığı ve hareket

artefaktlarının daha az gözlemlendiği bildirilmiştir (82). 2D TOF, kontrastlı 2D TOF ve 3D CEMRA sekanslarının karşılaştırıldığı 13 hastalık başka bir çalışmada, 3D CEMRA yöntemi ile stenoz morfolojisi ve kompleks akım alanlarının daha iyi demonstre edildiği bildirilmiştir (83). Phan ve arkadaşları, 422 hastayı RDUS ve 3D CEMRA ile değerlendirmişler, RDUS incelemesi yapılan hastaların %22'sinde 3D CEMRA yöntemi ile ek bilgiler (tandem lezyon, ülser varlığı) elde edildiğini vurgulamışlar ve 3D CEMRA'nın karotis ve vertebral arter stenoz ve oklüzyonlarında DSA'ya alternatif, başarılı bir modalite olduğunu bildirmişlerdir (84). Cosottini ve arkadaşları, karotis arter stenozlarını DSA ile karşılaştırdıkları 92 hastada 3D CEMRA'nın sensitivite, spesifite, pozitif ve negatif prediktif değerini sırasıyla %97, %82, %93 ve %92 olarak bildirmişlerdir (80). Çalışmamızda bir hasta dışında tüm stenoz derecelerinde 3D CEMRA ve anjiyografi yöntemleri tam korelasyon göstermiş olup ICA için %70-99 oranındaki stenozlarda bu değerler sırası ile %100, %96.9, %92.8 ve %100 olarak bulunmuştur. ICA ve ECA'lar birlikte değerlendirildiğinde bu değerler sırası ile %100, %98.7, %94.7 ve %100'e ulaşmaktadır. RDUS ve 2D TOF yöntemleri ile kategorizasyonları hatalı yapılan tüm stenotik segmentler 3D CEMRA ile doğru olarak sınıflandırılmıştır. Korelasyon analizlerinde incelenen tüm segmentler ve stenoz dereceleri için anjiyografi ile 3D CEMRA sekansı arasında mükemmel uyum saptanmıştır ($r=0.99$, kappa 0.98). Ayrıca 2 ICA'da, RDUS ve TOF ile gösterilemeyen tandem lezyonlar gösterilmiştir. Nörolojik olarak asemptomatik, ICA oklüzyonu bulunan 2 hastada, oklüzyonun olduğu taraftaki MCA'nın kontrastlandığı, dolayısıyla komminikan arterlerin patent olduğu ortaya konmuştur.

3D CEMRA ve RDUS bulgularının uyum gösterdiği hastalarda, anjiyografi ile korelasyonun yüksek olduğu bildirilmektedir. Johnston ve arkadaşları, 3D CEMRA'nın akademik merkezler dışında da rutin klinik pratikte uygulanabileceğini, ancak cerrahi öncesi hasta seçiminde tek başına kullanıldığında stenoz sınıflandırmasında önemli sayıda hataya neden olabileceğinden RDUS ile birlikte kullanılması gerektiğini savunmuşlardır (79). Çalışmamızda 3D CEMRA ve RDUS bulguları uyum gösteren hastaların tümünde anjiyografi ile tam korelasyon izlenmiştir. Bulgularımız ışığında karotis

endarterektomisi planlanan hastalarda bu iki radyolojik modalitenin sonuçlarının uyumlu olduğu olgularda anjiyografi yapılmasına gerek olmadığını savunmaktayız.

Ülsere plakların 3D CEMRA yöntemi ile saptanabilirliğine yönelik çeşitli çalışmalar yapılmıştır. Remonda ve arkadaşları, inceledikleri hasta grubu içinde 3D CEMRA tekniği ile 6 ülsere plağın 3'ünü, Serfaty ve arkadaşları ise 3 ülsere plağın tümünü gösterdiklerini bildirmişlerdir (37,85). 3D CEMRA yönteminin ülsere plak tanısındaki etkinliğini bildiren başka çalışmalar da mevcuttur (80,86). Çalışmamızda RDUS ile saptanan bir ülsere plak MRA yöntemlerinin ikisi ile de gösterilemedi. Ayrıca anjiyografi ile saptanan başka bir ülsere plak, retrospektif incelemede 3D CEMRA sekansında vizualize olurken, 2D TOF yönteminde izlenemedi. TOF yöntemlerinin GİA ve stroke etyolojisinde önemli rolü bulunan ülsere plak tanısında etkin olmadığı bilinmektedir (75). Ancak 3D CEMRA yönteminde bu konu ile ilgili literatür bilgileri, çalışmamızdaki sonuçlarla örtüşmemektedir. Bunun muhtemel nedeni 3D CEMRA sekansı için seçtiğimiz FOV olabilir. Literatür gözden geçirildiğinde 3D CEMRA sekansı için kullanılan FOV değerlerinin 20-24 cm arasında değiştiği görülmüştür. Çalışmamızda kullanılan 3D CEMRA sekansındaki FOV değeri, subklavian arterlerin distal kesimleri dahil olacak şekilde geniş bir alandaki vasküler yapıların tümünün değerlendirilebilmesi için 40cm olarak seçilmiştir. Bu da 3D CEMRA incelemelerinde elde edilen görüntülerde rezolüsyon kaybını beraberinde getirmektedir (48,73,87). Voksel hacminde artışa ve bu nedenle rezolüsyonda azalmaya neden olan bir diğer faktör kesit kalınlığının artırılmasıdır. Çalışmamızda 3D CEMRA sekansı için başlangıçta kullanılan 2.4 mm'lik kesit kalınlığı, daha iyi rezolüsyon elde etmek için 2mm'ye düşürülmüş ve rezolüsyonda artış sağlanmıştır.

İntravenöz olarak enjekte edilen kontrast maddenin karotis sistemde arteriyel fazda yakalanması için enjeksiyon sonrası 3D CEMRA sekansının doğru zamanda başlatılması, yüksek görüntü kalitesi için zorunludur. 3D CEMRA sekansının erken başlatılması ile yeterli arteriyel sinyal elde edilemezken, geç başlatılması ile venöz dönüşün gerçekleşmesine bağlı juguler venlerde

opasifikasyon ve arteriyel yapılarla superpozisyon nedeniyle tanısal değerlendirmede zorluklar ortaya çıkmaktadır.

Çeşitli çalışmalarda 3D CEMRA sekansının başlatılması için test bolus yöntemi, hızlı görüntüleme, otomatik tetikleme ve MR Floroskopi yöntemleri kullanılmıştır (68,71,81,84,86,88,89). Bunlar içinde en sık kullanılanı test bolus tekniği olmakla birlikte bu tekniğin bazı dezavantajları vardır. Bolus için verilen kontrast maddenin incelenen alandan temizlenmesi için 5 dakika kadar süre geçmesi gereklidir. Bu teknik kullanıldığında hastaların %10'unda venöz kontaminasyon bildirilmiştir (48). Test bolusu için verilen kontrast madde böbrekten atılacağı için, böbrek, üreter ve mesaneye komşu arterlerde süperpozisyon yaratır (38).

Kullanımı gittikçe yaygınlaşan bir diğer tetikleme yöntemi MR Floroskopidir. Bu tekniğin birkaç avantajı bulunmaktadır. MR Floroskopik görüntülerde inceleme alanı yeterince geniş tutulursa, kontrast madde incelenmesi planlanan bölgenin proksimalinden itibaren istenen düzeye gelinceye kadar eş zamanlı olarak takip edilebilir. Kontrast enjeksiyonundan hemen önce hasta hareketine bağlı olarak ortaya çıkan inceleme planındaki değişiklikler floroskopi sırasında anlaşılabilir. Operatörün deneyim kazanması ile bazı özel durumlarda 3D CEMRA sekansının başlatılması geciktirilebilir. Örneğin aort anevrizması düşünülen hastalarda 3D CEMRA sekansının başlatılması, anevrizmanın distal bölgesinin kontrast ile dolmasına kadar geciktirilir. Karotis arterler incelenirken, sirkülasyon zamanı kısa ise (<12 s), kontrast tespit edilir edilmez sekans başlatılırken, sirkülasyon zamanı uzun olan hastalarda (>15 s) bifurkasyon bölgesinde maksimum kontrast elde etmek için tetikleme 1-2 sn geciktirilir (88).

Riederer ve arkadaşları, 330 hastadan oluşan serilerinde 3D CEMRA sekansının başlatılmasında MR Floroskopi sekansının güvenilirliğini %97 olarak bildirmişlerdir (88). Huston ve arkadaşları bu oranı %95 olarak bildirmişlerdir (89). Bizim çalışmamızda da, biri dışında incelenen tüm hastalarda MR Floroskopi sekansı ile tetikleme başarıyla gerçekleştirilmiş olup başarı oranı %96'dır. Başarısız olunan hastada 3D CEMRA sekansının başlatılması kontrast madde pulmoner venlerde iken yapılmış ve bunun sonucunda anjiyografide orta derecede stenoz olarak değerlendirilen bir damar 3D CEMRA'da ileri derecede

stenotik olarak görüntülenmiştir. Literatürde de 3D CEMRA sekansının başarısızlığının en büyük nedeni olarak zamanlama hataları gösterilmektedir (42).

Endarterektomi planlanan hastalarda karotis arter stenozlarının tanısında ve derecelendirilmesinde oldukça yeni sayılabilecek bir yöntem olmasına karşın, MR Floroskopi ile tetiklenen 3D CEMRA tekniği non-invaziv, güvenilir bir tanı yöntemidir. Bu yöntem RDUS ile birlikte kullanıldığında anjiyografiye alternatif olabilir.

SONUÇLAR VE ÖNERİLER

1. RDUS: Karotis arter aterosklerotik hastalıklarında RDUS yöntemi etkin, hızlı, ucuz ve güvenilir bir primer tarama yöntemidir. İntimal kalınlaşmaların ve aterosklerotik plak formasyonlarının belirlenmesi ve karakterizasyonunda diğer radyolojik modalitelerden daha üstündür.

RDUS incelemesi ile stenoz saptanan ve cerrahi ya da endovasküler tedavi planlanan hastalarda, olası stenoz klasifikasyon hatalarından dolayı RDUS ile saptanan bulguların noninvaziv bir radyolojik modalite ile korele edilmesi gereklidir.

2. MRA: İnceleme süresinin uzunluğu, FOV'un kısıtlı olması ve stenoz klasifikasyon hatalarına sık rastlanması nedeniyle, RDUS incelemesinin korele edilmesi için seçilecek modalite 2D TOF olmamalıdır.

Saniyelerle ölçülebilen kısa inceleme süresi, arkus aortadan Willis poligonuna kadar geniş bir inceleme alanı sunması ve bu nedenle olası tandem lezyonları yakalayabilmesi, anjiyografi ile karşılaştırıldığında yüksek sensitivite ve spesitivite göstermesi nedeniyle, cerrahi tedavi planlanan hastalarda RDUS bulgularının korele edilmesi için seçilecek en güvenilir noninvaziv modalite 3D CEMRA yöntemidir.

RDUS ve 3D CEMRA yöntemleri ile elde edilen sonuçlar uyumlu ise cerrahi tedavi öncesi anjiyografi yapılmasına gerek kalmayabilir.

MR Floroskopi yöntemi, test bolusu için ek kontrast madde ve buna bağlı ek süre gerektirmemesi gibi avantajlarının yanı sıra, 3D CEMRA uygulamalarında sekansın optimal zamanda başlatılabilmesi için güvenle kullanılabilecek ve incelemenin tanısal değerini artıran bir tetikleme yöntemidir.

3. Anjiyografi: Anjiyografi yöntemi, invaziv ve pahalı bir yöntem olması yanında olası komplikasyonlarından dolayı cerrahi tedavi düşünülen hastalarda rutin

olarak kullanılmamalı, RDUS ve 3D CEMRA yöntemlerinde uyumsuzluk saptanan ya da endovasküler tedavi düşünülen hastalar için saklanmalıdır.

ÖZET

Karotis arter stenoz ve oklüzyonlarında radyolojik modalitelerin etkinliğinin araştırılması amaçlandı.

RDUS incelemesinde hemodinamik parametrelere göre (Grade 1: PSH<110 cm/s, grade 2: PSH<210 cm/s, grade 3: PSH>210 cm/s, grade 4: oklüzyon) ileri derecede stenoz ya da oklüzyon (grade 3 ve 4) saptanan toplam 37 olguya, 2D TOF ve 3D CEMRA teknikleri uygulandı. 2D TOF tekniği aksiyel planda gerçekleştirildi ve karotis bifurkasyonu santralize edildi. 3D CEMRA tekniğinde koronal planda görüntüler elde edilirken, görüntü alanı arkus aorta ve Willis poligonunu içine alacak şekilde geniş tutuldu. 3D CEMRA yönteminde kontrast öncesi subtraksiyon için maske görüntü elde edilmesini takiben tüm hastalara 2 ml/s hızda toplam 20ml gadolinyum enjekte edildi. Enjeksiyonun başlatılması ile aynı anda çalıştırılan MR Floroskopi (2D Bolus Trak) sekansı kullanılarak, kontrast maddenin arkus aorta ve ana dallarına ulaşımı eş zamanlı olarak izlendi ve kontrastlı sekans başlatıldı. 2D TOF ve 3D CEMRA incelemeleri ile elde edilen ham görüntülerden MIP imajlar oluşturuldu.

Hastaların 25'ine anjiyografi yapıldı. Anjiyografi sonrası elde edilen görüntülerden ve MRA yöntemlerinde ham görüntülerden oluşturulan MIP imajlardan çap ölçümüne göre stenoz ve oklüzyonlar kategorize edildi (grade 1: %0-39, grade 2: %40-69, grade 3: %70-99, Grade 4: oklüzyon). Anjiyografi yöntemi altın standart olarak kabul edildi ve her hastada bilateral ICA ve ECA olmak üzere toplam 100 servikal karotis arter segmentinde RDUS ve MRA yöntemleri ile elde edilen bulgular anjiyografi ile karşılaştırıldı.

Tüm stenoz dereceleri ve oklüzyonlar için anjiyografi ile 3D CEMRA yöntemlerinin uyumu Pearson korelasyonuna göre $r=0.99$, kappa 0.98 olarak saptanırken, bu değerler 2D TOF yöntemi için sırası ile 0.91 ve 0.87 ve RDUS

için sırası ile 0.98 ve 0.95 olarak bulundu. RDUS ile 1 patent segment oklüde olarak değerlendirilirken, grade 2 oranında stenoza sahip 2 segmente RDUS ile grade 3 stenoz tanısı kondu. 2D TOF ile toplam 8 segmentte stenoz oranı olduğundan büyük saptanırken, 1 patent segment oklüde olarak değerlendirildi. 3D CEMRA sekansında elde edilen sonuçlar, bolus zamanlama hatası yapılan 1 olgu dışında anjiyografi bulguları ile birebir korelasyon gösterdi. İki olguda distal ICA'da yer alan ve RDUS ve 2D TOF ile saptanamayan tandem lezyonlar 3D CEMRA ile gösterildi ve anjiyografi ile doğrulandı. Anjiyografide izlenen 1 ülsere plak 2D TOF ile saptanamazken, 3D CEMRA ile vizualize edildi.

Bu bulgulara dayanarak, olası tandem lezyonları yakalayabilmesi, anjiyografi ile karşılaştırıldığında yüksek sensitivite ve spesifite göstermesi nedeniyle, cerrahi tedavi planlanan hastalarda RDUS bulgularının korele edilmesi için seçilecek en güvenilir noninvaziv modalitenin 3D CEMRA yöntemi olduğunu ve RDUS ve 3D CEMRA yöntemleri ile elde edilen sonuçlar uyumlu ise cerrahi tedavi öncesi anjiyografi yapılmasına gerek kalmayacağını düşünmekteyiz.

SUMMARY

The aim of the study was to determine the efficacy of different radiologic modalities in detecting and grading of extracranial carotid artery stenosis and occlusion.

Thirty seven patients who were detected to have severe stenosis and occlusion by initial color doppler sonography (CDS), underwent both 2D TOF and 3D CEMRA examinations. 2D TOF technique was performed in the axial plane and the carotid bifurcation was centralized. In the 3D CEMRA technique, coronal plane was used and a larger FOV was selected to include aortic arcus and the polygon of Willis. For the 3D CEMRA technique, after obtaining a mask image for subtraction, a bolus of 20ml gadolinium was injected to all patients with a rate of 2ml/s. MR Fluoroscopy sequence was used to trigger the 3D CEMRA pulse sequence. In both MRA techniques, angiograms were constituted with the MIP algorithm from the source images. Twenty five of the patients underwent angiography. The degree of stenoses measured on the angiograms were classified as follows: mild (50-39), moderate (%40-69), severe (%70-99), and complete occlusion. Accepting angiography as the gold standard, a total of 100 cervical carotid segments (bilateral ICA and ECA segments in 25 patients) were compared with the findings obtained from CDS, 2D TOF and 3D CEMRA techniques.

The correlation of angiography and 3D CEMRA was perfect, as r value was 0.99 and kappa was 0.98; where they were 0.91 and 0.87 for 2D TOF, and 0.98 and 0.95 for CDS, respectively. CDS misdiagnosed one patent segment as occluded, and 2 moderate stenoses were overestimated as severe. In 8 segments, the degree of stenoses were overestimated by 2D TOF, and one patent segment was identified as occluded. Except one patient that bolus timing was incorrect, all findings in CEMRA were correlated with angiography. Two distal ICA tandem lesions accompanying bifurcation stenoses, were correctly

identified by 3D CEMRA and correlated with angiography. One ulcerated plaque was visualised by 3D CEMRA, but not with 2D TOF.

According to our findings we conclude that, for the correlation of CDS findings in the patients who are under consideration for carotid endarterectomy, the most reliable noninvasive modality is 3D CEMRA. If the findings obtained from CDS and 3D CEMRA are concordant, angiography is unnecessary.

KAYNAKLAR

1. Kayalı H. İnsan embriyolojisi (3. baskı). İstanbul, Taş Matbaası, 1984: 106-144
2. Dere F. Anatomi ders kitabı. Adana, Okullar Pazarı Kitabevi, 1989: 356-362
3. Dere F. Nöroanatomi ve fonksiyonel nöroloji ders kitabı. Adana, Okullar Pazarı Kitabevi, 1990: 309-323
4. Robbins SL, Kumar V. Temel Patoloji (Çeviri editörü: Ö. Uluoğlu). Güneş Kitabevi, 1990: 365-400
5. Büket S. Supraaortik arterlerin serebral iskemi nedeni olan aterosklerotik veya farklı nedenli oklüziv hastalıkları. Türk Radyoloji Dergisi 1999; 34: 468-471
6. Osborn AG. Diagnostic neuroradiology (5th ed). Missouri, Mosby-Year Book, 1994: 330-398
7. Mernagh JR, Fedoryshin J, Caco C. Ultrasound of the carotid arteries: a pictorial review. Comp Med Imaging Graph 2002; 26:381-418
8. The Merck Manual teşhis/tedavi el kitabı (Çev: R.M. Pekus) 14. baskı. İstanbul, Merck Yayıncılık, 1987: 998-1000
9. Koodstaal PJ, Gijn JV, Frenken CW. TIA, RIND, minor stroke: a continuum, or different subgroups? J Neurol Neurosurg Psychiatr 1992; 55: 95-97
10. Kumral E. Serebral iskemi: Uyarıcı semptom ve klinik bulgular. Türk Radyoloji Dergisi 1999; 34: 464-467
11. North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial Collaborators. Beneficial effect of carotid endarterectomy in symptomatic patients with high-grade symptomatic stenosis. N Engl J Med 1991; 325: 445-453
12. Gerraty RP, Gates PC, Doyle JC. Carotis stenosis and perioperative stroke risk in asymptomatic patients undergoing vascular or coronary surgery. Stroke 1993; 24: 1115-1118
13. Executive committee for the Asymptomatic Carotid Atherosclerosis Study. Endarterectomy for asymptomatic carotid artery stenosis. JAMA 1995; 273: 1421-1428
14. Naylor AR, Beard JD, Gaines PA. Extracranial carotid disease. In: Beard JD, Gaines PA(eds). Vascular and endovascular surgery. Philadelphia, WB Saunders Company Ltd, 1998: 317-350
15. Dahnert W. Radiology review manual (3rd ed). Baltimore, Williams and Wilkins, 1996: 281-283
16. Özcan H, Aytaç S. Karotis ve vertebral arter sistemi renkli doppler ultrasonografi. In: 17. Türk Radyoloji Kongresi (suppl), Renkli Doppler Ultrasonografi, 2000: 49-67

17. Gray-Weale AC, Graham JC, Burnett JR. Carotid artery atheroma: comparison of preoperative B mode ultrasound appearance with carotid endarterectomy specimen pathology. *J Cardiovasc Surg* 1988; 29: 676-681
18. Erden İ. Renkli doppler ultrasonografinin fizik prensipleri, sınırlamaları ve hata kaynakları. *Türkiye Klinikleri Tıp Bilimleri* 1991; 11: 326-351
19. Wells PN. Doppler ultrasound in medical diagnosis: review article. *Br J Radiol* 1989; 62: 399-420
20. Nelson TR, Pretorius DH. The doppler signal: where does it come from and what does it mean? *Am J Roentgenol* 1988; 151: 439-447
21. Taylor KJW, Holland S. Doppler US. Part 1: Basic principles, instrumentation, and pitfalls. *Radiology* 1990; 174: 297-307
22. Grant EG, Tessler FN, Parrella RR. Clinical doppler imaging. *Am J Roentgenol* 1989; 152: 707-717
23. Bude RO, Rubin JM. Power doppler sonography. *Radiology* 1996; 200: 21-23
24. Doğan M. Karotis arterlerin renki doppler incelemesi. *Türkiye Klinikleri Tıp Bilimleri* 1991; 11: 352-366
25. Marcus DJ, Marcus VJ, Bigot JL, Clement C, Baehrel B, Menanteau B. Carotid arterial stenosis: evaluation at CT angiography with the volume-rendering technique. *Radiology* 1999; 211: 775-780
26. Kandarpa K, Gardiner GA. Diagnostic arteriography. In: Kandarpa K, Aruny JE (eds). *Handbook of Interventional Radiologic Procedures* (3rd ed). Philadelphia, Lippincott Williams&Wilkins, 2002: 3-25
27. Kaya T. Temel radyoloji tekniği. Bursa, Güneş ve Nobel, 1997: 299-300
28. Sutton D, Gregson R. Arteriography and interventional angiography. In: Sutton D (ed). *Textbook of Radiology and Imaging* (6th ed). New York, Churchill Livingstone, 1998:673-741
29. Yucel EK, Anderson CM, Edelman RR, Grist TM, Baum RA, Manning WJ et al. Magnetic resonance angiography: update on applications for extracranial arteries. *Circulation* 1999; 100:2284-2301
30. Kouwenhoven M, Bakker CJG, Hartkamp MJ, Mali WPT. Current MR angiographic imaging techniques, a survey. In: Lanzer P, Rösch J (eds) *Vascular Diagnostics: Noninvasive and invasive techniques: Perinterventional evaluations*. Heidelberg, Springer-Verlag, 1994: 375-399
31. Edelman RR. MR angiography: present and future. *Am J Roentgenol* 1993; 161: 1-11
32. Konez O. Manyetik rezonans görüntüleme: Temel bilgiler. İstanbul, Nobel Tıp Kitabevi, 1995: 41-52,115-125.
33. Haacke E, Lenz G. Improving MR image quality in the presence of motion by using rephasing gradients. *Am J Roentgenol* 1987; 148: 1252-1258
34. Oyar O. Radyolojide temel fizik kavramlar. İzmir, Güven ve Nobel, 1998:188-196.

35. Prince MR, Schoenberg SO, Ward SJ. Hemodynamically significant atherosclerotic renal artery stenosis: MR angiographic features. *Radiology* 1997; 205: 128-136
36. Haacke EM, Masaryk TJ, Wielopolski PA. Optimizing blood vessel contrast in fast three-dimensional MRI. *Magn Reson Med* 1991; 14: 202-221
37. Remonda L, Heid O, Schroth G. Carotid artery stenosis, occlusion, and pseudo-occlusion: First-pass, Gadolinium-enhanced, three-dimensional MR angiography- preliminary study. *Radiology* 1998; 209: 95-102
38. Kouwenhoven M. Contrast-enhanced MR angiography: Methods, limitations and possibilities. *Acta Radiol* 1997; 38(suppl 412): 57-67
39. Prince MR. Renal and mesenteric MR angiography. *RSNA Categorical Course in Diagnostic Radiology: Body MR*. 1999: 131-151
40. Debatin JF, Hany TF. MR-based assesment of vascular morphology and function. *Eur Radiol* 1998; 8: 528-539
41. Lee VS, Rofsky NM, Krinsky G. Single dose breath-hold gadolinium-enhanced three-dimensional MRA of the renal arteries. *Radiology* 1999; 211: 69-78
42. Watanabe Y, Dohke M, Okumura A, Amoh Y, Ishimori T, Oda K. Dynamic subtraction contrast-enhanced MR angiography: technique, clinical applications, and pitfalls. *Radiographics* 2000; 20:135-152.
43. Prince MR, Grist TM, Debatin JF. 3D contrast MR angiography(2nd ed). Berlin, Springer-Verlag, 1999:1-39
44. Mitsuzaki K, Yamashita Y, Ogata I, Tang Y, Namimoto T, Takahashi M. Optimal protocol for injection of contrast material at MR angiography: study of healthy volunteers. *Radiology* 1999; 213: 913-918
45. Nelson KL, Gifford LM, Huber CL, Gross CA, Lasser TA. Clinical Safety of gadopentate dimeglumine. *Radiology* 1995; 196: 439-443
46. Kim JK, Farb RI, Wright GA. Test bolus examination in the carotid artery at dynamic gadolinium-enhanced MR angiography. *Radiology* 1998; 206: 283-289
47. Foo TKF, Saranathan M, Prince MR, Chenevert T. Automated detection of Bolus arrival and initiation of data aquisition in fast, three-dimensional, gadolinium-enhanced MR angiography. *Radiology* 1997; 203: 275-280
48. Friesse S, Krapf H, Fetter M, Klose U, Skalej M, Küker W. Ultrasonography and contrast-enhanced MRA in ICA-stenosis: is conventional angiography obsolete? *J Neurol* 2001; 248: 506-513
49. Lee VS, Martin DJ, Krinsky GA, Rofsky NM. Gadolinium-enhanced MR angiography: Artifacts and pitfalls. *Am J Roentgenol* 2000; 175: 197-205
50. Moneta GL, Edwards JM, Chitwood RW. Correlation of North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial (NASCET) angiographic definition of 70–99% internal carotid artery stenosis with duplex scanning. *J Vasc Surg* 1993;17:152–159
51. Oğul E. Klinik Nöroloji. İstanbul, Nobel ve Güneş, 2002: 1-3

52. Dinkel HP, Moll R, Debus S. Colour flow doppler ultrasound of carotid bifurcation: can it replace routine angiography before carotid endarterectomy? *Br J Radiol* 2001; 74: 590-594
53. Holland GA, Dougherty L, Carpenter JF. Breath-hold ultrafast 3D gadolinium-enhanced MRA of the aorta and the renal and other visceral abdominal arteries. *Am J Roentgenol*; 1996: 971-981
54. Knudsen L, Johansen A, Justesen P, Jorgensen HB. Accuracy of duplex scan of internal carotid arteries. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 2002; 24: 86-87
55. Norris JW, Rothwell PM. Noninvasive caritid imaging to select patients for endarterectomy: Is it really safer than convantional angiography? *Neurology* 2001; 56: 990-991
56. Furst G, Saleh A, Wenserski F, Malms J, Cohnen M, Aulich A, et al. Reliability and validity of noninvasive imaging of internal carotid artery psudo-occlusion. *Stroke* 1999; 30(7): 1444-1449
57. Dawson DL, Roseberry CA, Fujitani RM. Preoperative testing before carotid endarterectomy: a survey of vascular surgeons' attitudes. *Ann Vasc Surg* 1997; 11: 264-272
58. Link J, Brossmann J, Penselin V, Glüer CC, Heller M. Common carotid artery bifurcation: preliminary results of CT angiography and color-coded duplex sonography compared with digital subtraction angiography. *Am J Roentgenol* 1997; 168: 361-365
59. Neschis DG, Lexa FJ, Davis JT, Carpenter JP. Duplex criteria for determination of %50 or greater carotid stenosis. *J Ultrasound Med* 2001 Mar ;20(3): 207-215
60. Johnston DCC, Goldstein LB, Matchar DB. Diagnostic testing of the carotid arteries. In: Garber A, Sox H (eds). *Common diagnostic tests* (3rd ed). Philadelphia, American College of Physicians 2001: 56-72
61. Alexandrov AV, Vital D, Brodie DS. Grading carotid stenosis with ultrasound. An interlaboratory comparison. *Stroke* 1997; 28: 1208-1210
62. Modaresi KB, Cox TCS, Summers PE, Jarosz JM, Verma H, Taylor PR, et al. Comparison of intra-arterial digital subtraction angiography, magnetic resonance angiography and duplex ultrasonography for measuring carotid artery stenosis. *Br J Surg* 1999; 86: 1422-1426
63. Jackson MR, Chang AS, Robles HA, Gillespie DL, Olsen SB, Kaiser WJ, et al. Determination of %60 or greater carotid stenosis: a prospective comparison of magnetic resonance angiography and duplex ultrasound with conventional angiography. *Ann Vasc Surg* 1998; 12: 236-243
64. Abu Rahma AF, Robinson PA, Strickler DL, Alberts S, Young L. Proposed new duplex classification for threshold stenoses used in various symptomatic and asymptomatic carotid endarterectomy trials. *Ann Vasc Surg* 1998; 12: 349-358
65. Johnston DCC, Goldstein LB. Clinical carotid endarterectomy decision making: noninvasive vascular imaging versus angiography. *Neurology* 2001; 56: 1009-1015

66. Patel M, Kuntz KM, Klufas RA, Kim D, Kramer J, Polak JF, et al. Preoperative assesment of the carotid bifurcation: can magnetic resonance angiography and duplex ultrasonography replace contrast arteriography? *Stroke* 1995; 26(10): 1753-1758
67. Neale ML, Chambers JL, Kelly AT, Connard S, Lawton MA, Roche J, et al. Reappraisal of duplex criteria to assess significant carotid stenosis with special reference to reports from the North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial and the European Carotid Surgery Trial. *J Vasc Surg* 1994; 20(4): 642-9
68. Wikström J, Johansson LO, Rossitti S, Karacagil S, Ahlström H. High-resolution carotid artery MRA: Comparison with fast dynamic acquisition and duplex ultrasound scanning. *Acta Radiologica* 2002; 43:256-261
69. Leclerc X, Godefroy O, Lucas C, Benhaim JF, Michel TS, Leys D, et al. Internal carotid arterial stenosis: CT angiography with volume rendering. *Radiology* 1999; 210: 673-682
70. Dix JE, Evans AJ, Kallmes DF, Sobel AH, Phillips CD. Accuracy and precision of CT angiography in a model of carotid artery bifurcation stenosis. *Am J Neuroradiol* 1997; 18: 409-415
71. Bongartz GM, Boos M, Winter K, Ott HW, Scheffler K, Steinbrich W. Clinical utility of contrast-enhanced MR angiography. *Eur Radiol* 1997 (suppl. 5); 178-186
72. Krinsky G, Maya M, Rofsky N, Lebowitz J, Nelson PK, Ambrosino M, et al. Gadolinium enhanced 3D MRA of the aortic arch vessels in the detection of atherosclerotic cerebrovascular occlusive disease. *J Comp Assist Tom* 1998; 22(2): 167-178
73. Leclerc X, Nicol L, Gauthrit JY, Thuc VL, Leys D, Pruvo JP. Contrast-enhanced MR angiography of supraaortic vessels: the effect of voxel size on image quality. *Am J Neuroradiol* 2000; 21: 1021-1027
74. Nederkoorn PJ, Mali WPT, Eikelboom BC, Elgersma OEH, Buskens E, Hunink M, et al. Peroperative diagnosis of carotis artery stenosis: accuracy of noninvasive testing. *Stroke* 2002; 33: 2003-2008
75. Slosman F, Stolpen AH, Lexa FJ, Schnall MD, Langlotz CP, Carpenter JP, et al. Extracranial atherosclerotic carotid artery disease: Evaluation of non-breath-hold three-dimensional gadolinium-enhanced MR angiography. *Am J Roentgenol* 1998; 171(0): 489-495
76. Prince MR, Yucel EK, Kaufmann JA. Dynamic gadolinium-enhanced three-dimensional abdominal MR arteriography. *J Magn Reson Imaging* 1993; 3: 877-881
77. Kollias SS, Binkert CA, Ruesch S, Valavanis A. Contrast-enhanced MR angiography of the supra-aortic vessels in 24 seconds: a feasibility study. *Neuroradiology* 1999; 41: 391-400
78. Johnson MB, Wilkinson ID, Wattam J, Venables GS, Griffiths PD. Comparison of doppler ultrasound, Magnetic resonance angiographic techniques and catheter angiography in evaluation of carotid artery stenosis. *Clin Radiol* 2000; 55: 912-920

79. Johnston DCC, Eastwood JD, Nguyen T, Goldstein LB. Contrast-enhanced magnetic resonance angiography of carotid arteries: utility in routine clinical practice. *Stroke* 2002; 33: 2834-2838
80. Cosottini M, Pingitore A, Puglioli M, Michelassi MC, Lupi G, Abbruzzese A, et al. Contrast-enhanced three-dimensional magnetic resonance angiography of atherosclerotic internal carotid stenosis as the noninvasive imaging modality in revascularization decision making. *Stroke* 2003; 34: 660-664
81. Willig D, Turski PA, Frayne R, Graver VB, Korosec FR, Swan JS, et al. Contrast-enhanced 3D MR DSA of the carotid artery bifurcation: preliminary study of comparison with unenhanced 2D and 3D time-of-flight MR angiography. *Radiology* 1998; 208: 447-451
82. De Marco JK, Schonfeld S, Keller I, Bernstein MA. Contrast-enhanced carotid MR angiography with commercially available triggering mechanisms and elliptic centric phase encoding. *Am J Roentgenol* 2001; 176: 221-227
83. Jager HR, Moore EA, Bynevelt M, Coley S, Mounfield P, Kitchen N, et al. Contrast-enhanced MR angiography in patients with carotid artery stenosis: comparison of two different techniques with an unenhanced 2D time-of-flight sequence. *Neuroradiology* 2000; 42: 240-248
84. Phan T, Huston III J, Bernstein MA, Riederer SJ, Brown RD. Contrast-enhanced Magnetic resonance angiography of the cervical vessels: experience with 422 patients. *Stroke* 2001; 32: 2282-2286
85. Serfaty JM, Chirossel P, Chevallier JM, Ecochard R, Froment JC, Douek PC. Accuracy of three-dimensional gadolinium-enhanced MR angiography in the assesment of extracranial carotid artery disease. *Am J Roentgenol* 2000; 175: 455-463
86. Sundgren PC, Sundén P, Lindgren A, Lanke J, Holtås S, Larsson EM. Carotid artery stenosis: contrast-enhanced MR angiography with two different scan times compared with digital subtraction angiography. *Neuroradiology* 2002; 44(7): 592-599
87. Huston III J, Fain SB, Wald JT, Luetmer PH, Rydberg CH, Covarrubias DJ, et al. Carotid artery: Elliptic centric contrast-enhanced MR angiography compared with conventional angiography. *Radiology* 2001; 218: 138-143
88. Riederer SJ, Bernstein MA, Breen JF, Busse RF, Ehman RL, Fain SB, et al. Three-dimensional MR angiography with real-time fluoroscopic triggering: design specifications and technical reliability in 330 patient studies. *Radiology* 2000; 215: 584-593
89. Huston III J, Fain SB, Riederer SJ, Wilman AH, Bernstein MA, Busse RF. Carotid arteries: Maximizing arterial to venous contrast in fluoroscopically triggered contrast-enhanced MR angiography with elliptic centric view ordering. *Radiology* 1999; 211: 265-273