

T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ
RADYOLOJİ ANABİLİM DALI

**KAROTİD ARTER PLAKLARININ
DEĞERLENDİRİLMESİNDE B-FLOW
ULTRASONOGRAFİ BULGULARININ RENKLİ,
POWER DOPPLER US VE DSA İLE
KARŞILAŞTIRILMASI**

UZMANLIK TEZİ
DR. TERMAN GÜMÜŞ

TEZ DANIŞMANI
DOÇ. DR. CEM YÜCEL

ANKARA- 2005

Uzmanlık eğitimim boyunca benden yardım ve desteklerini esirgemeyen başta hocalarım Prof. Dr. Sedat Işık, Prof. Dr. Erhan T. Ilgıt, Prof. Dr. Turgut Talı, Prof. Dr. Hakan Özdemir, Prof. Dr. Mehmet Araç, Doç. Dr. Öznur L. Boyunağa, Doç. Dr. Ayşegül Özdemir, Doç. Dr. Sergin Akpek, Yrd. Doç. Dr. Baran Önal'a; sayın Öğr. Gör. Dr. Nil T. Ercan, Öğr. Gör. Dr. Suna Ö. Oktar, Öğr. Gör. Dr. Gonca Erbaş, Öğr. Gör. Dr. Halil Çelik, Öğr. Gör. Dr. Serap Gültekin, Öğr. Gör. Dr. Yusuf Öner ve ayrıca bu dönem boyunca birlikte çalıştığım tüm araştırma görevlisi arkadaşlarıma teşekkürlerimi sunarım.

Gerek uzmanlık eğitimim boyunca gerekse tezimin hazırlanma sürecinde sağladığı özgür çalışma ortamı ve sınırsız desteği için tez danışmanım sayın Doç. Dr. Cem Yücel'e minnettarım.

Dr. Terman Gümüş

İÇİNDEKİLER

I. GİRİŞ	1
II. GENEL BİLGİLER	3
A. ULTRASONOGRAFİ FİZİĞİ	3
1. ULTRASON DALGALARININ TEMEL ÖZELLİKLERİ	3
1.1. DALGA BOYU VE FREKANS	3
1.2. SESİN YAYILIMI	4
1.3. AKUSTİK İMPEDANS	5
1.4. SES VE DOKU ARASINDAKİ ETKİLEŞİMLER	6
2. ULTRASONOGRAFİ SİSTEMLERİ	7
3. ULTRASONOGRAFİK GÖSTERİM (MOD)	12
4. DOPPLER ULTRASONOGRAFİ	12
4.1. DOPPLER YÖNTEMLERİ	14
4.2. ARTEFAKTLAR	20
5. B-FLOW GÖRÜNTÜLEME	24
5.1. B-FLOW GÖRÜNTÜLERİN OLUŞUMU	25
5.2. B-FLOW GÖRÜNTÜLEMENİN UYGULAMA ALANLARI	29
B. ATEROSKLEROZ VE KAROTİD ARTER	32
1. ATEROSKLEROZ	32
1.1. ETYOLOJİ	32
1.2. PREVELANS	33
1.3. PATOFİZYOLOJİ	33
1.4. SEMPTOMLAR	34
2. KAROTİD ATEROSKLEROTİK PLAKLARINA TANISAL YAKLAŞIM	35
2.1. ANJİOGRAFİ	35
2.2. MR ANJİOGRAFİ	38
2.3. BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ ve BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ ANJİOGRAFİ	39
2.4. ULTRASONOGRAFİ	39
3. KAROTİD ATEROSKLEROTİK PLAKLARINDA TEDAVİ	42
3.1. YAŞAM TARZI DEĞİŞİKLİĞİ	42
3.2. MEDİKAL TEDAVİ	42
3.3. CERRAHİ TEDAVİ	43
3.4. ENDOVASKÜLER TEDAVİ	43
III. GEREÇ VE YÖNTEM	45
IV. BULGULAR	48
V. OLGULARDAN ÖRNEKLER	52
VI. TARTIŞMA	61
VII. ÖZET	67
VIII. SUMMARY	68
IX. KAYNAKLAR	69

I. GİRİŞ

Ateroskleroza bağlı inme, gelişmiş ülkelerde ölüme neden olan hastalıklar arasında ilk üç sırada yer almaktadır (51). Serebral tromboembolik hastalıkların yaklaşık % 90'ının nedeni aterosklerozdur (65). İnmenin 5 yıl içerisinde tekrarlama sıklığı % 20-50 arasında olup ciddi morbiditeye ve mortaliteye yol açmaktadır.

Hastalığın yaygınlığı ve yol açtığı ciddi sekeller nedeniyle tanısı ve tedavisi büyük önem taşımaktadır. Özellikle de NASCET (61) ve ECST (24) gibi geniş serili çalışmalarda; internal karotid arter stenoz oranının tedavinin planlanmasında kritik önemi olduğu saptanmıştır. Son yıllarda yapılan çalışmalarda inme riskinin belirlenmesinde, aterosklerotik plağın iç yapısının ve yüzey özelliklerinin önemli faktörlerden olduğu görülmüştür (8,69).

Günümüzde internal karotid arter stenozlarının değerlendirilmesinde birçok merkezde anjiyografi altın standart yöntem olarak kabul edilmektedir. Ancak maliyetinin yüksekliği, işlemin alternatif görüntüleme yöntemlerine göre uzun sürmesi, invazif olması, kontrast ajan kullanılması, hastanın iyonizan radyasyona maruz kalması ve nörolojik komplikasyonlara yol açabilmesi gibi dezavantajları nedeniyle karotid arter lezyonlarının alternatif yöntemler ile değerlendirilmesi için çalışmalar yapılmaktadır.

Bilgisayarlı tomografi (BT) anjiyografi karotid arter plaklarının değerlendirilmesinde kullanılan yöntemlerden biridir. İyonizan radyasyon içermesi, kontrast ajan kullanılması ve yüksek stenoz oranlarında stenoz oranını olduğundan daha az göstermesi en önemli dezavantajlarındandır (3). Manyetik rezonans anjiyografi (MRA) ise son yıllarda teknolojinin gelişmesi ile karotid plakların değerlendirilmesinde kullanılmaya başlanmıştır. Yeni MRA teknikleri karotid arter plaklarının değerlendirilmesinde karşılaşılan birçok sorunun üstesinden gelmiştir. Ancak henüz poststenotik türbülant akımın yol açtığı sinyal kayıpları ve stenoz ölçümünde yol açtığı hatalar tam olarak ortadan kaldırılamamıştır. Ayrıca genel durumu bozuk, klostrofobi ya da MR uyumsuz implantları bulunan olgular MR ile incelenememektedir.

Renkli ve power Doppler Ultrasonografi (RDUS, PDUS) bir çok hastalıkta olduğu gibi karotid plakların değerlendirilmesinde de invazif olmayışı, iyonizan radyasyon içermemesi ve uygulama kolaylığı nedeniyle en sık yararlanılan radyolojik modalitelerdendir. Tarama yöntemi olarak başarı ile kullanılan Doppler ultrasonografi, sonografi cihazlarındaki teknolojik gelişmeye paralel olarak günümüzde bazı merkezlerde primer tanı yöntemi olarak kullanılmaktadır. Ancak Doppler ultrasonografinin de bazı sınırlamaları söz konusudur.

Yeni bir sonografik yöntem olan B-flow görüntüleme, son yıllarda kan akımının değerlendirilmesi için klinik kullanıma girmiştir. Bu yeni teknoloji ile, kan akımını doğrudan B-mod görüntü üzerinde “aliasing” artefaktının, açı bağımlı görüntülemenin ve duvar filtresinin olumsuz etkileri olmadan göstermek mümkün olmuştur. Çalışmamızda B-flow ultrasonografi yönteminin karotid arter plaklarının morfolojik değerlendirmesindeki etkinliği, Doppler ultrasonografi yöntemleri ile karşılaştırılmıştır. Ayrıca internal karotid arterde % 60'ın üzerinde stenoz saptanan olgularda; B-flow, renkli ve power Doppler yöntemleri ile saptanan stenoz oranları, anjiyografi sonuçları ile karşılaştırılmıştır.

II. GENEL BİLGİLER

A. ULTRASONOGRAFİ FİZİĞİ

Ultrasonografi cihazları temelde farklı dokulardan yansıyan akustik enerjiyi saptayarak elde edilen verileri gösterme prensibi ile çalışır. Dokulardan yansıyan akustik enerjinin amplitüdü ultrasonografik görüntülemelerde kullanılırken, frekans değişimleri ise akım bilgisinin gösterilmesinde kullanılır. Ultrason verilerinin üretilebilmesi, toplanması ve işlenmesi için temel fizik prensiplerine dayanan çok sayıda değişken kontrol altında tutulmalıdır.

1. ULTRASON DALGALARININ TEMEL ÖZELLİKLERİ

1.1 DALGABOYU VE FREKANS

Ses dalgalarının tekrarlanan seri basınç dalgalarından meydana geldiği ve yayıldığı ortamlardaki molekülleri titreştirerek ilerlediği bilinmektedir. Zamana göre basınçtaki değişim sesin ölçümünde temel birim olarak kullanılır. Akustik frekansın birimi Hertz (Hz)'dir ve 1 Hz saniyede bir sıklusa karşılık gelir. Ses dalgalarını frekanslarına göre infrases, işitilebilir ses ve ultrases (Ultrason) olmak üzere üç gruba ayırmak mümkündür. 20 Hz'den düşük frekanslı sesleri infrases, 20 Hz– 20 kHz arasında frekansa sahip sesleri işitilebilir ses, 20 kHz – 30 MHz arasında frekansa sahip sesleri ise ultrason olarak sınıflandırabiliriz. İnsan kulağı 20 Hz ile 20 khz arasındaki sesleri duyabilir. İnsan kulağının işitebileceği ses frekansının üzerindeki akustik dalgalara ultrasonik dalgalar denir. Birçok kaynakta ultrasonik dalgalar, 20 kHz – 100 kHz arasında sınırlanmış olmasına rağmen, tıp elektroniğinde üst sınır 30 MHz'a kadar uzanır. Ancak tanı amacıyla kullanılan ultrason dalgaları

genellikle 1 ile 15 MHz arasındadır (13). Genelde Doppler görüntülemeye kullanılan ses dalgalarının frekansı gri skala görüntülemeye kullanılanlardan düşüktür.

1.2 SESİN YAYILIMI

Ultrasonun temelini puls-eko prensibi oluşturur. Yani bir ultrason pulsu gönderilir ve hedeften gelen eko geri alınır. Akustik basınç dalgaları dokuda sesin ilerleme yönüne paralel ise longitudinal, dik ise transvers dalga olarak adlandırılır. Vücutta kompakt kemik dışındaki dokularda oluşan dalga tipi longitudinaldır. Kompakt kemikte hem transvers hem de longitudinal dalgalar iletilebilir. Akustik basınç dalgalarının ilerleme hızı, büyük oranda dokunun fiziksel özelliklerine bağlıdır. Ses dalgalarının yayılma hızını; ortamın cinsi, yoğunluğu, ısı ve diğer bazı faktörler belirler. Dokularda ise sesin yayılma hızı, dokunun iki önemli parametresine bağlıdır. Bunlardan birincisi dokunun sertliği [(B), (Bulk modülüs), (Stiffness)], ikincisi ise dokunun kütle yoğunluğudur (ρ). Burada B; sıkıştırılabilirliğin (k , compressibility) tersidir, çok sert maddeler çok az sıkıştırılabilirler. Sesin yayılma hızı dokunun sertliği ve yoğunluğu arttıkça artar. Tablo-1’de sesin bazı maddeler içindeki yayılma hızları verilmiştir (13).

Tablo 1: Sesin Çeşitli Maddeler İçindeki Yayılma Hızı

<u>Madde</u>	<u>Yoğunluğu (gr / cm^3)</u>	<u>Ses Hızı (m / s)</u>
Hava	0.001	331
Yağ	0.93	1450
Su	1.0	1480
Kemik	1.85	4080
Yumuşak doku (ortalama)		1540

Yumuşak dokularda sesin yayılma hızı ortalama 1540 cm/sn olarak kabul edilir. Hava dolu akciğer dokusu ve kemik gibi bazı dokularda sesin ilerleme hızı ortalama kabul edilen değerden çok farklıdır. Bu nedenle ultrason cihazları bu dokularda ölçüm hatalarına ve çeşitli artefaktlara maruz kalır.

Sesin yayılma hızı (v), dalga boyu (λ) ve frekans (f) arasında:

$$v = \lambda \times f \text{ denkleminde görülen ilişki vardır.}$$

1.3 AKUSTİK İMPEDANS

Günümüzde ultrason cihazları yansıyan sesin algılanması ve gösterimi ilkesi ile çalışır (ultrason dalgalarının iletimi esas alınarak tanıya yönelik görüntüleme yapmak mümkün olduğu halde günümüzde kullanılmamaktadır). Yankının oluşabilmesi için yansıtıcı bir ara yüzey bulunmalıdır. Tamamen homojen bir ortamdan geçen ses yansıtıcı ara yüzeye rastlamaz ve ortam anekoik görünür. Farklı fiziksel özelliklere sahip dokular arası sınırlarda, akustik ara yüzeyler mevcuttur. Bu ara yüzeyler ses enerjisinin bir kısmının geriye yansımaya yol açarlar.

Geriye yansıma miktarını ara yüzeyi oluşturan dokuların akustik empedansları arası farklılık belirler. Akustik empedansı (Z), sesin yayıldığı ortamın yoğunluğu (d) ve sesin o ortamdaki hızı (v) belirler ($Z=d.v$). Büyük akustik empedans farklılıkları olan ara yüzeylerde (kemik ve hava ara yüzeyi gibi) ses enerjisinin büyük kısmı yansıtılır. Daha az akustik empedans farkı olan dokuların oluşturduğu sınırdan ise (yağ ve kas doku sınırı gibi) ses enerjisi çok az yansıyarak yoluna devam eder. Yayılma hızında olduğu gibi, akustik empedans dokunun özelliklerine bağlıdır ve frekanstan bağımsızdır (75).

1.4 SES VE DOKU ARASINDAKİ ETKİLEŞİMLER

Yansıma

Ses demeti iki doku arasındaki sınıra ulaştığı zaman, sesin bir kısmı geri yansıyacak, kalanı ise doku içerisinde ilerleyecektir. Yansımanın miktarını yansıtıcının boyutu ve yüzey özellikleri etkiler. Eğer yansıtıcı yüzey büyük ve görece düzgün ise aynanın bir ışığı yansıttığı gibi sesin tamamını büyük oranda yansıtır. Ayrıca yukarıda da değinildiği gibi akustik empedanslar arası fark artıkça yansıma da artar. Sesin yaklaşık yansıma oranları yağ-kas ara yüzeyinde %1, yağ-kemik ara yüzeyinde %50, doku-hava ara yüzeyinde %100 olarak belirlenmiştir (71).

Diverjans

Gönderilen ses demeti enerjisinin daha büyük bir kesit alana dağılmasıdır. İntensite birim alan ile orantılı olduğu için diverjansa bağlı olarak azalmaktadır. Yüksek frekanslı transdüserler kullanıldığı zaman diverjans azalır.

Atenüasyon

Ultrason demeti dokulardan geçerken gücünde bir azalma yani zayıflama (attenuation) olur. Ultrason dalgalarının yoğunluğunun azalmasına, enerjisinin bir kısmını kaybetmesine yol açan zayıflamaya üç temel etken yol açar. Bunlardan birincisi soğurulmadır. Soğurulma ses demetinden dokuya enerji aktarımıdır. Bu enerji iç sürtünme kuvvetlerinin üstesinden gelmek için kullanılır ve sonunda ısıya dönüşür. Soğurulma, frekans ile doğru orantılıdır. Örneğin 1 MHz'de ses yumuşak doku içerisinde 3 cm ilerledikten sonra %50'si soğurulur, 20 cm ilerlediğinde ise ilk intensitesinin sadece %1'i kalır. 10 MHz'da soğurulma on kat daha fazladır. Frekansa ek olarak soğurulma viskoziteye de bağlıdır. Dokunun sertliği ve kolajen miktarı ile doğru orantılı olarak soğurulma artar.

Zayıflamaya yol açan ikinci etken saçılmadır. Saçılma sonucunda birim alandan geçen enerji miktarı azalacaktır.

Zayıflamaya neden olan üçüncü faktör ultrason demetinin belirli bir mesafeden sonra genişleyerek yayılmasıdır. Enerji yoğunluğu kesit alanla ters orantılıdır. Demet genişlediğinde kesit alan artacağından dokudan geçen enerji yoğunluğu azalacaktır. Ultrason demetinin zayıflaması geçilen dokunun tipi, kalınlığı ve dalganın frekansına bağlıdır. Doku kalınlığı ve frekans arttıkça zayıflama da artar. Düşük frekanstaki ultrason dalgaları daha derindeki dokulara kadar nüfuz ederler (75).

2. ULTRASONOGRAFİ SİSTEMLERİ

Temel bir ultrasonografi sistemi;

- Transmitter,
- Transdüser,
- Alıcı,
- Sinyal işleyici,
- Görüntüleme ünitesi,
- Kayıt ünitelerinden,

oluşur.

a. Transmitter

Transmitter; yüksek amplitüdlü kısa süreli pulsalar üretir ve uygun atım tekrarlama frekansı ile (pulse repetition frequency, PRF) ile gönderir. Pulsaların amplitüdleri transdüserde ki kristalleri titreştirebilecek kadar büyük olmalıdır. Pulsalar arası süre yakın alandan gelen ve bir önce üretilmiş olan pulsaların üzerine binmemesi için mümkün olduğu kadar kısa olmalıdır. Atım tekrarlama frekansı, yeni bir puls üretilmeden önce sinyallerin maksimum derinliğe nüfuz ederek transdüserine geri gelmesini sağlayabilmek için pulsalar arasında yeterli zamanı bırakacak frekansta olmalıdır. Eğer üretilen ikinci puls çok kısa süre sonra gönderilirse, bir önceki sinyalin yansiyarak gelen ekosu ile üst

üste çıkacaktır. Diğer taraftan pulsların arasındaki süre çok uzunsa belirli bir dönemde elde edilen bilgi miktarı azalacağından çözünürlük düşecektir.

b. Transdüser

Ultrason cihazının hasta ile temas eden tek parçasıdır. Ultrason dalgalarının gönderilmesi ve algılanması transdüser aracılığı ile olur. Bir piezoelektrik kristale gerilim uygulandığında, kristal uygulanan voltajın polaritesine, geometrisine ve ilk polarizasyonuna bağlı olarak boyuna, enine veya radyal olarak çevresine doğru genişler ya da daralır. Bu daralıp genişleme sonucunda ultrasonik dalgalar meydana gelir. Günümüzde kullanılan transdüserlerin büyük bölümünde PZT (Polycrystalized Tetragonal Zirconia) ya da polarize edilmiş seramik kristal kullanılmaktadır. İstenilen frekansta ultrason dalgası üretmek için uygun kristal kalınlığı seçilir.

Ultrason transdüserleri hem dalgaları göndermek, hem de almak amacıyla kullanılır. Pulse-eko prensibine göre çalışan ultrason cihazlarında transdüser, zamanın % 0.1'inde ultrasonik dalgalar gönderir, geri kalan % 99.9'unda ise yansıyan dalgaları alır. Bu dalgalar sinyal işleme birimi tarafından görüntü oluşumuna hazır hale getirilir.

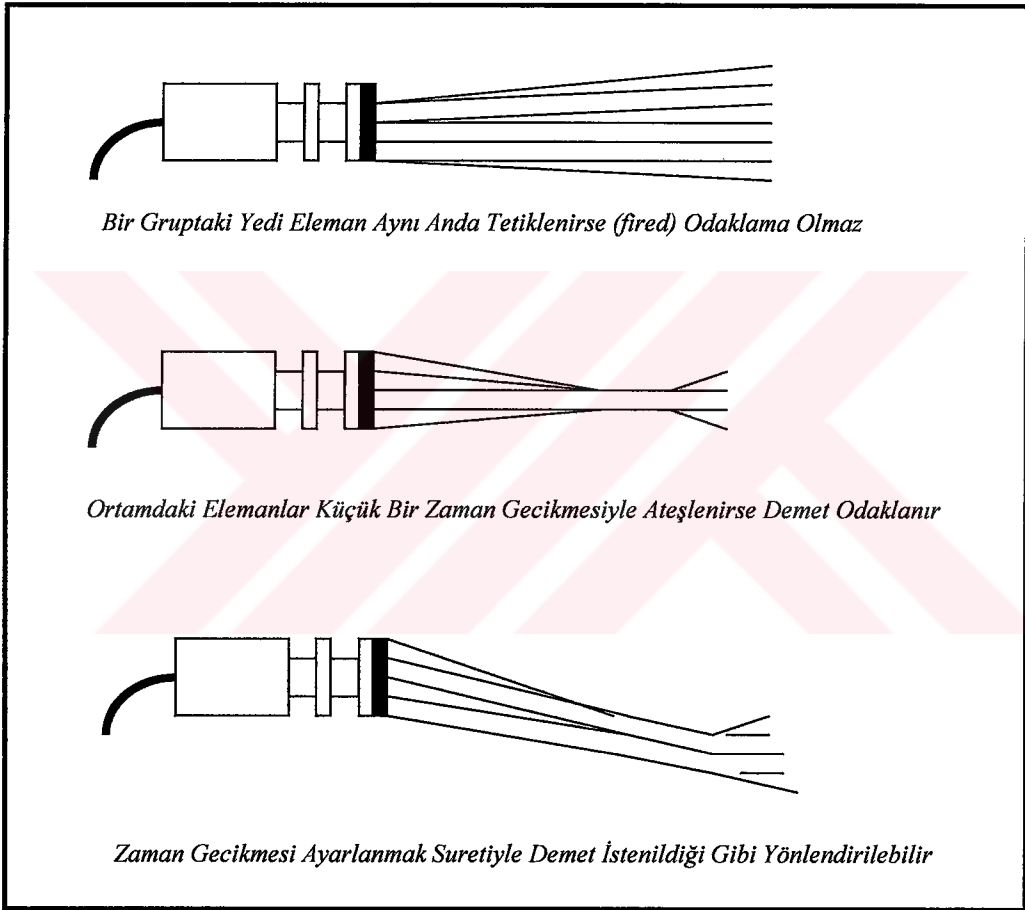
Odaklanmamış bir transdüserden çıkan ultrason dalgaları belirli mesafeden sonra genişleyerek dağılırlar. Bu mesafe elektromanyetik teoride olduğu gibi yakın alan (Fresnel zone) ve uzak alan (Fraunhofer zone) kavramlarıyla ilgilidir.

Ultrason problemleri odaklanmış veya odaklanmamış olabilirler. Odaklanmamış problemlerde odak mesafesi içindeki nesneler net olarak görüntülenebilir.

Ultrason problemlerinin odaklanması iki yöntemle yapılabilir. Bunlardan birincisi akustik lensler kullanılarak yapılan mekanik odaklamadır. İkinci olarak odaklanmış bir ultrason demeti elde etmek için 7 veya 8 kristalden bir grup oluşacak şekilde kristaller gruplandırılır. Her bir kristalin tetiklenmesi belirli bir gecikme ve zamanlama ile yapılmak suretiyle odak uzaklığı ve demet yönü değiştirilebilir. Bu odaklama metoduna da elektronik odaklama denir. Şekil-1'de elektronik odaklama gösterilmiştir.

Probdaki bütün elemanların tetiklenmesi $1/30$ s sürer, böylece ekranda 1 s'de 30 çerçeve görüntü elde edilmiş olur. Bu sayede diğer görüntüleme tekniklerinden farklı olarak ultrasonda hareketli organlar da görüntülenebilir ve gerçek zamanlı görüntüleme işlemi gerçekleştirilir.

ŞEKİL 1 Elektronik Odaklama

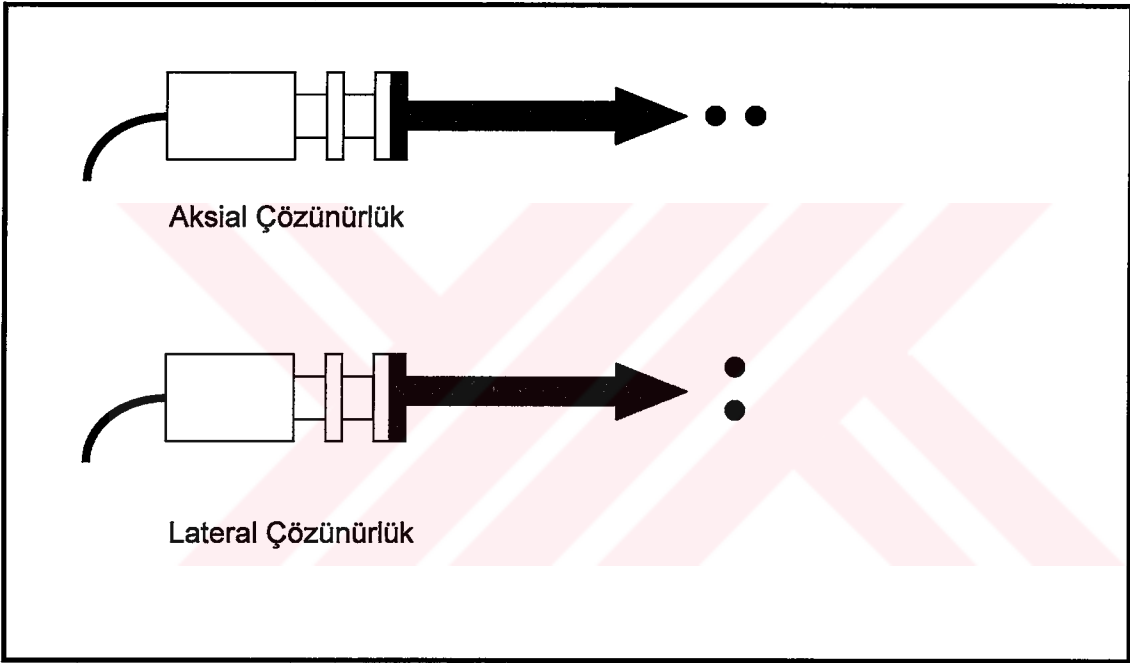


Ultrasonografide çözünürlük, cihazın yan yana iki küçük nesneyi ayırt edebilme gücünü gösterir. İki tip çözünürlük vardır (Şekil 2):

(a) *Aksial çözünürlük*: Ultrason demetiyle aynı doğrultudaki iki farklı noktayı ayırt edilebilme yeteneğidir. Fizik prensiplerine göre aksial çözünürlük gönderilen pulsun uzunluğunun yarısı kadar olabilir.

(b) *Lateral çözünürlük:* Ultrason demetine dik düzlemdeki iki noktanın ayırt edilebilmesi yeteneğidir. Demet genişliği azaldıkça, lateral çözünürlük artar. Lateral çözünürlük odak uzaklığı mesafesinde en iyidir. Frekans arttıkça çözünürlük artmakta, ancak dalgaların daha derin dokulara nüfuz etmesi azalmaktadır.

ŞEKİL 2 Ultrasonografide Çözünürlük



c. Alıcı

Alıcının ana görevi, gönderilen ultrason dalgalarının vücuttaki çeşitli dokulardan yansiyarak gelen kısmını algılamak ve yükseltme işlemlerini yapmaktır. Alma işlemi sırasında transdüserdeki kristallere geri gelerek çarpan eko sinyalleri kristali sıkıştırır ya da gevşetir, böylece gönderme işleminin tersine kristalin uçlarında bir gerilim oluşur. Oluşan bu gerilimin yükseltilmesi de alıcıda yapılır. Alıcıda özel bir yükseltici kullanılarak derindeki dokulardan zayıf olarak gelen eko sinyalleri daha çok yükseltilirken yüzeydeki dokulardan kuvvetli olarak yansıyan sinyaller daha az yükseltilir. Böylece zaman-kazanç dengelemesi [time gain compensation (TGC)] ile istenilen derinlikteki organlar istenilen netlikte gözlenebilir.

d. Sinyal İşleyici

Görüntülemeye hazır hale gelen bilgilerin genel bir CRT (Cathode Ray Tube) ekran yardımıyla görüntülendiği birimdir. Renkli görüntüleme yapılabileceği gibi, gri seviyeler biçiminde (grinin tonları) de görüntüleme yapılabilir. Ekranda görüntü dondurmak, filtreleme işlemleri yapmak, iki görüntüyü yan yana izlemek, üç boyutlu görüntü oluşturmak mümkündür.

e. Kayıt Üniteleri

Görüntüler ekranda gösterilebileceği gibi, aşağıdaki kayıt birimleri yardımıyla kaydedilip saklanabilir:

- a. Polaroid kamera yardımıyla görüntünün fotoğrafı çekilerek saklanabilir,
- b. Multifomat kamera yardımıyla birden çok görüntü bir röntgen filmi gibi sert bir film üzerine düşürülerek saklanabilir,
- c. Video tape recorder (VTR) yardımıyla birden çok görüntü bir röntgen filmi gibi kaydedilebilir (özellikle ekokardiografide),
- d. Strip chart recorder yardımıyla (thermal recorder) görüntü kağıt üzerine aktarılır.
- e. Hard diske kaydedilip saklanabilir,
- f. Optik ya da lazer kameralar ve yazıcılar ile basılabilir,
- g. Kompakt disk ya da hafıza kartlarında saklanabilir.

3. ULTRASONOGRAFİK GÖSTERİM (MOD)

Diagnostik radyolojide; ultrasonografik dalgaların gönderilmesi ile dokulardan elde edilen sinyaller monitörde üç değişik biçimde gösterilmektedir:

A (amplitüde) MOD: Dokulardan yansıyan ultrases şiddetine göre osiloskop ekranına vertikal defleksiyonlar olarak yansıtılır. A- mod ultrasonografi yönteminde, yansıtıcı yüzeyin yeri ve ultrasesi yansıtma miktarı hakkında bilgiler elde edilir.

B (brightness) MOD: İncelenen dokuların yoğunlukları doğrultusunda parlaklık olarak monitöre yansıtılması tekniğidir. Yer ve yön işlemi için B-mode kullanılmaktadır. İlk olarak kullanılan 'bistable' gösterim metodunda sadece parlak ve parlak olmayan şeklinde algılanabilirken, gri-skala gösterimde her doku, intensitesiyle uyumlu bir parlaklık derecesinde monitöre yansıtılmakta ve ara yoğunluklar gri rengin tonları şeklinde tanımlanabilmektedir. Rutinde diagnostik radyolojide gerçek zamanlı, gri-skala, B-mod yaygın olarak kullanılmaktadır.

M (motion) MOD: Hareketli yapılardan yansıyan dalgalar zaman/pozisyon grafiği şeklinde monitöre aktarılır. Daha çok ekokardiografi adı ile kardiyak fonksiyonların izlenmesinde kullanılır (75).

4. DOPPLER ULTRASONOGRAFİ

Konvansiyonel B-mod incelemede kan akımı gibi hızlı hareket eden hedefler, genellikle gösterilmeyen düşük amplitüdlü ekolar oluştururlar. Bu nedenle damarların lümeni genellikle anekoik izlenir. Ultrases dalgası bir yüzeyden yansıtıldığında, yansıyan sinyal amplitüd, faz ve frekans verilerini taşır. Bu veriler sesi yansıtan yüzeyin yeri, tabiatı ve hareketliliği hakkında bilgiler içerir. B-mod ultrasonografik görüntüleme, görüntü oluşturmak için geriye yansıyan sinyalden sadece amplitüd

bilgisini kullanır. Oysa, geri dönen ultrasesde hareket eden hedefin hareketini değerlendirmemizi sağlayacak bilgiler de vardır.

Yüksek frekanslı bir ses dalgası durağan bir ara yüzeye çarparsa, yansıyan ses dalgası dokuya gönderilen ses dalgası ile aynı frekans ve dalga boyuna sahiptir. Ancak dalgayı yansıtan yüzey hareket halinde ise yansıyan dalganın frekansında değişiklik oluşur. Frekanstaki değişim dalgayı yansıtan yüzeyin hızıyla doğru orantılıdır ki bu etkileşim Doppler etkisi olarak adlandırılır. Geri dönen ultrason frekansının yansıtıcının hızıyla ilişkisi Doppler denklemi ile tanımlanmıştır (69).

Doppler kayması şu formülle gösterilir;

$$\Delta F = 2 \times V \times f_0 \times \cos \Theta / c$$

ΔF = Doppler kayma frekansı

V = Kaynağın hızı

Θ = Ses demetinin açısı

c = Ortamdaki ses hızı (1540 m/sn)

f_0 = Gönderilen ultrason dalgasının frekansı

Doppler eşitliğine göre Doppler kayma frekansı (ΔF), transdüser frekansı, kan akımının hızı ve ses demetinin damar duvarı ile yaptığı açının kosinüsü ile doğru orantılıdır. Doppler frekansı ne kadar büyükse, frekans farkı dolayısıyla akıma olan duyarlılık o kadar fazladır (56,60,74). Doppler ultrasonografide akım bilgisi eritrositlerin yüzeyinden yansıyan ses dalgalarının frekans değişiminden yararlanılarak oluşturulur. Eritrositlerin yüzeyinin çok küçük olması nedeniyle geriye yansıyan ses dalgalarının amplitüdleri düşüktür. Bu nedenle geri yansıyan ses dalgalarının amplitüdünü artırmak için incelemelerde olabildiğince yüksek frekans seçilmelidir (56).

Doppler denkleminde Θ , akımın yönü ve ultrason demeti arasındaki açıdır. Doppler açısı ölçülebilirse, akım hızı hesaplanabilir. Hedef hızının doğru hesaplanması, hem Doppler frekans kayması, hem de hedef hareketi yönüne olan açının doğru ölçümünü gerektirir. Doppler açısı Θ , 90° 'ye yaklaştıkça, açının kosinüsü 0'a yaklaşır. 90° 'lik bir açıda transdüsera yaklaşan veya uzaklaşan görece akım yoktur ve Doppler kayması frekansı tespit edilemez.

60° 'nin üzerindeki açılar için Doppler açısının kosinüsü daha büyük oranda değiştiğinden, doğru açı düzeltmesi için Doppler ölçümlerinin 60° 'nin altında yapılması gerekir. 60° 'nin üzerinde, Doppler açısındaki görece küçük değişiklikler, $\cos \Theta$ 'da büyük değişikliklere neden olur, bu nedenle Doppler açısı ölçümünde küçük bir hata hız ölçümünde büyük hatalara neden olabilir (68). Örneğin; 72° 'lik Doppler açısında 3° 'lik açı hatası, hız ölçümünde %15-20 hataya neden olurken, 85° 'de 3° 'lik açı hatası, hız ölçümünde %100'den fazla hataya neden olur. Açının 30° 'den az olması ise sesin büyük bölümünün damar duvarından yansımaya neden olur. Bu nedenle Doppler açısı $30-60^\circ$ arasında olmalıdır (32, 83).

Doppler frekans kayması ΔF 'nin akım hız ve yönü konusunda yararlı bilgiyi sağlaması için birkaç seçenek vardır. Klinik olarak karşılaşılan Doppler frekans kaymaları işitilebilir frekanstadır (0.2-15 Khz). Bu işitilebilir sinyal, kulak tarafından analiz edilebilir ve alıştırma ile pek çok akım karakteristiği tanımlanabilir. Ancak daha sıklıkla Doppler kayma bilgileri, (hızlı Fourier transformasyonu kullanılarak) geri yansıyan sinyalin frekans spektrumunun zamana göre değişen bir grafiği şeklinde gösterilir (32,56,66).

4.1 DOPPLER YÖNTEMLERİ

Klinikte Doppler US'nin sürekli dalga Doppler, spektral Doppler, renkli Doppler ve power Doppler gibi birkaç farklı uygulaması vardır:

Sürekli Dalga Doppler:

Başlıkta biri sürekli ses dalgası yayan, diğeri ise yansıyan ekoları saptayan sırt sırta yerleştirilmiş iki transdüser vardır. Bu yöntem, Doppler verilerini değerlendirmenin en kolay yöntemidir. Dezavantajı ses dalgaları kesintisiz olduğundan aksiyel çözünürlüğün olmamasıdır. Frekans değişikliği ses olarak verilir. Dinleyerek akımın hızı, pulsatilitesi, ve türbülansını değerlendirebilen deneyimli bir inceleyci için değerli bir yöntemdir. Kulak duyarlı bir ses ayırıcısı olduğundan renkli Doppler cihazlarında hoparlörler halen varlığını sürdürmektedir (26,81,83).

Spektral (Pulsed Wave-PW) Doppler:

Ultrases demeti aralıklı olarak gönderilir ve Doppler bilgileri kısa bir zaman aralığı içinde örneklenir. İnsan vücudunda ses hızı nispeten sabit olduğundan Doppler kaymalarının lokalizasyonu, ultrasesin üretimi ile saptanması arasındaki gecikmeden hesaplanabilir. Pratikte B-mod görüntüleme ile entegre edilerek kullanılır ve dupleks Doppler adını alır. Doppler analizi yapılacak bölgenin lokalizasyonu, boyutu, ve gönderilen ultrases demetinin açısı B-mod görüntü üzerinde işaretlenir. Seçilen alandan dönen ekolardan çıkarılan ses frekans farkı, monitörde B-mod görüntünün yanında hız-zaman (cm/sn-sn) veya frekans-zaman (kHz-sn) grafiği şeklinde gerçek zamanlı olarak izlenebilir. Frekansı hıza çevirmek için Doppler açısının bilinmesi gerekir. Pratikte hız-zaman grafiği tercih edilir. Dupleks Doppler inceleme öncesinde kan damarlarının patomorfolojisi B-mod yöntemi ile değerlendirilir. Bu nedenle stenoz, trombüs ve aterosklerotik plakların incelenmesinde B-mod sisteminin görüntü kalitesinin yüksek olması önemlidir. Geometrik çözünürlüğü, duyarlılığı (düşük ekoları saptama yeteneği) ve dinamik aralık değerleri yüksek aygıtlarda, görüntü kalitesi yüksektir.

Doppler spektrumunda zaman, saniyelere bölünmüş horizontal çizgi üzerinde, frekans veya hız ise kHz veya cm/sn olarak y ekseninde gösterilir. Kan akımının yönü, horizontal çizginin alt ve üst tarafları ile belirlenir. Periferik damar çalışmalarında genellikle transdüserden uzaklaşan akım çizginin üstünde, yaklaşan akım ise altında gösterilir. Akım içindeki hız dağılımı spektrumun

genişliğini belirler. Ayrıca maksimum hız, ortalama hız gibi akıma ait birçok sayısal değer ölçülebilir (56).

Renkli Doppler :

Radyolojide vasküler incelemeler için en sık renkli Doppler ultrasonografi (RDUS) kullanılır. Renkli akım görüntüleme sistemlerinde, Doppler ölçümlerinden elde edilen akım bilgileri, B-mod görüntü ile birlikte gösterilir (68). RDUS' de her piksel için akım hızının belirlenmesi, özel bir sinyal işlem sistemi yardımıyla gerçekleşmektedir. Bir tarama çizgisi boyunca var olan ortalama Doppler kayması frekansları ve lokalizasyonları otokorelasyon detektörleri aracılığıyla hesaplanmaktadır. Sabit veya yavaş hareket eden hedefler, B-mod görüntünün temelini oluşturur. Sinyal fazı, hareketin varlığı ve yönü hakkında bilgi sağlar ve eko sinyal frekansındaki değişiklikler, hedefin hızı ile ilgilidir. Kırmızı kan hücrelerinden geri yansıyan sinyaller, transdüser doğru ve transdüserden uzağa olan hareketlerinin fonksiyonu olarak renklendirilir. Rengin saturasyon derecesi, hareketli kırmızı hücrelerin hızlarını göstermede kullanılır. RDUS akım hakkında kalitatif bilgiler vermektedir, bu nedenle klinik uygulamalarda, akımın değerlendirilmesinde ve stenozun derecelendirilmesinde genellikle spektral analiz ile birlikte kullanılmaktadır (19,56). Görüntüde izlenen renkler, akımın yönünü yansıtmaktadır. Transdüserden uzaklaşan akımlar mavi, yaklaşan akımlar ise kırmızı ile gösterilir. Renk ne kadar parlaksa akımın görece hızı o kadar yüksektir.

Dupleks incelemenin spektral analizinde spektral genişleme olarak görülen türbülans akım, RDUS' de renk karmaşası olarak izlenir (56). Hıza göre uzaysal bilgilerin gösterilmesi, damar duvarında aterom, travma, veya diğer hastalıkların neden olduğu stenoz ve düzensizlikler için ipucu sağlayan, küçük lokalize türbülans akım alanlarını göstermek için idealdir. Damar içindeki akım tüm noktalarda izlenir. Dupleks cihazda gözden kaçabilen, stenotik jet ve fokal türbülans alanları belirlenir. Damar lümeni içinde akımın oluşturduğu kontrast, konvansiyonel görüntülerde izlenemeyen küçük damarların görülmesine olanak verir ve duvar düzensizliğinin görülebilirliğini artırır. RDUS akımın yönünün kesin olarak belirlenmesine ve Doppler açısının ölçümüne yardım eder. Açı bağımlılığı,

“aliasing” artefaktı, tüm Doppler spektrumunun gösterilememesi ve gürültü artefaktları, RDUS 'un sınırlamalarını oluşturur (19, 66).

Optimal kalitede bir renkli Doppler incelemesi için pek çok parametrenin bilinçli bir şekilde kullanılması gerekmektedir. Doğru görüntüleme tekniği ve görüntü kapasitesini artırıcı teknik bilgiler sayesinde pek çok artefakt engellenebilmektedir. İncelenen damardaki kan akım hızı, inceleme parametrelerini belirleme açısından önemlidir. Sistemin çözünürlük limitinin altındaki çapa sahip damarlar renkle kodlanır, ancak renkli Doppler'in çözünürlük limitlerinden dolayı damar çapları duyarlı bir şekilde ölçülemeyebilir. Küçük damarlar saptandıktan sonra duyarlı bir akım ölçümü için spektral analiz yapılmalıdır. Burada inceleme volümündeki farklı frekansların miktarını belirlemede spektral pencerenin değerlendirilmesi önemlidir. Türbülant akıma bağlı olarak incelenen damar içindeki çok farklı hızların spektral analizde oluşturdukları görünüme "spektral genişleme" adı verilir (26,56).

Power Doppler Sonografi:

1993 yılında hız ve yön bilgisi yerine Doppler ultrasonografi sinyalinin şiddetini gösteren yeni bir renkli ultrasonografi tekniği tanıtıldı. Bu teknik için, ilk yıllarda amplitüd-kodlama renkli Doppler, US Anjiyografi gibi çeşitli isimler kullanılmış olsa da günümüzde power Doppler ultrasonografi ismi tercih edilmektedir.

Power Doppler sonografi Doppler sinyalinin şiddetini renk bilgisi olarak gösterir. Power Doppler tekniği, bir örneklem alanı içerisindeki, yansıyan ses dalgalarından kaynaklanan toplam gücü ortaya koyar. Güç spektrumu, saptanan sinyallerin yoğunluğuna, bu da dokudaki hacim birimi başına düşen yansıtıcı (eritrosit) sayısına bağlıdır (76,80).

Eritrositlerden kaynaklanan eko sinyalleri, komşu damar duvarı ve organlardan kaynaklanana göre 100-1000 kat düşüktür. Bu yüzden sinyaller işlenirken düşük kan ve yüksek doku sinyal seviyelerinin ayırt edilebilmesi gerekir. Power Doppler tekniğinde kan-doku ayırt edici modül, kan ve dokudan gelen sinyalleri ayırt eder. Bu modül dışındaki tüm diğer sinyal işleme

modülleri konvansiyonel renkli Doppler sistemleriyle eşdeğerdir. İncelenen alanda Doppler frekans şift ölçümü yapılan pek çok örnekleme penceresi vardır. Elde edilen tek tek Doppler frekans şifti değerlerinden görüntü oluşturabilmek için özel bir faz detektörü ve otokorelasyon modülü kullanılır. Renkli Doppler'den farklı olarak Power Doppler sinyalleri frekansa bağlı değildir. Yine Power Doppler tekniğinde pozitif ve negatif frekans şifti arasında fark yoktur. Pozitif ve negatif şifti komponentlerinden oluşan tüm sinyaller derlenerek aynı yönden geliyor gibi gösterilir. Bu işlem, sonuç sinyalinin amplitüdünü artırır. Power Doppler sonografi, hız ve yön bilgisini kullanmayarak sadece Doppler sinyalinin gücünü renk bilgisi olarak gösterir. Bu nedenle damar-ultrases dalgası arasındaki açının bu inceleme yönteminde önemi düşüktür. Tüm hareket eden kan hücreleri hız ya da gidiş yönlerinden bağımsız olarak renklendirilirler. Hareket eden hücre sayısı arttıkça alınan sinyal kuvvetlenir ve açık renkler ile renklendirilirler. Örnekleme içerisinde hareket eden hücre sayısına ek olarak power Doppler sinyalinin şiddetini incelenen damarın çapı ve derinliği de etkiler. Derinlik arttıkça alınan sinyalin amplitüdü düşer ve yöntemin duyarlılığı da azalır.

Power Doppler tekniğinin kendisi gri skala bilgisi içermez. Yalnızca akım olan alan (dinamik doku) ve akım olmayan alan (statik doku) ayrımını yapar. Gürültü, akım bilgisini ifade eden renkten farklı homojen bir renkle; akım bilgisi ise amplitüdün büyüklüğüne bağlı değişen parlaklıkta başka renklerle kodlanır ve 'transparan' renk bilgisi, gri skala görüntüsüne eklenir (60). Gürültünün daha az olması nedeniyle power Doppler'in düşük akıma duyarlılığı renkli Doppler ultrasonografinin yaklaşık 3-5 katıdır. Özellikle de geniş bant transdüser kullanılıyorsa oluşan gürültü daha da azalır. Çünkü amplitüdün değerlendirilmesi, ortalama frekans şiftinin değerlendirilmesinden daha az gürültüye neden olur. Düşük hızlı bir akımda düşük hızlarda hareket eden daha fazla yansıtıcı olduğundan bu akım power modda daha iyi gösterilebilir (37,53).

Power Doppler görüntülemeye, renkli Doppler incelemede artefaktsız görüntü elde edebildiğimiz en yüksek renkli Doppler kazanç değerinden 10-15 dB daha yüksek kazanç değerleri ile artefaktsız görüntü elde edebiliriz. Renkli Doppler incelemede kazanç belli bir değerin üzerine çıkınca kuvvetsiz sinyaller ile gürültü de artar ki, gürültü geniş frekans kaymaları içerir. Bu durum da renkli

Doppler görüntülemelerde rastgele hızlarda, rastgele yönlerde yalancı akımlar olarak görülür. Bu durum renk skalasına renklendirilmiş “kar fırtınası” artefaktı olarak yansır. Gürültünün power Doppler sinyal şiddeti düşüktür. Bu nedenle soluk renkler ile temsil edilir ve çoğunlukla da arka plan B-mod görüntülerden ayırt edilemez. Bu sayede yüksek kazanç ayarı ile renkli Doppler ultrasonografide tespit edemediğimiz düşük hızlı küçük çaplı damarları görüntüleyebiliriz.

Power Doppler ultrasonografi damar içerisinde hareket eden ultrason yansıtıcılarının yol açtığı frekans değişiminden çok ultrason yansıtıcılarının sayısına bağlı görüntü oluşturması nedeniyle “damar-ses dalgası” açısından büyük oranda bağımsızdır. Sadece 90^0 “damar-ses dalgası” açısında sinyal alınamaz. Açıdan büyük oranda bağımsız oluşu power Doppler incelemeye, tortiyoze seyirli damarları daha başarılı görüntüleme imkanı tanır (19,54).

Renkli Doppler görüntülemelerde akım hızına ait frekans çifti PRF (atım tekrarlama frekansı) değerinin 2 katından fazla ise “aliasing” görülürken, power Doppler görüntülemelerde frekans çiftinin kendisi değil elde edilen spektrumun integrali değerlendirildiğinden; görüntü, sistemin PRF değerinden etkilenmez.

Bunlarla birlikte, Renkli Doppler’in de power Doppler’e üstünlükleri söz konusudur. Power Doppler’in en büyük sınırlamalarından biri doku hareketine çok duyarlı olmasıdır. Bu durum, nefesini tutamayan hastalarda, kalp, akciğer ve büyük damar komşulukları gibi doku hareketinin yoğun olduğu bölgelerde, power Doppler görüntülemenin yararlılığını kısıtlayabilir (18,54). Renkli Doppler ultrasonografi yön ve hız bilgileri verirken power Doppler bunu sağlayamaz. Ancak yavaş akım durumlarında renkli Doppler’de düşük PRF değerleri kullanmak gerektiğinden “aliasing” artefaktı gelişir ve bu da yön bilgilerini engeller. Bu açıdan, power Doppler böyle durumlarda en az renkli Doppler kadar etkilidir (54).

4.2. ARTEFAKTLAR:

B-mod ultrasonografide karşılaşılan artefaktların bir çoğu Doppler ultrasonografide gözlenirken, bu artefaktlara ek olarak Doppler ultrasonografide hareket eden cisimlerden gelen frekans değişim bilgisinin algılanması ve sunumu esnasında, tekniğe özel artefaktlar ile de karşılaşılabilir.

Aliasing: “Aliasing”, Doppler ultrasonografide en sık karşılaşılan artefaktlardan biridir. Aralıklı dalga prensibi ile çalışan cihazların Doppler frekansındaki kaymayı algılayabileceği üst limit vardır. Yeni ultrason dalgası göndermeden önce, gönderilen ultrason dalgasının hedeften dönmesi beklenmelidir. Bu durum atım tekrarlama frekansını (PRF) sınırlar, derin dokuların incelenmesi sırasında daha düşük PRF kullanmak gerekebilir. PRF “aliasing” artefaktı oluşmadan incelenebilecek maksimum doku derinliğini de belirler. Eğer Doppler frekansındaki değişim PRF’nin yarısından fazla olursa (Nyquist limiti), “aliasing” artefaktı oluşur (10). Bu artefakt spektral Doppler’de “spektral dolanma” görünümüne yol açar. Renkli Doppler’de hafif “aliasing”de her iki yöne akım gösteren renklerin karışımı şeklinde izlenirken şiddetli “aliasing”de renk mozaiği olarak karşımıza çıkar. “Aliasing” artefaktı PRF artırılarak, daha düşük frekanslı transdüser kullanılarak ya da Doppler açısını artırarak azaltılabilir.

Derin yerleşimli damarlarda yüksek hızlı akımlarda bu artefakt ile daha fazla karşılaşılır (56). Karotid arter gibi yüzeysel yerleşimli damarlarda akım hızı normal sınırlarda olduğunda ya da incelenen damar boyunca belirgin akım hızı farklılığı olmadığı durumlarda “aliasing” artefaktı oluşmadan inceleme yapılabilir. Ancak hemodinamik açıdan anlamlı stenoz varlığında prestenotik ve poststenotik akımlar arası hız farkı çok farklı olacaktır. Bu durumda post stenotik hızlı akım nedeniyle oluşacak “aliasing” artefaktını engellemek için artırılmış PRF ayarları prestenotik kesimde sinyal kalitesinde düşmeye neden olacaktır. Prestenotik akım hızına uygun PRF ayarları ise poststenotik kesimde “aliasing” artefaktı oluşumunu kaçınılmaz kılacaktır. Ayrıca karotid arter stenozları değerlendirilirken “aliasing” artefaktını önlemek için kullanılabilecek frekansın düşürülmesi ya da

Doppler açısının artırılması gibi yöntemlerin çözünürlüğü düşürmesi ve hız ölçümünde doğruluktan uzaklaşılması gibi dezavantajları vardır.

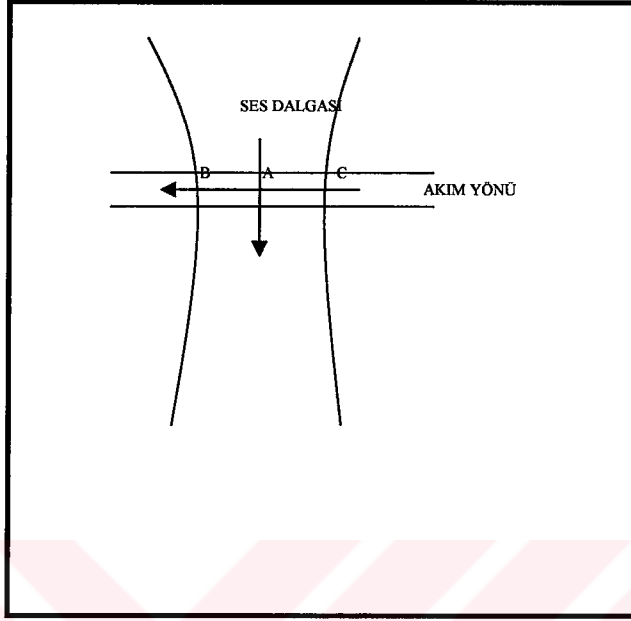
“Aliasing” artefaktı akım hızının çok sayıda farklı orandaki stenoz nedeniyle farklılaştığı damarlarda, damar duvar yapısının ve plakların değerlendirilmesine büyük oranda engel teşkil eder.

Ayna Görüntü Artefaktı: B-mod incelemede görülen bu artefakt Doppler incelemelerde de oluşabilir. Kuvvetli bir yansıtıcının (kemik, plevra gibi) karşı tarafında orijinal damarın yansımış görüntüsü ve Doppler sinyalleri alınabilir. Bu artefakt sonucu oluşan damarın gerçekte var olduğu düşünülebilir.

Karotid arter özelinde değerlendirecek olursak; karotid arter posteriorunda hayali damar görüntüsünün artefakta ait olduğu kolaylıkla anlaşılabilir. Ancak hiperekoik plakların arkasında oluşan ayna görüntü artefaktı, oklüde damarda akımı varmış izlenimine yol açması nedeniyle tanısal sorunlara yol açabilir.

Ayrıca izole olarak Doppler spektrumunda, negatif yönde yalancı akım görüntüsü şeklinde ayna artefaktı oluşabilir. Bu artefaktın oluşma nedeni ses dalgalarının odaklanması ve silindirik hareket etmemesidir. Bu nedenle 90^0 'ye yakın açılarda akımı hem proba doğru hem de probtan uzaklaşıyor gibi algılanabilir. Bu artefakt Doppler kazancı çok yüksek ya da çok düşük ayarlandığında, Doppler açısı 90^0 'ye yakın olduğunda oluşabilir (şekil 3).

ŞEKİL 3 Ayna Artefaktı



ŞEKİL 3: Ses dalgalarının paralel olmaması nedeniyle C noktasında akım proba doğru algılanırken, B noktasında probtan uzaklaşıyor olarak algılanır.

İnsonasyon Açısı Artefaktı: Temel Doppler prensiplerinde de bahsedildiği üzere 90° 'lik bir akım-ultrases açısında, transdüsera yaklaşan veya uzaklaşan görece akım yoktur ve Doppler kayması frekansı tespit edilemez. Bu nedenle akım-ultrases dalgaları arasındaki açı 90° 'ye yaklaştıkça, renkli Doppler görüntülemeye akım zayıf izlenir ya da izlenemez olur. Pratikte insonasyon açısı artefaktı var olan akımın görüntülenmesine engel olabileceği gibi yalancı geri akım görünümüne de yol açabilir. Transdüserin pozisyonunu ya da örneklem kutucuğunun yönünü değiştirerek bu artefakt engellenebilir.

“Ghosting” Artefaktı: Doppler cihazları sadece kan akımını değil, çevre dokulardan kaynaklanan hareketleri de algılar. Çevre dokulardan kaynaklanan bu hareketlerin yol açtığı görünüme “ghosting” artefaktı denir ve dokunun hareket yönüne göre donuk mavi ya da kırmızı renklenmeler

şeklinde ortaya çıkar. Özellikle arteriyel incelemelerde, damar duvarı hareketleri duvara yakın gerçek akımın ve damar duvarının sağlıklı değerlendirilmesini engeller.

Damar duvarından ve çevre dokulardan kaynaklanan düşük frekanslı bu artefaktları engellemek için düşük frekans filtreleri kullanılır. Bu filtre düşük frekanslı gürültülerin önüne geçmede etkili olsa da, yavaş hızlı akımdan kaynaklanan sinyalleri de yok sayar. Bu durum yavaş kan akımlarının değerlendirilmesinin önem kazandığı durumlarda ciddi tanı hatalarına yol açabilir. Bu nedenle duvar filtresi inceleme bölgesine göre seçilmelidir.

Perivasküler Renk Artefaktı: Türbülant intravasküler kan akımı sonucu damar duvarı ve çevre yumuşak dokularda titreşim oluşur. Bu durum renkli Doppler incelemesinde mozaik paterninde görünüm oluşturur. Perivasküler artefakt palpasyon bulgusu olan “trill”in Doppler ultrasonografideki yansımasıdır. Bu artefakt genellikle yüksek dereceli stenotik arterlerde ve arteriovenöz fistüllerde gözlenir. PRF ya da duvar filtresinin artırılması ile kısmen giderilebilir.

“Twinkling” Artefaktı: “Twinkling” artefaktı, güçlü refleksiyona neden olan oluşumların posteriorunda, renk modunda hızla değişen kırmızı ve mavi renk karışımı, spektral analizde vertikal çizgilenmeler ve ses modunda yüksek tiz sesler şeklinde izlenen bir renkli Doppler ultrasonografi (US) artefaktıdır. Renkli Doppler US görünümü doku kanlanması ile karışabileceğinden bu artefaktın tanınması önem taşımaktadır. “Twinkling” artefaktı ilk kez 1996 yılında Rahmouni ve ark. tarafından tanımlanmış ve bugüne kadar oluşumu hakkında değişik nedenler ileri sürülmüştür. Rahmouni ve ark. çalışmalarında, multiple refleksiyon oluşturan düzensiz yüzeyli oluşumların, gelen US demetinde saçılmaya neden olarak onu kompleks yapıda bir ses demeti haline getirdiğini belirtmişlerdir. Bu durumun geri alınan sinyalin dalga süresinde artışa neden olduğu, bunun da hareket şeklinde algılandığı ileri sürülmüştür. İn vitro yapılan bir başka çalışmada, fokal zon üriner taşlardan daha derine lokalize edildiğinde artefaktın daha belirgin ve güçlü olduğu saptanmış ve fokal zon lokalizasyonunun “twinkling” artefaktının oluşmasını ve şiddetini etkileyebileceği ileri sürülmüştür (20).

5. B-FLOW GÖRÜNTÜLEME:

B-mod ultrasonografide önemli teknolojik gelişmeler olmuştur. Faz inversiyon ve sayısal kodlanmış ultrasonografi teknikleri, bu teknolojik gelişmelere paralel geliştirilmiştir. 1998 yılında sayısal kodlanmış ultrasonografi teknolojisi kullanılarak 7 MHz'de 18 cm doku derinliğini görüntüleyebilmek mümkün olmuştur. 1999 yılında ise aynı teknoloji kullanılarak B-flow görüntüleme "GE Medical Systems" tarafından tanıtılmıştır. Benzer bir görüntüleme yöntemi olan Siefow ise "Siemens Medical Systems" tarafından geliştirilmiştir. B-flow yöntemi ile ilgili çalışmalara ait makaleler Şubat 2000 tarihinden itibaren yayınlanmaya başlanmıştır. Öncelikle yüzeysel vasküler yapılara özellikle de karotid sisteme yönelik çalışmalar yapılmıştır. Günümüzde daha düşük frekanslı problemlerin kullanıma girmesiyle abdominal yapıların ve fetüsün değerlendirilmesine yönelik çalışmalar da yapılmaktadır.

B-mod görüntülemeye alyuvarlardan yansıyan ses dalgaları komşu damar duvarından ve çevre dokulardan (sabit dokulardan) yansıyandan 1000 kat (30 dB) daha azdır. Bu nedenle alyuvarlardan gelen ses dalgaları B-mod görüntülemenin gürültü filtresine takılır ve görüntülenmez. Renkli Doppler incelemede, uzun dalgalar daha büyük paketler halinde tekrarlayarak hareket eden kanı görüntüleyebilmek için gönderilir. B-mod incelemesi ile kıyaslandığında; daha büyük paket kullanılması daha fazla akustik bilgi toplar. Uygun filtreleme ve sinyal işleme teknikleri ile bu bilgilerden akan kana ait zayıf sinyaller açığa çıkarılır. Ancak akıma hassasiyetin artırılmasının iki ayrı bedeli vardır. Öncelikle büyük paketin taşıdığı fazla bilgi nedeniyle çerçeve hızı azalır. Ayrıca kullanılan uzun ultrases dalgaları (B-mod incelemenin 3 katına kadar) longitudinal düzlemde uzaysal çözünürlüğü azaltır; bu nedenledir ki renkli Doppler inceleme modunda B-mod'a göre görüntü kalitesi kötüleşir.

Özetleyecek olursak renkli Doppler görüntüleme yöntemi akım sinyallerine çok hassastır ve hız ve kuvvet bilgisi verir. Ancak gerçek akım dinamiklerini yansıtmada yukarıda belirtilen nedenlerden dolayı yetersiz kalır. B-mod ve Doppler bilgilerinin birlikte toplanma ve sunulma

gerekliliği beraberinde başka sorunlar da getirmektedir. Cihaz her iki modu aynı anda gösterirken çerçeve hızı düşmektedir. Ayrıca Doppler bilgisi B-mod görüntünün üzerinde gösterildiğinden herhangi bir hareketli doku artefakt olarak gerçek akım ile çakışabilir. Damarı tamamen doldurabilmek için değiştirilen Doppler parametreleri damar duvarının üzerinin kısmen renk kodlaması (overwriting) ile örtülmesine yol açarak duvardaki olası lezyonların değerlendirilmesini engelleyecektir.

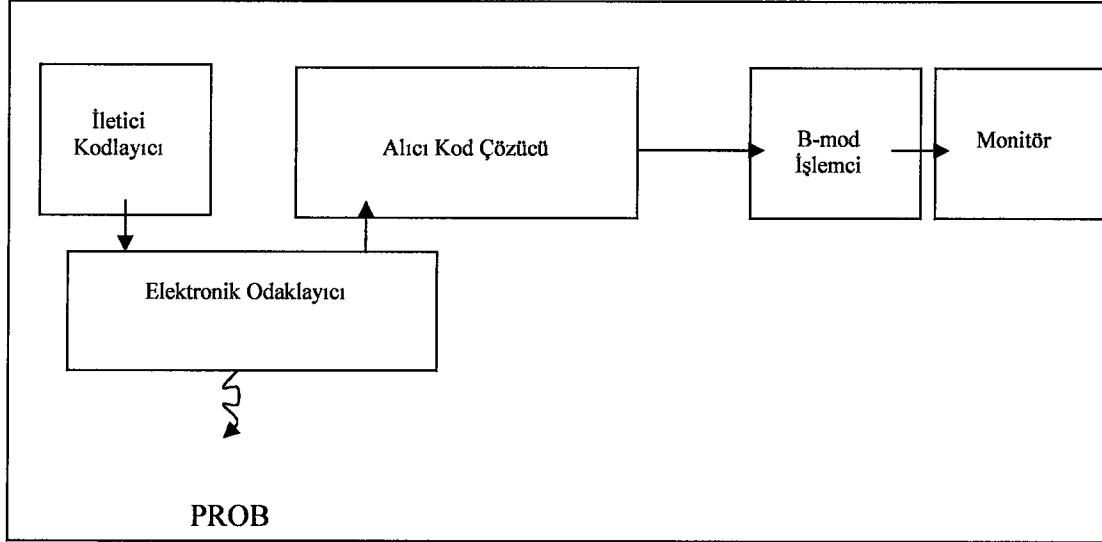
B-Flow tekniği ile B-mod görüntülemeye akan kan diğer sabit dokular ile birlikte görünür olur. B-Flow görüntülemeye yüksek uzaysal, temporal ve kontrast çözünürlük ile birlikte geniş dalga boyu, yüksek çerçeve hızı ve yüksek dinamik aralık görülür. B-Flow görüntüleme ile akan kandan yansıyan ses dalgaları doğrudan görüntülenir (30).

5.1 B-FLOW GÖRÜNTÜLERİN OLUŞUMU

B-Flow görüntüleri sayısal kodlanmış ultrason tekniği kullanılarak oluşturulur. Bu teknolojiye iletici kodlayıcı ve alıcı kod çözücü yer alır. Her taramada vücuda görece az sayıda sayısal olarak kodlanmış geniş bant dalgalar gönderilir. Renkli Doppler incelemede tipik paket boyutu on-onikiyken, B-Flow görüntülemeye paket boyutu ikidir. Dönen sinyalleri alan kod çözücü akustik veriyi; dalga boyu sıkıştırmasına ve küme baskılama filtresine tabi tutar. Bu işlemler aracılığı ile akan kandan yansıyan ses dalgalarına duyarlılık artar ve dokudan yansıyan ses dalgaları ile akan kandan yansıyan ses dalgaları eşitlenir.

Kalan vektör işlemleri B-mod görüntüleme ile aynıdır. Kod çözücüden çıkan bilgiler B-mod işlemcisine gelir. B-mod işlemci, vektörsel bilgileri şiddetlerine göre görüntülemek üzere dinamik derecelendirme yapar. İki boyutlu B-flow görüntüleri oluşturabilmek için B-mod işlemcisi kod çözücüden geçirilmiş, transdüserden gelen tüm tarama alanlarını dörtgen pikseller olarak tekrar oluşturur. Bu görüntüler konvansiyonel B-mod görüntülemeye kullanılan gri skala haritalarının özelliklerini taşır (30). Şekil 4'de B-flow görüntünün oluşumu için kullanılan sistemler şematize edilmiştir.

ŞEKİL 4 B-Flow Sistemi

**Kodlanmış Uyarım:**

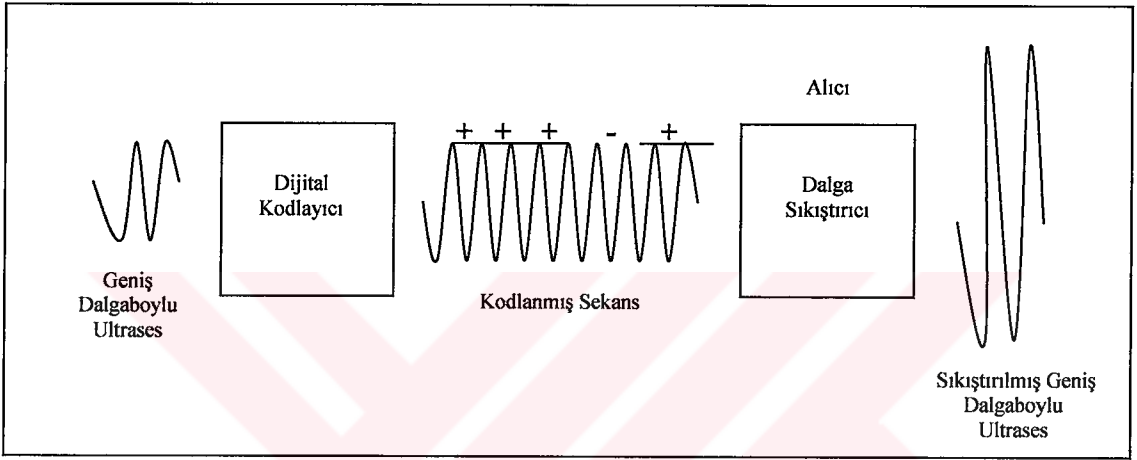
Kodlanmış uyarım tekniği ile aksiyel çözünürlükten ödün vermeden iletim enerjisi artırılabilir. Bu nedenle güçlendirici kodlama tekniği derin yerleşimli ya da çok düşük düzeyde sinyal yansıtan (örneğin alyuvarlardan) dokulardan yüksek çözünürlüklü görüntü almak için kullanılır. Güçlendirici kodlama teknolojisinin ana hatları şekil 5'te özetlenmiştir. İletici, sayısal kodlayıcı üzerinden tek bir ses dalgası yerine, kod olarak isimlendirilen belirli kutup paterninde (+/-) N tane geniş dalga boyunda ses dalgası gönderir. Şekil 5'te anlatımı basitleştirmek için $N=5$ sayısında iletim kodu $[+1, +1, +1, -1, +1]$ yollanmıştır. Alıcı tarafta kod çözücü geri dönen sesleri yaklaşık aynı çözünürlükte, ancak kodlanmadan önceki orijinal geniş dalga boyundaki ses dalgasının N katında enerji içerir halde sıkıştırarak tek bir dalga haline getirir. Dalga boyu sıkıştırılmasının nasıl olduğunu anlayabilmek için, Şekil 5'te kodlanmış dalga dizisinin tek, ideal yansıtıcıdan geri yansıtıldığını varsayalım. Bu durumda geri yansıyan ses dalgaları iletilen dizinin zamansal tersidir. Alınan ses dalga dizisi bilinen iletim kodu ile çarpılarak çoğaltılır.

Bu durum anahtar kilit ilişkisine benzetilebilir: alınan kodlanmış sinyal (kilit) ve belirlenmiş kod (anahtar) tam olarak çakışır ise, ilişkilendiriciden çıkan sinyal tek kodlanmış pulsun N katı olur. Bu sayede arzulanan yüksek çözünürlükte ve yüksek enerjili puls elde edilmiş olur. Çakışmanın tam

olmadığı durumlarda ise ilişkilendiriciden çıkan sinyal sifıra eşittir ya da çok düşüktür. Çeşitli teknikler kullanılarak bu istenmeyen düşük amplitüdlü sinyaller bastırılır.

Kodlanmış ultrason tekniğinde incelemeye uygun kodları bulmak kritik önem taşımaktadır.

ŞEKİL 5 Kodlanmış Uyarım



B-Flow Görüntülemeye piksel parlaklığı:

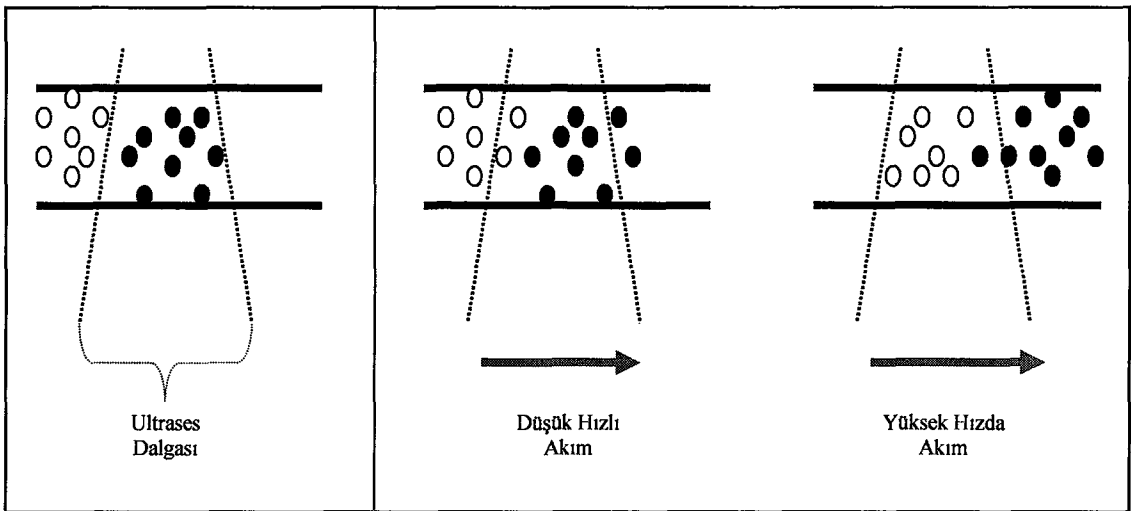
B-Flow görüntülemeye piksel parlaklığını ya da şiddetini; kandan yansıyan ultrases şiddeti ve kan akım hızı belirler. Kandan yansıyan ultrases şiddeti; hematokrit değeri, akyuvarların agregasyon miktarı (rulo oluşumu) ve akım türü (laminar ya da türbülant) gibi kanın iç yapısından kaynaklanan etkenlere bağlıdır. Daha önce de bahsedildiği gibi düşük hızlı venöz akımda, aşırı alyuvar kümeleşmesi kan akımını konvansiyonel B-mod incelemede görünür hale getirecek düzeyde ultrases dalgası yansıtır. B-Flow sinyal şiddetine kan akım hızının etkisi büyük oranda doku-kan eşitleme filtresine bağlıdır.

Akım hızının B-flow sinyaline olan etkisi basitleştirilmiş olarak şekil 6'de gösterilmektedir: düşük akım hızında, birim sürede akyuvarların çok azı inceleme alanını terk eder (içi dolu çemberler) ve yerlerini yeni kan hücreleri alır (içi boş çemberler). Bu durumda inceleme alanından yansıyan ultraseste çok az değişiklik olur. Kod çözücünün çıkarım işlemi esnasında görece olarak zayıf B-flow

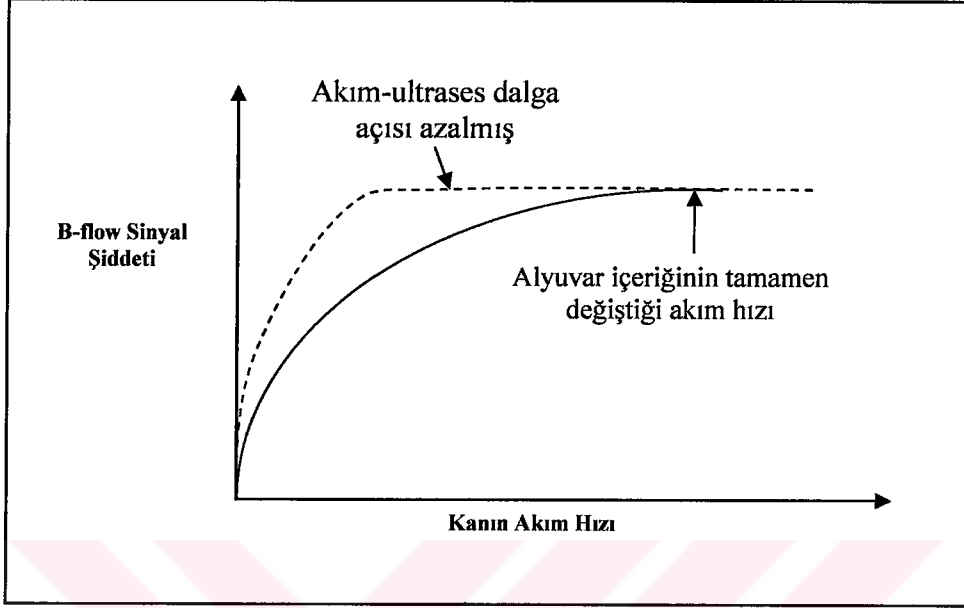
ya da hareket eden kan sinyali açığa çıkar. Kan akım hızı artınca, inceleme alanının alyuvar içeriği birim süre içerisinde daha fazla değişir ve B-flow sinyali artar. Birim sürede, alyuvar içeriğinin tamamen değiştiği akım hızına ulaşıldığında, B-flow sinyali tepe değerine ulaşır. Akım hızı söz konusu eşik değere ulaştığında, eşik değerin üzerine çıkan akım hızlarında B-Flow sinyal şiddeti sabit kalacaktır (şekil 7).

Aynı akım hızında, akım yönü ve ses demeti arasındaki açı azaldıkça B-Flow sinyali artar (şekil 7). Daha büyük paket boyutlarında ve örneklem hacmi içerisinde akım paterni değişikliklerinde B-Flow sinyal şiddeti ve kan akımı ilişkisi daha karışık hale gelir. Ancak her durumda şekil 6'da özetlenen temel prensipler geçerliliğini korur. Patolojik damarlarda hemodinami çok daha karmaşıktır. Örneğin ileri derecede stenotik segmentin proksimalinde B-Flow sinyalinde artışa yol açacak "rulo" oluşumu görülebilir. İleri derecede stenozun distalinde görülen türbülant akım kan ekojenitesini prensipte etkileyebilir. Sonuç olarak B-Flow görüntülemeye patolojik akımlar değerlendirilirken özel dikkat gösterilmelidir. B-Flow incelemenin hemodinamik değişimlere hassasiyeti, vasküler patolojilerin tanısına yararlı ve üzerinde durulması gereken faktördür (30).

ŞEKİL 6 Akım Hızının Sinyal Şiddetine Etkisi



ŞEKİL 7 Akım Hızı ve Açının Sinyal Şiddetine Etkisi



5.2 B-FLOW GÖRÜNTÜLEMENİN UYGULAMA ALANLARI

Karotid arterlerin değerlendirilmesinde:

Karotid arter stenozlarının B-flow ultrasonografi ile değerlendirilmesine yönelik yapılan çalışmalarda; bu yöntemin diğer ultrasonografi yöntemlerinden daha yararlı olabileceğine dair sonuçlar elde edilmiştir (12,46,85). Ayrıca plak morfolojisinin daha iyi değerlendirilebilmesi nedeniyle ülserasyonlar ve olası trombüsler B-flow ultrasonografi yöntemi ile daha başarılı olarak görüntülenebilmektedir (30).

Hemodializ fistüllerinin değerlendirilmesinde:

Hemodializ fistüllerinin değerlendirilmesinde renkli Doppler ve power Doppler ultrasonografide oluşan artefaktlar B-flow yöntemi ile ortadan kaldırılabilir. Özellikle yüksek akım hızı ile izlenen “aliasing” artefaktının bulunmaması, açı bağımsız olması, komşu damar duvar hareketlerinden etkilenmeyerek akım ile eş zamanlı olarak damar duvarını da gösterebilmesi en büyük

avantajlarıdır. Ayrıca B-Flow'un kullanımının konvansiyonel Doppler yöntemlerine göre kolay olması, yüksek çerçeve hızı ve uzaysal çözünürlüğü beraberinde getirmesi diğer avantajlarından (45,72).

Psödoanevrizmaların değerlendirilmesinde ve tedavisinde:

B-flow ultrasonografide damar duvarı, fistül içerisindeki akım ve psödoanevrizmanın boynu konvansiyonel Doppler yöntemlerine göre daha iyi gösterilebilmektedir. Bu sayede B-flow görüntüleme eşliğinde kompresyon ile psödoanevrizmanın tedavisi; kavite içi trombüsün ve “kalan akım” fenomeninin kontrol altında tutulabilmesi nedeniyle başarılı olmaktadır (45).

Abdominal uygulama alanları:

Karaciğerin vasküler yapısını değerlendirmede renkli Doppler ultrasonografi oldukça yararlıdır (54,71,85). Ancak renkli Doppler görüntülemenin açılı bağımlılığı, “aliasing”, kardiyak ve respiratuar hareketlerden kaynaklanan artefaktlar gibi bazı sınırlamaları vardır. B-flow sonografi yöntemi bu sınırlamaların bir kısmının üstesinden gelebilmektedir. B-flow görüntülemesinde portal ven ve hepatik arteriyel akımlar birbirlerinden ayrı olarak görüntülenebilmektedir. Ayrıca damar duvarları akım ile birlikte görüntülenebilmektedir. B-flow görüntülemenin arterioportal şantların değerlendirilmesinde, periferik portal venlerde tümöre ya da başka nedenlere bağlı trombüs oluşumunu göstermede kullanılabileceği düşünülmektedir (47). Hepatosellüler karsinoma olgularında ince cidarlı besleyici damarlar B-flow tekniği ile görüntülenebilmiştir. Kardiyak ve respiratuar kökenli artefaktlardan daha az etkilenmesi nedeniyle B-flow görüntüleme ile tümör içi akım daha kolay değerlendirilebilmektedir (47). Bir çalışmada da hepatosellüler karsinomlu olgularda sonografik kontrast madde “Levosist” ile B-flow'un birlikte kullanımının tümör vaskülaritesinin değerlendirilmesinde başarılı olduğu bildirilmiştir (64).

Ayrıca abdominal ana vasküler yapıların normal akım dinamiklerinin, stenozun ve intralüminal trombüslerin değerlendirilmesinde, B-flow ultrasonografinin başarılı olduğuna dair çeşitli yayınlar mevcuttur (86).

Perinatoloji:

Power ve renkli Doppler sonografi teknikleri fetal ve maternal kan dolaşımı hakkında yeterli bilgi sağlamakla birlikte, bir takım sınırlamaları vardır. Konvansiyonel Doppler yöntemleri ile elde edilen vasküler görüntülerde damar çapı olduğundan büyük görünür. Ayrıca, gri skalada gösterilen morfoloji bilgisi, gri skala üzerine yazılan power ve renkli Doppler görüntüsü nedeniyle kaybolabilir. B-flow yöntemi ile karmaşık akım patterni olan küçük vasküler yapılar başarı ile görüntülenebilir. B-flow görüntülerin, B-mod görüntüler ile üst üste binerek birbirlerini maskeleymeleri, her iki tekniğin de aynı uzaysal çözünürlükte ve çerçeve hızında olmaları nedeniyle söz konusu değildir.

Özellikle de umblikal kan akımının ve intraserebral vasküler yapıların değerlendirilmesinde B-flow görüntülemenin yukarıda belirtilen avantajları ile konvansiyonel Doppler yöntemlerine alternatif olabileceği düşünülmektedir (70).

Periferik venöz sistemin değerlendirilmesi:

Venlerde tek yönlü akımın sağlanmasında kapakçık mekanizmasının önemi uzun yıllardır bilinmesine rağmen, kapakçıkların çalışma mekanizması üzerine çok az şey bilinmektedir. B-flow yöntemi ile kapakçık ve akan kan aynı anda non-invazif olarak görüntülenebilmektedir. Bu sayede doğal koşullarda akımın kapakçıklar üzerine etkisi incelenebilmektedir. Venöz kapakçıkların ayrıntılı değerlendirilmesi ile periferik venöz hastalıkların fizyopatolojisi tam olarak anlaşılabilir ve etkili tedavinin seçiminde daha başarılı olunabilir (25).

B. ATEROSKLEROZ VE KAROTİD ARTER

1. ATEROSKLEROZ

Ateroskleroz, arterlerin nekrotik hücreler, lipid ve kolesterol kristallerinden oluşan plaklarla karakterize dejeneratif hastalığıdır. Ateroskleroz büyük elastik arterleri (aorta ve iliak arterler gibi) ve orta boylu musküler arterleri (koroner ve karotid arterler gibi) etkiler.

İnsanda en sık görülen damar hastalığıdır. Ateroskleroz erken yaşlarda başlamakla birlikte orta yaşlardan itibaren semptom vermeye başlar. İlerleyen yaşla birlikte sadece prevalansı değil, aynı zamanda hastalığın şiddeti de artmaya başlar. Erkeklerde ateroskleroz eğiliminin yüksek olduğu, menopoza döneminden sonra kadınlarda da eğilimin arttığı, ileri yaşlarda erkeklere yakın düzeye eriştiği saptanmıştır (9,33,50).

1.1 ETYOLOJİ

Aterosklerozun ne tek bir nedeni, ne de başlamasına yola açan evrensel bir faktör mevcuttur. Aterosklerozun gelişiminde üç tane hipotez öne sürülmektedir: Lipid hipotezi, hasara yanıt hipotezi ve birleşik teori (49). Lipid hipotezinde plazmadaki yüksek LDL düzeyi arteriyel intimada LDL-kolesterol kristallerinin birikimine yol açar. Hasara yanıt hipotezinde intimal hasarlanma sonucu trombosit çökmesi ve plak oluşumu gerçekleşir. Birleşik teoride her iki hipotez birleştirilmiştir. Bu teoriye göre endotelde gerçekleşen hasar sonucu LDL gibi makro moleküllere geçirgenlik artar (65). Plak yüzeyinde trombus oluşumu ve plazma lipidlerinin transendotelial sızması sonucu plak büyür (29).

Aterosklerozun etyolojisinde rol aldığı düşünülen çeşitli etkenler risk faktörü olarak isimlendirilmiştir. Özellikle 65 yaşın altında ateroskleroz görülen olgularda bir ya da daha fazla risk faktörünün bulunduğu görülmektedir. Risk faktörlerinin sayısı arttıkça ateroskleroz görülme olasılığı artar (51). Karotid arter aterosklerozunun gelişiminde cinsiyet, obezite, oral kontraseptif kullanımı,

sigara kullanımı, aşırı alkol alımı, hipertansiyon, diabetes mellitus, iskemik kalp hastalığı, konjestif kalp yetmezliği, periferik damar hastalığı, geçirilmiş geçici iskemik atak, geçirilmiş inme risk faktörleri olarak görülmektedir. Tek yönlü analizlerde ileri yaş, sigara kullanımı, iskemik kalp hastalığı ve periferik arter hastalığı ciddi karotis stenozu gelişiminde belirleyici risk faktörleri olarak dikkat çekmekle beraber lojistik regresyon analizinde sadece sigara ve iskemik kalp hastalığının karotis stenozunun ilerlemesinde bağımsız risk faktörleri olduğu saptanmıştır (63).

1.2 PREVELANS

ABD’de yılda yaklaşık 400000-500000 yeni inme olgusu bildirilmektedir (93). 5 yıl içerisinde inmelerin tekrarlama oranı % 20-% 50 oranındadır. İkinci inmeden sonra hayatta kalım oranı % 40 olarak bildirilmiştir (4). Karotis aterosklerozunun prevalansı değişik kaynaklarda % 41-59 olarak belirtilmektedir. Ayrıca tüm inmelerin %22-40’nın, büyük arter hastalığına bağlı olduğu tanımlanmaktadır (44,91). İskemik inmelerin % 20’si karotid arter stenozu ya da trombüsünden kaynaklanmaktadır (28).

1.3 PATOFİZYOLOJİ

Ateroskleroz, arter ve arteriollerin intimasında fibröz-yaglı plakların oluşumu ile karakterizedir. En sık etkilenen bölgeler: ana karotid arter bifurkasyonu, karotid sifon, proksimal orta serebral arter, distal vertebral arter, proksimal basiler arter ve arkustan ayrılan ana damarların başlangıçlarıdır (20).

Bu bölgelerde, intimada küçük yağ birikintileri olarak başlayan aterosklerotik lezyonlar düz kas hücreleri ve makrofaj içeren kalın intimal plaklara dönüşürler. Yağ dolu düz kas hücreleri (köpüksü hücreler) aterosklerozun ilk lezyonları olarak kabul edilirler. Bu dönemde yağlı birikintiler obstrüksiyona ya da herhangi bir semptoma yol açmaz. Lezyonlar 10 yaşından sonra birçok çocuğun aortasında izlenebilir ve gelecekteki ateroskleroz riski için öngörü oluşturmaz. Ancak erken yaşlarda koroner arterlerde görülmesi ateroskleroz risk faktörünü artırır. Fibröz plaklar, intimal kalınlaşma ile

birlikte giden ileri evre aterosklerozun en karakteristik lezyonlarıdır. Tipik bir fibröz plak sert, tepesi kubbe şekilli, opak yüzeyle, lümene uzanan bir lezyondur. Fibröz ateromatöz plaklar, aterosklerozun temel lezyonu olarak kabul edilirler. Bu plakların üç ana komponenti vardır: 1) Hücreler: düz kas hücreleri, monositler ya da makrofajlar, lökositler 2) Bağ doku elemanları: kollajen, elastik lifler ve proteoglikanlar 3) Hücre içi ve hücre dışı lipid birikintileri. İkincil enflamatuvar etkilere maruz kalan plaklarda kolesterol kristalleri, nekrotik debrisler ve subintimal hemorajiler görülebilir. Bu plaklar komplike plaklar olarak da isimlendirilirler. Bu plakların periferinde sıklıkla neovaskülarizasyon sonucu küçük damarlar oluşur. Bu anormal damarların hasarlanması sonucu plak içi hemoraji ve ülserasyon gözlenebilir. Kalsifikasyon da komplike plaklarda sık görülen, plak yüzeyini ve plak içeriğini etkileyebilen bir süreçtir (29). Plak yüzeyindeki fibröz kesimin zayıflaması ve parçalanması sonucu plak rüptürü gerçekleşir. Rüptür sonucu kolesterol kristalleri, nekrotik debrisler ve subintimal hemorajiler distal intrakranial damarlara emboli kaynağı olabilir. Ayrıca rüptüre olan alan fibrin ve trombosit birikimi ile arterial tromboz oluşumuna neden olabilir (87). Ülsere plak içerisinde oluşan yavaş girdap akım hem trombositlerin çökmesine hem de Bernoulli etkisi ile oluşan trombüsün hızlı akımın olduğu lümene çekilmesine yol açar (41,51).

Karotid arter aterosklerotik plakları değişik oranlarda stenoza yol açarak, plak içerisine kanama yaparak, ülser olarak ve trombüs oluşturarak semptomatik hale gelebilirler. Damar lümeninde % 50'nin altında stenoz hemodinamik açıdan etkisiz olarak kabul edilir. % 50'nin üzerinde stenoza yol açan aterosklerotik plaklarda, lümen distalinde kan basıncı düşer. Stenoz bölgesinde artan akım hızı nedeniyle toplam akım miktarı belirgin olarak etkilenmez. % 90'nın üzerindeki stenozlarda kan akımının hacmi azalır (34,35). Karotid arterde stenoz sonucu akım dinamiğinde oluşan değişimlerin semptomatolojiden sorumlu olduğu düşünülmektedir.

1.4 SEMPTOMLAR

Karotid arter aterosklerotik hastalığına spesifik semptomlar bulunmasa da neden olduğu inmeye ait semptomlar olası karotid arter hastalığını düşündürmelidir. Özellikle de geçici iskemik

atakta gözlenen baş ağrısı periyodları, baş dönmesi, his kusurları, görmede bulanıklık, konfüzyon gibi geçici semptomlar uyarıcıdır.

2. KAROTİD ATEROSKLEROTİK PLAKLARINA TANISAL YAKLAŞIM

Geniş serileri içeren çalışmalar sonucunda karotid plaklarının tedavisine yaklaşımda stenoz oranının belirlenmesinin büyük önem taşıdığı gözlenmiştir. Uzun yıllardır anjiyografi karotid arter stenozlarının değerlendirilmesinde kullanılmaktadır. Ancak girişimsel bir işlem olması, kontrast madde kullanılması ve işleme bağlı gelişebilecek komplikasyonlar nedeniyle alternatif görüntüleme yöntemlerinin kullanılması gündeme gelmiştir (17,90). Bazı merkezlerde hastalar anjiyografi yapılmaksızın alternatif tanı yöntemlerinin sonuçları ile cerrahiye alınmaktadır (67).

2.1 ANJİOGRAFİ

Proksimal aortik ateromların serebral iskemi için risk faktörü olması nedeniyle aterosklerotik damar hastalıklarına yönelik kranioservikal inceleme arkus aortanın incelenmesi ile başlamalıdır. Genellikle tek bir sol anterior oblik projeksiyon ana damarların orijinlerinin belirlenmesinde yeterlidir. Karotid bifurkasyonlar en az iki projeksiyonda görüntülenmelidir. Sıklıkla ön-arka ve lateral projeksiyonlar tercih edilir. Plakları tam olarak görüntüleyebilmek ve maksimum stenoz oranını belirleyebilmek için her iki oblik projeksiyonda da görüntüleme yapılır.

Sadece karotid bifurkasyonların görüntülenmesi yeterli değildir. Karotid sifon ve intrakranial damarlar en az iki projeksiyonda görüntülenmelidir. Karotid bifurkasyon hastalıklarına yönelik yapılan incelemelerin % 20'sinde karotid sifonda ya da intrakranial damarlarda anevrizma, vasküler malformasyon ya da stenoz gibi bulgulara rastlanmıştır (31).

Aterosklerotik damar hastalığının en sık bulguları; luminal düzensizlik, değişen oranlarda stenoz, oklüzyon ve trombüstür (65). Stenoz oluşturmayan luminal düzensizlik en sık görülen bulgudur, ancak plak yüzeyinin ve morfolojisinin anjiyografik olarak değerlendirilmesinin çoğunlukla

mümkün olmaması nedeniyle bu bulgunun tanısasal önemi düşüktür. Kontrast ile dolmuş lümende daralma görülmesi sık bulgulardandır. Stenozun konfigürasyonu ve uzanımı çok çeşitlilik göstermektedir. Düzgün sınırlı asimetrik damar duvarı tutulumu ile birlikte subintimal kitle etkisi genellikle plak içi kanama ile uyumludur. Luminal düzensizliğe yol açan yaygın çevresel stenozlar fibrotik plaklarla uyumlu kabul edilir. Plak ülserasyonları ve luminal trombüsler serebral mikro embolinin ana kaynaklarıdır. Ancak, anjiyografik olarak plak ülserasyonunun saptanabilme oranı %53-%86 arasında bulunmuştur (77). Ülser varlığına işaret edebilecek bulgular ülser nişinin gösterilmesi, çift kontur gözlenmesi ve luminal düzensizliktir. Ultrasonografi ve MR ülserasyonun tanısında anjiyografiden başarılıdır (3,11).

Anjiyografide Stenozların Ölçüm Yöntemleri:

NASCET (North American Symptomatic Endarterectomy Trial) YÖNTEMİ: Bu yöntemde stenozun en fazla olduğu yerden minimal rezidüel lümen (MRL) çapı ölçülür. Daha sonra stenoz bulbusun distalinde damar duvarının paralel olduğu normal lümen (NL) çapı ile karşılaştırılır. Stenoz oranı aşağıda ki denklem ile hesaplanır:

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

ECST (European Carotid Surgery Trial) YÖNTEMİ: Minimal rezidüel lümen çapı ölçülür ve subjektif olarak tahmin edilen normal lümen (NL) çapı ile karşılaştırılır. Stenoz oranı aşağıda ki denklem ile hesaplanır:

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

ANA KAROTİD ARTER YÖNTEMİ: Bu yöntemde minimal rezidüel lümen ile karşılaştırmak için patoloji içermeyen distal ana karotid arter (AKA) kullanılır. Stenoz oranı aşağıdaki denklem ile hesaplanır:

$$\% \text{ Stenoz} = (AKA - MRL) / AKA \times 100$$

Ölçüm Yöntemlerinin Klinik Önemi:

NASCET (North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial) gibi büyük serilere sahip çok merkezli çalışmalardan elde edilen verilere göre % 70- 99 oranında stenozu olan semptomatik olgular karotid endarterektomiden yarar görürler (61,62). NASCET’te postoperatif 30 günlük sürede herhangi bir inme atağı ya da ölüm riski % 5.8 olarak açıklanmıştır. Ameliyat edilen grupta ipsilateral inme oranı 2 yıllık süre için % 9’iken, medikal tedavi uygulanan grupta % 26 olarak bulundu. Ameliyat ile olası inme riskinin % 17 ± 3.5 oranında azaldığı görülmüştür.

% 70- 90 oranında stenozu olan olgularda, ameliyatın koruyuculuğu stenozun büyüklüğü ile orantı göstermektedir. Ameliyat olanlar ile olmayanların 2 yıl içerisinde inme geçirme riski farkları: %90- 99 oranında stenoz için % 26; % 80- 89 oranında stenoz için % 18 ve % 70- 79 oranında stenoz için % 12’dir (5,62).

Ayrıca European Carotid Surgery Trial’de (ECST) de değişik oranlarda karotid stenozu olan olgularda cerrahi müdahale ya da medikal tedavinin yararları araştırılmıştır. ECST’de postoperatif 30 günlük sürede herhangi bir inme atağı ya da ölüm riski % 7.8 bulunmuştur. Hafif derecede (%0- 29) stenozu olan olgularda uzun dönemde cerrahi müdahalenin getirilerinin, komplikasyonların gerisinde kaldığı görülmüştür. Orta derecede (%30- 60) stenozlarda cerrahi müdahalenin medikal tedaviye olan avantajları tam olarak kanıtlanamamıştır. Yüksek stenoz (%70- 99) oranına sahip olgularda ise cerrahi müdahalenin avantajları, operasyona bağlı komplikasyonların belirgin olarak üzerindeydi. 3 yıllık süre içerisinde herhangi bir inme gelişme riski ameliyat edilen grupta % 12.3 olarak bulunmuşken kontrol grubunda % 21.9 olarak bildirilmiştir (fark % 9.6, SD % 3.3) (24). Sekel bırakan inme atakları ya da mortalite göz önüne alınarak yapılan hesaplamalarda 3 yıl içerisinde ameliyat edilen grup için risk % 6, kontrol grubunda ise % 11 olarak bulunmuştur (fark % 5, SD % 2.3) (24). Bu sonuçlar NASCET ile karşılaştırıldığında farklılıklar içermektedir. Bunun en büyük nedeni ECST’de karotid stenozunun farklı bir yöntemle belirlenmesidir.

Hastaların değerlendirilmesinde hangi çalışma grubunun istatistikleri kullanılacaksa ölçümler o yöntem ile yapılmalıdır. NASCET yönteminde ölçümlerde tıkanmaya yakın darlıklarda, darlık

distalinde azalmış akım ve basınç nedeniyle lümen olduğundan dar görünecektir, bu nedenle darlık oranı % 95 olarak kabul edilmelidir (27). NASCET yönteminde bulbus boyutu ya da poststenotik dilatasyon bulunması önemli değildir. Ölçüm sonuçları da aynı film üzerinden yüzde olarak verildiği için magnifikasyon problemi olmaz. Ancak bazı yazarlar patent kalan lümenin tam olarak ölçümünün en doğru ölçüm yöntemi olduğunu iddia etmektedirler (27).

2.2 MANYETİK REZONANS ANJİOGRAFİ

Manyetik rezonans anjiografide (MRA), manyetik rezonans (MR) görüntülemenin akıma olan hassasiyetinden yararlanılarak anjiografi benzeri görüntüler elde edilir. Hareket eden kan ve sabit dokular arasında maksimum kontrasta yol açan sekanslar tanımlanmıştır. MRA’da kullanılan iki temel sekans “time-of-flight” (TOF) ve faz kontrast (PC)’ dir.

Üç boyutlu MRA normal ve tıkanmış damarı görüntülemeye başarıyla yavaş akıma yol açan lezyonun gösterilmesinde, stenozun olduğundan fazla gösterilmesi nedeniyle yetersiz kalmaktadır. İki boyutlu TOF MRA (2D TOF) da akan kan ve sabit dokular arası görece kontrast daha fazladır. 2D TOF yavaş akımı göstermede 3D TOF’a göre başarılı olsa da ciddi “stepladder” artefaktı nedeniyle damarın ayrıntılı görüntülenmesi engellenebilir. Ayrıca 2D TOF MRA’da görüntüleme süresi üç boyutlu sekanslardan uzundur. Bu durum türbülans ya da kompleks akım olan damar segmentlerinde intravoksel defaz nedeniyle sinyal kaybına yol açar.

Ciddi stenozlarda stenotik damar lümeninde sinyal kaybı, post stenotik lümende ise normal sinyal intensitesi izlenir. Oklüzyonda ise stenotik ve poststenotik segmentlerde sinyal izlenmez.

Multiple overlapping thin slab acquisitions (MOTSA) 2D ve 3D MR sekanslarının avantajlarını birlikte içeren MRA tekniğidir. Yavaş akıma yol ciddi stenozlar bu teknik ile daha başarılı görüntülenebilirler ancak bu teknikte de stenoz oranı olduğundan daha fazla ölçülür.

İki boyutlu faz kontrast MRA normal akımdan yavaş akımı ayırır ve akım yokluğunu görüntülemeye başarılıdır. Ayrıca PC MRA akım yönü ve hızını belirlemede de kullanılabilir. 2D PC

MRA'nın TOF sekanslarına göre dezavantajı tortiyoze damarlarda kompleks ve türbılan akım varlığında ciddi sinyal kaybına uğramasıdır (65).

2.3 BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ ve BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ ANJİOGRAFİ

Kontrastlı bilgisayarlı tomografi (BT) ile ekstrakraniyel dejeneratif ateromatöz değişiklikler değerlendirilebilir. Kontrastlı BT incelemelerinde mural kalsifikasyonlar ve intramural plaklar en sık görülen aterosklerotik damar hastalığı bulgularıdır. Subintimal hemoraji ve nekroz içeren aterosklerotik plaklar opaklaşmış damar lümenini çevreleyen çembersel ya da egzantrik lüsen alanlar olarak görüntülenir.

Üç boyutlu spiral ya da multidedektörlü BT anjiografide bolus kontrast madde enjeksiyonunu takiben elde edilen ince kesit görüntüler “maksimum intensity projection” (MIP) yöntemi ile tekrar oluşturulur ve incelenir. Lezyon konsantrik kalsifikasyonlar içeriyorsa MIP görüntülerden stenoz miktarını belirlemek mümkün olmamaktadır, bu durumda stenoz oranının belirlenmesinde kaynak görüntülerden yararlanılabilir (65).

2.4 ULTRASONOGRAFİ

Kolay uygulanabilmesi, non-invazif olması, iyonizan radyasyon içermemesi, stenoz oranının ve plak yapısının değerlendirilmesine imkan vermesi nedeniyle rutin değerlendirmelerde en sık kullanılan yöntemdir.

Karotid artere yönelik inceleme; hasta süpin pozisyonda, boyun hafif ekstansiyonda ve baş inceleme yapılan arterin karşı tarafına çevrilmiş olarak yapılır. İncelemede genellikle 5-10 MHz transdüserler tercih edilir, ancak karotid arterin derinliğine, seyrine ve lezyon varlığına göre farklı frekansta transdüserler de kullanılır. Öncelikle gri skala incelemede karotid arter transvers ve longitudinal planda taranır. Longitudinal planda normal karotid arter damar duvarında iki paralel ekojen çizgi ve aralarında hipoeoik alan izlenmektedir. Lümene yakın ekojen çizgi lümen-intima kesişimini, hipoeoik alan media tabakasını ve dıştaki ekojen çizgi ise media-adventisya kesişimine

karşılık gelmektedir. İki ekojen çizgi arası intima-media kalınlığına karşılık gelmekte olup normalde 0.8 mm'den kalın olmamalıdır. İntima-media tabakasında kalınlaşma aterosklerotik hastalığın erken bulgusu olabilir (75).

Ultrasonografide Plak Karakterizasyonu:

Karotid arter plakları; yerleşim yeri, uzanımı, yüzey özellikleri, morfolojisi ve luminal stenoz oluşturması açısından değerlendirilmelidir. Geçici iskemik atağa sıklıkla emboliler yol açar. Geçici iskemik atak geçiren hastaların sadece yarısından azında hemodinamik açıdan anlamlı stenoz saptanmıştır (75). Özellikle ülserasyon ya da hemoraji içeren plaklar, geçici iskemik atak veya inmeye yol açan embolinin kaynağı olabilirler.

Plak yapısı genellikle homojen ya da heterojen olarak sınıflandırılır. Homojen plaklar tekdüze ekojeniteye sahip olup genellikle düzgün yüzeylidir. Patolojik değerlendirmelerde tekdüze ekojenitenin yoğun fibröz bağ dokusuna karşılık geldiği görülmüştür. Heterojen plakların ise komplike ekojen yapıları vardır. Patolojik değerlendirmelerde heterojen plağın yapısında plak içi hemoraji, lipid ve kolesterol birikintileri olduğu görülmüştür.

Bazı araştırmacılar ise farklı bir sınıflama kullanarak plakları dört tipe ayırmaktadırlar:

1. Tip 1 Plak: Belirgin hipoekoik plak
2. Tip 2 Plak: Küçük ekojen alanlar içeren kısmen hipoekoik plak
3. Tip 3 Plak: Küçük hipoekoik alanlar içeren kısmen hiperekoik plak
4. Tip 4 Plak: Belirgin homojen hiperekoik plak

Düşük ekolu plakların yağ içeriği fazladır. Plakların kollajen içeriği arttıkça ekojenitesi artar. Hemoraji ve nekroz alanlarında oluşan distrofik kalsifikasyonlar ekojenik plakların görünmesine neden olur. Tip 1 ve tip 2 plaklarda plak içi hemoraji ve ülserasyon daha sık görülmektedir. Semptomatik hastalarda tip 1 ve tip 2 plaklar daha sık bulunur.

Tip 3 ve tip 4 plaklar fibröz doku veya kalsifikasyon içerir. Bu plaklar daha stabil olup, sıklıkla semptoma yol açmazlar.

Ultrasonografide Karotid Arter Stenoz Oranlarının Değerlendirilmesi:

Aterosklerotik plakların yol açtığı stenozun değerlendirilmesinde gri skala görüntüleme ile birlikte Doppler yöntemleri de kullanılır. B-mod inceleme stenozun derecelendirilmesinde yardımcı olmakla birlikte yetersizdir. Stenoz derecesi genellikle renkli Doppler görüntüleme yöntemi ile longitudinal ya da aksial planda belirlenir. Sistolde rezidüel çap ya da alan ölçür ve patoloji içermeyen kesimden yapılan lümen ölçümü ile oranlanır. Sıklıkla stenoz oranının hesaplanmasında spektral Doppler bilgisinden de yararlanılır. Genellikle maksimum sistolik akım hızı değerleri darlığın belirlenmesinde kullanılan en önemli spektral parametredir. Diastol sonu hız daha nadir kullanılan bir parametre olmakla birlikte ileri düzeyde darlıkların değerlendirilmesinde kullanılır. Ayrıca hız oranlarının bilinmesi de değerlidir. Sistolik hız oranı; internal karotid arterde patolojinin olduğu yerde saptanan maksimum sistolik hızın ana karotid arterdeki maksimum hıza bölünmesi ile elde olunur. Diastol sonu hız oranı ise stenotik bölgedeki diastol sonu hızın ana karotid arterdeki diastol sonu hıza oranı şeklinde tanımlanır. Hız değerleri ve karşılık gelen stenoz yüzdeleri aşağıda özetlenmiştir (43,57):

TABLO 2 Spektral Doppler Analizi

Stenoz Oranı	IKA/KA Maksimum Sistolik Hız Oranı	IKA/KA Maksimum Diastol Sonu Hız Oranı	Maksimum Sistolik Hız	Diastol Sonu Hız
%0-40	< 1.5	< 2.6	< 110 cm/sn > 25 cm/sn	< 40 cm/sn
%41-59	< 1.8	< 2.6	> 120 cm/sn	< 40 cm/sn
%60-69	> 1.8	> 2.6	> 150 cm/sn	> 40 cm/sn
%70-79	> 3.0	> 3.3	> 210 cm/sn	> 70 cm/sn
%80-99	>3.7	> 5.5	> 280 cm/sn < 25 cm/sn	> 100 cm/sn

3. KAROTİD ATEROSKLEROTİK PLAKLARINDA TEDAVİ

3.1 YAŞAM TARZI DEĞİŞİKLİĞİ

- Sigaranın Bırakılması
- Kan basıncı, kolesterol, diyabetin kontrol altında tutulması
- Kalp ritim problemlerinin tedavisi
- Alkol alımının kısıtlanması
- Günde 30 dakika yürüyüş yapılması
- Yemeklerde daha az tuz kullanılması

3.2 MEDİKAL TEDAVİ

Antitrombotik Ajanlar:

- Aspirin (30-1350 mg qd) geri dönüşümsüz olarak trombositlerde mevcut siklooksijenazları asetiller. Bu sayede tromboksan A₂'nin trombosit sentezlemesi önlenir. Endoteldeki prostasiklin sentezi azalır ancak bu etki geri dönüşlüdür ve kısa sürer. "Canadian Cooperative Study Group"un yapmış olduğu bir çalışmada aspirin alan hastalarda geçici iskemik atak, inme ve ölüm sıklığında azalma olduğu gösterilmiştir.
- Tiklopidin (250 mg bid) trombosit membranında kalıcı değişikliklere yol açar ve trombosit agregasyonunu engeller. Aspirinden biraz daha etkili olmakla birlikte nötropeni ve ishal gibi yan etkileri vardır.
- Clopidogrel (75 mg qd) nötropeni riski daha düşük olan tiklopidine benzer bir ilaçtır.

Antikoagülanlar:

- Warfarin kardiyak kökenli olmayan embolilerde kullanılmaktadır.

3.3 CERRAHİ TEDAVİ

Karotid endarterektomi, karotid arter tedavisinde son yıllara kadar standart tedavi yöntemi olarak kabul edilmekle birlikte, önemli riskler ve sınırlamalar içermektedir (23,73). Eşlik eden koroner hastalığı olan olgularda karotid endarterektomi sonrası % 18'lere varan mortalite ve morbidite riskleri görülmüştür (7,79,88). Kranial sinir felçleri (% 7.6 - % 27), hematoma (% 5.5) ve restenoz (% 5.5) karotid endarterektomide görülebilecek diğer komplikasyonlardır (7,23,52,92).

Amerikan Kalp Birliği karotid endarterektomiye gidecek karotid stenozları için aşağıdaki kriterleri belirlemiştir:

1. % 60'ın üzerinde stenozu olan asemptomatik hastaların işlem öncesi öngörülen inme, ölüm ya da her ikisi için riski % 3'ün altında olmalıdır.
2. % 70'in üzerinde stenozu olan semptomatik hastaların işlem öncesi öngörülen inme, ölüm ya da her ikisi için riski % 6'nın altında olmalıdır.
3. Tekrarlayıcı stenozları olan hastaların işlem öncesi öngörülen riski % 10'nun altında olmalıdır.

3.4 ENDOVASKÜLER TEDAVİ

Karotid Anjiyoplasti ve Stent Tedavisi: Anjiyoplasti uzun yıllardır kullanıldığı periferik ve koroner arter patolojilerinin tedavisinde etkinliğini kanıtlamıştır. Son yıllarda yapılan çalışmalarda karotid stenozlarının tedavisinde de başarılı sonuçlar elde edilmiştir. Serebral koruma cihazlarının kullanıma girmesi ile en çok korkulan komplikasyon olan serebral emboli oranlarında önemli düşmeler görülmüştür (55). Cerrahi yöntemle kıyaslandığında endovasküler müdahalenin aşağıda sıralanan avantajları söz konusudur:

- İşlem genel anestezi verilmeksizin gerçekleştirilir ve hasta işlem boyunca takip edilir.
- Yüksek risk grubundaki hastalara uygulanabilir.

- Cerrahi yöntemler ile ulaşılamayan lezyonların tedavisini sağlayabilir.
- Gerektiğinde bilateral karotid arterlere aynı seansta müdahale etmek mümkündür.
- Serebral iskemi süresi cerrahi müdahaleden daha kısadır.
- Cerrahi restenozlar düşük risk ile tedavi edilebilir.
- Cerrahi kesiye gerek duyulmaması nedeniyle enfeksiyon, sinir yaralanmaları, hematom gibi komplikasyonlar görülmez.
- Hospitalizasyon süresi kısadır.



III. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamıza Mart 2004 ve Aralık 2004 tarihleri arasında Gazi Üniversitesi Radyoloji Anabilim Dalına karotid sisteme yönelik renkli Doppler ultrasonografi incelemesi için başvuran ve yapılan incelemede aterosklerotik plak saptanan 43 olgu dahil edildi (tablo 3). Çalışmaya dahil edilen 43 olgunda 61 karotid arter lezyonu saptandı. Olguların 30'u erkek, 14'ü kadın olup yaş ortalamaları 64 ± 9.2 'ydi (yaş dağılımı 42-81). İnternal karotid arterde % 60'ın üzerinde stenoz saptanan olgularda, ayrıca DSA incelemesi yapıldı. Çalışmaya dahil edilen tüm olgulara yapılan incelemeler hakkında bilgi verildi ve yazılı onayları alındı.

Tüm olgularda; renkli Doppler, power Doppler ve B-flow yöntemleri ile incelemeler LOGIQ (GE Medical Systems, Milwaukee, WI) ultrasonografi sistemi ve 4-10 MHz lineer transdüser kullanılarak yapıldı. Renkli ve power Doppler ultrasonografide tüm parametreler (renk kazancı, duvar filtresi ve örnekleme hızı değerleri) artefaktları ve damar dışına renk taşmasını en aza indirgeyecek şekilde optimize edildi. B-Flow ultrasonografide: "sensitivite=8", "background: on", fokus lokalizasyonu karotid arterin posteriorunda olacak şekilde ayarlandı. Her üç yöntemde de kazanç optimum kalitede görüntü elde edilebilen değerde tutuldu. Lezyonlara ait; B-mod, renkli Doppler, power Doppler ve B-flow yöntemleri ile alınan sabit ve hareketli görüntüler "Logiqworks" arşivleme sistemi aracılığı ile kaydedildi.

Kaydedilen görüntüler ultrasonografi alanında deneyimli iki radyolog tarafından birbirlerinden bağımsız olarak plak yüzey yapısı, plak morfolojisi ve genel görüntü kalitesi parametreleri yönünden değerlendirildi ve skorlandı. İncelenen görüntü, değerlendirilen parametre yönünden başarı oranına göre 1-3 arasında skorlandı.

TABLO 3 Olgular

OLGU NO	YAŞ, CİNSİYET	YAKINMA, BULGULAR	PLAK YERLEŞİMİ
1	56, E	SOL KOLDA UYUŞMA	SAĞ İKA
2	57, K	DENGESİZLİK, TİA	SOL AKA, SAĞ İKA
3	59, E	HT, DİABET	SAĞ AKA, SAĞ İKA, SOL İKA
4	81, K	DİABET	SAĞ İKA
5	66, E	BAŞDÖNMESİ	SAĞ İKA
6	56, K	SAĞ HEMİPAREZİ	SAĞ İKA
7	74, K	SENKOP	SAĞ İKA
8	54, E	BİLİNÇ BULANIKLIĞI	SOL İKA
9	80, E	VERTİGO	SAĞ İKA, SAĞ AKA, SOL İKA, SOL EKA
10	73, K	TIA	SAĞ İKA, SAĞ AKA, SOL İKA
11	61, E	TIA	SAĞ İKA
12	60, E	SOL KOLDA UYUŞMA	SOL EKA
13	48, E	KONUŞMA BOZUKLUĞU	SAĞ İKA, SOL İKA
14	75, K	SOL GÖZDE GÖRME KAYBI	SOL İKA
15	64, E	TIA	SAĞ İKA
16	80, E	KONUŞMA BOZUKLUĞU	SOL İKA
17	61, E	BAŞDÖNMESİ	SOL AKA, SOL İKA
18	67, E	KONUŞMA BOZUKLUĞU	SAĞ İKA
19	78, K	VERTİGO	SAĞ İKA, SOL İKA
20	75, E	DİABET	SAĞ İKA
21	62, E	TIA	SAĞ İKA
22	72, E	BAŞ DÖNMESİ	SAĞ İKA, SOL İKA
23	75, K	BAŞ DÖNMESİ	SAĞ İKA, SOL İKA
24	62, K	HT	SOL EKA
25	70, E	BAŞ DÖNMESİ	SOL İKA, SAĞ İKA
26	62, E	HT	SAĞ İKA
27	63, K	SAĞ HEMİPAREZİ	SOL İKA
28	74, E	TIA, SOLDA GÜÇSÜZLÜK	SAĞ İKA
29	63, E	SOL BACAK UYUŞUKLUK	SAĞ İKA, SOL İKA
30	77, E	SOL KOLDA GÜÇ KAYBI	SAĞ İKA, SOL İKA
31	75, K	SOL ÜST EKSTR. UYUŞMA	SAĞ İKA
32	56, E	DİABET	SAĞ İKA
33	60, E	VERTİGO	SOL İKA
34	61, E	VERTİGO	SAĞ İKA, SOL İKA
35	58, E	DİABET	SAĞ İKA
36	42, E	SOL HEMİPAREZİ	SAĞ İKA
37	51, E	GÖRME KAYBI, VERTİGO	SAĞ İKA
38	60, K	DİABET	SOL İKA
39	61, K	HT	SAĞ İKA
40	58, E	TIA, SOLDA GÜÇSÜZLÜK	SAĞ İKA
41	54, E	TIA	SOL İKA
42	62, K	SOL HEMİPAREZİ	SAĞ İKA
43	73, E	SOL KOLDA UYUŞMA	SAĞ İKA
44	61, E	SAĞ HEMİHİPOESTEZİ	SOL İKA

İKA: İnternal Karotid Arter, EKA: Eksternal karotid arter, AKA: Ana karotid arter
TİA: Geçici iskemik atak, HT: Hipertansiyon

Elde edilen verilerin istatistiksel analizi “SPSS for WINDOWS” paket programı kullanılarak yapıldı. Değerlendirmelerde Friedman ve Wilcoxon testleri kullanıldı; gözlemciler arası uyumluluk Kappa skorlaması ile değerlendirildi, p değerinin 0.05’ten küçük olması anlamlı kabul edildi.

Çalışmaya dahil edilen ve % 60’ın üzerinde stenoz saptanan olgulardan 20’sinde karotid arterlere yönelik DSA incelemesi yapıldı. 5F kateter kullanılarak sağ ve sol ana karotid arterler düzeyinden en az iki projeksiyonda görüntüleme yapıldı. Her projeksiyon için 6 ml 320 mg/ml iyot içeren non-iyonik kontrast madde kullanıldı.

Ultrasonografide ve anjiyografide internal karotid arter stenoz oranları, farklı radyologlarca birbirlerinden habersiz olarak NASCET yöntemi kullanılarak ölçüldü.

Renkli, Power Doppler, B-Flow ve DSA’ da ölçülen stenoz oranları arası korelasyonun istatistiksel değerlendirilmesi; basit regresyon analizi kullanılarak yapıldı.

IV. BULGULAR

Çalışmaya dahil edilen olgularda: Sağ ana karotid arterde 1 (%1.7), sol ana karotid arterde 2 (%3.4), sol eksternal karotid arterde 3 (%5.1), sağ internal karotid arterde 32 (%54.2) ve sol internal karotid arterde 21 (%35.6) plak olmak üzere toplam 61 aterosklerotik lezyon saptandı (tablo 4).

TABLO 4 Lezyonların Dağılımı

SAĞ			SOL		
AKA	EKA	İKA	AKA	EKA	İKA
%1.7	%0	%54.2	%3.4	%5.1	%35.6

AKA: Ana karotid arter, EKA: Eksternal karotid arter,
İKA: İnternal karotid arter

Farklı ultrasonografi yöntemlerinin (Renkli, power Doppler ve B-flow), karotid plaklarının değerlendirilmesinde etkinliklerini karşılaştırmak için yapılan Friedman ve Wilcoxon istatistiksel testlerinde aşağıdaki sonuçlar elde edildi:

Friedman testinde her üç parametre yönünden; B-flow ultrasonografinin, power Doppler ultrasonografiden, power Doppler ultrasonografinin ise renkli Doppler ultrasonografiden üstün olduğu görüldü ($p=0.000$) (tablo 5).

TABLO 5 Friedman Testi Sonuçları

	Yüzey özellikleri	Morfoloji	Genel Görüntü Kalitesi
Renkli Doppler	1.43	1.67	1.48
Power Doppler	1.81	1.80	2.15
B-Flow	2.75	2.52	2.37

Wilcoxon testi ile yapılan ikili karşılaştırmalarda; B-flow yönteminin plak yüzeyi, plak morfolojisinin değerlendirilebilirliği açısından power ve renkli Doppler yöntemlerinden üstün olduğu görüldü ($p=0.000$). B-flow ve power Doppler yöntemleri arasında genel görüntü kalitesi açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmadı ($p=0.09$). Genel görüntü kalitesi açısından B-flow ve power Doppler yöntemleri, renkli Doppler yönteminden üstün bulundu (tablo 6).

TABLO 6 Wilcoxon Testi Sonuçları

Plak Yüzeyi	Plak Morfolojisi	Genel Görüntü Kalitesi
PD>RD ($p=0.000$)	PD>RD ($p=0.011$)	PD>RD ($p=0.000$)
BF>RD ($p=0.000$)	BF>RD ($p=0.000$)	BF>RD ($p=0.000$)
BF>PD ($p=0.000$)	BF>PD ($p=0.000$)	BF=PD ($p=0.09$)

RD: Renkli Doppler, PD: Power Doppler, BF: B-Flow

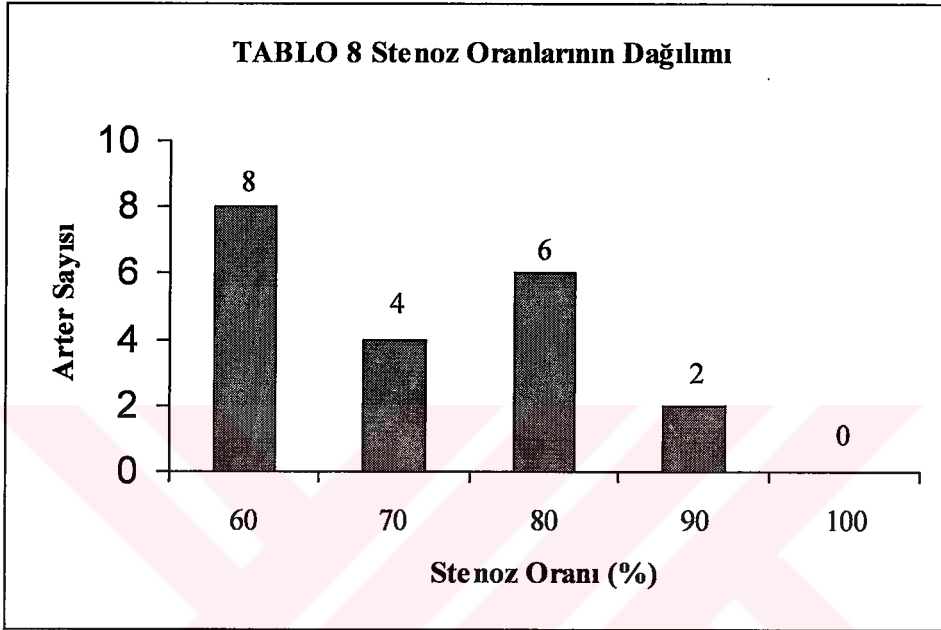
Kappa skorlamasında gözlemciler arasında orta-iyi derecede (0.297-0.659) uyumluluk saptandı (tablo 7).

TABLO 7 Gözlemciler Arası Uyumluluk (Kappa Skorlaması)

	Yüzey özellikleri	Morfoloji	Genel görüntü Kalitesi
Renkli Doppler	0.576	0.319	0.659
Power Doppler	0.350	0.297	0.316
B-Flow	0.400	0.435	0.374

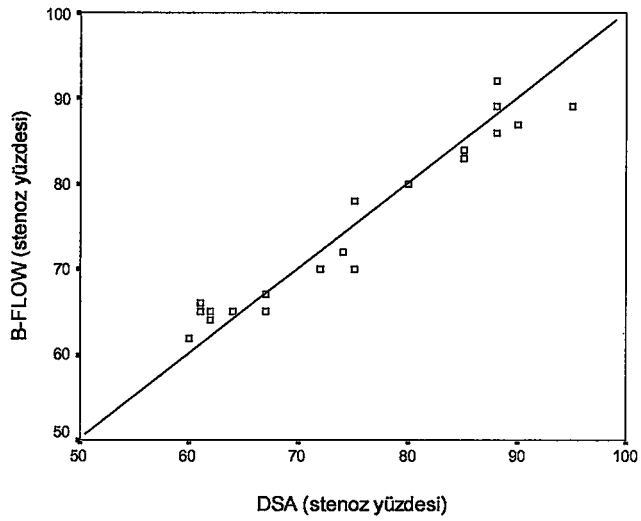
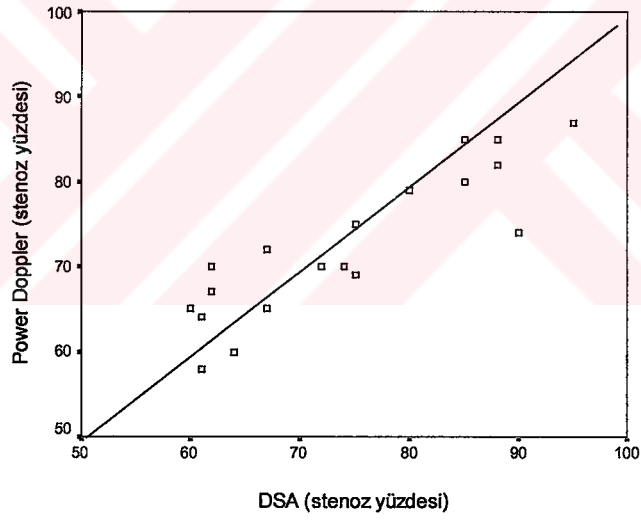
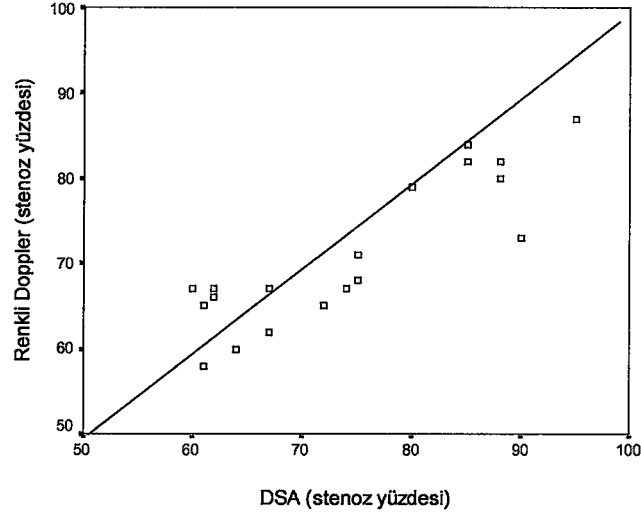
% 60'ın üzerinde stenoz saptanan 20 olguda plak yüzeyi, morfolojisi ve genel görüntü kalitesinin yanısıra renkli, power Doppler, B-flow ultrasonografi ve DSA ile saptanan stenoz oranları

belirlenerek karşılaştırıldı. Olguların DSA incelemesinde saptanan stenoz oranlarına göre dağılımı tablo 8’de gösterilmektedir.



Stenoz oranı ölçümlerinde üç ultrasonografi yöntemi de DSA ile istatistiksel açıdan anlamlı korelasyon göstermektedir ($p < 0.0001$). B-flow görüntüleme ve DSA arasındaki korelasyon katsayısı ($r_{BF} = 0.969$) power ve renkli Doppler görüntüleme yöntemlerinden ($r_{PD} = 0.894$, $r_{RD} = 0.886$) yüksektir (tablo 9). Ayrıntılı karşılaştırmalar, DSA ile daha yüksek korelasyon gösteren power Doppler ve B-flow arasında yapılmıştır:

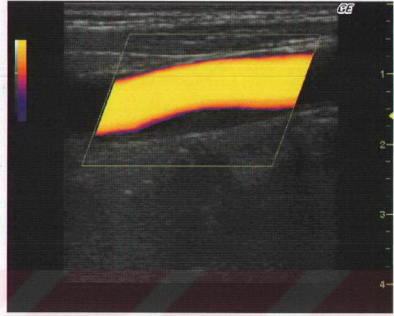
B-flow görüntüleme ve DSA’ da ölçülen stenoz oranları arasındaki fark % -6 ila % +5 arasında değişirken, power Doppler’de bu fark % -16 ila % +8 arasında değişmekteydi. Diğer ultrasonografi yöntemleri ile karşılaştırıldığında B-flow ultrasonografi DSA ile 15 (%75) olguda en yüksek korelasyonu gösterirken, power Doppler ultrasonografi 3 (%15) olguda en yüksek korelasyonu göstermekteydi. 2 olguda ise her iki ultrasonografi yöntemi DSA ile eş korelasyon göstermekteydi.

TABLO 9 Lineer Regresyon Analizi Sonuçları

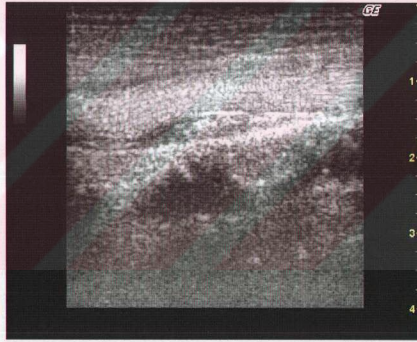
V.OLGULARDAN ÖRNEKLER



A.



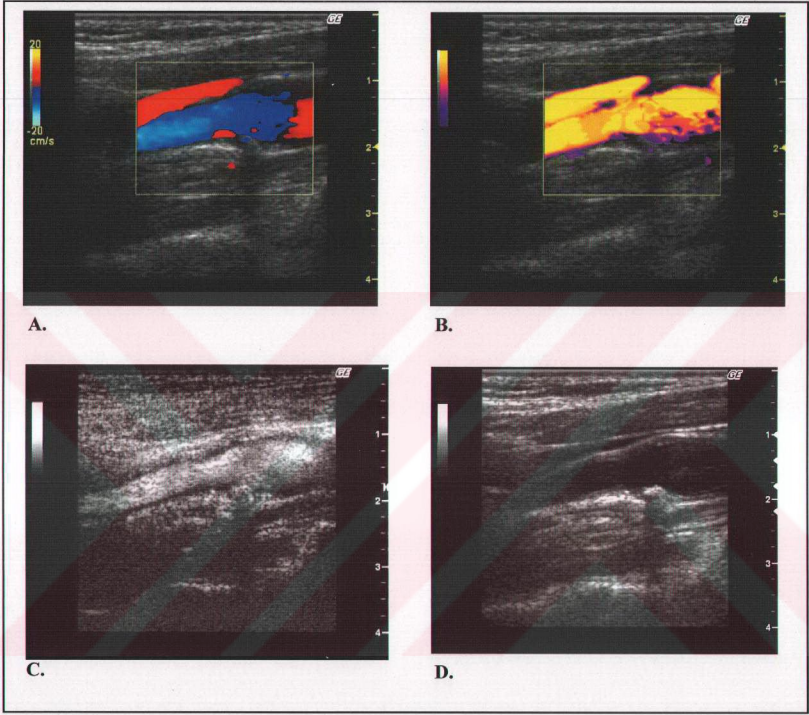
B.



C.

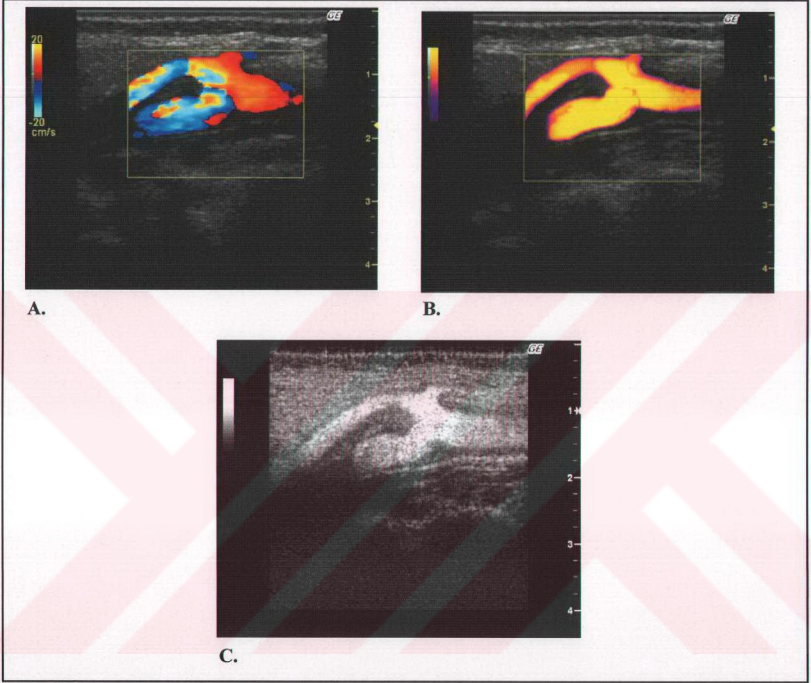
OLGU 1: 59 yaşında, erkek, sağ ana karotid arter.

A) Renkli ve B) power Doppler görüntüleme yöntemlerinde sağ ana karotid arter posterior duvarı yerleşimli plağın içeriği ve yüzeyi net olarak değerlendirilememektedir. C) B-flow görüntülemesinde plağın heterojen yapısı ve lümen ile sınırı net olarak ayırt edilebilmektedir. Renkli ve power Doppler görüntüleme yöntemlerinde plak yüzeyi akım kodlaması nedeniyle bir miktar örtülmüştür (“overwriting” artefaktı).



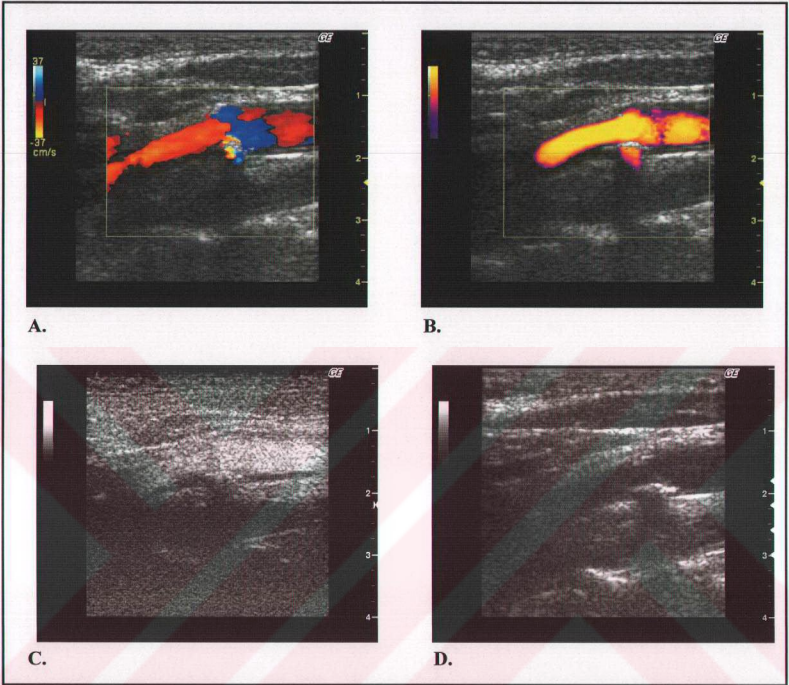
OLGU 2: 57 yaşında, kadın, sağ internal karotid arter.

A) Renkli ve B) power Doppler görüntüleme yöntemlerinde “overwriting” artefaktı nedeniyle posterior duvar yerleşimli plak yüzeyi renk kodlaması ile örtülmüştür. C) B-flow görüntülemeye akım ve plak yapısı, herhangi bir artefakt olmaksızın görüntülenebilmektedir. D) B-mod inceleme ile karşılaştırıldığında, B-flow görüntülemenin aynı çözünürlüğe sahip olduğu görülmekte olup, eş zamanlı olarak duvar yapısı ve lümendeki akım değerlendirilebilmektedir.



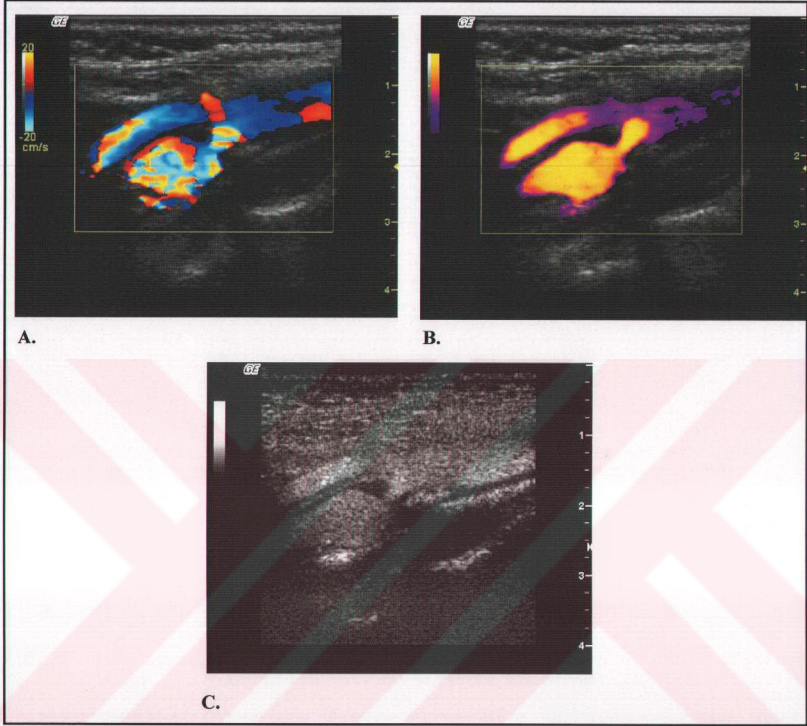
OLGU 3: 51 yaşında, erkek, sol karotid bifurkasyon.

A) Renkli ve B) power Doppler incelemelerinde bifurkasyon yerleşimli plağın morfolojisi ve yüzeyi net olarak değerlendirilememektedir. C) B-flow görüntülemeye ise bifurkasyon yerleşimli plak akım ile aynı anda ayrıntılı olarak görüntülenebilmektedir.



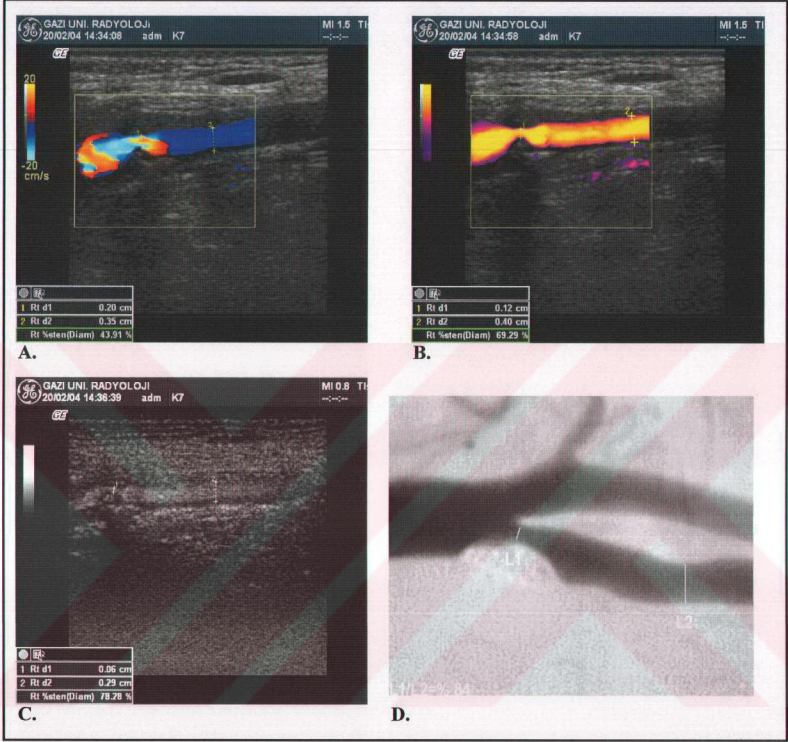
OLGU 4: 74 yaşında, erkek, sağ internal karotid arter.

A) Power ve B) renkli Doppler incelemelerinde arter posterior duvarı yerleşimli kalsifiye plakta “twinkling” artefaktı izlenmektedir C) B-flow görüntülemeye bu artefakt izlenmemektedir. B-flow görüntülemeye lezyon ve akım aynı anda başarı ile görüntülenmektedir D) Plakın B-mod incelemesinde görünümü.



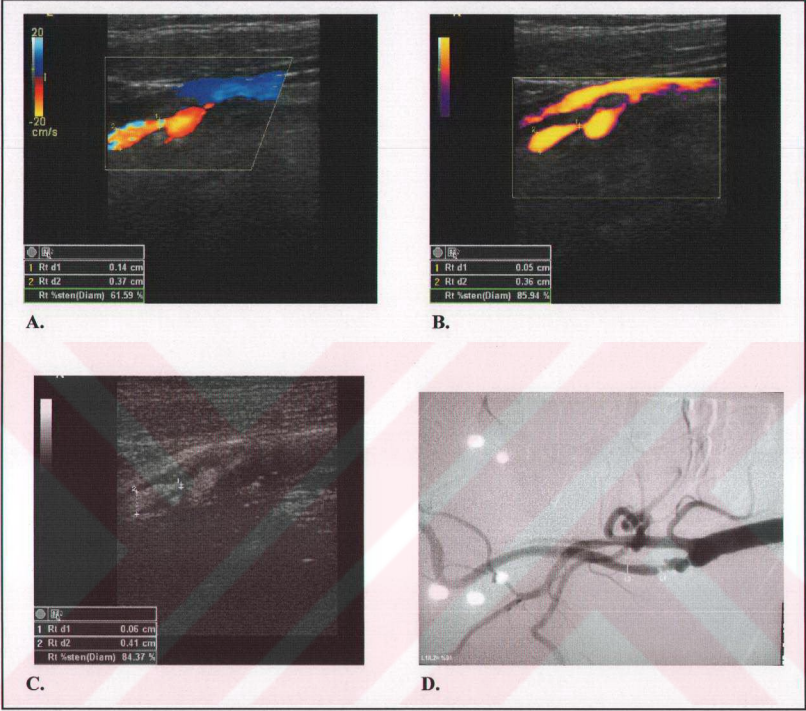
OLGU 5: 80 yaşında, erkek, sol karotid bifurkasyon.

İnternal karotid arterde belirgin stenozu olan olguda A) renkli Doppler incelemede “aliasing” ve “overwriting” artefaktları nedeniyle plak yapısı ve stenoz olan segmentteki vasküler lümen olduğundan büyük görünmektedir B) Power Doppler incelemede stenotik segmentteki lümen gerçek boyutuna yakın olmakla birlikte, stenoz oranını doğru ölçebilmek için yeterli değildir. C) B-flow incelemede ise plak yüzeyi akım ile örtülmemiş olup net olarak izlenebilmektedir. Ayrıca “aliasing” ve “overwriting” gibi artefaktların sınırlamaları olmaması nedeniyle stenotik segmentin çapı daha doğru ölçülebilmektedir.



OLGU 6: 70 yaşında, erkek, sol internal karotid arter.

Sol internal karotid arter proksimal kesim yerleşimli plak lezyonun yol açtığı stenoz oranı: **A)** Renkli Doppler yöntemi ile % 44, **B)** Power Doppler yönteminde % 69, **C)** B-flow yönteminde % 78, **D)** DSA'da ise % 84 ölçülmüştür. Bu olguda belirgin daralan stenotik lümende DSA'ya en yakın ölçüm B-flow yöntemiyle yapılmıştır.



OLGU 7: 77 yaşında, erkek, sol internal karotid arter.

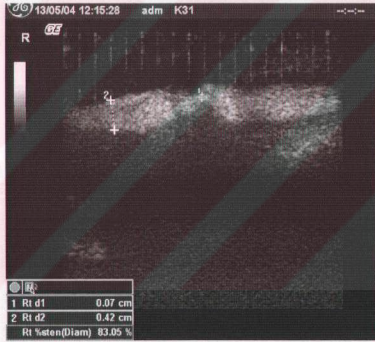
Sol internal karotid arter yerleşimli komplike plağın neden olduğu stenoz: A) Renkli Doppler incelemede % 62, B) Power Doppler incelemede % 85, C) B-flow incelemede % 84, D) DSA'da ise % 82 ölçülmüştür. Power Doppler ve B-flow yöntemlerinde ölçülen stenoz oranı, DSA sonuçlarına oldukça yakındır.



A.



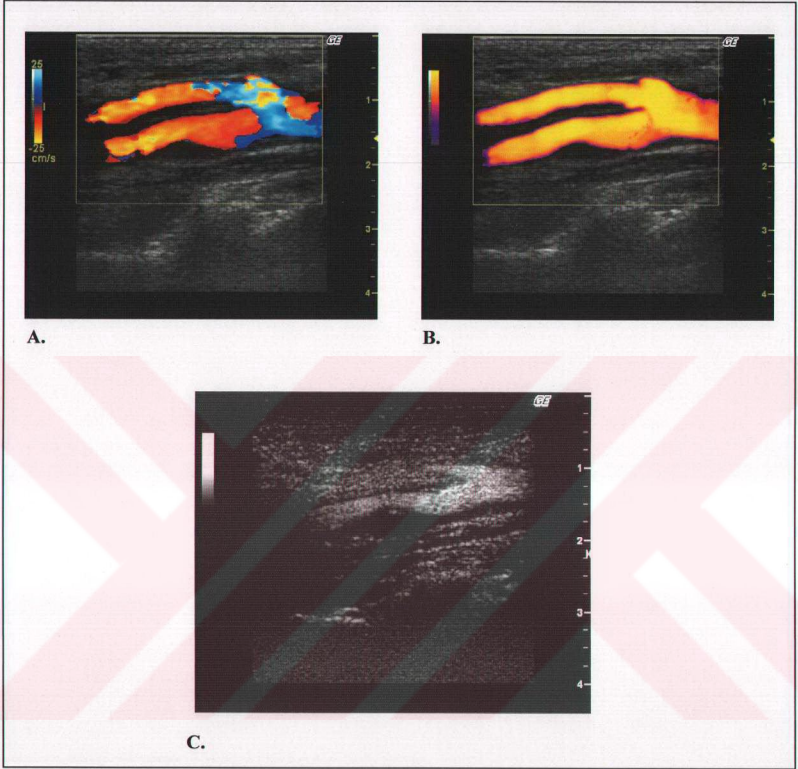
B.



C.

OLGU 8: 57 yaşında, kadın, sağ internal karotid arter

A) Renkli Doppler incelemede “aliasing” ve “overwriting” artefaktları nedeniyle stenotik lümen olduğundan geniş görülmektedir. B) Power Doppler incelemede artefaktların daha belirsiz olması nedeniyle stenotik lümen daha net değerlendirilebilmekle birlikte “overwriting” artefaktı nedeniyle olduğundan bir miktar geniş ölçülmüştür. C) B-flow incelemede ise “aliasing” ve “overwriting” artefaktlarının olmaması nedeniyle stenotik lümen daha net değerlendirilebilmektedir.



OLGU 9: 59 yaşında, erkek, sağ internal karotid arter.

A) Renkli ve B) power Doppler görüntüleme yöntemlerinde hipoekoik plağın yol açtığı stenoz, olduğundan daha az olarak ölçülmektedir C) B-flow görüntülemeye “overwriting” artefaktı olmaması nedeniyle akım plak yüzeyini örtmemekte ve stenoz miktarı daha sağlıklı değerlendirilebilmektedir.

VI. TARTIŞMA

Karotid arterlerin aterosklerotik hastalığı ciddi morbidite ve mortaliteye yol açan, sık görülen hastalıklardandır. Hastalıkta uygulanacak tedavi yönteminin belirlenmesinde aterosklerotik plağın yapısının ve yol açtığı stenoz oranının doğrulukla belirlenmesi gerekmektedir. Endarterektomi uygulanacak olgunun seçimi için karotid arter stenoz oranının belirlenmesinde DSA geleneksel yöntemdir. Ancak invaziv oluşu, iyonizan radyasyon içermesi, maliyetinin görece yüksekliği, nadir de olsa komplikasyonlara yol açabilmesi nedeniyle karotid arter stenoz oranlarının non-invaziv yöntemler ile belirlenmesi için çalışmalar yapılmaktadır (16,39,84).

North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial (NASCET) ve European Carotid Surgery Trial (ECST) gibi randomize çok merkezli çalışmalar sonucunda yüksek stenoz oranına sahip hastaların karotid endarterektomiden medikal tedaviye göre daha fazla yarar sağladığı görülmüştür.

Ultrasonografi bulguları ve karotid arter plak morfolojisinin histopatolojik korelasyonu ile ilgili çeşitli çalışmalar yapılmıştır (82). Bu çalışmalarda semptomatik hastalarda, asemptomatik hastalar ile karşılaştırıldığında karotid arter aterosklerotik plaklarında daha fazla oranda plak içi hemorajiye rastlanmıştır (42). Ayrıca geçici iskemik atak ve inmenin tip 1 ya da tip 2 plakları olan olgularda daha sık görüldüğü saptanmıştır(58,78). Bu nedenle karotid plaklarının yol açtığı stenoz oranının yanında, morfolojisi ve yüzey özellikleri serebrovasküler iskemik olay geçirme riskinin belirlenmesinde kritik öneme sahiptir.

Renkli ve power Doppler ultrasonografi ekstrakranial serebrovasküler tıkalıcı hastalıkların tanısında en sık kullanılan yöntemler olmasına rağmen bir takım sınırlamaları vardır. Renkli ve power Doppler görüntüleme yöntemlerinde akım ve gri skala bilgisi farklı yöntemler kullanılarak ayrı ayrı oluşturulur. Oluşan bu görüntüler sonradan üst üste bindirilerek aynı ekranda gösterilir. Bu nedenle Doppler yöntemleri akan kanı sınırlayan damar çeperine ya da stenoza yol açan plak yüzeyine duyarlı değildir. Damar duvarına ait bilgiler gri skala incelemede mevcutken, özellikle akım bilgisine duyarlı

Doppler incelemede damar duvarı renk kodlaması ile bir miktar örtülebilir. “Overwriting” artefaktı olarak adlandırılan bu durum nedeniyle akan kan ve onu sınırlayan yüzey ilişkisi konvansiyonel Doppler incelemelerinde tam olarak gösterilemez. Ayrıca özellikle belirgin stenoz alanlarında görülen “aliasing” artefaktı, plak yapısının ve stenoz oranının değerlendirilmesinde karşılaşılan bir diğer sorundur.

B-mod ve Doppler görüntülerinin ayrı ayrı oluşturulması cihazın analiz ettiği veri miktarını önemli ölçüde artırır. Bu durum uzaysal çözünürlükte ve çerçeve hızında düşmeye yol açar. Bunlara ek olarak renkli Doppler ultrasonografinin açı bağımlı oluşu, stenoz oranının değerlendirilmesinde zaman zaman ciddi sınırlamalara yol açmaktadır.

Yapılan çalışmalar göstermiştir ki farklı kliniklerde aynı cihaz ve aynı hız kriterleri kullanılmasına rağmen internal karotid arter stenozunun belirlenmesinde aynı klinik başarı sağlanamamaktadır (2,14,40). Ayrıca alta yatan kardiyak aritmi, aortik kapak yetersizliği gibi bazı kardiyolojik problemlerin varlığında hız kriterleri sağlıklı sonuç vermemektedir. Doppler yöntemlerinde kardiyak aritmi, aortik kapak yetersizliği ve tandem plaklar stenoz oranının olduğundan az ölçülmesine neden olabilirken; karotid arterin büküntülü seyir göstermesi, arteriovenöz malformasyonlar, karotid arter cisim tümörleri ve karşı karotid arterde ciddi stenoz ya da oklüzyon varlığı gibi durumlarda stenoz oranı gerçekte olduğundan daha fazla ölçülebilir (38).

B-flow görüntüleme, sayısal kodlama yöntemini kullanan görece yeni bir ultrasonografi tekniğidir. Temel olarak B-flow ultrasonografi kodlanmış ultrason dalgalarını kullanarak akan kandan yansıyan zayıf sinyalleri belirginleştirirken, çevre sabit dokulardan yansıyan görece kuvvetli sinyalleri belli oranda baskılar. Sonuçta akan kandan ve sabit dokulardan gelen sinyaller dengelenerek sabit dokular ve gerçek zamanlı akım, aynı uzaysal planda aynı çerçeve hızı ile gösterilebilir. Böylece renkli ya da power Doppler yöntemlerinin sınırlamaları olmadan kan akımı, damar duvarı ve komşu yumuşak doku planları görüntülenir.

B-flow görüntülemesinde çerçeve hızı, uzaysal ve kontrast çözünürlük konvansiyonel Doppler yöntemlerine göre yüksektir. Yüksek çerçeve hızı ve uzaysal çözünürlük gerçek zamanlı olarak

kompleks hemodinamik akım paternlerini değerlendirme olanağı verir. Renkli ve power Doppler yöntemleri ile basit hemodinamik akım paternleri dışında, kompleks akım paternleri görüntülenememektedir. Bu nedenle patolojilerin yol açtığı akım paterni değişikliklerinin taşıdığı tanısal bilgi geri planda kalmaktadır. Oysa plağın yüzey özelliklerinin ve yerleşim yerinin akımda yol açtığı patolojik değişimler serebrovasküler olay geçirme riskini birinci dereceden etkilemektedir. Bu nedenle plak yüzeyi ve akım ilişkisinin birlikte değerlendirilmesi emboli riskinin daha sağlıklı olarak belirlenmesinde yararlı olabilir. Kontrast ve uzaysal çözünürlüğün yüksek olması ise akıma komşu damar duvarının ya da yumuşak doku planlarının, akım ile birlikte yüksek kalitede görüntülenmesini sağlar.

B-flow yönteminin inceleme parametreleri basitçe ayarlanabilir olup, az sayıdadır (“sensitivite”, “background” kontrolü: açık ya da kapalı, “fokus” pozisyonu).

Karotid arterlerin değerlendirilmesi, B-flow yöntemi üzerine yapılan çalışmalarda en popüler konulardan biri olmuştur. Bu çalışmalar özellikle B-flow yönteminin internal karotid arter stenoz oranını belirlemedeki başarısı üzerine yoğunlaşmış olup, yöntemin plak yapısının değerlendirilmesindeki yararlarına ancak kısmen değinilmektedir (12,46,85,91). Bu çalışmalarda genellikle B-flow ultrasonografi yöntemi stenoz ölçümünde, power Doppler ve DSA yöntemleri ile karşılaştırılmıştır. Elde edilen sonuçlara göre B-flow yöntemi, power Doppler’e göre DSA ile daha yüksek korelasyon göstermiştir. Mikami T ve ark.’nın çalışmasında karotid arter stenozu bulunan olgularda B-flow yöntemi ile patolojik akım paternleri değerlendirilmiştir. Bazı olgularda emboliye neden olduğu düşünülen prestenotik ters akım görüntülenmiş ve yöntemin karotid arter stenozuna bağlı akım patolojilerinin değerlendirilmesinde yararlı olabileceği belirtilmiştir (56). Diğer bir çalışmada, B-flow ile poststenotik türbülant akımda oluşan gri skala intensite değişiklikleri değerlendirilmiştir. Poststenotik akım ile birlikte B-flow görüntülemesinde akıma ait gri-skala intensitesinde artış izlenmekle birlikte maksimum sistolik akım hızı ile korelasyon göstermemiştir. Bu nedenle yazarlar B-flow ultrasonografide stenoz oranının poststenotik alanda gri-skala intensitesindeki artış ile değerlendirilemeyeceğini belirtmişlerdir (12).

Biz çalışmamızda, literatürdeki diğer çalışmalardan farklı olarak B-flow yönteminin karotid arter plaklarının yüzey özellikleri ve yapısının değerlendirilmesindeki yararlılığını, renkli ve power Doppler yöntemleri ile karşılaştırarak belirlemeye çalıştık. Bulgularımızda plak yüzeyi ve plak yapısının değerlendirilmesinde B-flow yönteminin, renkli ve power Doppler yöntemlerine göre daha başarılı olduğu görüldü. Renkli ve power Doppler yöntemlerinde uzaysal ve kontrast çözünürlüğün düşük olması plak yüzeyinin ve morfolojisinin yetersiz değerlendirilmesine neden olmaktadır. Ayrıca “overwriting” ve “aliasing” artefaktlarının olduğu durumlarda akım kodlaması ile örtülen plak yüzeyi hiç izlenmemektedir. B-flow görüntülerinde ise yüksek kontrast, uzaysal çözünürlük ve Doppler incelemelerine özgü artefaktların bulunmaması plak yüzey ve morfolojisinin değerlendirilmesinde büyük avantaj sağlamaktadır.

Güçlü refleksiyona neden olan oluşumların posteriorunda renk modunda hızla değişen kırmızı ve mavi renk karışımı şeklinde izlenen “twinkling” artefaktı, renkli ve power Doppler incelemelerde kalsifiye plakların posteriorunda oluşarak zaman zaman tanısal güçlüklerle yol açabilmektedir. Bu artefakt plak yapısının değerlendirilmesini güçleştirirken, bazı durumlarda plak posterior komşuluğunda yalancı akım görünümüne yol açabilmektedir. Çalışmamızda B-flow yönteminde “twinkling” artefaktını izlemedik. Bu durum kalsifiye plakların değerlendirilmesinde B-flow yöntemine, renkli ve power Doppler yöntemlerine göre avantaj sağlamaktadır.

Elde ettiğimiz sonuçlara göre; power Doppler ve B-flow yöntemleri internal karotid arter stenoz oranlarının belirlenmesinde DSA ile yüksek korelasyon göstermekteydi. B-flow yöntemi DSA arası korelasyon katsayısı diğer iki yöntemdekinden yüksektir. Bu durumun başlıca nedeninin B-flow yönteminde overwriting artefaktı olmaması ve damar lümeninin gerçeğe daha yakın ölçülebilmesi olduğunu düşünmekteyiz. Konvansiyonel Doppler yöntemlerinde bu artefakt nedeniyle stenoz bölgesinde lümen gerçek boyutundan geniş ölçülmektedir. Power Doppler’in açı bağımlı olmaması nedeniyle doğru kesitten stenoz oranının belirlenmesine olanak tanımaktadır ve bu nedenle anjiyografi ile renkli Doppler’e kıyasla daha yüksek korelasyon göstermektedir. Ayrıca stenoz oranı düşük lezyonlarda konvansiyonel yöntemlerde optimal PRF ve kazanç ayarlarında gri skala görüntüsü

üzerine yazılan akım damar lümenini tam olarak doldurmamaktadır. Bu nedenle orta derecede stenoz olan olgularda stenoz oranı olduğundan daha az hesaplanmaktadır.

NASCET ve ECST sonuçlarına göre % 60 ve % 70'in üzerinde stenoz saptanan olgulara cerrahi tedavi önerilmektedir. Çalışmamızda power Doppler yönteminde % 60 sınırı esas alındığında 2 olgu yanlış olarak % 60'ın altında ölçülmüşken; % 70 sınırında yanlış düşük ölçülen olgu sayısı 3'tür. B-flow yönteminde ise sadece 1 olgu yanlış % 60'ın altında ölçülmüşken; % 70 sınırında yanlış düşük ölçülen olgu yoktur.

B-flow ultrasonografi ile stenoz değerlendirilmesine yönelik literatürde yer alan benzer çalışmalarda; Umemura ve Yamada bizim sonuçlarımıza ($r=0.969$) göre B-flow ve DSA arasında daha yüksek korelasyon ($r=0.977$) bulmuşken, Yurdakul ve ark. daha düşük korelasyon ($r=0.95$) bulmuşlardır (85,91). Ancak sonuçlar her üç yöntemde de birbirlerine oldukça yakındır. Yurdakul ve ark. çalışmasında, tüm stenoz derecelerinde power Doppler yönteminin stenoz oranını olduğundan az ölçtüğü görülmüştür. Bizim çalışmamızda Umemura ve Yamada'nın çalışması ile benzer şekilde power Doppler yönteminin orta dereceli stenozları olduğundan fazla, yüksek dereceli stenozları ise olduğundan az ölçtüğü görülmüştür. Bu konuda yapılmış çalışma sayısının az olmasına rağmen ilk sonuçlar B-flow ultrasonografinin internal karotid arter stenoz oranının değerlendirilmesinde başarılı bir yöntem olarak tercih edilebileceğini düşündürmektedir.

Plak kalsifikasyonu sonucu görülen posterior akustik gölgelenme ve derin seyreden vasküler yapılardan yeterli sinyal alınamaması B-flow yönteminin başlıca sınırlamalarıdır. Karotid arter özelinde değerlendirecek olursak, çoğu olguda karotid arterlerin boyundaki seyirleri boyunca B-flow'un yeterli kalitede görüntü sağlayabileceği derinlikte olmaları nedeniyle birçok olguda bu durum tanısal engele yol açmamaktadır. Derin yerleşimli lezyonlar için inceleme frekansı düşülerek ve fokus lokalizasyonu değiştirilerek belli oranda başarı sağlanabilmektedir. B-flow incelemede zaman zaman damar duvarının akıma bağlı pulsatil hareketi nedeniyle aterosklerotik plaklar olduğundan ekojen görülebilmektedir. Önceden kaydedilmiş sabit görüntülerin değerlendirilmesinde plak sınıflaması

yapılırken yanlışlara yol açabilecek bu durum, gerçek zamanlı incelemede tanısal soruna yol açmamaktadır.

Sonuç olarak; B-Flow ultrasonografi, karotid arter lezyonlarının görüntülenmesinde damar duvarı ve akan kanı eşzamanlı olarak değerlendirmesi ve görüntünün rölatif olarak artefaktlardan arındırılmış olması gibi özellikleri ile plak yapısı, kontur özelliği ve stenoz oranlarının değerlendirilmesinde renkli ve power Doppler US' ye alternatif olabilecek bir yöntemdir.



VII. ÖZET:

AMAÇ: Karotid arter plaklarının B-flow ultrasonografi yöntemi ile değerlendirilerek color, power Doppler ultrasonografi ve DSA bulguları ile karşılaştırılması.

GEREÇ VE YÖNTEM: Mart-Temmuz 2004 tarihleri arasında 42-81 yaşları (ort. 64 ± 9.2) arasında 43 olgunun (30 erkek, 14 kadın) toplam 61 karotid arter lezyonu çalışmaya dahil edildi. Tüm lezyonlar renkli, power Doppler ve B-flow ultrasonografi ile incelendi. Görüntüler daha sonra ultrasonografi alanında deneyimli iki radyolog tarafından, birbirlerinden bağımsız olarak plak yüzey yapısı, morfolojisi ve genel görüntü kalitesi yönünden değerlendirildi ve skorlama yapıldı. Skorlar Friedman ve Wilcoxon testleri ile karşılaştırıldı. Gözlemciler arasındaki uyumluluk kappa istatistiği ile araştırıldı. Ayrıca % 60'ın üzerinde stenoz izlenen olgularda farklı ultrasonografik yöntemler ile saptanan stenoz oranları DSA bulguları ile karşılaştırıldı.

BULGULAR: Friedman testi ile her üç parametre yönünden de (plak yüzey yapısı, morfolojisinin izlenebilirliği ve genel görüntü kalitesi) B-flow US'nin diğer yöntemlerden üstün olduğu belirlendi ($p=0.000$). Wilcoxon testi uygulandığında ise plak yüzey yapısı ve morfolojisinin izlenebilirliği yönlerinden B-flow US'nin yine diğer yöntemlerden üstün olduğu ($p=0.000$) belirlenirken, genel görüntü kalitesi yönünden ise B-flow US ve power Doppler US yöntemleri arasında anlamlı farklılık saptanmadı ($p=0.09$). Kappa skoru gözlemciler arasında orta-iyi derecede uyumluluk gösterdi (0.297-0.659).

SONUÇ: B-Flow US, kandan kaynaklanan ekoların ve komşu damar duvarı yapısının eş zamanlı olarak izlenmesine olanak tanıyan bir yöntemdir. Karotid arter lezyonlarının değerlendirilmesinde yöntemin başlıca avantajları arasında görüntünün “aliasing” ve “overwriting” gibi artefaktlar içermemesi ve dolayısı plak yüzeyi ve morfolojisinin daha ayrıntılı olarak değerlendirilmesine olanak sağlamasıdır.

VIII. SUMMARY:

PURPOSE: To evaluate carotid artery lesions with B-flow sonography and compare the findings with color, power Doppler sonography and digital subtraction angiography (DSA).

MATERIALS AND METHODS: Forty-Three patients (30 male, 14 female; mean age 64 ± 9.2 ; age range: 42-81) with 61 carotid artery lesions were involved in the study. The lesions were evaluated with color, power Doppler and B-flow sonography. All images were reviewed and graded independently by two radiologists for surface delineation, plaque morphology and overall image quality. The grades for each technique were compared with Friedman and Wilcoxon tests. Simple regression analysis was used to compare the percentage of stenosis calculated with different sonographic techniques and DSA for lesions causing more than 50 % stenosis.

RESULTS: Statistical analysis with Friedman test revealed that B-flow is superior to other sonographic techniques for all three parameters (plaque surface delineation, plaque morphology and overall image quality). Wilcoxon test also showed B-flow is superior to other methods for the evaluation of plaque surface delineation and plaque morphology ($p=0.000$); while no significant difference was found between B-flow and power Doppler imaging for the evaluation of overall image quality ($p=0.09$). Kappa scores reflected moderate to good interobserver correlation (0.297-0.659). The percentage of stenosis calculated with both B-flow and power Doppler sonography correlated with DSA significantly ($p=0.000$).

CONCLUSION: B-flow sonography is a technique which provides direct visualization of the blood echoes and the morphology of the surrounding vessel wall simultaneously. This technique maintains more efficient evaluation of carotid artery lesions by eliminating artifacts such as aliasing and overwriting.

IX. KAYNAKLAR:

1. Aburahma AF, Kyer PD, Robinson PA, Hannay RS: The correlation of ultrasonic plaque morpholgy and carotid plaque hemorrhage: clinical implications. *Surgery* 124:721-728, 1998
2. Alexandrov AV, Vital D, Brodie DS: Grading carotid stenosis with ultrasound. An interlaboratory comparison. *Stroke* 28:1208, 1997
3. Anderson CM, Saloner D, Lee RE, Griswold VJ, Shapeero LG, Rapp JH, Nagarkar S, Pan X, Gooding GA: Assessment of carotid artery stenosis by MR angiography and color-coded Doppler ultrasound. *AJNR Am J Neuroradiol* 13:989-1003, 1992
4. Arteriosclerosis 1981. Report of the Working Group on Atherosclerosis of the National Heart, Lung and lood Institute, vol 2. Washington DC, National Institutes of Health, NIH publication 82-2035, S: 166-167, 177-182, 449-544
5. Barnet HJM, Barnes RW, Robertson JT: The uncertainties surrounding carotid endarterectomy. *JAMA* 268:3120-3121, 1992
6. Barnett HJM, Meldrum E, Eliasziw M: The dilemma of surgical treatment for patients with asymptomatic carotid disease. *Ann Intern Med* 123: 723-725, 1995
7. Beneficial effect of carotid endarterectomy in symptomatic patients with high-grade carotid stenosis. North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial Collaborators. *N Engl J Med* 325:445-53, 1991
8. Bluth El, Kay D, Merritt CR Sullivan MA: Sonographic characterization of carotid artery plaque: detection of hemorrhage. *AJR* 146:1061-1065, 1986
9. Bogousslavsky J, Regli F, Melle GV: Risk factors and concomitants of internal carotid artery occlusion or stenosis. *Arch Neurol* 42: 864-67, 1985
10. Bom K, de Boo J, Rijsterborgh H: On the alizing problem in pulsed Doppler cardiac studies. *J Clin Ultrasound* 12:559-567, 1984
11. Brown RD, Wiebers DO, Forbes: The natural history of unruptured intracranial arteriovenous malformations. *J Neurosurg* 68:352-357, 1988

12. Bucek RA, Reiter M, Koppensteiner I, Ahmadi R, Minar E, Lammer J. B-flow evaluation of carotid arterial stenosis: initial experience. *Radiology* 225(1): 295-9, 2002
13. Bushong SC: Diagnostic ultrasound: Radiologic Science for Technologists: Physics, Biology and Protection. Üçüncü baskı (C.V. Mosby, St Louis, Toronto). S: 554-588, 1984
14. Carpenter JP, Lexa FJ, Davis JT. Determination of sixty percent or greater carotid artery stenosis by duplex Doppler ultrasonography. *J Vasc Surg* 22:697-700, 1995
15. Chen JC, Savian AJ, Taylor DC, Teal PA, Marotta TR, Hsiang YN. Predictive ability of duplex ultrasonography for internal carotid artery stenosis of 70%-99%:a comparative study. *Ann. Vasc Surg* 12: 244-247, 1998
16. Chervu A, Moore WS. Carotid endarterectomy without arteriography. *Ann Vasc Surg* 8:296-269, 1994
17. Chikos PM, Fisher LD, Hirsch JH, Harley JD, Thiele BL, Strandness DE Jr. Observer variability in evaluating extracranial carotid artery stenosis. *Stroke* 14:885-892, 1983
18. Clautice-Engle T, Jeffrey RB, Li KCP, Barth RA: Power Doppler Imaging of Focal Lesions of Gastrointestinal Tract: Comparison with Conventional Color Doppler Imaging. *J Ultrasound Med* 15:63-66, 1996
19. Colet BD, Frush DB, Babcock DS: Acute Testicular Torsion: Comparison of Unenhanced and Contrast enhanced Power Doppler US and Radionuclide Imaging. *Radiology* 199:441-446, 1996
20. Conkbayır I, Yanık B, Şenyücel Ç, Hekimoğlu B. Renkli Doppler ultrasonografide "twinkling" artefaktı. *Türk Tanısal ve Girişimsel Radyoloji Dergisi* 9(4): 407-410, 2003
21. Crosby DL, Turski PA, Davis WL; Magnetic Resonance Angiography and stroke: techniques, applications and limitations. *Neuroimaging Clin North Am* 2:509-531, 1992
22. Edwards MJ. Hypothermia as a teratogen: a review of experimental studies and their clinical significance. *Teratogenesis Carcinog Mutagen* 6:563-582, 1986

23. Edwards WH Jr, Edwards WH Sr, Mulherin JL Jr, Martin RS 3d. Recurrent carotid artery stenosis. Resection with autogenous vein replacement. *Ann Surg* 209:662-669, 1989
24. European carotid surgery trialist' collaborative group: MRC european carotid surgery trial: Interim results for symptomatic patients with severe (70-99%) or with mild (0-29%) carotid stenosis. *Lancet* 337:1235-1243, 1991
25. Fedor Lurie, Robert L, Kistner, Eklof, Darcy Kessler: Mechanism of venous valve closure and role of the valve in circulation: A new concept ; *J Vasc Surg* 38:955-61, 2003
26. Foley WD:Erickson SJ: Color Doppler Flow Mapping. *Ajr* 156: 3-13, 1991
27. Fox AJ: How to measure carotid stenosis. *Radiology* 186:316-318, 1993
28. Fuster V, Halperin L: Left ventricular thrombi and cerebral embolism [editorial]. *N Engl J Med* 320:392-394, 1989
29. Garcia JH, Ho K-L. Carotid atherosclerosis: definition, pathogenesis, and clinical significance. *Neuroimag Clin North Am* 6:801-810, 1996
30. GE Ultrasound Europe. B-flow: a new way of visualizing blood flow –ultrasound technology update. Solingen, Germany: GE Ultrasound Europe, 1999
31. Griffiths PD, Worth S, Gholkar A. Incidental intracranial vascular pathology in patients investigated for carotid stenosis. *Neuroradiology* 37:167-168, 1995
32. Grill Rw: Doppler Ultrasound: Physical Aspects. *Semin Perinatol* 11 (4): 292-299, 1987
33. Handa N, Matsumoto M, Maeda H, Hougaku H, Ogawa S, Fukunaga R, Yoneda S, Lemne C, Jogestrand T, Faire deU. Carotid intima-media thickness and plaque in borderline hypertension. *Stroke* 26(1): 34-9, 1995
34. Heiserman JE, Drayer BP, Keller PJ, et al: Intracranial vascular stenosis and occlusion: Evaluation with three-dimensional time-of-flight MR angiography. *Radiology* 185:667-673, 1992
35. Heiserman JE: The role of magnetic resonance angiography in evaluation of cerebrovascular ischemic disease. *Neuroimaging Clin North Am* 2:753-767, 1992

36. Herry JR, Szalai JP, Norris JW. Consensus against both endarterectomy and routine screening for asymptomatic carotid disease. *Ann Intern Med.*; 123: 723-725, 1995
37. Hilborn MD, Bude RO, Murphy KJ, Platt JF: Renal Transplant Evaluation with Power Doppler Sonography. *The British Journal of Radiology* 70:39-42,1997
38. Hood DB, Mattos MA, Mansour A, et al. Prospective evaluation of new duplex criteria to identify 70% internal carotid artery stenosis. *J Vasc Surg* 23:254-261, 1996
39. Horn MI, Michelini M, Greisler HP, et al. Carotid endarterectomy without arteriograph: the preeminent role of the vascular laboratory. *Ann Vasc Surg* 8:221-225, 1994
40. Hunink MG, Polak JF, Barlan MM, et al. Detection and quantification of carotid artery stenosis: efficacy of various Doppler velocity parameters. *AJR Am J Roentgenol* 160: 619-627, 1993
41. Imbesi SG, Kerber CH. Why do ulcerated atherosclerotic carotid artery plaques embolize? A flow dynamics study. *AJNR* 19:761-766, 1998
42. Imparato A, Riles T, Gorstein F. The carotid bifurcation plaque: pathologic findings associated with cerebral ischemia. *Stroke* 10:238-244, 1979
43. Jacobs NM, Grent EG, Schellinger D, Byrd MC, Richardson JD. Duplex carotid sonography: criteria for stenosis, accuracy and pitfalls, *Radiology* 154:385-391, 1985
44. Jeng JS, Chung MY, Yip PK, Hwang BS, Chang YC. Extracranial carotid atherosclerosis and vascular risk factors in different types of ischemic stroke in Taiwan. *Stroke* 25(10): 1989-1993, 1997
45. Jung EM, Kubale R, Clevert DA. Improved evaluation of stenoses of hemodialysis fistulas by B-flow ultrasound. *Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr* 175:387-392, 2003
46. Jung EM, Kubale R, Clevert DA, Lutz R, Rupp N., B-flow and contrast medium-enhanced power Doppler (Optison(R))—preoperative diagnosis of high-grade stenosis of the internal carotid artery. *Rofo* 174(1): 62-9, 2002

47. Jung EM, Lutz R, Clevert DA, Rupp N: B-flow: sonographic assessment and therapy for femoral artery pseudoaneurysm. *Rofo* 173(9):805-809; 2001
48. Junji Furuse, Yasushi Maru, Kiyomi Mera, Hajime Sumi, Masahiro Yoshino, Yuka Yokoyama, Hiroshi Hashimoto, Akira Ejiri: Visualization of Blood Flow in Hepatic Vessels and Hepatocellular Carcinoma Using B-Flow Sonography, *J Clin Ultrasound* 29:1-6, 2001
49. Kalimo H, Kaste J, Haltia M. Vascular diseases. In: Graham DL, Lantos PL, eds. *Greenfield's neuropathology*, 6th ed. Vol. 1. London. S:315-396, 1997
50. Kimura K, Kamada T. Ultrasonic evaluation of early carotid atherosclerosis. *Stroke* 21(11): 1567-72, 1990
51. Kurt JJ, Raymond DA, Eugene B, Robert GP, Jean DW: *Harrison's Principles of Internal Medicine*. 1980. S: 1158-1166
52. Lusby RJ, Wylie EJ. Complications of carotid endarterectomy. *Surg Clin North Am* 63:1293-1302, 1983
53. Merritt CR: Bioeffects and safety of ultrasound. *Ultrasound Congress in Ephesus*. Oct 1997
54. Merritt CR: Doppler color flow imaging. *J Clin Ultrasound*;15:591-597, 1987
55. Michel Henry, Max Amor, Christos Klonaris, Isabelle Henry, Isabelle Masson, Zukai Chati,, Edmond Leborgne, Michèle Hugel: *Polyclinique d'Essey*, Angioplasty and Stenting of the Extracranial Carotid Arteries. *Tex Heart Inst J* 27:150-8, 2000
56. Mikami T, Takahashi A, Houkin K. Evaluation of blood flow in carotid artery stenosis using B-flow sonography. *Neurol Med Chir (Tokyo)* 43(11): 528-32, 2003
57. Mitchell DG: Color Doppler Imaging; Principles, Limitations, Artifacts. *Radiology* 177:1-10, 1990
58. Moneta GL, Edwards JM, Chitwood RW. Correlation of North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial (NASCET) angiographic definition of 70% to 99% internal carotid artery stenosis with duplex scanning. *J Vasc Surg* 17:152-159, 1993

59. Montauban von Swijndregt AD, Elbers HRJ, Moll FL, deLetter J Ackerstaff GA. Cerebral ischemic disease end morphometric analyses of carotid plaques. *Ann Vasc Surg.* 13:468-474, 1999
60. Nelson TR, Pretorius H: The Doppler signal: Where does it come from and what does it mean? *AJR* 151: 439-447,1988
61. North American Symptomatic Endarterectomy Trial Collaborators: Benefical effect of carotid endarterectomy in symptomatic patients with high grade carotid stenosis. *N Engl J Med* 325:445-453, 1999
62. North American Symptomatic Endarterectomy Trial Collaborators: Methods, patient characteristics, and progress. *Stroke* 22:711-720, 1991
63. Nurcan Sönmez ERTAN, Sibel KARŞIDAĞ, Cihan DURAN, Feriha ÖZER, Baki ARPACI
Karotis Aterosklerozu Gelişmesinde Etkili Risk Faktörleri. *Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi* 29 (1): 19-24, 2003
64. Ono N, Ijuin H, Suga H, Okabe Y, Yakushiji K, Hashiguchi M, Kurohiji T, Koga N, Kumashiro R, Sata M: B-Flow contrast US with Levovist in hepatic tumors: preliminary results. *Kurume Med J* 50 (1-2): 21-5, 2003
65. Osborn AG. Atherosclerosis. In: *Diagnostic neuroradiology.* St. Louis: Mosby. S:330-341, 1994
66. Özer H: Ultrasonografide Fizik Prensipler. *Ultrasonografi Seminerleri 1, Tıbbi Ultrasonografi Derneği, İzmir*; s 23-25, 1986
67. Patel MR, Kuntz KM, Klufas RA, Kim D, Kramer J, Polak JF et al. Preoperatif assessment of the carotid bifurcation. Can magnetic resonance angiography and duplex ultrasonography replace contrast angiography? *Stroke* 26: 1753-8, 1995
68. Pinkley N: A Review of the Concepts of Ultrasound Physics and Instrumentation p.20, Sconicor, Inc. 1997

69. Polak JF, Shemanski L, O'Leary HD, Lefkowitz D, Thomas PR, Savage JP, Brant EW, Reid C: Hypoechoic plaque at US of the carotid artery: an independent risk factor for incident stroke in adults aged 65 years or older. Cardiovascular Health Study Radiology 208:649-654, 1998
70. Pooh RK: New application of B-flow sono-angiography in perinatology. Ultrasound Obstet Gynecol 15: 163-168, 2000
71. Ralls PW. Color Doppler sonography of the hepatic artery and portal venous system. AJR Am J Roentgenol 155:517, 1990
72. Robbin ML, Chamberlain NE, Lockhart ME, et al. Hemodialysis arteriovenous fistula maturity: US evaluation. Radiology 225:59-64, 2002
73. Rothwell PM, Slattery J, Warlow CP. A systematic comparison of the risks of stroke and death due to carotid endarterectomy for symptomatic and asymptomatic stenosis. Stroke 27:266-269, 1996
74. Rubin JM, Bude RO, Carson PL, Bree RL, Adler RS: Power Doppler USG: A Potentially Useful Alternative to mean Frequency-based Color Doppler US. Radiology 190:853-856, 1994
75. Rumack MC, Wilson RS, Charboneau JW : Physics of Ultrasound. Diagnostic Ultrasound. İkinci baskı. Rumack MC, Wilson RS, Charboneau JW (ed) Mosby, Missouri 1998, S: 8-33
76. Seo Y, Shiki E et al (1985) Two-dimensional color flow mapping system-power mode. Proc 47 Meeting of the Japan Society of Ultrasound in medicine. S:481,
77. Steifler M, Muller W, Siebler M, et al. Plaque ulceration and lumen thrombus are the main sources of cerebral microemboli in high-grade internal carotid artery stenosis. Stroke 26:1231-1233, 1995
78. Sterpetti AV, Schultz RD, Feldhaus RJ, Davenport KL, Richardson M, Farina C, Hunter WJ. Ultrasonographic features of carotid plaque and the risk of subsequent neurologic deficits. Surgery 104: 652-660, 1998

79. Sundt TM Jr, Meyer FB, Piepgras DG, Fodee NC, et al. Risk factors and operative results. In: Meyer FB, editor. Sundt's occlusive cerebrovascular disease. 2nd ed. Philadelphia: WB Saunders 241-247, 1994
80. Tamura T, Sahn DJ, Krabill K: Low flow velocity sensitivity in color flow mapping Doppler: power mode vs dynamic range reallocation for display. J Am Coll Cardiol 11:98-107, 1988
81. Taylor KJW, Holland S: Doppler US Part 1. Basic Principles, Instrumentation and Pitfalls. Radiology 174:297-307, 1990
82. Tegos TJ, Sohail M, Sabetai MM, Robless P, Akbar N, Pare G, Tansby G, Nicolaides AN. Echomorphologic and histopathologic characteristics of unstable carotid plaques. Am J Neuroradiol 21:1937-1944, 2000
83. Tuncel E, Adapınar B: Doppler Ultrasonografi Fiziği. 5. Ultrasonografi Kongresi, Uludağ 1995
84. Turnipseed WD, Kennell TW, Turski PA, et al. Magnetic resonance angiography and duplex imaging: non invasive tests for selecting symptomatic carotid endarterectomy candidates. Surgery 114:643-647, 1993
85. Umemura A, Yamada K. B-mode flow imaging of the carotid artery. Stroke 32(9): 2055-7, 2001
86. Uzawa M, Karasawa E, Sugiura N, et al. Doppler color flow imaging in the detection and quantitative measurement of the gastroduodenal blood flow. J Clin Ultrasound 21:9-17, 1993
87. Wachsberg R, Newark, NJ: Abdominal applications of B-flow imaging. Ultrasound in Medicine and Biology 29:155-160, 2003
88. Winn WB, Schmeidl UP, Reichenbach DD, et al. Detection and characterization of atherosclerotic fibrous caps with T2-weighted MR. AJNR 19:129-134, 1998

89. Winslow CM, Solomon DH, Chassin MR, Kosecoff J, Merrick NJ, Brook RH. The appropriateness of carotid endarterectomy. *N Engl J Med* 318:721-727, 1988
90. Young GR, Humphrey PRD, Shaw MD, Nixon TE, Smith ETS. Comparison of magnetic resonance angiography, duplex ultrasound, and digital subtraction angiography in assessment of extracranial internal carotid artery stenosis. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 57:1466-78, 1994
91. Yurdakul M, Tola M, Cumhur T. B-flow imaging of internal carotid artery stenosis: Comparison with power Doppler imaging and digital subtraction angiography. *J Clin Ultrasound* 32(5): 243-8, 2004
92. Zhu CZ, Norris JW. Role of carotid stenosis in ischemic stroke. *Stroke* 21(8): 1131-1134, 1990
93. Zierler RE, Bandyk DF, Thiele BL, Strandness DE Jr. Carotid artery stenosis following endarterectomy. *Arch Surg* 117:1408-1415, 1982
94. Zwiebel WJ. Duplex sonography of the cerebral arteries: Efficacy, limitations and indications. *AJR Am J Roentgenol* 158:29-36, 2001