

**T.C.
HARRAN ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
RADYOLOJİ ANABİLİM DALI**

**SİGARA İÇİMİNİN 3. TRİMESTER GEBELERDE
OBSTETRİK DOPPLER PARAMETRELERİ ÜZERİNE
ETKİSİ**

UZMANLIK TEZİ

Dr. S. Sibel KARAYOL

**TEZ DANIŞMANI
Yrd. Doç. Dr. Sema YILDIZ**

ŞANLIURFA 2009

ÖNSÖZ ve TEŞEKKÜRLER

Uzmanlık eğitimim boyunca değerli bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım, akademik ve insani yönleri ile yol gösterici olup yetişmemde büyük katkıları olan Anabilim Dalı Başkanımız sayın Prof. Dr. S.Zeki ZİYLAN'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Tezim konusunda bana ışık tutan ve hiçbir yardımı esirgemeyen, bana her türlü konuda destek olan değerli hocam ve tez danışmanım Yrd. Doç.Dr. Sema YILDIZ'a teşekkür ederim.

İhtisas eğitimim süresince her konuda yakın ilgi ve desteğini esirgemeyen Anabilim Dalımızın değerli öğretim üyeleri Doç.Dr. Saime ŞERMATOVA'ya, Yrd.Doç.Dr. Hasan ÇEÇE ye, bizden ayrılan çok değerli hocalarım Doç.Dr. Adil ÖZTÜK' e, Yrd.Doç.Dr. Öcal SIRMATEL'e ve Doç.Dr. Mustafa KARAOĞLANOĞLU'na, her zaman sıkıntılı anları paylaştığım ve dostluklarından güç aldığım değerli asistan arkadaşlarıma ve eğitimim süresince birlikte emek verdiğimiz tüm teknisyen ve sağlık personeline teşekkür ederim.

Hayatım boyunca ve eğitimimin her aşamasında bana her zaman, her konuda en büyük desteği sağlayan sevgili aileme ve eşim Dr. K.Cem KARAYOL'a sonsuz teşekkürler....

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

Önsöz ve Teşekkür	i
Tablo Listesi	iv
Şekil Listesi	v
Kısaltmalar	vi
Özet	vii
Abstract	viii
1. GİRİŞ ve AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
1. Ultrasonografi ve Doppler Ultrasonografi Fiziği	3
1.1. Ultrasonografi Fiziği	3
1.2. Doppler Ultrasonografi Fiziği	8
2. Doppler Ultrasonografi incelemesi	11
2.1. Yöntemler	11
2.2. RDUS ve Spektral Doppler Parametreleri	15
2.2.1. Renkli Doppler Parametreleri	15
2.2.2. Spektral Doppler Parametreleri	17
2.3. RDUS İnceleminde Artefaktlar	20
2.4. Akımların Değerlendirilmesi	22
3. Obstetrik Ultrasonografi ve Obstetrik Doppler Ultrasonografi	24
3.1. Obstetrik Ultrasonografi	24
3.1.1. Biyofizik Profili Belirlemede Kullanılan Parametreler	25
3.1.1.1. Biparietal Çap (BPD)	25
3.1.1.2. Femur Uzunluğu (FL)	26
3.1.1.3. Karın Çevresi (AC)	28
3.1.2. Normal Obstetrik Ultrasonografi Değerlendirilmesi	29
3.2. Obstetrik Doppler Ultrasonografi	38
3.2.1. Maternal ve Fetal Damarlar	40
3.2.2. Patolojik Doppler Ultrasonografi Bulguları	48
4. Sigara	51

3. GEREÇ ve YÖNTEM	54
4. BULGULAR	56
5. TARTIŞMA	62
6. SONUÇ	65
7. KAYNAKLAR	66

TABLO LİSTESİ

Tablo 1: Günde içilen sigara sayısının ve kaç yıldır sigara içildiğinin dağılımı

Tablo 2: Gebelik sayısı ve bebek sayısının dağılımı

Tablo 3: Doğum şekline göre dağılımlar

Tablo 4: Grupların tanımlayıcı özellikler yönünden karşılaştırılması

Tablo 5: Grupların doğum şekli yönünden karşılaştırılması

Tablo 6: Grupların uterin arter Doppler US ölçümlerinin karşılaştırılması

Tablo 7: Grupların umbilikal arter Doppler US ölçümleri yönünden karşılaştırılması

Tablo 8: Grupları MCA Doppler US ölçümleri yönünden karşılaştırılması

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa No

Şekil 1. Doppler US prensibi	9
Şekil 2. Pulsed wave Doppler US	12
Şekil 3. Dupleks Doppler US	13
Şekil 4. Power Doppler US	15
Şekil 5. Spektral Doppler US parametreleri	18
Şekil 6. Hız zaman grafiğinde pik sistolik hız ve end diyastolik hız	19
Şekil 7. Hız zaman grafiğinde pik sistolik hız, end diyastolik hız ve ortalama hız	20
Şekil 8. Aorta RDUS	23
Şekil 9. 27 haftalık fetusta BPD ölçüm	26
Şekil 10. FL ölçülmesi gereken noktalar	27
Şekil 11. 34 haftalık fetusta FL ölçümü	28
Şekil 12. Abdominal çap ölçümü	29
Şekil 13. Fetal yüz	32
Şekil 14. Longitudinal kesitte fetal vertebralar	33
Şekil 15. Longitudinal planda radius ve ulna	33
Şekil 16. Axial kesitte fetal kranium	37
Şekil 17. Axial kesitte fetal kranium	38
Şekil 18. Uterin arterin şematik gösterimi	40
Şekil 19. Uterin arter RDUS akım spektrumları	42
Şekil 20. 21 ve 27 haftada uterin arter RDUS	43
Şekil 21. Fetal solunum sırasında umblikal arter	44
Şekil 22. 34. haftada umblikal arter RDUS	45
Şekil 23. Normal sınırlarda MCA akım formu	46
Şekil 24. IUGR	47
Şekil 25. Çalışmaya alınan olguların sigara kullanımına göre dağılımı	56
Şekil 26. BPD ve FL haftalarının gruplara göre dağılımı	57
Şekil 27. Erken diyastolik çentik oranlarının gruplara göre dağılımı	59
Şekil 28. MCA EDH ölçümlerinin gruplara göre dağılımı	60
Şekil 29. MCA RI ölçümlerinin gruplara göre dağılımı	61

KISALTMALAR

AC: Karın çevresi

BPD: Biparietal çap

CO: Karbonmonoksit

cm: Santimetre

CW: Continious wave

EDH: End diyastolik hız

FL: Femur uzunluğu

Gr: Gram

Hb: Hemoglobin

Hz: Hertz

kHz: Kilohertz

IUGR: İntrauterin gelişme geriliği

MCA: Orta serebral arter

mHz: Megahertz

mm: Milimetre

PI: Pulsatilite İndeksi

PO2: Parsiyel oksijen basıncı

PSH: Pik sistolik hız

PW: Pulsed wave

RDUS: Renkli Doppler Ultrasonografi

RI: Rezidivite İndeksi

S/D: Sistol/diyastol

Sn: Saniye

UA: Umblikal arter

US: Ultrasonografi

WHO: Dünya sağlık örgütü

ÖZET

SİGARA İÇİMİNİN 3. TRİMESTER GEBELERDE OBSTETRİK DOPPLER PARAMETRELERİ ÜZERİNE ETKİSİ

Gebelikte sigara içiminin artmış düşük riski, erken membran rüptürü, prematür doğum, ölü doğum gibi birçok perinatal olumsuz sonuçlarının bilinmesine rağmen, fetal ve maternal dolaşım üzerindeki etkileri hala net olarak ortaya konamamıştır. Fetomaternal dolaşımın değerlendirilmesinde uterin arter, umblikal arter ve fetal orta serebral arterin değerlendirilmesi oldukça önemlidir. Bu çalışmanın amacı; maternal sigara alışkanlığının, üçüncü trimester gebelerde uterin, umblikal ve orta serebral arter Doppler Ultrasonografi (US) parametreleri üzerine olan etkilerini belirlemektir.

Sigara içiminin fetal ve uteroplazental yapılara olan etkileri 30–37. gebelik haftalarındaki sigara içen 22 ve sigara içmeyen 23 gebede B-mod US, renkli ve spektral Doppler US ile uterin arter, umblikal arter ve fetal orta serebral arterin incelemesi ile araştırıldı. US değerlendirmesinde uterin, umblikal ve orta serebral artere ait pik sistolik hız, enddiastolik hız, rezistivite indeksi, sistolik/diyastolik hız oranı ve uterin arterde post sistolik çentiklenme varlığı araştırıldı.

Çalışmamızın sonucuna göre maternal sigara içimi fetal orta serebral arterde diyastolik kan akımı artışı ve rezistivite indeksinde azalmaya yol açarken, uterin arterde 24–26. haftalarda tamamen kaybolması beklenen erken diyastolik çentiğin sebat ettiği tespit edildi. Sonuç olarak maternal sigara içimi maternal sistemik vasküler direnç artışına, fetal serebral vasküler yapılarda ise (fetal stres artışı ile uyumlu olarak) düşük dirençli akımlara neden olmaktadır.

Anahtar Kelimeler: Doppler ultrasonografi, fetus, orta serebral arter, sigara, umblikal arter, uterin arter.

ABSTRACT

INFLUENCE of MATERNAL TOBACCO SMOKING in 3rd TRIMESTER PREGNANCY on OBSTETRIC DOPPLER PARAMETERS

Cigarette smoking during pregnancy is a major cause of adverse perinatal outcome such as pregnancy loss, early membrane rupture, and stillbirth; however its effects on fetal and maternal circulations remain unclear. Evaluation of Doppler parameters of uterine, umbilical and fetal middle cerebral arteries is mandatory in the assessment of feto-maternal circulation. The aim of the present study is to determine; the influence of habitual maternal cigarette smoking on Doppler parameters in uterine, umbilical and fetal middle cerebral arteries.

We investigated effects of smoking on fetal and uteroplacental parameters, with B-Mode US, color and spectral Doppler of uterine, umbilical and fetal middle cerebral artery in 22 smoking and 23 non-smoking pregnant women at the 30–37th weeks of pregnancy. We measured peak systolic velocity, end diastolic velocity, resistivity index in the uterine, umbilical and fetal middle cerebral (MCA) arteries and post systolic notch in uterine artery.

According to our study; maternal cigarette smoking is associated with diastolic flow increase in fetal middle cerebral artery and decrease of resistivity index. Furthermore the post systolic notch, which was expected to disappear in 24-26th weeks of pregnancy, was persisted. As a conclusion, maternal smoking leads to increase in maternal systemic vascular resistance and increase in low resistance flow of fetal cerebral vasculature (suggesting elevated fetal distress).

Keywords: Doppler Ultrasonography; fetus; middle cerebral artery, smoking; umbilical artery; uterine artery.

GİRİŞ VE AMAÇ

Fetal büyüme ve gelişme fetal doku ve organların diferansiyasyonu, matürasyonu ve büyümesi ile karakterize bir durumdur (1). Fetal büyüme ve gelişmeyi etkileyen başlıca faktörler fetal genetik yapı, uteroplasental fonksiyon ve maternal çevredir. Bütün bu faktörlerin uygun olduğu koşullarda, sağlıklı bir fetus intrauterin somatik büyümesini tamamlar. Koşulların uygun olmaması durumunda ise fetal büyüme ve gelişme sınırlanabilir. Anormal maternal, fetal ve plasental faktörler tek tek veya hep beraber fetal büyüme ve gelişmeyi olumsuz etkileyebilirler (2,3). Fetusun büyüme ve gelişmesini etkileyen pek çok faktör olmakla birlikte bunlar arasında sigara içimi ve sigaraya maruz kalma; hem yaygınlığı hem de önlenebilir olması bakımından oldukça önemlidir (4,5). Sigara içiminin engellenmesi için yapılan bütün çabalara rağmen kadınlar arasında sigara içimi, özellikle gelişmekte olan ülkelerde hızla artmaktadır. Yapılan çeşitli çalışmalarda gebe kadınların buldukları sosyoekonomik statüye göre değişen oranlarda sigara içmeye devam ettikleri gösterilmiştir (6,7). Sigara intrauterin gelişme geriliği (İUGG)'ne neden olması bakımından iyi araştırılmış ve etkinliği gösterilmiş ajanlardan biridir (6,7). Gebelikte sigara içimi sadece İUGG'ne neden olmakla kalmaz; bir çok gebelik komplikasyonlarına da sebep olur. Ayrıca bebekte gerek postnatal; gerekse de yaşamının ileri dönemlerini de etkileyecek bir çok olumsuz etkileri mevcuttur. Gebelikte sigara içiminin majör etkileri; büyüme kısıtlılığı, artmış düşük riski, erken membran rüptürü, prematür doğum, ölü doğum, plasenta previa, plasenta dekolmanı, ani bebek ölümü sendromudur (8-11). Annenin sigara içiminden veya annenin sigara dumanına maruz kalmasından fetusun ne oranda etkilendiği de çok önemlidir. Yapılan çalışmalarda anne tarafından içilen sigara sayısı arttıkça fetal ağırlığın düştüğü görülmüştür (6,7,11). Bununla birlikte sigara içmemesine rağmen çevresinde sigara içilen annelerin bebeklerinde de sigara içen anne bebeklerindeki benzer bulgular olduğunu gösteren yayınlar mevcuttur (12,13).

Intrauterin yaşamda fetus bütün ihtiyaçlarını anneden gelen vasküler yapılardan karşılar. Komplike gebeliklerde azalmış uteroplasental perfüzyon; nitroz oksit difüzyon çalışması, radyoaktif sodyum tracing, işaretlenmiş dehidroepiandrostenonun plasental klirensi

ölçümü gibi değişik tekniklerle gösterilmeye çalışılmıştır. Ancak, Doppler ultrasonografi tekniği; non invaziv, bilinen bir zararlı etkisi olmayan, ulaşılabilir, kolay ve tekrarlanabilir bir inceleme yöntemi oluşu sayesinde, son yıllarda komplike gebeliklerdeki kan akımı değişikliklerinin değerlendirilmesinde ilk sırayı almıştır. Fetusun obstetrik Doppler ultrasonografi (US) parametreleri ile incelenmesi fetal sirkülasyon hakkında bilgi edinilmesi mümkündür.

Bu çalışma ile kliniğimize başvuran son trimester gebelerde, sigara içiminin fetal ve uteroplental yapılara olan etkilerini B-mod ultrasonografi, uterin arter, umbilikal arter ve fetal midserebral arterin renkli ve spektral Doppler US incelemeleri kullanarak araştırmayı amaçladık.

II- GENEL BİLGİLER

1-ULTRASONOGRAFİ ve DOPPLER US FİZİĞİ

1.1 Ultrasonografi Fiziği

Ses denge durumunda bulunan bir ortamda partiküllerin mekanik titreşimidir. Havada hareket eden mekanik dalgaların kulak zarı üzerinde yaptığı basınç değişikliği ile ses algısı oluşmaktadır. Basınçta meydana gelen periodik değişikliğe ses frekansı adı verilir. Frekans birimi Hertz (Hz)'dir. Bir Hz bir saniyede bir siklusa eşittir(14).

İnsan kulağı 20-20.000 Hz (20Hz – 20 kHz) arasındaki frekansa sahip ses dalgalarını duyabilir. İşitilebilir bu limitin üzerindeki frekanstaki ses dalgalarına ultrasonik, altındakilere ise infrasonik ses dalgaları adı verilir. Ultrasonografik görüntüleme için kullanılan ses dalgalarının frekansı 1-20 MHz (MHz = 100.000 Hz) arasındadır.

Ultrasonografik Ses Dalgasının Oluşumu;

Ultrasonografi (US)'de ses dalgasını oluşturan yapı, prob içerisinde yer alan 'transduser' adı verilen yapıdır. Enerjiyi bir formdan diğerine dönüştüren cihaz yada gereçlere 'transduser'-'çevirteç' adı verilmektedir. US problemleri, elektrik enerjisi uygulandığında titreşimle yanıt verirler, yani elektrik enerjisini mekanik enerjiye dönüştürür ve ses dalgası oluştururlar. Buna piezoelektrik etki denilmektedir. Piezoelektrik etki, transduserlerde oluşan ultrasonun ana fizik prensibi olup, ilk defa Jacques ve Piere Curie kardeşler tarafından 1870'lerde tanımlanmıştır. Uygulanan mekanik stres sonrası elektrik yükü değişiklikleri ya da elektrik alanında basınç değişiklikleri oluşturan bu tip kristallere en iyi örnekler quartz, baryum ve kurşun alaşımlarından oluşan kristallerdir (14). Kristallerden oluşan Piezoelektrik başlık elemanının, kalınlığına bağlı olarak değişen doğal bir salınım frekansı vardır. Sadece bu frekansta elektrik enerjisini akustik enerjiye ya da akustik enerjiyi elektrik enerjisine dönüştürebilirler. İnce elementler yüksek salınım frekansına, kalın elementler ise düşük salınım frekansına sahiptirler. US cihazındaki başlıklarda (transduser) değişik şekil ve boyutlarda piezoelektrik elementler kullanılır.

US probaları, piezoelektrik etki oluşturan kurşun zirkonat titanat kristal yapısı sayesinde ses dalgası oluşturmaktadır. Prob içerisinde yan yana dizilmiş olan kristaller tek tek yada gruplar halinde kısa vuru (puls) aralıkları (1µs) ile titreşir ve ses dalgası oluştururlar.

Oluşan dalgalar prob önünde bir ses cephesi oluşturur. Bu cephe, yakın bölge (Frensel zonu) ve uzak bölge (Fraunhofer zonu) olmak üzere niteliği farklı özellik taşıyan iki ses alanından oluşur. Yakın alan ile uzak alan arasındaki dar bölge sesin odaklanmış olduğu en yoğun ve en homojen alandır. Odak bölgesinin iki tarafında odaklanamayan zayıf ses dalgaları az da olsa her zaman vardır. Bu alandaki dalgalara 'yan lob dalgaları' adı verilir (15, 16).

Ses Dalgasının Doku ile Etkileşimi

Ses dalgaları, elektromanyetik dalgalardan farklı olarak, boşlukta hareket etmez ve ilerlemek için bir ortama gereksinim gösterir. Sesin hareketi, ortam içerisindeki moleküllerin sıkışması ve gevşemesi (kompresyon-dekompresyon) ile gerçekleşir.

Sesin bir ortamdaki hızı ortamın dansite ve elastisitesine bağlı olup dansitesi ve elastisitesi yüksek ortamlarda ses daha yavaş hareket eder (14,17). Ultrasonik ses enerjisinin vücut ortamındaki hızı bilindiğine (1540 m/sn) ve gönderilme ile algılanma arasındaki zaman farkı saptanabildiğine göre vücut derinliğindeki organların, normal ve anormal oluşumların yüzeyden uzaklığı doğru olarak belirlenebilir. Sesin şiddeti, birim zamanda birim alandan geçen ultrasonik ses enerjisinin miktarı olup ses dalgasının kuvvetidir. Biyolojik ortamın sesin yayılımına gösterdiği dirence "akustik impedans" denir. Akustik impedans, doku yoğunluğu ve ses dalgasının hızı ile yakından ilişkilidir (18).

$$\text{Akustik impedans} = \text{Doku yoğunluğu} \times \text{Ses dalgasının hız}$$

Dokular içerisinde ses dalgasının hareketini belirleyen temel fiziksel etmenler dokunun ses direnci (akustik empedans), sesin geliş açısı, doku yüzey yapısı ve yansıtıcının çapıdır. Ortaya çıkabilecek temel fiziksel olaylar şunlardır;

- 1-Atenüasyon
- 2-Diverjans
- 3-Absorbsiyon
- 4-Refleksiyon

Atenüasyon, ses demetinin şiddetinin doku içerisinde ilerledikçe çeşitli nedenlerle giderek azalmasına denir.

Diverjans ses demetinin yayıldığı zaman enerjisinin daha büyük bir kesit alanına dağılmasıdır.

Absorpsiyon, ses demetinden dokuya enerji transferi olup frekans ile yakından ilişkilidir. Ayrıca sesin geçtiği dokunun viskozitesine de bağlıdır. Örneğin yumuşak dokularda absorpsiyon, kan ve sıvıdan yaklaşık on kat daha fazladır.

Refleksiyon; ses dalgası akustik impedansı değişmeyen bir ortam içerisinde yoluna devam eder. Ancak karşısına akustik impedansı farklı bir yüzey çıkarsa belli bir oranda geri döner. Bu olay refleksiyon olarak adlandırılır. Geri dönen ses dalgası yoğunluğunu belirlemek için "refleksiyon sabiti" (R) oluşturulmuştur. Refleksiyon aşağıdaki formüle göre hesaplanır;

$$R = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \quad (17)$$

Z_1 = 1. ortamın akustik impedansı

Z_2 = 2. ortamın akustik impedansı

$R = 0$ ise hiç yansıma yoktur. $R = 1$ ise tam yansıma vardır. Örneğin hava ile doku arasında yansıma tamdır. Yansımayı ortadan kaldırmak için incelenen ortama jel sürülür. Ultrasonografide rezolüsyon, birbirine yakın yerleşimli iki objenin ayırt edilebilme yeteneği olarak tanımlanmakta olup, aksiyel ve lateral olarak iki grupta değerlendirilir. Aksiyel rezolüsyon, değişik derinliklerdeki birbirine yakın objelerin ayırt edilebilme yeteneği, lateral rezolüsyon ise yan yana duran objelerin ayırt edilebilme yeteneği olarak tanımlanmaktadır.

Dokuların ses dalgasına olan direncini tanımlayan akustik empedans (Z), dokunun yoğunluğu (p) ile ses dalgasının hızının (c) çarpımı ile belirlenir. Ses dalgası, akustik empedansı farklı iki doku arayüzüne ulaştığında dalganın bir kısmı iletilir, bir kısmı ise geri

yansır. Buna noktasal yansıma (specular reflection) denir. Yansıma sonucu oluşan ekonun şiddeti;

$$I = (Z_2 - Z_1)^2 / (Z_2 + Z_1)^2$$

formülü ile ifade edilir. Buna yansıma katsayısı adı verilir. Formülden anlaşılacağı üzere dokular arası empedans farklılığı arttıkça yansıyan eko artar, dokular arası empedanslar eşitse yansıma olmaz. Ses dalgasının doku arayüzlerine dik açıyla gelmesi durumunda yansıma maksimum olur, dik açı dışındaki ilişkilerde ise diğer fizik ilkeler devreye girer. Ses dalgasının 90 dereceden farklı bir açıyla ulaşması durumunda ses dalgası geldiği açıyla yansır ve probun saptama alanından dışarı çıkar. Snell kanununa göre kritik açının altında gelen dalgalar kırılır, üzerinde gelenler geldiği açıyla yansır (17).

Görüntü Oluşumu

US'de görüntü oluşumu ses dalgasının gönderilmesi ve yansıyan ses dalgasından (eko) alınan verinin işlenmesi ilkesine dayanır. Verinin işlenmesinde temel alınan iki parametre vardır, bunlar zaman ve yansıyan dalganın şiddetidir.

1) Zaman; gönderilen ile alınan ses dalgası arasında geçen süre mesafe = Hız.Zaman ($X=V.t$) formülüne göre hesaplanır. Ses dalgasının gitmesi ve dönmesi iki kat mesafe anlamına geleceğinden hesaplama $2X=V.t$ formülüne göre yapılır. Cihazlar ses dalgasının doku içerisindeki hızını sabit ve 1540 m/sn olarak kabul eder, tüm hesaplamaları buna göre yapar. 'V' değeri sabit ve bilinen bir değer olduğundan mesafe zamanla doğru orantılı olarak hesaplanabilir. Böylece gönderilen dalga ile dönen eko arasındaki süre hesaplanarak ekonun hangi derinlikten geldiği belirlenebilir.

2) Ekonun şiddeti(amplitüdü); yansıyan dalganın amplitüdü yansıtıcı arayüzün yansıtma özelliğini belirler. Yüksek yansıtıcı arayüzlerden yüksek yansıma, düşük arayüzlerden düşük yansımaya ait amplitüde ses dalgaları geri alınır. Ses dalgası yansıtma özelliği olmayan dokulardan doğrudan geçer ve hiç yansıma oluşmaz.

Yansıma sonucu elde edilen eko elektronik olarak sinyale dönüştürülür ve şiddetine göre derecelendirilir. Elde edilen sinyaller derecesine göre farklı şekillerde görüntüye dönüştürülür:

A-mod (Amplitüd – şiddet modu); US'nin ilk bulunan bu yönteminde sinyaller şiddet grafiği olarak gösterilir.

B-mod (Brightness – Parlaklık modu) (Gri skala US); sinyaller amplitüdüne göre derecelendirilir ve her bir dereceye bir parlaklık tonu atanır. Genellikle en yüksek yansıma beyaz, en düşük yansıma siyah olacak şekilde değişen gri tonlarında bir görüntü ortaya çıkar. Gri ton sayısı bit derinliği tarafından belirlenir ve bu değer 256' dır.

M-mod (Motion – Hareket modu); Elde edilen sinyaller amplitüd-zaman eğrisi hareketli olarak görüntüye dönüştürülür. Yöntem eski olmakla birlikte kalp kapak ve duvar hareketlerini değerlendirme gibi alanlarda halen kullanılmaktadır.

Ekojenite;

Yansıyan ses dalgasının şiddetini, dolayısıyla görüntüdeki yapının parlaklığını tanımlamada kullanılan kavramdır.

Ekojenite, yansıma katsayısına bağlı rölatif bir kavramdır ve kullanılan US parametrelerine bağımlıdır. Cihazlar arasında değişkenlik gösterir. Standardize edilemediği için tutarlı bir şekilde ölçülemez. Ekojenite ile ilgili yapılabilecek ölçümler, ölçümün yapıldığı o cihazın, o anda kullanılan ayarlarına özgü gri ton ölçümüdür. Bu nedenle ekojenite, bir dokunun diğerine göre karşılaştırmasıyla ifade edilir.

Anekoik; ses dalgasının hiç yansımaması nedeniyle siyah olarak izlenen alanlardır.

Hipoekoik (Hipoekojenik); bir alanın diğer bir alanla karşılaştırılmasında, o alanın karşılaştırılan alana göre ses dalgasını daha az yansıttığını tanımlar. Görüntüde siyaha yakın gri tonlarında görülür.

Hiperekoik (Hiperekojenik); bir alanın diğer bir alanla karşılaştırılmasında, o alanın karşılaştırılan alana göre ses dalgasını daha fazla yansıttığını tanımlar. Görüntüde beyaza yakın tonlarında görülür.

Homojen ekojenite; refleksiyon düzeyi ne olursa olsun birbirine yakın ekojenitelerde yansımalar gösteren doku ya da lezyonları tanımlamak için kullanılır.

Heterojen (inhomojen) ekojenite; farklı ekojenitelerden oluşan alan yada lezyonları tanımlar (solid doku içerisinde kistik alan gibi).

US Tekniği ve Parametreler

Prob frekansı çözünlüğü belirleyen temel etmendir. Çözünlük frekansla doğru orantılıdır; yüksek frekanslı problemlerle daha üstün doku detayı elde edilir. Ancak frekans arttıkça ses dalgasının doku etkileşimi arttığından penetrasyonu azalır. Bu nedenle derin dokuların yüksek frekanslı problemlerle değerlendirilmesi mümkün değildir. Önerilen; istenilen doku derinliğine ulaşabilen en yüksek frekanslı probu seçmektir.

Ses dalgasının şiddeti, seyri sırasında doku ile girdiği fiziksel etkileşimler sonucunda derinlikle orantılı olarak zayıflar. Bu sorunu gidermek için cihazlar zaman bileşeni üzerinden yaptığı hesaplamalarla aldığı ekonun şiddetini yükseltir. Bu işleme gri skala (B-mod) kazancı; Time Gain Compensation adı verilmektedir (TGC, Gain).

Kazanç ayarları derin dokularda daha yüksek, yüzeysel dokularda daha düşük olacak şekilde seçilerek ekranda homojen bir görüntü sağlanır.

Odak, ses dalgasının yakın alan (Frensel zonu) ve uzak alanı (Fraunhofer zonu) arasında, ses dalgalarının en yoğun ve en homojen olduğu alandır. Uzak alan genişliği derine gittikçe açılır ve bu alandaki ses dalgaları belirgin heterojenite kazanır. Bu alandan alınan ekolar da benzer şekilde heterojendir. Odak ayarı ekranın bir tarafında ok yada çizgi ile işaretlidir. Değerlendirilen organ yada dokunun derinliğine göre odaklama yapılarak görüntü oluşturmada en yoğun ve en homojen ses dalgasının kullanılması gereklidir.

1.2 Doppler US Fiziği

Doppler kayması, Johann Christian Doppler (1803-1853) isimli Avusturyalı bir fizikçi tarafından 1842 yılında tanımlanan bir gözlemdir. Doppler etkisi ses kaynağı ile alıcısı arasında rölatif bir hareket olduğuunda meydana gelmektedir. Sabit frekanslı bir ses kaynağı yaklaştıkça daha tiz (artmış frekans), uzaklaştıkça daha pes (azalmış frekans) olarak işitilir. Aynı olay kaynak sabit, alıcı hareketli olduğuunda da gözlenir. Ses frekansındaki harekete bağlı bu değişime "Doppler kayması" adı verilir. Elektronik teknolojisindeki büyük ilerlemeler sayesinde bu fizik kuralı tıpta uygulamaya geçirilerek, kan

akımının değerlendirilmesinde temel yöntem konumundaki Doppler ultrasonografi yöntemi geliştirilmiştir (19-22). Doppler bilgisi hem sürekli salınan hem de puls şeklinde üretilen ses ile elde edilebilir. Görüntü elde etmek için ise sesin puls şeklinde gönderilmesi zorunludur.

Frekans değişikliğinin miktarı, ortamdaki sesin hızına, yansıtıcı ve kaynağın birbirlerine göre rölatif hızlarına ve kaynağın frekansına bağlıdır. Hem kaynakla yansıtıcı hem de yansıtıcı ile alıcı arasındaki rölatif hızlar Doppler kaymasına katıldığından alıcıda iki kat büyüklükte frekans farkı oluşur (Şekil 1).

Doppler kayması şu formülle gösterilir:

$$\Delta f = 2 \cdot v \cdot f \cdot \cos \theta / C$$

Δf = Doppler kayması frekansı

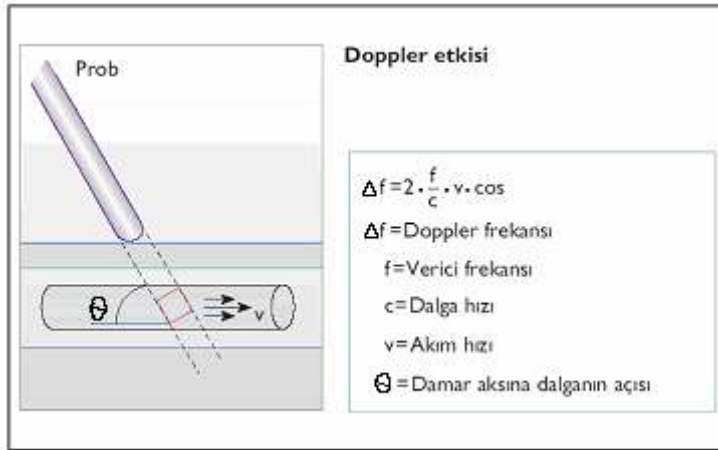
θ = Ses demetinin açısı

v = Akım hızı

C = Ortamdaki ses hızı (1540 m/sn)

f = Başlangıç frekansı

Bu denkleme göre Doppler kayması frekansı, transdüser frekansı ile doğru orantılı olup, belli bir obje hızında transdüser frekansı ne kadar büyükse frekans farkı dolayısıyla duyarlılık o kadar fazladır (23-25).



Şekil 1. Doppler ultrasonografi prensibi

Doppler kayması frekans ve transdüser frekansı arasında yaklaşık 1/1000 oranında bir ilişki vardır. Frekansdaki kayma pratikte genellikle 0.2-15 kHz arasındadır. Bu değer kulağın işitebileceği sınırlar içerisinde. Gelen seslerden çözümleme yapılarak alınan bu

frekans değişikliğinin zamana göre değişimleri ya ses olarak dinlenir ya da bir grafik şeklinde (spektral Doppler) yazdırılır.

Yansıtıcının hareket yönünün ses kaynağı ile paralel olmadığı durumlarda (özellikle büküntülü ve cilde uzak damarlarda) açı farklılıkları için düzeltme yapılması gereklidir. Açı dikkate alınmadığı takdirde hesaplanacak hız ölçümleri hatalı olacaktır. Kesin hız ölçümlerinin yapılabilmesi için damar ve ultrasonik ses demeti arasındaki açıda (θ) düzeltme yapılmalıdır. Açı 0 derece olduğunda $\text{Cos } 0 = 1$ olacağından en yüksek Doppler kayması elde edilebilir. Ancak pratikte bu durumu başarmak güçtür. Açı 90 derece olduğunda ise ($\text{Cos } 90 = 0$) Doppler kayması saptanamaz. 60 dereceyi aşan açılarda kosinus değeri hızla arttığı için hız ölçümlerindeki hatalar belirginleşir. Açının 30 dereceden dar olması ise sesin büyük bölümünün damar duvarından yansımaya yol açar. Bu nedenle Doppler açısı 30 - 60 derece arasında olmalıdır (23-25).

Doppler US yönteminde hız ölçümleri kan akımıyla ilgili fizyolojik değişiklikler, kan basıncı ve hız ile yakından ilişkilidir. Kan, hücreler ve plazma sıvısından oluşmuş akışkan bir sıvıdır. Kanın viskozitesi doğrudan kırmızı kan hücrelerinin rölatif yüzdesi (hematokrit) ile ilişkilidir. Ayrıca kanın viskozitesi kan akım hızı azaldıkça artar. Bir vasküler yapı içerisinde kan akım hızını etkileyen iki faktör vardır. Bu faktörler; damarın iki ucu arasındaki basınç farkı ve damarın direncidir (25).

$$\text{Akım hızı} = \text{Basınç farkı} / \text{Direnç}$$

Kan akımı, aynı zamanda vasküler yapı içerisinde bir noktadan diğer noktaya doğru giden kan miktarının toplamıdır. Akıma gösterilen direnç damar çapına, uzunluğuna ve kanın viskozitesine bağlıdır. Damar çapındaki en küçük değişiklikler, direnç üzerinde dramatik değişikliklere neden olmaktadır.

$$\text{Direnç} = \text{Viskozite} \times \text{Uzunluk} / \text{Damar çapı}$$

Dolaşım sistemi pulsatil bir sistem olduğundan, hız dağılımları ve dalga formları gün içinde diurnal varyasyonlar göstermektedir. Dalga formları aynı zamanda kardiyak output, yerçekimi değişiklikleri, egzersiz, stres ve beslenme durumlarından da etkilenir. Bu nedenle

sağlıklı Doppler US ölçümleri için gün içinde değişik saatlerde ve değişken fizyolojik koşullarda ölçümlerin tekrarlanması gerekmektedir (26-28).

Doppler US ile akım incelenirken eko kaynağı eritrositlerin yüzeyidir. Gönderilen dalga boyu eritrosit yüzeyinden çok büyük olduğu için temel olay saçılmadır. Bu tip saçılma "Rayleigh - Tyndall" saçılması olarak adlandırılır. Bir ultrason demeti yaklaşık 300 eritrosit ile etkileşime girer. Saçılmanın miktarı sesin frekansının 4. kuvveti ile doğru orantılıdır. Akan eritrositlerden saçılan ses, üst üste binerek transdusere ulaşır. Bu arada yavaş hareket eden intraabdominal solid organlardan elde edilen sinyaller de Doppler kaymasına katılarak artefaktlara neden olur. Yeni geliştirilmiş Doppler US cihazlarında bu hareketleri kontrol eden filtre sistemleri bulunmaktadır (19-21).

2- DOPPLER US İNCELEMESİ

2.1 Yöntemler

Doppler US klinikte;

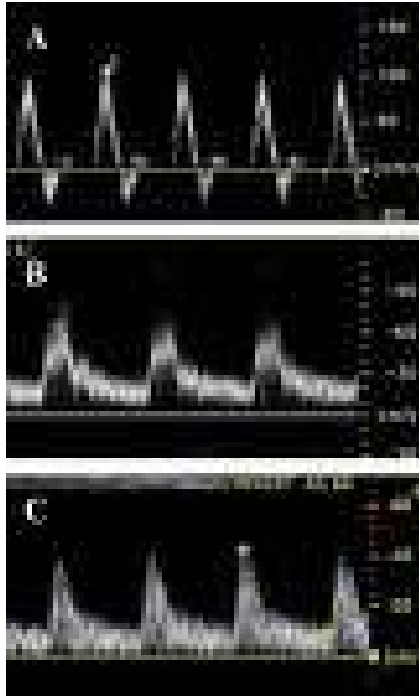
- 1- Sürekli Dalga (Continuous Wave (CW))Doppler
- 2- Atımlı Dalga (Pulsed Wave (PW)) Doppler
- 3- Pulsed Dupleks Doppler
- 4- Renkli Doppler US (RDUS)
- 5- Power Doppler US

olmak üzere başlıca 5 şekilde incelenir. İncelenen damarın da birlikte görüntülediği spektral Dopplere dupleks Doppler, renkli Doppler ile birlikte yapılan şekline de tripleks Doppler denir.

1-Sürekli Dalga (Continuous Wave (CW))Doppler : Doppler verilerini değerlendirmenin en basit yöntemidir. Probdada biri devamlı ses dalgası üreten, diğeri dönen sesleri saptayan sırt sırta yerleştirilmiş iki transduser vardır. Ses dalgası kesintisiz olduğundan sürekli dalga Doppler US yönteminin aksiyel rezolüsyonu yoktur. Sesin nereden geldiği bilinemez. Yüksek frekanslı CW problemleri oldukça duyarlıdır. Ölçebilecekleri hız sınırlaması yoktur. Bu yöntemde, saptanan frekans değişikliği ses olarak verilir. Dinleyerek akımın hızı, pulsatilitesi ve türbülansı değerlendirilir. Kulak en değerli ses ayırıcı olduğundan deneyimli bir doktor için yöntemin tanı değeri yüksektir. Ancak ses spektrum analizinin

kalitatif ve subjektif olması yanında, değerlendirmenin ustalık istemesi yöntemin klinik kullanımını sınırlayan faktörlerdir. Bu nedenlerden dolayı sadece obstetrikte fetal kalp seslerini, vasküler cerrahide de periferik kanlanmayı araştırmak için kullanılırlar (27, 24, 21).

2- Atımlı Dalga (Pulsed Wave (PW)) Doppler : Bu yöntemde, Doppler bilgileri sürekli ve kısa pulslar şeklinde gönderilen ses demeti ile elde edilir. Ses demeti puls şeklinde olduğu için eko süresi hesaplanarak lokalizasyon yapılabilir. Bu cihazların en önemli avantajları örnekleme aralığının seçilmesi ve derinlik lokalizasyonlarının yapılabilmesidir. PW Doppler yönteminde "gerçek zamanlı" (real time) görüntüleme ile kombinasyon yoktur. Bu nedenle sinyalin kesin kaynağını saptamak zor olmaktadır. Ayrıca bu yöntemde ölçülebilen maksimum frekansın üst sınırı mevcuttur. "Nyquist frekansı " olarak adlandırılan bu limitin aşıldığı durumlarda artefakt oluşmaktadır (Şekil 2) (27, 24, 22).



Şekil 2. Pulsed wave Doppler US

3- Pulsed Dupleks Doppler : Bu Doppler US yönteminde, iki boyutlu gerçek zamanlı görüntüleme ile PW Doppler kombinasyonu mevcuttur. Böylelikle Doppler sinyali kaynağının lokalizasyonu kesin olarak yapılabilir. Dupleks Doppler yönteminin, CW ve PW Doppler yöntemlerine göre belirgin üstünlükleri vardır. İki tipi bulunmakta olup ilk önce kullanıma giren tipinde Doppler incelemesi yapılırken görüntü dondurulmaktadır. Daha gelişmiş ikinci tipinde ise gerçek zamanlı görüntü esnasında spektral Doppler incelemesi yapılabilir (29, 27).

Pulsed Dupleks Doppler US cihazlarında çoğunlukla prob üzerinde Doppler pulsu üreten ayrı bir transduser vardır. Doppler analizi yapılacak bölgenin lokalizasyonu, boyutu (range gate) ve gönderilen ses demetinin açısı B-mod görüntü üzerinde belirlenir. Seçilen lokalizasyondan dönen ekolardan çıkarılan frekans farkı B-mod görüntünün yanında hız (cm/sn) / zaman veya frekans (kHz) / zaman grafiği şeklinde aynı anda izlenebilir. Frekansı hıza çevirmek için Doppler açısının bilinmesi gereklidir. Pratikte genellikle hız / zaman grafiği tercih edilmektedir (Şekil 3).

Dupleks Doppler incelemesinde B-mod yöntemi ile kan damarlarının patomorfolojisi değerlendirilir. Lümende daralma, trombüs, aterosklerotik plak varlığı ve plağın yapısı (ülserasyon, plak içine kanama vb.) B-mod görüntülerde gösterildiği için yöntemin görüntü kalitesinin yüksek olması vasküler sistemin değerlendirilmesinde oldukça önemlidir. Görüntü kalitesi başlıca yöntemin geometrik rezolüsyonuna, sensitivitesine (düşük ekoları saptama yeteneği) ve saptayıp görüntüleyebildiği eko yoğunluk spektrumunun genişliğine (dynamic range) bağlıdır (22).



Şekil 3. Dupleks Doppler US

4- Renkli Doppler US: Gerçek zamanlı US incelemesi sırasında akım ve hıza ait bilginin renk kodu olarak B-mod incelemedeki damar görüntüsünün içine yerleştirilmesi ile "Renkli Doppler Ultrasonografi" (RDUS) elde edilmektedir. RDUS, akım hakkında kalitatif bilgiler vermektedir. Bu nedenle klinik uygulamalarda tek başına değil spektral analiz ile birlikte kullanılır. Dupleks Dopplerden tek farkı damardaki akımın renkli olarak gösterilmesi olduğundan bu yönetime "Renkli Dupleks Doppler" ya da kısaca "Renkli Dupleks" ismi de verilmektedir (14, 25).

RDUS' de B-mod ve Doppler bilgileri aynı ses demetinden elde edilebileceği gibi, her ikisi için ayrı ayrı ses demetleri de kullanılabilir. Tek ses demeti kullanıldığında ekoların amplitüdlerinden B-mod görüntüler oluşturulurken, demetteki frekans değişikliği akım hızını, faz değişikliği ise akım yönünü belirleme de kullanılır. Farklı ses demetleri

kullanıldığında B-mod görüntüler kısa pulslar, renkli görüntüler ise uzun pulslar kullanılarak elde edilir.

RDUS' de her piksel için akım hızının belirlenmesi özel bir sinyal işleme sistemi ile gerçekleşmektedir. Bir tarama çizgisi boyunca var olan ortalama Doppler kayması frekansları ve lokalizasyonları otokorelasyon dedektörleri aracılığıyla hesaplanmaktadır. Dedektör bir pulsdan oluşan sinyallerin fazlarıyla, bir önceki pulsdan oluşan sinyallerin fazlarını karşılaştırarak, her piksel derinliğinde yansıtıcı hızıyla orantılı ortalama bir Doppler sinyali oluşturur. Doppler kayması oluşturacak hareket eden yapılar olmadığında otokorelasyon dedektörünün çıktısı sıfır olur ve görüntüde renk izlenmez (19).

Her piksel için ortalama akım hızı hesaplanırken, her akustik çizgi için birden fazla puls yollanması gerektiğinden, renkli Doppler görüntüleme çerçeve hızı, gerçek zamanlı B-mod görüntülemedekinden daha düşüktür. Ancak bunu arttırmak için incelenen alanın boyutu azaltılabilmektedir (19, 28).

RDUS'da rengin görüntüsünü faz şifti, renk tonunu ise frekans şifti belirler. Yöntemin akımın farklılığını saptamadaki duyarlılığı kontrast rezolüsyonun, akımı saptamadaki duyarlılığı ise geometrik rezolüsyonun karşılığıdır (22).

Görüntüde izlenen renk, akımın yönünü yansıtmaktadır. Renk kodlamasında transdusere göre akımın yönü mavi veya kırmızı olarak kodlanır. Akımın hızı rengin tonlarıyla belirlenir. Açık, parlak tonlar hızlı akımı, koyu tonlar yavaş akımı gösterir.

5- Power Doppler US: RDUS'da son yıllarda Power Doppler adı verilen bir yöntem kullanılmaktadır. RDUS'da görüntü oluşturulurken kullanılan parametre ortalama Doppler kayma frekansdır. Power Doppler US tekniğinde ise Doppler sinyalinin entegre gücü kullanılır. Bu yöntemde renklerin tonu ve parlaklığı Doppler sinyalinin gücü ile orantılıdır. Sinyal gücü de Doppler kaymasını oluşturan eritrositlerin sayıları ile ilişkilidir. Fraksiyonel akım volümünü belirlemeye dönük çalışmalar, yöntemin doku perfüzyonunu başarıyla saptayabileceği ümidini vermektedir. Gürültünün daha az olması, Doppler açısının kullanılmaması ve "renk karmaşası" (aliasing) artefaktının olmaması yöntemin avantajlarından. Özellikle gürültünün az olması yöntemin duyarlılığını artırmaktadır. Power Doppler US tekniğinde görüntü Doppler sinyalinin gücü ile oluşturulduğu için, gri skala görüntüde olduğu gibi derinlerden gelen sinyaller daha zayıftır. Bu nedenle görüntülerdeki renkler, bu zayıflama ile orantılı olarak derinlere doğru değişir (Şekil 4).

Power Doppler US yönteminde, Doppler kayma frekansı görüntü parametresi olmadığı için, görüntüler akımın yönü ve hızıyla ilgili bilgiler taşımaz (30).



Şekil 4. Power Doppler US

2.2 RDUS ve Spektral Doppler Parametreleri

2.2.1 RDUS Parametreleri

Doppler US'de herhangi bir vasküler yapı içerisindeki akımını değerlendirmede iki önemli noktaya dikkat edilmektedir:

1- Kan akımının hızını belirleyen frekans kaymasının miktarı

2- Transdusere göre akımın yönünü belirleyen Doppler kaymasının faz değişikliği.

Dönen sesin frekansı gönderdiğimiz sesin frekansından yüksekse Doppler kayması pozitif, düşükse negatiftir.

Frekans seçimi : Doppler eşitliğinde Doppler kaymasının transduser frekansı ile doğru orantılı olduğu görülmektedir. Bu nedenle yavaş akımların saptanmasında yüksek frekanslı transduserler akıma duyarlılığı artırır. Ancak yüksek frekansda derin yerleşimli yapılar değerlendirilememektedir (32, 21).

Örnek hacim (Range gate) : Akımın araştırıldığı hacimdir. Birçok cihazda boyutları ayarlanabilir. Derinliği pulsun uzunluğuna (içindeki dalga sayısına), eni ise ses demetinin kalınlığına bağlıdır. Dupleks Doppler US'de örnek hacim damarın B-mod görüntüsü üzerinde işaretlenir. Alınan Doppler sinyalinin yoğunluğu bu hacmin içindeki

saçıcı yüzeylerin sayısı ile orantılıdır. Pik hızların ölçümü akım konusunda daha değerli bilgiler verdiği için, damar merkezine yerleştirilmiş dar örnek hacimle çalışılması daha uygundur (21).

Örnekleme hızı (PRF = pulse repetition frequency) : Birim zaman içerisinde gönderilen puls sayısıdır. Vücuda gönderilen pulsun, bir sonraki puls gönderilmeden transdüsere geri dönmesi gerekir. Bütün PW Doppler US sistemleri, bir pulstan diğerine faz değişikliklerini çıkartarak, gelen ultrasonik ekoların Doppler kaymasını hesaplar. Shannon örnekleme teorisine göre doğru bir ölçüm için örnekleme hızı, saptanacak Doppler kaymasının iki katı olmalıdır. Diğer bir deyişle; belli bir PRF' de saptanabilecek Doppler kaymasının maksimum frekansı PRF/2 olacaktır. Bu değere "Nyquist frekansı ", bu sınırlamaya da "Nyquist sınırlaması" denir.

Nyquist frekansı şu formülle hesaplanabilir;

$$V_{max} = C \times PRF / 4 \times f_0 \times \cos \theta$$

V_{max} = Ölçülebilen maksimum hız

PRF = Puls tekrarlama sıklığı

f_0 = Gönderilen ses demetinin frekansı

θ = Ses demetinin açısı

C = Ortamdaki ses hızı (1540 m/sn)

Formülde görüldüğü gibi sesin dokudaki hızı (C) sabit olduğundan, ölçülebilecek maksimum Doppler frekansını arttırabilmek için ya PRF' yi ve inceleme açısını arttırmak ya da düşük frekanslı transdüsörler kullanmak gereklidir. Nyquist limitini aşan hızların hız zaman grafiğinde ters yönde yavaş akım şeklinde görülmesine "aliasing" adı verilir. Aliasing, yüksek Doppler frekans kaymalarının sağlıklı bir şekilde ölçülmesini engeller (21, 28).

Duvar filtreleri : Doppler US incelemelerinde büyük ve yansıtıcı yüzeyleri belirgin olan, yavaş hareket eden yapılar yüksek amplitüdü, düşük frekanslı Doppler kayması oluştururlar. Bunlardan damar duvarından gelenler, inceleme alanı içinde olduğundan sorun oluştururlar. Kapiller yapının dışındaki damarsal yapılar ultrasonik sesin dalga boyuna oranla çok büyük olduklarından sesi kuvvetle yansıtırlar. Doppler cihazlarında "duvar filtresi" adı

verilen, yüksek frekansları geçiren, düşük frekansları zayıflatan bir devre bulunur. Filtreler genelde 50-1600 Hz arasında değişen değerlerdedir. Doppler US bilgilerinin kaybına yol açmamak için bu filtrelerin doğru kullanılması gerekmektedir (21).

Çerçeve hızı (frame rate) : RDUS'da görüntü oluşturma hızıdır. Çalışılan alanın (pencerenin) büyümesi daha çok veriye gereksinim doğuracağından çerçeve hızını düşürür. İncelenen bölgenin daha çok çizgi ile taranması (daha yüksek rezolüsyon) ve daha uzun örnekleme süresi kullanılması (yüksek veri doğruluğu) da çerçeve hızını düşüren etkenlerdendir. Pratikte tanıda önemli olan değere göre çerçeve hızı belirlenir. Kardiyak incelemelerde zamansal çözümüleme (temporal rezolüsyon) önemli olduğu için çerçeve hızı yüksek olmalıdır. Abdominal ve periferik uygulamalarda ise akım karakteristiği önemli olduğundan akıma duyarlılığı arttıran parametrelerden vazgeçerek çerçeve hızını arttırmanın bir anlamı yoktur (21).

2.2.2 Spektral Doppler US Parametreleri

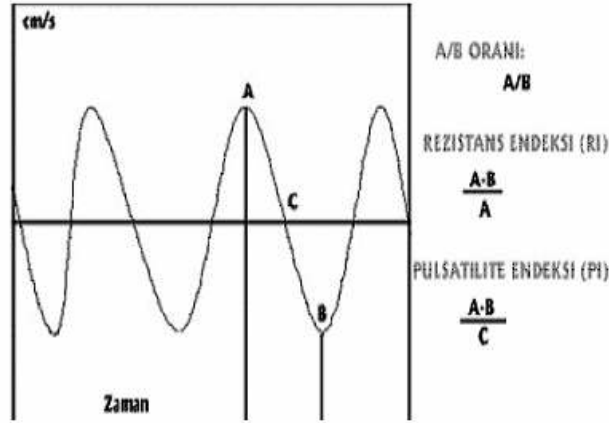
Spektral örnekleme açısı spektral Dopplerdeki en önemli parametredir. Doppler eşitliğine göre dik açıyla gelen ses dalgasının saptadığı frekans kayması sıfır; açının sıfır derece olması durumunda Doppler kayması maksimumdur. Ses dalgasının sıfır derece ile gönderilmesi mümkün değildir ancak en iyi sinyali alabilmek için ses dalgası en düşük açıyla gönderilmelidir. 30-60 derece arasında hız değerleri ile Doppler frekans kayması arasında doğrusal bir ilişki vardır. Bu açıların dışında açının kosinüs değerlerindeki büyük oynamalar nedeniyle doğrusal ilişki kaybolur. Uygun kullanımda; damar duvarına paralel açı ile örnekleme yapılmalı, açı 30-60 derece arasında tutulmalıdır(33).

Spektral pencere genişliği ve konumu: Doğru damarın örneklenmesi için optimum genişlikte tutulmalıdır. Çok büyük pencerede kirlili bir spektrum oluşur, birbirine yakın damarlar aynı spektrum bilgisi içerisinde kodlanır (arter kodlaması içinde ven kodlaması gibi). Çok küçük pencerede ise akım zayıf alınır yada hiç kodlanamaz. Damar lümeninin üçte iki genişliği önerilen pencere genişliğidir(34).

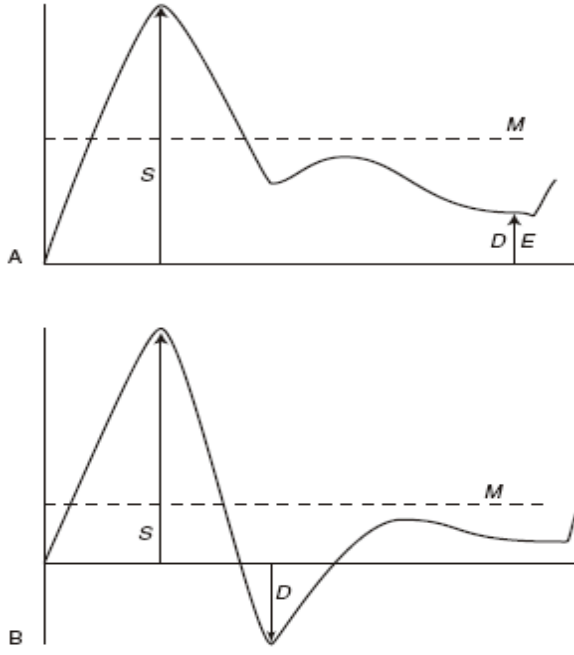
Akım hızı ve akan kanın volümü: Doppler US'nin kantitatif verileridir. Akım hızı Doppler eşitliğinden hesaplanır. Akım volümü ise, damarın bir kesitinden değişik hızlarda akan kanın tümünü temsil etmesi nedeniyle, lümendeki tüm farklı hızlar ölçülebilirse aşağıdaki eşitliğe göre hesaplanabilir:

$$\text{Akım (cm}^3 / \text{sn)} = \text{Ortalama hız (cm / sn)} \times \text{kesit yüzeyi (cm}^2\text{)}$$

Kesit yüzeyinin sistol ve diastolde değişmesi ve her zaman dairesel olmaması yanında, ortalama hız hesaplama yöntemlerinin hata paylarının yüksekliği, akım volümü ölçümünün duyarlılığını düşürür. Bu nedenle Doppler US'deki akım volüm değeri sadece sınırlı bir yaklaşımı ifade eder. Doppler US'de, impedansın değerlendirilmesi için yapılan hesaplamalar önemli bir yer tutar. İmpedans akıma karşı tüm etkenlerden kaynaklanan dirençlerin toplamı olup, Doppler spektrumundan değerlendirilebilmektedir. Bunun için akımı kendi içerisinde değerlendiren bazı indeksler geliştirilmiştir. Bu indekslerin açılal düzeltmeye ve damar çapı ölçümlerine gerek göstermeden Doppler spektrumu üzerinde hesaplanabilmesi büyük kolaylıktır. Sistolün tepe yaptığı noktadaki hız ve diastol sonu hız değerleri temel alınır (Şekil 5). Pratikte sık kullanılan bu indeksler; rezistivite indeksi, sistolik / diastolik oran ve pulsatilite indeksi olup, bu indeksler sayesinde impedansın yarı kantitatif değerlendirmesi sağlanabilmektedir(Şekil 6, 7) (35).

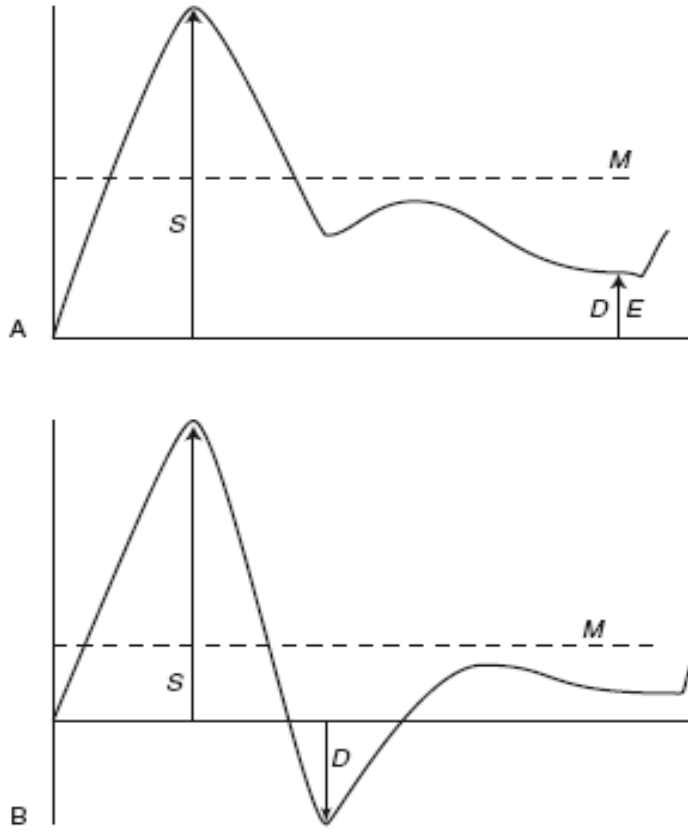


Şekil 5. Spektral Doppler US parametreleri; A/B; sistol/diastol oranı, RI; rezidivite indeksi, PI; pulsatilite indeksi



Şekil 6. Hız-zaman grafiğinde pik sistolik hız (S) ve end diastolik hız

Rezistivite indeksi (RI) = Sistol-End diastol / Sistol



Şekil 7. Hız-zaman grafiğinde pik sistolik hız (S), end diastolik hız (D) ve ortalama hız (M)

$$\text{Pulsatilité indeksi (PI)} = \frac{\text{Sistol-Diastol}}{\text{Ortalama hız}}$$

Diastol sonu hızın sıfır olduğu ya da tersine olduğu durumlarda R1 hatalı sonuçlar verebilmektedir. PI ise, ortalama hızın belirlenmesi için tüm dalga formunun değerlendirilmesini gerektirdiği için nispeten daha az kullanılan bir indekstir. Bu iki indeksin gerek farklı gerekse aynı uygulayıcı tarafından oluşturulan hata payları düşüktür. Örneğin obstetrik incelemede, dupleks Doppler US'de bu oran % 10' dan azdır. Endovajinal renkli Doppler US içinse % 7-10 kadardır (36).

2.3 RDUS İncelemedeki Artefaktlar

US incelemede doğru yaklaşım için artefaktların bilinmesi gereklidir. Doppler US'nin temel prensipleri ile kullanılan metodların sınırlamaları arasındaki yakınlık, dupleks US ve RDUS incelemenin doğru kullanımı için bilinmesi gereken temel bir kuraldır

(28). Doppler US incelemede bir çok artefakt, hatalı inceleme tekniğinden kaynaklanmaktadır. Bunlardan en sık karşılaşılanlar şunlardır:

Renk Karmaşası (Aliasing) : Yavaş örneklemeden kaynaklanır. Yüksek Doppler frekans kaymalarının sağlıklı bir şekilde ölçülmesini engeller. Nyquist limitini aşan hızlar, hız zaman grafiğinde ters yönde yavaş akım şeklinde görülürler. Aliasing görüntüde yön bilgisi içermeyen bir renk karmaşası olarak izlenir ve görüntüye bakılarak akımın proba yaklaştığı yada uzaklaştığı belirlenemez. Pratikte aliasing artefaktını önlemenin en kolay yolu PRF' yi artırmaktır. Derin yerleşimli vasküler yapıların incelenmesinde PRF istenildiği kadar arttırılamayacağı için, düşük frekanslı transduser seçmek ve inceleme açısını arttırmak yoluna gidilebilir (19, 28).

Doppler açısına bağlı artefaktlar: Bunlardan biri olan "ayna görüntüsü" (mirror image) artefaktı, yüksek Doppler açılarında, özellikle düşük sinyal / gürültü oranlarında, zayıf Doppler sinyalini saptamak amacıyla yüksek kazanç (gain) kullanıldığında izlenir. Doppler spektrumunda, sıfır çizgisinin her iki tarafında benzer hız eğrileri şeklinde görülür. Ayrıca yine geniş açılarda, damar duvarına paralel olmayan akımlar sorun yaratırlar. Bu akımlar yan yana komşu kırmızı ve mavi bölgeler veya kırmızı-mavi renk karmaşası şeklinde izlenirler. Portal ven, internal karotid arterin başlangıcı, dilate tortüöz damarlarda ve venöz konfluenslerin aksiyal kesitlerinde ortaya çıkar (19, 37). Sektör problemlerde, ses demeti ve cilt yüzeyi arasındaki açı merkezde yüksektir, uçlara doğru azalır. Cilt yüzeyine paralel seyreden bir damar, sektör problemlerinde incelendiği zaman bir uçta mavi, diğer uçta kırmızı ve merkezde kırmızı-mavi renk karışımı görülecektir. Bu durumda akımın yönünü saptamak güçtür (20).

Derinlik ikilemi : Yüksek PRF değerlerinde, derinden gelen sinyaller bir sonraki pulsun gönderilmesinden sonra transdüserine ulaştığı için, geç dönen bu sinyaller ikinci pulsun ekosu gibi algılanır ve çok daha yüzeysel konumda lokalize edilirler. Bu durumda akımın olmadığı bir alanda akım görüntüsü elde edilir. Düşük frekanslı transduserlerde, yüksek PRF ve yüksek Doppler sinyal kazançları kullanıldığında ortaya çıkan bir artefakttır. Derinden gelen ekolar, doku attenuasyonu nedeniyle belirli bir eşik seviyesinin altında kaldıklarından, pratikte önemli bir problem oluşturmaz (19).

Renk gürültüsü : Akım bulunmayan alanlarda, doku hareketi veya gürültüye bağlı olarak renklenme izlenebilir. Türbülant kan akımına bağlı perivasküler doku titreşimi, damar dışı renklenmelere yol açabilir. Aslında bu artefakt yüksek dereceli stenoz veya arteriyovenöz şant gibi ciddi akım bozukluklarında spektral dalga formu analizi için ideal yerin seçimine

yardımcı olur. Akıma duyarlılığın arttırıldığı şartlarda ortaya çıkar. Venöz kan akımını incelerken olduğu gibi, düşük hızlara ayarlanmış durumlarda, transdüslerin küçük bir hareketi bile yumuşak dokularda renk karmaşası oluşturur (28,22).

Optimal kalitede RDUS inceleme için birçok parametrenin bilinçli bir şekilde kullanılması gerekmektedir. Birçok artefakt, dikkatli görüntüleme tekniği ve görüntü kapasitesini arttırıcı teknik bilgiler sayesinde önlenmektedir (32).

İncelen damardaki kan akım hızı, inceleme parametrelerini belirleme açısından oldukça önemlidir. Örneğin yavaş akım hızına sahip bir vasküler yapı inceleniyorsa yüksek frekanslı transdüsler Doppler US sinyalinin duyarlılığının arttırılması açısından tercih edilmelidir. Ayrıca PRF düşürülmeli ve düşük değerli duvar filtreleri seçilmelidir (20).

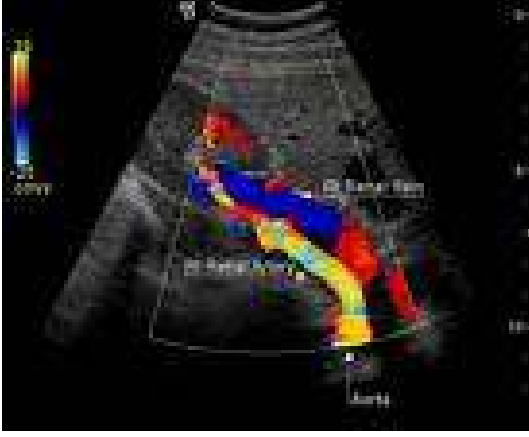
Vasküler yapının derinliği de parametreleri belirlemede önemli bir unsurdur. Derindeki yapıların incelenmesinde olduğu gibi derin akımın ölçülmesinde de göreceli olarak düşük frekanslı ultrasonik ses üreten transdüsler kullanılmalıdır. Ancak daha önce de belirtildiği gibi, bu durumda Doppler US sinyal duyarlılığı azalacağı için, örnekleme zamanının uzatılması gereklidir. Bunun içinde derin yapılardan puls dönüşünün uzaması nedeniyle, PRF nin düşürülmesi gerekir. Bu da zorunlu olarak çerçeve hızını düşüreceğinden, özellikle abdomen incelemelerinde renk kodlamalarında en dar çerçeve seçilmelidir (20).

2.4 Akımların Değerlendirilmesi

Akım karakteristikleri arter ve venlerde farklı oldukları gibi, her organ ve sisteme giden damarlarda da değişiktir.

Spektral ve renkli Doppler US incelemede farklı görünüm veren başlıca üç tür arteriyal akım karakteristiği vardır (21).

1- Plak akım : Akımın bir şişenin ağzındaki tıpa (plug) gibi lümeni eşit hızda doldurması nedeniyle bu adı almaktadır. Renkli kodlamada, renk lümeni uniform bir şekilde doldurur. Grafik spektrumunda ince bant ve boş spektral pencere ile karakterizedir. Aort ve büyük damarlar içindeki akım şeklidir (Şekil 8).



Şekil 8. Aorta RDUS

2-Laminar akım : Bu tür akımda lümenin ortasındaki akım hızlı, damar duvarına yakın yerdeki akım ise sürtünmeye bağlı olarak yavaştır. Laminar akım grafik spektrumunda plak akımdan biraz daha kalındır. Spektral pencere açık olmakla birlikte daralmış görünümündedir. RDUS’da laminar akımın merkezi periferinden daha açık tonlarda görülür. Çapı 5 mm veya daha küçük olan damarlarda görülen normal akım şeklindedir.

3-Türbülant akım : Hız dağılımının çok geniş olduğu ve hatta ters akımların da izlendiği akım şeklindedir. Normalde geniş bir yere giriş ve dar bir yerden çıkışta görülen bu akım, damarda kontur ve çap değişikliği oluşturan durumlarda da karşımıza çıkar. Türbülans kısa mesafe sonra kaybolacağından, dar segmenti kaçırmamak için damar tüm uzunluğunca incelenmelidir. Grafik spektrumunda bandın belirgin şekilde genişlemesi ve dolayısıyla pencerenin dolu hale gelmesi ile karakterizedir. Türbülant akımı oluşturan patolojik faktörlerin giderek artmasıyla, türbülant akım da belirginleşir ve lümen içerisinde ileri - geri akımlar ortaya çıkar. Ayrıca, bant kenarının düzensizliği artar ve band çizgisinin karşı tarafına taşar. RDUS incelemede türbülans her iki rengin değişik tonlarının karışımı ile karakterizedir.

Arteriyal akım pulsatil dalga formundadır. Sistolun başlangıcında dik bir çıkış, diastolde ise daha az dik bir iniş eğrisi çizer. Düşük dirençli sistemleri besleyen arterlerde, sistol çıkışı daha az diktir. Ayrıca, diastol sonunda devam eden fazlaca miktarda akım vardır. Bu tip düşük dirençli akım gösteren damarlara örnek olarak; internal karotid, renal, hepatik, umbilikal, uteroplasental ve korpus luteum arterleri örnek olarak verilebilir.

Yüksek dirençli arteriyal akımda ise sistolik ve diastolik eğriler daha dik seyirlidir. Diastol sonunda ya çok az bir akım görülür veya hiç yoktur. Bu tip arteriyal akımın izlendiği

ekstremitelerde distal arterlerinde, dinlenme halinde iken diastolde tersine akım izlenir. Bu damarlarda egzersizden sonra, distal damar yatağında direnç azalır, tersine akım kaybolur ve diastolik akım artar (20).

Venöz akım daha az pulsatildir. İnférieur ve superior vena kavalalar ile hepatik venlerdeki akım, kalp pulsasyonlarının etkisiyle daha pulsatildir. Boyun, üst ekstremitelerde, abdomen ve alt ekstremitelerde proksimal venlerinin çoğunda akım solunum fazı ile değişiklik gösterir. Portal ven akımı da solunum fazı ile değişiklik göstermekle beraber, daha durağan bir özelliğe sahiptir.

Diğer bir değişik akım karakteristiği de, yüksek basınçlı arteriyel sistemin düşük basınçlı venöz sisteme doğrudan açılması ile karşımıza çıkar. Burada akım belirgin şekilde bozulmuştur. Spektral genişleme çok belirgindir. Sistolik ve diastolik akım hızları artmış olup, arteriyovenöz bileşim yerinin distalinde, yüksek hızlı pulsatil bir akım görülür. Bu tip akıma, tümör damarları, böbrekteki iatrojenik arteriyovenöz fistüller, normal uteroplansental damar yatağı ve türüne bakmadan tüm arteriyovenöz birleşimlerde rastlanabilir.

Akımın varlığı ve yönünün saptanması Doppler ultrasonografinin temel işlevidir. Basit CW Doppler US yönteminden, renkli dupleks Doppler US'ye kadar tüm Doppler US yöntemleriyle akım varlığı kolayca saptanabilir. Renkli Doppler görüntülemenin önemli bir üstünlüğü, B-mod ile gösterilemeyecek kadar küçük damarların yerlerinin, lümenlerindeki akımın renkli kodlanması sayesinde belirlenmesi ve istenilen ölçümün gerçekleştirilebilmesine olanak vermesidir (20).

3- OBSTETRİK ULTRASONOGRAFİ ve DOPPLER ULTRASONOGRAFİ

3.1 Obstetrik Ultrasonografi

Fetal anomali taraması gelişmiş ülkelerde obstetrik izlemin en önemli parçasıdır. Bir anomalinin bulunması fetusun ayrıntılı olarak diğer kısımlarının da incelenmesini gerektirmektedir ve altta yatan herhangi bir genetik sendrom olup olmadığı ortaya konulmalıdır.

Konjenital anomaliler tüm yeni doğanların % 2-3 ünde görülür(38). Bundan dolayı da daha önceden belirleme, tedavi etme ve önlem alma, prenatal izlemde önemlidir. Perinatal

mortaliteyi azaltmak için hamileliklerin elektif olarak sonlandırılması, intrauterin tedavi ile morbiditenin azaltılması ve doğum sonrası erken neonatal tedavinin yapılmasına yönelik prenatal US'nin avantajlarıdır. Fetal yapısal anomalilerin, özellikle 24. haftadan önce saptanması US önemli kılan özelliktir.

Çalışmalarda 1. trimesterde %27 den, %82.4 e kadar (38, 39), 2. trimesterde ise %16.6 dan %84.3 e kadar (40, 41), değişen bir duyarlılık gösterilmiştir. Bu verilerin yorumlarına bakıldığında ise, 'yüksek riski olan fetuslar ile riski olmayanların US taramaları ile ayırt edilmesi gerekir', sonucu çıkmaktadır (40). İlaveten, prenatal US taramasının duyarlılığı malformasyonun ciddiyeti ve natürüne, gestasyonel yaşa, kullanılan ekipmana, fetal pozisyona ve maternal vücut kitle indeksine ve uygulayanın tecrübesine bağlıdır (40).

3.1.1 Biyofizik profili Belirlemede Kullanılan Parametreler

Fetal iyiliğin gösterilmesinde biyofizik profilin değerlendirilmesi önemlidir. Biyofizik profilin en çok kullanılan parametreleri; biparietal çap, femur uzunluğu ve karın çevresi ölçümüdür.

Biparyetal Çap (BPD):

İkinci trimesterde biparyetal çap, fetus başı ölçümü ve fetal yaşın tahmini için en çok kabul gören yöntemdir. Gebelik 3. trimestere girdiğinde fetal yaş ölçümünün doğru bir şekilde elde edilmesi, fetus pelvis çıkımı boşluğuna doğru yer değiştirdiğinden daha zor hale gelmektedir. 26. haftadan sonra BPD nin gebelik yaşı ile korelasyonu, artan biyolojik farklılık nedeniyle düşmektedir. Fetus kafatasının büyüme hızı 2. trimesterde 3 mm / haftadan, 3. trimesterde 1.8 mm / haftaya yavaşlamaktadır.

BPD ölçümü yaparken referans noktalarını doğru olarak belirlemek önemlidir. Fetal baş, transvers aksiyel düzlemde ideal olarak fetus direkt oksiput transvers pozisyonda iken görüntülenmelidir. BPD, talamus ve kavum septum pellucidumlar seviyesinde fetal kafatasına dik olarak ölçülmelidir (Şekil 9).

Kafa içi referans noktaları; önde ve arkada falks serebriyi, önde ortada kavum septum pellucidumları ve her bir lateral ventrikülün atriumundaki koroid pleksusları içermektedir. Gerçek zamanlı US ile insula içinde orta serebral arterin pulsasyonlarını izlemek mümkündür.

Baş şekli yuvarlak (brakisefali) değil oval olmalıdır. Çünkü bu gebelik yaşının olduğundan büyük olarak tahmin edilmesine neden olabilir. (Tıpkı düzleşmiş ya da basıya uğramış kafanın gebelik yaşını olduğundan küçük olarak tahmin edilmesine neden olabileceği gibi.) İşaretler (calipers) bir pariyetal kemiğin üstteki kenarından başlanarak diğer pariyetal kemiğin üstteki kenarına kadar olan uzunluğu, yani ‘dış kenardan iç kenara’ ölçecek şekilde yerleştirilmelidir. Parietal kemiklerden her biri 3 mm den daha ince olmalıdır. Fetal başın dış kenarında yer alan yumuşak doku ölçüme dahil edilmemeli, ölçüm kafatası kemiğinden başlatılmalıdır. Kazanç (gain) ayarlarının çok yükseğe ayarlanması, yanıltıcı bir kalınlaşma ve yanlış ölçüme neden olabilir. Her topluma göre ayrı bir referans eğrisi elde edilebilir. BPD baş boyutunu değiştirip makrosefaliye yol açabilecek ciddi ventriküloomegali olgularında veya mikrosefali yada kafatasında değişikliğe yol açan kafa lezyonları bulunan durumlarda gebelik yaşını belirlemek için kullanılmamalıdır. Bu gibi durumlarda diğer biyometrik parametreler kullanılmalıdır.

Eğer fetüs doğru bir baş makat ölçümü için çok büyük ancak doğru dürüst referans noktalarının tanımlanabileceği bir BPD ölçümü için çok erken ise aşağıdaki referans noktaları bir araya getirilerek BPD yaklaşık olarak elde edilebilir. Bunlar düzgün simetrik bir kafa, koroid pleksusların görülebilir olması ve her iki pariyetal kemikten eşit uzaklıkta bulunan iyi belirlenmiş bir orta hat ekosudur(43).



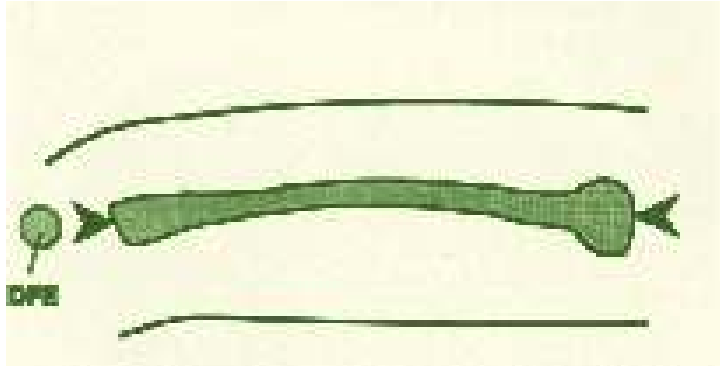
Şekil 9. 27 haftalık fetusta BPD ölçümü

2- Femur Uzunluğu (FL)

Tüm fetal uzun kemiklerden ölçümü en kolay olanı ve en sıklıkla ölçülen femurdur. Fetal vücudun uzun eksenine genellikle 30-70 derecelik açı ile uzanır. FL gebelik yaşını

belirlemede BPD ye eşdeğer doğruluktadır. FL fetal başın pozisyonu nedeniyle ölçülemediği veya fetal baş anomalisi bulunduğu gebelik yaşını belirlemede özellikle kullanılabilecek bir parametredir.

Gerçek zamanlı US ile ölçüm tekniği oldukça kolaydır. Önce fetusun pozisyonu belirlenmeli ve fetal vücut, fetal mesane ve krista iliakalar görülene dek transvers kesitte izlenmelidir. Krista iliakalar ekojeniktir ve fetal mesaneye göre obliktir. Prob hafifçe hareket ettirilir ve femuru tüm uzunluğu boyunca göstermek için döndürülür. Femurun uçları ayrı ve künt olmalı ve kemik tarafından ses dalgaları emildiğinden arkasında şekline uygun akustik gölge izlenmelidir (Şekil 10).



Şekil 10. FL ölçülmesi gereken noktalar

US ile genelde femurun büyük trokanterden eksternal kondile kadar ölçümü yapılır (Şekil 11). Femur başı görüldüğünde bile dikkate alınmaz(43). 32. haftadan sonra femur distal epifizi görülür fakat femur uzunluk ölçümüne dahil edilmez. Bir araştırmada fetal femur uzunluğu gebelik yaşını 25-35 haftalar arası 5 günden daha az doğruluk payı ve 40. haftada 6 günlük doğruluk payı ile tahmin edebileceği öne sürülmüştür (44). Yüksek kazanç (gain) ayarları ile ve femur başı veya distal epifizini de ölçüme dahil ederek femur uzunluğunu yanlış olarak yüksek ölçmek mümkündür. Olduğundan küçük ölçüm elde etme ise doğru

olmayan ölçüm düzlemi kullanılması ve kemiğin tüm uzunluğunun elde edilmemesinden dolayı olabilir.

Herhangi bir rutin obstetrik değerlendirmede genellikle femur ölçülen tek uzun kemiktir. Ancak eğer femur uzunluğu ve diğer biyometrik parametreler arasında iki hafta veya daha uzun farklılık varsa tüm fetal uzun kemikler ölçülmeli ve fetal anatomiye yönelik bir tarama yapılmalıdır (45).



Şekil 11. 34 haftalık fetüste FL ölçümü

3- Karın Çevresi (AC)

Fetal karın çevresinin fetal ağırlığı tahmin etmek için kullanılmasına dair ilk tanım 1975 de ortaya atılmıştır(46). İzlemek ve intrauterin gelişme geriliği ve makrozomi gibi fetal büyüme bozukluklarını ortaya koymak için çok kullanılan bir yöntemdir. Bir büyüme parametresi olarak kullanımı, gebelik yaşını tahmin etmeye oranla daha kullanışlıdır.

Fetal karın umbilikal venin sol portal sinüse dallandığı karaciğer düzeyinde transvers düzlemde ölçülmelidir. Bu düzlemde sol ve sağ portal ven bir J şekli oluştururlar. Bu düzeyde fetal karının sol tarafında mide keseciği görülmelidir. Karın ovalden çok dairesel olmalıdır çünkü oval görünüm boyutun yanlış tahminine yol açan oblik kesit alınmış olduğuna işaret eder. Uygun düzlem görüntülendiğinde fetal böbrekler görülmemelidir (Şekil 12).



Şekil 12. Abdominal çap ölçümü

AC şekli; fetal solunum hareketleri, prob basısı, rahim içinin kalabalık olduğu durumlarda (çoğul gebeliklerde veya oligohidroamniozda olduğu gibi) veya makat geliş gibi fetal pozisyona bağlı değişebilir. AC ölçümlerinde tutarsızlıklar görüldüğünde birden çok ölçüm yapılmalı ve sonucun doğruluğundan emin olmak için bunların ortalaması alınmalıdır. Bu, aynı zamanda diğer fetal ölçümler için de geçerlidir.

İşaretler fetal karnın dış çevresi boyunca cilt altı yumuşak dokuyu da içine alacak şekilde yerleştirilmelidir. AC fetal büyüme bozukluklarından en fazla etkilenen parametredir(43).

3.1.2 Normal Fetus Anatomisinin Ultrasonografik Değerlendirilmesi

Sonografilerde görüntülenen normal fetus atomisinden öğrendiklerimiz belirgin olarak gelişme gösteren bir alan olma özelliğini korumaktadır. Kullanılan cihazlar sürekli olarak yenilenmekte, hem daha gelişmiş, hem de daha uyumlu görüntü kalitesi elde edilmiştir. US'nin incelenecek bölgenin derinliğine göre odaklama yapması fetal incelemede üstünlük sağlamıştır.(47,48)

Fetal yapıların sonografik olarak saptanabilmesi spasiyal rezolüsyon ve kontrast arasındaki dengeye bağlıdır (49). Bununla birlikte bu denge algılamının daha önemli bölümünü oluşturan kontrast lehinedir. Örneğin, beyaz bir duvarda büyük bir beyaz noktanın görüntülenmesi çok zordur veya mümkün değildir, çünkü herhangi bir kontrast farklılığı bulunmamaktadır. Aynı duvardaki çok küçük siyah bir nokta(yüksek kontrast) spasiyal olarak çözümlenebilmektedir. Yüksek kontrast özelliğine sahip yapılar düşük kontrast özelliğine

sahip yapılara göre daha küçük boyutlarda saptanabilmektedir. Fetal organların kontrastlarını değiştirecek kontrast ajanlar mevcut değildir ve bu nedenle fetüsün morfolojik detayların görüntülenmesinde tamamen yapıların kontrastına (bağımsız kontrast) bağlıdır. Morfolojinin değerlendirilmesinde spasiyal rezolüsyon da önemlidir, ancak fetal anatominin gösterilmesinde kısıtlayıcı faktör değildir.

Fetal görüntülemeye önemli olan ancak kontrol edilemeyen bazı parametreler de vardır. Bunların başında fetusun pozisyonu gelir. Ayrıca maternal vücut yapısı veya amniyotik sıvı hacmi kontrol edilemez ve her ikisi de fetal anatomiyi incelememizi dramatik olarak değiştirebilmektedir. Bütün bu problemlere rağmen, oldukça fazla sayıda fetal yapılar sabit olarak sonografi ile gösterilebilmektedir.

Esnek olma özellikleri ile birlikte yüksek rezolüsyonlu, “real time” transdüserler modern fetal sonografi incelemeleri için gereklidir (50, 51). US değerlendirmesinde; fetüsün sürekli olarak görüntülenebilecek anatomi yapıları ile birlikte fetüs belirli bir büyüklüğe ulaştığı zaman görüntülenebilecek anatomik yapılar bulunmaktadır. Gelişimin herhangi bir evresinde boyut ile görüntüleme birbiri ile ilişkilidir. Örneğin, mesanesi iyi şekilde dolu olan küçük bir fetüste mesanenin görüntülenmesi oldukça kolaydır. Buna karşılık doğuma yakın bir fetüste, özellikle yeni idrarını yaptıysa mesanenin görüntülenmesi oldukça zor veya mümkün değildir. İdrar mesanenin kolaylıkla görüntülenmesinde kontrast oluşturmaktadır. Eğer bu kontrast ajan olmazsa, fetüsün büyüklüğü, dolayısıyla mesanenin boyutu ne olursa olsun kontrast kaybı telafi edilememektedir. Önemli bir diğer nokta ise insan gözü kesin boyuta göre rölatif boyut hissine sahiptir. Bu nedenle küçük fetüste serebral ventriküller büyük fetüse göre daha iyi görüntülenmektedir, çünkü erken dönemde tüm beyin boyutu ile karşılaştırıldığı zaman ventriküllerin boyutu daha fazladır.

Fetal inceleme belirli bir sıralama ile yapılmalıdır. Öncelikle, fetüsün pozisyonu incelenmeli; incelenecek anatomik bölümün fetusun uzun eksenine dik veya paralel olduğu belirlenmeli; ve istenen bölgenin en iyi şekilde incelenebilmesi amacıyla uygun “zaman kazanç ayarı” (time gain compensation) ve transdüser açısı kullanılmalıdır (49, 52).

Gerçek zamanlı sonografinin yardımı ile fetüsün kesin pozisyonunu hızlı bir şekilde saptamak mümkündür. İkinci olarak hızlı şekilde gelişme gösteren sonografik tomogramlar, fetüsün kesitler şeklinde incelenmesini ve temel patolojilerin ekarte edilmesini sağlar. Son olarak fetüs hareketleri incelenir.

İncelenecek fetal yapılar kontrast açısından üç ana kategoriye ayrılır. Bu katogoriler; yüksek amplitüdümlü refleksiyonlar yayan yapılar (örneğin ossifiye kemikler); internal ekosu bulunmayan yapılar (ör. sıvı içeren organlar); ve orta derecede gri ekolar yayan yapılardır (ör. parankimal organlar- akciğerler, beyin, dalak, karaciğer, böbrekler ve kaslar). En son katagoride değişik gri bölge spektrumuna bağlı olarak parankimal organlar ve organların içlerindeki yapılar arasında ayırım yapmak mümkündür. Örneğin, fetal renal parankimin medüller bölümleri çevredeki kortikal dokular ve Bertini septalarına göre daha düşük amplitüdümlü internal ekolara sahiptir, bu şekilde böbrek parankiminin değişik bölümleri birbirinden ayrılabilir (53).

Prone pozisyonundaki bir fetüsün böbreklerinin incelenmesi oldukça kolaydır. Ancak mesanenin görüntülenmesi supin pozisyonda daha kolaydır. Fetüs pozisyonunun belirlenmesi ikinci trimesterden sonra tüm obstetrik US incelemelere dahil edilmelidir. Fetüs anatomisinin incelenmesinden önce fetüs pozisyonunun belirlenmesi gerekmektedir. Genel olarak fetüs pozisyonu baş geliş, makat geliş, oblik veya transversdir. Bu belirlendikten sonra fetal omurganın yeri saptanmalıdır.

Fetal pozisyonun analizi uygun abdominal ve torasik situsun değerlendirilmesinde ve anormal fetal yapıların saptanmasında gereklidir.

Fetusun Yüzeysel Anatomisi: Obstetrik US incelemelerde süperfisiyal fetal yapıların değerlendirilmesi nadiren gereklidir. Bununla birlikte, bir anomaliden şüphelenildiği zaman, yüzeysel yapıların incelenmesi daha önemli hale gelmekte, hatta şart olmaktadır.

Fetal yüz rahatlıkla incelenebilmektedir (Şekil 13). Alın, yanaklar, göz kapakları (ve hatta bazen kirpikler), burun, dudaklar ve çene görüntülenebilir. Yarıkların saptanabilmesi için burun ve dudaklar detaylı olarak incelenmesi gerekli olan en önemli yapılardır. Alae, column ve nares kolaylıkla belirlenebilir. Üst dudak tanı açısından alt dudağa göre daha önemlidir. Yanağın subkutanöz dokusu fazla miktardaki yağ dokusu nedeniyle parlak ekojenik şekildedir. Eksternal genital organlar erken 2. trimesterden itibaren görüntülenebilirler. Cinsiyet kolaylıkla saptanabilir (54, 55). Bazı durumlarda cinsiyetin mutlak saptanması gerekmektedir. Bu durumlar arasında tek bir plasental bölgenin görüldüğü canlı ikizlerin varlığında veya monozigotik ikizlerde plasantasyon dışındaki nedenlerin araştırılması yer almaktadır (56). Alt üriner sistem obstrüksiyonundan şüphelenilen tüm fetuslarda cinsiyet saptanmalıdır, çünkü erkek ve kadınlar arasında ayırıcı tanımlar farklılık göstermektedir.

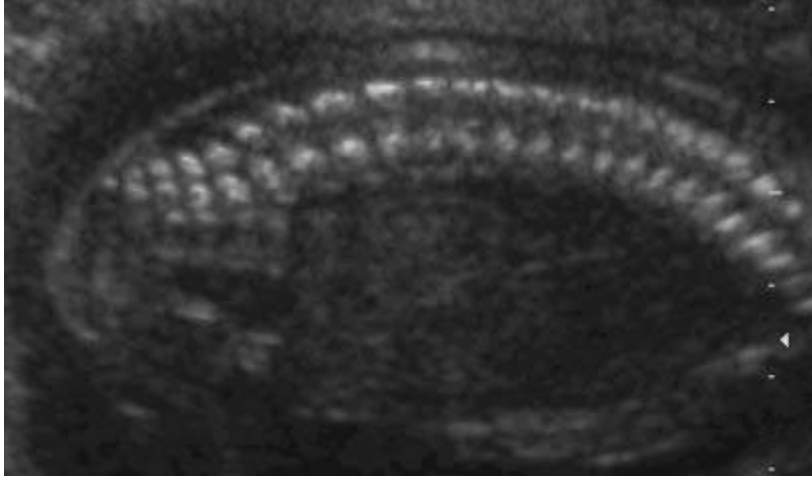


Şekil 13. Fetal yüz

Kas İskelet Sistemi: Fetal kemiklerin incelenmesinde “gerçek zamanlı” US oldukça yararlıdır. Rezolüsyon ve esneklik sayesinde fetal iskelet sistemi hızlı bir şekilde görüntülenebilmektedir. Fetusteki tüm yapılar arasında iskeletin ossifiye bölümleri en yüksek yapı kontrastı özelliğine sahiptir ve bu nedenle diğer organ sistemlerine göre daha erken dönemde ve daha sabit olarak görüntülenebilmektedir(57-59). Fetal iskelet sisteminin incelenmesinde US en üstün görüntüleme yöntemidir. Her ne kadar abortusun radyografileri kemik morfolojisini sonograma göre daha iyi şekilde göstermekteyse de (60,61) canlı fetuslarda tersi geçerlidir, Maternal yumuşak dokular ve kemikler, fetal hareketler ve uygunsuz fetüs pozisyonu nedeniyle radyografik teknikler erken fetal iskeletin görüntülenmesinde yetersiz kalmaktadır.

Ayrıca fetus prone veya dekübitus pozisyonundayken fetal omurganın posterior elemanları kolaylıkla incelenebilirken, supin pozisyondayken inceleme zorlaşmaktadır (62). Benzer şekilde, serbest olarak yüzen amniotik sıvı varlığında ekstremitelerin incelenmesi kolaylaşmaktadır. Fetusun altında kalan aynı ekstremitenin incelenmesi ise zordur. Bu sorunlara rağmen fetal iskelet yapıları en kolay ve en erken saptanan oluşumlardır (Şekil 15).

Kotlar, omurga ve pelvis kolaylıkla görüntülenebilir ve oldukça yararlı anatomik sınırlar olarak görev yaparlar (62-64). Maternal serum a-fetoproteininin incelenmesi ve yüksek rezolüsyonlu ultrason görüntüleme teknolojisi ile 20. gebelik haftasından önce spina bifidanın hemen tüm lezyonları saptanabilmektedir (60). Omurga hem longitudinal hem de transvers, aksiyel düzlemlerde incelenebilir. Her ne kadar her iki düzlem önemli olsa da transvers aksiyel düzlem anatomiyi daha iyi gösterebilmektedir. Longitudinal düzlem kesitlerinde posterior elemanlar paralel ekojenik bandlar şeklinde izlenmektedir (Şekil 14).



Şekil 14. Longitudinal kesitte fetal vertebralar



Şekil 15. Longitudinal planda radius ve ulna

Vasküler Sistem: Fetal sirkülasyon plasentada başlamaktadır. US ile ikinci ve üçüncü trimester fetüslerde plasentanın yüzeyel damarları saptanabilmektedir ve bazen bu damarların plasental yapıya doğru penetrasyonu gösterebilmektedir.

Normal umbilikal kord iki arter ve bir ven içermektedir. Kord gerçekte sarmal yapmaktadır ve bazen bu çok ileri düzeyde olmaktadır. Gerçekte sarmallar şeklinde olan kord damarlarının sayılması oldukça zordur. Kord damarlarının doğru sayısının saptanabilmesi için kord damarlarının gerçek transvers aksiyal kesitlerine gereksinim vardır. Longitudinal veya oblik görünümler yalnız sonuçlara neden olabilir.

Bu damarlar umblikustan fetusa girmekte ve hemen bölümlere ayrılmaktadır (65). Umblikal ven sefale doğru umblikal arterler ise kaudale doğru yönelmektedir. Umblikal arterler iliak arterlerden kaynaklanıp; mesane sınırları boyunca ilerlerler ve umblikusa uzanırlar. Umblikal ven fetal portal sirkülasyon ile birleşmektedir. Sonogramlarda büyük oranda fetal portal sirkülasyon görüntülenebilmektedir(66). Fetusta umblikal ven falsiform ligamentin serbest kenarında sefale doğru ilerlemektedir(67). Doğumdan sonra umblikal ven kollabe olmakta ve ligamentum teres hepatis şekline dönüşmektedir.

Arkus aortadan köken alan brakiosefalik, sol ana karotid ve sol subklavian damarlar görüntülenebilir. Daha büyük fetüslerde ana karotid arter ve juguler venin seyri izlenmektedir. Brakial arter ve ven humerus komşuluğunda arteriyel pulsasyonlarının görülmesi ile daha az sıklıkla saptanmaktadır.

Bazı intrakranial arteriyel yapılar bazen tübüler damarlar şeklinde görülebilirler. Daha sıklıkla pulsasyon lokalizasyonlarının tanınması ile saptanmaktadır. Bu damarlar; sylvian sistemde orta serebral arter, ambient sistemde posterior serebral arter, interhemisferik sistemde (korpus kallosumun genusu komşuluğunda) anterior serebral arterler, ve interpedinküler sistemde basilar arterdir. Üçüncü ventrikülün kaudalinde basiler sistemlerde Willis poligonunun pulsasyonları görülebilir.

Bacakta süperfisiyal femoral arter ve ven büyük fetüslerde görüntülenebilir. Diz ekstansiyonda olduğu zaman bu damarları popliteal arter ve venlere kadar takip etmek zor değildir, ancak diz fleksiyonda olduğu zaman mümkün değildir.

Gastrointestinal Sistem: Gastrointestinal sistemin pek çok bölümü birinci trimesterin sonundan itibaren görüntülenebilmektedir(68). Tüm vücudun ve dolayısıyla abdomenin en büyük parankimal organı olan karaciğer ikinci trimesterden itibaren görüntülenmeye başlar. Buna karşılık gastrointestinal sistemin pek çok parankimal organı ve pankreas ancak üçüncü trimesterdeki fetüslerde görüntülenebilmektedir. Dalak ikinci trimesterden sonra görüntülenebilmektedir, ancak karaciğere benzer şekilde sınırları nadiren belirgindir. Buna karşılık fetal gastrointestinal sistemin sıvı içeren bölümleri; mide ve safra kesesi en erken ve sabit olarak görüntülenen yapılar arasında yer almaktadır. Orofarinks ve laringeal farinks sıklıkla sıvı içermektedir ve bu nedenle daha sıklıkla görüntülenirler. Üst boyundan elde edilen transvers aksiyal kesitler farinksin görüntülenmesinde oldukça yararlıdır. Piriform sinüsler, vallekulalar, glottis ve orta ve distal özefagus bölümü sıklıkla görüntülenebilmektedir(69). Orta ve distal özefagus longitudinal, koronal ve transvers aksiyal

görüntülerde saptanabilmektedir. Normal fetal midede bulunan sıvının hemen tamamı içilen sıvıdır. Fetus 16. haftadan itibaren amniyotik sıvıyı yutmaya başlamaktadır(70,71). Gebelik boyunca fetusun yuttuğu sıvı volümü dramatik olarak artmakta ve doğumda 400- 500 ml ye ulaşmaktadır (70, 71).

İkinci ve üçüncü trimesterde ince barsaklar daha belirgin hale gelmektedir. Bir ve ikinci trimesterde mekonyum ince barsakta birikmektedir ve orta ve alt abdomende artmış ekojenite zonu şeklinde konglemerasyon şeklinde görülmektedir. Bu görünüm anormal kitle (psödokitle görünümü) (72, 73) veya barsak anomalisi olarak değerlendirilmemelidir. Üçüncü trimesterden başlayarak kolon görüntülenmeye başlanmaktadır (68, 74).

Pankreatik doku midenin posteriorunda yer almaktadır ki burası sonografik olarak incelenebilen bir bölgedir. Ancak, pankreasın ayrı olarak görüntülenebilmesi için transvers aksiyal kesit düzleminde splenik ven ve süperior mezenterik arterin gösterilmesi gerekmektedir(75).

Respiratuar Sistem: Üst respiratuar sistem kısmen görüntülenmektedir. Nazal kavite, septum ve damak pratikte saptanabilmektedir. Sağ ve sol pulmoner arterler ve pekçok pulmoner venler büyük fetuslarda büyük oranda görüntülenmektedir.

Akciğerler birinci trimesterin geç dönemlerinden itibaren görüntülenmektedir. Erken dönem gebelikte, akciğerlerin tanımlanması daha ziyade çevrelediği yapılar ile gerçekleşmektedir. Bu oluşumlar özellikle süperolateralde kotlar ve medialde kalptir. İnferiorda erken dönemde akciğer karaciğer ile karışmaktadır. Bu iki organın ekojenitesi tüm ikinci trimester ve üçüncü trimesterin erken dönemlerinde benzer özelliktedir. Ancak gebelik ilerledikçe akciğer karaciğerden daha ekojenik hale gelmektedir (76, 77).

Genitoüriner Sistem: Fetus pozisyonunun oldukça değişken olması ve böbrek ile çevre dokular arasında kontrast farklılığının bulunmaması nedeniyle her iki böbrek sabit olarak görüntülenemese de normal fetal böbrekler 15- 16. gebelik haftasından itibaren paraspinöz alanda saptanabilmektedir (78). Longitudinal kesitte, fetal böbrekler bilateral eliptik yapılar şeklinde görüntülenirken, transvers kesitlerde lomber spinal ossifikasyon merkezlerinin bilateral komşuluğunda sirküler yapılar şeklinde izlenirler. Gebeliğin geç dönemlerinde böbreği çevreleyen ekojenik retroperitoneal yağ dokusu sonografik olarak görüntülenmeye yardımcı olmaktadır. Daha büyük fetuslarda ekojenik fetal renal piramidler çevredeki korteks ve Bertini kolumnlarından ayrılabilir ve piramidlerin apeksleri (papillalar) ile kontakt halinde olan kalikslere uyan konfigürasyon şeklinde anterior ve

posterior sırada yer almaktadırlar (79). Çevredeki dokularla aynı veya hafifçe ekojenik olan normal fetal renal korteks eko yapısı rölaf olarak ekojenik olan piramidleri göstermektedir. Pelvis ve infundibulum gibi intrarenal toplayıcı sistemler sıklıkla sıvı içerdikleri için fetusta genellikle görülürler(80). Normal fetal üreter saptanamamaktadır. Nadiren normal üreter görülebilir, ancak fetal üreterin görüntülenmesi daima patolojik dilatasyonu düşündürmelidir. Bununla birlikte, 15. menstrüel haftada bile fetal mesane saptanabilmektedir. Sadece birkaç santimetre küplük mesane idrarı bu kadar küçük fetuslarda görüntüleme için yeterlidir. Fetusun normal olarak her 30 ile 45 dakika arasında mesanesi dolup boşaldığı için, sonografik inceleme sırasında mesanenin boyutu artıp mesane boşalabilmektedir (81,82). Benzer şekilde mesanesi görüntülenemeyen fetüslerin aralıklarla incelenmesi gerekmektedir. Oligohidramniyoz varlığında eğer mesane görüntülenemezse, mesanenin doluşu için seri şekilde incelemelerin yapılması gerekmektedir.

Normal fetal üretra, zaman zaman erekt pozisyondaki penisin tüm uzunluğu boyunca bulunan ekojenik çizgi şeklinde görülebilir. Kızlarda ve penisin flask pozisyonda olduğu erkeklerde normal üretranın saptanması çok zordur veya imkansızdır. Normal kız fetuslarda uterus ve overleri görüntülemek mümkün değildir. Erkek fetuslarda testisler skrotum içine indikten sonra görüntülenebilirler. Prostat görüntülenemez. (83).

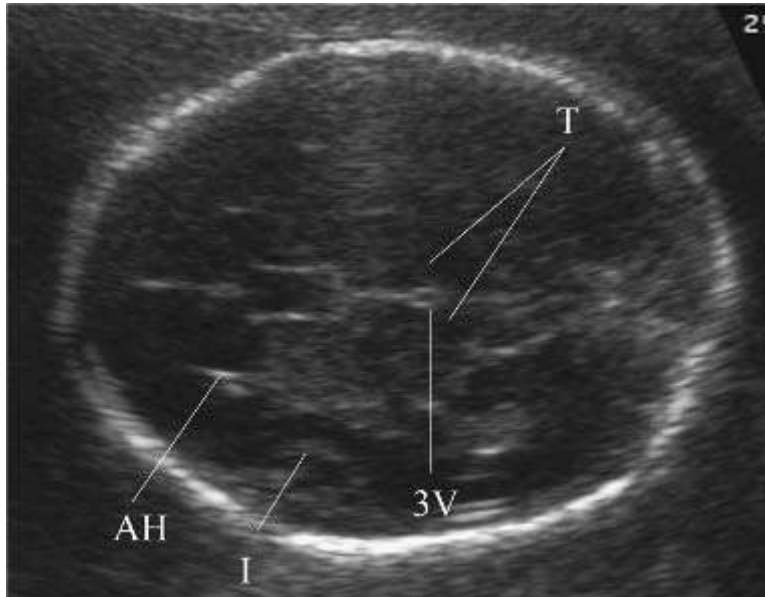
Santral Sinir Sistemi: Fetal beyin fetal anomalilerin tanısında araştırılan en önemli alanlardan biridir (84). Bunun iki nedeni vardır:

Birincisi; gestasyonel yaşın saptanmasında biparietal çapın ölçülmesi için fetal kafanın rutin olarak incelenmesi, ikincisi de; santral sinir sistemi anomalilerinin en sık rastlanan doğum defektleri olmasıdır. (85).

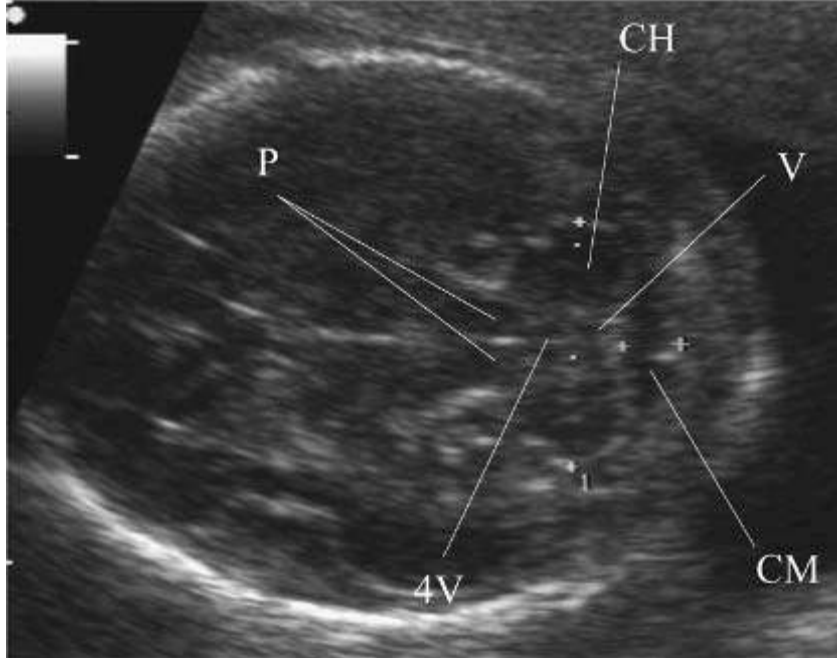
Embryonun “crown-rump” (baş-popo) boyutu 10- 15 mm’ ye ulaştığı zaman fetal kafa incelenebilmektedir. Birinci trimesterin sonu ile birlikte talamus, üçüncü ventrikül, orta beyin, beyin sapı ve serebellar hemisferler ortaya çıkarlar ve büyük oranda değişiklik göstermezler. Frontal horn, ventrikül gövdeleri, ventriküllerin atriumları büyüktür ve kolaylıkla saptanabilmektedir. Boyutu ve yüksek amplitüdü ekojenitesi nedeniyle koroid pleksus en kolay saptanan oluşumdur. Ancak, lateral ventrikülleri çevreleyen serebral korteks yapısının belirlenmesi zordur, çünkü düşük ekojenitededir ve lateral ventriküller ile serebral yapı arasındaki ayırım lateral ventrikül duvarlarından kaynaklanan refleksiyonlar ile yapılabilmektedir (Şekil 16, 17).

Koroid pleksuslar ve beyin zarları; oldukça ekojenik olup fetal beyin incelemesinde kolaylıkla görüntülenen yapılardır. Fetal beyin görüntüleri temel olarak transvers aksiyal düzlemde (hem biparietal çapın hem de kafa çevresinin ölçülmesi için) ve daha az oranda koronal düzlemde elde edilmektedir(86).

15- 16. haftadan sonra fetal omurga iyi şekilde görüntülenmektedir. Bununla birlikte, myelomeningoselden şüphelenilen durumlarda inceleme gestasyonun 18- 22. haftalarına kadar gecikmektedir. Bunun nedeni bu dönemde omurgada belirgin ve önemli maturasyon değişikliklerinin olmasıdır. Transvers süreçlerin tabanında posterior ossifikasyon merkezleri oluşmaktadır. Ossifikasyon ilerledikçe, laminalar görünür hale gelmektedir. Normal laminalarda içeri doğru, spina bifidada ise dışarı doğru lamina angulasyonu oluşur. Spina bifida myelomeningoselde görülen kemik anomalidir. Pekçok beyin dokusuna benzer şekilde spinal kordun nöral dokusu ekojeniktir daha büyük fetuslarda konus medullaris ve kranioservikal bölge görüntülenebilmektedir. Kordu çevreleyen dokular (leptomeninks), beyini çevreleyenler gibi oldukça parlak ekojenitededir ve dura genellikle ayrı lineer parlak eko şeklinde görülmektedir.



Şekil 16. Axial görüntüde fetal kranium; T-talamus, 3V-üçüncü ventrikül, I-insula ve AH-lateral ventrikül anterior hornu



Şekil 17. Axial görüntüde P-serebral pedinkül, 4V-dördüncü ventrikül, V-serebellar vermis, CM-sisterna manga

3.2 Obstetrik Doppler Ultrasonografi

Doppler US, fetal ve maternal fizyoloji ve patofizyolojiyi değerlendirmek için kullanılabilen, hızlı, güvenilir ve non-invaziv bir inceleme yöntemidir (35). Özellikle fetal distres ile anormal Doppler dalga formları arasındaki yakın ilişki, tetkikin kullanım alanlarını genişletmektedir.

Anormal Doppler US sonuçlarının ortaya çıkması ile şiddetli fetal distresin gelişmesi arasında geçen zaman, altta yatan nedene göre değişkenlik göstermektedir. İntrauterin gelişme geriliği (IUGR) için bu süre 5-6 hafta iken, şiddetli preeklampsi için 24-48 saat gibi kısa bir süre olabilmektedir.

Obstetrik Doppler US incelemesinde, genel Doppler tekniğinde uyulacak kuralların yanı sıra, dikkat edilmesi gereken birkaç önemli özellik daha bulunmaktadır. Bunlardan ilki hastanın pozisyonudur. inceleme genellikle supin ve hafif sola yatık pozisyonda

gerçekleştirilir. Burada önemli olan nokta; uterin ve umbilikal arter ölçüm değerlerinde değişikliklere yol açan, supin hipotansiyon sendromundan kaçınmaktır (87).

Fetal hareket ve solunum, akım hız ve dalga formlarında ciddi değişikliklere yol açan ve incelemeler sırasında özellikle dikkat edilmesi gereken noktalardır. Özellikle fetal aorta, serebral damarlar ve umbilikal arter Doppler dalga formları üzerinde oluşturdukları değişiklikler, çeşitli araştırmalarla gösterilmiştir (88). Örneğin yüksek amplitüdü fetal solunum, fetal internal karotid arter pulsatilite indeksinde $-%25'$ den $+%30'$ a varan değişikliğe yol açmaktadır (89).

Fetal hareketin varlığının direk olarak gözlenmesinin yanı sıra, inceleme sırasında belirgin fetal hareket ya da solunumun olmadığı dönemde en az beş kardiyak siklusun kaydedilmesi idealdir. Belirgin değişken amplitüdülerin izlenmesi fetal solunumu düşündürmelidir. Genellikle ideal şartlarda elde edilmiş traselerde bile, üç farklı kardiyak siklustan ölçülen değerlerin ortalamalarının alınması önerilmektedir (87).

Gebelikte fetomaternal dolaşımdaki kan akımının değerlendirilmesinde sıklıkla umbilikal arter, maternal uterin arter, fetal serebral damarlar incelenir (35):

A) Maternal damarlar: Uterin arterler

B) Fetal Damarlar: Umbilikal arterler
Serebral damarlar

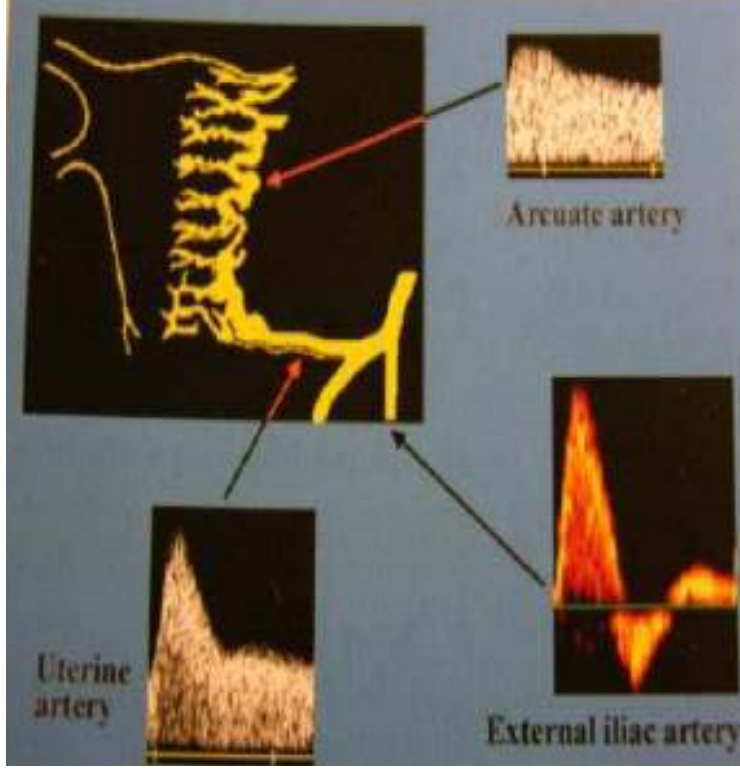
Maternal Damarlar

Uterin Arter

Ana iliak arter, pelvik girimin hemen inferiorunda eksternal ve internal iliak arterlere ayrılır. Eksternal iliak arter, alt ekstremiteyi beslemek üzere pelvisi terk ederken, internal iliak arter pelvik visseral yapıları, pelvik duvarları, perineumu ve gluteal bölgeleri besleyen dallar verir (Şekil 18).

Uterin arter, internal iliak arterin ön kökünden ayrılır. Serviks laterale kadar levator ani kası boyunca mediale doğru seyreder. Serviksten sonra, Broad ligaman içerisinde uterus laterinde yukarı doğru uzanarak, overyan arter ile birleşen dalını verip sonlanır. Anterior ve posterior arkuat arterler, uterin arterlerin anastomozlarından köken alırlar ve myometriyuma girmeden önce Broad ligaman içerisinde uzanırlar. Arkuat arterler ve eşlik eden venöz pleksuslar myometriyumun dış ve ara tabakaları arasında yer alırlar. Arkuat damarlardan köken alan radyal arterler, myometriyum dış $1/3'$ üne penetre olurlar. Bu

damarlar daha sonra, endometriyumu ve gebelikte plasentanın intervillöz mesafelerini besleyen spiral arterleri oluştururlar.



Şekil 18. Uterin arterin şematik gösterimi

Gebe olmayan kadınlarda uterin arterde, normalde, yüksek hızlı ve yüksek dirençli akım karakteristiği mevcuttur. Gebelik durumunda ise yaklaşık 12. haftaya kadar, bu yüksek dirençli akım patterninin devam ettiği izlenmekle beraber artmış diastolik akıma daha önceki haftalarda da rastlanabilir (87). Yaklaşık 16-20. haftalarda fetus ve plasentanın artan respiratuar ve nütrisyonel gereksinimlerini karşılamak için spiral arterlerde fizyolojik değişiklikler gerçekleşir. Maternal spiral arter duvarında ortaya çıkan trofoblastik hücre invazyonu bu damarlarda vazodilatasyona yol açar. Spiral arterlerdeki normal muskuloelastik yapının kaybolması sonucu oluşan bu vazodilatasyon, tüm kardiyak siklus boyunca akımın belirgin devamlılık gösterdiği düşük dirençli akım patternine yol açar (90,35,87). Bu sayede gebeliğin geri kalan dönemlerinde, plaseenta ve fetüsün artan nütrisyonel gereksinimleri karşılanmış olur.

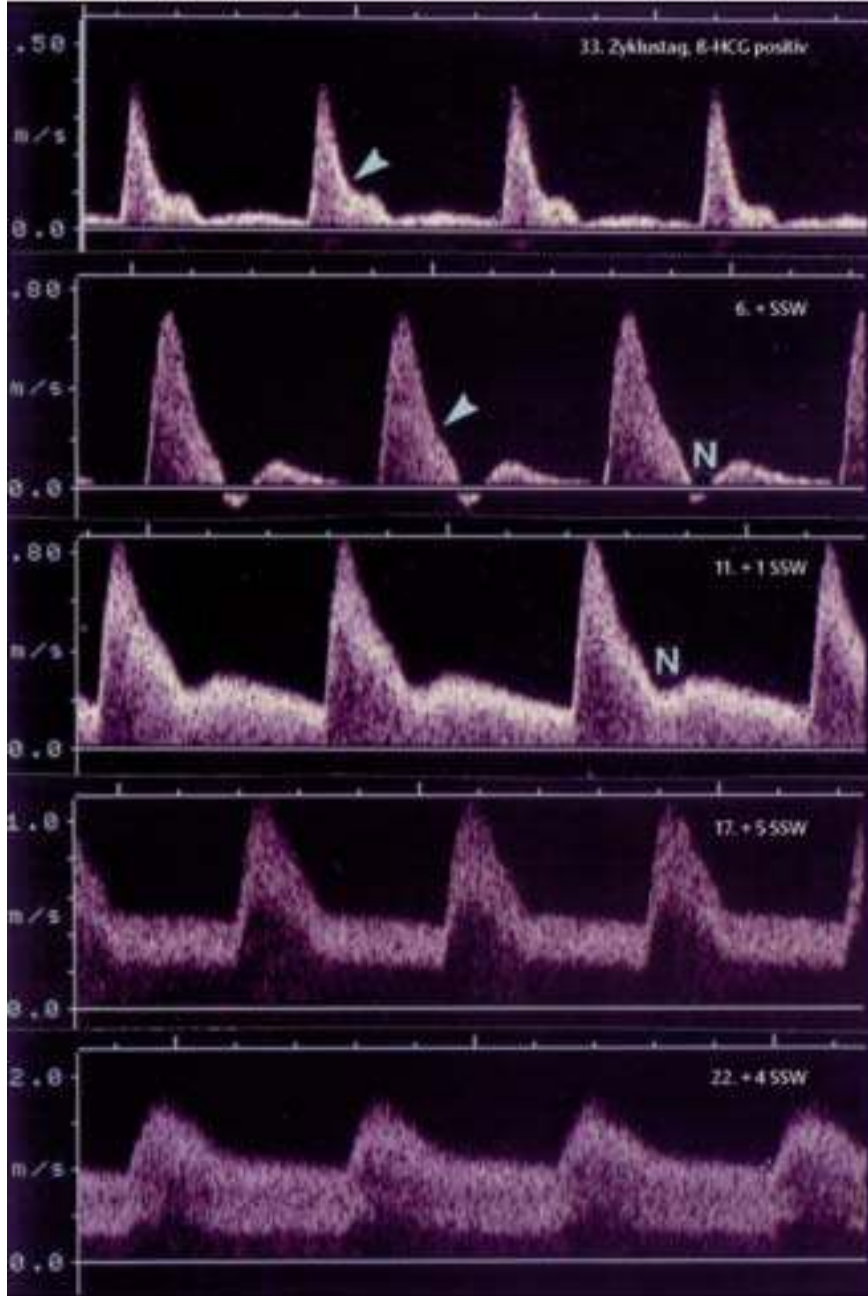
Uterin arterden yapılan ölçümler, uterin arterin assenden dalının iliak arteri çaprazladığı yerin 2 cm öncesinden veya 2 cm sonrasında yapılmalıdır. Her iki uterin

arter gebe olmayan uteruslarda az miktarda diastolik akım içerirler. Bazen end diastolik akım görülmez. Gebelikte 1. trimesterde minimal end diastolik akım görülür ve 17. gebelik haftasına kadar erken diastolik çentik izlenir. 17. gebelik haftasından sonra 26. gebelik haftasına kadar akım rezistansında azalma ve erken diastolik çentikte kaybolma görülür. Bu haftadan sonra uterin arterlerde diastolik çentik görülmez ve rezistansları doğuma kadar aynı kalır. 26. gebelik haftasından sonra S/D oranları 2.60'ın altındadır.

Erken diastolik çentiğın 26. gebelik haftasından sonra sebat etmesi uterin arterin rezistansının yüksek olmasından daha önemlidir (Şekil 19). Çentik varlığının sensitivitesi ve spesifitesi sadece rezistansın normalin üstünde olmasından daha yüksektir. Çentiğın varlığına ek olarak rezistanslar da normalden yüksek ise gebelik prognozunun daha kötü olduğunu gösterir. Diastolik çentiğın tarama testi olarak kullanılması ile ilgili son zamanlarda geniş serili araştırmalar yayınlanmıştır. Yüksek riskli gebelerde uterin arter çentiğının sebat etmesi ile gebelik komplikasyonları ile çok iyi bir korelasyon vardır. Buna bağılı olarak obstetrik Doppler US'nin, yüksek riskli gebelerde mortaliteyi %40 oranında azalttığı bildirilmektedir (Şekil20).

Myometriyumu besleyen damarlarda yüksek dirençli akım patterni gebelik süresince devam eder. Bu nedenle gebelikte uteroplental kan akımını değerlendirmek için, arkuat damarların Doppler US ölçümlerinde plasentaya yakın lokalizasyonları tercih edilmelidir (35)

Uteroplental dolaşımın Doppler indekslerinde, gün içerisinde önemli bir farklılığın oluşmadığı gösterilmiştir. Ayrıca beslenme ile de bu indekslerin belirgin farklılık göstermedikleri saptanmıştır (91).



Şekil 19. Gebeliğin ilk yarısında uterin arter RDUS akım spektrumları. Çizelgede maksimal frekans kayması bulunmaktadır. Oklar= Sistolik çentik, N= Erken Diastolik çentik (SSW:Gebelik haftası)



Şekil 20. 21 haftalık gebede normal uterin arter akımı ve 27. haftada dikrotik diyastolik çentik bulunan uterin arter akımı gösterilmektedir.

Fetal Damarlar

Umbilikal arter : Obstetrikte üzerinde en fazla Doppler çalışması yapılan damardır. (92-96).

Umbilikal arterin klasik Doppler dalga formunda, sistol sırasında hızlı yükselme, diastol sırasında göreceli olarak azalma ve bir sonraki kardiak sıklusa kadar süren yönünü değiştirmeyen akım paterni söz konusudur. Umbilikal arterde izlenen tipik düşük dirençli dalga formunda, gebelik ilerledikçe diastolik akım giderek artar.

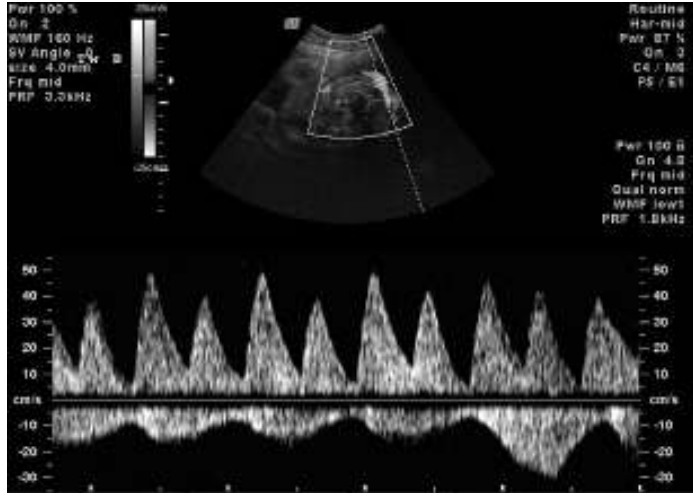
Umbilikal arterde diastol boyunca devam eden akım pasif olup, dolaşan kanı absorbe eden ve gebelik boyunca sayıları giderek artan tersiyer villusların ve küçük arteriyel kanalların sayıları ile ilişkilidir. Plasendaki periferel direncin giderek azalması, diastol sonu kan akımında artışa yol açmaktadır. Doğal olarak bunun tersi de söz konusu olup, plasental yetmezlik durumlarında azalmış yada tersine dönmüş akım izlenebilmektedir.

Gebeliğin ilerlemesiyle umbilikal arterin akım hızı dalga formları değişir. Birinci trimesterde diastol sonu akım sıklıkla yoktur ve ilerleyen gebelikle birlikte diastolik komponent artar. Gebeliğin ilerlemesiyle büyük olasılıkla plasental vasküler direncin düşmesine bağlı olarak PI, RI ve S/D oranları düşer. Bugün için esas alınan değerler 2. trimester bitiminden sonra sistol diastol oranının için altında olmasıdır (S/D<3). Üçüncü trimesterde bu parametrelerin düşmesinin nedeni ise fetoplasental üniten plasenta tarafından vasküler rezistansın düşmesine bağlı olarak diastolik kan akım hızındaki progressif artışla izah edilmektedir(90,94).

Plasental yetersizlik varlığında yüksek bir plasental direnç vardır, bu da umbilikal arter dalga formuna diastolik komponentinde bir azalma şeklinde yansır. Anormal umbilikal

arter dalga formunun PI, RI ve S/D oranı normalin üzerindedir. Plasental yetersizlik zamanla kötüleştiğçe diastolik hız azalır, önce yok olur ve sonra tersine döner. Bazı fetüslerde azalmış diastolik hız ilerleyen gebelikle sabitleşir, hiçbir zaman yok olmaz ve tersine dönmez. Bu, hafif plasental yetmezlik durumlarında görülür.

Obstetrik Doppler US'de ölçüm yaparken mümkün olan en düşük akustik güç kullanılmalıdır. Umbilikal kordun ölçüm yapılan yerine bağlı olarak elde edilen doppler indekslerinde ufak farklılıklar olabilmektedir(90). Fetal solunum ve fetal kalp hızındaki değişikliklerde bu değerleri etkileyebilmektedir (Şekil 21) (97,98).



Şekil 21. Fetal solunum sırasında umbilikal arter dalga formu

Fetal hareketin ve solunumun olmadığı anda en az birbirine benzer beş diastolik dalga formu elde edildikten sonra ölçüm yapılmalıdır (Şekil 22). Birçok gebede umbilikal kordun değişik yerlerinden değişik rezistanslar ölçmek mümkündür. Plasental uçta en düşük, abdominal uçta en yüksek rezistans ölçülür. Pratikte midkorddan ve eğer bulunan değer gebelik haftasına göre standart sapma sınırları içinde ise ölçüm yeterlidir. Eğer yüksek bulunursa plasental uçtan ölçüm tekrarlanır. Eğer plasental uçtan ölçüm yapılamaz ise abdominal uçtan ölçüm yapılarak ve abdominal uç için uygun olan standartlar kullanılarak değerlendirme yapılır. Umbilikal arter, düşük riskli gebeliklerin erken tanısında sensitivitesi çok düşük olduğu için yararlı değildir. Yüksek riskli gebelerde umbilikal arter rezistansının fizyolojik limitlerin dışında olması gebelik komplikasyonlarının tanısında önemli rol oynar ve perinatal mortalitenin azalmasına yol açar (94).



Şekil 22. 34. haftada normal umbilikal arter akım formu

Serebral Damarlar

Özellikle otoregulasyon kapasitesi nedeniyle araştırmacıların sıklıkla ilgilendiği vasküler yapıdadır. Mid serebral arter (MCA), fetal serebral dolaşımı değerlendirmek için tercih edilen damardır, çünkü bulunması kolaydır. Tekrar edilebilir ve beyin koruyucu etki hakkında bilgi vermektedir. Ana karotid, internal karotid, anterior, orta ve posterior serebral arter Doppler dalga formları, çeşitli çalışmalarla irdelenmiştir (99-101). Ana karotid arter baş ve boyun bölgelerini beslediğinden, serebral perfüzyonun doğru olarak değerlendirilebilmesi için, spesifik intrakraniyal damarlardaki kan akımının incelenmesi gerekmektedir. Bu amaçla en sık orta serebral arter üzerinde çalışılmaktadır.

Hipoksik gelişme geriliklerinde, torakal aorta ve umbilikal arterde yüksek dirençli akım patterni mevcut iken, ana karotid arter, orta serebral arter ve diğer major intrakraniyal dallarda düşük dirençli akım patterni saptanmaktadır. Bu durumun, fetal kan akımının redistribusyonuna bağlı olduğu düşünülmektedir (brain sparing effect) (102, 103, 101).

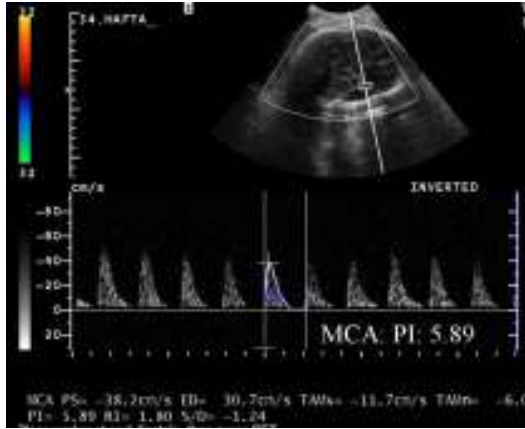
Redistribüsyon, asimetric gelişme geriliğinin bir özelliği olup, simetric gelişme geriliğinde saptanmaz.

Renkli kodlamanın yaygın kullanımıyla birlikte, Willis poligonunu oluşturan vasküler yapılar rahatlıkla değerlendirilebilir hale gelmiştir. Bunlardan orta serebral arter, kolay tespit edilebilir olması nedeniyle longitudinal çalışmalar için idealdir. Özellikle IUGR' de internal karotid artere göre daha duyarlı olduğu gösterilmiştir (104).

MCA fetal vasküler rezistanların değerlendirilmesi, fetal iyilik halinin anlaşılmasında önemli rol oynar. Biparietal ölçüm yapılan kesitte, renkli doppler inceleme ile her iki orta serebral arter görülür. MCA, internal karotid arterden ayrıldıktan sonraki 2 cm'lik kısmından

ölçüm yapılır (Şekil 25). 15. gebelik haftasından sonra MCA rezistansı gebelik ilerledikçe azalır. 2. ve 3. trimester boyunca MCA rezistansı daima umbilikal arter (UA) rezistansından yüksektir. Bu nedenle gebelik boyunca MCA/UA oranı daima 1'den büyüktür. Orta serebral arter beyin perfüzyonunun %80 ini sağlar. Fetal hipoksi halinde MCA'larda vazodilatasyon olur ve beyin perfüzyonu artar, orta serebral arter rezistansında düşme olur. Hipoksi halinde umbilikal arter oranları yükseleceği için MCA/UA oranı 1'den küçük ölçülür. Bu oran kalp atım hızından bağımsız olması, tek bir eşik değer içermesi ve hipokside diğer semikantitatif ölçümlerden daha hassas olması nedeni ile hipoksi değerlendirilmesinde en sık kullanılan yöntemdir. Sensitivitesi ve spesifitesi diğer tek damar ölçümlerinden yüksektir.

Fetal MCA/UA oranı 1'in üzerinde ise bu durum normal olarak değerlendirilmeli, MCA S/D oranı normal olmasına rağmen MCA/UA oranı 1'in altında olması durumunda ise patolojik olarak değerlendirilmelidir (103).



Şekil 23. Normal sınırlarda MCA akım formu

3.2.2 Patolojik Doppler Bulgularına Yol Açan Durumlar

İntrauterin Gelişme Geriliği (IUGR)

Büyüklüğü ve gelişimi normalin altında olan fetüsün içinde bulunduğu durumu tanımlamak için kullanılan bir terimdir. Değişik tanımlamalar olmakla birlikte en sık kullanılan tanımlama kriteri, gestasyonel yaşına göre fetal ağırlığın 10 persentilden daha az olmasıdır (105-107).

IUGR' nin nedenlerinden biri olan plasental yetmezlik durumunda, herhangi bir nedenle intervilloz mesafedeki kan akımında azalma, plasental dirençde artış izlenmektedir. Umbilikal arterde diastolik kan akımının azalması IUGR' nin en erken belirtisi olabilmektedir

Doppler ultrasonografide, ikiz gebeliklerde, 30. haftadan sonra ölçülen ortalama S/D oranlarının normal (tek) gebeliklerdeki fetuslerde ölçülen değerlere oranla bir miktar daha yüksek olduğu gösterilmiştir (118).

Preterm Eylem

Yapılan çalışmalarda, preterm doğum eylemlerinde uteroplental ve umblikoplental direncin arttığını düşündüren bulgular saptanmıştır. Aslında gelişme geriliği gösteren fetüslerde preterm eylem sıklıkla görülmektedir.

Diğer Obstetrik Komplikasyonlar

Anemik fetüslerde, postterm gebeliklerde, kardiyak anomalilerde, çeşitli ilaç etkilerinde ve hidropsta da patolojik Doppler US bulguları saptanmıştır. Özellikle postterm gebeliklerde, biyofizik profil ve amniotik sıvı volümü hesaplarına ek olarak fetal distressi değerlendirmede, plasental yetmezliği saptamada Doppler US kullanılabilir (119, 120).

Çeşitli kardiyak fonksiyon bozukluklarında da kalp büyüklüğü ve hızının yanı sıra, aortik kan akımı volümünün ve sistolik hızın ölçümü tanı ve takipte yardımcı olabilmektedir.

Indomethacin tedavisi, maternal antihipertansifler, epidural anestezi, toksolitik ajanlar, sigara gibi ilaç ve toksik maddelerin de Doppler dalga formlarında anormalliklere yol açabildikleri gösterilmiştir (121-124).

2- SİGARA

Dünya Sağlık Teşkilatı (WHO) tarafından sigara kullanımı, günümüzde bir biyo-sosyo-psikolojik zehirlenme hali olarak tarif edilmektedir. Sigara alışkanlığı, bireylerin birbirlerini etkilemesiyle bir sosyal zehirlenme ve ortaya çıkardığı tolerans hali, fizik ve psikolojik bağımlılık yapma özelliğiyle de aynı zamanda bir psikolojik zehirlenme durumudur(135).

Toplumda sigara içiminin oldukça yaygın bir alışkanlık olması, sigara içenlerin %90'ının bu alışkanlığa 20 yaşından önce başlaması ve erkek kullanıcıların giderek azalırken, kadın kullanıcılarda artış olması, gebelikte sigara içimine daha sık rastlamamıza neden olmaktadır. WHO'nün verilerine göre gelişmiş ülkelerdeki kadınların yaklaşık %20'si sigara içerken, gelişmekte olan ülkelerdeki kadınların yaklaşık %9'u sigara içmektedir (136). Bu kadınların çoğu sigara içmeye gebe kaldıklarında da devam etmektedirler. Bu majör bir halk sağlığı problemidir, çünkü sigara içimi sadece kadının sağlığına zarar vermekle kalmaz aynı zamanda gebelik komplikasyonlarına ve yenidoğanda ciddi sağlık problemlerine yol açabilir. Amerika Birleşik Devletleri Halk Sağlığı Servisi'ne göre, bütün gebe kadınların sigarayı bırakması durumunda ölü doğumlarda %11 ve yenidoğan ölümlerinde %5 azalma olacağı tahmin edilmektedir (136). Günümüzde Amerika Birleşik Devletleri'nde kadınların en azından %11'i gebeliklerinde sigara içmektedirler (137).

Sigara dumanında 4000'den fazla kimyasal bileşen vardır. Bu kimyasallardan hangisinin gelişmekte olan bebeğe zararlı olduğu kesin olarak bilinmemekle birlikte, özellikle nikotinin ve karbonmonoksidin (CO) gebelik sonuçlarını olumsuz etkilediğine inanılmaktadır. Sigara yakıldığında sigara kağıdının da yanma ürünleri vardır. Sigara dumanı, tütün yandığı zaman oluşan yanma ve distilasyon ürünlerinin karmaşık bir birleşimidir. Sigara içen kişinin dışarıya üflediği hava "ana duman" olup yüksek ısıda oluşur (95°C) ve içen kişi için duman maruziyetinin temel kaynağıdır. "Yan duman" ise sigaranın içe çekişler arasındaki bekleme süresinde tüten duman olup daha düşük ısıdadır (15°C) ve çevresel sigara dumanının başlıca kaynağıdır(138).

Pasif içicilerin aldığı yan duman, sigara içenler tarafından doğrudan inhale edilen dumanda tanımlanan tüm karsinogenleri içermekte ve sigara filtresinden de geçmediğinden ana dumandaki karsinogen ağırlığının 100 katı kadarını içinde bulundurmaktadır. Sonuç olarak

sigara içmediği halde çevresel sigara içimine maruz kalanların da kan ve idrarlarında sigara metabolitlerine ve karsinojenlere rastlanmaktadır. Bununla birlikte çevresel sigara dumanında hem duman bileşenlerinin konsantrasyonları hem de zamanla inhale edilen duman bileşenlerinin total miktarı, sigara içen kişi tarafından inhale edilenden çok daha düşüktür (139).

Nikotin; tütünün aktif alkaloididir. Yağda çözünen bir molekül olup yarı ömrü 1-2 saattir. Biyolojik membranları kolaylıkla geçebilir. Nikotin; ağız, farinks mukozalarından ve akciğerlerden absorbe olur. Primer olarak karaciğerde metabolize edilir ve böbreklerden atılır (130, 131). Kimyasal yapısı bakımından asetilkoline yakın bir benzerlik göstermemesine rağmen asetilkolin gibi otonom sinir sistemi ganglionlarında stimulus iletimini önce uyarır, arkasından bloke eder. Nikotin'in metaboliti olan "cotinine"nin hem amniyon mayiinde hem de bebek kordon kanında gösterilmesiyle plasental bariyeri geçtiği kanıtlanmıştır (131, 132). Ancak fetus üzerine olan olumsuz etkilerinin hangi mekanizmayla gerçekleştiği tam olarak bilinmemektedir. Uterin arterlerde vazokonstriksiyon, direkt toksik etki veya plasental hasarlanmaya bağlı olabileceği yönünde görüşler mevcuttur(131, 133). CO, sigara dumanının % 3-5'ini oluşturur. Sigara içimi ile de oluşan gazın %1-5'i inhale edilmektedir. İyi havalandırılmayan yerlerde sigara dumanının birikimiyle CO seviyeleri de yükselir (134). Akciğer kapillerlerinde CO gazı, hemoglobin (Hb)'in "hem" grubundaki demir atomu ile birleşerek karboksihemoglobini oluşturur. CO'nun Hb'e olan afinitesi, oksijenin hemoglobine olan afinitesinden 250 misli daha fazladır. Karboksihemoglobinin disosiyasyon hızı ise oksihemoglobine oranla 250 defa daha yavaştır. Karboksihemoglobinin oluşması, oksihemoglobin yapımını da azaltır. Böylece dokulara taşınan oksijen miktarı düşer. Karboksihemoglobin oluşumu geri kalan Hb'nin oksijene olan afinitesini artırarak (Haldane olayı) oksihemoglobinin disosiyasyon eğrisini sola kaydırır (135). Eğrinin sola kayması, oksihemoglobinin ancak çok düşük parsiyel oksijen basıncı (PO₂) düzeyinde disosiyasyon olabileceğini gösterir. Yani oksihemoglobin gereken PO₂ düzeyinde disosiyasyon olmaz, dokularda PO₂ azalır. 100ml kandaki 16 gr. hemoglobinin yarısı karboksihemoglobine dönüştüğü zaman ölüm beklenebilir (136). "CO+Hb COHb" reaksiyonu geriye dönebilir. Böylece kandaki CO akciğerler tarafından temizlenir. Eliminasyon hızı, absorpsiyona etki eden faktörler ile orantılıdır. Bazı araştırmacılar; aralıklarla veya sürekli olarak düşük miktarda CO alınması sonucunda kandaki karboksihemoglobinin belirli bir seviyeyi aşması halinde; organizmada karboksihemoglobine karşı bir tolerans oluşabileceğini saptamışlardır.

Bunun yanında, solunan havadaki CO oranı belirli bir seviyenin üzerine çıktığında organizmada bir takım değişiklikler oluşacağından, CO karşı tam bir toleranstan söz edilemeyeceğini belirten araştırmacılar da vardır(137).

Beyin vücudumuzda en fazla oksijen kullanan organdır. Bunun için oksijen eksikliğinde diğer dokulara göre daha çok etkilenir. Erişkinlerde, alınan oksijenin dördte biri beyin tarafından kullanılır. Yenidoğanda ise beyin, alınan oksijenin yarısını kullanır. Genel olarak kanda karboksihemoglobin seviyesinin yükselmesinin merkezi sinir sisteminde depresyon yaptığı; %10-20 arasında başağrısına, %50-60 arasında koma ve aralıklı konvülsiyonlara, %70-80 arasında ise ölüme neden olduğu bilinmektedir. %10'un altındaki karboksihemoglobin seviyesinin ne gibi patolojik değişiklikler ortaya çıkardığı hakkındaki araştırmalar çok azdır (136, 138). Sigara içimi ile inhale edilen CO gazının, kronik fetal hipoksi yaparak fetus üzerine olumsuz etki ettiği düşünölmektedir (139-142).

II-GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmaya; Harran Üniversitesi Tıp Fakültesi Kadın-Doğum Ana Bilim Dalı ve Şanlıurfa Kadın Hastalıkları ve Çocuk Hastanesi Kadın-Doğum Kliniğinden Radyoloji Ana Bilim Dalımıza kontrol amacıyla gelen normal gebeler dahil edildi. Tüm gebeler son adet tarihine göre 3. trimester (30-37 haftada) de idi. Gebeliğinde fetal ve maternal problemi olanlar, önceki gebeliklerinde yüksek riskli kabul edilen gebeler ve çoğul gebelikler çalışma dışı bırakıldı. Başlangıçta klinik muayene ve laboratuvar tetkikleri sonucu normal olarak değerlendirilen toplam 45 gebe (ortalama yaş $26,56 \pm 6,35$) çalışmaya alındı. Katılan tüm gebelere;

- Gebelikten önce sigara içip içmediği,
- Gebelikte sigara içip içmediği,
- Sigara içilen ortamda bulunup bulunmadığı soruldu.

Sorgulama sonucunda , gebelikte ve öncesinde sigara kullanan 22 gebe çalışmaya dahil edildi ve aktif ya da pasif içici olmayan 23 gebe de kontrol grubu olarak çalışmaya alındı. Sigara öyküsü ve gebelere ait tüm demografik veriler kayıt altına alındı.

Tüm ultrasonografik inceleme ve ölçümler LOGIC 7 (General Electric Yokogawa Medical, Tokyo-Japan) RDUS cihazı ile tek uygulayıcı tarafından gerçekleştirildi. İncelemelerde 3.5 MHz konveks prob kullanıldı.

Çalışmaya dahil edilen gebelere B-modda obstetrik ultrasonografi ile değerlendirme yapıldı. Fetal yaş ve büyüme, amniyon sıvı volümü, fetüs sayısı, fetal kalp aktivitesi, fetal prezentasyon, plasentanın yerleşimi ve yapısı ile fetal anatomi değerlendirildi. Ayrıca myom veya adneksiyal kitle lezyonlarının varlığı araştırıldı. Bu incelemeden sonra renkli ve spektral Doppler US değerlendirmeye geçildi. İncelemede, üç damara ait akım paternleri değerlendirilerek spektral Doppler indeksleri ölçüldü. İncelenen damarlar;

1-Umblikal arter

2-Uterin arter

3-Fetal orta serebral arter

Doppler US ölçümleri gebeler supin ve hafif sola yatık pozisyonda iken gerçekleştirildi. Tüm Doppler indekslerinin ölçümü sırasında, fetal solunum ya da hareketin

olmamasına dikkat edildi. Elde edilen dalga formlarının en az beş siklus boyunca sabit kaldığının izlenmesini takiben üç farklı sıklıktan ölçümler yapılarak ortalamaları hesaplandı.

Akımı değerlendirmek için ölçülen Doppler indeksleri ise şunlardı.

a)PSV

b)EDV

c)Sistolik hız/Diastolik hız oranı (S /D)

d) Rezistivite indeksi (RI)

e) Uterin arterde erken diyastolik çentik varlığı not edildi.

Umblikal arterden yapılan ölçümlerde, öncelikle kordun yapısı ve yerleşimine bakıldı. Normal iki arter - bir ven kombinasyonunun varlığı araştırıldı. Tüm ölçümler iki arterden herhangi birisinden ve orta 1/3 kesimden gerçekleştirildi. Fetüse ve plasentaya yakın lokalizasyonlardan kaçınıldı. Uterin arter ölçümleri için öncelikle plasentanın yerleşimine bakıldı. Tüm gebelerde sağ uterin arterden ölçümler yapıldı. Fetal orta serebral arter ölçümlerinde ise, Willis poligonuna ait vasküler yapılar, renkli kodlamamanın yardımıyla tespit edildikten sonra MCA den Doppler indekslerinin ölçümü gerçekleştirildi. Üç ayrı artere ait Doppler indeks ölçümleri her gebe için ayrı ayrı kaydedildi.

İstatistiksel İncelemeler

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için NCSS 2007&PASS 2008 Statistical Software (Utah, USA) programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken tanımlayıcı istatistiksel metodların (Ortalama, Standart sapma) yanısıra normal dağılım gösteren parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında Student t test; normal dağılım göstermeyen parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında ise Mann Whitney U test kullanıldı. Niteliksel verilerin karşılaştırılmasında ise Ki-Kare testi ve Fisher's Exact Ki-Kare test kullanıldı. Sonuçlar % 95'lik güven aralığında, anlamlılık $p<0.05$ düzeyinde değerlendirildi.

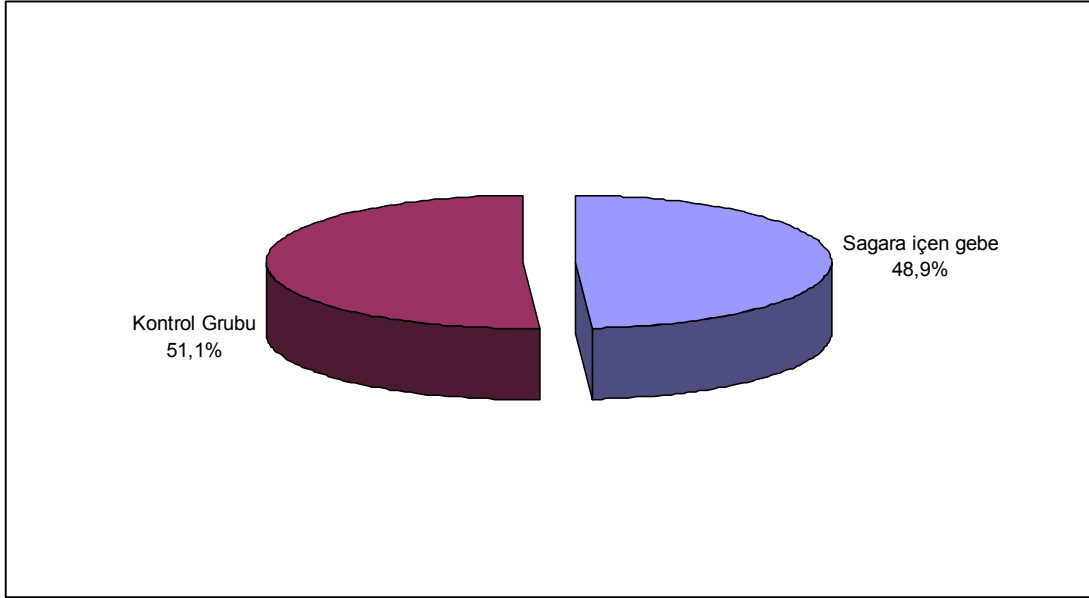
Ultrasonografik incelemelerde saptanan fetal ya da maternal bozukluklar sonucu çalışma dışı bırakılan olgularda bulgular rapora eklenerek klinisyene iletildi.

İnceleme esnasında ve sonrasında sigara içen gebelere sigaranın zararları anlatılarak sigarayı bırakmaları yönünde telkinde bulunuldu.

Çalışmaya başlanmadan önce Harran Üniversitesi' den etik kurul onayı alındı.

4-BULGULAR

Çalışma temmuz 2009 ve eylül 2009 tarihleri arasında Harran Üniversitesi Tıp Fakültesi Araştırma ve Uygulama Hastanesi Radyoloji Kliniğinde toplam 45 olgu üzerinde yapılmıştır. Olguların yaşları 17 ile 43 arasında değişmekte olup ortalama yaş $26,56 \pm 6,35$ 'tir. Çalışma gebeliğinde sigara kullanımı olan 22 (%48,9) olgu "Çalışma grubu" olarak alınmış; 23 (%51,1) olgu ise "kontrol grubu" olarak alınmıştır



Şekil 25: Çalışmaya alınan olguların sigara kullanımına göre dağılımı

Sigara kullanan olguların günde içilen sigara miktarı 1 ile 25 adet arasında değişmekte olup ortalama sigara $13,43 \pm 6,69$ 'dur.

Sigara içme süreleri ise 1 yıl ile 25 yıl arasında değişmekte olup ortalama $7,62 \pm 6,38$ yıldır. Sigara kullanan gebelere ait günlük içilen sigara sayısı ve sigara içme süresi Tablo 1'de verilmiştir.

Tablo 1: Günde içilen sayısının ve kaç yıldır sigara içildiğinin dağılımı (n=21)

	Min-Max	Ort±SD
İçilen sigara sayısı/gün	3-25	13,43±6,69
Sigara içme süresi (yıl)	1-25	7,62±6,38

Çalışmaya alınan olguların gebelik sayıları 1 ile 12 arasında değişmekte olup ortalama gebelik sayısı 3,53±2,75'dir; gebelik sayısının medyan değeri ise 3 olarak saptanmıştır.

Bebek sayıları 1 ile 9 arasında değişmekte olup ortalama 2,67±1,96 olup bebek sayısı medyan değeri 2 olarak saptanmıştır. Çalışmaya alınan olguların gebelik sayıları ve bebek sayıları Tablo 2'de verilmiştir.

Tablo 2: Gebelik sayısı ve bebek sayısının dağılımı (n=45)

	Min-Max	Ort±SD	Medyan
Gebelik sayısı	1-12	3,53±2,75	3
Bebek sayısı	1-9	2,67±1,96	2

Doğum şekilleri incelendiğinde olguların %40'ının normal doğum yaptığı; % 60'ının ise sezaryen ile doğum yaptığı görülmektedir. Tüm gebelerin doğum şekilleri Tablo 3'te verilmiştir.

Tablo 3: Doğum şekline göre dağılımlar

<i>Doğum şekli</i>	n	%
NSVY	18	40
C/S	27	60

C/S:sezeryan ile doğum

NSVY: Normal spontan vajinal yol ile doğum

Çalışma grubu ve kontrol grubunun tanımlayıcı özellikleri Tablo 4’de verilmiştir.

Tablo 4: Grupların tanımlayıcı özellikler yönünden karşılaştırılması

	Çalışma Grubu (n=22)	Kontrol Grubu (n=23)	p
	Ort±SD (Medyan)	Ort±SD (Medyan)	
⁺ Yaş	26,41±6,79	26,70±6,05	0,882
⁺⁺ Gebelik sayısı	3,23±2,34 (2)	3,83±3,11 (3)	0,652
⁺⁺ Bebek sayısı	2,36±1,81 (2)	2,96±2,09 (2)	0,398

⁺ Student t test

⁺⁺ Mann Whitney U test

Grupların yaş dağılımları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemektedir (p>0,05).

Gebelik sayıları da gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir (p>0,05).

Bebek sayıları yine gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir (p>0,05).

Grupların doğum şekli yönünden karşılaştırılması Tablo 5’te verilmiştir.

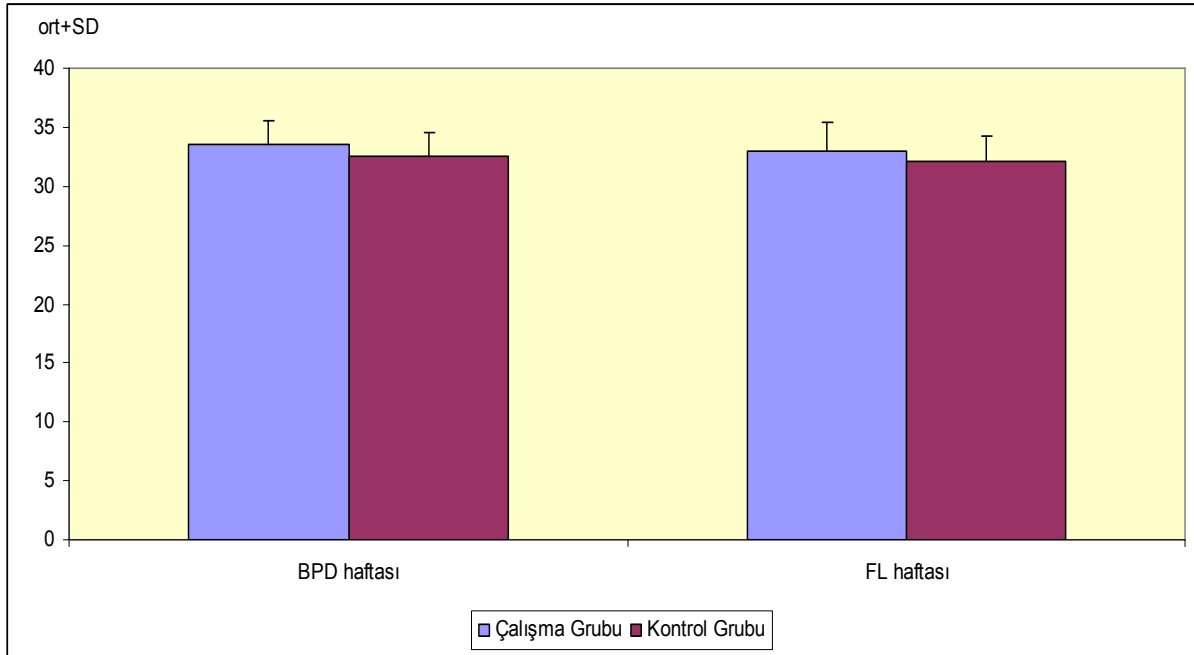
Tablo 5: Grupların doğum şekli yönünden karşılaştırılması

Doğum Şekli	Çalışma Grubu	Kontrol Grubu	•p
	(n=22)	(n=23)	
	n (%)	n (%)	
NSVY	6 (%27,3)	12 (%52,2)	0,088
Sezeryan	16 (%72,7)	11 (%47,8)	

• *Ki kare test*

Doğum şekline göre gruplar arasında anlamlı farklılık görülmemekle beraber; çalışma grubu olgularda sezaryen oranlarındaki yükseklik dikkat çekici düzeydedir ($p>0,05$).

Çalışma ve kontrol gruplarının BPD haftası ($33,48 \pm 2,08$ 'e karşı $32,52 \pm 2,09$) ve FL haftası ($32,95 \pm 2,46$ 'e karşı $32,17 \pm 2,04$) yönünden anlamlı farklılık saptanmadı. Gruplara göre BPD ve FL haftası ortalamaları şekil 3 te verilmiştir.



Şekil 26: BPD ve FL haftalarının gruplara göre dağılımı

Grupların, uterin arter akım ölçümleri yönünden karşılaştırılması Tablo 8'de verilmiştir.

Tablo 6: Grupların uterin arter Doppler US ölçümleri yönünden karşılaştırılması

Uterin Arter	Çalışma	Grubu	Kontrol	Grubu
	(n=22)		(n=23)	⁺ p
	Ort±SD		Ort±SD	
PSH (cm/sn)	67,09±29,23		69,64±27,54	0,767
EDH (cm/sn)	33,57±20,89		38,04±18,45	0,459
S/D	2,2994±0,75		2,1138±1,03	0,154
RI	0,52±0,13		0,47±0,13	0,232

⁺ Student t test

PSH: Pik sistolik hız

EDH: End diyastolik hız

RI: Rezidivite indeksi

Grupların uterin arter sistol ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemektedir (p>0,05).

Grupların uterin arter diyastol ölçümleri arasında da istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemektedir (p>0,05).

Grupların uterin arter RI ölçümleri arasında yine istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemektedir (p>0,05).

Grupların umbilikal arter ölçümleri yönünden karşılaştırılması Tablo 7’de verilmiştir.

Tablo 7: Grupların umbilikal arter Doppler US ölçümleri yönünden karşılaştırılması

Umbilikal Arter	Çalışma	Grubu	Kontrol	Grubu
	(n=22)		(n=23)	⁺ p
	Ort±SD		Ort±SD	
PSH (cm/sn)	69,83±30,25		64,79±20,86	0,520
EDH (cm/sn)	29,64±14,91		28,25±10,94	0,719
S/D	2,5975 ± 0,62		2,6029 ± 1,17	0,124
RI	0,57±0,06		0,58±0,06	0,539

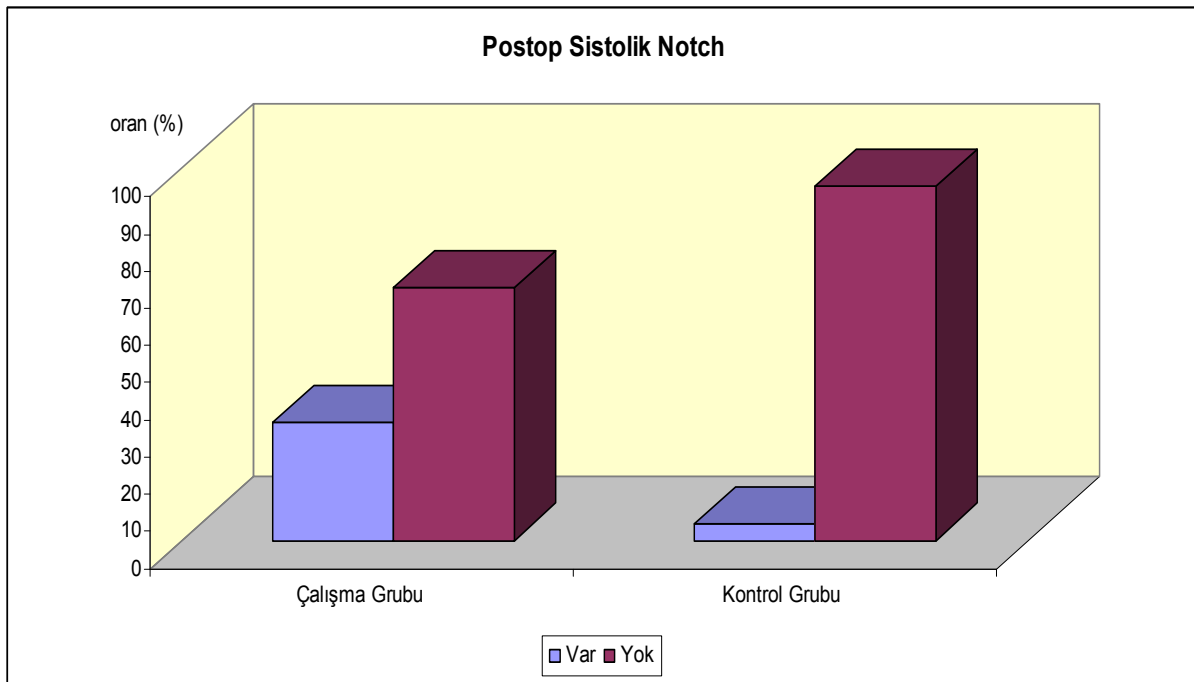
⁺ Student t test

Grupların umbilikal arter sistol ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemektedir ($p>0,05$).

Grupların umbilikal arter diyastol ölçümleri arasında da istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemektedir ($p>0,05$).

Grupların umbilikal arter RI ölçümleri arasında yine istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemektedir ($p>0,05$).

Erken diyastolik çentik çalışma grubunda %31,8 oranında görülürken kontrol grubunda %4,3 oranında görülmekte idi ($p<0,05$). Post sistolik notch varlığına göre grupların dağılımı Şekil 4'te gösterilmiştir.



Şekil 27: Erken diyastolik çentik oranlarının gruplara göre dağılımı

Grupların MCA akım özellikleri yönünden kıyaslanması Tablo 10 ve Şekil 5-6'da sunulmuştur.

Tablo 8: Grupları MCA Doppler ölçümleri yönünden karşılaştırılması

MCA	Çalışma (n=22)	Grubu Kontrol (n=23)	Grubu
	Ort±SD	Ort±SD	⁺ p
PSH (cm/sn)	67,85±25,65	58,59±29,58	0,273
EDH (cm/sn)	18,97±9,70	12,81±8,70	0,033*
S/D	4,1632 ± 1,20	8,9745 ± 21,19	0,24
RI	0,73±0,08	0,80±0,09	0,007**

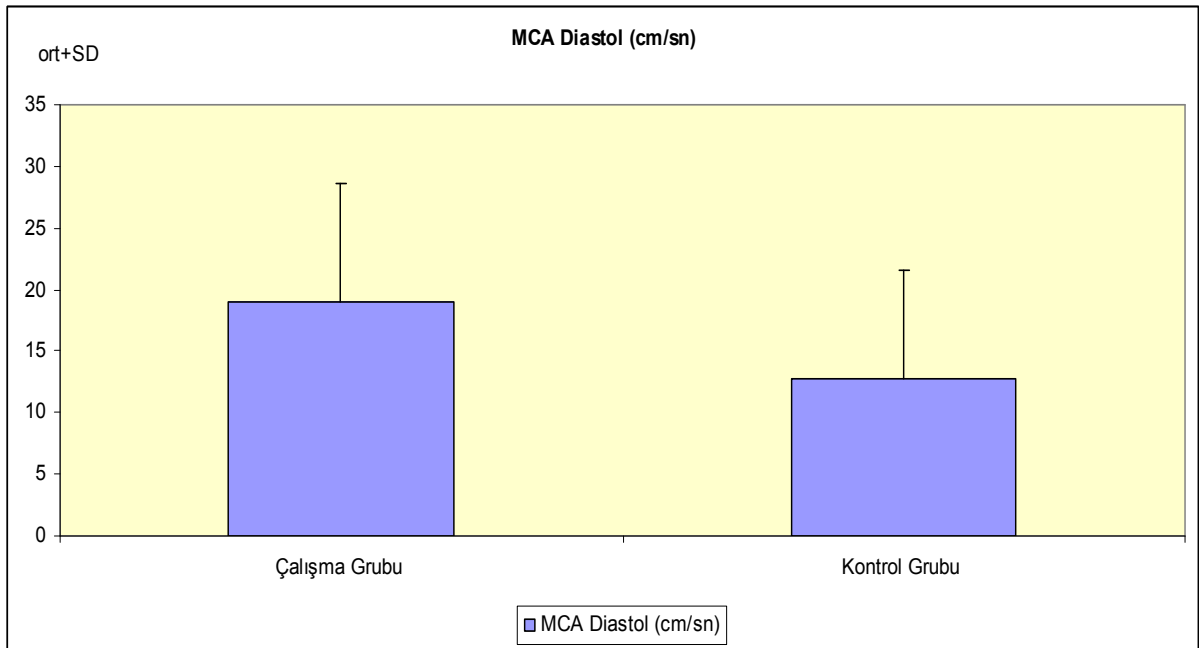
⁺ Student t test

*p<0,05

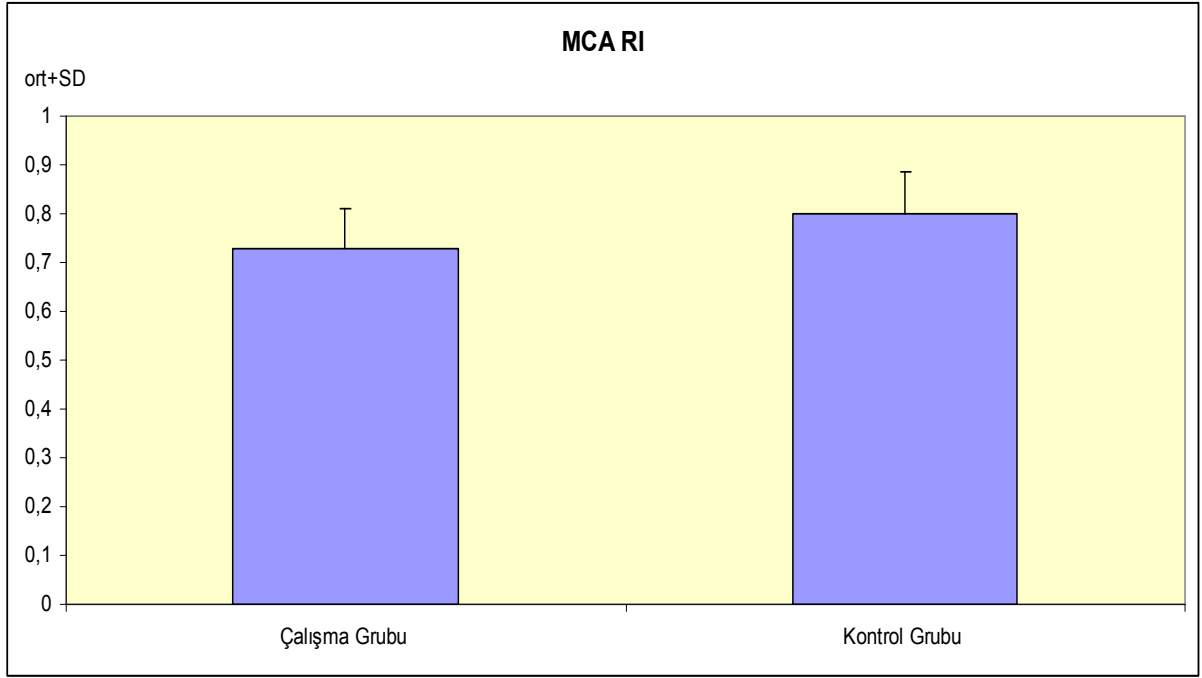
**p<0,01

Grupların MCA sistol ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemektedir (p>0,05).

Grupların MCA diastol ölçümleri arasında ise istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmektedir (p<0,05). Çalışma grubu olgularda MCA diastol düzeyleri daha yüksek olarak saptanmıştır.



Şekil 28: MCA EDH ölçümlerinin gruplara göre dağılımı



Şekil 29: MCA RI ölçümlerinin gruplara göre dağılımı

Grupların MCA RI ölçümleri arasında da istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık görülmektedir ($p<0,01$). Çalışma grubu olgularda MCA RI düzeyleri kontrol grubundan anlamlı düzeyde düşük olarak saptanmıştır.

5- TARTIŞMA

Çalışmamızın sonucuna göre maternal sigara içimi fetal MCA'da diyastolik kan akımı artışı ve RI azalmasına yol açarken, umbilikal arterde 24-26. haftalarda tamamen kaybolması beklenen erken diyastolik çentiğin de sebat etmesine neden olmaktadır.

WHO'nun verilerine göre gelişmiş ülkelerdeki kadınların yaklaşık %20'si sigara içerken, gelişmekte olan ülkelerdeki kadınların yaklaşık %9'u sigara içmektedir. Bu kadınların çoğu sigara içmeye gebe kaldıklarında da devam etmektedir (143). Sigara içimi ile gebelik komplikasyonlarının arttığını ifade eden sayısız çalışma mevcuttur. Gebelikte sigara içiminin arttırdığı bu komplikasyonlar; artmış düşük riski, büyüme kısıtlılığı, erken membran rüptürü, prematür doğum, ölü doğum, plasenta previa, plasenta dekolmanı olarak sayılabilir (8-11).

Sigara içiminin, öncelikle plasentada yaptığı değişiklikler ile fetüse yeterli besin ve oksijen geçişini engelleyerek İUGR veya yenidoğanda düşük doğum ağırlığına yol açtığı ileri sürülmüştür (144). Ancak, fetüslerin biyofizik profilini gösteren BPD, FL ve AC değerleri kıyaslandığında bizim çalışmamızda sigara içen ve içmeyen gebelerin bebekleri arasında gelişim haftasına göre anlamlı fark saptanmamıştır.

Nikotinin ve CO'nun, plasentanın erken yaşlanmasını ve dejeneratif değişikliklerini indüklediği bildirilmiştir (144). Ashfaq ve arkadaşları, dejeneratif değişikliklerin koryonik villuslarda kollajen miktarının artmasını ve subtrofoblastik bazal membranın kalınlaşmasını indüklediğini; prematür yaşlanmanın ise sinsityal tomurcukların artması ve plasentadaki yüksek yüzdeli apoptozis ile belirlenebildiğini bulmuşlardır (144). Prematür yaşlanma ve dejeneratif değişikliklerin plasentanın fonksiyonel komponentini bozarak gebeliğin olumsuz sonuçlanmasına neden olabileceği, bunun da sigara içenlerde artmış düşük doğum ağırlıklı yenidoğan oranı ile ilişkili olabileceği öne sürülmüştür (144). Yine Larsen ve arkadaşlarına ve Van der Veen ve Fox'a göre sigara içimi villöz membran kalınlığını arttırmaktadır (145, 146). Sigara içenlerin plasentalarında içmeyenler ile karşılaştırıldığında subkoryonik fibrin depozitleri ve plasental kalsifikasyonlar daha sık izlenmektedir (147). Gebelikte sigara içimi, plasental intervillöz alanda daha fazla koagülasyonu (fibrin tipi fibrinoid depolanması) indükleyerek koagülasyon yolunu aktive edip maternal hemostazı etkileyebilir (148). Bu da intervillöz hemodinamikleri ve fetusa oksijen ve besin transportunu etkileyebilir (148).

Tüm bu plasental değişiklikler patoloji spesmenlerinin incelenmesi ile bulunmuş olup, bizim çalışmamızda da olduğu gibi sonografik olarak tespit edilmemiştir.

Maternal sigara içiminin uterin arter spektral Doppler US parametrelerine etkisini araştıran birçok çalışmada farklı sonuçlar bulunmuştur. Albuquerque ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada uterin arter S/D oranı ve RI değerleri maternal sigara içiminden etkilenmezken, sigara içenlerde önemli oranda diastolik çentik saptamışlardır (149). Başka bir çalışmada ise uterin arter S/D oranları arasında sigara içen ve içmeyenler arasında 18-34 hafta gebelerde farklılık bulunmamıştır (150). Bununla birlikte koyunlarda yapılan başka bir çalışmada tekrarlayan nikotin infüzyonlarından uterin artere ait RI oranı etkilenmemiştir (151). Maternal sigara içiminin uterin sirkülasyon üzerine akut etkisini göstermek için yapılan bir çalışmada uterin arter S/D oranı bir sigaradan (düşük doz) sonra azalmaktadır ve bu uterin kan akımını arttırdığı için anlamlıdır (152). Bununla birlikte başka bir çalışmada; bir sigaradan sonra uterin arterin S/D oranının etkilenmediğini gösterilmiştir (153). Gebelik uterin vasküler rezistansta fizyolojik değişikliklere neden olur, bu da fetal büyümeyi desteklemek için uterus kan akımını artırır. Anormal gebeliklerde uteroplental sirkülasyonun Doppler US hız ölçümleri gebelik sırasındaki uterin arter RI artışı ve maternal uterin arter diastolik hızındaki elevasyonun azalmasıyla karakterizedir (154, 155). Uterin arterdeki erken diastolik çentik varlığı diastolik rezistansın artmasına bağlı olması ile açıklanır (156, 157). Bizim çalışmamızda da uterin arterlerde artmış rezistansı doğrular şekilde erken diastolik çentikte anlamlı oranda artış saptanmıştır.

Maternal sigara içiminin umbilikal artere ait spektral Doppler US verilerini araştıran yayınlarda farklı sonuçlar bulunmuştur. Yapılan bir çalışmada sigara içmeyenlerle karşılaştırıldığında sigara tiryakilerinde umbilikal-plasental S/D oranının arttığı saptanmıştır (158). Bununla birlikte başka bir çalışmada sigara içen ve içmeyenler arasında umbilikal arter S/D oranlarında farklılık saptanmamıştır (150). Çelişkili veriler sunsa da daha önceki çalışmalar göstermiştir ki; umbilikal arter S/D oranı bir sigara içtikten sonra artmaktadır ve bu da artmış rezistansın göstergesidir (153) . Başka bir çalışmada ise umbilikal arter S/D oranı sigara içicilerinde bir tane sigara içtikten sonra değişmemiştir (152). Sigaranın umbikal arter üzerindeki etki mekanizması tam olarak bilinmemektedir. Sigaranın plasental damarlara etkisi nikotine bağlı olabilir, sigara tiryakisi kadınlara nikotin enjekte edildikten sonra umbilikal arter RI değerleri artmıştır (159). Kronik sigara içiciliğinin plasental damarların dilatasyon yeteneğini azaltabilme ihtimali mevcuttur (160) ve tiryakilerin fetuslerinin umbilikal

arterlerinde prostasiklin düzeylerindeki azalma (160, 161) ve nitrik oksit sentezinde azalma saptanmıştır (161). Sigaranın umblikal arter rezistansı üzerine etkileri, vasküler yataktaki yapısal değişiklikler nedeniyle de olabilir. Sigara içimi plasentadaki fetal kapillerlerin boyutunda (volüm ve yüzey alanı) azalmaya neden olmaktadır ki bu umblikal-plasental vasküler rezistansı arttırabilir. Bununla birlikte sigara içenlerde plasental damarlardaki yapısal değişiklikler bütün çalışmalarda gösterilememiştir (162,163). Bizim çalışmamızda sigara içen ve içmeyen gebelerde umblikal artere ait spektral Doppler verilerinde anlamlı farklılık saptanmamıştır.

Maternal sigara içiciliğinin fetal MCA'ya ait spektral Doppler US parametreleri üzerine etkilerini gösteren sınırlı sayıda çalışma vardır. Albuquerque ve arkadaşları sigara içen ve içmeyenlerde fetal MCA RI değerleri arasında farklılık bulamamışlardır (151). Başka bir çalışmada koyunlarda tekrarlayan nikotin infüzyonları sonrasında fetal serebral RI değerleri artmıştır (151). Sigara tiryakilerinde yapılan başka bir çalışmada ise tek bir sigaranın (düşük doz) fetal MCA kan akımını etkilemediği gösterilmiştir (152). Sigara içenlerde fetal serebral perfüzyondaki değişiklikler nikotine bağlanabilir ancak tek başına yeterli değildir. Çünkü kronik sigara içiciliğinin materno-plasental yapıyı etkilediği ve yeterli besin ve oksijen geçişine izin vermediği düşünüldüğünde fetal serebral oksijen azlığına bağlı arteriolar vazodilatasyon (151) ve buna bağlı düşük dirençli kan akımı saptanabilir. Bizim çalışmamızda da MCA'nın diyastolik kan akımında artış ve RI oranlarında azalma saptanmıştır.

6-SONUÇ

Sonuç olarak; bu çalışmanın verilerine göre annenin sigara içmesi maternal vasküler yapılarda direnç artışına, buna bağlı uterin arterin Doppler US incelemesinde erken diyastolik çentiğin devamlılığına neden olmaktadır. Fetüste ise serebral yapılarda diyastolik komponenti belirgin düşük dirençli akımların izlenmesi ile sonuçlanmaktadır. Bu fetüse giden oksijen ve besin miktarındaki azlığa bağlı bir savunma mekanizması olabilir.

7- KAYNAKLAR

1. Fanaroff AA: Neonatal Perinatal Medicine. Sixth Edition 1997; Chapter 12, Page 203-237
2. King A: Unexplained fetal growth retardation: What is the cause? Arch Dis Child. 1994; 70: 225
3. Ott WJ: Intrauterine growth retardation and preterm delivery. Am J Obstet Gynecol. 1993; 168:1710
4. Andres RL, Day MC: Perinatal complications associated with maternal tobacco use. Semin Neonatol. 2000; 5(3):231-41
5. Di Franza JR, Lew RA: Effect of maternal cigarette smoking on pregnancy complications and sudden infant death syndrome. J Fam Pract. 1995; 40(4):385-94
6. England LJ, Kendrick JS, Wilson HG, et al.: Effects of smoking reduction during pregnancy on the birth weight of term infants. Am J Epidemiol. 2001; 154(8):694-701
7. Wang X, Tager IB, Van Vunakis H, et al.: Maternal smoking during pregnancy, urine cotinine concentrations, and birth outcomes. A prospective cohort study. Int J Epidemiol. 1997; 26(5):978-88
8. Ananth CV, Savitz DA, Luther ER: Maternal cigarette smoking as a risk factor for placental abruption, placenta previa, and uterine bleeding in pregnancy. Am J Epidemiol. 1996; 144(9):881-9
9. Hausteil KO: Cigarette smoking, nicotine and pregnancy. Int J Clin Pharmacol Ther; 1999; 37(9):417-27
10. Olsen J: Cigarette smoking in pregnancy and fetal growth. Does the type of tobacco play a role? Int J Epidemiol. 1992; 21(2):279-84
11. Wollmann HA: Intrauterine growth restriction: definition and etiology. 1998; Horm Res.; 49 Suppl 2: 1-6
12. Goel P, Radotra A, Singh I, et al.: Effects of passive smoking on outcome in pregnancy. J Postgrad Med. 2004; 50(1):12-6
13. Windham GC, Hopkins B, Fenster L, Swan SH: Prenatal active or passive tobacco smoke exposure and the risk of preterm delivery or low birth weight. Epidemiology. 2000; 1(4):427-33
14. Bushong SC: Radiologic science for technologists; physics, biology and protection. The C. V. Mosby Company St. Louis, Missouri, 1984, s:554-586
15. Aldrich JE. Basic physics of ultrasound imaging. Crit Care Med 2007; 35:S131-137
16. Kossof G. Basic physics and imaging characteristics of ultrasound. World J Surg 2000; 24:134-142
17. Goldstein A.: Physics of ultrasound: Diagnostic Ultrasound: Rumack CM, Wilson SR, Charboneau JW. Mosby Year Book. St Louis, Missouri 1991, s:2-18
18. Özer H: Ultrasonografide fizik prensipler. Ultrasonografi Seminerleri 1, Tıbbi Ultrasonografi Derneği, İzmir; 1986; s23-25
19. Burns PN: The physical principals of Doppler and spectral analysis. J Clin Ultrasound 1987; 15: 567-590
20. Mitchel DG, Color Doppler Imaging; Principles, limitations and artifacts. Radiology 1990;177: 1-10
21. Taylor KJW, Holland S. Doppler US. Part 1. Basic principles, instrumentation, and pitfalls. Radiology 1990; 174: 297-307

22. Tuncel E, Adapınar B: Doppler ultrasonografi fiziği. 5. Ultrasonografi Kongresi 1995
23. Gill RW. Doppler ultrasound: Physical aspects. *Semin Perinatol* 1987; 11 (4): 292-299
24. Nelson TR, Pretorius DH. The Doppler signal: Where does it come from and what does it mean? *AJR* 1988; 151: 439-447
25. Wells PN. Doppler ultrasound in medical diagnosis: Review article. *Br J Radiol* 1989; 62:399-420
26. Erickson SJ, Mewissen MW, Foley WD: Color Doppler evaluation of arterial stenoses and occlusions involving the neck and thoracic inlet. *Radiographics* 1989; 9(3): 389-406,
27. Grant EG, Tessler FN, Parrele RR: Clinical Doppler imaging. *AJR* 1989; 152: 707-717,
28. Merritt CRB: Doppler color flow imaging. *J Clin Ultrasound* 1987; 15:591-597
29. Kremkau FW: *Ultrasound İn;Diagnostic Ultrasound*. WB Saunders Co. Philadelphia, 1989; pp9-20
30. Bude RO, Rubin JM: Power Doppler sonography. *Radiology* 1996; 200: 21-23
31. Merritt C. Doppler color flow imaging. *JCU* 1987;15:591-598
32. Meritt CRB: Doppler US: The Basics. *Radiographics* 1991; 11: 109-119
33. Pozniak MA, Zagzebski JA, Scanlan KA. Spectral and color Doppler artifacts. *Radiographics* 1992;12:35-44
34. Grenier N, Basseau F, Rey MC, LaGoarde-Segot L. Interpretation of Doppler signals. *Eur Radiol* 2001;11:1295-1307
35. Nicholson S, Nimrod C: Doppler assessment of pregnancy: *Diagnostic Ultrasound: Rumack CM, Wülson SR, Charboneau JW. Mosby Year Book. St Louis, Missouri 1991, s: 955-970*
36. Bourre TH. Transvaginal color doppler in gynecology. *Ultrasound Obstet Gynecol* 1991;1: 1
37. Middleton WD, Foley WD, Lawson TL. Flow reversal in normal carotid bifurcation; color Doppler flow imaging analysis. *Radiology* 1988; 167: 207-210
38. D'Ottavio G, Meir YJ, Rustico MA, et al. Screening for fetal anomalies by ultrasound at 14 and 21 weeks. *Ultrasound Obstet Gynecol* 1997; 10:375-380
39. Drysdale K, Ridley D, Walker K, et al. First-trimester pregnancy scanning as a screening tool for high-risk and abnormal pregnancies in a district general hospital setting. *J Obstet Gyneacol* 2002;22:159-165
40. Rosendahl H, Kivinen S. Antenatal detection of congenital malformations by routine ultrasonography. *Obstet Gynecol* 1989;73:947-951
41. Wong SF, Chan FY, Cincotta RB, et al. Routine ultrasound screening in diabetic pregnancies . *Ultrasound Obstet Gynecol* 2002; 19:171-176
42. Sabbagha RE, Tamura RK, Dal Campo S: Fetal dating by ultrasound, *Sem Roentgenol* 1982;17:3
43. Jeanty P, Romero R: *Obstetrical ultrasound*, New York, 1984, McGraw-Hill.
44. Yeh M and others: Ultrasonic measurement of the femur length as an index of fetal gestational age, *Am J Obstet Gynecol* 1982; 144:519
45. Chinn D and others: Ultrasonic identification of fetal lower extremity epiphyseal ossification centers, *Radiology* 1983 ; 147:815
46. Campbell S, Wilkin D: Ultrasonic measurement of the fetal abdominal circumference in the estimation of fetal weight, *Br J Obstet Gynecol* 1975;82:689,
47. Yousefzadeh DK, Naidich TP: US anatomy of the posterior fossa in children: Correlation with brain sections. *Radiology* 1985;156:353
48. Naidich TP, Gusnard DA, Yousefzadeh DK: Sonography of the internal capsule and basal ganglia in infants:1. Coronal sections. *AJNR* 1985; 6:909

49. Filly RA, Callen PW: ultrasonographic evaluation of normal Fetal anatomy. In Sanders R, James E (eds): *Ultrasonography in Obstetrics and Gynecology*, 2nd ed.1980. New York, Appleton Century-Crofts
50. Mahony BS, Filly RA: High-resolution sonographic assessment of the fetal extremities. *J Ultrasound Med* 1984; 3: 489
51. Docher MF, Se(latree RS: Comparison between linear array, real-time ultrasonic scanning and conventional compound scanning in the measurement of the fetal biparietal diameter. *Br J Obstet Gynecol* 1977; 84: 924
52. Filly RA: Sonographic anatomy of the normal fetus. In Harrison MR, Golbus MS, Filly RA (eds):1991 *The Unborn Patient: Prenatal Diagnosis and Treatment* Philadelphia, WB Saunders,
53. Vljakovic S. Vasovic L. Dakovic M. Cukuranovic R. Age-Related changes of the human fetal kidney size. *Cells tissues organs* 2006;182: 193 -200
54. Elejalde BR, de Elejalde MM, Heitman T: Visualization of the fetal genitalia by ultrasonography: A review of the literature and analysis of its accuracy and ethical implications. *J Ultrasound Med* 1985; 4:633
55. Natsuyama E: Sonographic determination of fetal sex from 12 weeks of gestation. *Am J Obstet Gynecol* 1984; 149:748,
56. Mahony BS, Filly RA, Callen PW: Amnionicity and chorionicity in twin pregnancies: Prediction using ultrasound. *Radiology* 1985; 155:205
57. Gasser RF: Evidence that sclerotomal cells do not migrate medially during normal embryonic development of the rat. *Am J Anat* 1979;154:509
58. Filly RA. Golbus MS: Ultrasonography of the normal and pathologic fetal skeleton, *Radiol Clin North Am* 1982; 20:311
59. Jeanty P, Kirkpatrick C, Dramaix-Wilmet M, et al: Ultrasonic evaluation of fetal limb growth. *Radiology* 1981; 140:165
60. O'Rahilly R. Meyer DB: Roentgenographic investigation of the human skeleton during early fetal life. *AJR* 1956; 76:455
61. Bagnall KM Harris PF, James RM: A radiographic study of the human fetal spine: II. The sequence of development of ossification centers in the vertebral column *J Anat* 1977; 124:791
62. Filly RA. Simpson GF, Linkowski G: Fetal spine morphology and maturation during the second trimester: Sonographic evaluation *J Ultrasound Med* 1987; 6:631
63. Dennis MA, Droese JA, Pretorius DH, Manco-Johnson ML: Normal fetal sacrum simulating spina bifida: Pseudodysraphism, *Radiology* 1985; 155:751
64. Birnholz JC: Fetal lumbar spine: Measuring axial growth with ultrasound. *Radiology* 1986; 158:805
65. Moore KL: The placenta and fetal membranes, In *The Developing Human: Clinically Oriented Embryology*, 4th ed. 1988, Philadelphia, WB Saunders
66. Chinn DH, Filly RA, Callen PW: Ultrasonic evaluation of fetal umbilical and hepatic vascular anatomy. *Radiology* 1982; 144:153,
67. Marks WM, Filly RA, Callen PW: Ultrasonic anatomy of the liver: A review with new applications. *J Clin Ultrasound* 1979; 7:137
68. Ziliani M, Fernandez A: Correlation of ultrasonic images of fetal intestine with gestational age and fetal maturity. *Obstet Gynecol* 1983; 62: 569
69. Cooper C, Mahony RS, Bowie RD, et al: Ultrasound evaluation of the normal fetal upper airway and esophagus. *J Ultrasound Med* 1985; 4:343
70. Pritchard JA: Fetal swallowing and amniotic fluid volume. *Obstet Gynecol* 1966; 28:606

71. Abramovich DR: Fetal factors influencing the volume and composition of liquor amni., *J Obstet Gynecol Br Commonw* 1970; 77: 865
72. Grand RJ, Watkins JB, Torti FM: Development of the human gastrointestinal tract. *Gastroenterology* 1976; 70:790
73. Fakhry J, Reiser M, Shapiro LR, et al: Increased echogenicity in the lower fetal abdomen: A common normal variant in the second trimester. *J Ultrasound Med* 1986; 5:489,
74. Nyberg DA, Mack LA, Patten RM, et al: Fetal bowel, normal sonographic findings. *J Ultrasound Med* 1987; 6:3
75. Schmidt W, Yarkoni S, Jeanty P, et al: Sonographic measurements of the fetal spleen: Clinical implications. *J Ultrasound Med* 1985; 4:667
76. Fried AM, Loh FK, Umer MA, et al: Echogenicity of fetal lung: Relation to fetal age and maturity. *AJR* 1985; 145:591
77. Cayea PD, Grant DC, Doubilet PM, et al: Prediction of fetal lung maturity: Inaccuracy of suttudy using conventional ultrasound instruments, *Radiology* 1985; 155:473
78. Lawson TL, Foley WD, Berland LL, et al: Ultrasonic evaluation of fetal kidneys: Analysis of normal size and frequency of visualization as related to stage of pregnancy. *Radiology* 1981; 138:153
79. Bowie JD, Rosenberg ER, Andreotti MD, et al: The changing sonographic appearance of fetal kidneys during pregnancy. *J Ultrasound Med* 1983; 2:505
80. Grannum P, Bracken M, Silverman R, et al: Assessment of fetal kidney size in normal gestation by comparison of ratio of kidney circumference. *Am J Obstet Gynecol* 1980; 136:249
81. Wladimiroff JW, Campbell S: Fetal urine-production rates in normal and complicated pregnancy. *Lancet* 1974; 1:151
82. Chamberlain P, Manning FA, Morrison I, et al: Circadian rhythm in bladder volumes in the term human fetus. *Obstet Gynecol* 1984; 64:657
83. Rosenberg ER, Bowie JD, Andreotti RF, et al: Sonographic evaluation of fetal adrenal glands. *AJR* 1982; 139:1145
84. Goldberg BB, Isard HJ, Gershon-Cohen J, et al: Ultrasonic fetal cephalometry. *Radiology* 1966; 87:328
85. Young GB: The arrow pattern: A new anatomical fetal biparietal diameter. *Radiology* 1980; 137:445
86. Seidler DE Filly RA: Relative growth of the higher fetal brain structures. *J Ultrasound Med* 1987; 6: 573- 576
87. Rotmensch SR, Copel JA, Hobbins JC: Introduction to Doppler velocimetry in obstetrics: *Obstetrics and Gynecology Clinics of North America* vol: 18, number 4, December 1991, s:823-843
88. Eik Nes SH, Marsal K, Brubaak AU: Ultrasonic measurement of human fetal blood flow in aorta and umbilical vein; influence of fetal breathing movements. *Adv Ultrasound.* 1982; 2: 233
89. Wladimiroff JW: Fetal cerebral blood flow. *Clin obstet Gynecol* 1989; 32: 710
90. Bower S, Campbell S: Doppler in obstetrics: Abdominal and general ultrasound. Cosgrove D, Meire H, Dewbury K. Churchill Livingstone. 1993, New York
91. Hastie SJ, Howie CA, Whittle MJ, Rubin C: Daily variability of umbilical and lateral uterine wall artery blood velocity waveform measurements. *Br J Obstet Gynaecol* 1988; 95: 571-574

- 92.** Cameron A, Nicholson S, Nimrod CA: Duplex ultrasonography of the fetal aorta, umbilical artery and placental arcuate artery throughout normal human pregnancy. *J Ultrasound Med* 1988; 7: 671-673
- 93.** Gerson AE, Wallace DM, Stiller RJ: Doppler evaluation of umbilical venous and arterial blood flow in the second and third trimesters of normal pregnancy. *Obstet Gynecol* 1987; 70: 622,
- 94.** Giles WB, Trudinger BJ, Baird PJ: Fetal umbilical artery flow velocity waveforms and placental resistance: Pathological correlation. *Br J Obstet Gynaecol* 1985; 92: 31-38
- 95.** Hendricks SK, Sorensen TK, Wang KY: Doppler umbilical artery waveform indices - normal value from fourteen to forty two weeks. *Am J Obstet Gynecol* 1989; 161: 761-765
- 96.** Rotmensch S, Liberati M, Luo JS: Color Doppler flow patterns and flow velocity waveforms of the intraplacental fetal circulation in growth retarded fetuses. *AM J Obstet Gynecol* 1994;171: 1257-64
- 97.** Mulders LG, Muijers GJ, Jangsva HW: The umbilical artery blood flow velocity waveform in relation to fetal breathing movements, fetal heart rate and fetal behavioral states in normal pregnancy at 37 to 39 weeks. *Early Hum Dev* 1986; 14: 283-293
- 98.** Yarlagadda P, Willoughby L, Maulik D: Effect of fetal heart rate on umbilical artery Doppler indices. *J Ultrasound Med* 1989; 8: 215-218
- 99.** Arbeille P, Ronein A, Berson M: Exploration of the fetal cerebral blood flow by duplex Doppler linear array system in normal and pathological pregnancies. *Ultrasound Med Biol* 1987; 13: 329
- 100.** Veille JC, Cohen I: Middle cerebral artery blood flow in normal and growth retarded fetuses. *Am J Obstet Gynecol* 1990; 162: 391-396
- 101.** Wiladimiroff JW, Van den Wijngaard JAGW, Degani S: Cerebral and umbilical arterial blood flow velocity waveforms in normal and growth retarded pregnancies: A comparative studies. *Obstet Gynecol* 69: 705
- 102.** Van den Wijngaard JAGV, Groenenberg IAL, Wiladimiroff JW: Cerebral Doppler ultrasound of the human fetus. *Br J Obstet Gynaecol* 1989; 96: 845-849
- 103.** Wiladimiroff JW, Tonge HM, Stewart PA: Doppler ultrasound assessment of cerebral blood flow in human fetus. *Br J Obstet Gynaecol* 1986; 93
- 104.** Wiladimiroff JW, Noordam MS, Van den Wijngaard JAGW: Fetal internal carotid and umbilical artery blood flow as a measure of fetal compromise in intrauterine growth retardation. *Pediatr Res* 1988; 24: 609-612
- 105.** Doubilet PM, Benson CB: Fetal growth disturbances. *Semin Roentgeno* 1990;115: 309-316
- 106.** Galbraith RS, Karchamar EJ, Piercy WN, Low JA: The clinical prediction of intrauterine growth retardation. *Am J Obstet Gynecol* 1979; 133:281-286
- 107.** Lugo G, Cassady G: Intrauterine growth retardation: Clinicopathologic findings in 233 consecutive infants. *Am J Obstet Gynecol* 1971; 109:615-622
- 108.** Benson CB; Doubilet PM: Doppler criteria for intrauterine growth retardation predictive values. *J Ultrasound Med* 1988; 7: 665-669
- 109.** Grant EG: Maternal fetal Doppler Sonography; potential or reality. *Semin Roentgenol* 1991; 16:75-86
- 110.** Mc Cowan LM, Ritchie K, Mo LY: Uterine artery flow velocity waveform in normal and growth retarded pregnancies. *Am J Obstet Gynecol* 1988; 158: 409-504
- 111.** Newnham JP, Patterson LL; James IR, Diepeveen DA, Reid SE: An evaluation of the efficacy of Doppler flow velocity waveform analysis as a screen test in pregnancy. *Am J Obstet Gynecol* 1990; 162: 403-410

- 112.** Cameron AD, Nicholson SF, Nimrod CA: Doppler waveforms in the fetal aorta and umbilical artery in the patient with hypertension in pregnancy. *Am J Obstet Gynecol* 1988;158: 339-345
- 113.** Cuningham PG, Mac Donald PC: Hypertensive disorders in pregnancy. Williams' Obstetrics. 18th ed. 1989 New York: Appleton. Century-Crafts; 653-694,
- 114.** Fleischer A, Schulman H, Farmakides G: Umbilical artery velocity waveform and intrauterine growth retardation. *Am J Obstet Gynecol* 1985; 151:552
- 115.** Fleischer A, Schulman H, Farmakides G: Uterine artery Doppler velocimetry in pregnant women with hypertension. *Am J Obstet Gynecol* 1986; 154: 806-813
- 116.** Samuels P: Ultrasound in the management of twin gestation. *Clin Obstet Gynecol* 1989; 31: 110
- 117.** Farmakides G, Schulman H, Schneider E: Umbilical artery velocity in multiple pregnancy. *Clin Obstet Gynecol* 1989; 32: 687
- 118.** Farmakides G, Schulman H, Saldana L: Surveillance of twin pregnancy with umbilical velocimetry. *Am J Obstet Gynecol* 1985; 153: 789
- 119.** Brar HS, Horenstein J, Medearis AL: Cerebral, umbilical and uterine resistance using Doppler velocimetry in postterm pregnancy. *J Ultrasound Med* 1989; 8: 187-191
- 120.** Nimrod CA, Yee J, Hopkins C: The utility of pulsed Doppler studies in the evaluation of the postdate pregnancies. Proceedings of the society of perinatal obstetricians 10th Annual Meeting, Houston. 1990 ; 517
- 121.** Giles WB, Lah FX, Trudinger BJ: The effect of epidural anesthesia for caesorean section on maternal uterine and fetal umbilical artery blood flow velocity wavwform. *Br J Obstet Gynaecol* 1987; 94: 55-59
- 122.** Linblad A, Marsal K, Andersson KE: Effect of nicotine of human fetal blood flow. *Obstet Gynecol* 1988; 72: 371-382
- 123.** Mari G, Moise KJ, Deter RL: Doopler assessment of the renal blood flow velocity waveform during indomethacin drug therapy for preterm labor and polyhydramnios. *Obstet Gynecol* 1990; 75: 199-201
- 124.** Perales AJ, Naden RP, Laptook A: Fetal response to maternal infusions of anjiotensin 2. *Am J Obstet Gynecol* 1986; 154: 195-203
- 125.** Kesim MD. Sigara ve Gebelik. *Şişli Etfal Hastanesi Tıp Bülteni*, 2004; 38(2); 7-14
- 126.** U.S. Department of Health and Human Services. The Health Consequences of Smoking: A Report of the Surgeon General—2004. Centers for Disease Control and Prevention, Office on Smoking and Health, Atlanta Georgia, May 2004
- 127.** Martin JA: Births: Final Data for 2002. *National Vital Statistics Reports*, 52 (10), Dec, 2003
- 128.** Postmus PE: Epidemiology of Lung Cancer in: Fishmans Pulmonary Diseases and Disorders. 3th ed. (Ed: Fishman AP. Elias JA. Fishman JA. Grippi MA. Kaiser LR. Senior RM USA. The McGraw-Hill Companies, 1998,1706-1725
- 129.** Burns DM: Cigarette smoking. *Thoracic Oncology* 1997; 51-55
- 130.** Koren G: Fetal toxicology of environmental tobacco smoke. *Curr Opin Pediatr*; 1995; 7:128 –31
- 131.**Lambers DS, Clark KE: The maternal and fetal physiologic effects of nicotine. *Semin Perinatol.* 1996; 20(2):115-26
- 132.** Mercelina-Roumans PE, Schouten H, Ubachs JM, van Wersch JW: Cotinine concentrations in plasma of smoking pregnant women and their infants. *Eur J Clin Chem Clin Biochem.* 1996; 34:525– 8

- 133.** Pastrakuljic A, Schwartz R, Simone C et al.: Transplacental Transfer And Biotransformation Studies Of Nicotine In The Human Placental Cotyledon Perfused In Vitro. *Life Sciences*, 1998; 63(24), 2333-2342
- 134.** Berlin I, Radzius A, Henningfield JE, Moolchan ET: Correlates of expired air carbon monoxide: effect of ethnicity and relationship with saliva cotinine and nicotine. *Nicotine Tob Res.* 2001; 3(4):325-31
- 135.** Bush PG, Mayhew TM, Abramovich DR, et al.: A quantitative study on the effects of maternal smoking on placental morphology and cadmium concentration. *Placenta.* 2000; 21(2-3):247-56
- 136.** Kao LW, Nanagas KA: Carbon monoxide poisoning. *Emerg Med Clin North Am.* 2004; 22(4):985-1018
- 137.** Kaye S: Some usual and unusual poisonings due to carbon monoxide, *Bol Asoc Med P R.* 2003; 95(6):21-5
- 138.** Steiner S, Larsen JK, Donath A, Pauli HG: Renal function and protein elimination of human subjects during carbonmonoxide exposure. *Helv Med Acta.* 1971; 36(1):39-42
- 139.** Bush PG, Mayhew TM, Abramovich DR, et al.: Maternal cigarette **smoking** and oxygen diffusion across the placenta. *Placenta* 2000; 21(8):824-33
- 140.** Habek D: Effect of smoking on the feto-placental unit. *Lijec Vjesn.* 1998; 120(7-8): 215-9
- 141.** Hrubá D, Kachlik P: Influence of maternal active and passive smoking during pregnancy on birthweight in newborns. *Cent Eur J Public Health.* 2000; 8(4):249-52
- 142.** Longo LD: The biological effects of carbon monoxide on the pregnant woman, fetus and newborn infant. *Am J Obstet Gynecol.* 1977; 129,69-103
- 143.** Andres RL, Day MC: Perinatal complications associated with maternal tobacco use. *Semin Neonatol.* 2000; 5(3):231-41
- 144.** Ashfaq M, Janjua MZ, Nawaz M: Effects of maternal smoking on placental morphology. *J Ayub Med Coll Abbottabad* 2003;15(3):12-5
- 145.** Larsen LG, Clausen HV, Jonsson L: Stereologic examination of placentas from mothers who smoke during pregnancy. *Am J Obstet Gynecol.* 2002; 186(3): 531-7
- 146.** Van der Veen F, Fox H: The effects of cigarette smoking on the human placenta: a light and electron microscopic study. *Placenta* 1982; 3(3):243-56
- 147.** Christianson RE: Gross differences observed in the placentas of smokers and nonsmokers. *Am J Epidemiol.* 1979; 110(2):178-87
- 148.** Mayhew TM, Brotherton L, Holliday E, et al.: Fibrin-type fibrinoid in placentae from pregnancies associated with maternal smoking: association with villous trophoblast and impact on intervillous porosity. *Placenta.* 2003; 24(5):501-9
- 149.** C.A. Albuquerque et al. / *Early Human Development* 80 (2004) 31–42
- 150.** Newnham JP, Patterson L, James I, Reid SE. Effects of maternal cigarette smoking on ultrasonic measurement of fetal growth and on doppler flow velocity waveforms. *Early Hum Dev* 1990;24:23– 36
- 151.** Arbeille P, Bosc M, Vaillant MC, Tranquart F. Nicotine-induced changes in the cerebral circulation in ovine fetuses. *Am J Perinatol* 1992;9:270 – 4
- 152.** Muller JS, Antunes M, Behle I, Teixeira L, Zielinsky P. Acute effects of maternal smoking on fetal–placental–maternal system hemodynamics. *Arq Bras Cardiol* 2002;78:148– 55
- 153.** Morrow RJ, Ritchie JWK, Bull SB. Maternal cigarette smoking: the effects on umbilical and uterine blood flow velocity. *Am J Obstet Gynecol* 1988;159:1069– 71.

- 154.** Becker R, Vonk R, Vollert W, Entezami M. Doppler sonography of uterine arteries at 20–23 weeks: risk assessment of adverse pregnancy outcome by quantification of impedance and notch. *J Perinat Med* 2002;30:388–94
- 155.** Olofsson P, Laurini RN, Marsal K. A high uterine artery pulsatility index reflects a defective development of placental bed spiral arteries in pregnancies complicated by hypertension and fetal growth retardation. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol* 1993;49:161–8
- 156.** Aquilina J, Barnett A, Thompson O, Harrington K. Comprehensive analysis of uterine artery flow velocity waveforms for the prediction of pre-eclampsia. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2000;16:163–70
- 157.** Talbert DG. Uterine flow velocity waveform shape as an indicator of maternal and placental development failure mechanisms: a model-based synthesizing approach. *Ultrasound Obstet Gynecol* 1995;6:261–71
- 158.** Kalinka J, Hanke W, Sobala W, Suzin J. Influence of environmental smoke exposure during pregnancy on umbilical blood flow velocity. *Ginekol Pol* 2000;71:653–7
- 159.** Lindblad A, Marsal K, Andersson K-E. Effect of nicotine on human fetal blood flow. *Obstet Gynecol* 1988;72:371–82
- 160.** Ahlsten G, Ewald U, Tuvemo T. Prostacyclin-like activity in umbilical arteries is dose-dependently reduced by maternal smoking and related to nicotine levels. *Biol Neonate* 1990;58:271–8
- 161.** Ulm MR, Plockinger B, Pirich C, Gryglewski RJ, Sinzinger HF. Umbilical arteries of babies born to cigarette smokers generate less prostacyclin and contain less arginine and citrulline compared with those of babies born to control subjects. *Am J Obstet Gynecol* 1995;172:1485–7
- 162.** Economides D, Braithwaite J. Smoking, pregnancy and the fetus. *J R Soc Med* 1994;114:198–201
- 163.** Teasdale F, Ghislaine JJ. Morphological changes in the placentas of smoking mothers: a histomorphometric study. *Biol Neonate* 1989;55:259.