

**KLİNİK ARAŞTIRMA****DARLIK TAKLİDİ İLE ELDE EDİLMİŞ ARTERYEL  
DOPPLER SİNYALİNE AİT SPEKTRAL ANALİZ  
BULGULARININ İNCELENMESİ**

EVALUATION OF THE EFFECTS OF SIMULATED STENOSIS ON SPECTRAL ANALYSIS  
OF ARTERIAL DOPPLER SIGNALS

**Yasemin APAK DOĞAN**  
**Fuat ŞAHİN**  
**Cemal Suat EREN**  
**Mahmut TOKMAKÇI**  
**Nuri ERDOĞAN**

**ÖZET**

**AMAÇ:** Darlık taklidi yapılmış bir arterde darlıktan önceki ve sonraki arter kan akımının ait spektral özellikleri değerlendirmek.

**GEREÇ VE YÖNTEM:** Çalışma 21 sağlıklı gönüllü üzerinde Toshiba Nemio XG renkli Doppler ultrason aygıtı ve 11 MHz olan doğrusal dizilimli prob kullanılarak gerçekleştirildi. Her bir gönüllüde darlık taklidi brakial arter akımı tansiyon aletinin manşonunu 180 mmHg'ye getirilerek sağlandı. Daha sonra Doppler aygıtı ile iki ayrı bölgeden dört farklı brakial arter ses sinyali alındı: 1. Manşon üzerindeki düzeyde manşon şişirilmeden önce ve sonra (darlık öncesindeki akım taklidi), 2. Manşon distalinden manşon şişirilmeden önce ve sonra (darlık sonrasındaki akım taklidi). Sinyal Doppler aygıtının ses çıkışından kişisel dizüstü bilgisayarına aktarıldı ve burada MathLab yazılımı (Versiyon 7.1) kullanılarak Fourier dönüşümü gerçekleştirildi. İstatistiksel çalışma için aynı bölgeden alınan sinyaller birbiri ile kıyaslandı. Darlık öncesindeki akım taklidi için kullanılan kıyaslama verileri atımlılık göstergesi (pulsatility indeksi), akım debisi, en yüksek güç spektrum yoğunluğu (EYGSY) ve EYGSY'na karşı gelen frekanstan oluşuyordu. Darlık sonrasındaki akım taklidi için kullanılan kıyaslama verileri ise en yüksek sistolik hız, diyastol sonu hız, akım debisi, ilk iki hız değeri arasındaki fark, EYGSY ve EYGSY'na karşı gelen frekanstan oluşuyordu.

**BULGULAR:** Distaldeki arteryel direncin artırılması; atımlılık göstergesinde artışa, akım debisinde ve EYGSY değerlerinde düşüğe neden oldu. Darlık sonrasındaki akımda ise en yüksek güç spektrumuna karşılık gelen frekans bileşenleri sistolün erken evrelerine kayarak en yüksek sistolik hızda azalmaya, diyastol sonu hızda yükselmeye, akım debisinde azalmaya ve EYGSY değerlerinde düşüğe neden olmuştu. Her iki durumda EYGSY'na karşı gelen frekans değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmadı.

**SONUÇ:** Bu bulgular klinik çalışmalarla doğrulandığında arter atımlılığının ve darlık sonrası akımın "gecikmişlik (tardus)" bileşeninin dolaylı bir göstergesi olarak kullanılabilir.

**Anahtar Sözcükler:** Arter Darlığı; Doppler Ultrason; Fourier Dönüşümü

**Tepecik Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Radyoloji Laboratuvarı, İZMİR**

(Doç. Dr. N. Erdoğan, Lab. Şefi, Uz. Dr. C.S. Eren, Uz. Dr. F. Şahin, Uz. Dr. Y.A. Doğan)

**Erciyes Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Biyomedikal Müh. Bölümü, KAYSERİ**

(Yrd. Doç. Dr M. Tokmakçı)

**Yazışma:** N Erdoğan

## SUMMARY

**AIM:** To analyze the spectral characteristics of the pre- and poststenotic arterial flow patterns in cases with simulated stenosis.

**MATERIAL AND METHODS:** The study was conducted on 21 healthy volunteers, by using Toshiba Nemio XG color Doppler instrument and a 11 MHz linear array probe. In each case stenosis was simulated by inflating a sphygmomanometer cuff over the brachial artery up to 180 mm Hg. Four different brachial artery signals were obtained at two different arterial segments: 1. Proximal to the cuff, before and after inflation (simulation of prestenotic flow), and 2. distal to the cuff, before and after inflation (simulation of poststenotic flow). The signal was conveyed from the audio output of the Doppler instrument to a personal PC, in which Fourier transform operations using MathLab software (Version 7.1). For statistical study, two different set of data within each segment (normal v.s. pre- or poststenotic flow) were compared. The comparative data were Pulsatility Index, flow rate, maximum power spectral density and the frequency corresponding to maximum power spectral density in case of prestenotic flow, whereas they were maximum systolic velocity, end diastolic velocity, the difference between the former and the latter, flow rate, maximum power spectral density and the frequency corresponding to maximum power spectral density in case of poststenotic flow.

**FINDINGS:** Increased distal arterial resistance resulted in:

1. An increased Pulsatility Index; and
2. Decreased flow volume and maximum power spectral density. In poststenotic flow, the frequency components in maximum power spectrum shifted to the earlier phases of systole, along with a decrease in the maximum systolic velocity, increase in the end diastolic velocity, decrease in the flow volume and maximum power spectral density. In both settings, the frequency corresponding to maximum power spectral density did not show a significant change.

**CONCLUSION:** Confirmed by clinical studies, these finding may serve as a surrogate marker for arterial pulsatility and/or "tardus" component in the poststenotic flow.

**Keywords:** Arterial Stenosis; Doppler Ultrasound; Fourier Transformation

## GİRİŞ

Herhangi bir arter bölümünde Doppler Ultrason ile değerlendirilen akım dalgası şeklini belirleyen iki etken vardır (1): 1. Arter distalindeki direnç, ki arterin atımlılığını (pulsatility) belirler; ve 2. arter proksimalinde direnç azalmasına yol açan darlık varlığı; ki akımda zirvenin gecikmesine ve zayıflamasına neden olur (zayıflamış ve gecikmiş atım, yani "pulsus parvus et tardus").

### Atımlılık

Düşük atımlılık özelliklerine sahip Doppler dalga biçimi geniş sistolik bir zirveye ve diyastol boyunca ileri yönlü akışa sahiptir. Yüksek atımlılık özelliklerine sahip Doppler dalga biçimleri ise yüksek, dar ve keskin bir sistolik zirveye sahiptir ve ters veya tamamen kesilmiş diyastolik akış gösterirler (1). Yüksek atımlılığın klasik örneği dinlenme sırasında normal ekstremite arterlerinde görülen üç evreli akış örüntüsüdür. Yüksek atımlılık özelliğine sahip dalga şekilleri kan akışına yüksek direnç gösteren dolaşım sistemlerinin bir özelliğidir.

Atımlılığın ve buna koşut olarak distal direncin değerlendirilmesi için tanımlanan en önemli Doppler göstergeleri kalp atımlarına ait atımlılık göstergesi

(AG), dirençlilik göstergesi (DG) ve sistolik/diyastolik (S/D) hız oranıdır (1,2).

### Zayıflamış ve Gecikmiş Atım

Bu bulgunun varlığı aort darlığı da dahil olmak üzere inceleme yapılan yerin öncesinde bir darlık olduğu anlamına gelir. Bu nedenle bu akım türü "darlık sonrası akım" olarak da adlandırılır. Yükselme hızında yavaşlamanın araştırılması için spektral Doppler incelemede izlenen atımların erken sistolik dönemdeki ivmelenmesi kullanılır (1, 2). İvmelenme erken sistolde çok hızlı bir artış gösterir ve atım ventriküler kasılma başladıktan sonra saniyenin yüzde biri gibi bir sürede zirveye ulaşır (2). Bu hızlı ivmelenme Doppler dalga şeklinde dikeye yakın bir sapmaya neden olur. Eğer Doppler inceleme seviyesinin öncesinde şiddetli arter tıkanması varsa erken sistolik ivmelenme azalır.

Klinik çalışmalarda ivmelenmenin ölçülmesi için kullanılan iki gösterge vardır (2): 1. İvmelenme göstergesi (acceleration index), ve 2. İvmelenme zamanı (acceleration time). İvmelenme göstergesi birim zaman içindeki hız artışıdır ( $\Delta v/\Delta t$ ) (2). Birimi  $cm/sn^2$ 'dir. İvmelenme zamanı ise ivmelenme başladıktan sonra zirveye ulaşması için geçen süredir ( $\Delta t$ ) ve birimi sn'dir.

Tanımlanan göstergelerin ölçümü kalp atımlarına ait spektral Doppler verileri üzerinde gerçekleştirilir. Spektral Doppler verisi, Doppler aygıtları tarafından gerçekleştirilen ve kısa zamanlı Fourier dönüşümü adı verilen matematiksel dönüşüm işlemi kullanılarak elde edilir (3-5). Matematiksel dönüşüm işlemi bir sinyale uygulanan ve o sinyalden daha fazla bilgi almayı hedefleyen bir işlemdir. Başka bir deyişle özgün sinyalden ek bilgiler çıkarma işlemidir. Elde edilen ek bilgiye işlenmiş sinyal adı verilir (3). İşlenmiş sinyalden özgün sinyalin içinde bulunan frekans bileşenleri (frekans spektrumu) ve genlik bileşenleri (güç spektrumu) ortaya çıkarılır.

Kısa zamanlı Fourier dönüşümü, Doppler aygıtlarında bulunan yazılımlar aracılığıyla gerçekleştirilir. Yazılım, hareketli dokudan geri yansıyan ses dalgalarının frekans bileşenlerini ( $\Delta F$ ) temel Doppler denklemi olan

$$\Delta F = 2 \times v \times f_0 \times \cos\theta / c$$

gereği kliniğe akım hızı bilgisi olarak yansır. Formülde  $\Delta F$ =Doppler kayma frekansı;  $v$ =Hareketli dokunu hızı;  $\theta$ =Ses demetinin açısı;  $c$ =Ortamdaki ses hızı (1540 m/sn);  $f_0$ =Gönderilen ses demetinin frekansıdır. Bu şekilde elde edilen hız (frekans) zaman grafiği üzerinde uygun yazılımlar aracılığıyla yukarıda tanımlanan göstergeler ölçülebilir.

Bu çalışmada sağlıklı gönüllülerde brakiyal arterde tansiyon aleti manşonunu şişirerek darlık taklidi oluşturduk. Bu bölgenin öncesinde oluşan artmış atımlılığa bağlı akım değişikliklerini ve distalinde oluşan darlık sonrası akım özelliklerini araştırdık. Bu amaçla önce Doppler aygıtında bulunan ölçüm yazılımlarını kullandık. Daha sonra Doppler ses verisini başka bir bilgisayara aktararak bu veri üzerinde MathLab yazılımı ile güç ve frekans spektrumu hesaplamaları yaptık. Amacımız atımlılığın artmış ve poststenotik akım biçimlerine ait spektral özellikleri belirlemek ve bunların kılğısal çalışmalara katkılarını araştırmaktır.

## GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmada 10'u kadın (%47,6), 11'i erkek (%52,3) toplam 21 sağlıklı gönüllü yer almıştır. Yaş aralığı 21-49 yıl olup ortalama yaş 26 yıldır. Tüm gönüllülere çalışmaya başlamadan önce aydınlatılmış onam formu okutulmuş ve kayıtları yapacak doktorlar tarafından sözlü bilgi verilmiştir. Çalışmanın bölgesel Etik Kurul'dan alınmış onayı vardır.

Görüntüleme için hastanemiz Radyoloji Birimi'nde bulunan Toshiba Nemio XG renkli Doppler ultrason

(US) aygıtı (Toshiba Medical Systems, Tokyo, Japan) ve merkezi frekansı 11 MHz olan doğrusal dizilimli prob kullanılmıştır. Aygıtın ses çıkışına bağlanan çift çıkışlı ses kablosu aracılığı ile bir kişisel dizüstü bilgisayarına 44100 Hz örnekleme frekansı kullanılarak monofonik ses kayıtları yapılmıştır. Kayıt öncesi hazırlık olarak gönüllü sırt üstü durumda sedye üzerine uzanmış ve ön kola tansiyon aleti manşonu bağlanmıştır. Daha sonra manşon öncesinde ve sonrasında olmak üzere iki ayrı bölümde brakiyal arter bulunup Doppler açısı 60 dereceye ayarlanarak yaklaşık 5-6 kalp atımı süresince kayıtlar yapılmıştır. Zemin gürültüsünü azaltmak ve temiz bir ses çıkışı sağlamak için kazanç ayarları her gönüllü için değiştirilmiştir. Daha sonra tansiyon aleti manşon basıncı darlık taklidi oluşturmak amacıyla 180 mm Hg'ye yükseltilmiştir. İlk kayıttaki aygıt ayarları korunarak aynı bölümlerden ikinci kayıtlar yapılmıştır. Daha sonra manşon basıncı indirilmiş ve veri toplanması sonlandırılmıştır.

### Atımlılığın Değerlendirilmesi

Bu amaçla elde edilen Doppler sinyal verileri üç başlıkta incelenmiştir:

1. Aygıt üzerinde bulunan yazılım aracılığıyla otomatik olarak AG ve akım debisi (ml/dk) saptanmıştır.
2. Başka bir bilgisayarda MathLab yazılımı (Versiyon 7.1) aracılığıyla ses verisinin analiziyle elde edilen en yüksek güç spektrum yoğunluğu (EYGSY) (Watt/Hz) ve EYGSY'na karşılık gelen frekans (Hz) hesaplanmıştır.
3. Distal direnç oluşturulmadan önce ve sonraki verilerin istatistiksel olarak karşılaştırılması için t-testi uygulanmıştır.

### "Zayıflamış ve Gecikmiş Atım" Bileşenlerinin Değerlendirilmesi

Elde edilen Doppler sinyal verileri üç başlıkta incelenmiştir:

1. Aygıt üzerinde bulunan yazılım aracılığıyla otomatik olarak en yüksek sistolik hız ( $V_{ey}$ ), diyastol sonu hız ( $V_{ed}$ ), en yüksek sistolik hız ve diyastol sonu hız arasındaki fark ( $V_{ey}-V_{ed}$ ), akım debisi (ml/dk) saptanmıştır.
2. Başka bir bilgisayarda MathLab yazılımı (Versiyon 7.1) aracılığıyla ses verisinin analiziyle elde edilen EYGSY (Watt/Hz) ve EYGSY'na karşı gelen frekans (Hz) hesaplanmıştır.
3. Distal direnç oluşturulmadan önce ve sonraki verilerin istatistiksel olarak karşılaştırılması için t-testi uygulanmıştır.

### Spektral Analiz

Spektral analiz için MathLab yazılım paketi (Version 7.1) kullanıldı. İlk olarak elde edilmiş veri grupları 512 veri notasından oluşan çerçeveler halinde ve Hamming penceresi kullanarak gruplandırıldı. Çakışma %50 olup sıfır ekleme yapıldı. Düşük seviyeli gürültüyü dışlamak için her bir spektrumda en fazla olan büyüklük bileşeninin -6 dB düşüğü dikkate alındı. Daha sonra kısa zamanlı Fourier dönüşümü ile frekans-zaman grafikleri oluşturuldu.

Kısa zamanlı Fourier dönüşümü,  $x$  ile ifade edilen bir giriş sinyalini birbiri ardınca gelen kısa zamanlı pencereler halinde ele alarak pencerelerin frekans spektrumunu hesaplar. Kısa zamanlı pencereler  $x(t)$  ile tanımlanır. Bu aralıkta sinyalin durağan olduğu varsayılır. Pencere işlevi  $w(t)$ , süresi  $T$ , ve merkezi zaman noktası  $\tau$  olarak tanımlandığında matematiksel işlemin formülü şudur:

$$X_{\tau}(f) = \int_{-T/2}^{T/2} X(t)w(t - \tau)e^{-j2\pi ft} dt$$

Kısa zamanlı Fourier dönüşümü sinyali zaman alanından birleşik zaman-frekans düzlemine ( $\tau, f$ ) taşır. İşleyiş için formülün ayrıklı şekli kullanılır. Yani,

$$DX_n(k) = \sum_{i=n-\frac{N}{2}}^{i=n+\frac{N}{2}} x(i)w(i-n)e^{-j\frac{2\pi k}{N}i}$$

Formülde  $n$  ve  $k$  ( $1 \leq k \leq N$ ) sırasıyla ayrıklı zaman ve frekansı,  $N$  pencere genişliğini gösterir (6). Buna bağlı olarak  $x(i)$ 'nin kısa zamanlı Fourier dönüşümü - tabanlı zaman-frekans gösterimi (yani enerji dağılımı) şu şekilde tanımlanır:

$$SPEC(n, k) = |DX_n(k)|^2$$

Yukarda belirtilen matematiksel ilkelerle gerçekleştirilen hesaplamalar sonucu MathLab yazılımı ile zaman alanında frekans grafiği (spektrum) elde edilmiştir. Grafik içinde güç yoğunlaşması olan zaman bölümleri bir renk çizelgesi yardımıyla gösterilmiştir. Görüntüler derginin basım olanakları doğrultusunda gri-skala görüntülere dönüştürülmüş olup EYGSY değerleri olanı siyah renkle, daha düşük değerler ise grinin tonları veya beyaz renklerle gösterilmiştir.

### BULGULAR

İstatistiksel analiz sonucunda aşağıdaki bulgular ulaşıldı:

### Atımlılık Ölçütleri

Aygıt üzerinde bulunan yazılım aracılığıyla araştırılan değişkenler incelendiğinde;

1. Atımlılık Göstergesi (AG) distaldeki direnç arttırdıktan sonra anlamlı olarak yükseldi ( $p < 0.5$ ). Direnç arttırılmadan önceki ortalama AG değeri  $3.4 \pm 1.4$ , direnç arttırıldıktan sonra  $15.5 \pm 11.7$  idi.
2. Direnç arttırdıktan sonraki akım debisi değerleri de anlamlı olarak düşüktü ( $p < 0.05$ ). Direnç arttırılmadan önceki akım debisi değeri  $163. \pm 116$ . ml/dk iken direnç arttırıldıktan sonraki akım debisi  $41. \pm 30$ . ml/dk oldu.

MathLab yazılımı aracılığıyla elde edilen değişkenler incelendiğinde;

1. Direnç arttırıldıktan sonra en yüksek güç spektrum yoğunluğu (EYGSY) değeri anlamlı olarak düşmüştü ( $p < 0.05$ ). Direnç arttırılmadan önceki ortalama EYGSY değeri  $4.3 \pm 1.9$  Watt/Hz iken, direnç arttırıldıktan sonraki ortalama EYGSY değeri  $1.5 \pm 0.5$  Watt/Hz idi.
2. Direnç arttırılmadan önce ve sonra EYGSY'na karşılık gelen frekans değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmadı ( $p \geq 0.05$ ). Direnç arttırılmadan önce bu değer  $258.3 \pm 74.5$  Hz iken direnç arttırıldıktan sonra  $233.7 \pm 34.9$  Hz olmuştur.

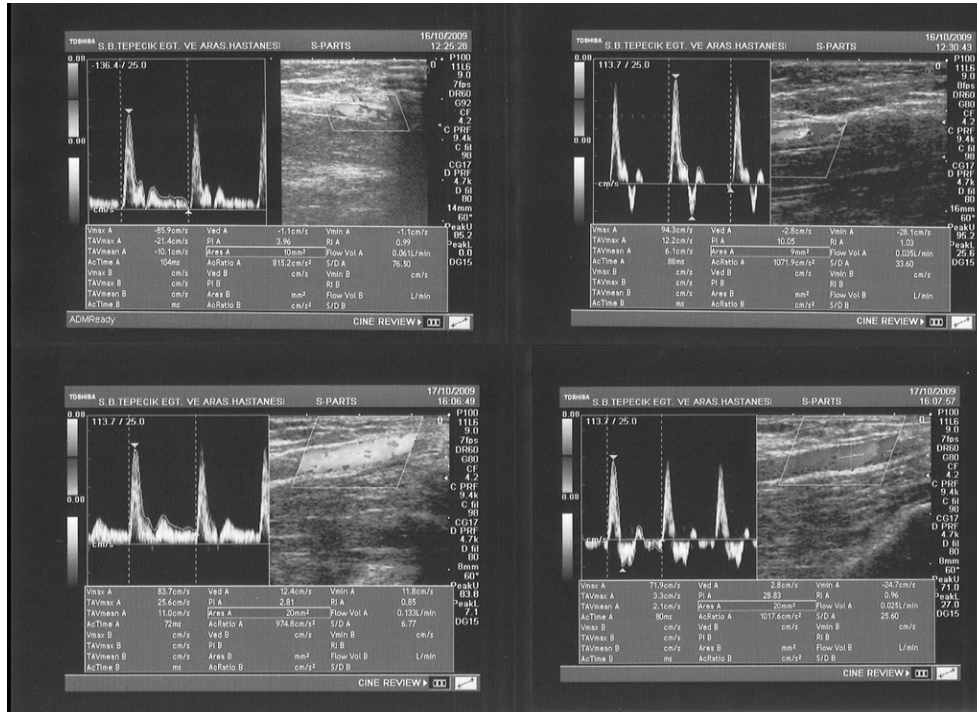
Spektrumların (frekans-zaman grafiği) görsel incelemesinde normal ve artmış dirençli akımda bulunan en yüksek güç spektrumu içeren frekans bileşenlerinin ağırlıklı olarak diyastolik dönemde yerleştiği görüldü.

Tanımlanan bulgular Şekil 1 ve 2'de örneklenmiştir.

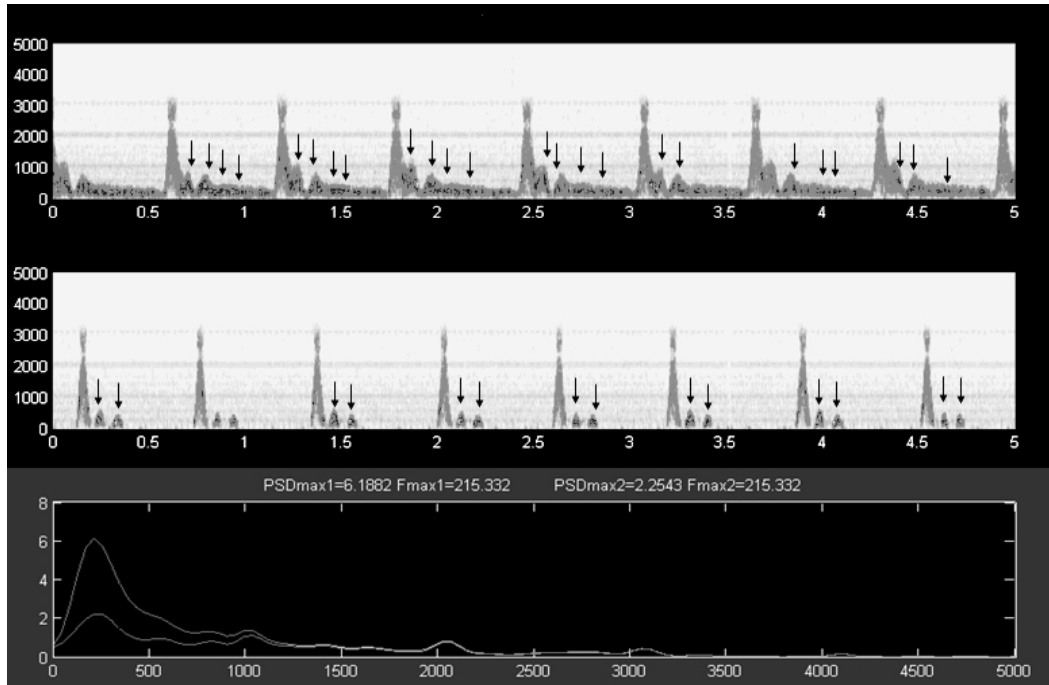
### Zayıflamış ve Gecikmiş Atıma Yönelik Ölçütler

Aygıt üzerinde bulunan yazılım aracılığıyla araştırılan değişkenler incelendiğinde;

1. Darlık sonrası akımda en yüksek sistolik hız anlamlı olarak düşmüştü ( $p < 0.05$ ). Normal akıma ait ortalama  $V_{ey}$  değeri  $98.2 \pm 14.2$  cm/sn iken, darlık sonrası akıma ait hız ortalama değeri  $49.0 \pm 15.5$  cm/sn'dir.
2. Darlık sonrası akımda diyastol sonu hız anlamlı düşüş göstermişti ( $p < 0.05$ ). Normal akıma ait ortalama  $V_{ed}$  değeri  $-9.2 \pm 11.5$  cm/sn iken darlık sonrası akıma ait ortalama değer  $-1.7 \pm 5.5$  cm/sn'dir.
3. Yukardaki bulgulara koşut olarak normal ve darlık sonrası akımlara ait en yüksek sistolik hız ve diyastol sonu hızlar arasındaki fark ( $V_{ey} - V_{ed}$ ) anlamlı olarak azalmaktadır ( $p < 0.05$ ). Normal kan akımında bu değer ortalama  $107.4 \pm 19.0$  cm/sn iken darlık sonrası akımda  $50.7 \pm 16.2$  cm/sn'dir.



**Şekil 1.** İki olguya ait darlık öncesi akımda aygıt üzerindeki yazılımın ürettiği spektral Doppler bulguları izleniyor. Sol sütun normal, sağ sütun ise yüksek atımlı akımlara aittir. Her bir satır aynı olguya aittir. Sağdaki sütunda bulunan akımların diyastolik geri dönüş evresi belirginleşmiştir.



**Şekil 2.** Bir olguya ait darlık öncesi akımda MathLab yazılımı aracılığıyla elde edilen spektrogramlar görülmüyor. Spektrogramlarda en yüksek güç spektrumu içeren frekans bileşenleri siyah tonlarda görülmektedir. Normal ve artmış dirençli akımda bulunan En yüksek güç spektrum yoğunluğu değerleri ağırlıklı olarak diyastolik dönemde (oklar). En alttaki güç-frekans dağılımını gösteren grafikte normal akım eğrisi üstte, dirençli akım eğrisi altta gösterilmiştir. Olguda direnç artırıldıktan sonra En yüksek güç spektrum yoğunluğu (eğrinin zirvesi) azalmıştır.

4. Darlık sonrası akımda akım debisi anlamlı olarak azalma vardır ( $p < 0,05$ ). Normal akımda ortalama debi  $44,1 \pm 26,2$  ml/dk iken darlık sonrası akımda  $18,7 \pm 10,1$  ml/dk'dir.
5. Normal ve darlık sonrası akımlarda saptanan ivmelenme göstergeleri arasında anlamlı farklılık izlenmedi ( $p \geq 0,05$ ). Normal akımda bu değer ortalama  $219,6 \pm 65,3$  Hz, darlık sonrası akımda ise  $245,4 \pm 195,6$  Hz'dir.

MathLab yazılımı aracılığıyla elde edilen değişkenler incelendiğinde;

1. Darlık sonrası akımlarda EYGSY anlamlı olarak düşmüştür ( $p < 0,05$ ). Normal akımda EYGSY değeri  $13,8 \pm 5,2$  Watt/Hz iken darlık sonrası akımda  $9,2 \pm 5,7$  Watt/Hz'dir.
2. Normal ve darlık sonrası akımlarda EYGSY'na karşı gelen frekans değerleri arasında anlamlı farklılık izlenmedi ( $p \geq 0,05$ ). Normal akımda bu değer ortalama  $219,6 \pm 65,3$  Hz, darlık sonrası akımda ise  $245,4 \pm 195,6$  Hz'dir.

Spektrogramların görsel incelemesinde normal akımda bulunan en yüksek güç spektrumu içeren frekans bileşenlerinin ağırlıklı olarak diyastolik dönemde yerleştiği görüldü. Darlık sonrası akımda bütün bireylerde en yüksek güç spektrumu içeren frekans bileşenleri sistolün daha erken evrelerine kaymıştı.

Tanımlanan bulgular Şekil 3 ve 4'te örneklenmiştir.

## TARTIŞMA

Kan akımı basınç farklılığı ve direncin bir işlevi olarak ortaya çıkmaktadır. Bu iki etken arasında,

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

formülüyle özetlenebilecek bir ilişki vardır. Kan akımı ile elektrik akımının analog olduğunu varsayabiliriz. Bu durumda elektriksel akım için kullandığımız formül olan

$$R = V / I$$

kan akımı için de geçerli olacaktır. Burada elektriksel direnç (R) distal arteryel direnç ile, potansiyel enerji farkı olan voltaj (V) arteryel atımın genliği ile, elektrik akımı (I) ise arteryel akım hızı ile benzeşiktir.

Elektrik akımı analogisi, güç kavramını tanımlamamıza da yardımcı olur. Akışkan sistemlerde gücün (P) tanımı (sonsuz kısa bir zaman noktasında) aşağıdaki formülle verilir:

$$P(t) = I(t) \times V(t)$$

Yukarıda verilen iki formül birleştirildiğinde gücün

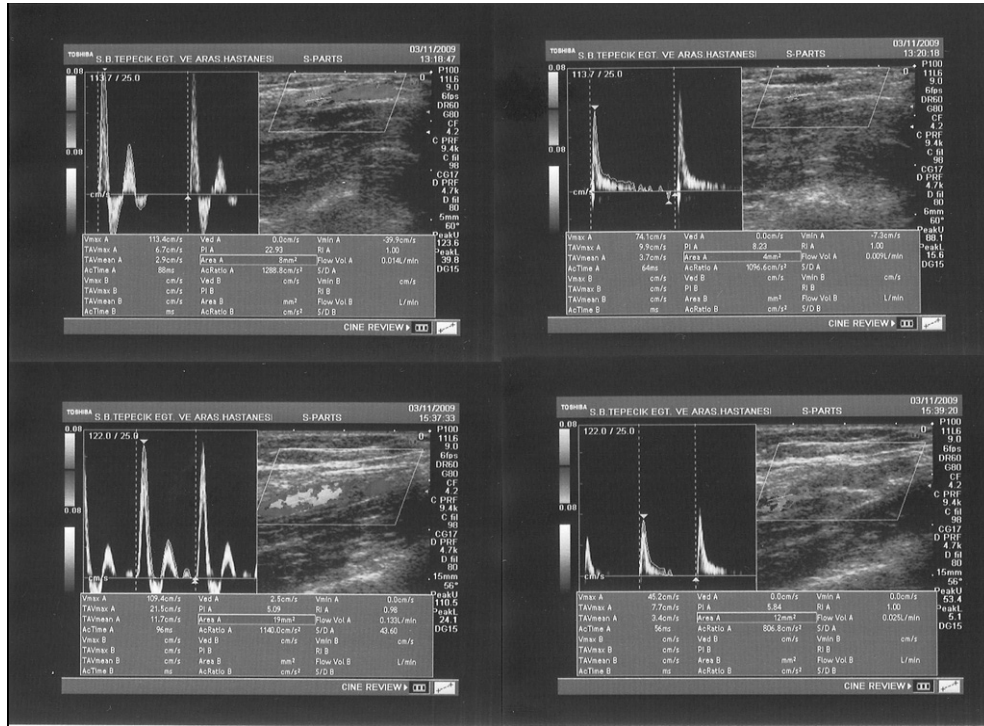
$$P = I^2 \times R = V^2 / R$$

olduğu söylenebilir. Elektrik dalgası benzetmesinden çıkıp ses fiziği terimleriyle açıklarsak ses gücü, ses dalgası hızının karesi ( $I^2$ ) ve yarattığı basınç genliğinin karesi ( $V^2$ ) ile doğru orantılı, distal damar direnci ile (R) ters orantılıdır. Bu bilgiyi şu şekilde yorumlayabiliriz:

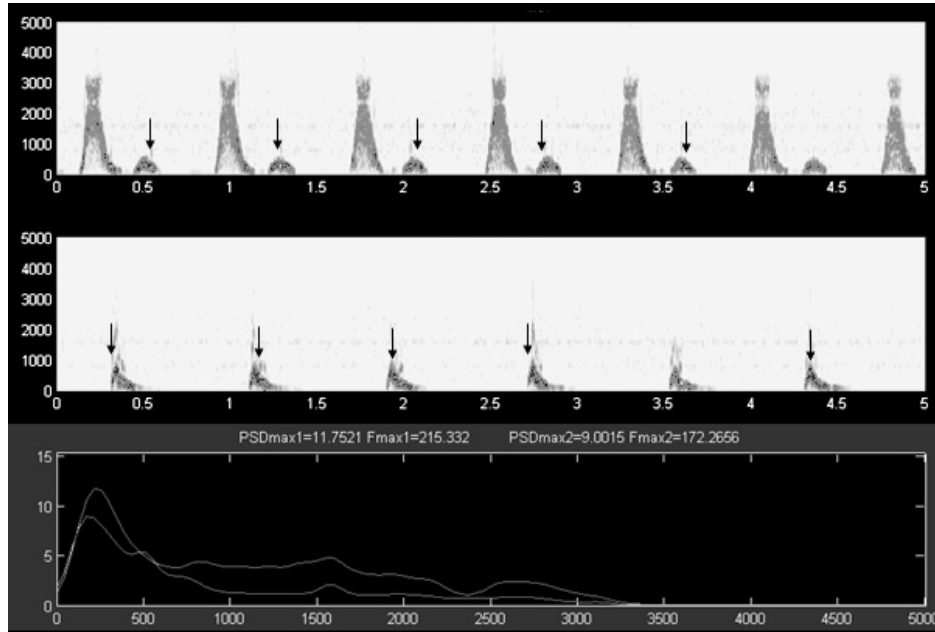
1. Doppler aygıtında örnekleme amacıyla gönderilen ses demeti kan içindeki eritrositlere çarparak geri döner. Geri yansıtılan sesin yüksek genlikte olması, örnekleme anında olabildiği kadar çok sayıda eritrositin "birlikte akması" anlamına gelir. Başka bir deyişle yansıtma görevini gören eritrosit sayısının en fazla olduğu zaman noktasında yüksek bir genlik (ve bunun karesiyle doğru orantılı olarak yüksek güç) oluşacaktır.
2. "Birlikte akan" eritrositlerin hızının yüksek olması, hızın karesiyle doğru orantılı olarak yüksek güç oluşturacaktır.
3. Her iki gereksinimin birlikte gerçekleştiği zaman noktasında güç seviyesi en tepede olacaktır.

Fourier dönüşümü ile gücün içindeki enerji (frekans veya hız) bileşenlerinin açığa çıkarılması işlemine "güç spektrumu oluşturma" adı verilir. Fourier dönüşümü bir sinyalin zaman alanındaki grafiğinin pek çok sinüs ve/veya kosinüs dalgasının üst üste binmesiyle oluştuğunu varsayar (3,5). Buna bir örnek elektrokardiyografi (EKG) sinyalidir. EKG farklı frekanslarda çalışan ve farklı genliklere sahip sinüs ve kosinüs dalgalarının zaman alanında bir araya gelmesiyle oluşur. Çıplak gözle bu dalgalara ait frekans ve genlikleri ayırt etmemiz mümkün değildir. Fourier dönüşümü esnasında özgün sinyal belirli bir frekansa ait sinüs ve kosinüs işlevleriyle çarpılarak elde edilen bilgi toplama işlemine tabi tutulur. İşlem sonucunda bir genlik-zaman sinyalinde baskın olan frekans (genliği en yüksek olan frekans) ortaya çıkar (5).

Bu çalışmada normal dirence sahip akımda en yüksek güç spektrumuna karşılık gelen hız (frekans) bileşenlerinin ağırlıklı olarak diyastolik dönemde yerleştiği görülmüştür. En yüksek gücün bu zaman aralığında gerçekleşmesinin ileri giden akım dalgalarına geri yansıyan dalgaların eklenmesidir (7). İleri giden akım ile distaldeki damar yatağından geri dönen akım atımın belirli noktalarında (çalışmamızda görüldüğü kadarıyla diyastolik dönemde) birbiriyle çakışır. Bu noktalarda ileri akıma ait hız değeri, geri yansıyan dalgalara ait hız değerinden çıkarılır. Matematiksel olarak tanımlarsak,



**Şekil 3.** İki olguya ait darlık sonrası akımda aygıt üzerinde bulunan yazılım aracılığıyla elde edilen hız-zaman grafiklerinden elde edilen Doppler akım özellikleri. Solda normal, sağda ise darlık sonrası akımlar görülüyor. Her bir satır aynı olguya aittir. Sağda en yüksek sistolik hızın azaldığı, diyastolik geri kaçışın ortadan kalktığı görülüyor.



**Şekil 4.** Bir olguya ait darlık sonrası akımda Doppler Spektrogramlarda en yüksek güç spektrumu içeren frekans bileşenleri siyah tonlarda görülmektedir. Normal akımda (üstteki grafik) bulunan En yüksek güç spektrum yoğunluğu değerlerinin ağırlıklı olarak diyastolik dönemde yerleştiği görüldü (oklar). Darlık sonrası akımda (ortadaki grafik) bütün bireylerde En yüksek güç spektrum yoğunluğu değerleri sistolün daha erken evrelerine kaymıştı. En alttaki güç-frekans dağılımını gösteren grafikte normal akım eğrisi üstte, darlık sonrası akım eğrisi altta gösterilmiştir. Darlık sonrası akımda En yüksek güç spektrum yoğunluğu (eğrinin zirvesi) azalmıştır.

$$Q_m = Q_f + Q_r$$

$$P_r = -Z_0 Q_r$$

Burada  $P$  basınç,  $Q$  akım,  $Z$  damar duvarının karakteristik direncidir. Alt imgelerden  $m$  ölçülen hız,  $f$  ileri giden akım hızı,  $r$  geri yansıyan akım hızıdır (7). Bu durum her iki akımın çakıştığı noktada akım hızının görece durağanlaşacağı ve eritrositlerin birlikte (eş evreli) akacağı anlamına gelir. Diyastolik hız görece düşük de olsa “birlikte akış” ve “hız” bileşenlerinin en fazla çakıştığı noktada en yüksek güç oluşacaktır.

#### Atımlılık

Çalışmamızda tansiyon aleti manşonu aracılığıyla direnç arttırılmadan önceki ve sonraki EYGSY'ları arasında istatistiksel olarak anlamlı düşüş vardır. Buna karşılık her iki akım arasında EYGSY'na karşılık gelen frekans değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır. GSY'ndaki bu düşüş aygıt üzerinde bulunan yazılım aracılığıyla araştırılan değişkenlerin incelenmesiyle açıklanabilir: Bu değişkenlerden biri olan AG, direnç arttırıldıktan sonraki istatistiksel olarak anlamlı bir artış göstermiş, akım debisi ölçüm değerleri ise anlamlı bir düşüş göstermiştir. (Çalışmada incelediğimiz brakial arterin üç evreli olan akım özelliği nedeniyle atımlılığı ölçmek için Dirençlilik Göstergesi kullanılmamıştır.) AG'nin artış göstermesinin nedeni akışın ikinci evresi olan geri akım evresinin belirginleşmiş olmasıdır. Nitekim görsel incelemede ikinci evresinin sistole kıyasla daha derinleştiği, hatta ikinci evreye yeni bir çentik eklendiği gözlemlendi. Akım debisinde izlenen düşme ise (arter çapının belirgin bir artış göstermediğini varsayarsak), ortalama akım hızının azaldığını gösterir. Bu durum ikinci evrenin belirginleşmesi ile açıklanabilir. Direnç arttırılmış bir akımda ikinci evredeki belirginleşmeye bağlı olarak geç sistolik-erken diyastolik-erken sistolik dönemde yoğunlaşan güç artışı, bu zaman dilimleri içinde akımın geçirdiği zamanın azalmasına koşut olarak azalmaktadır. Başka bir deyişle geri dönen akımın artmış gücü nedeniyle toplam akım durağanlaşmak için daha az zaman bulmakta, çoğu zamanını ivmelenme (hızlanım veya yavaşlama) ile geçirmektedir. Buna dayanarak güç spektrum yoğunluğunun artmış distal direncin dolaylı bir göstergesi olduğu söylenebilir.

#### Zayıflamış ve Gecikmiş Atım

Çalışmamızda darlık sonrası akımda en yüksek sistolik hızın düştüğü, diyastol sonu hızın yükseldiği, dolayısıyla her ikisi arasındaki farkın azaldığı görüldü. Akım debisi azalmıştı. Bu bulgular darlık sonrası akımın “zayıflamışlık” bileşeninin sağlandığını göstermek-

tedir. Bunlara ek olarak normal ve darlık sonrası akımlarda saptanan ivmelenme göstergeleri arasında anlamlı farklılık izlenmemiştir. Bu bulgu “gecikmişlik” bileşeninin eksikliğini göstermekle birlikte beklenen bir sonuçtur: Bude ve arkadaşlarının bir akış fantomu kullanarak yaptıkları çalışmada “gecikmişlik” etkisinin sadece darlığın derecesi ile ilişkili olmadığı, damar elastikiyetinin azaldığı durumlarda daha fazla ortaya çıktığı gösterilmiştir (7). Bu sonuç belirgin darlığı olsa bile damar elastikiyetinin yüksek olduğu kişilerde ivmelenme göstergesinin ortaya çıkmayabileceği anlamına gelir. Çalışmamıza katılan gönüllülerin hepsi sağlıklı ve genç insanlardır. Bu nedenle ivmelenme göstergesinde değişikliklerin ortaya çıkması beklenmemelidir.

Bu tartışma ışığında MathLab yazılımı aracılığıyla elde edilen frekans-zaman grafiğinde (spektrogramlarda) oluşan değişiklikler şöyle özetlenebilir: Spektrogramların görsel incelemesinde normal akımda bulunan en yüksek güç spektrumu içeren frekans bileşenlerinin ağırlıklı olarak geç sistolik-erken diyastolik dönemde yerleştiği görüldü. Darlık sonrası akımda bütün bireylerde en yüksek güç spektrumu içeren frekans bileşenleri sistolün daha erken evrelerine kaymıştı. Bu bulgu ileri giden atım ile geri yansıyan atımın sistolün daha erken evrelerinde çakıştığı, akımın tıkaç akım özelliklerine en fazla bu zaman dilimde yaklaştığını gösterir. Bu durum darlık sonrası akımda EYGSY'ndaki düşmeyi de açıklayabilir zira sistolün erken dönemlerinde akım daha çok ivmelenme (hızlanım veya yavaşlama) halindedir. Bu durum güç oluşumundaki temel etkenlerden biri olan eş evreli akımın oluşmasına kısmen engel olur. Normal ve darlık sonrası akımlarda EYGSY'na karşılık gelen frekans değerleri arasında anlamlı farklılık izlenmemesi de akım hızının azalmasından çok genlik değişikliği olduğunu düşündürmektedir.

Güç spektrumu yoğunluğunun yukarıda tanımlanan yöntemle elde edilmesinde en büyük kazanım gözlemler arası güvenilirlik sorununu ortadan kaldırmasıdır. Güç spektrumu yoğunluğu bilgisayar yazılımı aracılığıyla (kullanıcı etkisi olmadan) gerçekleşmekte ve 5-6 kalp atımı içeren bir sürede elde edilmektedir. Bu durum kullanıcıların tek bir atım üzerinde değil, daha fazla atım üzerinde ortalama bir değerle çalışmasını mümkün kılar. Diğer taraftan bu yöntemle çalışmanın bazı yitimleri de vardır: Öncelikli olarak ses verisinin aygıt dışına alınması ve işlenmesi zaman kaybına neden olacaktır. Bu güçlük uygun yazılımların aygıtlar içinde yerleştirilmesi ile aşılabılır. İkinci olarak; ses çıkışından alınan Doppler sinyallerinin aygıt dışında işlenebilmesi ve dönüşüme tabi tutulması için sese ait



sinyal/gürültü oranının yüksek olması gerekmektedir. Kılıgısal olarak bu durumu en fazla sağlayabildiğimiz yapılar periferik arterler olacaktır. Renal arterler gibi derinde yer alan ve atımlılık ölçümlerinin en çok faydalı olabileceği yapılar bu yöntemle incelene-meyebilir.

Bu çalışma bir öncü deneysel çalışma niteliğindedir ve kısıtlı sayıda sağlıklı gönüllüler ile gerçekleştirilmiştir. Sağlıklı genç bireylerin damar elastikiyetinin normal olduğu ve çalışma sırasında oluşturulan yapay dirence yanıtlarının daha iyi olduğu düşünölmektedir. Bu nok-tada çalışmanın sağlıklı bireyler üzerinde gerçekleş-tirilmif olması önemli bir sınırlılıktır. Yukarda tanımlanan bulguların gerçeek klinik durumlarda (örneğin; renovasköler hastalık, serebrovasköler olay, ekstre-mite arterlerinde distal tıkanıklık gibi) doğrulanması ve klinik değerinin kanıtlanması gerekmektedir. Gele-cekte sağlıklı gönüllü birey sayısının genişletildiği, klinik ve patolojik olarak kanıtlanmış hasta grubu ile kıyaslandığı yeni çalışmalara gerek vardır.

Sonuç olarak; Doppler ses verisinin bilgisayar destekli olarak Fourier dönüşümü ile elde ettiğimiz spektro-gramlar ve yazılım aracılığıyla elde edilen hesapla-malar klinik çalışmalarla doğrulanabilirse arteriyel atımlılığın ve darlık sonrası akımın “gecikmişlik” bileşeninin dolaylı bir göstergesi olarak kullanılabilir.

#### İLETİşİM

Doç. Dr. N. Erdoğan  
Tel: 0 535 748 68 60  
E-posta: nerdogan@erciyes.edu.tr

GSY'nun bilgisayar yazılımları aracılığıyla hesaplan-ması gözlemciler arası güvenilirlik sorununu ortadan kaldırmakla birlikte bu bulgunun (başta periferik arterler olmak üzere) gerçeek klinik durumlarda doğru-lanması ve etkinliklerinin kanıtlanması gerekmektedir.

#### KAYNAKLAR

1. Zwiebel WJ, Pellerito JS. Vasköler Ultrasona Giriş: (Çev. Mihmanlı) İ 1. Baskı, İstanbul: İstanbul Medikal Yayıncılık, 2006; 586-609.
2. Hopkins PR, McDicken WN, Allan PL. Haemodynamics and Blood Flow. In: Allan PL, Dubbins PA, Pozniak MA, McDicken WN (eds.). Clinical Doppler Ultrasound. 1st ed. London: Churchill Livingstone, 2000; 27-38.
3. Polikar R. Fundamentals: The Fourier Transform and the Short Term Fourier Transform. In: The Wavelet Tutorial. URL: <http://users.rowan.edu/~polikar/WAVELETS/WTpart2.html>.
4. Zagzebski JA. Essentials of Ultrasound Physics. St Louis: Mosby, 1996; 87-106.
5. Hornak JP. Fourier Transform Imaging Principles. In: The Basics of MRI (E-book). URL: <http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/inside.htm>.
6. Cardoso J:C.S., Ruano M.G, Fish P.J., “Nonstationarity broadening reduction in pulsed Doppler spectrum measurements using time-frequency estimators”, IEEE Trans Biomed Eng. Vol.1996;43:1176-86.
7. Nichols WW, O'Rourke MF. McDonald's blood flow in arteries. New York: Hodder Arnold, 2005; 177-81.