

# Kardiyak Debi ve Fonksiyonların İzlenmesi

**Dr. Süleyman GANİDAĞLI**

Gaziantep Üniversitesi Tıp Fakültesi, Anesteziyoloji ve Reanimasyon Anabilim Dalı

## ÖZET

*Kardiyak sistolik fonksiyon birbiriyle ilişkili dört değişkenin ortak ürünüdür: kalp atım hızı (KAH), preload, kontraktilite ve afterload. Preload tahmini geleneksel olarak hem santral venöz hem de pulmoner arter kama gibi invazif basınç ölçümlerine bağlı iken KAH kolaylıkla yatakbaşında ölçülebilir. Literatürde yeni geliştirilen çeşitli yöntemler belirtilmesine rağmen preload ölçümlerinin yapılması klinik olarak sınırlıdır. Kontraktilite ve afterloadın ölçümü zordur; bu yüzden kardiyak fonksiyonun yatak başı değerlendirmesi kardiyak debi (KD) tarafından temsil edilir. KD ölçümü için bir çok yöntem mevcuttur. Bu derleme yoğun bakım hastalarında metodoloji, çözümlene ve geçerlilik bakımından kardiyak fonksiyonu ve KD ölçümünü özetlemektedir.*

## SUMMARY

*Systolic cardiac function results from the interaction of four interdependent factors: heart rate, preload, contractility, and afterload. Heart rate can be quantified easily at the bedside, while preload estimation has traditionally relied on invasive pressure measurements, both central venous and pulmonary artery wedge. These have significant clinical limitations; however, literature has highlighted the superiority of several novel preload measures. Measurement of contractility and afterload is difficult; thus in clinical practice the bedside assessment of cardiac function is represented by cardiac output (CO). A variety of techniques are now available for CO measurement. This review summarises cardiac function and cardiac output measurement in terms of methodology, interpretation and validity in the critically ill patients.*

## GİRİŞ ve AMAÇ

Kritik hastalıklarda kalp en sık etkilenen organ olduğundan yoğun bakımda kardiyak fonksiyonların doğru izlenmesi önemlidir. Ayrıca diğer organların yetmezliği ve bu organların destekleyici tedavilerinin

de myokardiyal performans üzerinde indirekt etkisi olabilir. Kardiyak fonksiyon izlemi yüksek mortaliteli bazı durumlarda daha da önem kazanmaktadır. Her ne kadar rutin klinik uygulamalarda dokulara devamlı kan akımı tahmin edilemese de genellikle normal hemodinamik durumun sürdürülebilmesi için tedaviler ayarlanmaktadır. Organlar için yeterli perfüzyonun sürdürülmesi yaşamsal iken, kan basıncının kardiyak debi (KD) ve sistemik vasküler resistans (SVR)'tan etkilendiği unutulmamalıdır (1).

$$\text{Ortalama kan basıncı (OKB)} = \text{KD} \times \text{SVR}$$

Bu yüzden düşük bir kan basıncı düşük KD ve düşük SVR veya her ikisine bağlı olabilir. Zıt olarak normal bir kan basıncı artmış bir SVR varsa, azalmış bir KD varlığında görülebilir. Düşük KD yetersiz vasküler volüm, aşırı afterload, zayıf kontraktilite, myokardiyal restriksiyon, diyastolik disfonksiyon, valvuler stenoz/yetmezlik ya da aritmi durumlarında ortaya çıkabilir. Bu anormalliklerin hepsi kritik bir hastalığın seyri sırasında birlikte görülebildiği gibi uygun tedaviler altında da hastanın klinik durumunun değişmesine bağlı olarak dalgalanmalar halinde görülebilir (2).

Bu yüzden kardiyak monitörizasyon başlangıçtaki hemodinamik durum, tedaviye yanıt ve hastalığın seyrine bağlı olarak hemodinamik durumdaki değişikliklerin değerlendirilmesini içermesi bakımından önemlidir

Bu derleme yazıda kardiyak fonksiyonun ve yakın ilişkili KD parametresinin, KD ölçüm yöntemlerinin, bu yöntemlerin etkinliklerinin, yeterli KD için ilişkili kalitatif parametrelerin bazılarının incelenmesi amaçlandı.

## KARDİYAK FONKSİYONLARIN MONİTÖRİZASYONU

Kardiyak sistolik fonksiyon birbiriyle ilişkili dört değişkenin ortak ürünüdür: kalp atım hızı, preload, kontraktilite ve afterload (3). Kardiyak fonksiyonun her bir komponentinin klinik düzende sayısallaştırılmasında



iki majör problem vardır. Birincisi kullanılan yöntemlerin ya invazif (genellikle ventriküler) basınç ve volüm ölçümleri yada yüksek biçimde özelleşmiş ekokardiyografik yöntemler gerektirmesidir. İkincisi ise tüm komponentler bir dereceye kadar birbirine bağımlılık göstermektedir. Bu yüzden kardiyak fonksiyonun elementlerinden bir tanesindeki açık değişiklik diğer yönlerden bir veya daha fazla probleme yol açabilir. Basit bir örnek taşiaritminin (kalp atım hızı) diyastolik ventriküler dolma zamanını kısaltmasıdır (preload). Burada preload restorasyonu için tedavi volüm yüklemekten ziyade taşiaritminin giderilmesi olacaktır (4-8).

Ventriküler fonksiyonun değerlendirilmesi hem volümlerin hem de basınçların ölçümüne dayanır. Kardiyak siklusun fazları sırasında zamana göre sol ventrikülün volümünde ya da basıncında oluşan değişiklikler ile kontraktilitenin göstergeleri oluşabilir. Bu göstergeler fraksiyonel kısalma, ortalama dairesel kısalma, ventrikül basıncındaki yükselme hızının maksimum oranı ( $dp/dt \max$ ) ve ejeksiyon fraksiyon (EF)' u içerirler (9-14). Kardiyak performansın değerlendirilmesindeki asıl zorluk myokardiyal fonksiyonun göstergeleri olduğu düşünülen hemodinamik değişkenlerin çok sayıda olmasına bağlıdır. Bazı değişkenler sadece deneysel şartlarda ölçülebilir olup klinik pratikte ölçülemezler. Sol ventriküler basıncın zamana göre değişimi ( $dp/dt \max$ ) sol ventrikülün kontraktıl performansının bir göstergesi olarak genel kabul görmektedir. Teorik itirazlara rağmen,  $dp/dt \max$ 'ın ventriküler kontraktilite için yeterli bir gösterge olduğu kabul edilmektedir. İnvazif yöntemler genellikle klinik olarak kritik hastada hiç de pratik olmayan bir diğerinin ölçümü sırasında elementlerden birinin manüplasyonunu gerektirirler (örneğin ya sistolik elastandan ya da preload artırılabilir strok yükten kontraktiliteyi hesaplamak için preloadı değiştirmek) (9-14).

Eski çalışmalarda myokardiyal fonksiyonun ölçümünde sistolik fonksiyonların önemli olduğu belirtilmekte idiye de artık şimdi diyastolik fonksiyonun çok önemli olduğu bilinmektedir. Diyastolik fonksiyon aktif ve pasif komponentlerini içinde barındıran ventrikül relaksasyonunun hem hızını hem de derecesini belirlemektedir. Sistolik performans gibi bu parametre de yatakbaşında kolayca okunamamaktadır. Kalp atım hızı, preload, kontraktilite ve afterload'ın karşılıklı etkileşimi kalbin dakikada pompaladığı kan miktarı olarak tanımlanan kardiyak debi ile sonuçlanır. Yatak başında ölçülebilen KD kardiyak fonksiyonun klinik belirteci olarak değerlendirilebilir (4-8).

## KARDİYAK DEBİ ÖLÇÜMÜ

Yoğun bakımda dolaşımsal durumun doğru klinik değerlendirmesi oldukça arzulanan bir durumdur.

Devamlı kardiyak debi monitörizasyonu hastanın hemodinamik durumu hızla değiştiğinde tedavinin hızlı değişmelere uygun olarak yönlendirilmesi hakkında değerli bilgiler verir.

Kardiyak debi monitörizasyon tekniklerinin istenen ideal sekiz özelliği doğruluk, verimlilik veya kesinlik, hızlı cevap süresi, çalıştırmadan bağımsızlık, kullanım kolaylığı, mortalite ve morbiditeyi etkilememe, devamlı kullanım ve etkin maaliyeti içermektedir.

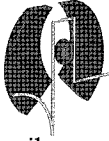
## İnvazif yöntemler

### Pulmoner arter kateterizasyonu

Otuz yıldan beridir, PAK termodilüsyon yöntemi klinikte yaygın kabul görmüş diğer metodlar için karşılaştırılan altın standart bir yöntemdir. Bu tekniğin uzun süreden bu yana kullanılmasından dolayı bir çok yönden yetersizlikleri ve klinik uygulamaları hakkında bilgi birikimi mevcuttur. Yıllar geçtikçe bir çok yeni yöntem geliştirilmiş ve bu yöntemler termodilüsyon yönteminin yerine geçmeye çalışmış ancak onun kadar geniş kabul görmemiştir (15).

Swan-Ganz termodilüsyon kateteri olarak da bilinen pulmoner arter kateteri (PAK) sağ kalp kan basıncını verir. PAK termodilüsyon kullanılarak soğuk enjekte edilen sıvının ısı değişimi ile KD ölçülebilir. Isı-zaman eğrisinin altındaki alanın hesaplanması ile Steward-Hamilton eşitliğinde belirtildiği gibi oransal olarak KD hesaplanabilir. Ayrıca, PAK ile inert indikatör kullanarak çoklu kan almaksızın KD ölçümleri yapılabilir. Modern kateterler kanı ısıtan ve daha sonraki termodilüsyon yolu boyunca bu ısyı ölçen, otomatik termodilüsyon ölçümünü sağlayan distal bir ısıtıcı tel ile sarılıdır. PAK hemodinamik durum değerlendirmesinde ve direkt intrakardiyak ve pulmoner arter basınçlarının ölçümünde kullanılır. Distal (Pulmoner arter) portu oksijen taşınmasının değerlendirilmesi ve oksijen tüketimi, oksijen kullanım katsayısı ve intrapulmoner şant fraksiyonu gibi elde edilen parametrelerin hesaplanması için miks venöz kan örneğinin alınmasını sağlar. PAK'nin ucunda pulmoner arteri tıkamak için şişirilebilen, ardından sol atriyal dolma basıncının bir yansıması olan ve son zamanlara kadar preloadın iyi bir göstergesi olduğu düşünülen gerisindeki basıncı ölçmeye yarayan balon bulunur.

Pulmoner arter kama basıncı (PAKB) volüm durumunun bir göstergesi olarak strok volüm ya da intratorasik basınç kan volümü gibi daha güvenli parametreler tarafından geçilmiştir. PAK ayrıca genel oksijen sunumunun yeterliliğini göstermek için kullanılan oksijen içeriği ve



miks venöz kan örneklerinin alınmasına izin verir. Son zamanlarda PAK klinisyenler tarafından daha az invazif ve daha az tehlikeli hemodinamik monitörizasyon teknikleri lehine gözden düşürülmüştür. PAK'ın mortaliteyi artırıp artırmadığı konusunda dikkate değer bir biçimde çelişkiler mevcuttur. Ancak son çalışmalar PAK'in ne mortaliteyi artırma ne de azaltma yönünde bir etkisinin olmadığı yönündedir (12,16). Hatta 53000 olgunun incelendiği bir çalışmada travma şiddeti skoru 25-75 arasında olan ağır şoklu ve yaşlı travma geçiren hastalarda PAK ile izlemin hayatta kalma ile doğru ilişkili olduğu bildirilmektedir (17). Balon rüptürü, pulmoner infarkt, Pulmoner embolizm, aritmiler, kardiyak tamponad, pulmoner arter yırtılması, kapak hasarı, venöz tromboz, enfeksiyon, kateter düğümlenmesi ve hava embolisi başlıca komplikasyonlarıdır (16).

### Non-İnvazif yöntemler

Non-invazif bir yöntemin çalışma mekaniğinin anlaşılmasında şu fizyolojik olayları hatırlamak gerekir. Kalp içinde yükselen basınç nedeniyle kan aortaya doğru akmaya zorlanır.

Daha fazla gerilen aorta daha fazla nabız basıncı demektir. Genç gönüllülerde her bir ilave 2 mL kan, basınçta 1 mmHg'lık ilave basınca neden olur.

Bu yüzden,

$$\text{Strok volüm} = 2 \text{ mL} \times \text{Nabız basıncı}$$

Buradan,

KD = 2 mL x Nabız Basıncı x Kalp Atım Hızı  
gibi bir denklem ifade edilebilir.

### Fick Yöntemi

Adolf Eugen Fick tarafından geliştirilen yöntemde KD ölçümü için bir spirometre ve CO<sub>2</sub> absorbanı kullanarak (yeniden solunan havaya maruz bırakılarak) her dakika başına düşen oksijen tüketimi (VO<sub>2</sub>), pulmoner arterden alınan kanın oksijen içeriği (venöz kanı temsilen), periferik arterden alınan kanın oksijen içeriği (arteryel kanı temsilen)'ne gereksinim vardır.

Bu değerlerden dakikalık oksijen tüketimini hesaplamak için

$$\text{VO}_2 = (\text{KD} \times \text{C}_A) - (\text{KD} \times \text{C}_V)$$

KD = Kardiyak Debi, C<sub>A</sub> = Arteryel kanın oksijen içeriği ve C<sub>V</sub> = venöz kanın oksijen içeriği yukardaki eşitliğe göre KD aşağıdaki gibi hesaplanabilir

$$\text{KD} = \text{VO}_2 / \text{C}_A - \text{C}_V$$

Ancak gerçek şu ki son zamanlarda bu yöntem gaz konsantrasyonlarının elde edilmesinin ve analizinin zorluğuna bağlı olarak nadiren kullanılmaktadır (18). Fick prensibi periferik dokularca alınan (ya da salınan) bir maddenin toplamının o maddenin arteriyel-venöz konsantrasyon farkına (gradyent) ve periferik dokularca alınan kan akımındaki ürün miktarına eşit olduğu gözlemine dayanır. KD'nin tespitinde, sıklıkla ölçülen madde kanın oksijen içeriği ve pulmoner sistem üzerinden akan kanın hesaplanan akımıdır. Bu KD'yi hesaplamak için basit bir yöntemdir (19).

KD=Oksijen tüketimi / ArteriyoVenöz Oksijen farkı  
Pulmoner akım boyunca şant olmadığı varsayılırsa pulmoner kan akımı sistemik kan akımına eşittir. Arteriyel ve venöz oksijen içeriğinin hesaplanması pulmoner arterden (düşük oksijen içeriği) ve pulmoner venden (yüksek oksijen içeriği) örnekler alınmasını gerektirir. Pratikte periferik arterden alınan örnek pulmoner venöz kan örneğinin yerine kullanılır. Periferik dokuların oksijen tüketiminin ölçülmesi ise daha karmaşık bir işlemdir. Kanın arteryel ve venöz oksijen içeriğinin hesaplanması basit bir işlemdir. Kandaki çoğu oksijen kırmızı kan hücreleri içerisindeki hemoglobine bağlıdır. Kanın hemoglobin düzeyi ve hemoglobinin satürasyonunun tespiti (Kanın oksijen satürasyonu) basit bir işlemdir ve hekimler kolaylıkla elde edebilir. Her bir gram hemoglobinin 1.36 mL O<sub>2</sub> taşıdığı gerçeğinden hareketle kanın (venöz veya arteryel) oksijen içeriği aşağıdaki formülle hesaplanabilir.

$$\text{Kanın Oksijen içeriği} = [\text{Hemoglobin}](\text{g/dL}) \times 1.36 \times (\text{Hemoglobin mL O}_2/\text{g}) \times 10 \times \text{kan oksijen satürasyonu}$$

Fick yöntemi esasıyla çalışan yeni kardiyak output monitörleri geliştirilmiştir. Bu monitörlerden NICO (Novamatrix Medical Systems Inc., Wellingford, Connecticut) en sık kullanılan monitördür. Bu cihaz bir karbondioksit sensörü (infrared ışık absorpsiyonu), bir tek kullanımlık hava akımı sensörü (diferansiyel asınc pnömotakometre), bir özel tek kullanımlık yeniden soluma döngüsü ve nabız oksimetresinden oluşur (20,21). NICO yöntemi ile ultrason geçiş zamanı arasında uyumsuzluk bulunduğu ancak termodilüsyon yöntemiyle yapılan karşılaştırmalardan daha iyi bir uyum olduğu ifade edilmektedir (22). Ayrıca bu çalışmalar termodilüsyon yöntemini altın standart olarak karşılaştırmada kullanan çalışmalar hakkında bir çok şüphe doğurmaktadır (23,24).

Eski çalışmalar termodilüsyon ve NICO monitörü arasında doğru geçerli bir ilişki belirtmekteydi. Ancak son çalışmalar değişik hasta grupları üzerinde yapılan karşılaştırmalarda farklı sonuçlar bildirmektedirler. Artmış intrapulmoner şant, hemodinamik stabilite



eksikliği, genel kritik hastalarda NICO monitörünün yanlış okumalara neden olabileceği hatırd tutulmalıdır. Buna ilave olarak postoperatif atelektazi veya deneysel travma modellerinde de uyumsuz sonuçlar elde edilmiştir (25). Ayrıca ölçüm dönemleri de karşılaştırmalardaki sonuçlar üzerinde etkili olmaktadır. Örneğin kardiyopulmoner by-pass döneminden önce termodilüsyon yöntemiyle uyumlu sonuçlar elde edilirken, sonrasındaki ölçümler uyumsuz görünmektedir (19).

## Dilüsyon Yöntemleri

Bu yöntem genellikle pulmoner arter kateteri kullanılarak akan kanın dolaşım sistemine verilen bir indikatör maddeyi ne kadar hızla dilüe ettiğini ölçer. Daha önceki yöntemlerde boya kullanılırdı ve KD akımdaki örnekten ölçülen boya konsantrasyonu ters orantılıydı. Daha spesifik olarak KD akımdan ölçülen dilüsyon eğrisinin altında kalan alana bölünen ve dolaşıma enjekte edilen indikatör boya miktarına eşittir (Stewart-Hamilton eşitliği).

$KD = \frac{\text{İndikatör miktarı}}{\text{indikatör konsantrasyonunun zamanla değişim grafiğinin integrali}}$

İkizkenar yamuk kuralı genellikle bu integralin yaklaşık değeri olarak kullanılır. Daha modern bir yöntem olan termodilüsyon yönteminde soğuk salin indikatör olarak kullanılır ve akımdaki ısı değişimleri ölçülür. KD özellikle mekanik ventilasyon altında olmak üzere solunumun fazlarından etkilenir. Bu yüzden solunum döngüsünün belirli bir fazında ölçülmelidir (tipik olarak end-ekspiratuar faz) (26).

## Lityum Dilüsyon (LiDCO) Yöntemi

1993 yılında geliştirilen sadece bir venöz kanül ve arteriyel kateter gerektiren minimal invazif yeni bir yöntemdir. İndikatör bolus olarak intravenöz enjekte edilen izotonik Lityum klorür (LiCl)'dür. LiDCO yönteminde bağımsız kalibrasyon tekniği yine Stewart-Hamilton prensibi kullanan lityum dilüsyonudur (26,27). Lityum dilüsyonu bir santral ya da periferik venden ölçüm yapma avantajına sahiptir ve KD ölçümünü etkilemez. Ancak kardiyak dolun hacimleri ve ekstrasvasküler akciğer sıvısı için bilgi sağlamaz. Alışılan dozu erişkin için az ama yeterli olan 0.3 mmol'dür, çünkü iyon seçici elektrodlar yüzdelik değişimleri tespit etmeye hassastırlar. Normalde plazmada bulunmayan ve metabolize olmadan tamamen idrarla atılan lityumun konsantrasyonundaki değişim periferik arterden lityum seçici polikarbonat içerikli sensör tarafından ölçülür. Dilüsyon ölçümleri çok sıklıkla uygulanamaz, belirli kas gevşeticilerin kullanımı varlığında hatalı okuma potansiyeline sahiptir. LiDCO tarafından kullanılan

PulseCO algoritmi nabız güç derivasyonu temelinde çalışır ve dalgaşekli morfolojisinden bağımsız değildir.

$$KD = \frac{\text{LiCl dozu (mmol)} \times 60 \text{ alan (mmolL}^{-1}) \times (1 - \text{hematokrit})}{L_{\text{min}}}$$

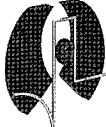
Lityum dilüsyon tekniğinin bolus termodilüsyondan daha fazla (28) ve en az bolus termodilüsyon kadar (29) doğru sonuçlar verdiği yönünde çalışmalar mevcuttur. Ayrıca basit uygulanabilir ve güvenli olması, soğuk enjeksiyonlar sonrasında görülen hemodinamik değişiklikler görülmemesi ile ilave avantajlar sağladığı da bildirilmektedir. Altın standart yönteme göre doğru sonuçlar olduğunu bildiren çalışmaların yanı sıra (28), doğru olmayan sonuçları bildiren çalışmalar da mevcuttur (18). Her ne kadar bir ölçümde intravenöz olarak verilen lityum dozu, duygu bozukluğu tedavisinde oral verilen dozlardan oldukça düşük olmasına rağmen, kısa zamanda yapılan çoklu enjeksiyonların yan etkileri araştırılmalıdır (30).

## Transpulmoner kardiyak debi ölçümü

KD transpulmoner termodilüsyon tekniği kullanılarak non-invazif olarak ölçülebilir. Pulmoner arter termodilüsyon gibi bu teknik KD'yi ölçmek için Stewart-Hamilton eşitliğini kullanır.

$$KD = \frac{(T_a - T_b) \times V_i \times K}{\text{ısı değişimi-zaman grafiğinin integrali}}$$

KD:Kardiyak debi, Ta: enjeksiyon öncesi ısı, Tb:Enjeksiyon sonrası ısı, Vi:enjekte edilen volüm, K: sabit katsayı, dT/dt: zamanla ısı değişimi. Bu yöntemde soğuk enjeksiyon sıvısı intavenöz olarak verilir (genellikle santral dolaşıma) ve ısıdaki değişim arteriyel sistemden ölçülür. Transpulmoner teknik ile pulmoner arter (PA) tekniği arasında birkaç önemli farklılık vardır. İlki, transpulmoner yöntem pulmoner arter kateteri gerektirmez ve bu yüzden daha az invaziftir. Bu daha az komplikasyon oranı demektir. İkincisi transpulmoner termodilüsyon sol taraf KD ve pulmoner arter termodilüsyon sağ taraf KD'yi ölçer. Genellikle sol taraf KD sağ taraf KD'ye yakınlıdır. Ancak bazı durumlarda (pozitif basınçlı ventilasyon) bu değerler farklı ölçülür. Sonuçta transpulmoner termodilüsyon solunumsal değişimlere daha az bağımlı görünmektedir (18). Çeşitli klinik geçerlilik çalışmaları transpulmoner termodilüsyon yöntemi ile altın standart ile karşılaştırmışlar, veriler PA termodilüsyon yöntemi ile tutarlılık göstermektedir. Yapılan meta-analiz sonuçlarında (31) okunan transpulmoner KD sonuçları PA termodilüsyon değerlerine göre daha fazladır. Bunun sebebinin transpulmoner yöntemdeki indikatör (soğuk) kaybı veya soğuk enjeksiyon sıvısına bağlı kalp atım hızı azalmasının sol kalp ile karşılaştırıldığında sağ kalpteki KD azalması olduğu iddia edilmektedir (32).



Ayrıca bu farklılıkların PA termodilüsyon yöntemini daha fazla etkileyen solunumsal değişikliklere bağlı olabileceği belirtilmektedir. Transpulmoner KD ile PA termodilüsyon yöntemi verileri arasındaki doğru korelasyon kritik hasta gruplarında daha belirgindir. Ancak bu konuda daha ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

### **Nabız dalgası analizleri (PulseCO ve PiCCO Teknolojileri)**

Aortik basınç dalga şekli strok volüm ve arteriyel ağacın mekanik özellikleri arasındaki etkileşimden kaynaklanır. Nabız şekli analizi yöntemi basınç dalgasını strok volümü tahmin etmek için kullanır. Ticari olarak geliştirilen monitörleri mevcut olup (PiCCO, Pulsion Medical Systems, Munich, Germany; PulseCO, LiDCO Ltd., Cambridge, UK), PiCCO algoritmi kan basıncı dalga şekli morfolojisine dayalı olarak çalışır. Bu monitörler ortalama KD'yi hesaplamak için indikatör dilüsyon tekniğini ve atımdan atıma KD'yi hesaplamak için anlık basınç dalga şekli analizini kombine ederler (19). PiCCO yönteminde, transpulmoner termodilüsyon bağımsız bir teknik olarak kullanılır. Bu yukarıda bahsedilen Steward-Hamilton prensibi ile çalışır. Devamlı kardiyak debi monitörizasyonu sağlayabilen arteriyel nabız şekil analizini kalibre etmek için soğuk salin termodilüsyondan elde edilen KD ölçümü kullanılır.

PulseCO (nabız dalga yapısının matematiksel analizi) ve Wesseling ve ark (33) tarafından tanımlanan devamlı KD'sini gösterir. Transpulmoner termodilüsyon sağ kalp, pulmoner dolaşım ve sol kalbi ölçer. Ayrıca kardiyak dolun volümleri, intratorasik kan volümü ve ekstrasvasküler akciğer sıvısı gibi parametrelerin ölçümünü sağlayan termodilüsyon eğrisinin ileri matematiksel analizine imkan verir. Termodilüsyon ve nabız dalga şeklinden elde edilen KD'leri karşılaştıran çalışmalar yöntemlerin aralarında uyumlu sonuçlar bildirmektedirler (34-36). İhmal edilebilecek önyargıya rağmen bir referans yöntemi olarak termodilüsyon yöntemi kullanıldığında uyumun limitleri  $\pm 1.5$  L/dak'ya yakın bulunmuştur. Ayrıca deneysel bir domuz çalışmasında iki referans yöntemle (ultrason geçiş zamanı-aortik akım probu ve kalibre edilmiş sağ kalp bypass pompası) yapılan karşılaştırmalarda çeşitli müdahaleleri izleyen (atriyal pace uygulaması, vazokonstrüksiyon veya vazodilatasyon) dönemlerde çok az uyumsuzluklar bildirmektedirler.

### **Doppler yöntemi**

Bu teknik ultrason dalgalarıyla kardiyak debiyi ölçmek için doppler etkisini kullanır. KD'yi non-invazif olarak ölçmek için suprasternal, transgastrik ve transözofajiyal

yerleşimli doppler teknikleri kullanılır. Transözofajiyal yaklaşım yoğun bakımda inen aortanın proksimaline yakın yerleşime sahip olma ve özofagus içinde probun stabilizasyon kolaylığı gibi avantajlara sahiptir. Özofajiyal doppler monitörizasyonu ilk olarak 1971 de tanımlanmış daha sonra ise 1989 da yeniden tanımlanmıştır (37,38). Bu yöntemde aort boyunca kan akımı geri dönen ultrason dalgalarının frekansında bir doppler shiftine neden olur. Aortik kökün kesitinin ekokardiyografik ölçümü (ya da alternatif olarak inen aorta alanı)'nın bu bölgede ölçülen akım hızının zaman ile değişim grafiğinin integrali ve kalp atım hızı ile çarpımı KD'ü temsil eder (39). Bu yöntem şu parametrelerin doğruluğu garanti edildiğinde devamlı KD ölçümü sağlama avantajına sahiptir. 1.kesit alanı doğru olmalıdır; 2. Ultrason ışını kan akımına paralel olmalıdır; 3. ışın yönü ölçüm aralarında büyük açılarla hareket ettirilmemelidir (30). Ayrıca özofajiyal doppler ultrasonografisi intraoperatif sıvı tedavisinin yönetiminde çok önemli olan non-invazif bir yöntemdir (40). Devamlı kardiyak debi monitörü olarak kullanımıyla ilgili ana problem bir ölçümün verimliliğini gösteren onun kesinliğiyle ilişkilidir. Klinik pratikte ölçüm aralarında probun hareket ettirilmesi nedeniyle ölçümün kesinliği azalmaktadır. Transözofajiyal ekokardiyografi yöntemi kardiyak output ölçümünü vermek için KAH ile çarpılan strok volümün elde edilmesinde kullanılabilir. Strok volümün hesaplanması için gereken iki işlemde birincisi akım hızının hesaplanması, ikincisi ise akımın içinden itildiği alanın hesaplanmasıdır. Akım hızı doppler akımı dalga şeklinin altındaki alandan hesaplanır. Bu bir kırmızı kan hücrelerinin bir kardiyak siklus sırasında fırlatıldığı mesafeyi yansıtır. İkinci adım damarın kesit alanının ya da kalbin akım hızı ölçülen bölümünün ölçümüdür (41,42). Alan ve akım hızı ölçümleri termodilüsyon kardiyak output ve doppler yöntemleri arasındaki düşük korelasyonu açıklayabilen pulmoner arterin çapının ölçümündeki zorlukları gösteren çalışmalara rağmen, pulmoner arter, mitral kapak ya da aort kapağı seviyesinden yapılabilir. Multiplan teknoloji kesinliği artırmıştır. Kardiyak siklus sırasında kapak değişikliklerinin büyüklüğü ve şeklinden dolayı mitral kapaktan ölçüm yapmak hatta daha zordur. Aortik kapak transgastrik ya da derin transgastrik görünüm kullanarak uygulanabilen doppler değerlendirmesi için üçüncü bir seçenektir. Aortik stenoz yoksa bu yöntem noninvazif KD ölçümleri için en kesin sonuçları verir (43). Çalışmalar termodilüsyon KD ölçümleri ile mitral kapak ölçümleri arasında iyi korelasyon ifade etmektedirler (44). Transözofajiyal ekokardiyografi uyanık hastada devamlı KD ölçüm monitörü olarak kullanılamaz ve özofajiyal hasardan kaçınmak için her zaman probun çok titizlikle yerleştirilmesi ve izlenmesi zorunludur.

Günümüzde aortun kesit çapının anlık ölçümünü yapan(HemoSonic; Arrow International, Reading, PA)



ya da hastanın yaşına, ağırlığına ve boyuna göre inen aortanın kesit çapını tahmin eden (CardioQ [Deltex Medical, Chichester, United Kindgom]; Waki [Atys Medical, Soucieu-en-Jarrest, France] monitörleri mevcuttur (41). Aortik elektromanyetik ya da ultrason geçiş zamanı flowmetresi gibi KD ölçümünde altın standart sayılan yöntemler oldukça invazif olup hastalarda kullanılamazlar. Klinik olarak mümkün olan yöntemlerin başında altın standart olarak sayılan PA termodilüsyon yöntemine göre echo-doppler yöntemlerinin zayıf derecede uyum gösterdiği ancak KD değişimlerinin benzer olarak kaydedilebildiği bildirilmektedir (38,45-48).

### Torasik Elektriksel Biyoempedans (TEB)

NASA'nın geliştirdiği bu ileri teknoloji KD'ü ölçmek için kalp atımları oldukça göğüsteki değişen empedansı ölçer. Bu teknik klinik olarak gelişmiştir (BioZ - biyolojik empedans, ABD'de ticari amaçla üretilmiştir) ve düşük maliyete, periferik rezistans ve KD'un non-invazif tahminlerine hekim muayenelerinde minimal giysi çıkarılması ve ekipman gerektirmeyen 4 deri elektrodu kullanılarak imkan verir. TEB başka bir non-invazif KD ölçümü yapan yöntemdir. Torasik biyoempedans yüksek frekanslı çok düşük büyüklükteki akıma karşı toraksın elektriksel direncidir. Bu ölçü dolaylı olarak torasik sıvı içeriğine bağlıdır. Öyle ki torasik sıvı içeriği ne kadar artarsa TEB o kadar azalır. Bu yüzden total sıvı iletimi (TSİ) ters TEB değerine (1/TEB) bağlıdır. KD'deki değişimler toplam biyoempedans ya da TSİ'deki bir değişiklik olarak yansıtılabilir. Bu yöntemde hastaya altı adet elektrod yapıştırılır (ikisi üst toraksa/boyun alanı ve dördü de alt toraksa). Elektrodlar biyoempedansın yanısıra kalpten gelen elektriksel uyarıları da alırlar. SV'ün tahmini için TEB'deki değişimlerin ölçümü ilk olarak Kubicek tarafından 1960 yılında tanımlanmıştır (18).

$$SV = p (L/Z_{\text{TEB}}) Z [VET \times (dZ/dt_{\text{max}})]$$

p: kan direnci (ohmcm), L: iki iç voltaj duyarlı elektrod arasındaki mesafe (cm),  $Z_{\text{TEB}}$ : iç duyarlı elektrodlar arasındaki ortalama torasik empedans (ohm), VET: ventriküler ejeksiyon zamanı (sec), dZ/dt: biyoempedans sinyalinin maksimum negatif eğimi (18).

Bu eşitlik sonraları Bernstein (49) tarafından toraksın non-silindirik olmadığı düşüncesiyle değiştirilmiştir. Ayrıca Bernstein cinsiyet farklılığını ve şişmanlık derecesini kòmpanse eden kalibrasyon faktörü tanımlanmıştır. Şimdilerde aşağıdaki bilimsel ölçümlere dayalı olarak elde edilen SV'ü gösteren biyoempedans hemodinamik monitörler mevcuttur.

1. TEB'in zamanla değişim oranı (dZ/dt) aortik kan akımına uyar (ölçümlerin yapıldığı zamanlar arasında

impedansı etkileyen diğer faktörlerin değişmediği farzedilerek)

2. (dZ/dt)<sub>max</sub> pik aortik kan akımına uyar

3: Ejeksiyon faz kontraktilite indeksi (EPKI) = (dZ/dt)<sub>max</sub> x TSİ

4. Ventriküler ejeksiyon zamanı (VEZ) duyarlı elektrodlerden elde edilen elektrokardiyogram kayıtlarındaki QRS aralıklarının ölçümünden hesaplanır

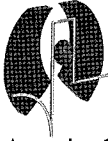
5. Elektriksel olarak katılan dokuların hacmi (EKDH) hastanın cinsiyeti, boyu ve ağırlığından hesaplanır. SV'ü hesaplamak için bu ölçümler aşağıdaki gibi kullanılır

$$SV = (EKDH)(VEZ)(EPKI)$$

Toplam torasik biyoempedansın belirleyicileri doku sıvı hacmi, solunum ile başlatılan pulmoner ve venöz kan hacim değişiklikleri ve myokardiyal kontraktilite ile üretilen aortik kan akımındaki hacim değişiklikleridir. Aortik kan akımındaki değişikliklerin doğru ölçümleri ilk iki belirleyicilerin ürettiği filtreleme sırasında üçüncü belirleyicinin doğru olarak ölçümüne bağlıdır. Bu teknik elektrodların hastayla temasına karşı çok hassastır. Farklı elektrodlardan ölçümler yapmak sonuçlarda da farklılıklara yol açar. Doğru VEZ ölçümleri sabit bir R-R intervaline bağlıdır. Bu yüzden prematüre atriyal kontraksiyonlar veya atriyal fibrilasyon gibi aritmiler önce VEZ'de buna bağlı olarak da KD'in ölçümünde önemli hatalara yol açarlar. Ayrıca pumoner ödem, plevral effüzyonlar ya da göğüs duvarı ödemi gibi doku sıvı içeriğinin akut artışı durumlarda biyoempedans okumaları hatalı olur. Altın standarda karşı yapılan 154 çalışmayı içeren meta analiz sonuçlarına göre TEB'in trend analizi için yararlı olabileceği ancak tanısal çözümlemede yeterli olmadığı ve kardiyak hastalarda TEB kullanılıyorsa ihtiyatlı olunması gerektiği ifade edilmektedir (31). Farklı hasta gruplarındaki farklı sonuçlara rağmen bu yöntem en non-invazif yöntemdir ve yoğun bakım hastalarında eğer daha invazif yöntemlere kontrendikasyon mevcut ise uygun bir yöntem olabilir. Ticari olarak üretilmiş TEB teknolojileri klinik hizmete sunulmuştur. Bunlardan bazıları BioZ (Cardiodynamics, San Diego, CA), IQ System (Renaissance Technologies, Newton, PA) ve CircMon (JR Medical, Estonia) gibi cihazlardır (18).

### FloTrac teknolojisi

Bağımsız bir kalibrasyon yöntemine ihtiyaç olmaksızın arteriyel dalga şeklinden KD elde edebilen Flo Trac sistemi oldukça yeni geliştirilmiş bir yöntemdir. Bu yüzden devamlı KD direkt olarak geleneksel radyal artere takılı arteriyel hat üzerinden ölçülebilir. Henüz geniş olarak değerlendirilememiş bir yöntem olsa da ilk çalışmalar doğru ve güvenilir olduğu yönündedir.



Arteriyel basıncı kullanan diğer bir sistem basınç kaydedici analitik yöntemdir (PRAM). Hem FloTrac hem de PRAM eksternal kalibrasyon gerektirmezler.

## SONUÇ

Kardiyak debi ölçümü kritik hastanın tedavisinin ve izlemenin esaslı bir bölümüdür. Akım ölçümleri çok değişik şekillerde ancak tedaviyi yönlendirmek gibi tek amaç ile gerçekleştirilmektedir. Ancak bu terapötik manevralar kolay ve doğru kardiyak debi ölçümlerine dayanır. KD izlemi bugünlere kadar pulmoner arter kateterizasyonu (PAK) ile, ya aralıklı ya da devamlı termofilasyon tekniklerinin kullanımı ile gerçekleştirilmekteydi. Ancak son yıllarda çeşitli yeni teknolojiler KD izleminde PAK'in rolünü üstlenmek için hızla ortaya çıkmaya başladılar.

Daha az invazif olduğu söylenen bu yeni yöntemler için PAK kullanımından dolayı bazı kaygılar mevcuttur. Bazı kaygılar PAK'inin invazif yapısı ve bazı klinisyenlerin dalga yapısının okunmasında ve anlaşılmasında zorluklar göstermesidir. Paradoksik olarak PAK'nin ana avantajı kullanımıyla ilgili duyulan güvendir. Bu teknoloji alışıldık ancak endikasyonları ve kontrendikasyonları vardır. PAK güvenilirliği bilinmektedir ve KD için altın standart olarak görülmektedir. Eger biz PAK ne duyulan güveni azaltsak ve diğer teknolojilere dönsek çeşitli noktaları anlamak gerekir. Bu yeni yöntemlerin doğruluk, kesinlik ve verimliliği açısından mortaliteyi ve morbiditeyi azaltması için klinik bilgi etkin maliyetlerinin araştırılması ve deneyimlerin edinilmesi gerekir. Bu deneyimler kuşkusuz zaman gerektirecektir. Bu tekniklerin çoğu altın standart olan PAK ile karşılaştırılmıştır. Nadiren klinik pratikte doğrulukları rapor edilmektedir. Eğer cihaz sezgisel ise, kullanıcı müdahalesi olmaksızın çalışıyorsa, kendi kendini kalibre ediyorsa klinik olarak kabul görecektir. Kalibrasyon tekniğinin güvenilirliği de özellikle önemlidir. Kalibrasyonun sebebi kardiyak debi ölçümünün dayandığı yöntem kullanıcının güvenini ve doğruluğu artırmaktır. Eğer kalibrasyon tekniği bağımsız ölçümdeki yanlışlık ya da hataya eşit ya da daha fazla bir hataya sahipse, kalibrasyon durumu daha da kötüleştirilecektir. Herhangi bir termo ya da indikatör dilüsyon kalibrasyon tekniklerinin geçerli olması isteniyorsa üç kriter karşılanmalıdır. 1. kan ve indikatörün karıştırılması tamamlanmalıdır, 2. Enjeksiyon bölgesi ve ölçüm bölgesi arasında indikatör kaybı bulunmamalıdır, 3. Kalibrasyon ölçümü sırasında sabit bir kan akımı olmalıdır. Her ne zaman bir ölçüm hatası olursa bu kriterlerden biri karşılanamamış demektir. Ayrıca karşılaştırmalı çalışmalarda tekniklerin eşit şartlarda kullanımı gerekmektedir. Her şeyden önce doğru ölçüm elde etmenin en vazgeçilmez kuralı yöntemin nasıl çalıştığının ve kardiyak outputun nasıl elde edildiğinin çok iyi anlaşılması gerektiğidir (50).

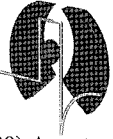
PAK gibi her bir ölçüm yönteminin kendine has püf noktaları mevcuttur. Eko-dopler yöntemi uygun aortik dalga şeklinin tanınmasını gerektirir. Arteriyel dalga yapısı analizi sıfırlama, uygunsuz ritimler ya da artefakt (örneğin intra-aortik kontr-pulsasyon balon pompası) için uygun seviyelerde arteriyel basınç sinyallerinin bilgisini gerektirir. Bu düzeyde bilginin olmaması ya da anlaşılmasına sonucu bu monitörler rastgele sayı üreten cihazlara dönüşecektir. Yeni cihazların sadece doğruluğunu gösterenlere değil aynı zamanda doğru şekilde kullanıldıklarında klinik etkinliklerini göstereceği unutulmamalıdır. Esas amaç maksimum klinik yararlanım ise bu konuda daha geniş ve çeşitlilik içeren hasta gruplarında karşılaştırmalı çalışmalara ve uzun dönem klinik deneyimlere ihtiyaç vardır.

## Teşekkür

Kaynaklarının elde edilmesindeki titiz çalışmalarından dolayı Dr. Mustafa Cengiz'e teşekkürlerimi sunarım.

## KAYNAKLAR

1. Tibby SM, Murdoch IA (2003) Monitoring cardiac function in intensive care. Arch Dis Child 88:46-52
2. Ceneviva G, Paschall JA, Maffei F ve ark. (1998) Hemodynamic support in fluid-refractory pediatric septic shock. Pediatrics 102:e19
3. Teitel DF (1998) Cardiac Physiology. In AC Chang, FL Hanley, G Wernovsky ve ark. (eds.): Pediatric cardiac intensive care. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins, pp. 25-29
4. Little WC, Cheng CP, Mumma M ve ark. (1989) Comparison of measures of left ventricular contractile performance derived from pressure-volume loops in conscious dogs. Circulation 80:1378-1387
5. Dougherty AH, Naccarelli GV, Gray EL ve ark. (1984) Congestive heart failure with normal systolic function. Am J Cardiol 54:778-782
6. Glower DD, Spratt JA, Snow ND ve ark. (1985) Linearity of the Frank-Starling relationship in the intact heart: the concept of preload recruitable stroke work. Circulation 71:994-1009
7. Glantz SA, Parmley WW (1978) Factors which affect the diastolic pressure-volume curve. Circ Res 42:171-180
8. Appleton CP, Hatle LK, Popp RL (1988) Relation of transmitral flow velocity patterns to left ventricular diastolic function: new insights from a combined hemodynamic and Doppler echocardiographic study. J Am Coll Cardiol 12:426-440
9. Foex P (1982) Indices of myocardial performance. In C Prys-Roberts MD Vickers (eds.): Cardiovascular Measurement in Anaesthesiology. Berlin: Springer, pp. 110-131
10. Singer M (1993) Esophageal Doppler monitoring of aortic blood flow: beat-by-beat cardiac output monitoring. Int Anesthesiol Clin 31:99-125
11. Dobb GJ, Donovan KD (1987) Non-invasive methods of measuring cardiac output. Intensive Care Med 13:304-309
12. Boldt J (2002) Clinical review: hemodynamic monitoring in the intensive care unit. Crit Care 6:52-59
13. Koobi T, Kaukinen S, Turjanmaa VM (1999) Cardiac output can be reliably measured noninvasively after coronary artery



bypass grafting operation. *Crit Care Med* 27:2206-2211

14. Boldt J, Kling D, Thiel A ve ark. (1988) [Non-invasive versus invasive cardiovascular monitoring. Determination of stroke volume and pulmonary hydration using a new bioimpedance monitor]. *Anaesthesist* 37:218-223

15. Bajorat J, Hofmockel R, Vagts DA ve ark. (2006) Comparison of invasive and less-invasive techniques of cardiac output measurement under different haemodynamic conditions in a pig model. *Eur J Anaesthesiol* 23:23-30

16. Bakker R (2004) The evidence-based character of the pulmonary artery catheter (in cardiac patients). *Eur J Cardiovasc Nurs* 3:165-171

17. Friese RS, Shafi S, Gentilello LM (2006) Pulmonary artery catheter use is associated with reduced mortality in severely injured patients: a National Trauma Data Bank analysis of 53,312 patients. *Crit Care Med* 34:1597-1601

18. Chaney JC, Derdak S (2002) Minimally invasive hemodynamic monitoring for the intensivist: current and emerging technology. *Crit Care Med* 30:2338-2345

19. Cholley BP, Payen D (2005) Noninvasive techniques for measurements of cardiac output. *Curr Opin Crit Care* 11:424-429

20. de Abreu MG, Geiger S, Winkler T ve ark. (2002) Evaluation of a new device for noninvasive measurement of nonshunted pulmonary capillary blood flow in patients with acute lung injury. *Intensive Care Med* 28:318-323

21. Gama de Abreu M, Winkler T, Pahlitzsch T ve ark. (2003) Performance of the partial CO<sub>2</sub> rebreathing technique under different hemodynamic and ventilation/perfusion matching conditions. *Crit Care Med* 31:543-551

22. Botero M, Kirby D, Lobato EB ve ark. (2004) Measurement of cardiac output before and after cardiopulmonary bypass: Comparison among aortic transit-time ultrasound, thermodilution, and noninvasive partial CO<sub>2</sub> rebreathing. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 18:563-572

23. Mielck F, Buhre W, Hanekop G ve ark. (2003) Comparison of continuous cardiac output measurements in patients after cardiac surgery. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 17:211-216

24. Neuhauser C, Muller M, Brau M ve ark. (2002) [Partial CO<sub>2</sub> rebreathing technique versus thermodilution: measurement of cardiac output before and after operations with extracorporeal circulation]. *Anaesthesist* 51:625-633

25. Maxwell RA, Gibson JB, Slade JB ve ark. (2001) Noninvasive cardiac output by partial CO<sub>2</sub> rebreathing after severe chest trauma. *J Trauma* 51:849-853

26. Pittman J, Bar-Yosef S, SumPing J ve ark. (2005) Continuous cardiac output monitoring with pulse contour analysis: a comparison with lithium indicator dilution cardiac output measurement. *Crit Care Med* 33:2015-2021

27. Band DM, Linton RA, O'Brien TK ve ark. (1997) The shape of indicator dilution curves used for cardiac output measurement in man. *J Physiol* 498 ( Pt 1):225-229

28. Kurita T, Morita K, Kato S ve ark. (1997) Comparison of the accuracy of the lithium dilution technique with the thermodilution technique for measurement of cardiac output. *Br J Anaesth* 79:770-775

29. Linton R, Band D, O'Brien T ve ark. (1997) Lithium dilution cardiac output measurement: a comparison with thermodilution. *Crit Care Med* 25:1796-1800

30. Hett DA, Jonas MM (2004) Non-invasive cardiac output monitoring. *Intensive Crit Care Nurs* 20:103-108

31. Raaijmakers E, Faes TJ, Scholten RJ ve ark. (1999) A meta-analysis of three decades of validating thoracic impedance cardiography. *Crit Care Med* 27:1203-1213

32. Sakka SG, Reinhart K, Wegscheider K ve ark. (2000) Is the placement of a pulmonary artery catheter still justified solely for the measurement of cardiac output? *J Cardiothorac Vasc Anesth* 14:119-124

33. Wesseling KH (1977) Pulse contour cardiac output as a clinically valuable tool for intensive patient monitoring. A critique of a recent paper. *Basic Res Cardiol* 72:82-88

34. Goedje O, Hoeke K, Lichtwarck-Aschoff M ve ark. (1999) Continuous cardiac output by femoral arterial thermodilution calibrated pulse contour analysis: comparison with pulmonary arterial thermodilution. *Crit Care Med* 27:2407-2412

35. Zollner C, Haller M, Weis M ve ark. (2000) Beat-to-beat measurement of cardiac output by intravascular pulse contour analysis: a prospective criterion standard study in patients after cardiac surgery. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 14:125-129

36. Linton NW, Linton RA (2001) Estimation of changes in cardiac output from the arterial blood pressure waveform in the upper limb. *Br J Anaesth* 86:486-496

37. Side CD, Gosling RG (1971) Non-surgical assessment of cardiac function. *Nature* 232:335-336

38. Singer M, Clarke J, Bennett ED (1989) Continuous hemodynamic monitoring by esophageal Doppler. *Crit Care Med* 17:447-452

39. Turner MA (2003) Doppler-based hemodynamic monitoring: a minimally invasive alternative. *AACN Clin Issues* 14:220-231

40. Mythen MG, Webb AR (1995) Perioperative plasma volume expansion reduces the incidence of gut mucosal hypoperfusion during cardiac surgery. *Arch Surg* 130:423-429

41. Cholley BP, Singer M (2003) Esophageal Doppler: noninvasive cardiac output monitor. *Echocardiography* 20:763-769

42. Laupland KB, Bands CJ (2002) Utility of esophageal Doppler as a minimally invasive hemodynamic monitor: a review. *Can J Anaesth* 49:393-401

43. Poelaert J, Schmidt C, Van Aken H ve ark. (1999) A comparison of transoesophageal echocardiographic Doppler across the aortic valve and the thermodilution technique for estimating cardiac output. *Anaesthesia* 54:128-136

44. Ryan T, Page R, Bouchier-Hayes D ve ark. (1992) Transoesophageal pulsed wave Doppler measurement of cardiac output during major vascular surgery: comparison with the thermodilution technique. *Br J Anaesth* 69:101-104

45. Mark JB, Steinbrook RA, Gugino LD ve ark. (1986) Continuous noninvasive monitoring of cardiac output with esophageal Doppler ultrasound during cardiac surgery. *Anesth Analg* 65:1013-1020

46. Freund PR (1987) Transesophageal Doppler scanning versus thermodilution during general anesthesia. An initial comparison of cardiac output techniques. *Am J Surg* 153:490-494

47. Lavandier B, Cathignol D, Muchada R ve ark. (1985) Noninvasive aortic blood flow measurement using an intraesophageal probe. *Ultrasound Med Biol* 11:451-460

48. Schmid ER, Spahn DR, Tornic M (1993) Reliability of a new generation transesophageal Doppler device for cardiac output monitoring. *Anesth Analg* 77:971-979

49. Bernstein DP (1986) A new stroke volume equation for thoracic electrical bioimpedance: theory and rationale. *Crit Care Med* 14:904-909

50. Rhodes A, Grounds RM (2005) New technologies for measuring cardiac output: the future? *Curr Opin Crit Care* 11:224-226