

Hasta protez uyumsuzluğuna güncel yaklaşım

Current approach for the prosthesis patient mismatch

Dr. Asuman Biçer Yeşilay, Dr. Zekeriya Kaya, Dr. Recep Demirbağ

Harran Üniversitesi Tıp Fakültesi, Kardiyoloji Anabilim Dalı, Şanlıurfa

Özet– Tüm protez kapaklar az da olsa hafif stenotiktirler. Bazen kapakların fonksiyonları normal olmasına rağmen nispeten yüksek basınç farkları görülebilmektedir. Bu yüksek basınç farkları protezin etkin orifis alanı (EOA) ile hastanın vücut büyüklüğü arasındaki bir uyumsuzluktan kaynaklanıyor olabilir. Mevcut protezin beklenen hemodinamik performansı ve hastanın kardiyak debi gereksinimi (istirahatte büyük ölçüde vücut büyüklüğü tarafından belirlenen) gibi parametrelerdeki uyumsuzluk nedeniyle hasta protez uyumsuzluğu (HPU) gelişebilir. Başka bir ifadeyle, vücut yüzey alanı (VYA) küçük bir hasta için yeterli olabilecek bir protez, VYA büyük bir hasta için obstrüktif hale gelebilir. HPU'yu öngörmede ve tanımlamada geçerli ve tutarlı olarak faydası kanıtlanmış tek parametre etkin orifis alanı endeksidir (EOAE). Tahmini (öngörülen) EOAE ise, operasyon sonrası gelişebilecek HPU'yu tahmin etmede kullanılabilir en iyi parametre olarak tespit edilmiştir. HPU'nun klinik olaylarla da anlamlı ve bağımsız olarak ilişkili olduğu bilinmektedir. Ciddi HPU, erken ve geç mortalite üzerinde önemli bir etkiye sahipken, orta HPU özellikle azalmış sol ventrikül (SV) sistolik fonksiyonu olanlarda olmak üzere, sadece duyarlı bireylerde mortaliteyi etkilemektedir. Ameliyat öncesi cerrahın uyumsuzluğu öngörebilmesi ve önleyici stratejilerin başarıyla uygulanmasıyla HPU insidansı azaltılabilir. HPU'yu önleyici yaklaşımlar, beklenen uyumsuzluk şiddetine ve hastanın bazal risk profiline göre bireyselleştirilmelidir.

Tüm protez kapaklar, az da olsa hafif stenotiktirler. Protez kapakların etkin orifis alanının (EOA) doğal kapağa oranla daha küçük olması, ayrıca iyileşme döneminde endotelizasyon ve doku büyümesi sonucu EOA'nın daha da azalması gibi nedenlerle, protez kapaklarda doğal kapağa oranla, eko-kardiyografik olarak daha yüksek basınç farkları elde edilmektedir (Tablo 1, Tablo 2).^[1-4] Protez kapaktan elde edilen basınç farkı; akımla doğru, EOA ile ters orantılıdır. Basınç farkının düşük olmasının sağlana-

Summary– All prosthetic valves are at least mildly stenotic and have relatively high transvalvular pressure gradients that can be observed despite normal prosthesis function. Such gradients may be due to a mismatch between prosthesis effective orifice area (EOA) and patient's body size. Valve prosthesis-patient mismatch (VP-PM) may occur due to mismatches of both parameters, the expected hemodynamic performance of the prosthesis and the cardiac output requirements of the patient, which are largely related to the body size at rest. In other words, a prosthesis may be adequate for patients with a small body surface area (BSA) but might become obstructive for patients with a large BSA. The only parameter that has proven to be consistently and realistically useful to predict and describe VP-PM is the effective orifice area index (EOAI). The projected EOAI was identified as the best parameter to predict the VP-PM occurrence after surgery. VP-PM has been known to be independently and significantly associated with clinical outcomes. Severe VP-PM has a significant impact on early and late mortality, whereas moderate VP-PM may have a significant effect on mortality only in vulnerable subsets of patients, and particularly in those with depressed LV systolic function. The surgeon's anticipation of VP-PM prior to surgery, and successfully implemented preventive strategies can reduce the incidence of VP-PM. Preventive strategies to avoid VP-PM should be individualized according to the anticipated severity of VP-PM and of the patient's baseline risk profile.

bilmesi için takılacak kapağın EOA'sı bireyin akım gereksinimiyle orantılı biçimde yeterli olmalıdır. Protez kapak ile sağlanan EOA'nın vücut yüzey alanına (VYA) göre küçük olması, hasta protez uyumsuzluğuna (HPU) yol açar.

TANIM VE PREVALANS

Hasta protez uyumsuzluğuna normal işlevlerine rağmen protez kapağın hastanın VYA'ya kıyasla küçük

Geliş tarihi: 25.01.2013 Kabul tarihi: 26.04.2013

Yazışma adresi: Dr. Asuman Biçer Yeşilay. İpekyolu Mah., 1911. Sok., Gül Sitesi B Blok, No: 7, Şanlıurfa.

Tel: 0414 - 318 31 59 e-posta: asubicer@yahoo.com

© 2013 Türk Kardiyoloji Derneği



kalması durumudur. İlk kez 1978 yılında ‘‘Rahimto-ola’’ tarafından ‘‘aort protez kapağında EOA’nın kişinin doğal kapağından daha k¼c¼k olması’’ olarak tanımlanmıştır.^[5] Ancak, EOA geometrik kapak alanı olmayıp, fonksiyonel bir alandır. Aynı etiket boyutu ve geometrik kapak alanına sahip protezlerde EOA değerleri, protezin modeline g¼re değişir. Başka bir ifadeyle; boyutlar aynı olsa da, protezin tipine g¼re farklı EOA değerleri elde edilir.^[6] Aynı zamanda kapaklar aynı referans EOA’ya sahip olsalar da, farklı bireylerde, v¼cut b¼y¼kl¼đüne bağlı olarak, değişik basınç farkları ortaya ¼ıkacaktır. İstirahatte kardiyak debi gereksinimini belirleyen, v¼cut b¼y¼kl¼đ¼ olduğundan, hastanın v¼cut b¼y¼kl¼đ¼ne g¼re çok k¼c¼k EOA’ya sahip protez kapak takıldığında, ameliyat sonrası y¼ksek basınç farkları ortaya ¼ıkabilecektir. Bu nedenle, EOA, VYA’ya b¼l¼nerek cm²/m² cinsinden etkin orifis alan endeksi (EOAE) ölç¼m değeri elde edilir.

EOAE=EOA/ VYA

G¼n¼m¼zde HPU’yu tanımlamada ve ameliyat öncesinde uyumsuzluğu öng¼rmede EOAE kullanılmaktadır. EOAE ameliyat sonrası basınç farkları ve/veya istenmeyen klinik sonu¼lar ile tutarlı olarak ilişkisi g¼sterilmiř, etkinliği kanıtlanmış tek parametredir.^[7-10]

Literat¼re bakıldığında HPU’yu tanımlamada ve öng¼rmede farklı terimler de kullanılmıştır. Ancak ya-

pılan ¼alıřmalarda bu terimlerin birçoğunda, ameliyat öncesi öng¼r¼len ve ameliyat sonrası kapakta ölç¼len basınç farklarında tutarsızlıkların saptanması ve çoğunun HPU’yu yansıtmada duyarlılıklarının d¼ř¼k olması nedeniyle kullanılmaları önerilmemiştir.^[11]

Kısaltmalar:

APK	Aort protez kapakları
BKİ	Beden k¼tle indeksi
DHE	Doppler hız endeksi
EOA	Etkin orifis alanı
EOAE	Etkin orifis alan endeksi
HPU	Hasta protez uyumsuzluğu
HZİ	Hız zaman integrali
SV	Sol ventrik¼l
SVÇY	Sol ventrik¼l ¼ıkıř yolu
SVEF	Sol ventrik¼l ejeksiyon fraksiyonu
TÖE	Transözofajiyal ekokardiyografi
TTE	Transtorasik ekokardiyografi
VYA	V¼cut y¼zey alanı

Geometrik orifis alanı: Protez kapağın iç ¼apının belirlediği dairenin alanını yansıtır. HPU’yu öng¼rmez.

Referans orifis alanı: ¼alıřmalarda kullanılmış olan belli model ve etiket boyutundaki protezlerin ameliyat sonrasında ölç¼lm¼ř EOA değerleridir.

Tahmini (öng¼r¼len) EOAE (projected indexed EOA): Kullanılacak protezin referans EOA değeri kullanılarak ameliyat öncesinde elde edilen EOAE’dir. Bu şekilde ameliyat sırasında HPU gelişebileceği öng¼r¼lebilir ve HPU’yu önlemek veya ciddiyetini azaltmak amacıyla cerrahi teknik ve protez se¼imi modifiye edilebilir. Yapılan ¼alıřmalarda ameliyat öncesi öng¼r¼len EOAE ile, sonrasında ölç¼len

Tablo 1. Aort protez kapaklarının hemodinamik özellikleri^[1,4]

	Zirve hız (m/s) (Ort.±SS)	Ortalama gradiyent (mmHg) (Ort.±SS)	Kapak alanı (cm ²)
Çift yaprakçıklı			
St. Jude	3.0±0.8	11±6	
CarboMedics			
Tek yaprakçıklı			
Björk-Shiley	2.5±0.6	14±5	
Medtronic-Hall	2.6±0.3	12±3	
Top-kafes			
Starr-Edwards	3.1±0.5	24±4	
Biyoprotez - stentli			
Hancock	2.4±0.4	11±2	1.8 (1.4-2.3)
Carpentier-Edwards	2.4±0.5	14±6	1.8 (1.2-3.1)
Biyoprotez - stentsiz			
Toronto	2.2±0.4	3 (2-20)	1.8-2.3
Homogreft	1.8±0.4	7±3	2.2 (1.7-3.1)

Tablo 2. Mitral protez kapaklarının hemodinamik özellikleri^[1,4]

	Zirve hız (m/s) (Ort.±SS)	Ortalama gradient (mmHg) (Ort.±SS)	Kapak alanı (cm ²)
Çift yaprakçıklı			
St. Jude	1.6±0.3	5±2	2.9 (1.8-4.4)
Tek yaprakçıklı			
Björk-Shiley	1.6±0.3	5±2	2.4 (1.6-3.7)
Medtronic-Hall	1.7±0.3	3±1	2.4 (1.5-3.9)
Top-kafes			
Starr-Edwards	1.8±0.4	5±2	2.1 (1.2-2.5)
Biyoprotez			
Hancock	1.5±0.3	4±2	1.7 (1.3-2.7)
Carpentier-Edwards	1.8±0.2	7±2	2.5 (1.6-3.5)
Homogreft	1.8±0.4	7±3	

EOAE değerleri arasında güçlü korelasyon ve tutarlılık saptanmış olup^[7] tahmini EOAE'nin orta-ciddi HPU'yu göstermedeki duyarlılığı %73, özgülüğü %80 olarak bildirilmiştir.^[12]

Uyumsuzluk tüm kalp kapak pozisyonlarında saptanmış olsa da, üzerinde en çok araştırma yapılan aort kapağıdır. Aort pozisyonundaki bir protezde EOAE >0.85 cm²/m² olduğunda hemodinamik olarak önemsiz, 0.65 ve 0.85 cm²/m² arasında orta, <0.65 cm²/m² ise ciddi HPU olarak tanımlanmıştır.^[4,10] EOAE ≤0.8-0.9 cm²/m² olduğunda basınç farkı katlanarak artar.^[7,9-13] HPU ciddiyeti arttıkça klinik olarak olumsuz etkilenme de artacağı için bu sınıflama oldukça önemlidir.^[14-16] Çalışmalarda orta HPU prevalansı %20-70, ciddi HPU prevalansı ise %2-11 olarak bildirilmiştir.^[10,14]

Hasta protez uyumsuzluğu perkütan yerleştirilen aort protez kapaklarında (APK) da görülebilmektedir. Clavel ve ark.nın yaptığı bir çalışmada cerrahi olarak yerleştirilen stentli/stentsiz biyoprotezlerle, perkütan yerleştirme karşılaştırılmış ve perkütan aort kapak implantasyonu yapılanlarda HPU'nun daha az sıklıkta görüldüğü bildirilmiştir. Başka çalışmalarda, kateter yoluyla aort kapak yerleştirilmesi (Edwards SAPIEN kapak) yapılan hastaların %11-18'inde ciddi HPU saptanmıştır.^[17,18] Medtronic Corevalve kullanılan başka bir hasta grubunda ise ciddi HPU insidansı %2-16 olarak bildirilmiştir.^[19]

Mitral pozisyonundaki protez kapakta EOAE'nin <1.2 cm²/m² olması HPU, ≤0.9-1.0 cm²/m² olması ise

ciddi HPU olarak tanımlanmaktadır. Ameliyat sonrası aşırı yüksek basınç farklarından kaçınmak için ideal olarak mitral protezinde EOAE'nin >1.2-1.3 olması önerilir.^[8,9,20] Mitral pozisyonda HPU prevalansı %39-71 olarak bildirilmiştir.^[21-23]

ETİYOLOJİ VE RİSK FAKTÖRLERİ

Hasta protez uyumsuzluğu en sık olarak aortal-kası çapı küçük olan kadınlarda, kapak boyutu 21 mm'den küçük kapak kullanıldığında görülür. Aort yetersizliği için değil de, aort darlığı için aort kapak replasmanı yapılmış olması, kapak protezi takıldıktan sonra büyüme sürecinin devam ediyor olması, tahmini EOAE'nin düşük olması, stentli biyoprotez kullanımı diğer risk faktörleridir.^[24] Genel olarak otogreft, homogreft ve stentsiz biyoprotezlerde ortalama basınç farkı daha düşük, EOAE ise daha yüksektir.^[10]

AYIRICI TANI

Mitral veya aort konumundaki protez kapaklarda yüksek basınç farkı saptandığında HPU ayırıcı tanısında şu durumlar göz önünde bulundurulmalıdır:

i. Trombüs, *ii.* Vejetasyon, *iii.* Pannus, *iv.* Ciddi kapak yetersizliği, *v.* Hiperdinamik durumlar, *vi.* Taşikardi.

TANI

Uyumsuzluğun ana hemodinamik göstergesi, normal işlevli bir protez kapağa göre çok daha yüksek

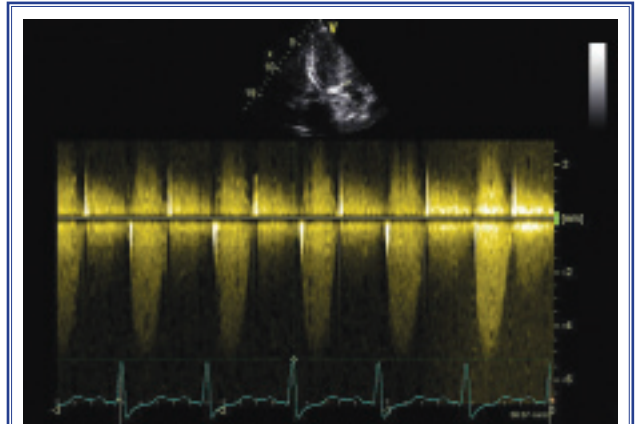
transvalv¼ler basınç farkı saptanmasıdır. HPU tanısı için, primer kapak işlev bozukluğu ekarte edilmelidir (tromb¼s, pannus, vejetasyon vb). Bunun için de, ideal olarak cerrahi sonrası ilk ekokardiyografik inceleme 2-4 hafta sonra yapılmalıdır. Ancak, hastanın kontrole gelemeyeceği durumlarda, hastaneden taburcu olmadan önce mutlaka ekokardiyografi yapılmalı, ameliyat sonrası kapak ve ventrik¼l fonksiyonları ile basınç farkları değerlendirilmeli, uzun dönemde mortaliteyi etkileyebilecek uyumsuzluk ciddiyetini belirlemek amacıyla 6. ve 12. aylarda ekokardiyografik değerlendirme tekrarlanmalıdır. Öngör¼len ve ölç¼len her iki EOAE'nin uygun kullanımları ile HPU doğru tahmin edilebilir ve tanımlanabilir. Başarılı aort kapak değişimi sonrasında, kardiyak hipertrofinin gerilemesi beklenir ve bu seri ekokardiyografilerle izlenebilir. Sol ventrik¼l (SV) k¼tle endeksinin altıncı ayda h¼l¼ yüksek olması (Video 1-2*, şekil 1) veya mitral protez sonrası h¼l¼ pulmoner hipertansiyonun devam ediyor olması, HPU'nun varlığına dair bir kanıt olabilir.^[4,25]

Ekokardiyografi

T¼m protez kapaklarda hasta takibi ve komplikasyonların saptanmasında altın standart yöntem, transtorasik ve/veya transözofageal ekokardiyografidir (TTE/T¼E). Hasta sol yan yatar pozisyonda değerlendirilir. Protez kapağı olan hastaların ekokardiyografik değerlendirilmesi, kılavuzlara uygun standartlarda bir çok pencereden dikkatlice yapılmalıdır.^[25] Primer kapak sorunu saptanmadığı halde egzersizle semptomların ortaya çıktığı hastalarda stres ekokardiyografi yapılmalıdır. Artefakt ve yankılanma nedeniyle, TTE ile mekanik kapağın kapayıcı hareketleri iyi g¼r¼nt¼lenemeyebilir. Bu durumlarda T¼E ile yapısal anormallikler daha iyi değerlendirilebilir.

Transtorasik ekokardiyografi ile biyoprotezlerde yaprakçıkların, mekanik kapaklarda tıkayıcıların açılma ve kapanma hareketleri, dikiş halkası üzerinde anormal eko yoğunluğu, yaprakçıklarda kalsifikasyon varlığı, kardiyak siklus boyunca dikiş halkası sallanma hareketleri dikkatlice değerlendirilmeli, dikiş atması veya kapak ayrışması aranmalı, renkli Doppler inceleme ile varsa yetersizlik jeti g¼sterilmeli, zirve ve ortalama basınç farkları hesaplanmalı ve SV fonksiyonu değerlendirilmelidir. APK'nın TTE ile değerlendirilmesinde; jet şekli, ejeksiyon zamanı ve akselerasyon zamanının değerlendirilmesi de önem taşır.

Protez kapaktan ge¼en kanın hızı, akım, kapak



şekil 1. Aort darlığı nedeniyle biyoprotez kapak takılmış ancak devamlı akım Doppler ekokardiyografi ile kapakta yüksek basınç farkının devam ettiği bir hasta.

çapı ve tipi gibi bir çok faktöre bağlıdır. Basitleştirilmiş Bernuolli eşitliği ($4V^2$, m/s), protez kapakları da i¼eren t¼m kalp kapaklarındaki basınç farkını invaziv olmayan bir yöntemle ölçebilmemizi sağlar.^[26] Aort pozisyonundaki protezlerde yüksek debi veya dar sol ventrik¼l çıkış yolu (SVÇY) olan hastalarda, protezin proksimalindeki hız ihmal edilemeyecek kadar yükselebilir (proksimal hız >1.5 m/s). Bu durumlarda proksimal hızı ayrıca ölç¼p form¼lde kullanmak daha doğru sonuç verecektir ($P=V_2^2 - V_1^2$, V_2 ; kapak düzeyinde elde edilen, V_1 ; proksimal hız). Bu eşitlikle elde edilen basınç farkları invaziv olarak ölç¼lenle uyumludur. Ancak çift yaprakçıklı ve top-kafes kapaklarda, özellikle de küçük boyutlu olanlarında ve yüksek debili durumlarda, basınç düzelme fenomeni nedeniyle basınç farkı olduğundan fazla, EOA ise olduğundan daha az ölç¼lebilir.^[27,28] Bu fenomende, Doppler ekokardiyografide ölç¼len basınç farkı, kateter ölç¼mlerine göre daha yüksek bulunmaktadır. Aort pozisyonundaki çift yaprakçıklı kapaklarda, merkezi açıklıktan ge¼en kanın hızı ve kinetik enerjisi yüksek, bu düzeydeki basınç ise düş¼ktür. Kapak seviyesindeki düşük basınçtan dolayı, Doppler ölç¼mlerinde SV ile kapak düzeyi arasında yüksek basınç farkı elde edilirken; invaziv yöntemlerde ölç¼m SV ile çıkan aorta arasında yapıldığından, nispeten daha düşük bir basınç farkı hesaplanır. Bu nedenle, Doppler ile basınç farkı yan orifis hız ölç¼mlerinden yapılmalı (T¼E ile) ve klinik kararlar verilirken basınç düzelme fenomeni göz önünde bulundurulmalıdır.

Normal APK'larında genel olarak zirve akım hızı

2-3 m/sn aralığında, Doppler zarfı üçgen şekilli ve zirve akım erkendir. Ancak obstrüksiyon durumunda üçgen şekil kaybolarak zarf yuvarlaklaşır ve zirve akım gecikir. Normal işlevli APK'nın da akselerasyon zamanı <80 msn'dir. Transaortik akım hızının >3 m/sn veya ortalama gradientin >25-30 mmHg olması şüpheli, bu değerlerin sırasıyla >4 m/sn ve >40 mmHg olması genel olarak ciddi obstrüksiyon lehinedir (Tablo 3).^[4] Akselerasyon zamanının >100 msn ve akselerasyon zamanı/ejeksiyon zamanı oranının >0.4 olması da ciddi obstrüksiyon lehinedir. Ancak, bu değerlerin ön ve ard yük, SV kontraktilesi ve akım hızlarına bağımlı olduğu göz önünde bulundurulduğunda, EOA ve hız zaman integrali (HZİ) oranının hesaplanmasının önemi ortaya çıkmaktadır.

Sol ventrikül çıkış yolu HZİ değeri nabız dalgalı Doppler ile, örnekleme hacmi kapağın 1 cm proksimaline yerleştirilerek elde edilen zarfın çizilmesiyle (trace) elde edilmelidir. Normalde SVÇY akımı 1.5 m/sn'yi geçmez; SVÇY zarfının kenarları keskin, zirve akımı belirgindir.

Etkin orifis alanı, devamlılık denklemiyle (sürekli eşitliği, *continuity equation*) elde edilir ve tek başına basınç farkına göre kapak fonksiyonunu daha iyi gösterebilen bir parametredir. Normal şartlarda SVÇY'deki atım hacmi, APK içinden geçene eşit olmalıdır. Atım hacmi aort veya pulmoner arter konumundaki protez kapakların proksimalinden (0.5-1 cm apekse doğru) nabız dalgalı Doppler (*pulse wave*) ile elde edilen akım HZİ'nin, yine buranın kesit alanıyla çarpımı sonucu elde edilir:

$$EOA_{APK} = \text{Atım hacmi} / HZİ_{APK}$$

$EOA_{APK} = (SVÇY \text{ çapı})^2 \times 0.785 \times HZİ_{SVÇY} / HZİ_{APK}$ olarak birimi cm^2 'dir.

Etkin orifis alanının hesaplanmasında dikkat edilmesi gereken en önemli nokta, SVÇY çapıdır. Süreklilik eşitliğinde görüldüğü üzere; EOA, SVÇY'nin karesi ile doğru orantılıdır ve en ufak ölçüm hatası ciddi EOA yanılgılarına neden olabilir. Bu nedenle, SVÇY parasternal uzun ekseninde en uygun "gain" yapılarak, "zoom" modu ile inceleme yapılmalı, sistol ortasında kapağa paralel ve iç kenardan iç kenara ölçüm yapılmalıdır. Devamlılık denklemi daha da basitleştirilerek, SVÇY'den elde edilen hız veya HZİ, APK düzeyinde elde edilen değere oranlanarak Doppler hız endeksi (DHE, *dimensionless index, velocity ratio*) elde edilir.^[29] Kapak obstrüksiyon ciddiyetinin saptanmasında DHE'yi kullanmak SVÇY çapının ölçümünden kaçınılmasını sağladığı için daha makul olabilir.

$$DHE = HZİ_{SVÇY} / HZİ_{APK}$$

Bu değerın <0.30 olması şüpheli obstrüksiyonu, <0.25 olması belirgin obstrüksiyonu ifade eder. Bu endeksin önemi, yüksek akımlı durumlardan etkilenmemesidir. Başka bir ifadeyle, yüksek akıma bağlı APK'da basınç farkı yüksekliği varsa, HZİ oranı formülünde yer alan SVÇY akımında da artış olacak ve normal bir kapakta HZİ korunacaktır. Yine, azalmış SV sistolik fonksiyonu varlığında da SVÇY'de akım hızı azalır, ancak HZİ oranı korunur. Ayrıca, SVÇY ve transaortik ejeksiyon süreleri eşit olduğundan, HZİ oranı yerine basitçe hız oranları (*velocity ratio*) da kullanılabilir.

Son yıllarda kullanıma giren gerçek zamanlı üç boyutlu (3-D) TTE ile, protez kapakların tüm yaprakçık veya tıkaçıcılarının fonksiyonları aynı anda değerlendirilebilmektedir. Kapak yetersizliklerinin veya yapısal bozukluklarının değerlendirilmesinde geleneksel ekokardiyografiye üstünlüğünü destekle-

Tablo 3. Aort pozisyonunda mekanik veya stentli biyolojik kapaklarda Doppler parametreleri^[4]

	Normal	Olası darlık	Ciddi darlık
Zirve hız (m/s)	<3	3-4	>4
Ortalama basınç farkı (mmHg)	<20	20-35	>35
Doppler hız endeksi	≥0.30	0.29-0.25	<0.25
Etkin orifis alanı (cm ²)	>1.2	1.2-0.8	<0.8
Jet hızın sınırı	Üçgen sınırlı, erken zirve	Zirve yapmasında hafif gecikme olması	Yuvarlak, simetrik sınırlı, geç zirve
Akselerasyon zamanı (ms)	<80	80-100	>100

yen çalışmalar mevcuttur.^[30]

Pulmoner pozisyonda ise zirve hız, ortalama basınç farkı hesaplanır. EOA ve DHE de hesaplanabilir, ancak bu parametrelerle tecrübe azdır. Mitral (Tablo 4) ve triküspit pozisyonda; zirve hız, ortalama basınç gradiyenti, HZİ ve basınç yarılanma zamanı ölçülür. Protez mitral kapaklarda atım hacmi, anlamlı düzeyde yetersizlik jeti olmaması şartıyla, aort veya pulmoner kapak halkası düzeyinden hesaplanabilir.^[4]

Transözofageal ekokardiyografi

Transtorastik ekokardiyografide anormal bulgular varsa bir sonraki aşama, patoloji nedeninin saptanabilmesi amacıyla TÖE olmalıdır. Protez kapakların hareketlerinin yanısıra, yapısal özelliklerini de değerlendirebilmesi nedeniyle floroskopiye üstünlük sağlar. Kapakta yüksek gradiyent elde edildiğinde; obstrüksiyon yapan nedenler (trombüs, pannus, vejetasyon, kitle vb.) veya HPU ayırıcı tanısında (Şekil 2), TÖE oldukça faydalı bilgiler sağlar.^[4] Eğer obstrüksiyon nedeni olabilecek bir kitle lezyon saptanamazsa ve kapak hareketleri normalse bu durumda HPU akla gelmelidir. Literatürde gerçek zamanlı 3-D TÖE ile protez kapak fonksiyonlarının değerlendirildiği, özellikle de aort kapak halkası büyüklüğünün doğru hesaplanmasında kullanılabileceği ile ilgili veriler mevcuttur.^[31]

Floroskopi

Radyopak halka, top veya disk şeklinde tıkaçıcıları nedeniyle mekanik kapak hareketlerinin değerlendirilmesinde kullanılan invaziv olmayan görüntüleme tekniğidir. Çok kolay, ucuz ve hızlı bir yöntemdir. Ancak biyolojik kapakların değerlendirilmesinde kullanımı sınırlıdır.^[32] Kapak açılımının iki boyutlu TÖE ile değerlendirilmesinin mümkün olmaması durumunda da bazen yararlı olmaktadır. Bununla birlikte,

trombüs veya pannus gibi obstrüksiyona neden olan patolojileri gösteremez.

Çok kesitli bilgisayarlı tomografi

Biyolojik kapakların TÖE ile değerlendirilmesinde sonuç alınmadığında veya mekanik kapakların değerlendirilmesinde skopiye alternatif olabilecek bir görüntüleme yöntemidir. Kapak hareketinin yarattığı artefakt 64 ve üzeri kesitli cihazlarda son derece azalmıştır. Özellikle aort pozisyonunda TTE veya TÖE ile değerlendirmenin zor olduğu pannus veya vejetasyonu gösterebilir.^[33,34] Kapak üzerindeki yüksek yoğunluklu (pannus) kitleler ile düşük yoğunluklu (trombüs) kitleleri Hounsfield ünite değerleri üzerinden ayırt edebilmesi ile ilgili araştırmalar devam etmektedir.^[35]

KLİNİK ÖNEM

Etkin orifis alan endeksi protez boyutu veya geometrik özelliklerini gösteren bir parametre olmayıp; ameliyat sonrası basınç farkları ve/veya istenmeyen klinik sonuçlar ile tutarlı olarak ilişkisi gösterilmiş bir parametredir.^[16,36-38] HPU'nun neden olduğu en önemli istenmeyen klinik olay; özellikle SV işlev bozukluğu eşlik ediyorsa kısa ve uzun dönemde azalmış sağkalımdır.^[13,39,40] SV hipertrofinde gerilemenin yetersiz olması (Video 1-2*, Şekil 1),^[15] hemodinamik bozulma ve geç kardiyak olay insidansında artış^[15,40] veya fonksiyonel sınıfta iyileşmenin yetersiz olması^[41] gibi klinik olaylarla ilişkisi gösterilmişse de, bazı diğer çalışmalarda geç mortalite veya kötü klinik sonuçlarla ilişkisi gösterilememiştir.^[42,43]

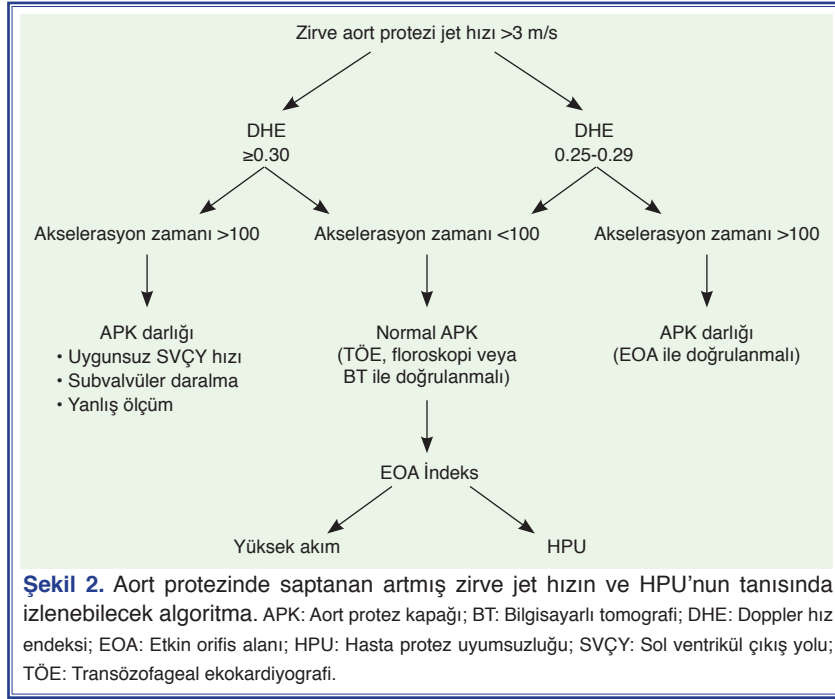
Mitral kapak konumunda HPU geliştiğinde, kalıcı pulmoner hipertansiyon^[44] ve azalmış uzun dönem sağkalımı ile ilişkili olabileceği rapor edilmiştir.^[18-20,45]

Toplam 27.186 hastanın yer aldığı, aort kapak rep-

Tablo 4. Protez mitral kapak fonksiyonlarını değerlendirmede Doppler parametreleri^[4]

	Normal	Olası darlık	Ciddi darlık
Zirve hız (m/s)	<1.9	1.9-2.5	≥2.5*
Ortalama gradiyent (mmHg)	≤5	6-10	>10
HZİ _{MPK} /HZİ _{SVÇY}	<2.2	2.2-2.5	>2.5
EOA (cm ²)	≥2.0	1-2	<1
BYZ (ms)	<130	130-200	>200

*Kesim değeri biyoprotezlerde daha yüksek olabilir; HZİ: Hız zaman integrali; MPK: Mitral protez kapak; SVÇY: Sol ventrikül çıkış yolu; EOA: Etkin orifis alanı; BYZ: Basınç yarılanma zamanı.



lasmanı sonrası gelişmiş HPU'nun uzun dönem sağkalım üzerine etkisini araştıran 34 çalışmanın meta-analizinde, HPU sonucu kardiyak ve tüm nedenlere bağlı mortalitenin arttığı ve yaşam beklentisinin azaldığı bildirilmiştir.^[46]

Mohty ve ark.nın^[47] yaptığı bir diğer çalışmada aort kapak replasmanı sonrası HPU gelişmiş hastalarda; yaş, obezite ve SV işlev bozukluğunun uzun dönem sağkalıma olan etkisi araştırılmıştır. Hastalar; hafif, orta ve ciddi HPU olmak üzere 3 grupta değerlendirilmiştir; ≥ 70 yaş veya beden kütle indeksi (BKİ) ≥ 30 kg/m² ise sağkalım açısından her 3 grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamış, ≤ 70 yaş veya BKİ ≤ 30 kg/m² olan ve ciddi HPU saptanan hastaların yer aldığı grupta SV fonksiyonundan bağımsız olarak özellikle geç sağkalımın azalmış olduğu görülmüştür. Orta ciddiyette HPU ve korunmuş SV sistolik fonksiyonu olan hastaların, HPU olmayanlarla benzer iyi seyirli yaşam beklentileri varken, sadece SV ejeksiyon fraksiyonu (SVEF) düşük olanlarda (<50%) sağkalımda azalma olduğu bildirilmiştir. Sonuç olarak, orta veya ciddi HPU ve SV işlev bozukluğu olanlarda uzun vadede daha kötü prognoz görülmüştür.

Yapılan çalışmalarda farklı parametre ve ölçütlere göre HPU tanımı yapılmış ve sağkalım değerlendirilmiştir. Bu yüzden birbiriyle çelişen farklı klinik ve laboratuvar bulguları elde edilmiştir. Ancak, HPU'nun

kısa ve uzun dönem klinik etkilerini değerlendiren literatürde yer alan çalışmalar ve metaanalizler ışığında; ciddi HPU'dan tüm hastalarda, orta ciddiyetdeki HPU'dan ise, yapılan çalışmalarla klinik etkilenmenin gösterildiği hasta gruplarında kaçınılması (SVEF düşüklüğü, ciddi SV konsantrik hipertrofisi, bazal ciddi AD varlığı veya MY gibi) önerilmelidir. Hafif uyumsuzluğun klinik ve hemodinamik bir önemi saptanmamıştır.^[39-47]

YAKLAŞIM VE TEDAVİ

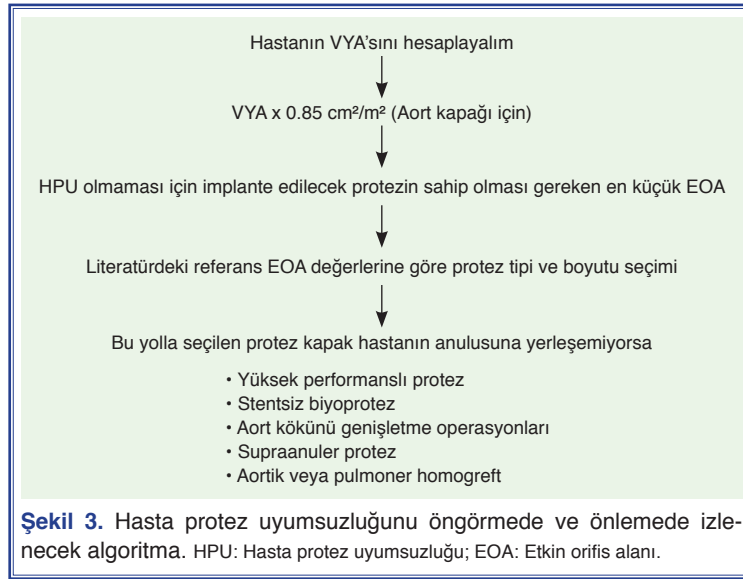
Hasta protez uyumsuzluğu bazı yöntemlerle önenebilir:^[10,16,48-50]

1. Ameliyat esnasında tahmini EOAE hesaplanarak kişiye uyan en büyük protez boyutu seçilmelidir (Şekil 3). Risk altındaki hastalarda, stentsiz biyoprotez veya hemodinamik performansı daha iyi, yeni nesil mekanik kapakların kullanımıyla orta ve ciddi HPU sıklığının geriletelebileceği saptanmıştır. HPU için riskli grupta, kateter yoluyla aort kapak yerleştirilmesinin de cerrahiye alternatif olabileceğini gösteren çalışmalar vardır.^[50]

2. Homogreft, Ross ameliyatı,

3. Aort protez kapağın supra-annuler yerleştirilmesi,

4. Aort kökü genişletme işlemleri. Ancak, yapılan



her işlemin ameliyatın mortalite ve morbiditesini artırması nedeniyle, birincil hedef HPU'yu önlemek değil, ciddi HPU'yu önlemek olmalıdır. Uyumsuzluğu önlemek için yapılan tekniklerin riski, uyumsuzluktan kaynaklanacak risklerden daha fazla olmamalıdır.

5. Ventrik¼l¼n apiko-aortik konduiti,

6. Büyük protez kapak implantasyonu ile mekanik genişletme (sınırlı sayıdaki yayında sınırlı deneyim),

Ciddi uyumsuzluk geliştiğinde ise kesin tedavi, uyumsuz protezin, hastanın VYA'ya uygun bir başka protezle değiştirilmesidir.

SONUÇ

Hasta protez uyumsuzluğu orta ve uzun vadede, yol açacağı hemodinamik sorunlar nedeniyle hastanın yeniden ameliyat edilmesini, buna bağlı olarak da, daha fazla komplikasyon ve ölümlü riskini beraberinde getirecektir. Kullanılacak protezin tahmini EOAE hesaplanarak HPU büyük oranda önlenir. [10,12,16,39,48] Hastanın yaşı, aktivite düzeyi, SVEF, risk fakt¼rleri dikkate alınarak ve ameliyat öncesi tahmini EOAE (ameliyat esnasında referans EOA kullanılarak elde edilen) hesaplanarak kişi için en uygun boyutaki protez kapak seçilmelidir. Eğer HPU gelişeceği öng¼r¼l¼yorsa, alternatif bir protez d¼ř¼n¼lmeli veya aort k¼k genişletme cerrahisi gibi birtakım tekniklerle önlenmeye çalışılmalıdır.

Son veriler, HPU'nun obez hastalarda (BKİ >30 kg/m²) obez olmayanlarla karşılaştırıldığında, aynı

oranda zararlı etkilere neden olmayabileceğini d¼ř¼nd¼rmektedir.^[47] Benzer oranda VYA bulursa dahi, obez hastalar obez olmayanlara g¼re daha az kardiyak debiye gereksinim duyarlar. Bu yüzden gelecekteki çalışmalar EOAE'nin hesaplanmasında VYA'dan ziyade, yağsız kitle miktarının kullanılmasının uygunluğunu belirlemeyi hedeflemelidir.

**Video dosyaları yazının internet adresinde yer almaktadır.*

Yazar(lar) ya da yazı ile ilgili bildirilen herhangi bir ilgi çakışması (conflict of interest) yoktur.

KAYNAKLAR

1. Otto CM, Bonow RO. Prosthetic valves in valvular heart disease: a companion to Braunwald's heart disease. 3rd ed., 2009.
2. Bonow RO, Carabello BA, Chatterjee K, de Leon AC Jr, Faxon DP, Freed MD, et al. 2008 focused update incorporated into the ACC/AHA 2006 guidelines for the management of patients with valvular heart disease: a report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines (Writing Committee to revise the 1998 guidelines for the management of patients with valvular heart disease). Endorsed by the Society of Cardiovascular Anesthesiologists, Society for Cardiovascular Angiography and Interventions, and Society of Thoracic Surgeons. J Am Coll Cardiol 2008;52:1-142. [CrossRef]
3. Vongpatanasin W, Hillis LD, Lange RA. Prosthetic heart valves. N Engl J Med 1996;335:407-16. [CrossRef]
4. Zoghbi WA, Chambers JB, Dumesnil JG, Foster E, Gottdiener JS, Grayburn PA, et al. Recommendations for evaluation of

- prosthetic valves with echocardiography and Doppler ultrasound: a report From the American Society of Echocardiography's Guidelines and Standards Committee and the Task Force on Prosthetic Valves, developed in conjunction with the American College of Cardiology Cardiovascular Imaging Committee, Cardiac Imaging Committee of the American Heart Association, the European Association of Echocardiography, a registered branch of the European Society of Cardiology, the Japanese Society of Echocardiography and the Canadian Society of Echocardiography, endorsed by the American College of Cardiology Foundation, American Heart Association, European Association of Echocardiography, a registered branch of the European Society of Cardiology, the Japanese Society of Echocardiography, and Canadian Society of Echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 2009;22:975-1014; quiz 1082-4. [CrossRef]
5. Rahimtoola SH. The problem of valve prosthesis-patient mismatch. *Circulation* 1978;58:20-4. [CrossRef]
 6. Pibarot P, Dumesnil JG. Valve prosthesis-patient mismatch, 1978 to 2011: from original concept to compelling evidence. *J Am Coll Cardiol* 2012;60:1136-9. [CrossRef]
 7. Dumesnil JG, Honos GN, Lemieux M, Beauchemin J. Validation and applications of indexed aortic prosthetic valve areas calculated by Doppler echocardiography. *J Am Coll Cardiol* 1990;16:637-43. [CrossRef]
 8. Dumesnil JG, Honos GN, Lemieux M, Beauchemin J. Validation and applications of mitral prosthetic valvular areas calculated by Doppler echocardiography. *Am J Cardiol* 1990;65:1443-8. [CrossRef]
 9. Bleiziffer S, Eichinger WB, Hettich I, Guenzinger R, Ruzicka D, Bauernschmitt R, et al. Prediction of valve prosthesis-patient mismatch prior to aortic valve replacement: which is the best method? *Heart* 2007;93:615-20. [CrossRef]
 10. Pibarot P, Dumesnil JG. Hemodynamic and clinical impact of prosthesis-patient mismatch in the aortic valve position and its prevention. *J Am Coll Cardiol* 2000;36:1131-41. [CrossRef]
 11. Daneshvar SA, Rahimtoola SH. Valve prosthesis-patient mismatch (VP-PM): a long-term perspective. *J Am Coll Cardiol* 2012;60:1123-35. [CrossRef]
 12. Pibarot P, Dumesnil JG, Cartier PC, Métras J, Lemieux MD. Patient-prosthesis mismatch can be predicted at the time of operation. *Ann Thorac Surg* 2001;71:265-8. [CrossRef]
 13. Hanayama N, Christakis GT, Mallidi HR, Joyner CD, Fremes SE, Morgan CD, et al. Patient prosthesis mismatch is rare after aortic valve replacement: valve size may be irrelevant. *Ann Thorac Surg* 2002;73:1822-9. [CrossRef]
 14. Blais C, Dumesnil JG, Baillet R, Simard S, Doyle D, Pibarot P. Impact of valve prosthesis-patient mismatch on short-term mortality after aortic valve replacement. *Circulation* 2003;108:983-8. [CrossRef]
 15. Milano AD, De Carlo M, Mecozzi G, D'Alfonso A, Sciotti G, Nardi C, et al. Clinical outcome in patients with 19-mm and 21-mm St. Jude aortic prostheses: comparison at long-term follow-up. *Ann Thorac Surg* 2002;73:37-43. [CrossRef]
 16. Pibarot P, Dumesnil JG. Prosthesis-patient mismatch: definition, clinical impact, and prevention. *Heart* 2006;92:1022-9.
 17. Clavel MA, Webb JG, Pibarot P, Altwegg L, Dumont E, Thompson C, et al. Comparison of the hemodynamic performance of percutaneous and surgical bioprostheses for the treatment of severe aortic stenosis. *J Am Coll Cardiol* 2009;53:1883-91. [CrossRef]
 18. Ewe SH, Muratori M, Delgado V, Pepi M, Tamborini G, Fusini L, et al. Hemodynamic and clinical impact of prosthesis-patient mismatch after transcatheter aortic valve implantation. *J Am Coll Cardiol* 2011;58:1910-8. [CrossRef]
 19. Jilaihawi H, Chin D, Spyt T, Jeilan M, Vasa-Nicotera M, Bence J, et al. Prosthesis-patient mismatch after transcatheter aortic valve implantation with the Medtronic-Corevalve bioprosthesis. *Eur Heart J* 2010;31:857-64. [CrossRef]
 20. Dumesnil JG, Pibarot P. Prosthesis-patient mismatch: an update. *Curr Cardiol Rep* 2011;13:250-7. [CrossRef]
 21. Lam BK, Chan V, Hendry P, Ruel M, Masters R, Bedard P, et al. The impact of patient-prosthesis mismatch on late outcomes after mitral valve replacement. *J Thorac Cardiovasc Surg* 2007;133:1464-73. [CrossRef]
 22. Li M, Dumesnil JG, Mathieu P, Pibarot P. Impact of valve prosthesis-patient mismatch on pulmonary arterial pressure after mitral valve replacement. *J Am Coll Cardiol* 2005;45:1034-40. [CrossRef]
 23. Magne J, Mathieu P, Dumesnil JG, Tanné D, Dagenais F, Doyle D, et al. Impact of prosthesis-patient mismatch on survival after mitral valve replacement. *Circulation* 2007;115:1417-25. [CrossRef]
 24. Florath I, Albert A, Rosendahl U, Ennker IC, Ennker J. Impact of valve prosthesis-patient mismatch estimated by echocardiographic-determined effective orifice area on long-term outcome after aortic valve replacement. *Am Heart J* 2008;155:1135-42. [CrossRef]
 25. Lang RM, Bierig M, Devereux RB, Flachskampf FA, Foster E, Pellikka PA, et al. Recommendations for chamber quantification: a report from the American Society of Echocardiography's Guidelines and Standards Committee and the Chamber Quantification Writing Group, developed in conjunction with the European Association of Echocardiography, a branch of the European Society of Cardiology. *J Am Soc Echocardiogr* 2005;18:1440-63. [CrossRef]
 26. Burstow DJ, Nishimura RA, Bailey KR, Reeder GS, Holmes DR Jr, Seward JB, et al. Continuous wave Doppler echocardiographic measurement of prosthetic valve gradients. A simultaneous Doppler-catheter correlative study. *Circulation* 1989;80:504-14. [CrossRef]
 27. Baumgartner H, Khan S, DeRobertis M, Czer L, Maurer G. Effect of prosthetic aortic valve design on the Doppler-catheter gradient correlation: an in vitro study of normal St. Jude, Medtronic-Hall, Starr-Edwards and Hancock valves. *J Am Coll Cardiol* 1992;19:324-32. [CrossRef]

28. Baumgartner H, Schima H, Tulzer G, K¼hn P. Effect of stenosis geometry on the Doppler-catheter gradient relation in vitro: a manifestation of pressure recovery. *J Am Coll Cardiol* 1993;21:1018-25. [CrossRef]
29. Chafizadeh ER, Zoghbi WA. Doppler echocardiographic assessment of the St. Jude Medical prosthetic valve in the aortic position using the continuity equation. *Circulation* 1991;83:213-23. [CrossRef]
30. Singh P, Inamdar V, Hage FG, Kodali V, Karakus G, Suwanjutha T, et al. Usefulness of live/real time three-dimensional transthoracic echocardiography in evaluation of prosthetic valve function. *Echocardiography* 2009;26:1236-49. [CrossRef]
31. Ansingkar K, Nanda NC, Aaluri SR, Mukhtar O, Puri VK, Kirklin JT, et al. Transesophageal three-dimensional color Doppler echocardiographic assessment of valvular and paravalvular mitral prosthetic regurgitation. *Echocardiography* 2000;17:579-83. [CrossRef]
32. Mehlman DJ. A pictorial and radiographic guide for identification of prosthetic heart valve devices. *Prog Cardiovasc Dis* 1988;30:441-64. [CrossRef]
33. Teshima H, Hayashida N, Enomoto N, Aoyagi S, Okuda K, Uchida M. Detection of pannus by multidetector-row computed tomography. *Ann Thorac Surg* 2003;75:1631-3. [CrossRef]
34. Lembcke A, Hein PA, Enzweiler CN, Hoffmann U, Klessen C, Dohmen PM. Acute myocardial ischemia after aortic valve replacement: a comprehensive diagnostic evaluation using dynamic multislice spiral computed tomography. *Eur J Radiol* 2006;57:351-5. [CrossRef]
35. Ozkan M, G¼nd¼z S. How to evaluate the function of the prosthetic valve in the aortic position?. *Turk Kardiyol Dern Ars* 2011;39:733-6. [CrossRef]
36. Blackstone EH, Cosgrove DM, Jamieson WR, Birkmeyer NJ, Lemmer JH Jr, Miller DC, et al. Prosthesis size and long-term survival after aortic valve replacement. *J Thorac Cardiovasc Surg* 2003;126:783-96. [CrossRef]
37. Koch CG, Khandwala F, Estafanous FG, Loop FD, Blackstone EH. Impact of prosthesis-patient size on functional recovery after aortic valve replacement. *Circulation* 2005;111:3221-9.
38. Dumesnil JG, Pibarot P. Prosthesis-patient mismatch and clinical outcomes: the evidence continues to accumulate. *J Thorac Cardiovasc Surg* 2006;131:952-5. [CrossRef]
39. Mohty D, Malouf JF, Girard SE, Schaff HV, Grill DE, Enriquez-Sarano ME, et al. Impact of prosthesis-patient mismatch on long-term survival in patients with small St Jude Medical mechanical prostheses in the aortic position. *Circulation* 2006;113:420-6. [CrossRef]
40. Ruel M, Al-Faleh H, Kulik A, Chan KL, Mesana TG, Burwash IG. Prosthesis-patient mismatch after aortic valve replacement predominantly affects patients with preexisting left ventricular dysfunction: effect on survival, freedom from heart failure, and left ventricular mass regression. *J Thorac Cardiovasc Surg* 2006;131:1036-44. [CrossRef]
41. Pibarot P, Dumesnil JG, Lemieux M, Cartier P, M¼tras J, Durand LG. Impact of prosthesis-patient mismatch on hemodynamic and symptomatic status, morbidity and mortality after aortic valve replacement with a bioprosthetic heart valve. *J Heart Valve Dis* 1998;7:211-8.
42. Tsutsumi K, Nagumo M, Nishikawa K, Takahashi R. Effect of prosthesis-patient mismatch on survival after aortic valve replacement using mechanical prostheses in patients with aortic stenosis. *Gen Thorac Cardiovasc Surg* 2008;56:577-83.
43. Matsuura K, Mogi K, Aoki C, Takahara Y. Prosthesis-patient mismatch after mitral valve replacement stratified by referred and measured effective valve area. *Ann Thorac Cardiovasc Surg* 2011;17:153-9. [CrossRef]
44. Tuğcu A, K¼se O, Yildirimt¼rk O, Tayyareci Y, Aytekin S. The frequency of prosthesis-patient mismatch after mechanical mitral valve replacement and its effect on postoperative systolic pulmonary arterial pressure. *Turk Kardiyol Dern Ars* 2009;37:523-30.
45. Rahimtoola SH, Murphy E. Valve prosthesis-patient mismatch. A long-term sequela. *Br Heart J* 1981;45:331-5. [CrossRef]
46. Head SJ, Mokhles MM, Osnabrügge RL, Pibarot P, Mack MJ, Takkenberg JJ, et al. The impact of prosthesis-patient mismatch on long-term survival after aortic valve replacement: a systematic review and meta-analysis of 34 observational studies comprising 27 186 patients with 133 141 patient-years. *Eur Heart J* 2012;33:1518-29. [CrossRef]
47. Mohty D, Dumesnil JG, Echahidi N, Mathieu P, Dagenais F, Voisine P, et al. Impact of prosthesis-patient mismatch on long-term survival after aortic valve replacement: influence of age, obesity, and left ventricular dysfunction. *J Am Coll Cardiol* 2009;53:39-47. [CrossRef]
48. Castro LJ, Arcidi JM Jr, Fisher AL, Gaudiani VA. Routine enlargement of the small aortic root: a preventive strategy to minimize mismatch. *Ann Thorac Surg* 2002;74:31-6. [CrossRef]
49. Vural MK. The Konno procedure in prosthesis-patient mismatch. [Article in Turkish] *Turkish J Thorac Cardiovasc Surg* 2005;13:234-6.
50. House CM, Nelson WB, Kroshus TJ, Dahiya R, Pibarot P. Manufacturer-provided effective orifice area index charts and the prevention of prosthesis-patient mismatch. *J Heart Valve Dis* 2012;21:107-11.

Anahtar sözc¼kler: Ekipman bozulması; ekokardiyografi; kalp cerrahisi işlemleri; kalp kapak protezi; uygulama kılavuzu.

Key words: Equipment failure; echocardiography; cardiovascular surgical procedures; heart valve prosthesis; practice guidelines as topic.