

Yeni Bir Kalp Kapağı Protezi Olan ATS'in Aort Pozisyonunda Hemodinamik Profili: Prospektif Ekokardiyografik Bir Çalışmanın Preliminer Sonuçları

PROFILE HAEMODYNAMIC OF THE NEW AORTIC HEART VALVE PROSTHESIS, ATS:
PRELIMINARY RESULTS OF A PROSPECTIVE ECHOCARDIOGRAPHY STUDY

Hakan KARPUZ*, Michel HURNI**, Xavier JEANRENAUD*,
Nicole AEBISCHER*, Hossein SADEGHI**, Lukas KAPPENBERGER*

Centre Hospitalier Universitaire Vaudois, "Division de Cardiologie" Service de Chirurgie Cardio-Vasculaire, Lozan, İSVİÇRE

ÖZET

A TS (Advanced the Standart) iki yaprakçıklı, düşük profili, rotasyon edilebilecek şekilde tasarlanmış ve pyrolite karbondan yapılmış yeni bir kalp kapağı protezidir. Prospektif olarak yapılan bu çalışmada, yirmialtı hastada, aort kapak replasmanından üç ay sonra uygulanan Doppler ekokardiyografinin verdiği hemodinamik sonuçlar incelenmiştir. Kullanılan her boy kapakta (4x21 mm, 5x23 mm, 8x25 mm, 5x27 mm, 4x29 mm) aşağıdaki parametreler ölçülmüş ve hesaplanmıştır: maksimal basınç gradiyenti, sırası ile her boy kapak için, 29 mmHg, 21 mmHg, 20 mmHg, 13 mmHg, 13 mmHg ortalama basınç gradiyenti 16 mmHg, 14 mmHg, 13 mmHg, 9 mmHg, 8 mmHg efektif orifis alanı 1.23 cm², 1.60 cm², 1.97 cm², 2.46 cm², 2.98 cm² ve son olarak Doppler hız indeksi 0.35, 0.38, 0.41, 0.44, 0.46 olarak bulunmuştur.

Bu prelinimer sonuçların ışığı altında, yeni bir kapak olan ATS'in aort pozisyonunda hemodinamik açıdan umut verici olduğunu söyleyebiliriz.

Anahtar Kelimeler: ATS protez kapak,
Doppler ekokardiyografi

T Klin Kardiyoloji 1995, 8:88-93

Pyrolite karbon, mekanik kalp kapağı protezlerinin ana yapım maddesi olarak uzun yıllardan beri kullanılmaktadır. 1977 yılında ortaya çıkan St Jude medical kapağı, bu madde kullanılarak üretilen ilk iki yaprakçıklı kalp kapağıdır (1). Bu kapağın 85°'lik santral yaprakçık açılımı geniş efektif bir orifis alanı yaratmakta ve de dolayısı ile iyi bir hemodinamik fonksiyon sağlamaktadır (2). Aynı zamanda düşük bir trombojenisiteye sahip olan St Jude medicali daha da geliştirmek için yeni bir

Geliş Tarihi: 14.2.1995

Yazışma Adresi: Dr. Hakan KARPUZ
13, rue de la Ferme 1205
Genevre, İSVİÇRE

SUMMARY

A TS (Advanced the Standart) is a new rotatable, bi-leaflets pyrolytic carbon valve with a low profile. We prospectively studied with Doppler-echocardiography twenty six consecutive patients, three months after aortic valve replacement with this new prosthesis. The following parameters are measured and calculated for each size (4x21 mm, 5x23 mm, 8x25 mm, 5x27 mm, 4x29 mm): the maximum pressure gradients are respectively of 29 mmHg, 21 mmHg, 20 mmHg, 13 mmHg, 13 mmHg and then for mean pressure gradients 16 mmHg, 14 mmHg, 13 mmHg, 9 mmHg, 8 mmHg and then for the effective orifice area 1.23 cm², 1.60 cm², 1.97 cm², 2.46 cm², 2.98 cm² and finally for the Doppler velocity index 0.35, 0.38, 0.41, 0.44, 0.46.

In the light of these preliminary results, the new A TS valve in the aortic position appears to be promising from a haemodynamic point of view.

Key Words: ATS prosthetic valve,
Doppler echocardiography

T Klin J Cardiology 1995, 8:88-93

mekanik protez kalp kapağı üretilmiştir: Bu kapak "Advanced the Standart" veya kısaca ATS'dir. ATS'in St Jude medicalden farkları şunlardır:

— İki yaprakçığın pivotlarının bulunduğu bölgede trombus oluşumunu arttıracak olan boşluk bulunmamasında, böylece bu alan tüm kardiyak siklus boyunca devamlı kan akımı ile daha iyi yıkanabilmektedir.

— Kapağın implantasyonu sırasında kapağa rotasyon yaptırabilmek mümkün olmakta ve bu özellik, kapağın tam açılıp-kapanmasını engelleyebilen aort veya mitral halkaların rezidüel kalsifikasyon durumlarında yararlı olmaktadır.

— Protez halkası çift katlı, daha yumuşak ve böylece daha rahat implantasyon sağlayabilecek olan Dacron maddesinden yapılmıştır.

— Şiddetli travmalarda yaprakçığın **yerinden** kopmasını, dolayısı ile migrasyonunu önleyebilmek için protezin dış halkasının iç kısmına ayrıca metalik bir halka yerleştirilmiştir.

— Kapaktan daha iyi kan akımı sağlayabilmek için yaprakçıkların açılma ve kapanma hızları arttırılmıştır.

Bu kapağın hemodinamik fonksiyonunun değerlendirilmesinde, Doppler-ekokardiyografi kullanılmıştır. İnvazif olmayan bu metod, aynı kişi tarafından aynı alet kullanılarak uygulandığı takdirde, invazif yöntemler ile (örneğin kalp kateterizasyonu) son derece iyi bir korelasyona sahiptir (3 6).

MATERYEL VE METOD

Hasta grubu:

Aort stenozu ve/veya regürjitasyonu bulunan ve aort kapak replasmanı endikasyonu konan 26 hasta (25 erkek, 1 kadın, ortalama yaş 58±13) çalışmaya alınmıştır. Ekokardiyografinin teknik olarak uygulanmasının zor olduğu hastalar ile mekanik bir protez takılmasına kontrendikasyonu olanlar (özellikle antivitamin K ile antikoagulasyon uygulamasının kontrendike olduğu vakalar) çalışma dışı tutulmuşlardır. Hastalarda kapak boylarının dağılımı şu şekildedir: 4x21 mm, 5x23 mm, 8x25, 5x27 mm, 4x29 mm. Her hasta, düzenli aralıklarla uzun süreli bir takip gerektiren bu çalışma üzerinde bilgi sahibi edindirilmiş olup yazılı alınmıştır. 10 yıl sürmesi planlanan bu çalışmada ilk ekokardiyografik değerlendirme, kapak replasmanından 3 ay sonra yapılmıştır (operasyondan sonraki ilk hafta içinde uygulanan ekokardiyografi, hastalar genellikle hemodinamik açıdan henüz stabil olmadıkları için, protokole dahil edilmişlerdir). Diğer kontroller 6. ayda, 1. yılda ve daha sonra ise yılda 1 kez olarak planlanmıştır.

Doppler-ekokardiyografi:

Hastaların hepsinde kullanılan ekokardiyografi cihazı Hewlett-Packard 1000 (iki boyutlu ve M-Mode ekografi, pulsed Doppler -2.5 MHz prob ile-, continous Doppler-2 MHz Pedoff prob ile-, ve renkli Doppler) olup, tüm hastaların ekokardiyografik incelemeleri videoteybe (Panasonic D-750) kaydedilmiştir.

Doppler-ekokardiyografi ile değişik hemodinamik parametrelerin ölçüm metodu için Amerikan FDA (Food and Drug Administration) tarafından **hazırlanmış** olan protokole (7) uyulmuş, ekokardiyografik çalışmaların tümü ise aynı kişi tarafından gerçekleştirilmiştir.

Aort pozisyonundaki protez kapağın incelemesi aşağıda gösterildiği şekilde yapılmıştır.

— Pulsed Doppler ekokardiyografi kayıtları, apikal 2 ve 4 boşluk konumunda, sample volüm (10 mm genişliğinde) aort kapağın 0.5-1 cm altına konarak elde edilmiştir. Sol ventrikül çıkış yolu sistolik akım hızı (V LVOT), metre/saniye (m/san) olarak ölçülmüştür.

— Devamlı Doppler kayıtları apikal, sol parasternal, suprasternal, sağ parasternal ve ksifoid altı pozisyonları kullanılarak, **Pedoff** prob ile körlemesine kaydedilmiş olup, sn yüksek zirve **sistolik** hız değerlendirilmeye alınmıştır. Aort kapağı **zirve** sistolik akım hızı (V max) m/san olarak ölçülmüştür.

Tüm ölçümler: hasta sinüs ritminde ise birbirini takip eden üç kardiyak **siklüsün** ortalaması, atriya fibrilyasyonda ise birbirini takip eden **altı** kardiyak **siklüsün** ortalaması **olarak alınmıştır**.

Yukarıda elde edilen parametreler **He:**

— Maksimal basınç **gradiyenti** (G max) basitleştirilmiş Bernoulli denklemi **kullanılarak** " $4x(V_{rtax})^2$ " formülü ile hesaplanmıştır;

— Ortalama basınç gradiyenti (G mean) kayıt edilen en yüksek sistolik transprostatik akım spektrumundan, ekokardiyografi aleti ile otomatik olarak **hesaplanmıştır**.

— Hız indeksi (VI), aort kapak altı ve aort kapağı akım hızları oranı olup " V_{LOT}/V_{max} " formülü ile hesaplanmıştır;

— Etkif orifis alanı (EOA) devamlılık denklemi kullanılarak " $nr^2 x V_{LVOT}/V_{max}$ " formülü ile hesaplanmıştır (bu formülde yarıçap olarak, **LVOT** çapının ölçümünde "inter observer" farklılıklar aşırı olduğundan, implante edilen protezin yarıçapı alınmıştır).

Yapılan ölçümlerin ve hesapların sonuçları ortalama değer ± standart sapma olarak verilmiştir.

BULGULAR

Hastaların hepsi hemodinamik açıdan stabil olup, hiçbirinde klinik veya ekokardiyografik açıdan herhangi bir protez disfonksiyonuna rastlanmamıştır.

Maksimal basınç gradiyenti (Şekil 1):

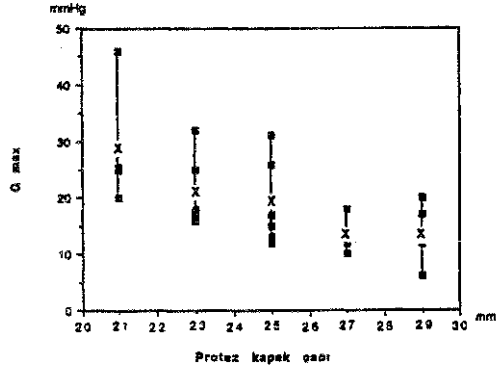
Bernoulli denklemi ile hesaplanan G max ortalama 19±9 mmHg olarak bulunmuştur. Kapak boyu büyüdükçe G max azalmaktadır: 21 mm kapaklar için ortalama G max 29±11 mmHg iken 29 mm kapaklar için 13*6 mmHg olarak bulunmuştur. 27 mm ile 29 mm'lik kapaklarda ortalama G max değerleri hemen hemen aynıdır.

Ortalama basınç gradiyenti (Şekil 2):

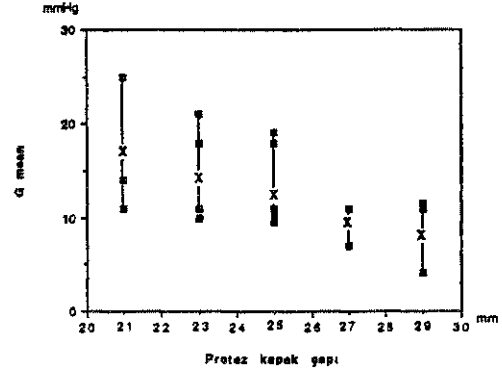
Ortalama G mean 12*5 mmHg olarak bulunmuştur. G max'de olduğu gibi, G meande kapak boyu ile ters orantılıdır: 21 mm kapaklarda ortalama G mean 16*6 mmHg, 29 mm kapaklarda ise 8*3 mmHg'dir.

Hız indeksi (Şekil 3):

Ortalama VI 0.41±0.1 olarak bulunmuştur. Kapak ve kapak altı akım hızlarının oranı olan bu değer kapak boyu büyüdükçe artmaktadır. 21 mm kapaklarda ortalama 0.35. 29 mm kapaklarda ise 0.46'dır.



Şekil 1. Değişik kapak boylarında (21 mm-29 mm), "maksimal aortik basınç gradiyenti" değerleri ve ortalaması.
G max: maksimal basınç gradiyenti, x: ortalama değer.



Şekil 2. Değişik kapak boylarında (21 mm-29 mm), "ortalama aortik basınç gradiyenti" değerleri ve ortalaması.
G mean: ortalama basınç gradiyenti, x: ortalama değer.

Efektif orfıs alanı (Şekil 4):

Devamlılık denklemi ile hesaplanan EOA ortalama 2.03 ± 0.6 cm²'dir. Orantılı olarak, kapak çapı küçüldükçe EOA'da küçülmektedir: 21 mm'lik kapaklarda ortalama EOA 1.23 cm² iken, 29 mm'lik kapaklarda ortalama EOA 2.9 cm²'dir.

Bu değerler toplu olarak Tablo 1'de gösterilmiştir.

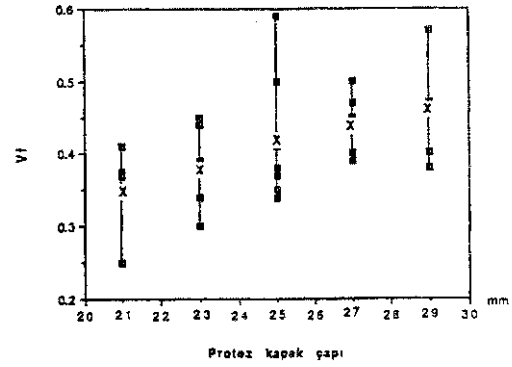
Transtorasik ekokardiyografi ile gerçekleştirilen bu çalışma sırasında hiçbir protezde patolojik regürjitasyon görülmemiştir.

TARTIŞMA

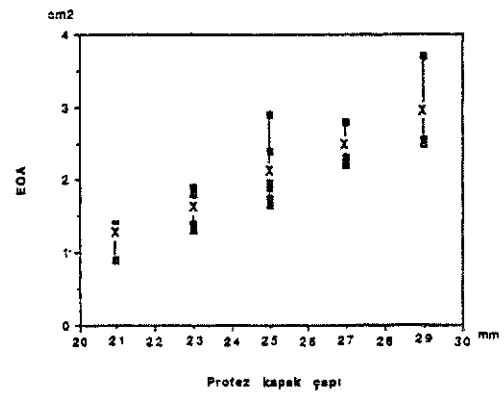
Protez kapakların fonksiyonlarının değerlendirilmesinde Doppler ekokardiyografi son derece güvenilir bir metoddur. Başta VVkins (8) ve Sagar'ın (9) çalışmaları olmak üzere birçok çalışma, gerek basınç gradiyentlerinin, gerekse efektif alanların hesaplanmasında bu non-invazif metodun değerini net bir şekilde ortaya koymuş ve böylece protez kapaklarda zor, hatta tehlikeli olabilecek kalp kateterizasyonu gibi tekniklere genellikle gerek kalmamıştır.

Üzerinde durulması gereken ikinci önemli nokta, literatürde protez kapaklar ile ilgili yapılan çalışmalarda, genellikle protez kapak çaplarının ayrı, ayrı değerlendirilmeyişidir. Halbuki bugün artık net bir şekilde bilinmektedir ki, örneğin 21 mm çapındaki bir kapağın hemodinamik parametreleri 29 mm çapındaki bir kapaktan tamamiyle farklıdır. Bu nokta, özellikle hemodinamik fonksiyonu değerlendirilmek istenen protez kapak için son derece önem taşımaktadır.

incelediğimiz ATS kapağına gelince, bu kapak çok yeni olduğundan, bulgularımızı karşılaştırabileceğimiz herhangi bir literatüre - abstraktlar (43* International Congress of the European Society for Cardiovascular Surgery, Eylül 1994) ve sempozyumlar (74* Annual Meeting of the American Association of Thoracic Sur-



Şekil 3. Değişik kapak boylarında (21 mm-29 mm), "hız indeksi" değerleri ve ortalaması.
VI: hız indeksi, x: ortalama değer.



Şekil 4. Değişik kapak boylarında (21 mm-29 mm), "efektif orfıs alanı" değerleri ve ortalaması.
EOA: efektif orfıs alanı, x: ortalama değer.

gery Nisan 1994 gibi) dışında - şu ana kadar rastlanmamıştır.

Tablo 1. Çalışmamızda elde edilen hemodinamik ölçümlerin kapak boylarına göre dağılımı

	21 (n-4)	23 (n-5)	25 <n-8)	27 (n-5)	29 (n-4)
G max (mmHg)	29±11	21±7	19±6	13±3	13±6
G mean (mmHg)	16±6	14±5	12±4	9±1.5	8±3
VI	0.35±0.07	0.38±0.06	0.41±0.09	0.44±0.05	0.46±0.09
EOA (cm2)	1.23±0.22	1.60±0.25	2.03±0.42	2.46±0.23	2.90±0.57

n: hasta sayısı, G max: maksimal basınç gradiyenti, G mean: ortalama basınç gradiyenti, VI: hız indeksi, EOA: efektif orifis alanı

Maksimal basınç gradiyenti:

Transvalvüler basınç gradiyenti protez kalp kapağı fonksiyonunu değerlendirmede en sık kullanılan parametrelerden biridir. Doppler ekokardiyografide, G max hesaplanmasında kullanılan Bernoulli denkleminin geçerliliği, birçok çalışma ile kanıtlanmıştır (10,11). Vakalarımızın hiçbirinde aşırı bir LVOT akım hızı (<1.1 m/san) bulunmadığından, G max'in hesaplanması için "basitleştirilmiş" Bernoulli denklem kullanılmıştır. Genellikle diğer kapaklar ile yapılan çalışmalarda görüldüğü gibi (12,13), kendi çalışmamızda da, kapak çapı büyüdükçe G max azalmaktadır. Oxford Heart Center'dan Westaby ve ark. (14) halen devam eden çalışmalarında, G max değerini 21 mm çapındaki protezler için 11-24 mmHg, 23 mmHg için 10-22 mmHg, 25 mm için 8-16 mmHg ve 27 mm için ise 6-14 mmHg arası bulmuşlardır. Van Nooten ve ark.'da (15) 23 mm ve 2 mm'lik kapaklarda hemen, hemen aynı değerleri saptamışlardır. Sadece D'Alessandro (16), İspanya'da bir sempozyum sırasında, 23 mm'lik kapaklarda ortalama G max'i 30 mmHg, 25 mm'lik kapaklarda ise 25 mmHg civarında bulunduğunu bildirmiştir. Aynı sempozyumda Hehrlein (17) G max değerini 21 mm'lik kapaklarda ortalama 26 mmHg, 23 mm ve 25 mm'lik kapaklarda ise ortalama 18 mmHg olarak bulduklarını belirtmişlerdir. Bizim vakalarımızda elde ettiğimiz sonuçlar da, genellikle, yukarıda bahsedilen değişik çalışmaların bulunduğu sınırlar içindedir. Burada hemen hatırlatmak gerekir ki, transvalvüler gradiyent sol ventrikül fonksiyonu, kalp hızı ve kardiyak atım hacmi gibi faktörler tarafından ileri derecede etkilenmektedir (18,19).

Ortalama basınç gradiyenti:

G max'e göre daha sağlıklı bir parametre olarak kabul edilen G mean invazif hemodinamik çalışmalar ile de son derece iyi bir korelasyon göstermektedir (20). Yakından takip ettiğimiz Oxford ekibinin (14) çalışmasında G mean, 21 mm kapaklarda ortalama 15 mmHg, 23 mm'de 9 mmHg, 25 mm'de 7 mmHg ve 27 mmHg'de 6 mmHg olarak bulunmuştur. Aynı şekilde Bruns ve ark. (21) G mean'i 21 mm'lik kapaklarda 17 mmHg olarak bulmuşlar, buna karşılık 23 mm ve 25 mm'lik kapaklarda herhangi bir fark (her ikisinde de 11

mmHg) görmemişlerdir. Van Nooten'un (15) sonuçları Oxford ekibiyle büyük benzerlik göstermektedir (23 mm çapındaki protezlerde ortalama G mean 8 mmHg, 25 mm'de ise 7 mmHg). Seifert ve Reiner (22) ise, İspanya'deki sempozyumda 23 mm'lik kapaklarda ortalama 14 mmHg, 25 mm'liklerde ise ortalama 12 mmHg değerinin bulunduğunu bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda ortaya çıkan bulgular da yukarıdaki belirtilen sonuçlar ile benzerlik göstermektedir. 27 mm ile 29 mm'lik kapaklarda G max aynı ortalama değerlerde olmasına karşın, G mean ortalama değerleri farklı olarak bulunmuştur (9 mmHg ve 8 mmHg).

Hız indeksi:

ilk olarak Otto ve ark. (23) tarafından ortaya atılan bu indeks sol ventrikül debisinden bağımsız bir parametre olup, basit ve kolay uygulanabilmesi nedeniyle, protez kalp kapaklarında hemodinamik performansı değerlendirmek için sıklıkla kullanılmaktadır. ATS kapaklarda henüz karşılaştırma yapabileceğimiz veriler bulunmamasına karşın, benzeri iki yaprakçıklı diğer protezler ile ilgili verilere literatürde rastlanmaktadır: Lesbre ve ark. (24). Scheuble'nin (25) çalışmasında olduğu gibi, ortalama olarak bu indeks, kapakları boylarına göre ayırmadan, 0.31 ile 0.46 arasında bulmuşlardır. Habib ve ark. (26) 21 mm ve 23 mm'lik kapaklarda VI'yi 0.40±0.8, 25 mm ile 27 mm'lik kapaklarda ise 0.45±0.5 olarak saptamışlardır. Bizim çalışmamızda VI kapak boyu ile orantılı olarak artmakta, ortalama 0.35 ile 0.46 arasında değişmektedir. Özellikle protez kapağın çapı bilinmediği zaman daha da faydalı olan bu indeksin 0.23'ün altında bulunması kapakta obstrüksiyon şüphesini arttırmaktadır (27). Bu indeks, bazı protez kapak-değerlendirmelerinde kullanılan "performans indeksi" ile aynı değerdedir (28).

Effektif orifis alanı:

Ekokardiyografide devamlılık ekuasyonu ile hesaplanan EOA ile, kalp kateterizasyonunda Gorlin formülü ile hesaplanan EOA arasında son derece iyi bir korelasyon mevcuttur (24,27,29,30). Bu denklemde kullanılan LVOT yarıçapı yerine (ölçümünde, genellikle teknik nedenlere dayanan zorluklar ve de "inter-observer" farklılıklar olmasından dolayı) protez kapağın yarıçapı tercih edilmektedir (27).

Bruns ve ark. (21) çalışmalarında EOA'nı ortalama olarak 21 mm'lik kapaklarda 1.5 cm², 23 mm'de 1.9 cm², 25 mm'de ise 2.3 cm² olarak bulmuşlardır. İspanya'daki sempozyum sırasında Seifert ve Körfer (22) ise bu değerleri sırası ile 1.25 cm², 1.5 cm² ve 1.6cm² olarak bulduklarını belirtmişlerdir. Bu çalışmadaki 25 mm'lik kapaklar ile ilgili ekokardiyografik değerlendirme, diğer kapakların aksine, hastaların genellikle hemodinamik açıdan henüz stabil durumda bulunmadıkları bir dönemde (kapak replasmanından 1 hafta sonra) yapılmıştır. Çalışmamızda elde edilen EOA, kapakların çaplarına göre daha ayırtıcı (discriminant) bir özellik taşımakta olup, diğer çalışmalarda bulunan değerlerden büyük bir farklılık göstermemektedir.

Yukardaki sonuçlara ve bu sonuçların diğer çalışmalar ile uyumuna dayanarak, yeni bir kalp kapağı protezi olan ATS'in hemodinamik açıdan umut verici olduğunu söyleyebiliriz. Aynı boydaki ATS kapaklarının benzer değerlere sahip olmasına rağmen, her kapağa kendine has bir "kimlik kartı" çıkartılması, takip sırasında hemodinamik fonksiyonun belirlenmesinde önemli bir rol oynayacaktır. Bunun için, kolay uygulanabilir ve tekrar edilebilir bir metod olan Doppler ekokardiyografinin, her kapak replasmanından sonra düzenli aralıklarla gerçekleştirilmesi ve hemodinamik parametrelerin özellikle ilk değerler ile karşılaştırılması gerekmektedir.

Son olarak ATS ile ilgili bazı noktayı da belirtmek gerekmektedir: Bu yeni kapağın diğer özellikleri (örneğin trombojenitesi) henüz tam olarak bilinmemektedir. Uzun vadede gerçekleştirilecek olan klinik çalışmalar ile bu sorular da cevaplarını bulacaklardır.

Teknik konularda yardımcı olan araştırma teknisyeni sayın M. Augsburg'ere teşekkür ederiz.

KAYNAKLAR

1. Kalke BR, Montini EL, Kaster RL. Haemodynamic features of a double leaflet prosthetic heart valve of new design. *Trans Am Soc Artif Int Organs* 1977; 13:105-10.
2. Crawford FA. The St Jude valve. Crawford FA ed. *Cardiac surgery: Current heart valve prostheses*. Philadelphia: Hanley & Belfus, 1987;1:203-22.
3. Panadis IP, Ross J, Mintz GS. Normal and abnormal prosthetic valve function as assessed by Doppler echocardiography. *J Am Coll Cardiol* 1986; 8:317-26.
4. Simpson IA, Fischer J, Reece IJ et al. Comparison of Doppler ultrasound velocity measurement with pressure differences across bioprosthetic valves in a pulsatile flow model. *Cardiovasc Res* 1986; 20:317-21.
5. Weinstein IR, Marbarger JP, Perez JE. Ultrasonic assessment of the St Jude prosthetic valve: M-mode, two-dimensional and Doppler echocardiography. *Circulation* 1983; 68:897-905.
6. Johnston RT, Weerasena NA, Butterfield M et al. Carbo-medics and St Jude medical bileaflet valves: an in vitro and in vivo comparison. *Eur J Cardio-Thorac Surg* 1992; 6:267-71.
7. FDA's replacement heart valve guidance. Protocol for Doppler echocardiographic examination of patients with prosthetic heart valves. Version 4.0 1993 Dec 7.
8. Wilkins GT, Gillam LD, Kritzer GL et al. Validation of continuous wave Doppler echocardiographic measurements of mitral and tricuspid prosthetic valve gradients: a simultaneous Doppler-catheter study. *Circulation* 1986; 74:786-95.
9. Sagar KB, Wann LS, Paulsen WH et al. Doppler echocardiographic evaluation of Hancock and Björk-Shiley prosthetic valves. *J Am Coll Cardiol* 1986; 6:781-7.
10. Kapur KK, Fan P, Nanda NC et al. Doppler color flow mapping in the evaluation of prosthetic mitral and aortic valve function. *J Am Coll Cardiol* 1989; 13:1561-71.
11. Teirstein PS, Yock PG, Ropp RL. The accuracy of Doppler ultrasound measurement of pressure gradients across irregular, dual and tunnel-like obstructions to blood flow. *Circulation* 1985; 72:577-84.
12. Cooper DM, Stewart WJ, Schiavone WA et al. Evaluation of normal prosthetic valve function by Doppler echocardiography. *Am Heart J* 1987; 114:576-82.
13. Reisner SA, Meitzer RS. Normal values of prosthetic valve Doppler echocardiographic parameters: A review. *J Am Soc Echo* 1988; 1:201-10.
14. Westaby S, Van Nooten G, Shariff H et al. Early results with the ATS bileaflet prosthesis. *Congress of the Society of Thoracic Surgeons (abstract)* 1994.
15. Van Nooten G, Caes F. Clinical experience with the first 100 ATS valve implants at the University of Ghent. *Cardiovasc Surg ESCVS (abstracts)* 1994; 18.
16. D'Allessandro LC. ATS aortic valve prosthesis in small orifices: first clinical experience and echo-Doppler evaluation. Symposium on clinical experience. ATS open pivot bileaflet valve. Mijas-Spain (sözlü bildiri) 1993.
17. Hehrlein FW. Echo and controlled behavior of the new ATS valve: first experience at the University of Giessen. Symposium on clinical experience ATS open pivot bileaflet valve. Mijas-Spain (sözlü bildiri) 1993.
18. Yoganathan AP, Chauv A, Gray RJ et al. Bileaflet, tilting disc and porcine aortic valve substitutes: In vitro hydrodynamic characteristics. *J Am Coll Cardiol* 1984; 3:313-20.
19. Knott E, Reul H, Knoch M et al. In vitro comparison of aortic heart valve prosthesis. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1988; 96:952-61.
20. Burstow DJ, Nishimura RA, Bailey KR et al. Continuous wave Doppler echocardiographic measurement of prosthetic valve gradients: A simultaneous Doppler-catheter correlative study. *Circulation* 1989; 80:504-14.
21. Bruns F, Roth M, Meister T. Comparative echocardiographic evaluation of the new ATS valve, the medtronic hall and the carbomedics heart valve prosthesis in aortic position. *Cardiovasc Surg (43rd International Congress of the European Society for Cardiovascular Surgery, abstracts)* 1994; 35.
22. Seifert D, Körfer R. Clinical and hemodynamic experience with the ATS valve. Symposium on clinical experience ATS open pivot bileaflet valve. Mijas-Spain (sözlü bildiri) 1993.

23. Otto C, Pearlman A, Comess K et al. Determination of the stenotic aortic valve area in adults using Doppler echocardiography. *J Am Coll Cardiol* 1986; 7:509-17.
24. Lesbre P, Guillaumont MP, Dallochie M et al. Evaluation par écho-Doppler du fonctionnement normal de la prothèse de Saint-Jude en position aortique. *Arch Mal Coeur* 1990; 83:1553-61.
25. Scheublé C, Folon L, Castillo-Fenoy A et al. Assessing the normal functioning of heart valve prosthesis (abstract). *Eur Heart J* 1988; 9(Suppl 1):208.
26. Habib G, Benichou M, Gisbert MP et al. Apport de l'échocardiographie -Doppler dans l'évaluation des prothèses aortiques normales et pathologiques. *Arch Mal Coeur* 1990; 83:937-45.
27. 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.
28. Gabbay S, Mc Qw - DM, Yellin EL et al. in vitro hydrodynamic comparison of mitral valve prosthesis at high flow rates. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1978; 76:771 -87.
29. Zoghbi WA, Farmer KL, Soto JG et al. Accurate noninvasive quantification of stenotic aortic valve area by Doppler echocardiography. *Circulation* 1986; 73:452-9.
30. Skjaerbe T, Hegrans L, Hatle L. Non invasive estimation of valve area in patients with aortic stenosis by Doppler ultrasound and two dimensional echocardiography. *Circulation* 1985; 72:810-8.