

# Mekanik ve Biyolojik Kalp Kapak Protezlerinin Hidromekanik İncelenmesi İçin Pulse Duplicator Sistemi Kullanımı ve İlk Uygulama Raporu

*Op. Dr. Murat Dikmengil\**, *Derya Göbelek\*\**, *Doç. Dr. Mehmet Korürek\*\**,  
*Prof. Dr. Mehmet Çapa\*\**, *Dr. Can Apak\*\**

\* Koşuyolu Kalp ve Araştırma Hastanesi  
\*\* TÜBİTAK Marmara Araştırma Merkezi

Kalp kapak protezleri uzun süredir kullanılmalarına karşın halen istenen hidromekanik performansa tam anlamıyla ulaşamamıştır. Mekanik protezlerin tromboembolizm ve antikoagülan tedaviye bağlı komplikasyonları büyük sorun oluşturmaktadır. Biyoprotezlerde ise sorun daha zayıf hidromekanik özellikler ve dayanıklılığın fazla olmamasıdır. Gerek biyolojik gerekse mekanik kalp kapak protezleri özellikle hidromekanik nitelikleri açısından inceleme gerektirmektedir.

Bu çalışma kalp kapak protezlerinin hidromekanik özelliklerini araştırmak amacıyla kurumumuzda yapılan bir pulse duplicatörü tanıtmak ve ilk mekanik kapak çalışmasının sonucunu vermek amacıyla yapılmıştır.

## **Use of Pulse Duplicator System to Analyze Hydromechanically Mechanical and Biological Heart Valve Prosthesis: The First Application Report**

The prosthetic heart valve has continuously been in improvement ever since it was first successfully introduced into cardiac surgery. Its hemodynamical performance has never reached the level comparable to natural valves. Complications due to thromboembolism and anticoagulant therapy of mechanical prosthetic heart valves constitutes a problem, in bioprosthesis, the problem is the poor hemodynamical characteristics and weak endurance. These problems are related to the characteristics of the blood flow through the valves and must be studied.

This study aims to present the Pulse Duplicator System designed and realized at TÜBİTAK Marmara Research Center to investigate the hemodynamical characteristics of the heart valve prostheses and to give the result of the first mechanical prosthesis study.

Edinsel kapak hastalıkları % 90 oranında romatizmal endokardite bağlıdır. Daha iyi profilaktik korunmayla Batı Avrupa ve Birleşik Devletler'de görülme sıklığı azalmakla birlikte

ülkemizde halen ciddi bir sorun olmakta devam etmektedir. Profilaktik önlemler arttıkça lezyonların yaş dağılımı da değişmektedir". 1960'lı yıllara değin mitral stenozu en sık rastlanan kalp hastalığı iken, aort

stenoza ya da kombine aort kapak hastalığı daha sık görülür duruma gelmiştir.

Hastaların semptom verme yaşının 50-60'lara yükselmesi kapak apparatusundaki hasarın artmasına ve kapağın onarılamaz duruma gelmesine neden olabilmektedir. Bu durumda mekanik ya da biyolojik protez kapaklar gerekmektedir. Protez kalp kapak replasmanları kabul edilebilir düşük mortalite ile yapılmaktadır. Ancak hem biyolojik, hem de mekanik kapaklarda çeşitli komplikasyonlar ve morbidite sorunları sürmeye devam etmektedir.<sup>(2)</sup>

İdeal protez arayışları sürerken kalp kapak protezlerinin hemodinamik performansı iyileştirilmeye çalışılmaktadır. Bu anlamda iki önemli kriter vardır; efektif orifis alanının (EOA) iyileştirilmesi ve transprostatik gradyan.

Bu çalışmada, kalp kapaklarının in vitro incelenmesi için yapılan bir aygıt incelenmektedir ve bir mekanik kalp kapak protezinin hemodinamik inceleme sonucunu veren ön rapor niteliğindedir.

### Materyal ve Metod

In vitro hidrodinamik karakteristikleri incelemek amacıyla TÜBİTAK MAM'da geliştirilen "pulse duplicator" sistemi kullanıldı.

Pulse duplicator sistemi, pulsatil akış sağlayan mikroişlemci kontrollü adım motorunun sürdüğü pleksiglastan pistonlu bir pompa, pompanın giriş ve çıkışı arasında kapalı bir çevrim oluşturan sol kulakçık (LA), sol karıncık (LV) simüle eden test odacığı, aortayı simüle eden cam boru, karakteristik direnç, değişken direnç, paralel kompians odası, deparatör ve rezervuardan oluşmaktadır. Test odacığı (LA+LV) sert pleksiglast kutundan oluşmaktadır. Pulsatil akış, ventrikül çıkışında mikroişlemci kontrollü pistonlu pompanın aracılığı ile elde edilmektedir.

Deneyler düzenli ve fizyolojik pulsatil akış şartlarında gerçekleştirilebilir. Düzenli akış hızı: 167-500 ml/s (10-30 litre/dakika), kalp vuruş hızı: 60-140 vuruş/dakika; sistolik süre: 300 ms; ortalama aort basıncı 100 mm Hg olarak gerçekleştirildi.

Pulse duplicator sisteminde kullanılacak olan direnç, kompians değerleri sistemin elektriksel modelinin elde edilmesi sonucunda saptanmıştır. Modelde geliştirilmiş birinci derece Windkessel modeli kullanıldı. Sistemin durum denklemleri yazılıp her parametrenin saptanması için çözüldü.

Sistemde Superior electronic marka MO93FD 114 Model, 200 adım/tur step motor kullanıldı. Bu

step motoru kontrol edebilmek için 8051 mikrokontrolör kullanıldı. Motora uygun olarak hazırlanan sürücü kartının sürdüğü motor bir krankbiyel mekanizmasıyla pistonla bağlıdır. Pistonun stroku 6 santimetredir. Sistol süresi akışkanın sıkıştırılmaz olduğu ve kapaklardaki regürjitasyonun minimum olduğu kabulü ile piston yer değiştirme miktarı debi değişiminin integraliyle orantılı olarak değiştirilmiştir. Buna bağlantılı olarak adım motoruna uygulanacak olan işaretin frekansı belirlenmiştir. Gerekli piston yer değiştirmesini sağlayabilmek için, zaman içinde darbe sıklığı, verilen veri değerleri ile değiştirilebilen darbe kodları bir mikroişlemci aracılığıyla software program dahilinde elde edildi. Basınç ölçümlerinde dinamik köprü hafızalı osiloskop kullanıldı. Şekil 1 'de pulse duplicator şeması görülmektedir.

Protez kapakların hidrodinamik özellikleri dört değişik yöntemler incelenebilir;

- 1) Sabit akım sırasında akım fonksiyonu olarak basınç düşmesi AP
- 2) Tepe pulsatil akımın bir fonksiyonu olarak tepe akımı sonrasında AP
- 3) Ortalama kök-alan akımın fonksiyonu olarak ortalama AP
- 4) Ortalama akımın fonksiyonu olarak ortalama AP (hastalarda kullanılan tek yöntem)

Daha önce yapılan bu tip çalışmalar ilk yöntemin eşdeğerde olduğunu göstermiştir.<sup>(3)</sup>

Bu çalışmada protezin hidrodinamik performansı tepe pulsatil akımın bir fonksiyonu olarak tepe akımı sırasında dP olarak ölçüldü.

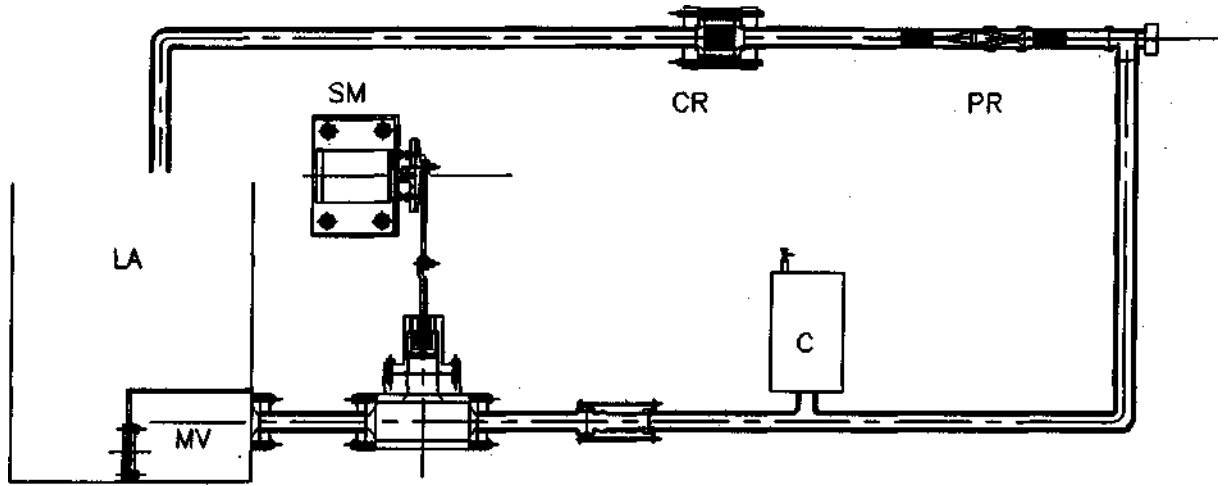
Ölçüm 5 it/dakika debide, kalp hızı 100 vuruş/dakika ile simüle edilerek yapıldı.

Efektif orifis alanında (EOA) modifiye Gorlin ve Gorlin formülü temel alındı<sup>(4)</sup>. EOA aşağıdaki denklemle hesaplandı:

$$EOA=Q/516 dP$$

Burada Q debiyi, dP basınç düşüşü göstermektedir. Bu formülden bir deşarj katsayısı olan Cd hesaplanabilir. Cd kapağın iç orifis alanına bağlı olarak hidrolik performansdır.

Efektif orifis alanı ile ölçülen dış montaj alanının oram performans indeksi (PI) olarak ifade edilir.<sup>(3,5)</sup> İstatistiksel incelemede sonuçlar ortalama±standart sapma ile ifade edildi; farklar "student-t" testi ile incelendi, P değeri<0.05'in altında anlamlı kabul edildi.



**Şekil 1:** Pulse Duplicator Sistemi SM: Adım motoru CR: Kararlı direnç PR: Periferik direnç FC: Akış kanalı C: Komplians

**Tablo 1.**

Protez Tip	Ebat mm	Ortalama EOA ± SD	Ortalama dP mm Hg (51/dak)
Björk-Shilley STD (Literatür verisi)	29	3.01+1.3	3.2
Björk-Shilley STD (Ölçülen değer)	29	3.01+1.3	3.1

### Tartışma

ilk protez kalp kapak replasmanından bu yana cerrahlar ve klinisyenler çeşitli protez kullanımı komplikasyonlarıyla karşılaşmışlardır<sup>(2)</sup>. Biyolojik kapakların büyük dezavantajları ömürlerinin kısa olması ve küçük ebatlılarda hemodinamik performansı kötü olması idi<sup>(6-7)</sup>. Mekanik protez takılan hastalarda ise tromboembolik ve anriogülana bağlı komplikasyonlar yüksek oranda idi<sup>(8,9)</sup>.

Hemodinamik özellikleri iyileştirmek ve protezin ömrünü uzatmak için sürekli çalışmalar yapılmaktadır. Uzun süreli kapak ömrü yalnızca klinik kullanımla saptanabilmekte birlikte, in vitro testler kapak protezler konusunda önemli bilgiler vermektedir.

Björk-Shilley'in orta ebatlarında EOA geniştir, PI daha iyidir.

Protez kapaklarda belirli bir derecede stenoz vardır. Yapılan çalışma ve araştırmalar bu stenozu azaltmaya yöneliktir.

Bizim çalışmamızda pulse duplicator'un istenen parametreler içinde çalıştığı saptandı. Kullanılan protez kapaktan elde edilen hidromekanik özellikler dünya literatürü verileriyle uyum göstermektedir.

### Kaynaklar

1. Loogen F, Horstkotte D: Therapy of valvular heart disease. Bleifeld W, Mathey D; Therapy of Cardiovascular Disease, Thieme, Stuttgart, 1982.
2. Roberts WC: Choosing a substitute cardiac valve. Type size, surgeon, Am J Cardiol 38:633,1976.
3. Gabbay S, McQueen DM, Yellin EL, Becker RM, Frater RWM: in vitro hydrodynamic comparison of mitral valve prostheses at high flow rates. J Thorac Cardiovasc Surg 76:771,1978.
4. Gorlin R, Gorlin SG: Hydraulic formula for calculation of the area of the stenotic mitral valve, other cardiac valves, and central circulatory shunt. Am Heart J 41:1; 1951.
5. Gabbay S, McQueen DM, Yellin EL, Frater RWM: in vitro hydrodynamic comparison of mitral valve bioprotheses. Circulation 60 (suppl I):162,1979.
6. Spray TL, Roberts WC: Structural changes in porcine xenografts used as substitute cardiac valves. Gross and histologic observation in 51 glutaraldehyde-preserved Hancock valves in 41 patients. Am J Cardiol 40:319,1977.
7. Hannah H, Reis RL: Current status of porcine heterograft prostheses: 5-year appraisal. Circulation 54 (suppl III): 27,1976.
8. Karp RB, Cyrus KJ, Blackstone EH, Kirklin JW, Kouchoukos NT, Pacifico HD: The Björk-Shiley valve. J Thorac Cardiovasc Surg 81:302,1981.
9. Craig-Miller D, Oyer PE, Stinson EB, Reitz BA, Jamieson SW, Bamgarthner WA, Mitchell RS, Shunrvay NE: Ten to fifteen year reassessment of the performance characteristics of the Starr-Edwards model 6120 mitral valve prosthesis. J Thorac Cardiovasc Surg 85:1,1983.-