

7. Zusammenfassung

Die Zahl der Herzklappen - Implantationen wächst weltweit. In gleichem Maße nimmt die Vielfalt der dafür zur Verfügung stehenden Klappenprothesen zu, so daß die Frage des geeignetsten Klappenersatzes intensiv und z.T. kontrovers diskutiert wird. Für Patienten älter als 65 Jahre wurden überwiegend Bioprothesen eingesetzt, von denen sich die Grundtypen der gestenteten Schweine- und Rinderperikard- Klappen klinisch bewährt haben. Eine Entscheidung zwischen diesen ist aufgrund der vorliegenden Labor- und klinischen Studien nicht möglich, so daß mit dieser Arbeit versucht wurde, weitere Unterscheidungsmerkmale insbesondere durch die Highspeed-Visualisierung ihres Bewegungsverhaltens zu bestimmen.

Aus dem Vergleich der mittleren transvalvulären Druckdifferenzen und der daraus abgeleiteten effektiven Öffnungsflächen ist ein Vorteil der Perikardklappen ersichtlich. Dies gilt jedoch nicht für Patienten mit niedrigem HMV, die entweder bettlägerig sind, bzw. sich nur wenig körperlich belasten, da die Schweineklappen sehr schnell ihre maximale Öffnung ohne energiezehrende Dehnung im Niedrig-Flussbereich (*low-flow*) erreichen. Zieht man den Flächenindex EOA/A_{Hegar} als Kriterium heran, ist keine Differenzierung möglich, was durch klinische Befunde bestätigt wird.

Der grundsätzlich verschiedene morphologische Aufbau beider Klappentypen, zum einen die komplett vorgegebene Anatomie nativer Schweineklappen, zum anderen das konstruierte und damit frei wählbare Design aus Rinderperikard lässt dagegen ein unterschiedliches Bewegungsverhalten und somit verschiedene, mechanische Belastungen erwarten. Dies wurde durch die detaillierte Analyse der Highspeed- Aufzeichnungen bestätigt.

Beide Klappentypen haben eine nahezu gleich große Öffnungsgeschwindigkeit. Während aber die Schweineklappe ihre volle Öffnungsfläche erreicht, dehnen sich die Perikard-Taschen noch weiter aus und erreichen später ihre maximale Öffnung, um danach durch elastische Nachwirkungen und Verminderung des systolischen Durchflusses wieder zu schließen. Die Schließzeit der Perikardklappen ist deutlich größer als die der Schweineklappen. Demzufolge ist die Phase des bei 90 % der Maximalfläche geöffneten Zustandes der Perikardklappen gegenüber dem der Schweineklappen verkürzt.

Während des geöffneten Zustandes ist das Perikard gespannt, führt nur geringfügige Flatterbewegungen aus und konzentriert die mechanischen Belastungen vornehmlich an den Kommissuren. Die Taschen der Schweineklappen dagegen flattern im geöffneten Zustand passiv im Fluss und erzeugen dabei im durchströmenden Fluid kleindimensionierte Wirbel. Diese tragen wesentlich zum Druckverlust bei während die Energiedissipation bei

Perikardklappen vornehmlich durch Gewebedehnung und Stentbiegung erfolgt. Entsprechend unterschiedlich könnten danach die auftretenden Komplikationen nach langzeitiger Implantation sein. Biegungen und Krümmungen des Gewebes der Schweineklappen sind über die gesamten Taschenflächen verteilt und besonders ausgeprägt an den Rändern. Das Perikardgewebe wird vornehmlich am Übergang zum Nahtring und an den Kommissuren beansprucht. Folgen davon können degenerative Gewebeveränderungen in Form von Rissen durch Materialermüdung sein und Kalzifikationen, die ihren Ursprung in zerstörten Gewebezellen haben.

Die in dieser Arbeit geprüfte Anwendbarkeit des durch WENDT et al. [26] begründeten Stenosemodells auf Bioprothesen zeigte, dass auch die beiden untersuchten Klappentypen durch dieses Modell charakterisiert werden können. Die Übertragung dieses Modells, das ursprünglich zur Charakterisierung von kardiovalvulären Stenosen entwickelt wurde, auf Bioprothesen macht Sinn, da so die Zusammenhänge zwischen Druckdifferenz, effektiver Öffnungsfläche und transvalvulärem Widerstand hergestellt werden können. Die Bewertung der Bioprothesen kann unabhängig von den zufälligen Gegebenheiten der Hydrodynamik erfolgen und betrachtet den morphologischen und funktionellen Zustand der Klappe.

Beide Klappentypen nähern sich unterschiedlich den in Kapitel 2.2.4 geschilderten Grenzfällen an.

Während die EOA der *Perimount*- Klappen flussabhängig und der transvalvuläre Widerstand relativ flussunabhängig sind, erscheinen die Verhältnisse bei der *Mosaic*-Klappe umgekehrt, d.h. das sie schon bei niedrigen Flüssen ihre maximale EOA erreicht und der transvalvuläre Widerstand dann in stärkerem Maße flussabhängig wird.

Einschränkungen hinsichtlich der Übertragbarkeit der in- vitro Untersuchungen auf das Klappenverhalten nach Implantation ergeben sich u.a. dadurch, daß das Umfeld der Bioprothesen im Teststand nur durch eine starre Aortenwurzel simuliert wurde. Durch Messungen unter Verwendung von Wurzelmodellen mit unterschiedlicher Compliance [98] und an Patienten nach klappenerhaltenden Operationen mit Aortenprothesen [96 ; 97] wurde ein Einfluß der Elastizität des Klappenumfeldes insbesondere auf die Klappendynamik nachgewiesen. Hierzu sollten weitere Untersuchungen durchgeführt werden.

Im Gegensatz zur physiologischen NaCl- Lösung als Testfluid hat Blut scherabhängige Fließeigenschaften und eine insgesamt höhere Viskosität. Es konnte jedoch gezeigt werden [68; 98], daß die Druckverluste nur geringfügig davon beeinflusst werden. Allerdings bewirkt eine höhere Viskosität des Testfluids eine Verlängerung von Öffnungs- und Schließzeiten bei

Bioprothesen [99] und eine Dämpfung der hochfrequenten Taschenvibrationen während der systolischen Durchströmung von Schweineklappen [100]. Deshalb scheinen weitere in vitro Messungen unter Verwendung von transparenten Testfluiden mit blutanalogen Fließeigenschaften erforderlich.