

Journal für **Kardiologie**

Austrian Journal of Cardiology

Österreichische Zeitschrift für Herz-Kreislaufferkrankungen

Totaler und partieller Herzersatz

- Trends und Entwicklungen

Antretter H, Hangler H, Höfer D

Lauer G, Margreiter J

Margreiter R

Journal für Kardiologie - Austrian

Journal of Cardiology 2002; 9

(1-2), 3-13

Homepage:

www.kup.at/kardiologie

Online-Datenbank
mit Autoren-
und Stichwortsuche



Offizielles
Partnerjournal der ÖKG



Member of the ESC-Editor's Club



Offizielles Organ des
Österreichischen Herzfonds



ACVC
Association for
Acute CardioVascular Care

In Kooperation
mit der ACVC

Indexed in ESCI
part of Web of Science

Indexed in EMBASE

Grazer Gefäß- & Gerinnungstage 2025
Donnerstag, 26. Juni 2025
14:30 – 15:00

Vertiefendes Fachwissen



www.amrn.link/aerzte

AMARIN SYMPOSIUM

**Ein neuer Angriffspunkt im leitliniengerechten
Risikofaktorenmanagement von pAVK- Patient:innen**

Dr. Reinhard B. Raggam, Graz

The AMARIN logo consists of a stylized 'A' symbol followed by the word 'AMARIN' in a bold, sans-serif font.

© 2025 Amarin Pharmaceuticals Ireland Limited. Alle Rechte vorbehalten.
AMARIN Name und Logo sind Marken von Amarin Pharmaceuticals Ireland Limited.

AT-VAZ-00220, 05/2025

Totaler und partieller Herzersatz – Trends und Entwicklungen

H. Antretter¹, H. Hangler¹, D. Höfer¹, J. Margreiter², R. Margreiter³, G. Laufer¹

Die Implantation künstlicher Blutpumpen zur Behandlung der terminalen Herzinsuffizienz hat weite Verbreitung gefunden und ist zumindest an Transplantationskliniken ein etabliertes Behandlungskonzept geworden. Mittlerweile kommen unterschiedliche Systeme bei verschiedensten Indikationen zum Einsatz.

Uni- und biventrikuläre Pumpen, die partiell oder komplett die Funktion des erkrankten Herzens übernehmen können, stehen zur Verfügung. Es gibt Systeme, bei denen die Blutpumpen extrakorporal liegen, und solche, die vollständig inkorporiert sind.

Da eine assistierte Zirkulation oft über Monate aufrecht erhalten werden muß, sind die einzelnen Komponenten dieser lebenserhaltenden Systeme starken mechanischen Belastungen unterworfen. Und da ein rascher Wechsel bei Blutpumpen nicht möglich ist, haben diese Systeme bereits hohe Standfestigkeit und Sicherheit entwickelt. Die Kunstherztherapie ist aber immer noch eine extreme und kostenintensive Therapie, die von einem breiten klinischen Einsatz noch weit entfernt ist.

Implantation of artificial blood pumps for treatment of terminal heart failure has gained wide spread use. It has become not only an accepted, even more an required treatment modality in heart transplant units. At present there are several systems available that allow treatment for different indications.

Univentricular or biventricular pumps which are now in our surgical armamentarium serve as partial assist devices or as total artificial hearts. Some are fully implantable, others are located paracorporeal.

Application for artificial pumps has become a therapy for months, sometimes also for years. Therefore the implanted devices are subjected to a considerable mechanical stress. This means that all components have now reached acceptable safety and stability.

Nevertheless, treatment with artificial organs is still a cost consuming therapy with the wide clinical employment even today far away. J Kardiol 2002; 9: 3–13.

Die Entwicklung artifizierender Blutpumpen, welche partiell oder komplett die Funktion des Herzens übernehmen, begann parallel zu experimentellen Arbeiten für die Herztransplantation. Erstmals kam 1963 am Baylor College of Medicine eine pneumatisch betriebene linksventrikuläre Bypasspumpe bei einem Menschen zum Einsatz [1], und 1966 implantierte DeBakey in Houston einer Mexikanerin eine Pumpe, die temporär die linke Herzkammer unterstützte [2, 3]. 1969 wurde durch Cooley [4] erstmals ein total implantierbares, pneumatisch betriebenes Kunstherz einem Patienten eingesetzt, welches für 64 Stunden die Perfusion übernahm, ehe die Herztransplantation (HTX) durchgeführt werden konnte.

Verschiedenste Probleme haben jedoch über Jahrzehnte die Entwicklung dieser Systeme begleitet, und teilweise sind befriedigende Lösungen bis heute noch nicht vollständig realisiert (konstruktionsbedingtes Volumen, Biokompatibilität, Haltbarkeit, Antriebsquelle, Thrombogenität, Blutungskomplikationen, Infektionen).

Die Indikation für artifizierende Blutpumpen ist derzeit das terminale Herzversagen ohne Aussicht auf Besserung durch medikamentöse Therapie. Daher werden sie als Überbrückung zur Transplantation (bridge to transplant), als Überbrückung zur Erholung des geschädigten Herzens (bridge to recovery) oder als Alternative zur Herztransplantation (alternative to transplant) implantiert.

Bridge to transplant (BTT) ist dann indiziert, wenn für den Patienten im kardiogenen Schock kein passendes und somit lebenserhaltendes Transplantat verfügbar ist. Die Implantation einer künstlichen Pumpe ermöglicht die Stabilisierung und danach die Mobilisierung des Patienten. Bis zum Vorliegen eines akzeptablen Spenderorganes wird

der Patient durch das assist device am Leben gehalten. Diese Zeitspanne ist variabel, eine Implantationsdauer bis zu einem Jahr ist dabei nicht ungewöhnlich.

Bridge to recovery (BTR) ist indiziert, wenn ein passageres Herzversagen vorliegt und Aussicht auf Restitutio besteht. Als Beispiele seien die fulminante Myokarditis, das passagere Herzversagen nach offener Herzoperation (PCHF – post cardiotomy heart failure) oder die nichtischämische, idiopathische dilatative Kardiomyopathie (mit meist kurzem Krankheitsverlauf) erwähnt. Nach Erholung der Myokardfunktion kann der Patient von der Kreislaufunterstützung entwöhnt und das Kunstherz explantiert werden. Kardial stabile Langzeitverläufe nach Bridge to recovery-Therapien sind ausreichend dokumentiert worden [5, 6]. Allerdings kann nach einer Entwöhnung vom assist device die Herzinsuffizienz in ca. 25 % wieder auftreten, aufgrund limitierter Erfahrungen ist der zeitliche Verlauf schwer vorhersehbar. Derzeit gilt: je jünger der Patient, je kürzer die Dauer der schweren Herzinsuffizienz und je schneller die Erholung der Myokardfunktion am assist device (ca. 2–3 Monate), desto größer die Wahrscheinlichkeit, daß der Patient vom VAD entwöhnt werden und anschließend einen kardial stabilen Langzeitverlauf erleben kann. Sämtliche Patienten, die am DHZ Berlin vom assist entwöhnt werden konnten (BTR), litten an einer nichtischämischen dilatativen CMP.

Alternative to transplant (ATT) bedeutet, daß das irreversibel geschädigte Herz nicht durch ein allogenes Transplantat ersetzt wird, sondern durch ein Kunstherz. Dieses bleibt permanent implantiert („destination therapy“). ATT wurde 1982 durch DeVries mit dem Jarvik-7-100 total artificial heart begonnen [7] (Abb. 1), immerhin konnte ein Patient 620 Tage am Leben erhalten werden [8]. Wegen technischer und infektiologischer Probleme [9] mußten die

Aus der ¹Klinischen Abteilung für Herzchirurgie der Universitätsklinik für Chirurgie (Leiter: o. Univ.-Prof. Dr. G. Laufer), der ²Abteilung für Anästhesie und Intensivmedizin (Vorstand: o. Univ.-Prof. Dr. K. Lindner) und der ³Klinischen Abteilung für Transplantationschirurgie der Universitätsklinik für Chirurgie (Leiter: o. Univ.-Prof. Dr. R. Margreiter), Innsbruck
Korrespondenzadresse: OA Dr. med. Herwig Antretter, Klinische Abteilung für Herzchirurgie, Universitätsklinik für Chirurgie, A-6020 Innsbruck, Anichstraße 35; E-Mail: herwig.antretter@uibk.ac.at

optimistischen Hoffnungen auf ein in Kürze kommerziell verfügbares Kunstherz rasch begraben werden. Erst durch weitere technische Miniaturisierung und die Beherrschung komplexer biomechanischer Vorgänge werden nun allmählich Systeme verfügbar, die über längere Zeit komplikationsfrei funktionieren und damit als ATT in Frage kommen.

Es gibt vollimplantierbare Kunstherzen und parakorporale Systeme, bei denen die Blutpumpen außerhalb des Körpers liegen. Muß das Kunstorgan die gesamte Herzfunktion übernehmen – ist also das erkrankte, insuffiziente Herz vor der Kunstherzimplantation entfernt worden –, spricht man vom total artificial heart (TAH) (Abb. 1, 2).

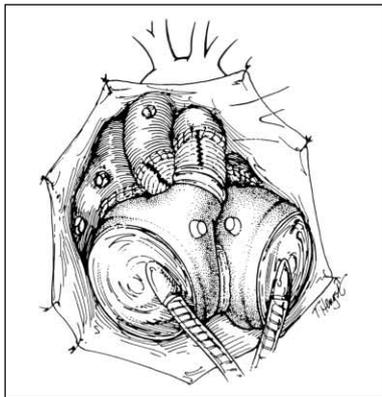


Abbildung 1: Jarvik-7-100 total artificial heart. Vollständig implantierbares Kunstherz nach Entfernung des erkrankten Herzens. Dieses Modell wurde ab 1982 in den USA bei einigen Patienten als permanenter Herzersatz von DeVries implantiert. Eine spätere, orthotopie Herztransplantation wurde bei keinem dieser Empfänger in Erwägung gezogen, somit handelte es sich um eine „destination therapy“.



Abbildung 2: AbioCor™ IRH. TAH – total artificial heart. Nach Resektion des funktionsuntüchtigen, nativen Herzens wird das AbioCor orthotop implantiert (als bridge to transplant oder als alternative to transplant).



Abbildung 3: Biventrikuläres assist device (Thoratec®). 61-jähriger Patient, dem nach medikamentös therapierefraktärer Herzinsuffizienz ein biventrikuläres assist device (Thoratec®) implantiert wurde. Nach 36 komplikationsfreien Tagen an der assistierten Zirkulation wurde der Patient am 29. 7. 1999 erfolgreich orthotop transplantiert und ist seither als Langzeitüberlebender im Stadium NYHA I. Im Hintergrund die Antriebseinheit mit Steuerkonsole (1) und Antrieb (2), der auch portabel verwendet werden kann (3).

Wird die Aufgabe des erkrankten Herzens, das *in situ* belassen wird, partiell oder überwiegend übernommen, spricht man vom ventricular assist device (VAD). Biventricular assist device (BVAD) (Abb. 3) bedeutet demnach, daß bei Rechts- und Linksherzversagen Blutpumpen zur Unterstützung implantiert werden; LVAD (left ventricular assist device) ist ein linksventrikuläres Unterstützungssystem, RVAD als right ventricular assist device ist bei medikamentös nicht beherrschbarem Rechtsherzversagen indiziert.

Aufgrund ihrer Funktion unterscheidet man pulsatile und nonpulsatile Systeme. Pulsatil bedeutet, daß analog zum Herz rhythmisch Volumen vom künstlichen Ventrikel ausgeworfen wird und daher auch im Kreislauf ein systolischer und diastolischer Druck meßbar sind. Diese Pumpen haben einen meist nahtlosen Kunststoff-Blutsack, der in einem Gehäuse liegt. Die Entleerung erfolgt durch Kompression (pneumatisch oder mittels einer Druckplatte), der Blutfluß wird durch Ein- und Auslaßklappen (biologisch oder mechanisch) gesteuert. Diese Konstruktion bedingt ein großes Volumen.

Nonpulsatiler Fluß wird durch Blutpumpen erreicht, die einen turbinenähnlichen Aufbau haben (Impeller- oder Axialpumpen) und einen überwiegend laminären Blutfluß verursachen. Der Vorteil der vollimplantierbaren Axialpumpen liegt in ihrer geringeren Größe, somit ist die Implantation weniger anspruchsvoll und das Operations-trauma geringer, daher auch die Blutungs- und Infektionsgefahr (Abb. 4, 5). Sie sind verhältnismäßig einfach aufgebaut und tragen keine Klappen, damit dürften auch weniger „device failure“ auftreten. Axialpumpen haben einen geringen Energieverbrauch, brauchen gegenüber vollimplantierten pulsatilen Pumpen keinen Entlüftungspport

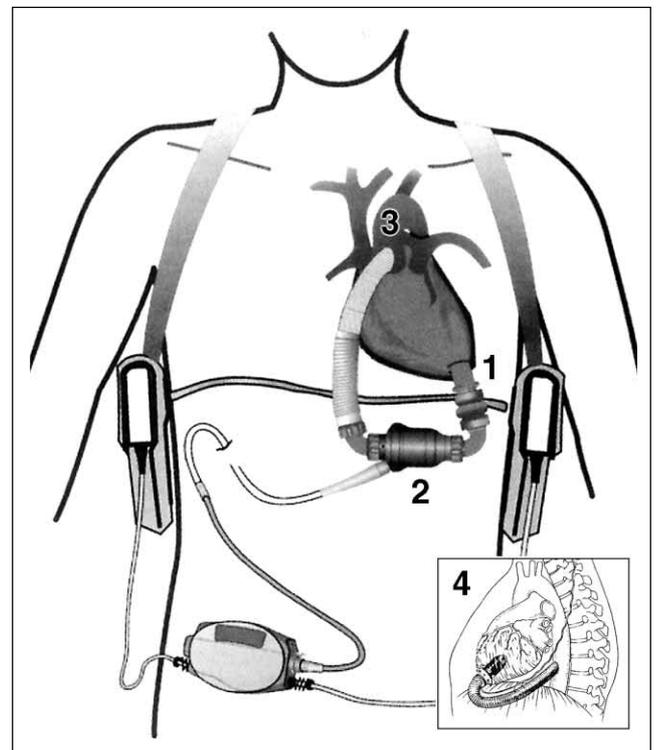


Abbildung 4: Typische Implantationsanordnung derzeit verfügbarer Axialpumpen (hier HeartMate II LVAD – batteriebetrieben). Kanülierung des Apex des linken Ventrikels (1), die Ausflußprothese hinter der Pumpe (2) transportiert das Blut entweder in die Aorta ascendens (3) oder alternativ in die Aorta descendens (Jarvik 2000) [kleine Abbildung (4)].

und keine Druckausgleichskammer (Abb. 6), sie sind wesentlich geräuschärmer als die pulsatile, klappentragenden, pneumatisch oder elektrohydraulisch betriebenen Ventrikel und sie verursachen im Langzeitverlauf geringere Kosten. Sie werden meist über eine mediane Sterno-

tomie implantiert, wobei über den Apex des linken Ventrikels Blut angesaugt und über die Aorta ascendens oder descendens rückinfundiert wird (Abb. 4). Aufgrund ihrer geringen Größe können sie auch in kleine Patienten implantiert werden. Derzeit kommen sie nur univentrikulär als LVAD zum Einsatz, aber auch eine eventuelle biventrikuläre Vollimplantation dürfte problemlos möglich sein. Die Antriebseinheit axialer, nonpulsatiler Pumpen ist außerdem wesentlich kleiner als die pulsatile Blutpumpen.

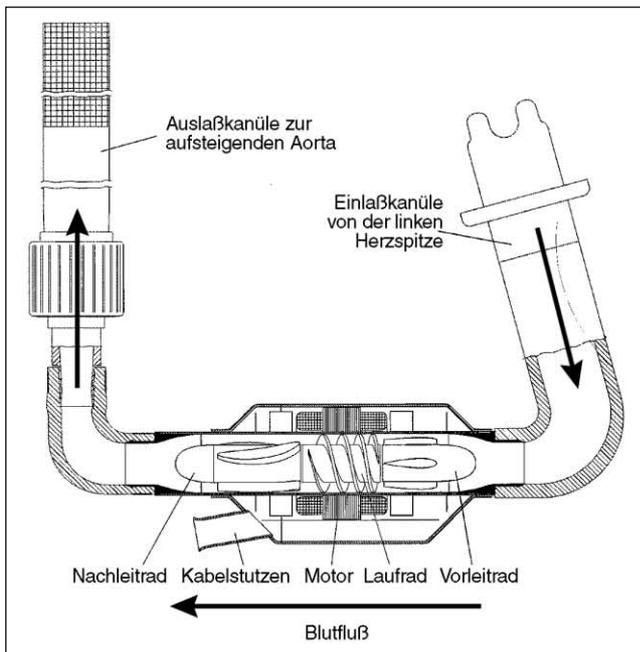


Abbildung 5: Aufbau einer Axialpumpe (hier Berlin Heart INCOR)

Für Neugeborene und Kleinkinder stehen derzeit klinisch nur 2 parakorporale pulsatile Systeme zur Verfügung (Berlin Heart und Medos) sowie die extrakorporale Membranoxygenierung (ECMO), die jedoch im Rahmen dieser Publikation nicht behandelt werden soll. Die geringen Implantationszahlen dieses Kollektivs motivieren die Industrie verständlicherweise kaum, enorme Entwicklungskosten in diesen limitierten Sektor zu investieren. Welchen Stellenwert die nonpulsatilen Axialpumpen bei Kindern einnehmen werden, ist derzeit nicht abschätzbar.

Die Vor- und Nachteile dieser Systeme werden bei der Vorstellung der klinisch am weitesten entwickelten bzw. verbreiteten Kunstherzen beschrieben. Die hier vorgestellten Systeme sind entweder bereits klinisch im Einsatz, zum Teil auch kommerziell erhältlich, oder ihre klinische Verwendung steht unmittelbar bevor.

Die Kosten dieser Implantate sind beträchtlich, zumal bei längerer Implantationsdauer nicht unerhebliche weitere Kosten anfallen. Sozioökonomische Aspekte sollen am Ende dieses Artikels kurz diskutiert werden.

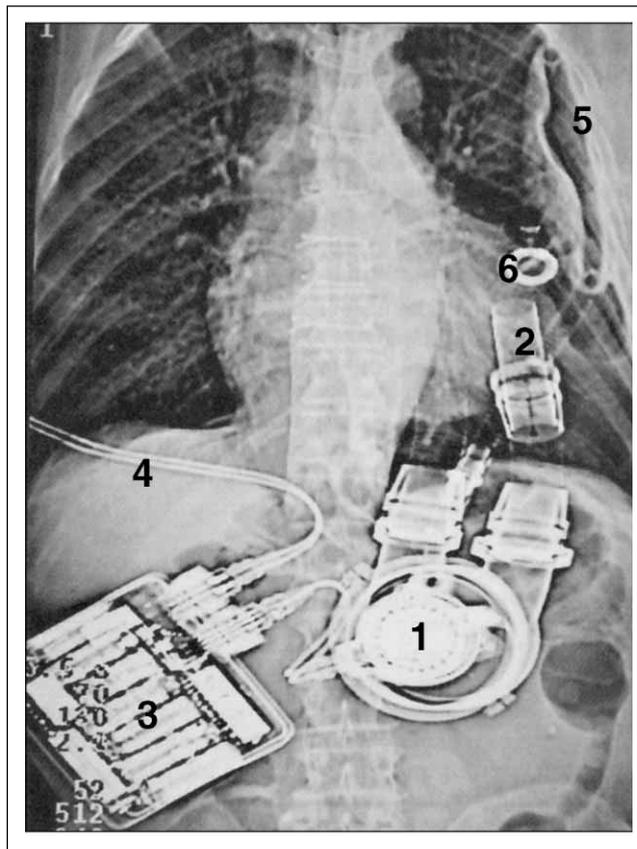


Abbildung 6: Thorax-Röntgen nach Implantation eines Arrow LionHeart™ LVD-2000. 1 = Blutpumpe; 2 = Inflow-Kanüle; 3 = elektronische Steuereinheit; 4 = elektrische Leitung zum TETS (transcutaneous energy transmission system); 5 = Druckausgleichskammer (compliance chamber); 6 = Port: Be- und Entlüftungssystem

Parakorporale pulsatile Assist Devices

Bei parakorporalen Systemen liegen die Blutpumpen außerhalb des Körpers und sind über Kanülen mit dem Herz und den großen Gefäßen verbunden (Abb. 3). Diese Systeme werden vor allem bei zu erwartenden kürzeren Implantationszeiten eingesetzt (BTT, BTR). Sie haben den Vorteil der fehlenden Tascheninfektion (da der Ventrikel außerhalb des Körpers liegt), allerdings können Infektionen entlang der Kanülen auftreten. Da die Pumpen parakorporal (meist paraumbilikal) liegen, können diese Systeme auch bei kleinen Patienten problemlos zum Einsatz kommen; auf anatomische Gegebenheiten muß weniger Rücksicht genommen werden.

Das **Thoratec® VAD** (Abb. 3), das seit 1995 auch in unserer Klinik routinemäßig zum Einsatz kommt, wurde bis dato weltweit bei mehr als 1500 Patienten implantiert, wobei die längste Augmentationsdauer über 550 Tage betrug. In 58 % der Fälle wurde es als biventrikuläres System implantiert (BVAD), in 38 % als LVAD und in 4 % der Fälle als RVAD.

60 % jener Patienten, bei denen es als „bridge to transplant“ indiziert worden war, wurden schließlich transplantiert (mit einem HTX-Überleben von 87 %), 10 % konnten immerhin vor der geplanten HTX wegen Verbesserung der Pumpleistung des erkrankten Herzens vom VAD entwöhnt werden, aber immer noch 30 % aller VAD-Patienten sterben am assist device. Meist ist bei ihnen auch durch das Kunstherz keine Stabilisierung möglich, einige Patienten sterben durch assist device-bedingte Komplikationen.

Bei immerhin 22 % der Patienten treten Blutungskomplikationen auf [10] (jedes Kunstherz erfordert eine

konsequente orale Antikoagulierung), in 3–10 % der Fälle finden sich thromboembolische Ereignisse (transient ischämische Attacken [TIA], prolongierte, reversible ischämische neurologische Defizite [PRIND], ischämische Insulte).

Seit Jänner 1995 ist dieses System an der Herz- und Transplantationschirurgie Innsbruck bei 22 Patienten in allen Konfigurationen (als LVAD, RVAD und BVAD) mit den Indikationen bridge to transplant und bridge to recovery zum Einsatz gekommen. Es hat sich als relativ leicht zu implantierendes assist device bewährt, das bei Augmentationszeiten bis zu 93 Tagen bei allen Patienten beinahe komplikationsfrei gearbeitet hat. Niemals trat ein fataler technischer Defekt auf, der das Leben eines Patienten gefährdet hätte.

Die parakorporale Lage der Kunstventrikel ist wenig vorteilhaft bezüglich Mobilisation und Lebensqualität im Langzeiteinsatz, ebenso sind die Durchtrittsstellen der Kanülen (als Verbindung zwischen Herz, den Kunstventrikeln und den großen Gefäßen) in der Bauch- und Thoraxwand im Langzeitverlauf ein Problembereich, der eine Entlassung aus der Klinik erschwert. Da jedoch immer mehr Patienten etliche Monate am assist device verbleiben und auch aus Kostengründen die Betreuung mehr in den extramuralen Bereich verlagert werden muß, ist die Weiterentwicklung zum **Thoratec IVAD** nur verständlich (IVAD- intracorporeal ventricular assist device).

Während das „Innenleben“ des IVADs gegenüber dem parakorporalen Ventrikel beibehalten wurde (Thoralon Polyurethan Blutsack, idente Klappen, gleiche Kanülen, gleiche innere Flußgeometrie) und somit auch das Schlagvolumen bei 65 ml blieb, wurden das Gehäuse (aus poliertem Titan-Alloy) und der Sensor, der über die Blutfüllung den Ventrikel steuert (optischer Infrarotsensor), komplett neu entwickelt.

Die IVADs sind kleiner (252 ml), leichter (339 g) und stehen über eine 9 mm dicke velourbeschichtete, pneumatische Antriebsleitung (inklusive elektrischem Kabel zum Sensor), die perkutan verläuft, mit dem portablen Thoratec TLC-II VAD-Antrieb in Verbindung. Die Velourbeschichtung begünstigt das Einwachsen von Gewebe und bildet somit eine Barriere gegen Infektionen an den Durchtrittsstellen durch die Haut. Die Implantation der Ventrikel erfolgt in einer präperitonealen oder intraperitonealen Position, wie dies bereits für andere Kunstherzsysteme üblich ist [11, 12]. Somit steht ein biventrikuläres, intrakorporales Assistenzsystem zur Verfügung, wobei der Antrieb und die Steuerungselektronik extrakorporal verbleiben und somit bei technischen Störungen problemlos ersetzt werden können.

Das Thoratec IVAD ist derzeit in klinischer Testung und wird ab Mitte 2002 kommerziell erhältlich sein.

Ähnlich wie das parakorporale Thoratec® VAD konstruiert, ist das **Berlin Heart Assist Device**, das ebenfalls pneumatisch angetrieben wird, pulsatil pumpt und als parakorporale, temporäre, uni- oder biventrikuläre Unterstützung als bridging support oder als recovery support zum Einsatz kommt. Während vom Thoratec® VAD derzeit nur eine Größe erhältlich ist (65 ml-Blutsack), bietet das Berlin Heart unterschiedlichste Ventrikelgrößen (mit Schlagvolumina [SV] von 50, 60, 80 ml), aber auch Säuglingspumpen mit 10 ml und Kinderblutpumpen mit 25 und

30 ml SV an. Alle Ventrikelgrößen sind mit Polyurethan-Klappen erhältlich, die Ventrikel für Erwachsene ab einem SV ≥ 50 ml können auch mit mechanischen Kippscheibenklappen (Sorin-Bicarbon) geordert werden. Entsprechend der Vielzahl unterschiedlicher Ventrikelgrößen steht auch eine große Palette an Kanülen und Prothesen zur individuellen Kanülierung zur Verfügung. Sowohl Kanüleninnenflächen als auch der Blutsack im Ventrikel sind heparinbeschichtet (Carneda® BioActive Surface) und sollen die Thrombogenität der künstlichen Materialien reduzieren [13, 14]. Auch dieses assist device wird erfolgreich in unserer Klinik verwendet.

Das Berlin Heart ist eines von zwei derzeit kommerziell verfügbaren pulsatilen assist devices (Alternative: Medos), das Neugeborenen und Kindern implantiert werden kann. Bisher wurden knapp 90 Kinder mit dem Berlin Heart versorgt, wobei in Zukunft ein Anstieg der Implantationen in diesem Kollektiv erwartet wird (aufgrund von „failing Fontans“ und als BTT bei letztlich inoperablen kongenitalen Vitien). All jene Herzchirurgien und Transplantationseinheiten, die nicht über diese Systeme verfügen, müssen bei Kleinkindern im Notfall auf die ECMO als mechanische Unterstützung zurückgreifen.

Das **ABIOMED BVS® 5000**, ein seit 1987 im klinischen Einsatz stehendes, kostengünstiges, biventrikuläres System, ist ein pneumatisch betriebenes, pulsatiles Assistenzsystem für den Kurzzeiteinsatz (Tage bis Wochen). Es ist somit indiziert bei Patienten, die nach Herzoperationen nicht von der extrakorporalen Zirkulation entwöhnbar sind (PCHF – post cardiectomy heart failure), bei denen aber eine Entwöhnung vom assist device in absehbarer Zukunft erwartet werden kann [15]. Es hat weltweite Verbreitung gefunden und ist das bisher am häufigsten implantierte Assistenzsystem; mehr als 5000 Patienten sind mit dem ABIOMED BVS® 5000 behandelt worden.

Für längerfristigen Einsatz ist es nicht optimal, da die Pumpen nicht parakorporal, sondern tatsächlich extrakorporal liegen, somit das gesamte biventrikuläre Pumpensystem „bedside“ positioniert ist (Abb. 7).

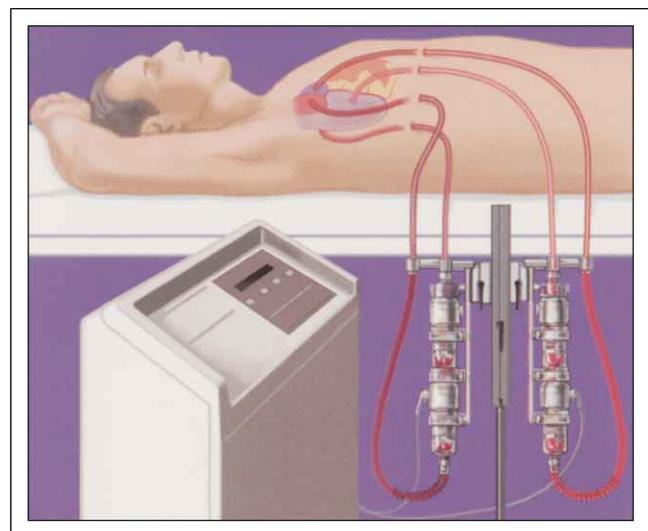


Abbildung 7: ABIOMED BVS® 5000. Parakorporales, versatiles System, das weite Verbreitung gefunden hat. Nachteilig sind die großen Blutpumpen, die parakorporal „bedside“ liegen und somit bei Mobilisation und für länger dauernden Einsatz suboptimal sind.

Intrakorporale pulsatile Assist Devices mit extrakorporalem Antrieb zur Linksherzunterstützung

Das **NOVACOR® Left Ventricular Assist System** ist ein elektromechanisches, pulsatile, ausschließlich linksventrikuläres Unterstützungssystem, bei dem die Blutpumpe abdominell implantiert wird. Seit 1993 wurden knapp 1300 Patienten mit dem Novacor unterstützt (im Mittel 151 Tage) mit einer kumulativen Implantationsdauer von 438 Jahren. 95 Patienten haben länger als 1 Jahr an diesem System überlebt, die längste Verweildauer betrug 4,14 Jahre. 90 % der Novacor-Patienten können, da dieses System eine relativ hohe Mobilität und entsprechenden Patientenkomfort bietet, nach Hause entlassen werden. Somit ist es indiziert, wenn eine längere Verweildauer am Unterstützungssystem erwartet werden muß. Implantiert wird es bei Patienten mit ausschließlich linksventrikulärem Pumpversagen. Bei Zeichen des Rechterzversagens, erhöhtem zentralvenösem Druck (ZVD > 16 mmHg), rapider allgemeiner Verschlechterung und überlebtem plötzlichem Herztod ist das Novacor kontraindiziert, da es keine entsprechende biventrikuläre Konfiguration gibt [16].

Die Pumpe ist mit 16,5 × 13,5 × 6,5 cm so groß (Volumen 700 ml/Gewicht 1000 g), daß sie abdominell implantiert werden muß. Das operative Trauma ist, da nicht nur sternotomiert, sondern auch laparotomiert werden muß, entsprechend ausgedehnt [17] (Abb. 8).

Die Ursache der initial hohen Thrombogenität dieses Systems, die eine scharfe orale Antikoagulation erforderte (und somit *vice versa* viele Blutungskomplikationen), konnte identifiziert und weitgehend gelöst werden: Der originale Inflow graft war stark thrombogen und wurde erst gegen eine Vascutek-, später gegen eine PTFE-Prothese getauscht. Somit sank auch die Thromboembolierate von 29 auf 9 %. Als Klappenconduits werden porcine Carpentier-Edwards-Bioprothesen verwendet.

Vom Pumpenaggregat führt eine Anschlußleitung transkutan zur Controller-Einheit (= Steuerung) und den Batterien. Dieses System garantiert Mobilität für ca. 5 Stunden.

Einige Patienten konnten auch von diesem System nach langer Augmentationszeit entwöhnt werden (BTR) [18].

Das **HeartMate® 1000 IP/VE LVAD** (ThermoCardiosystems Inc., TCI), wurde erstmals 1986 im Texas Heart Institute erfolgreich verwendet. Die Abkürzung IP steht für pneumatischen (implantable pneumatic), VE für elektrischen Antrieb (vented electric). Die pulsatile Titan-Pumpe mit einer Polyurethanmembran wird intraabdominell oder in einer präperitonealen Tasche implantiert (Abb. 9). Wie bei allen anderen LVADs wird der Apex des linken Ventrikel kanüliert, um Blut in die Pumpe zu saugen, die Ausflußprothese ist in die Aorta ascendens anastomosiert. Im Ein- und Ausflußtrakt sind jeweils biologische Schweineklappen eingearbeitet (25 mm Ø), die den gerichteten Blutfluß ermöglichen. Das besondere am HeartMate® ist die speziell strukturierte Innenfläche des künstlichen Ventrikels, die die Bildung einer Pseudoneointima ermöglicht, wodurch das Risiko thromboembolischer Komplikationen deutlich reduziert werden konnte [19–21].

Eine Druckplatte (pusher plate) komprimiert die Pumpkammer und entleert Blut in den Ausflußtrakt. Da auch diese Pumpe im automatischen Modus arbeitet, somit bei ca. 90 %-Füllung des künstlichen Ventrikels sensorgesteuert die Ejektion beginnt, wird bei körperlicher Aktivität des Trägers das gepumpte Blutvolumen zunehmen, der Fluß in Ruhe wiederum entsprechend abnehmen.

Die elektrisch betriebene Version ermöglicht gegenüber dem pneumatischen Antrieb dem Patienten mehr Mobilität, da keine externe Antriebskonsole verwendet wird, sondern Steuereinheit und Batterien (mit 6–8 Stun-

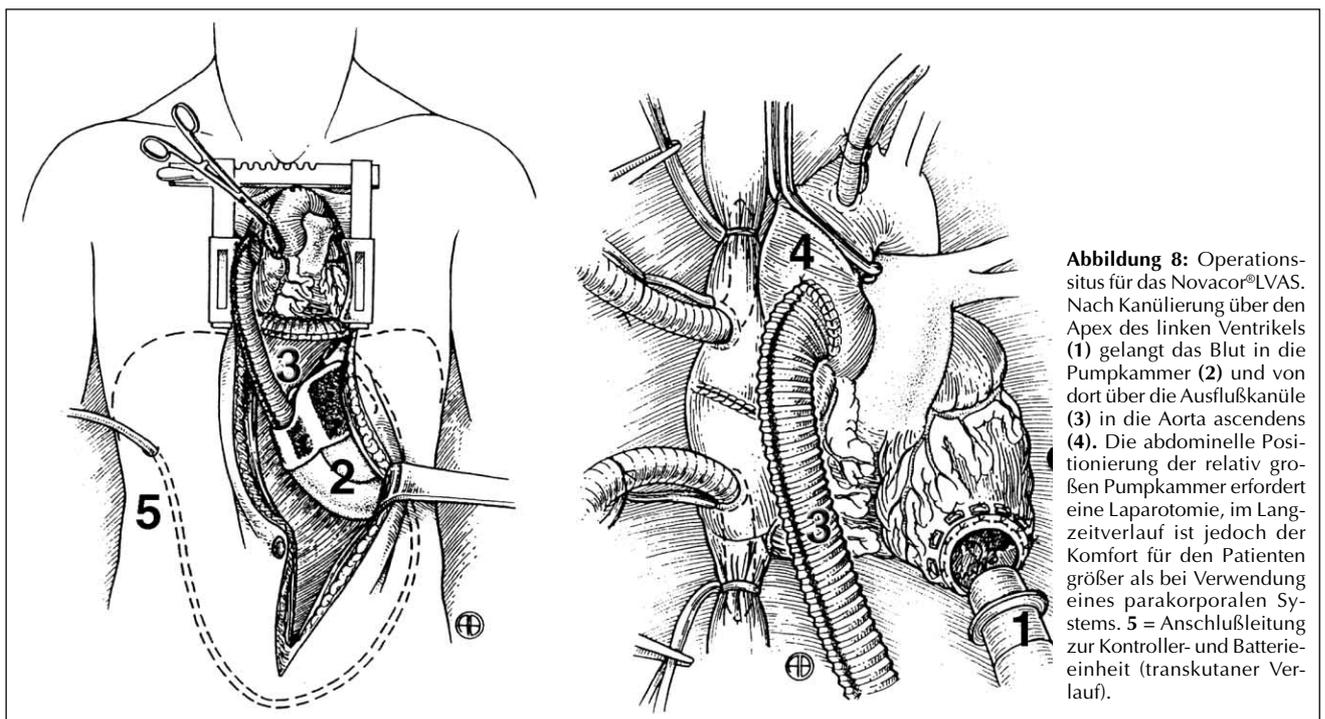


Abbildung 8: Operationsansatz für das Novacor®LVAS. Nach Kanülierung über den Apex des linken Ventrikels (1) gelangt das Blut in die Pumpkammer (2) und von dort über die Ausflußkanüle (3) in die Aorta ascendens (4). Die abdominelle Positionierung der relativ großen Pumpkammer erfordert eine Laparotomie, im Langzeitverlauf ist jedoch der Komfort für den Patienten größer als bei Verwendung eines parakorporalen Systems. 5 = Anschlußleitung zur Controller- und Batterieeinheit (transkutaner Verlauf).

den Kapazität) an einer Schultergürtelhalterung vom Patienten getragen werden.

Bis Ende 2000 wurden 2928 TCI HeartMate® als bridge to transplant implantiert.

Axialpumpen

Das **MicroMed DeBakey VAD** war die erste axiale Blutpumpe, die als BTT im November 1998 implantiert wurde. Entwickelt wurde sie in Koproduktion zwischen dem Baylor College of Medicine (George Noon und Michael DeBakey) und dem NASA Johnson Space Center.

Die Pumpe ist 76,2 mm lang, hat einen Durchmesser von 30,5 mm und wiegt 95 Gramm. Sie kann bis zu 10 Liter pro Minute pumpen. In der Titan-Pumpkammer befindet sich als einzig beweglicher Teil der Impeller, der mit 7.500–12.500 Umdrehungen pro Minute rotiert. Eine Ultraschall-Flußmessung am Ausflußtrakt ermittelt kontinuierlich den Blutfluß. Um den Impeller herum ist der Motor angeordnet [22], der Antrieb erfolgt elektromagnetisch.

Bisher sind weltweit 110 MicroMed-Axialpumpen mit ermutigenden Ergebnissen implantiert worden, der längste humane Einsatz betrug 441 Tage. Die Batteriekapazität ermöglicht 8 Stunden Betrieb ohne Ladung.

Mittlerweile gibt es bereits Carmeda®-beschichtete MicroMed-Pumpen, die bei bisher 8 Patienten implantiert wurden.

Nach den derzeit vorliegenden klinischen Erfahrungen erfordert dieses System eine orale Antikoagulierung mit initial Heparin (PTT 80–100 sec.), später Coumarin (INR 3,0–3,5) in Kombination mit Aspirin.

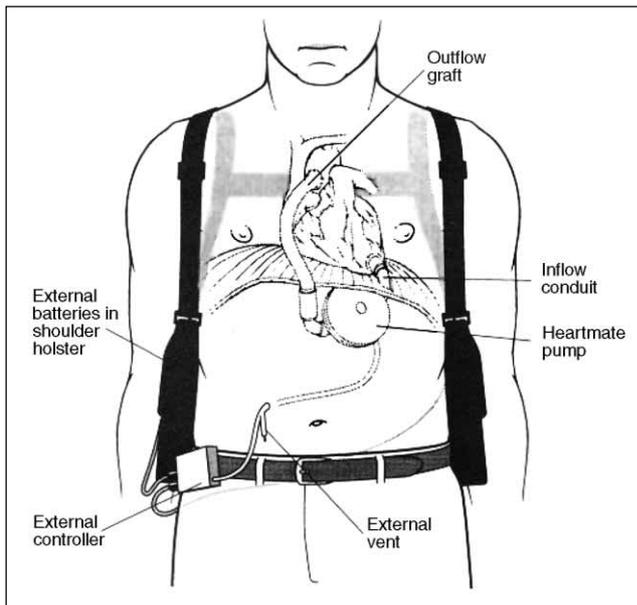


Abbildung 9: HeartMate® 1000 VE LVAD. Das HeartMate (Heartmate pump) liegt infradiaphragmal, kanüliert wird der Apex (Inflow conduit), die Ausflußkanüle (Outflow graft) wird in die Aorta ascendens anastomosiert. Bei der elektrischen Version trägt der Patient die externe Steuereinheit (External controller) am Gürtel, die externen Batterien (External batteries) am Hosenträgergurt (Shoulder holster). External vent = äußerlicher Entlüftungsansatz (im Schlauch zur externen Steuereinheit nach Durchtritt durch die Haut).

Allen Axialpumpen sind spezifische Probleme gemein, welche bei diesem ersten Modell klinisch relevant wurden. Durch den Sog kann es zu einer Einflußobstruktion oder zum Kollaps des Ventrikels – vor allem bei Hypovolämie oder rechtsventrikulärem Versagen – kommen. In der Pumpe kann Debris den Impeller blockieren und somit zum Stillstand des Antriebes führen, und da die Pumpe keine Klappen hat, kann bei Stillstand eine Blutregurgitation erfolgen (retrograder Flow).

Die initialen Bedenken, der unphysiologische, fast vollständig nonpulsatile Fluß habe negativen Einfluß auf den Patienten (Organdysfunktionen), haben sich bisher – auch im Langzeitverlauf – nicht bestätigt [23]. Selbst bei „high-speed-flow“ besteht immer noch eine gewisse Pulsatilität.

Im Juli 2000 wurde das erste **HeartMate II Left Ventricular Assist System**, eine LVAD-Axialpumpe (Abb. 4.), in Israel einem Patienten implantiert [24]. Neben der Blutpumpe besteht das System (so wie bei allen derzeitigen Axialpumpen) weiters aus einer perkutanen Leitung mit Verbindung zur externen Systemsteuerung/Kontrolleinheit und zu den Energiequellen. Diese Pumpe wird nicht intrathorakal, sondern epigastrisch präperitoneal positioniert, die Kanülen müssen somit durch das Zwerchfell durchtreten. Sie ist für den Langzeiteinsatz konstruiert. Bei Umdrehungen von 8000–9000 rpm werden ca. 4 l/min gepumpt.

Ähnlich der MicroMed-Pumpe im Aufbau ist das **Jarvik 2000 Heart**. Diese axiale Pumpe (85 g Gewicht, 2,5 cm Durchmesser, 5,5 cm Länge) hat jedoch keine Einstromkanüle, d. h. die Pumpe sitzt somit praktisch im Apex des linken Ventrikels (Abb. 4, kleines Fenster). Die Ausstromkanüle kann alternativ in die deszendierende Aorta thoracica implantiert werden (Abb. 4), die Pumpe kann somit auch über eine linkslaterale Thorakotomie implantiert werden. Das Titaniumgehäuse enthält die elektromagnetische Spule, die den Titanimpeller antreibt. Bei Umdrehungen zwischen 8.000 bis 12.000 rpm können bis zu 7 Liter Blut pro Minute gegen physiologischen Widerstand gepumpt werden [25]. Die erste Implantation erfolgte im April 2000, bisher wurden 26 Jarvik 2000 eingesetzt, wobei die längste Implantation 16 Monate betrug.

In Abb. 5 kann man im Querschnitt den typischen Aufbau aller Axialpumpen erkennen. Beim Berlin Heart INCOR (30 mm max. Durchmesser, 200 g Gesamtpumpengewicht) wird über die Einlaßkanüle vom linken Ventrikel Blut angesaugt und über das Laufrad (Impeller) angetrieben. Ein Vor- und Nachleitrad reduzieren Verwirbelungen des Blutes und halten somit die Hämolyse gering. Das Laufrad ist magnetisch gelagert und wird über die im Gehäuse liegende Spule angetrieben. Somit entsteht keine Reibung und im Dauerbetrieb keine Wärme, die Bildung von Thromben wird reduziert. Anfang 2002 sollen erste klinische Implantationen im Deutschen Herzzentrum Berlin erfolgen.

Total Artificial Hearts

Das **CardioWest Total Artificial Heart** wurde bisher 461mal implantiert, wobei das System im Mittel 120 Tage implantiert (BTT) war; die längste Implantationsdauer betrug 2,4 Jahre. Es ist ein total implantierbares Kunstherz, d. h., das eigene, erkrankte Herz wird bis auf die Vorhöfe und einen geringen ventrikulären Saum somit fast zur

Gänze explantiert. Es ist biventrikulär, wird pulsatil-pneumatisch angetrieben und ist mit Medtronic Hall-Klappen ausgestattet. Es liegt orthotop, der Antrieb jedoch zur Gänze extrakorporal. Unter optimaler Füllung können 8–9 l/min gepumpt werden [16].

Nachteilig ist die Größe, somit kann es entweder nur großen Patienten implantiert werden (Körperoberfläche > 1,7 m²) oder immer dann, wenn das erkrankte und somit zu entfernende Herz massiv vergrößert ist (CTratio > 0,5). Bei engen intrathorakalen Verhältnissen oder bei kleinen Patienten besteht die Gefahr der Kompression der Pulmonalarterien oder der Vena cava inferior.

Das **Penn State Electric Total Artificial Heart** (ETAH) ist ebenfalls ein total implantierbares biventrikuläres System (510 g, elektrischer Antrieb). Es besteht aus zwei Pumpkammern, die alternierend über pusher plates komprimiert werden. Die Pumpkammern bestehen aus 70 ml Polyether-Polyurethan-Blutsäcken mit Delrin-Monostrut-Scheibenklappen (Inflow 25 mm Ø/Outflow 27 mm Ø).

Die Pumpe wird gemeinsam mit einer elektronischen Kontroll-/Steuereinheit, einer Ausgleichskammer mit Infusionsport, einer subkutanen Energieübertragungsspule implantiert. Extern benötigt wird eine Energieübertragungseinheit sowie die Batterie bzw. Ladestation.

Derzeit wird dieses System präklinisch getestet.

Das **AbioCor™ IRH (Implantable Replacement Heart)** (Abb. 2) ist ein elektrohydraulisches System, das orthotop, nach Exzision des erkrankten nativen Herzens in die Perikardhöhle implantiert wird. Es besteht aus Polyurethan, die Blutkammern fassen ein Volumen von jeweils 60–65 ml, vier Polyurethanklappen (Trileaflet) sorgen für den gerichteten Blutfluß. Eine unidirektionale Zentrifugalpumpe befördert eine hydraulische Flüssigkeit zwischen beiden Kammern und führt so zur wechselseitigen Entleerung/Füllung beider Blutkammern. Steuereinheit, Batterie und transkutanes Energieübertragungssystem müssen ebenfalls implantiert werden.

Die Pumpfrequenz variiert zwischen 60 und 150 bpm, damit werden Flußraten von 4–10 L/min erzielt.

Dieses System ist intensiv und erfolgreich im Tierversuch getestet worden [26] und befindet sich seit 2. 7. 2001 in klinischer Testung. Bis dato ist dieses System in den USA 6 Patienten implantiert worden, 4 leben, wobei diese bereits länger als 5 Wochen am AbioCor™ IRH sind. Die längste Implantationsdauer liegt derzeit bei > 160 Tagen. Alle Patienten am AbioCor™ IRH sollen jedoch nicht zur HTX gebridget werden, sie haben das TAH als destination therapy erhalten (ATT). Entsprechend wird dieses System derzeit nur an Patienten klinisch getestet, die so schwer herzinsuffizient sind, daß sie eine 80%ige 30-Tage-Mortalität aufweisen (Abioscore, AMI-shock prediction), für eine HTX aber aus verschiedenen Gründen nicht mehr in Frage kommen.

Destination therapy: alternative to transplant

Das linksventrikuläre Arrow **LionHeart™ LVD 2000** wird als alternative to transplant (destination therapy) implantiert, es soll somit Patienten im Endstadium der Herzinsuffizienz dauerhaft unterstützen und eine Rehabilitation ermöglichen. Es ist indiziert bei all jenen Patienten, die

für eine HTX aus Altersgründen oder wegen Komorbiditäten nicht (mehr) in Frage kommen. Alle Komponenten werden implantiert, somit bestehen keine Verbindungen mehr nach außen über transkutane Leitungen oder Konnektoren, die eine permanente Pforte für Keimeintritte und somit Infektionen darstellen [27]. Der artifizielle Ventrikel ähnelt dem des Thoratec®, der Antrieb erfolgt jedoch nicht pneumatisch, sondern über eine pusher plate, die den Blutsack komprimiert. Der unidirektionale Blutfluß wird durch Delrin-Monostrut-Scheibenklappen aufrechterhalten. Die Einflußkanüle wird am linksventrikulären Apex eingebracht, die Ausflußprothese wird End-zu-Seit an die Aorta ascendens anastomosiert. Neben der Blutpumpe muß thorakal eine Druckausgleichskammer, ein Port (zur Be- und Entlüftung) und ein transkutanes Energieübertragungssystem (TETS – transcutaneous energy transmission system) implantiert werden. Abdominell wird die Steuerungs- und Batterieeinheit (motor controller) implantiert (Abb. 6).

Zweimal täglich kann sich der Patient derzeit für maximal jeweils 1 Stunde völlig frei bewegen. Die übrige Zeit wird die externe Energietransmissionsspule über der implantierten Spule positioniert (z. B. auf die Haut aufgeklebt) und über Induktion das System mit Energie versorgt. Verschiedenste Ladegeräte ermöglichen dem Patienten jedoch maximale Bewegungsfreiheit. Die kontinuierliche Verbesserung der Batterietechnologie wird in Zukunft jene Episoden, in denen sich der Patient völlig frei bewegen kann, deutlich verlängern. Dies gilt natürlich für alle Antriebsquellen verschiedenster vollimplantierbarer Kunstherzen.

Bei 24 kritisch kranken Patienten ist das LionHeart LVD 2000 weltweit mit bisher ermutigenden Ergebnissen implantiert worden (maximale Implantationsdauer bisher 660 Tage), da jedoch die klinische Studie (CUBS – Clinical Utility Baseline Study) noch nicht abgeschlossen ist, dürfen Daten vorerst nicht publiziert werden.

Nach derzeit noch ausstehender positiver Beurteilung durch die Ethikkommission der Universität Innsbruck wird das LionHeart™ LVD 2000 auch in unserer Abteilung klinisch getestet werden.

Beim **HeartSaver VAD™** handelt es sich um ein pulsatile, elektrohydraulisches linksventrikuläres assist device, welches in die linke Thoraxhöhle voll implantiert wird (Abb. 10). Steuereinheiten für die Pumpe, Batterie und interne Energietransferspule mit Telemetrieinheit (TEIT – transcutaneous energy and information transfer coil) werden ähnlich anderen vollimplantierbaren Systemen eingesetzt (siehe Arrow LionHeart™ LVD 2000). Der HeartSaver VAD™ wurde für einen Langzeiteinsatz entwickelt. Die Pumpe selbst enthält einen Polyurethanblutsack und eine elektrohydraulische Axialpumpe. Diese pumpt während der Systole hydraulische Flüssigkeit aus der Volumenausgleichskammer in eine Pumpkammer, die wiederum auf den Blutsack externen Druck ausübt und zur Entleerung desselben führt. In der Diastole wird passiv oder aktiv die Hydraulikflüssigkeit von der Pumpkammer in die Ausgleichskammer verschoben, der Blutsack kann sich wiederum füllen. Füllung und Ejektion der Blutkammer werden über Sensoren gesteuert (full-fill condition versus full-eject condition). Als Klappen kommen Bioprothesen zur Verwendung.

Der Vorteil dieses Systems liegt in seiner ausschließlich intrathorakalen Implantation nach medianer Sternotomie.

Extensivere Zugänge (abdominell) sind nicht nötig, das Diaphragma bleibt im Gegensatz zu anderen vollimplantierbaren LVADs intakt, die Verbindungskanülen zwischen assist device und Herz sind extrem kurz und somit werden die Kontaktflächen mit dem Blut reduziert.

Das System wird derzeit präklinisch *in vitro* und *in vivo* getestet [28], die Vorbereitungen für klinischen Einsatz laufen.

Das **Novacor II LVAS** ist ebenfalls ein total implantierbares, therapeutisches System für den Langzeiteinsatz, bestehend aus Pumpe und einer subkutanen Spule für den transkutanen Energietransfer. Die Pumpe besteht aus zwei Kammern mit 4 Klappen. Zwischen den Kammern liegt die pusher plate, die nicht nur magnetisch bewegt wird, sondern auch magnetisch aufgehängt ist. Beide Kammern füllen und entleeren sich alternierend, was zu einem pulsatilen Fluß führt. Die Kammern sind klein, nur rund ein Viertel des LV-Schlagvolumens paßt in eine Kammer. Das auszuwerfende Volumen wird somit über die Füllungs-/Entleerungsfrequenz der Kammern gesteuert. Diese Pumpe benötigt aufgrund ihrer Konstruktion keine Ausgleichskammer und kann somit klein gehalten werden [29].

Das Novacor II LVAS wird derzeit präklinisch in Tierversuchen getestet.

Auch total artificial hearts wie das AbioCor und Axialpumpen (Jarvik 2000) werden als destination therapy eingesetzt.

Ökonomische Aspekte der Kunstherztherapie

Kardiovaskuläre Erkrankungen verursachen fast 40 % der jährlichen Todesfälle in industrialisierten westlichen Ländern [30]. Herzinsuffizienz (HI) nimmt dabei einen nicht unbeträchtlichen Anteil mit ständig steigender Inzidenz ein und beansprucht einen signifikanten Anteil der Gesundheitsressourcen. Die Gründe steigender Inzidenz sind multifaktoriell: bessere Behandlung kardio-

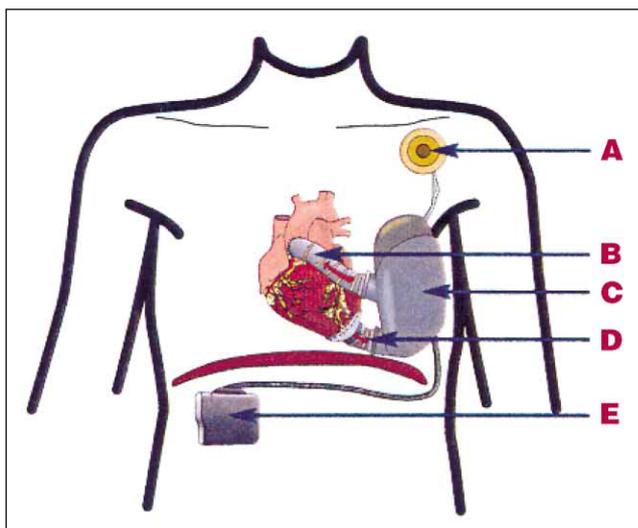


Abbildung 10: HeartSaver VAD™. Das HeartSaver VAD™ kann als linksventrikuläres pulsatile device zur Gänze intrathorakal implantiert werden. Es ist als destination therapy für den Langzeiteinsatz konzipiert. A = subkutane Spule (für den induktiven Energietransfer), B = Ausflußprothese (mit Klappe), C = Pumpenantrieb und implantierbare Steuerung, D = Einflußkanüle (mit Klappe), E = implantierte Batterie.

vaskulärer Erkrankungen im jugendlichen und mittleren Alter, dramatische Zunahme der älteren Bevölkerungsanteile (Überalterung), raschere Diagnostik und effizientere Therapien in der Behandlung der Herzinsuffizienz (medikamentös, Transplantation, VADs, konventionelle Hochrisiko-Herzoperationen, in der nahen Zukunft eventuell gentechnologische Eingriffe ...). Trotzdem ist die Einjahresüberlebensrate für Patienten mit HI im Stadium NYHA IV mit 40–50 % immer noch schlecht [31]. Da die Herztransplantation aufgrund der limitierten Zahl an Spenderorganen immer nur einem kleinen Prozentsatz der Patienten als Therapie angeboten werden kann, kommt unter anderem der temporären, aber auch permanenten Kunstherzimplantation klinische Bedeutung zu [32], zumal diese Therapie bei nicht wenigen Patienten die einzige Hoffnung auf Überleben bedeutet [33].

Die Kosten solcher Therapien zu berechnen ist schwierig und abhängig von unterschiedlichen, länderspezifischen Verrechnungssystemen. Sie setzen sich aus verschiedenen Variablen zusammen (Krankenhauskosten, Nachsorge, Medikamente, Laboruntersuchungen, Operationen, Implantate, Transplantationen sowie eventuell Kosten durch Arbeitsausfall bzw. -unfähigkeit). Beim Kunstherz entfällt ein wesentlicher Anteil der Kosten auf das implantierte Modell und die Dauer der Implantation. So kostet in den USA eine LVAD-Implantation zwischen \$ 186.000 und \$ 435.000 (initiale Hospitalisation, Wiederaufnahmen, Nachsorge) [33, 34]. Zwei Drittel dieser Summen werden beim stationären Aufenthalt für die Implantation verbraucht.

Die in einigen europäischen Ländern (auch in Österreich) ausgehandelten Fallpauschalen decken bei weitem nicht die derzeit anfallenden Kosten eines Kunstherzeinsatzes.

Somit bleibt für die Zukunft zu hoffen, daß technologische Weiterentwicklung, konstruktionsbedingte Vereinfachungen der Implantate, weniger invasive Implantationstechniken und voll implantierbare Systeme den stationären Aufenthalt nach Implantation verkürzen, die Komplikationen perioperativ und im Langzeitverlauf reduzieren sowie die notwendigen periodischen Wiederaufnahmen minimieren. Ließen sich dadurch und durch weitere Verbreitung (Produktion in Serie, Zunahme der Zuverlässigkeit, Langzeithaltbarkeit) die Kosten weiter senken, dann könnte man sich vorstellen, daß Kunstherzimplantationen eine akzeptierte Alternative zur Herztransplantation darstellen. Derzeit liegen die Kosten der LVAD-Kunstherzimplantation nur knapp über denen der Herztransplantation, wobei fast 50 % der Kosten einer Kunstherzimplantation das Implantat betreffen (\$ 67.000); allerdings sind die Kosten für Kunstherzpatienten im ersten (und zweiten) Jahr nach der Implantation beträchtlich höher als die für Herztransplantierte [33]. Über weitere Langzeitkosten fehlen beim Kunstherzpatienten die Erfahrungen, Herztransplantierte zeigen im Langzeitverlauf eine kontinuierliche Abnahme der Kosten, jedoch generieren Spätabstoßungen und die Entwicklung der Transplantatvaskulopathie etliche Jahre nach der HTX neuerlich hohe Behandlungskosten.

Literatur

- Liotta D, Hall CW, Walter SH, Cooley DA, DeBakey ME. Prolonged assisted circulation during and after cardiac or aortic surgery: Prolonged partial left ventricular bypass by means of extracorporeal circulation. *Am J Cardiol* 1963; 12: 399–405.
- DeBakey ME. Mechanical circulatory support: current status. *Am J Cardiol* 1971; 27: 1–2.

3. DeBakey ME. Left ventricular bypass pump for cardiac assistance. Clinical experience. *Am J Cardiol* 1971; 27: 3–11.
4. Cooley DA. Staged cardiac transplantation: Report of three cases. *Heart Transplant* 1982; 1: 145–53.
5. Hetzer R, Müller JH, Wenig Y, Meyer R, Dandel M. Bridging-to-recovery. *Ann Thorac Surg* 2001; 71: 109–13.
6. Kumpati GS, McCarthy PM, Hoercher KJ. Left ventricular assist device bridge to recovery: a review of the current status. *Ann Thorac Surg* 2001; 71: 103–8.
7. DeVries. The permanent artificial heart. Four case reports. *JAMA* 1988; 259: 849–59.
8. Lawrie GM. Permanent implantation of the Jarvik-7 total artificial heart: a clinical perspective. *JAMA* 1988; 259: 892–3.
9. Kunin CM, Dobbins JJ, Melo CJ, Levinson MM, Love K, Joyce LD, DeVries W. Infectious complications in four long-term recipients of the Jarvik-7 artificial heart. *JAMA* 1988; 259: 860–4.
10. El-Banayosy A, Körfer R, Arusoglu L, Kizner L, Morshuis M, Milting H, Tenderich G, Fey O, Minami K. Device and patient management in a bridge-to-transplant setting. *Ann Thorac Surg* 2001; 71: 98–102.
11. McCarthy PM, Wang N, Vargo R. Preperitoneal insertion of the HeartMate 1000 IP implantable left ventricular assist device. *Ann Thorac Surg* 1994; 57: 634–8.
12. Pennington DG, McBride LR, Swartz MT. Implantation technique for the Novacor left ventricular assist system. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1994; 108: 604–8.
13. Hetzer R, Henning E, Schiessler A, Friedel N, Warnecke H, Adt M. Mechanical circulatory support and heart transplantation. *J Heart Lung Transplant* 1992; 11: 175–81.
14. Hetzer R, Loebe M, Potapov EV, Wenig Y, Stiller B, Henning E, Alexi-Meskishvili V, Lange PE. Circulatory support with pneumatic paracorporeal ventricular assist device in infants and children. *Ann Thorac Surg* 1998; 66: 1498–506.
15. Samuels LE, Holmes EC, Thomas MP, Entwistle JC, Morris RJ, Narula J, Wechsler AW. Management of acute cardiac failure with mechanical assist: Experience with the ABIOMED BVS 5000. *Ann Thorac Surg* 2001; 71: 67–72.
16. Copeland JG, Smith RG, Arabia FA, Nolan PE, Metha VK, McCarthy MS, Chisholm KA. Comparison of the CardioWest total artificial heart, the Novacor left ventricular assist system and the Thoratec ventricular assist system in bridge to transplantation. *Ann Thorac Surg* 2001; 71: 92–7.
17. Louisance D, Cooper GJ, Deleuze PH, Castanie JB, Mazzucotelli JP, Abe y, Bajan G, Les Besnerais P. Bridge to transplant with the wearable Novacor left ventricular assist system: operative technique. *Eur J Cardiothorac Surg* 1995; 9: 95–8.
18. Mueller J, Wallukat G, Weng YG, Dandel M, Spiegelsberger S, Semrau S, Brandes K, Theodoridis V, Loebe M, Meyer R, Hetzer R. Weaning from mechanical cardiac support in patients with idiopathic dilated cardiomyopathy. *Circulation* 1997; 96: 542–9.
19. Granfeldt H, Solem JO, Lönn U, Peterzen B, Carnstam B, Dahlström U, Jansson K, Koul B, Stehen S, Toom M, Rutberg H, Nylander E, Casimir-Ahn H. The Linköping-Lund surgical experience with the HeartMate left ventricular assist system. *Ann Thorac Surg* 1995; 59: 52–5.
20. Long JW. Advanced mechanical circulatory support with the Heart Mate left ventricular assist device in the year 2000. *Ann Thorac Surg* 2001; 71: 176–82.
21. McCarthy PM. HeartMate implantable left ventricular assist device: bridge to transplantation and future applications. *Ann Thorac Surg* 1995; 59: 46–51.
22. Noon GP, Morley DL, Irwin S, Abdelsayed SV, Benkowski RJ, Lynch BE. Clinical experience with the MicroMed DeBakey ventricular assist device. *Ann Thorac Surg* 2001; 71: 133–8.
23. Wieselthaler GM, Schima H, Lassnig AM, Dworschak M, Pacher R, Grimm M, Wolner E. Lessons learned from the first clinical implants of the DeBakey ventricular assist device axial pump: a single center report. *Ann Thorac Surg* 2001; 71: 139–43.
24. Griffith BP, Kormos RL, Borovetz HS, Litwak K, Antaki JF, Poirier VL, Butler KC. HeartMate II left ventricular assist system: concept to first clinical use. *Ann Thorac Surg* 2001; 71: 116–20.
25. Frazier OH, Myers TJ, Jarvik RK, Westaby S, Pigott DW, Gregoric ID, Khan T, Tamez DW, Conger JL, Macris MP. Research and development of an implantable axial-flow left ventricular assist device: The Jarvik 2000 Heart. *Ann Thorac Surg* 2001; 71: 125–32.
26. Dowling RD, Etoch SW, Stevens KA, Johnson AC, Gray LA. Current status of the AbioCor implantable replacement heart. *Ann Thorac Surg* 2001; 71: 147–9.
27. Mehta SM, Pae WE, Rosenberg G, Snyder AJ, Weiss WJ, Lewis JP, Frank DJ, Thompson JJ, Pierce WS. The LionHeart LVD-2000: A completely implanted left ventricular assist device for chronic circulatory support. *Ann Thorac Surg* 2001; 71: 156–61.
28. Hendry PJ, Mussivand TV, Masters RG, Bourke ME, Guiraudon GM, Holmes KS, Day KD, Keon WJ. The HeartSaver left ventricular assist device: An update. *Ann Thorac Surg* 2001; 71: 166–70.
29. Robbins RC, Knownn MH, Portner PM, Oyer PE. The totally implantable Novacor Left Ventricular Assist System. *Ann Thorac Surg* 2001; 71: 162–5.
30. Robbins MA, O'Connell JB. Economic impact of heart failure in management of end-stage heart disease. In: Rose EA, Stephenson LW. Management of end-stage heart disease. Lippincott-Raven, Philadelphia, 1998: 3–11.
31. The SOLVD Investigators. Effect of enalapril on survival in patients with reduced left ventricular ejection fractions and congestive heart failure. *N Eng J Med* 1991; 325: 293–302.
32. Beyersdorf F. Economics of ventricular assist devices: European view. *Ann Thorac Surg* 2001; 71: 192–4.
33. Moskowitz AJ, Rose EA, Gelijns AC. The cost of long-term LVAD implantation. *Ann Thorac Surg* 2001; 71: 195–8.
34. Gelijns AC, Richards AF, Williams DL, Oz MC, Oliveira J, Moskowitz AJ. Evolving costs of long-term ventricular assist device implantation. *Ann Thorac Surg* 1997; 64: 1312–9.

Mitteilungen aus der Redaktion

Besuchen Sie unsere Rubrik

[Medizintechnik-Produkte](#)



Neues CRTD Implantat
Intica 7 HF-T QP von Biotronik



Artis pheno
Siemens Healthcare Diagnostics GmbH



Philips Azurion:
Innovative Bildgebungslösung

Aspirator 3
Labotect GmbH



InControl 1050
Labotect GmbH

e-Journal-Abo

Beziehen Sie die elektronischen Ausgaben dieser Zeitschrift hier.

Die Lieferung umfasst 4–5 Ausgaben pro Jahr zzgl. allfälliger Sonderhefte.

Unsere e-Journale stehen als PDF-Datei zur Verfügung und sind auf den meisten der marktüblichen e-Book-Readern, Tablets sowie auf iPad funktionsfähig.

[Bestellung e-Journal-Abo](#)

Haftungsausschluss

Die in unseren Webseiten publizierten Informationen richten sich **ausschließlich an geprüfte und autorisierte medizinische Berufsgruppen** und entbinden nicht von der ärztlichen Sorgfaltspflicht sowie von einer ausführlichen Patientenaufklärung über therapeutische Optionen und deren Wirkungen bzw. Nebenwirkungen. Die entsprechenden Angaben werden von den Autoren mit der größten Sorgfalt recherchiert und zusammengestellt. Die angegebenen Dosierungen sind im Einzelfall anhand der Fachinformationen zu überprüfen. Weder die Autoren, noch die tragenden Gesellschaften noch der Verlag übernehmen irgendwelche Haftungsansprüche.

Bitte beachten Sie auch diese Seiten:

[Impressum](#)

[Disclaimers & Copyright](#)

[Datenschutzerklärung](#)