

Uma Breve História do Coração Artificial

Roberto Vito ARDITO⁽¹⁾ Reinaldo Navarro CRUZ⁽²⁾ Elaine Moraes SILVA⁽²⁾
Fabiana Moraes SARDINHA⁽³⁾ Sabrina Queiroz ARDITO⁽⁴⁾

Reblampa 78024-380

Ardito RV, Cruz RN, Silva EM, Sardinha FM, Ardito SQ. Uma breve história do coração artificial. Reblampa 18(1): 5-13.

RESUMO: Como o tratamento farmacológico da insuficiência cardíaca não tem atingido o sucesso esperado em um grande número de pacientes, outras alternativas não farmacológicas foram desenvolvidas neste período, como forma de tratamento destes graves pacientes. Uma delas é relacionada a utilização de suporte circulatório por dispositivos implantáveis, que é o motivo de discussão neste artigo.

DESCRIPTORIOS: coração artificial, dispositivos implantáveis, insuficiência cardíaca.

INTRODUÇÃO

A doença cardiovascular (DCV) é a principal causa de morbidade e mortalidade nos Estados Unidos e um problema de saúde pública significativo na maioria das nações industrializadas. Desde 1900, a DCV tem sido a principal causa de morte nos Estados Unidos em todos os anos, com exceção de 1918¹. Em 1999, causou 958.775 mortes em cidadãos americanos.

O crescimento do número de pessoas com DCV, particularmente na sua forma avançada, pode ser atribuído a várias razões. Dentre elas, o aumento da média da idade da população americana, à medida que a geração do *baby boom* envelhece. Além disso, o tratamento paliativo da DCV tem evoluído de tal forma que um maior número de pessoas sobrevive aos episódios iniciais com alguma forma da doença.

Uma forma cada vez mais prevalente de DCV é a insuficiência cardíaca congestiva (ICC). Atualmente, cerca de 4,8 milhões de americanos, aproximadamente 2,3 milhões de homens e 2,4 milhões de mulheres,

vivem com ICC de etiologia isquêmica, idiopática ou viral². Mais de 36 bilhões de dólares são gastos anualmente com o tratamento desses pacientes e vários avanços terapêuticos têm sido alcançados. Ainda assim, a incidência de ICC aumentou em 145% entre os anos de 1979 e 1999. A cada ano, a ICC é diretamente responsável por 30.000 a 40.000 óbitos e, indiretamente, por outras 250.000 mortes. Como a problemática é muito grande nos dias de hoje, o crescimento da magnitude é esperado à medida que um maior número de pacientes cardíacos sobrevive aos episódios iniciais e vive mais tempo com a cardiopatia, o que aumenta as chances de desenvolvimento da ICC terminal.

O tratamento de ICC avançada pode ser dividido em farmacoterapia, cirurgia cardíaca e substituição cardíaca³. A farmacoterapia utiliza inotrópicos endovenosos e vasodilatadores para aliviar os sintomas da ICC, diminuindo o débito cardíaco e aumentando a contratilidade do miocárdio. Embora venha conseguindo melhorar a qualidade de vida de portadores de ICC, a mortalidade continua inalterada. A cirurgia

Trabalho realizado no Instituto de Moléstias Cardiovasculares (IMC) de São José do Rio Preto - SP - Brasil.

(1) Cirurgião Cardíaco do IMC.

(2) Anestesiologista do IMC.

(3) Residente de Cirurgia Cardíaca do IMC.

(4) Residente de Clínica Médica do IMC.

Endereço para correspondência: Rua Castelo D'Água, 3030 – Redentora. CEP 15015-210 – São José do Rio Preto – São Paulo, Brasil.

Trabalho recebido em 01/2005 e publicado em 03/2005.

cardíaca inclui revascularização do miocárdio, revascularização transmiorcárdica a laser, troca ou plastia de válvulas. É capaz de aliviar sintomas de isquemia e disfunção valvular, mas, na maioria dos casos, não desacelera a evolução da doença de base até a morte.

Quando se esgotam as terapias medicamentosas e cirúrgicas, a alternativa terapêutica é a substituição cardíaca, ou seja, o transplante cardíaco ou o implante de um coração artificial. O transplante cardíaco tornou-se um tratamento apropriado para a ICC avançada. Apresenta, porém, importantes limitações relacionadas a seleção de pacientes, obtenção e distribuição do órgão, e relação custo-benefício.

A cada ano, 250.000 pacientes com ICC terminal são submetidos a transplantes cardíacos nos Estados Unidos, enquanto outros 4.000 aguardam na fila de espera. Estima-se em 40.000 o número de pacientes em potencial para transplante^{4,5}. Em 2001, 458 pessoas que estavam na lista de espera faleceram enquanto aguardavam um doador de coração.

Em pacientes relativamente jovens (< 40 anos de idade), o transplante cardíaco não é muito promissor, em função da expectativa de vida do coração doado, que é de 10 anos em média, e de 20 anos, no máximo. O transplante cardíaco também está associado com o uso de terapia medicamentosa contínua, cara e por toda a vida.

A fim de ajudar a vencer tais limitações, engenheiros e médicos têm se esforçado continuamente por mais de quatro décadas para desenvolver sistemas capazes de garantir suporte circulatório mecânico (SCM), temporário ou permanente. Originalmente, esses sistemas foram criados para proporcionar esse suporte indefinidamente, visto que outras formas de substituição do coração não eram exequíveis. Mais recentemente, o suporte circulatório mecânico temporário tem se mostrado uma opção viável para pacientes com ICC que aguardam o transplante cardíaco^{6,7} e para outros que, mesmo não sendo candidatos ao transplante, necessitam de suporte circulatório por período indeterminado⁸.

Estudos clínicos recentes mostram que, em alguns casos, a melhora da função miocárdica é tal que permite a retirada do sistema de SCM, evitando o transplante cardíaco^{9,10}. Contudo, para superar falhas da farmacoterapia, da cirurgia e mesmo do transplante cardíaco, esforços contínuos continuam a ser feitos para desenvolver um coração artificial capaz não apenas de salvar vidas de pacientes em estágios críticos de ICC, mas de lhes permitir retornar a uma vida relativamente normal

O *TandemHeart pVDA*, sistema de assistência ventricular percutânea desenvolvido por George J. Magovern et al.^{11,12}, utiliza cânulas introduzidas na artéria e na veia femorais acopladas a uma bomba

centrífuga. Constitui opção rápida e pouco invasiva, de baixo custo, muito utilizada por cardiologistas e cirurgiões cardíacos, com uso mínimo de heparinização. A cânula da veia femoral pode ser levada a transpor o septo atrial, evitando a utilização de um minioxigenador para oxigenação do sangue que retorna ao coração. Alivia a sobrecarga do ventrículo esquerdo, o que não acontece quando o sangue é drenado do átrio direito.

PROJETOS E EXPERIÊNCIAS PRÉVIAS

LeGallois¹³, em 1812, foi o primeiro a propor o suporte ao coração insuficiente por meio de dispositivos permanentes ou temporários. Em meados de 1930, Lindergh and Carrel discutiram e planejaram o coração artificial¹⁴. Durante os anos 40, Dennis e Gibbon desenvolveram uma máquina capaz de desviar a circulação do coração e dos pulmões, possibilitando a cirurgia cardíaca aberta.

A era moderna do SCM iniciou-se em 1951, quando Dennis usou pela primeira vez um dispositivo coração-pulmão para sustentar a circulação enquanto o coração era aberto para corrigir anomalias do septo atrial¹⁵. Dois anos mais tarde, Gibbon¹⁶ repetiu o feito. Todavia, o alto índice de mortalidade nos primeiros casos levou-os a abandonar seu dispositivo coração-pulmão.

Em 1954, Lillehei¹⁷ começou a usar a circulação cruzada (perfusão de paciente para paciente) a fim de sustentar a função cardíaca e pulmonar durante a cirurgia cardíaca de patologias congênitas e houve intensa controvérsia acerca do risco do uso de doadores humanos. Pesquisadores continuaram a se esforçar para desenvolver um dispositivo para tornar viável a cirurgia cardíaca aberta.

Em meados de 1955, na Clínica Mayo, Kirilin¹⁸ reestruturou o dispositivo e as técnicas de Mayo-Gibbon, o que permitiu realizar a cirurgia cardíaca aberta. DeWall e Lillehei¹⁹ também desenvolveram um dispositivo para garantir que a cirurgia cardíaca aberta fosse realizada com segurança. Na década de 1960, Kirilin e Lillehei, em Mineapolis, e DeBakey e Cooley, em Houston, aperfeiçoaram seus dispositivos e técnicas a tal ponto que a cirurgia cardíaca aberta tornou-se rotina em Minnessota e no Texas.

Os sistemas circulatórios mecânicos desenvolvidos por Dennis, Lillehei, DeWall, Gibbon e Kirilin permitiram realizar inúmeros procedimentos cardíacos inovadores, tais como revascularização do miocárdio, transplante cardíaco, plastia de válvula e implante de coração artificial. O aperfeiçoamento dos dispositivos coração-pulmão de DeBakey e Cooley permitiu tornar possíveis várias técnicas cirúrgicas que transformaram a cirurgia cardíaca aberta em uma rotina ao redor do mundo.

Em 1957, Akutsu e Kolff²⁰ tornaram-se os pioneiros no implante de coração artificial *in vivo*. Inserido no tórax de um cão, o dispositivo manteve a circulação adequada por aproximadamente 90 minutos. Todavia, Akutsu e Koff nunca aplicaram sua tecnologia em humanos.

Em 1964, o Instituto Nacional do Coração (*National Heart Institute*) estabeleceu um programa (*Artificial Heart Program*) para promover o desenvolvimento do coração artificial e outros dispositivos de assistência cardíaca. No início da década de 60, DeBakey, et al.²¹ do Boyle College of Medicine, em Houston, iniciaram o desenvolvimento do coração artificial. Em 1963, DeBakey implantou o primeiro dispositivo de assistência ventricular esquerda (LVAD) em um paciente com 42 anos. O dispositivo funcionou bem, mas, depois de 4 dias de assistência ventricular esquerda, o paciente faleceu em decorrência de complicações pulmonares.

Em 1967, DeBakey implantou um LVAD em um paciente com 37 anos que apresentava sintomas de ICC, incluindo fadiga e dispnéia intensa aos mínimos esforços. Tal paciente também tinha história de doença reumática com seqüelas cardíacas desde a idade de 18 anos, tendo sido submetido a valvulotomia mitral aos 25 anos. A intenção era usar o LVAD até que houvesse recuperação suficiente do miocárdio. O dispositivo sustentou a circulação do paciente por 10 dias, sendo então retirado em procedimento eletivo. O paciente teve alta hospitalar depois de 29 dias do procedimento cirúrgico, retomando suas atividades diárias. No *follow-up*, 18 meses após a retirada do LVAD, o paciente não apresentou sintomas da ICC e um RX de tórax evidenciou redução significativa da área cardíaca.

O PRIMEIRO CORAÇÃO ARTIFICIAL TOTAL (TAH)

Em 4 de abril de 1969, o primeiro implante de coração artificial em seres humanos foi realizado por Cooley²² em um paciente do sexo masculino, com 47 anos de idade, incapaz de sobreviver sem o auxílio de um *bypass* cardiopulmonar após aneurismectomia ventricular esquerda. A intenção foi usar o LVAD até que o miocárdio apresentasse recuperação suficiente.

O coração artificial total (TAH) (figura 1), projetado por Liotta, usava propulsão pneumática, com bomba de dupla câmara com uma linha de Dacron à direita e a esquerda, *cuff* para entrada de fluxo e enxertos para saída de fluxo. Válvulas *hingless* de Wada-Cutter controlavam a direção do fluxo sanguíneo na bomba. O TAH era conectado a um gerador externo, que infelizmente restringia a mobilidade do paciente. O dispositivo funcionou adequadamente por 64 horas até a realização do transplante cardíaco. O coração doado também apresentou boa performance, mas o paciente morreu de pneumonia por pseudomonas 32 horas após o transplante.

Apesar funcionar como o esperado, o dispositivo de Liotta não foi usado novamente em humanos. Mesmo assim, esse caso clínico demonstrou que o TAH poderia ser usado com segurança e eficácia em humanos, como uma ponte para o transplante.

O CORAÇÃO ARTIFICIAL TOTAL AKUTSU-III

O segundo implante de coração artificial total em humanos também foi realizado por Cooley que, em 23 de julho de 1981, implantou o Akutsu-III TAH em um paciente do sexo masculino, com 26 anos, que apresentava insuficiência cardíaca após cirurgia de revascularização do miocárdio para o tratamento de arteriosclerose avançada. Na impossibilidade de interrupção da circulação extracorpórea no período pós-operatório, decidiu-se pelo implante do Akutsu-III TAH na esperança de manter o paciente vivo.

O Akutsu-III TAH (figura 2) consistia de duas bombas de dupla-câmara, com propulsão pneumática, apresentando diafragma hemisférico recíproco²³. Proporcionava excelente hemodinâmica e manteve o paciente em condições estáveis por 55 horas, até que fosse identificado um doador compatível. O paciente finalmente foi submetido ao transplante cardíaco, mas, dez dias mais tarde, veio a falecer em decorrência de infecção generalizada e complicações

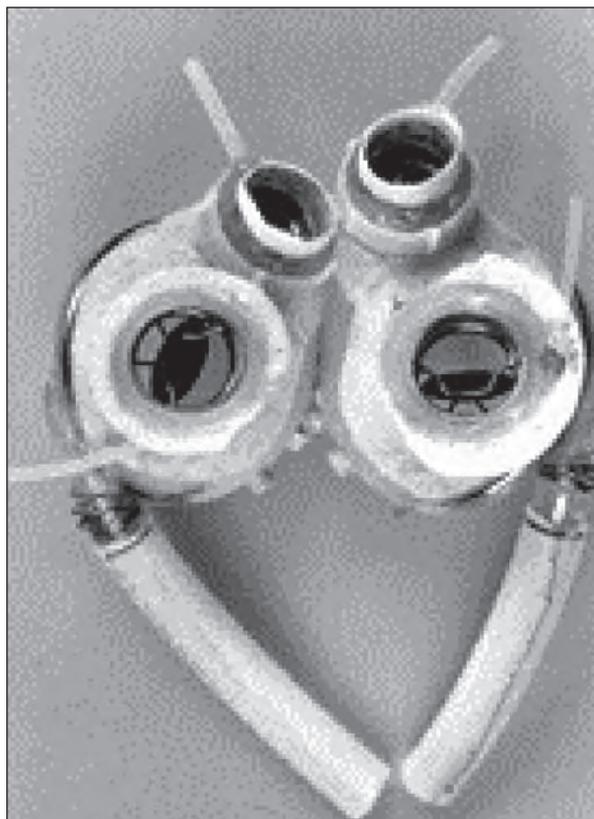


Figura 1 - Liotta.

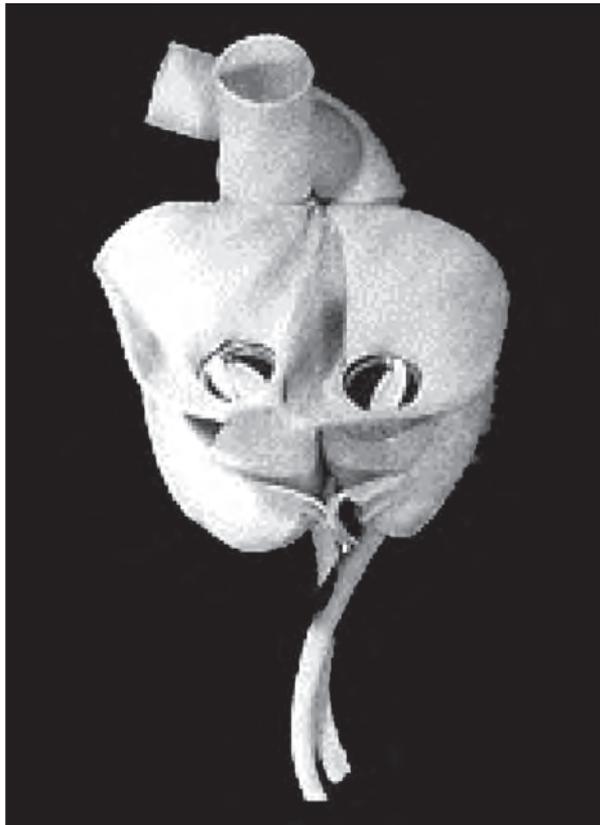


Figura 2 - Akutsu-III.

renais e pulmonares. Apesar o resultado fatal, esse caso clínico demonstrou que o TAH poderia manter o paciente em condições adequadas, sem evidências de hemólise ou tromboembolismo, até o momento do transplante cardíaco.

CORAÇÃO ARTIFICIAL TOTAL JARVIK-7

Em meados de 1970, Kolff e sua equipe da Universidade de Utah desenvolveram o Jarvik-7 (figura 3). Em 1982, DeVries²⁴ foi o primeiro a implantá-lo de modo permanente em um paciente terminal.

O Jarvik-7 era um dispositivo pulsátil de funcionamento pneumático, biventricular, desenvolvido para substituir o coração^{25,26}. As bombas conectavam-se aos átrios por *cuffs* e conectores sintéticos. Cada bomba possuía câmaras distintas para ar e sangue, separadas por um diafragma de poliuretano flexível e macio. Os condutos de entrada e saída de sangue continham valvas Medtronic-Hall. As bombas eram movidas a vácuo. Tubos pneumáticos atravessavam a parede torácica, conectando-se externamente ao painel de controle. Durante a sístole, o ar era ejetado através das bombas, causando um colapso do saco da bomba e ejetando o sangue. A frequência da bomba, assim como a pressão e a duração sistólica eram monitoradas por um painel de controle externo.

O Jarvik-7 possuía um volume ejetado de 70ml e um débito cardíaco normal de 6 a 8l/min (máximo de 15l/min).

Em experiências clínicas iniciais com o Jarvik-7 TAH, 5 pacientes foram mantidos com suporte hemodinâmico permanente por períodos que variaram de 10 a 620 dias. O TAH foi capaz de manter assistência circulatória adequada, porém seu grande consumo de energia e complicações médicas freqüentes limitavam as atividades dos pacientes. Quatro pacientes conseguiram sair do hospital e realizar viagens curtas a fim de visitar familiares e amigos. Resultados em longo prazo, todavia, foram pobres. Pacientes que receberam assistência circulatória do Jarvik-7 por períodos prolongados sofreram várias complicações, incluindo tromboembolismo, derrame cerebral, infecção e falência de múltiplos órgãos.

Apesar dos resultados conflitantes, em 1985, teve início o acompanhamento clínico do Jarvik-7 TAH, renomeado *Symbion*, como ponte para o transplante. Em 1986, Copeland²⁷ relatou o primeiro teste bem sucedido do dispositivo para essa finalidade.

Entre os anos de 1985 e 1991, 170 pacientes receberam assistência circulatória com o *Symbion* TAH como uma ponte para o transplante²⁸. Sessenta e seis por cento deles foram submetidos com sucesso a transplantes cardíacos. São dispositivos de assistência circulatória ventricular esquerda utilizados como ponte para o transplante cardíaco. Sepsis e falência de múltiplos órgãos foram as principais causas de óbito durante a assistência circulatória com o TAH.

Apesar dos estudos demonstrarem que o Jarvik-

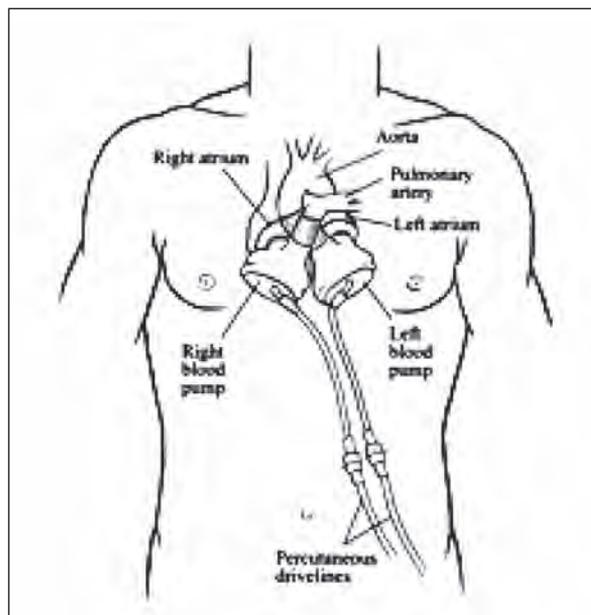


Figura 3 - Jarvik 7.

7 TAH (*Symbion*) era efetivo clinicamente, em 1991, o *Food and Drug Administration* (FDA) retirou a ou autorização, de investigação do dispositivo por falta de conformidade com os regulamentos do FDA²⁹. Em janeiro de 1993, a investigação do dispositivo foi retomada, dessa vez com o nome de CardioWest TAH, que tinha pequenas diferenças em relação ao aparelho original, o Jarvik-7. Desde então, o CardioWest TAH vem sendo usado com sucesso nos Estados Unidos, Canadá e França.

Em todo o mundo, dos pacientes que utilizam o CardioWest para assistência circulatória, 63% realizam transplantes cardíacos bem sucedidos e 92% recebem alta hospitalar. Nos Estados Unidos, os resultados são ainda melhores: 93% e 96%, respectivamente.

O CORAÇÃO ARTIFICIAL TOTAL ABIOCOR

Em 02 de julho de 2001, como parte de em seguimento clínico autorizado pela FDA, cirurgiões do Jewish Hospital de Louisville, Kentucky, realizaram o implante pioneiro do Abiocor TAH em um paciente de 59 anos, do sexo masculino, que sofria de ICC terminal³⁰.

O Abiocor TAH é um coração artificial total com características eletro-hidráulicas (figura 4) que foi desenvolvido e testado por ABIOMED Inc, de Danvers, MA, e pelo Texas Heart Institute, com o apoio da National Heart, Lung, and Blood Institute (NHLBI)^{31,32}. Foi projetado para manter a circulação e prolongar a vida de pacientes com ICC terminal e falência irreversível de ventrículo direito ou esquerdo, que impede o tratamento farmacológico ou cirúrgico e põe em risco a vida (tabela I).

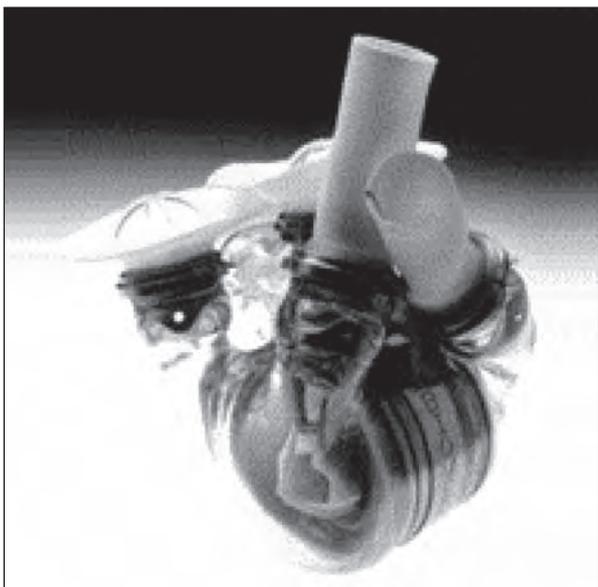


Figura 4 - Abiocor.

O AbioCor é o primeiro coração artificial total a ser usado clinicamente, totalmente implantado no paciente, com comunicação com o *hardware* e sem penetrações na pele. Utiliza um sistema transcutâneo de transferência de energia (TET) e outro de comunicação por radiofrequência (RF Comm) que permite que o mesmo seja carregado e controlado por sinais transmitidos através da pele. Uma característica ímpar do AbioCor é um mecanismo de balanço de fluxo **da direita para a esquerda** que elimina a necessidade de uma abertura externa ou uma câmara interna.

Os componentes internos do sistema AbioCor incluem uma unidade torácica, uma bobina de TET e uma bateria 36V. A unidade torácica (bomba) pesa cerca de 2 libras e possui dois ventrículos artificiais, 4 válvulas e um sistema hidráulico inovador, **motor-driven** (figura 5). O motor funciona entre 6.000 a 8.000 rpm, produzindo pressão de fluido hidráulico

TABELA I
CRITÉRIOS DE INCLUSÃO/EXCLUSÃO PARA SEGUIMENTO CLÍNICO DO CORAÇÃO ARTIFICIAL TOTAL DO TIPO ABIOCOR

Critérios de inclusão	
Estágio final - falência cardíaca	
Probabilidade de morte em 30 dias >70%	
Impossibilidade de transplante cardíaco	
Sem opções de outros tratamentos cirúrgico ou medicamentoso	
Falência biventricular	
Critérios de exclusão	
Potencial significativo de reversão da falência cardíaca	
Hemodiálise crônica	
AVC recente	
Falência hepática irreversível	
Discrasia sanguínea	

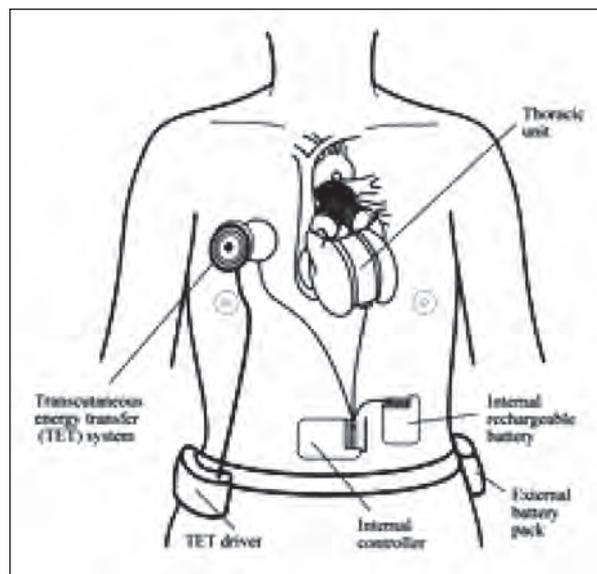


Figura 5 - Visualização anatômica do sistema artificial.

suficiente para promover a compressão do diafragma ao redor da câmara sanguínea, de modo a impulsionar o sangue. Um dispositivo eletrônico em miniatura, implantado no abdome do paciente, monitora e controla as rotações, o balanço da direita para a esquerda, e a velocidade do motor. Uma pilha recarregável interna, também implantada no abdome, fornece energia para situações de emergência. A bateria interna é continuamente recarregada pelo do sistema TET e pode fornecer até 30 minutos de funcionamento.

O sistema AbioCor é projetado para aumentar ou diminuir a frequência da bomba em resposta às necessidades do organismo. Inclui um sistema ativo de monitoramento que fornece um *feedback* detalhado da atividade da bomba e alarme em caso de irregularidades.

Os componentes externos de AbioCor incluem um console de computador, uma bobina externa de TET e pacotes de baterias externas. O computador externo comunica-se via sistema RF Comm com o controlador implantado no abdome, que controla a bomba. A bobina externa fornece energia para a bomba por meio do console do computador ou do pacote de baterias externas. O pacote de bateria externa pode carregar o AbioCor TAH por 2 a 4 horas.

Após o primeiro implante, o AbioCor foi implantado por mais 6 vezes em várias instituições (figura 2). Quatro dos seis pacientes sobreviveram além dos 60 dias de estudo, o que vem a ser o dobro da sua expectativa de vida. Sua qualidade de vida melhorou, foram capazes de deixar o hospital por curtos períodos e puderam ser acompanhados em ambulatório. No momento em que este artigo foi escrito, um dos pacientes havia alcançado a marca de 474 dias com assistência circulatória.

COMPLICAÇÕES

O uso de TAH está associado com sérias complicações, entre as quais as mais frequentes são infecção, sangramento pós-operatório intenso e tromboembolismo^{33,34}. Complicações potencialmente sérias, ainda que menos frequente, incluem disfunções renais, hepáticas, pulmonares e neurológicas, além de outras decorrentes de problemas técnicos³⁵. Permanecem as dificuldades relativas à seleção dos pacientes e à definição do tamanho do dispositivo do TAH, do local do implante, da extensão da cirurgia e da necessidade de equipamentos de apoio.

As infecções continuam sendo a complicação mais importante em pacientes com assistência circulatória permanente com TAH³⁶. Nas experiências com o Jarvik-7, todos os pacientes com apoio de TAH por vários meses desenvolveram infecções sérias que acabaram por resultar em morte³⁷. Nos casos de apoio circulatório por períodos mais breves, em pa-

cientes que aguardavam transplante cardíaco, as taxas de infecção mantiveram-se entre 30% e 40%³⁸.

Durante os anos 80, infecções nas linhas do TAH e no mediastino eram frequentes e graves, independentemente da duração da assistência circulatória. Ainda, nas experiências mais recentes com pacientes que aguardavam o transplante (bridge-to-transplantation experience) usando o CardioWest TAH, a taxa de infecção não foi maior que 20%^{39,40}.

Pacientes que recebem assistência circulatória com TAH, independente do motivo da indicação, são muito suscetíveis a infecções, que podem ocorrer a qualquer momento. No pós-operatório imediato, especialmente naqueles mais criticamente doentes, essas infecções podem resultar de contaminação do equipamento durante o curso do tratamento, de sangramento conseqüente aos procedimentos de terapia intensiva ou ainda de uma nova operação.

Cuidados meticulosos para prevenir a infecção são vitais em todos os pacientes com coração artificial total. Especial atenção deve ser dada às medidas para redução de fatores predisponentes, como trauma tecidual cirúrgico, contaminação do material implantado, imunodepressão, grande extensão da área de superfície externa do dispositivo e uso de tubos, cateteres e outros aparatos necessários ao cuidado. Uma vez colonizado o componente interno do dispositivo, o tratamento é difícil e geralmente ineficiente.

O sangramento pós-operatório é outra complicação séria e frequente do implante do TAH. Geralmente ocorre em 40% a 50% dos casos que utilizam TAH ou outros dispositivos de assistência ventricular. Nas experiências mais recentes com o CardioWest, a taxa de infecção foi de aproximadamente 25%. Fatores predisponentes que contribuíram para a ocorrência de sangramento foram ICC grave e disfunção hepática associada, duração e amplitude da cirurgia, necessidade de circulação extracorpórea durante o procedimento de implante e de terapia de anticoagulação pós-operatória.

A ICC grave geralmente leva a disfunção hepática e subseqüente desarranjo do sistema de coagulação. No período pré-operatório, pacientes com ICC grave geralmente fazem uso de terapia anticoagulante e antiagregação plaquetária, cujos efeitos dificilmente são revertidos antes do implante do THA. A duração prolongada do procedimento cirúrgico e a circulação extracorpórea podem levar a depleção grave dos fatores de coagulação. A necessidade de terapia anticoagulante pós-operatória requer que seja alcançado o equilíbrio na prevenção dos fenômenos tromboembólicos.

A trombose é outra ocorrência frequente. Cinco dos primeiros seis pacientes que receberam o Jarvik-7 foram vítimas de eventos tromboembólicos. Ainda,

a frequência de tromboembolismo tem diminuído significativamente desde as experiências iniciais e atualmente é estimada em 10% a 15%⁴¹. Medidas preventivas são alvos primários no monitoramento preciso de sistemas trombóticos e fibrinolíticos, mantendo fluxo suficiente através do dispositivo, evitando assim a estase e fornecendo terapia de anticoagulação e antiagregação plaquetária adequadas. Geralmente, heparina e warfarina são para alcançar o tempo de protrombina, o tempo de tromboplastina ativado ou a índice internacional 2 a 3 vezes maior que o valor normal. Aspirina e dipiridamol também são usados.

Há uma relação complexa, porém pouco compreendida, entre infecção, sangramento e tromboembolismo. A formação de trombos pode acarretar o desenvolvimento de infecção, assim como a colonização bacteriana pode levar à formação de trombos. Frequentemente são identificadas bactérias em trombos achados nos dispositivos cardiovasculares, fora do alcance, portanto, da circulação, dos leucócitos e da antibioticoterapia⁴². Bactérias, endotoxinas e células antiinflamatórias podem contribuir para formação de trombos por seu efeito na agregação plaquetária⁴³.

Endotoxinas bacterianas podem causar agregação plaquetária, lesão endotelial e aumento da atividade da tromplastina endotelial. Sangramento excessivo geralmente resulta em uma nova operação, que, por sua vez, aumenta a exposição do paciente à contaminação. Transfusões sanguíneas e monitoração intravascular para esses pacientes em estado crítico são mais extensas e resultam em exposição freqüente ao meio externo. Infecção, sangramento e tromboembolismo, individualmente ou em associação, podem resultar em falência de múltiplos órgãos, uma das causas mais freqüentes de morte nos pacientes com TAH.

Outros importantes problemas e assuntos relacionados com implante de TAH são o funcionamento inadequado do aparelho, seu tamanho desproporcional ao paciente, a mobilização e a nutrição, além de questões étnicas e sociais. A falência no funcionamento do dispositivo pode ser catastrófica.

A desproporção de tamanho do dispositivo em relação ao paciente continua um problema. Todos os modelos de TAH são relativamente grandes e ajustam-se apenas a pacientes com a área de superfície corpórea maior que 1,7 m². Como a tecnologia do TAH é relativamente dispendiosa e a maioria dos candidatos ao implante de TAH encontra-se na sexta ou sétima década de vida, existem questionamentos se a sociedade deve arcar com os custos do desenvolvimento dessa tecnologia. Os componentes externos do TAH continuam grandes e pesados, limitando a mobilidade do paciente, os exercícios e os programas de reabilitação. Projetos mais recentes permitem maior mobilidade, melhorando a qualidade de vida dos pacientes.

COMENTÁRIOS

Desde 1950, quando a máquina responsável pelo *bypass* coração-pulmão foi desenvolvida, muitos foram os avanços no tratamento cirúrgico da doença cardiovascular (DCV). Procedimentos cirúrgicos considerados impossíveis há apenas 40 anos hoje são rotineiros. Um exemplo clássico é o transplante cardíaco. A tecnologia para TAH, entretanto, não evoluiu na mesma velocidade. Embora o primeiro transplante cardíaco em humanos e primeiro implante de TAH em humanos tenham ocorrido com 2 anos de diferença, o implante do TAH ainda não é rotineiro nem está amplamente disponível.

Atualmente, dois TAH estão em acompanhamentos clínico nos Estados Unidos. O CardioWest (inicialmente, o Jarvik-7) é o mais amplamente usado, mas ainda não recebeu aprovação do FDA para comercialização. Em um futuro próximo, prevê-se que seja aprovado para uso como ponte para o transplante cardíaco. O AbioCor encontra-se em estágio inicial de estudos autorizados pelo FDA para avaliar suas características e está longe de ser aprovado como uma alternativa para o transplante cardíaco. Todavia, se o sistema TET e o mecanismo de fluxo balanceado provarem ser confiáveis para uso prolongado, o AbioCor pode se tornar uma alternativa para transplantes cardíacos em pacientes sem outra opção de tratamento.

Há vários obstáculos a serem superados antes o TAH seja amplamente aceito. Infecção, sangramento, tromboembolismo e biocompatibilidade são problemas sérios que afetam quase a totalidade dos dispositivos de implante cardiovascular, incluindo o TAH. Avanços na produção de biomateriais, melhor prevenção, antibioticoterapia mais eficiente e medicações anticoagulantes podem ajudar a vencer esses problemas. A aceitação do público, de alguns críticos na área da saúde e dos planos de saúde pode ser lenta. A qualidade na produção do TAH é necessária para assegurar a credibilidade dos seus componentes. Somente o enfoque desses problemas poderá torná-lo uma rotina clínica.

A evolução histórica e as conquistas atuais demonstram o esforço de médicos e engenheiros para suprir as necessidades do corpo humano quando da falência do coração. Todas as tentativas têm demonstrado que um propulsor cardíaco mecânico pode realizar com sucesso a função cardíaca, ainda que existam dificuldades a serem superadas. Os resultados dos trabalhos com os mais diferentes tipos de dispositivos de suporte circulatório ou mesmo de corações artificiais evidenciam sua superioridade frente aos tratamentos clínicos no estágio final da ICC. Na tentativa de auxiliar os pacientes que necessitam de suporte circulatório, um propulsor cardíaco mecânico magnético, o RA 6000, foi desenvolvido no Instituto de

Moléstias Cardiovasculares (IMC) de São José do Rio Preto – SP, Brasil. Trata-se de um sistema de baixo custo, pouco invasivo e que utiliza os mesmos

princípios de Magovern et al. Pode ser utilizado por outras especialidades, tanto no laboratório de cateterismo quanto em unidades de terapia intensiva.

Reblampa 78024-380

Ardito RV, Cruz RN, Silva EM, Sardinha FM, Ardito SQ. A brief history of the artificial heart. *Reblampa* 18(1): 5-13.

ABSTRACT: As the pharmacological treatment of heart failure has not been successfully achieved as expected in a great number of patients, other non-pharmacological alternatives have been developed lately, as a means of treatment of severe heart failure patients. One of them is related to the usage of a circulatory support by implantable devices, which is the topic of discussion in this article

DESCRIPTORS: artificial heart, implantable devices, heart failure.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 American Heart Association: 2002 Heart and Stroke Statistical Update. Available at <http://www.american-heart.org>. Accessed April 2002.
- 2 Congestive heart failure in the United States: a new epidemic [data fact sheet]. Bethesda (MD), National Heart Lung and Blood Institute, National Institutes of Health, September 1996.
- 3 Frazier OH, Myers TJ. Surgical therapy for severe heart failure [review]. *Curr Probl Cardiol* 1998; 23: 721.
- 4 United Network for Organ Sharing: Critical Data: U.S. Facts about Transplantation. Available at <http://www.unos.org>. Accessed April 2002.
- 5 Kottke TE, Pesch DG, Frye RL. The potential contribution of cardiac replacement to the control of cardiovascular disease: a population-based estimate. *Arch Surg* 1990; 125: 1148.
- 6 Frazier OH, Rose EA, McCarthy PM, et al. Improved mortality and rehabilitation of transplant candidates treated with a long-term implantable left ventricular assist system. *Ann Surg* 1995; 222: 327.
- 7 Frazier OH, Rose EA, Oz MC, et al. Multicenter clinical evaluation of the HeartMate vented electric left ventricular assist system in patients awaiting heart transplantation. *J Thorac Cardiovasc Surg* 2001; 122: 1186.
- 8 Rose EA, Gelijns AC, Moskowitz AJ, et al. Long-term mechanical left ventricular assistance for end-stage heart failure. *N Engl J Med* 2001; 345: 1435.
- 9 Mueller J, Weng Y, Dandel M. Long-term results of weaning from LVAD: it does work. *ASAIO J* 1999; 45: 153.
- 10 Frazier OH, Myers TJ. Left ventricular assist system as a bridge to myocardial recovery. *Ann Thorac Surg* 1999; 68(Suppl 2):734.
- 11 Magovern JA, et al. Clinical Results With the AB-180 Left Ventricular Assist Device. *Ann Thoracic Surg* 2001; 71: S121-4.
- 12 Magovern GJ Jr, Simpson KA. Extracorporeal membrane oxygenation for adult cardiac support: the Allegheny experience. *Ann Thoracic Surg* 1999; 68: 655-61.
- 13 LeGallois C.J.J. Experience on the Principle of Life. Philadelphia, Thomas, 1813. Translation of LeGallois C.J.J, Experience sur la principe de la vie. Paris, 1812.
- 14 Miller GW. King of Hearts: The True Story of the Maverick Who Pioneered Open Heart Surgery. New York, Random House, 2000; p 12.
- 15 Dennis C. A heart-lung machine for open-heart operations: how it came about. *Trans Am Soc Artif Intern Organs* 1989; 35: 767.
- 16 Gibbon JH. Application of a heart and lung apparatus to cardiac surgery. *Minn Med* 1954; 37: 171.
- 17 Lillehei CW, Cohen M, Warden HE, Varco RL. The direct-vision intracardiac correction of congenital anomalies by controlled cross circulation. *Surgery* 1955; 38: 11.
- 18 Kirklin JW, DuShane JW, Patrick RT, et al. Intracardiac surgery with the aid of a mechanical pump-oxygenator system (Gibbon type): report of eight cases. *Mayo Clin Proc* 1955; 30: 201.
- 19 Lillehei CW, DeWall RA, Read R, et al. Direct-vision intracardiac surgery in man using a simple, disposable artificial oxygenator. *Dis Chest* 1956; 29: 1.
- 20 Akutsu T, Kolff WJ. Permanent substitute for valves and hearts. *Trans Am Soc Artif Intern Organs* 1958; 4: 230.
- 21 DeBakey ME. Left ventricular bypass for cardiac assistance: clinical experience. *Am J Cardiol* 1971; 27: 3.
- 22 Cooley DA, Liotta D, Hallman GL, et al. Orthotopic cardiac prosthesis for two-staged cardiac replacement. *Am J Cardiol* 1969; 24: 723.
- 23 Frazier OH, Akutsu T, Cooley DA. Total artificial heart (TAH) utilization in man. *Trans Am Soc Artif Intern Organs* 1982; 23: 534.
- 24 DeVries WC. The permanent artificial heart: four case reports. *JAMA* 1988; 259: 849.

- 25 DeVries WC, Anderson JL, Joyce LD, et al. Clinical use of the total artificial heart. *N Engl J Med* 1984; 310: 273.
- 26 DeVries WC. Surgical technique for implantation of the Jarvik-7-100 total artificial heart. *JAMA* 1988; 259: 875.
- 27 Copeland CG, Smith RG, Icenogle TB, Ott RA. Early experience with the total artificial heart as a bridge to cardiac transplantation. *Surg Clin North Am* 1988; 68: 621.
- 28 Johnson KE, Prieto M, Joyce LD, et al. Summary of the clinical use of the Symbion total artificial heart: a registry report. *Ann Surg* 1995; 222: 327.
- 29 Copeland JG. Current status and future directions for a total artificial heart with a past. *Artif Organs* 1998; 22: 998.
- 30 SoRelle R. Cardiovascular news: totally contained AbioCor artificial heart implanted July 3, 2001. *Circulation* 2001; 104: E9005.
- 31 Kung RTV, Yu LS, Ochs BD, et al. Progress in the development of the ABIOMED total artificial heart. *ASAIO J* 1995; 41: M245.
- 32 Parnis SM, Yu LS, Ochs BD, et al. Chronic in vivo evaluation of an electrohydraulic total artificial heart. *ASAIO J* 1994; 40: M489.
- 33 Quaini E, Pavie A, Chieco S, Mambrito B. The Concerted Action "Heart" European registry on clinical application of mechanical circulatory support systems: bridge to transplant. The Registry Scientific Committee. *Eur J Cardiothorac Surg* 1997; 11: 182.
- 34 Conger JL, Inman RW, Tamez D, et al. Infection and thrombosis in total artificial heart technology: past and future challenges—a historical review. *ASAIO J* 2000; 46: S22.
- 35 Arabia FA, Copeland JG, Smith RG, et al. International experience with the CardioWest total artificial heart as a bridge to heart transplantation. *Eur J Cardiothorac Surg* 1997; 11(suppl): S5.
- 36 Gristina AG, Dobbins JJ, Giammara B, et al. Biomaterial-centered sepsis and the total artificial heart: microbial adhesion versus tissue integration. *JAMA* 1988; 259: 870.
- 37 Joyce LD, DeVries WC, Hastings WL, et al. Response of the human body to the first permanent implant of the Jarvik-7 total artificial heart. *Trans Am Soc Artif Intern Organs* 1983; 29: 81.
- 38 Mehta SM, Aufiero TX, Pae WE Jr, et al. Combined Registry For The Clinical Use Of Mechanical Ventricular Assist Pumps and the Total Artificial Heart in Conjunction with Heart Transplantation: Sixth Official Report-1994. *J Heart Lung Transplant* 1995; 14: 585.
- 39 Copeland JG, Pavie A, Duvieu D, et al. Bridge to transplantation with the CardioWest total artificial heart: the international experience 1993 to 1995. *J Heart Lung Transplant* 1995; 15: 94.
- 40 Copeland JG 3rd, Smith RG, Arabia FA, et al. 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(Suppl3): S92.
- 41 Copeland JG, Smith RG, Arabia FA, et al. The CardioWest total artificial heart as a bridge to transplantation. *Semin Thorac Cardiovasc Surg* 2000; 12: 238.
- 42 Chiang BY, Burns GL, Pantalos GM, et al. Microbially infected thrombus in animals with total artificial hearts. *Trans Am Soc Artif Intern Organs* 1991; 37: M256.
- 43 Didisheim P, Olsen DB, Farrar DJ, et al. Infections and thrombo-embolism with implantable cardiovascular devices. *Trans Am Soc Artif Intern Organs* 1989; 35: 54.