

# Biomecánica de la asistencia cardiocirculatoria

John Bustamante\*, Javier Valbuena\*\*

## Resumen

Desde que se estableció el trasplante cardíaco como procedimiento estándar para el tratamiento de la falla cardíaca terminal, la poca disponibilidad de donantes se convirtió en su mayor limitante ante la creciente demanda. Esta situación, concomitante con los acertados resultados obtenidos con los dispositivos de asistencia cardiocirculatoria mecánica (MCCAD, Mechanical Cardiac-Circulatory Assist Devices), promovió el uso de éstos como una opción, tanto para mejorar la tasa de supervivencia como la calidad de vida de los pacientes con insuficiencia cardíaca avanzada. La tecnología ofrece hoy una amplia gama de MCCAD, con diversas características y especificaciones de aplicación, que van desde los implantados por vía percutánea y quirúrgica, hasta los de uso transitorio de corto y largo plazo, los de soporte a un ventrículo y el reemplazo definitivo del corazón. Desafortunadamente, en este entorno terapéutico, los avances logrados con los dispositivos mecánicos se han evaluado desde un enfoque fisiológico, dejando de lado el aspecto biomecánico; este análisis limitado trae como consecuencia que la respuesta terapéutica no sea siempre exitosa o en algunos dispositivos hayan sido mayores sus impedimentos de aplicación que los beneficios. De esta manera, es fundamental hacer un análisis integral de estas técnicas, que incluya su entorno biomecánico, para comprender completamente su funcionalidad y aprovechar el potencial que han mostrado estos dispositivos médicos en la asistencia cardiocirculatoria.

*Insuf Card 2010;(Vol 5) 2:79-91*

**Palabras clave:** Falla cardíaca - Asistencia cardiocirculatoria - Dispositivos mecánicos - Biomecánica

## Summary

### *Biomechanics of cardiac-circulatory assistance*

*Since the transplant as standard procedure for heart failure treatment was established, the few donors' availability turned into biggest limitation in view of the increasing demand. This situation, concomitant with the relevant results obtained with mechanical cardiac-circulatory assist devices (MCCAD), promoted the use of these devices as an option so much to improve the survival as the quality of life of the patients with advanced heart failure. The medical technology offers nowadays a wide range of MCCAD, with diverse characteristics and specifications of application. Which go from the fixings for percutaneous way up to the surgical one, those of transitory use of shortly up to long term, and those of support to a ventricle up to the definitive substitution of the heart. Unfortunately, the advances achieved in the treatment of the heart failure with the mechanical devices have been evaluated only in the physiological environment, leaving of side the biomechanical aspect, for what seems that its therapeutic results not always are successful or are*

\* Médico Cardiólogo, Ph.D.; PostPh.D. Prótesis y Bioimplantes Cardíacos.  
Director Grupo de Dinámica Cardiovascular, Centro de Bioingeniería. Universidad Pontificia Bolivariana. Medellín. Colombia.  
Miembro Correspondiente Sociedad Argentina de Cardiología (SAC). Miembro de Número Sociedad Colombiana de Cardiología y Cirugía Cardiovascular (SCC). Medellín. Colombia.

\*\* Ingeniero Mecánico, *Fellow* en el área de Mecánica de Fluidos.  
Investigador, Grupo de Dinámica Cardiovascular, Universidad Pontificia Bolivariana. Medellín. Colombia.

**Correspondencia:** Dr. John Bustamante e Ing. Javier Valbuena  
Campus Universitario. Universidad Pontificia Bolivariana  
Cir. 1ª No 70 - 01, Medellín. Colombia.  
E-mail: grupo.cardiologia@upb.edu.co; john.bustamanteo@correo.upb.edu.co

Recibido: 09/03/2010  
Aceptado: 05/05/2010

*its impediments of application major than the benefits. It is fundamental to do an integral analysis of this cardiac therapy, which includes the biomechanical environment, to understand its functionality and to make use of the potential that these medical devices have showed in the cardiac-circulatory assistance.*

**Keywords:** Heart failure - Cardiac-circulatory assistance - Mechanical devices - Biomechanics

## Resumo

### *Biomecânica da assistência cardio-circulatória*

*Desde a criação do transplante, como procedimento padrão para tratamento da insuficiência cardíaca terminal, a limitada disponibilidade de doadores tornou-se seu maior limitação à demanda crescente. Esta situação, concomitante com os bons resultados obtidos com os dispositivos de assistência circulatória mecânica (MCCAD, Mechanical Cardiac-Circulatory Assist Devices) promoveu o uso desses dispositivos como uma opção, tanto para melhorar a sobrevida como a qualidade de vida dos pacientes com insuficiência cardíaca avançada. A tecnologia hoje oferece uma ampla gama de MCCAD, com diferentes características e especificações de aplicação, que vão desde aquelas implantadas por via percutânea e cirúrgica, até o uso transitório de curto e de longo prazo, aqueles de assistência ventricular, e a substituição definitiva do coração. Infelizmente, nesse ambiente terapêutico, os progressos no tratamento da insuficiência cardíaca com os dispositivos mecânicos têm sido avaliados a partir de uma abordagem fisiológica, deixando de lado o aspecto biomecânico; isso resulta em uma análise limitada que a resposta terapêutica nem sempre é bem sucedida ou em alguns dispositivos ter sido maior a sua deficiente aplicação que os benefícios. É fundamental fazer uma análise integral desta terapia cardíaca o que inclui o ambiente biomecânico, para compreender a sua funcionalidade e fazer uso do potencial que têm demonstrado estes dispositivos médicos na assistência cardio-circulatória.*

**Palavras chave:** Insuficiência cardíaca - Assistência cardíaco-circulatória - Dispositivos mecânicos - Biomecânica

## Introducción

La alta mortalidad por falta de apoyo circulatorio durante la cirugía cardíaca previo a la década del 50 creó la necesidad de desarrollar alternativas de soporte mientras el paciente era intervenido quirúrgicamente del corazón; dando origen al dispositivo mecánico al que se acuñó genéricamente como máquina de circulación extracorpórea<sup>1</sup>, a partir del cual fue posible establecer procedimientos más complejos con paro cardíaco.

El soporte circulatorio en el tratamiento de pacientes con insuficiencia cardíaca, más que como procedimiento de apoyo en la sala de cirugía, es una práctica de hace sólo algunas décadas; técnica terapéutica que se usa ya sea como apoyo temporal durante procesos patológicos cardiocirculatorios transitorios, o como asistencia prolongada o definitiva en trastornos irreversibles de la bomba cardíaca.

Las primeras aplicaciones experimentales llevadas a cabo en modelos animales, buscando suplir la función cardíaca, demostraron que algunos equipos ofrecían caudal sanguíneo suficiente para mantener las funciones vitales del organismo, pudiendo reemplazar al corazón por un tiempo limitado; aunque simultáneamente se encontró que ocasionaban trauma hemático, con severa producción de hemólisis, e importante trauma vascular, por la variación repentina de las condiciones hemodinámicas.

En la década del 60, comenzaron las primeras aplicaciones prácticas en el ser humano de diversos dispositivos que buscaban sustituir temporalmente el bombeo cardíaco. Al

término de la cual se implantó el primer corazón artificial (Liotta pump, 1969)<sup>2</sup>, como soporte previo a un trasplante cardíaco.

En la siguiente década, se pretendió cambiar el papel transitorio de la asistencia, mediante el desarrollo de nuevos corazones artificiales, como el Jarvik-7<sup>3</sup>, buscando reemplazar permanentemente la función de bombeo. Desafortunadamente, aunque el procedimiento inicial fue aparentemente exitoso desde el punto de vista mecánico, tuvo poca aceptación por parte de los cirujanos, debido a que estos dispositivos no ofrecían una calidad de vida aceptable para los pacientes.

Por esta razón durante la década del 80, algunos grupos presentaron nuevas alternativas y modelos de dispositivos que buscaban asistir al ventrículo más que reemplazar al corazón, pretendiendo mejorar la calidad de vida del paciente. Entre estos dispositivos se encuentran los desarrollados por *Abiomed, Penn State Medical Center y Texas Heart Institute*.

Desafortunadamente, problemas de biocompatibilidad, tromboembolismo, hemorragias y hemólisis, fueron un gran obstáculo para su aplicación; sin mencionar otras dificultades técnicas derivadas directamente de su mecanismo de funcionamiento, que no fueron consideradas con suficiente determinación. Como tampoco las derivadas del gran tamaño, que restringía la aplicación a pacientes de alta talla, requerir fuentes de potencia externa, que implicaban una conexión percutánea con alta propensión a la infección, y la restricción a la movilidad y autonomía del paciente.

Es así que en la última generación de dispositivos de asistencia cardiocirculatoria, se han aplicado novedosos desarrollos tecnológicos: las bombas de flujo continuo, para reducir el tamaño del dispositivo, como el *MicroMed-DeBake*<sup>4,5</sup>, y la transferencia de energía transcutánea (TET) usada en el *Lion Heart*<sup>6</sup> (*PSU heart*), para energizar el dispositivo sin necesidad de conexiones a través de la piel; resolviendo así algunos de los problemas de los dispositivos de la primera y segunda generación: el gran tamaño y las infecciones, a la vez que brindan mayor autonomía al paciente.

No obstante estos adelantos, varios de los problemas básicos de estos dispositivos mecánicos siguen vigentes, razón por la cual en la actualidad continúa la investigación y desarrollo en dos frentes: de un lado, en materiales y acabados superficiales biológicamente compatibles que minimicen la formación de trombos, y de otro lado en la optimización del mecanismo de acción biomecánica con el propósito de disminuir el trauma vascular y hemático, y mejorar la dinámica circulatoria.

Además de buscar la optimización del mecanismo de bombeo, también se vienen dando importantes adelantos en las técnicas de control de estos dispositivos, por métodos convencionales (no lineales) y no convencionales (redes neuronales y lógica difusa), para ajustar las condiciones de operación del dispositivo a la demanda fisiológica del paciente<sup>7,8</sup>; regulada por la demanda metabólica de oxígeno en reposo y en actividad física. Sin embargo, fijar los criterios de control para reproducir los mecanismos de regulación que tiene el corazón natural no es sencillo; particularmente en los dispositivos de asistencia ventricular de flujo continuo, porque el cambio de la presión de llenado y la variación del retorno venoso, son mecanismos naturales de autorregulación difíciles de duplicar para fijar un punto de operación estable del dispositivo mecánico. El propósito de este artículo es presentar los dispositivos de asistencia cardiocirculatoria con un enfoque biomecánico, permitiendo comparar el corazón con sus homólogas mecánicas, en las cuales se deben especificar los parámetros de funcionamiento (¿cómo lo hace?) y de operación (¿qué hace?); con énfasis en el flujo que generan y su desempeño (en términos de la eficiencia y potencia), buscando que sirva de apoyo en la interpretación de la experiencia acumulada con su uso en la falla cardíaca.

## Tipos de dispositivos

La variedad de dispositivos de asistencia cardiocirculatoria mecánica (MCCAD, *Mechanical Cardiac-Circulatory Assist Devices*) disponibles hoy para soportar la circulación o ayudar al corazón en su función de bombeo, se pueden agrupar por categorías<sup>9</sup>:

- *Dispositivos de soporte circulatorio* (CSD, *Circulatory Support Devices*), que ayudan a mantener las condiciones hemodinámicas (flujo sanguíneo y presión) temporalmente, lo que permite a su vez contrarrestar el progreso de la falla cardíaca.

- *Dispositivos de asistencia cardíaca* (CAD, *Cardiac Assist Devices*), que ayudan al bombeo cuando se presenta una enfermedad cardíaca severa; este grupo lo conforman los equipos de asistencia ventricular (VAD, *Ventricular Assist Devices*), que apoyan el bombeo del ventrículo insuficiente, y el corazón artificial total (TCD, *Total Cardiac Device*, o TAH, *Total Artificial Heart*), que sustituye al corazón nativo cuando se presenta falla terminal.

Las estadísticas con respecto a los dispositivos de soporte cardíaco CAD en general, muestran que sólo el 13% de los pacientes lo usan como implante definitivo, el 6% como terapia de recuperación, mientras el 80% es como puente al trasplante<sup>10</sup>.

Asimismo, se pueden agrupar a los MCCAD por parámetros funcionales u operativos según: tiempo de aplicación, forma de fijación y modo de operación. Cada parámetro determina condiciones de diseño: el tiempo de operación define el consumo de energía y características de la batería, así como confiabilidad biomecánica del equipo; la forma de fijación establece facilidad de aplicación y propensión a la infección; y el modo de operación determina tamaño, peso y mecanismo de accionamiento.

Según el tiempo de aplicación se agrupan como temporales y permanentes: con los MCCAD de aplicación temporal se busca mejorar el suministro de sangre al organismo, mientras el corazón se recupera de un evento transitorio (inflamatorio, hipóxico) o de un procedimiento traumático (poscardiotomía), cual es generalmente el propósito de los CSD; o para mantener la circulación sanguínea mientras se encuentra un donante para el trasplante cardíaco, que es el propósito de los VAD.

El grado de desarrollo alcanzado con los TAH ofrece la posibilidad de su aplicación a largo plazo para reemplazar el corazón nativo, cuando el paciente presenta contraindicaciones para el trasplante o éste no es posible por falta de donante. No obstante, a medida que se incrementa el tiempo de uso también aumentan las complicaciones tanto por fallas mecánicas, como por infecciones, hemorragias y trombosis.

Según la forma de fijación se agrupan como paracorporales e implantables. Los MCCAD paracorporales se posicionan fuera del cuerpo (extracorpóreos), de manera que permiten atender ágilmente las emergencias por choque cardiogénico e insuficiencia cardíaca aguda; es el caso de todos los CSD y algunos VAD. En cambio, los implantables se ubican dentro del cuerpo (intracorpóreos), en el tórax o abdomen, según el tamaño del dispositivo y del paciente, ya sea para recuperación ventricular o como puente al trasplante; es el caso de la mayoría de VAD y todos los TAH. En muchos de estos dispositivos, las conexiones de energía atraviesan la piel (percutáneos), propiciando la infección; sólo los modelos de última generación son completamente transcutáneos, eliminando esta dificultad. Sin embargo, todavía tienen un complejo manejo fisiológico y técnico, por lo que es difícil ajustar sus condiciones de operación en cada paciente.

De acuerdo con el modo de operación, se pueden agrupar

Tabla 1. Clasificación de los dispositivos de asistencia cardiocirculatoria mecánica (MCCAD)

MCCAD mecánicos		Parámetro funcional					
		Tiempo de operación		Modo de operación		Forma de fijación	
Acción terapéutica	CSD	temporal	permanente	pulsante	continuo	extracorpóreo	intracorpóreo
		X		X	X	X	
	VAD	X		X	X	X	X
	TAH	X	X	X		X	X

como pulsátiles o continuos. Algunos de los MCCAD generan un flujo periódico (pulsátil), igual al del corazón natural. El elemento de bombeo puede ser de dos tipos: de saco o de carcasa con diafragma. Otros, en cambio producen un flujo permanente (continuo), diferente al del corazón natural. El elemento de bombeo está constituido por bombas peristálticas, radiales (centrífugas) o axiales. En síntesis, para facilitar la definición de criterios de diseño y selección se pueden clasificar los dispositivos de asistencia cardiocirculatoria (Tabla 1) según el propósito terapéutico (filas) y caracterizarlos con los parámetros básicos (columnas).

### Entorno mecánico-fisiológico del bombeo cardíaco

Para evaluar el desempeño de los dispositivos de asistencia cardiocirculatoria mecánica (MCCAD) es necesario comparar sus características funcionales y operativas con las de su homóloga biológica, y así definir las condiciones biomecánicas que debe cumplir un dispositivo de asistencia para que su operación emule la del corazón nativo<sup>11,12</sup>. De esta comparación se obtienen los parámetros de la función de bombeo cardíaco que sirven como criterios para el diseño y el control de operación de los dispositivos de asistencia, tales como débito cardíaco, presión de expulsión, demanda energética y eficiencia operativa<sup>13</sup>. El funcionamiento del corazón como bomba hidráulica, se describe con el principio de desplazamiento positivo, según el cual la expulsión del líquido se debe al cambio de volumen de la cámara que lo contiene, lo que implica producir un flujo pulsátil<sup>14</sup>. Sin embargo, no opera como las *bombas volumétricas mecánicas* debido al carácter viscoelástico del miocardio y la autorregulación del volumen de expulsión con el de llenado (ley de Frank-Starling). El corazón puede mantener el débito cardíaco constante ante los cambios de resistencia vascular dentro del rango de presiones normales; por encima de dicho rango, los incrementos de presión provocan disminución del débito cardíaco, siguiendo el principio de conservación de cantidad de movimiento que rige la autorregulación inversa de la relación presión-caudal, como en las *bombas de corriente mecánicas*.

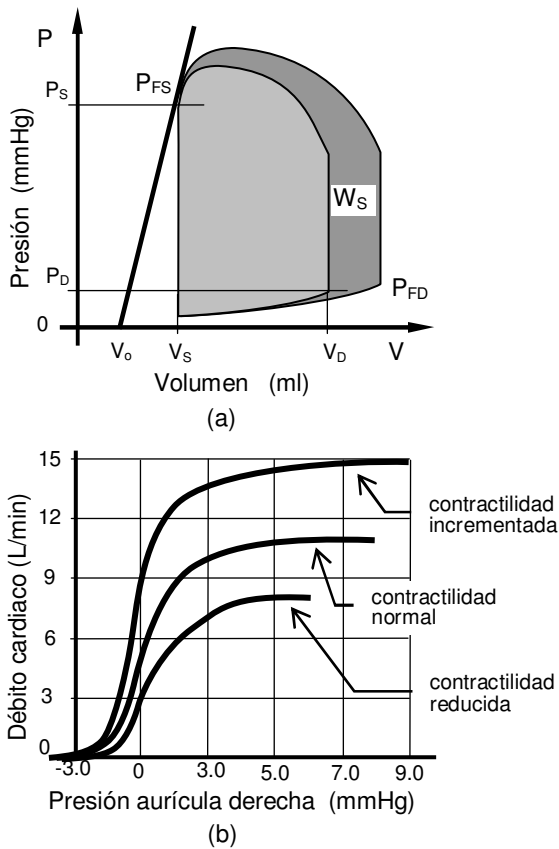
El funcionamiento de la bomba cardíaca depende de la capacidad del miocardio para convertir la energía bioquímica (suministro de oxígeno) en energía mecánica de deformación (contractilidad). Como consecuencia de la contracción, la cámara cambia de tamaño y forma, generando el incremento de la presión interna y la expulsión de la sangre. Es decir, a diferencia de las bombas mecánicas, el corazón en sí mismo integra tanto la fuente de potencia (miocardio) como el elemento de bombeo (cámaras cardíacas).

El miocardio consume parte de la energía en generar la tensión de expulsión con la que logra vencer la postcarga (red vascular) y expulsar la sangre; y el resto de la energía es consumida en soportar la tensión derivada de la precarga (llenado). Así, la energía consumida cuando el corazón está dilatado es significativamente más alta, ya que debe gastar energía adicional en soportar la tensión de pared, según la ley de Laplace<sup>13,15</sup>.

El miocardio, por su carácter viscoelástico, equilibra la tensión de pared (generada por los sarcómeros) con las presiones de entrada y salida de las cámaras cardíacas, por lo que la generación de potencia es afectada por el volumen acumulado en la cámara, según lo expresa la ley de Frank-Starling; fenómeno que no se presenta en las bombas mecánicas que tienen pared rígida. De esta forma, el mecanismo de autorregulación entre contractilidad, precarga y postcarga determina las características hidráulicas del bombeo: el débito cardíaco es afectado por los cambios de resistencia vascular (presión de descarga), pero puede ajustar la contractilidad (potencia) para mantener constante el flujo cuando la presión cambia.

La operación de la bomba cardíaca es afectada tanto por la autorregulación de los volúmenes de llenado y expulsión (ley de Frank-Starling) como por la de la relación presión-caudal (ley de cantidad de movimiento). En un enfoque hidráulico, la operación del corazón puede expresarse en términos de estas dos condiciones de la siguiente forma: el volumen de salida (débito cardíaco) es proporcional al volumen de entrada (retorno venoso), ver Figura 1; y el caudal o débito cardíaco es inverso a la presión de expulsión, si la contractilidad no varía (potencia constante) en caso de insuficiencia, ver Figura 2.

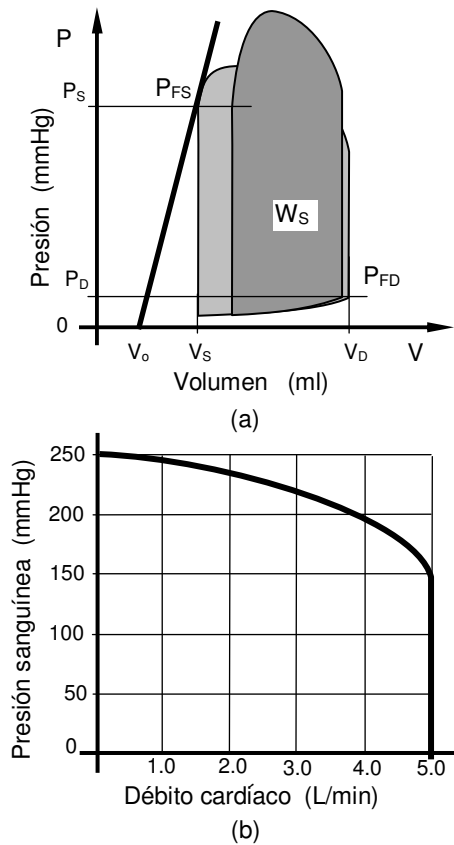
Sin embargo, debido a la capacidad de bombeo extra del corazón o reserva cardíaca, la curva presión-flujo (Figura



**Figura 1.** Relación presión de llenado y descarga en situación normal; expresado en términos de: (a) la relación presión-volumen, y (b) la relación presión auricular-débito cardíaco.

ras 1b y 2b) muestra un débito cardíaco variable con la presión de descarga, como ocurre en las bombas de corriente mecánicas. Adicionalmente, como la capacitancia ventricular es variable y la presión intracavitaria cambia con la contractilidad, no siempre el flujo de descarga es equivalente al flujo de entrada; como lo hace una bomba mecánica conectada a una red cerrada. De ahí que para analizar las variaciones entre ambos flujos, de entrada y salida, hay que utilizar la correlación que tienen ambos con la presión de la aurícula derecha (Figura 3): los dos flujos se estabilizan, alrededor de un valor aproximado de 5 L/min, cuando la presión en la aurícula es de 0 mm Hg<sup>16</sup>. Es por este motivo que se usa la relación presión-volumen para analizar la operación de la bomba cardíaca durante el ciclo (Figura 1a y 2a).

El área dentro de la curva P-V representa el trabajo de bombeo realizado por el ventrículo durante la expulsión; mientras que el área total bajo la curva corresponde al trabajo total ejecutado por el corazón en cada ciclo. La pendiente de la línea que pasa por el volumen muerto y el punto tangencial de la curva P-V es un reflejo del estado contráctil del ventrículo (Figura 2a). El desempeño de la bomba cardíaca se cuantifica con la potencia, que establece la relación entre el trabajo realizado y el tiempo en el cual se ejecuta<sup>17</sup>. Como máquina hidráulica, el corazón requiere de un suministro de energía o potencia consumida, para realizar el trabajo de bombeo o potencia hidráulica. De manera práctica, se evalúa la potencia hidráulica como el



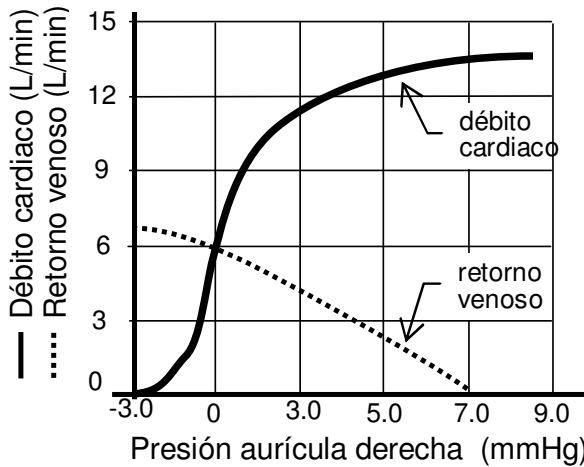
**Figura 2.** Relación presión-caudal en condición normal; expresado en términos de: (a) la relación presión-volumen, y (b) la relación presión sanguínea-débito cardíaco.

producto de la presión generada durante la expulsión por el cambio de volumen ventricular en el tiempo sistólico; mientras que la potencia consumida, se estima por la cantidad de oxígeno que requiere el miocardio en cada contracción. Como ejemplo, un corazón de un adulto sano en reposo con 72 PPM, genera una presión arterial máxima de 120 mm Hg y expulsa 80 mL min<sup>-1</sup>, lo que equivale a una potencia hidráulica de 1 Julio por latido; y requiere 90 mL min<sup>-1</sup> de flujo sanguíneo coronario por cada 100 g de ventrículo izquierdo, del que extrae 128 mL de oxígeno por litro de sangre durante el ciclo, lo que equivale a una potencia consumida de 6 Watt<sup>18</sup>.

Eficiencia de una bomba es el término relacionado con el rendimiento de la bomba en términos del aprovechamiento de la potencia. La eficiencia cardíaca relaciona la potencia hidráulica (trabajo útil sobre el fluido) con la energía consumida (consumo de oxígeno) durante un latido, alcanzando normalmente valores entre 16 y 20%.

El sistema cardiovascular conforma un circuito cerrado de flujo, donde la red (vasos sanguíneos) afecta las condiciones de operación de la bomba (corazón) en dos formas: regulando la presión de suministro (retorno venoso) y variando la resistencia hidráulica (resistencia vascular), ya sea por constricción de los vasos o rigidez de la pared; efectos que son evaluados con la pre y postcarga.

El sistema vascular está adaptado al tipo de bombeo del corazón: pulsatilidad del flujo y ajustes del caudal según la demanda. En este sentido, la sangre impulsada por el



**Figura 3.** Relación de flujo de descarga (débito cardíaco) y entrada (retorno venoso) con la presión de la aurícula derecha.

corazón ingresa al lecho vascular dando lugar a eventos hidrodinámicos caracterizados por: a) un flujo cíclico, que avanza con una frecuencia determinada; b) una presión fluctuante, que transmite tensión y vibración a la pared vascular; c) un esfuerzo de flujo variable en el tiempo, pero estable durante cada etapa del ciclo; d) un perfil de velocidad definido por los cambios repentinos de presión<sup>17</sup>.

De estos eventos se derivan reacciones como: distensión del vaso sanguíneo, que amortigua la onda de pulso; estimulación cíclica de la pared vascular, con efecto en los barorreceptores; apilamiento de los eritrocitos con reducción de la viscosidad sanguínea, disminuyendo el trabajo de bombeo; modulación de la concentración y dispersión de eritrocitos en el torrente sanguíneo, favoreciendo la perfusión de todas las ramificaciones; y acondicionamiento del flujo para el retorno venoso.

Se aduce que la perfusión distal óptima se consigue por el pico de onda de presión, de modo que si desaparece esta onda de pulso se produciría un trastorno en la microcirculación, posiblemente, debido a que la presión crítica de cierre en las arteriolas precapilares se alcanza más pronto con flujo continuo. Así mismo, la onda de presión es responsable del tono vascular, por lo tanto, la ausencia del estímulo pulsátil puede provocar fenómenos como vasodilatación periférica. Es por esto que eliminar el estímulo periódico sobre la pared vascular durante tiempos prolongados, puede alterar el estado del sistema circulatorio, con limitación en la perfusión tisular<sup>19,20</sup>.

### Biomecánica de los dispositivos de asistencia cardiocirculatoria

La comprensión de las características del bombeo cardíaco es fundamental para definir aspectos de diseño y aplicación de los MCCAD, tales como: determinar forma, tamaño y peso del dispositivo; manejar los efectos del tipo de flujo generado; fijar criterios de control (función general y adaptación al paciente); optimizar el suministro de energía (reducir el consumo para mantener condiciones

hemodinámicas y autonomía del paciente); acoplar el dispositivo al ventrículo asistido; minimizar el trauma vascular y la hemólisis. Lo cual está enmarcado en dos términos diferentes pero complementarios: funcionamiento y operación.

### Funcionamiento de los dispositivos

Desde el punto de vista terapéutico, podría pensarse que los MCCAD en cada una de las categorías descritas: soporte circulatorio y asistencia cardíaca, deberían brindar un funcionamiento semejante entre sí; pero en realidad tiene muchas diferencias, derivadas de sus características funcionales: en unos es más fácil regular el caudal que la presión, unos generan flujo pulsátil y otros continuo, y por su configuración unos son más estables que otros.

Estas son las razones por las cuales desde el punto de vista biomecánico se podría asignar un parámetro funcional prioritario, según se describió, a cada tipo de MCCAD: los CSD con la variable que soporta (flujo o presión), los VAD con el modo de operación (pulsátil o continuo) y los TAH con el tiempo de operación (temporal o permanente). Los demás parámetros serán criterios de diseño determinados por requerimientos terapéuticos u operativos: los CSD serán pulsátiles o continuos y definitivamente extracorpóreos y de corta aplicación, los VAD serán intra o extra-corpóreos y generalmente temporales, y los TAH, generalmente, pulsátiles y con tendencia a ser permanentes.

### A- Dispositivos de soporte circulatorio (CSD)

#### GENERADORES DE PRESION

*Balón intra-aórtico de contrapulsación (IABP).* Este dispositivo ha mostrado adecuada respuesta funcional, que unido a su fácil aplicación, son los motivos por los cuales es el dispositivo más utilizado entre los MCCAD. El dispositivo consiste en un balón inflable, el cual se posiciona en la aorta. Su funcionamiento consiste en inflar-desinflar el balón intermitentemente y su operación se controla con señales del electrocardiograma (ECG) o de la presión sanguínea. La geometría del balón es un factor importante en el efecto hemodinámico, al igual que la presión de operación.

A diferencia de los otros dispositivos de soporte, el IABP no genera flujo, sino un aumento de presión a expensas del volumen contenido en la cámara aórtica, por lo tanto es indispensable que haya un débito cardíaco mínimo para su aplicación, que se cifra en un índice cardíaco de 1,5 L/min/m<sup>2</sup>. No obstante, puede incrementar el débito cardíaco hasta en 0,5 L/min.

#### GENERADORES DE FLUJO

*Soporte vital extracorpóreo.* Mediante una bomba de pistón la sangre es tomada del sistema venoso y retornada a la circulación venosa (bomba veno-venosa) o a la arterial

(bomba veno-arterial).

Es una técnica muy funcional: requiere de un sencillo procedimiento de fijación y es un equipo portátil, permitiendo su utilización fuera del quirófano.

**Hemobomba.** Es una bomba con impulsor en forma de hélice (denominado tornillo de Arquímedes), que funciona con el principio gravimétrico, es decir, intercambiando formas de energía potencial; distinto a lo que hacen las bombas axiales, que convierten trabajo en velocidad. Tiene velocidades de operación muy altas (25000 RPM). El impulsor es accionado por un motor externo que transmite movimiento de rotación al eje mediante un cable.

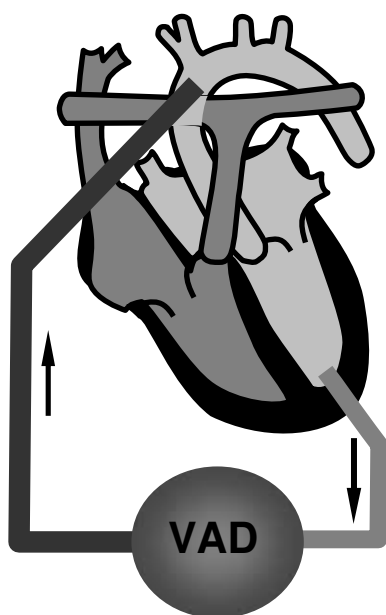
El impulsor está dividido en secciones, de manera que mientras unas aspas rotan para succionar la sangre, otras permanecen fijas para estabilizar el flujo.

Se monta en una cánula que se pasa a través de la válvula aórtica, succionando sangre del ventrículo y descargándola en la aorta. Genera un flujo continuo de 3-5 L/min.

Las aspas rotatorias no provocan tanta hemólisis, como las bombas radiales, aunque su velocidad de operación es muy alta; pero no es clara la causa de este beneficio, que puede ser de origen mecánico, por fuerzas de repulsión viscosa, o eléctrico, por corrientes parasitas.

**SopORTE circulatorio percutáneo (TandemHeart).** Es una bomba radial (centrífuga) diseñada para operar en paralelo con el corazón, con el propósito de revertir los efectos hemodinámicos del choque cardiogénico; así como la estabilización hemodinámica durante el pre y post soporte con máquinas de circulación extracorpórea.

El impulsor se fija por levitación magnética. Genera flujo continuo de 3-5 L/min de sangre. De rápida conexión con cánulas percutáneas: la succión se inserta a través



**Figura 4.** Esquema de fijación del dispositivo de asistencia ventricular izquierda: succión de sangre en la parte inferior del ventrículo y descarga en la aorta ascendente.

de la vena femoral, por la cual avanza hasta la aurícula izquierda después de atravesar el septum atrial; mientras que la descarga se inserta a través de la arteria femoral, entregando sangre oxigenada a la circulación periférica. Dado que soporta parte de la circulación sistémica reduce la postcarga del ventrículo izquierdo.

### **B- Dispositivos de asistencia ventricular (VAD)**

Son dispositivos que funcionan en paralelo con el corazón nativo (Figura 4) con el propósito de reducir la carga del ventrículo enfermo. El dispositivo toma la sangre del ápex ventricular y la envía a la aorta. Todos los VAD son generadores de flujo, es decir, mejoran el débito cardíaco más que la presión de expulsión. El flujo que entregan puede ser pulsátil o continuo.

#### **DISPOSITIVOS DE FLUJO PULSATIL**

Funcionan con el principio hidráulico de desplazamiento positivo, igual que el corazón: el fluido aumenta la energía potencial (presión) debido a la energía mecánica (trabajo) aplicada por un elemento móvil (desplazador), que disminuye el volumen de la cámara que contiene el fluido. También son denominadas bombas volumétricas.

El elemento desplazador puede tener movimiento alternativo (reciprocante) que comprime o reduce el tamaño de la cámara, o rotativo, con giro excéntrico que cambia el volumen de la cámara.

En estos dispositivos no hay relación directa entre la presión y el flujo: el flujo depende del tamaño de la cámara y la frecuencia de operación, mientras que la presión es proporcional a la potencia de operación. Por lo que cada variable es controlada separadamente. La relación caudal-frecuencia es la base para evaluar la operación de este tipo de bombas.

Cuentan con varios componentes móviles que consumen mucha energía de operación, por lo que se reduce su eficiencia.

Pueden dividirse en tres clases según el elemento de bombeo y mecanismo de accionamiento: de saco, peristáltico y de diafragma.

**De saco.** Es el dispositivo implantable más ampliamente usado para la asistencia cardíaca. Emplea un saco flexible que es comprimido cíclicamente para expulsar el volumen contenido en su interior. A este grupo pertenece el Abiomed™ BVS® (Abiomed, Inc.), dispositivo de doble cámara de uso externo.

**Peristáltico.** Dispositivo que desplaza el líquido contenido en un tubo flexible mediante la compresión del tubo de un extremo a otro. A este grupo pertenecen la bomba *roller* de la máquina de circulación extracorpórea y algunos de los primeros prototipos de VAD con los cuales se establecieron criterios para reducir el trauma hemático<sup>21</sup>.

**De membrana o diafragma.** Usa una membrana que es

desplazada periódicamente por acción de un mecanismo recíprocante para expulsar el volumen contenido en una cámara rígida.

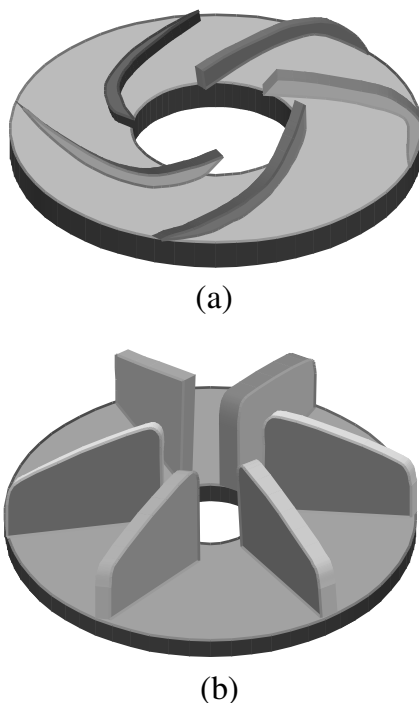
A este grupo pertenece el HeartMate® (*Thermo Cardiosystems*), Thoratec® (*Thoratec Laboratories*), Novacor® (*Cedex, France*), dispositivos que son implantados en el abdomen o tórax.

## DISPOSITIVOS DE FLUJO CONTINUO

Funcionan con el principio de cantidad de movimiento: el fluido aumenta la energía cinética (velocidad) debido a la energía mecánica (trabajo) aplicada mediante la rotación de un cuerpo sumergido en el líquido, denominado impulsor. También son denominadas bombas de corriente.

Los dispositivos de flujo continuo pueden ser bombas de flujo radial o axial. En las bombas de impulsor radial (centrífugas), la velocidad sólo cambia en dirección del radio, creando una fuerza centrífuga, que es el caso de la mayoría de los VAD de flujo continuo; en cambio en las bombas de impulsor axial, la velocidad sólo cambia en dirección del eje, por lo que no hay fuerza centrífuga, que es el caso de los modelos de DeBakey y Jarvik 2000.

En estos dispositivos, a diferencia de los pulsátiles, hay una relación proporcional inversa entre el flujo y la presión de operación: si aumenta la cantidad de líquido expulsado, disminuye la presión de salida. Esta característica de operación autorregulada facilita las condiciones de control: la relación flujo-presión es la base para evaluar el desempeño de este tipo de bombas; pero dificulta la adaptación al paciente, pues en la circulación todas las variables son transitorias.



**Figura 5.** Impulsor de bomba radial con alabe: (a) curvo y (b) recto.

Como tienen una sola parte en movimiento, que además es simple (rotación), consume poca energía para su operación.

Ambas, tanto la radial como la axial, introducen una fuerza de aceleración y estrés cortante en la sangre, debido a la alta velocidad de rotación.

**Bomba radial (centrífuga).** La sangre entra en la carcasa fluyendo hacia el impulsor, el cual incrementa la velocidad de la sangre imprimiéndole aceleración centrífuga y generando así el flujo sanguíneo, que sale radialmente de la carcasa a través de una sección divergente con el fin de incrementar la presión de salida.

El impulsor puede ser de aspas curvas (Figura 5a), con un desempeño de alta eficiencia, como es el caso del Ventracor y Miti-Heart. También puede tener aspas rectas (Figura 5b) con el impulsor en forma de cono, como el VentrAssist<sup>22</sup>.

**Bomba axial.** La sangre pasa a través de un eje con aspas (impulsor), dispuesto en un conducto tubular que tiene las secciones de entrada y salida paralelas al flujo (Figura 6). El impulsor imparte la aceleración al fluido, incrementando la presión sanguínea. Este es el caso del VAD DeBakey, Jarvik 2000® (R. Jarvik), bombas diseñadas para asistencia prolongada.

El desarrollo de los VAD de flujo continuo abre una nueva alternativa, ya que estos se anticipan como la siguiente generación de dispositivos implantables; debido a su tamaño compacto, facilidad de manejo y ausencia de válvulas, características por las que ha ganado preferencia de los clínicos como VAD implantable. No obstante, aún es cuestionado como soporte prolongado o permanente.

## C- Dispositivos de asistencia cardíaca total (TAH)

### Corazón artificial

Partiendo de la definición de corazón artificial, como una prótesis mecánica capaz de sustituir al corazón nativo, tanto desde el punto de vista mecánico-fisiológico, que permite la funcionalidad; como en las características morfológico-anatómicas, que permiten su implantación intracorpórea (torácica), se han desarrollado múltiples prototipos<sup>23,24</sup>.

En la actualidad, existen varios modelos que funcionan por el principio de desplazamiento positivo y por lo tanto generan flujo pulsátil; entre los que cabe resaltar el Jarvik, por ser el primer TAH que se usó. El TAH se ha caracterizado



**Figura 6.** Impulsor de la bomba axial (*Micro-Med DeBakey®*).

por ser de aplicación temporal; sin embargo, el modelo Lion Heart o Pennsylvania State University (PSU) fue de los primeros que se concibió como opción permanente. Dentro de los dispositivos totalmente implantables, se vienen desarrollando equipos en los cuales el mecanismo de expulsión y el de movimiento están incorporados en una unidad accionada mediante energía eléctrica, y se reemplaza la conexión a una fuente externa con una batería que se recarga por inducción transcutánea.

### Operación de los dispositivos

Como se mencionó antes, el corazón nativo basa su funcionalidad en el carácter viscoelástico del miocardio y su contractilidad, características que determinan a su vez las condiciones de operación: llenado y vaciado de las cámaras, de acuerdo con las relaciones flujo-frecuencia, presión-volumen (ley de Frank-Starling) y esfuerzo-deformación (ley de Laplace). Condiciones operativas que no comparte precisamente con los MCCAD, tanto por la configuración como por el principio que rige la operación.

En la configuración de los MCCAD, la fuente de potencia está separada del elemento de bombeo y dado que éste es de material semirrígido, la generación de potencia no es afectada ni por el volumen de trabajo ni por la presión de flujo, porque ninguna de los dos deforma la pared. La operación de los MCCAD es determinada, al igual que su funcionamiento, por el principio que los rige; así, en los de flujo pulsátil (bombas volumétricas): la relación presión-caudal es independiente, el caudal varía con la frecuencia (como en el corazón) y la presión depende de la potencia; en cambio, en los de flujo continuo (bombas de corriente): si existe autorregulación de la relación presión-caudal (como en el corazón), pero es el caudal el que varía con la potencia.

La condición que comparten el corazón y los MCCAD, como máquinas hidráulicas, es que debe haber una diferencia de presión positiva en la entrada que empuje el líquido hacia la carcasa, denominada cabeza de succión neta positiva (NPSH, *Net Positive Suction Head*); porque un fluido no soporta esfuerzo de tensión, es decir no puede ser halado. De no cumplir esta condición el dispositivo no opera o reduce significativamente su eficiencia por cavitación.

Es conveniente identificar las características biomecánicas tanto de funcionamiento como de operación de la bomba cardíaca, así como las reacciones del lecho vascular ante dichas características, para establecer los parámetros relevantes que sostienen la función circulatoria; considerando que el corazón genera flujo pulsátil por funcionar bajo el principio de desplazamiento positivo, y que autorregula la relación presión-caudal por operar bajo el principio de cantidad de movimiento.

El desempeño de los MCCAD se evalúa, al igual que el corazón, con los parámetros de trabajo externo, potencia y eficiencia. Del lado hidráulico, la relación entre la presión de expulsión y el flujo entregado determinan el trabajo

de bombeo; mientras que del lado energético, se debe establecer la cantidad de energía requerida para expulsar la sangre a una presión específica, o potencia consumida. La razón matemática de estas dos relaciones determina la eficiencia de la bomba.

### Diferencias entre los MCCAD

Como se afirmó antes, los MCCAD comparten muchos aspectos funcionales entre sí, por estar diseñados con los mismos principios físicos; no obstante su operación y aplicación difieren considerablemente tanto en sus características operativas como en los requerimientos de control que impone su aplicación.

Para controlar la operación de los CSD se regulan las variables hemodinámicas presión y flujo; mientras que en los VAD se debe considerar además la frecuencia o velocidad de giro según el tipo, así como la capacidad residual del ventrículo insuficiente al cual se acopla el VAD; por su parte en los TAH además de todos los parámetros anteriores se deben incluir otros factores metabólicos, humorales y neuronales.

### DISPOSITIVOS DE ASISTENCIA VENTRICULAR

Las evidencias tras el uso de los diversos tipos de VAD demuestran que además de servir como puente al trasplante, también se pueden aplicar como terapia de recuperación, basada en el concepto de revertir la remodelación del miocardio, por reducción de la postcarga cardíaca. El

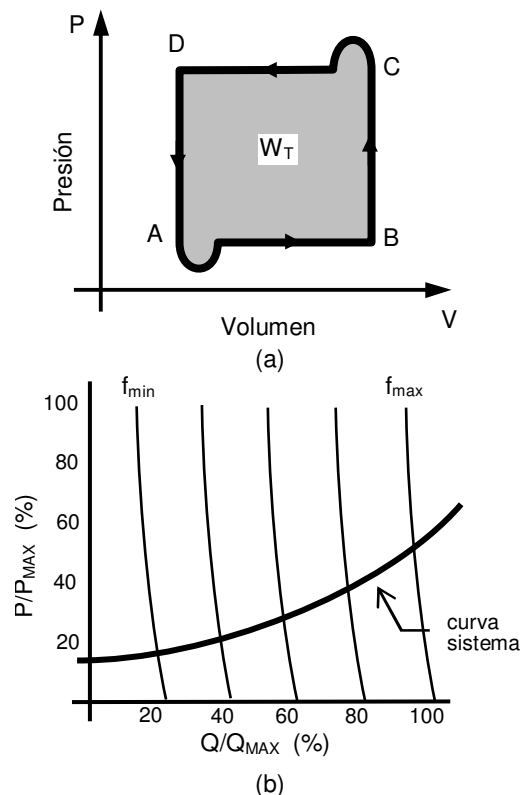


Figura 7. Curva de operación de los dispositivos de flujo pulsátil, expresada en términos de las relaciones: (a) P-V y (b) P-Q.

primer impacto de un VAD es modificar la geometría de las cámaras cardíacas<sup>25</sup>. Dado que el VAD reduce la postcarga, se disminuye la presión intracavitaria, y con ella el volumen de la cámara asistida, proporcional a la capacitancia; por su parte, el equilibrio en la nueva condición de presión interventricular redistribuye la tensión del miocardio, modificando la forma del ventrículo asistido, según la ley de Laplace.

El otro efecto importante de los VAD es el tipo de flujo que producen: pulsátil o continuo. Las características del flujo pulsátil, sus beneficios y consecuencias, así como los efectos derivados de su desaparición de la circulación se relacionan con la respuesta vascular<sup>14</sup>.

#### Operación de los VAD de flujo pulsátil

Para analizar la operación de un VAD pulsátil se utiliza la relación presión-caudal (Figura 7b), porque a diferencia del corazón la relación presión-volumen (Figura 7a) es constante: el volumen lo fija el tamaño del dispositivo y la presión la determina la potencia de la fuente de energía, con el siguiente ciclo de operación: al comienzo se abre la válvula de admisión (punto A) y la cámara del dispositivo se llena con sangre proveniente de la conexión con el ventrículo, mientras la presión permanece constante e igual a la del ventrículo (tramo A-B). Luego se activa el dispositivo mecánico, elevando la presión dentro de la cámara (tramo B-C), proporcional a la potencia, y abre la válvula de expulsión (punto C). Entonces el diafragma se desplaza reduciendo el volumen de la cámara y expulsando el contenido a presión constante (tramo C-D), descargando el flujo sanguíneo en la aorta. Finalmente, se retrae el diafragma por acción del mecanismo, generando succión (tramo D-A) que cierra la válvula de expulsión y abre la de admisión, para volver a llenar el dispositivo y repetir el ciclo.

La relación presión-caudal ( $P-Q$ ) se caracteriza por curvas que desplazan su posición con la variación de la frecuencia (a volumen constante) y el punto de operación lo determina la línea horizontal de presión constante (Figura 7b).

Los VAD se caracterizan por operar a frecuencias entre 80-150 PPM para entregar entre 5-8 L/min, generados presiones entre 90-100 mm Hg. La energía requerida para ejecutar este trabajo depende del dispositivo de bombeo (saco o diafragma) y del mecanismo de pulsación. La potencia requerida es de 6-10 W y la eficiencia total alcanza entre el 20-25%.

Para regular los cambios de flujo entre el reposo (4-5 L/min) y la actividad física (8-9 L/min), es suficiente con variar la frecuencia de trabajo, para lo cual se aprovecha las señales del ventrículo asistido, por lo que cuentan con un método de control relativamente simple y confiable.

#### Operación de los VAD de flujo continuo

La operación está autorregulada por el principio de cantidad de movimiento, que mantiene constante la energía suministrada al dispositivo ( $W = Q \times P$ ), por lo tanto la relación  $P-Q$  es inversa: aumentos del flujo se compensan con reducción de la presión.

Para analizar la operación de este tipo de VAD se utiliza la

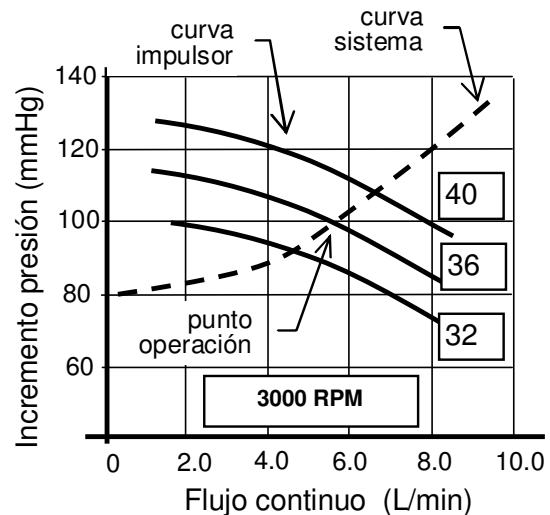


Figura 8. Curva de operación de los dispositivos de flujo continuo, en términos de la relación  $P-Q$ .

relación  $P-Q$ , porque el caudal y la presión son resultado de variar la velocidad de giro del impulsor. El tamaño de la carcasa determina la capacidad volumétrica del dispositivo.

La curva de operación se caracteriza por líneas cóncavas o aplanadas, según la forma del impulsor: alabes curvos en las primeras y rectos en las segundas. Las curvas se desplazan en función del diámetro del impulsor y la velocidad de giro (Figura 8). El punto de operación lo determina la intersección de la presión y el caudal esperados sobre la curva correspondiente al diámetro y la velocidad.

Los VAD radiales (centrífugos) se caracterizan por operar entre 2500-3500 RPM, para generar un flujo entre 5-9 L/min, alcanzando una presión de 100-120 mm Hg.

En estos dispositivos, la potencia es proporcional al flujo, que a su vez es proporcional a la velocidad de giro: para un flujo de 5 L/min gira a 2500 RPM y consume una potencia promedio de 5 W, dependiendo del diseño de los alabes del impulsor (rectos o curvos) y la geometría de la carcasa (que favorezca la formación de corriente estable y evite la recirculación). En los VAD actuales, la eficiencia hidráulica está entre 30-60%, para un débito cardíaco mayor a 5 L/min.

En los modelos optimizados caracterizados por carcasas sin puntos de estancamiento, con tolerancias que eliminan zonas de altos esfuerzos e impulsores sostenidos por levitación magnética, se puede alcanzar un índice normal de hemólisis (NIH)<sup>26</sup> de 0,011 g/100L; alto si se compara con modelos pulsátiles que están por debajo de 0,005 g/100 L.

El VAD axial (DeBakey)<sup>4</sup> tiene su mayor beneficio en el tamaño: diámetro de 22 mm y una longitud de 86 mm. Con una velocidad de giro mayor de 10000 RPM, para generar 5-6 L/min y una presión de 100 mm Hg, requiere una potencia de 10 W.

No obstante los altos valores de velocidad y potencia entregada, el índice de hemólisis (plasma con hemoglobina libre) es de 0,5 a 3 mg/dL. Valor que implica un NIH más bajo que el de las bombas centrífugas.

Aunque los VAD continuos tienen ventajas de diseño y fabricación (no requieren válvulas y tienen sólo un componente móvil), además de tener una operación autorregulada, su control de operación es difícil porque no hay parámetros fisiológicos claros para regular su operación y se desconocen las consecuencias de mantener el flujo continuo por largo plazo: tanto en las condiciones hemodinámicas (alteración de la forma de la onda de presión<sup>27</sup>) como en los componentes del sistema (daños en el eritrocito y en el vaso).

A lo anterior hay que agregar la dificultad de empalmar el flujo de dos bombas diferentes: el VAD que genera un caudal continuo que depende de la velocidad de giro, y el ventrículo que genera flujo pulsátil que depende de la frecuencia. Las investigaciones en modelos animales<sup>28</sup> muestran que las bombas de corriente usadas en los VAD están sujetas a la condición pulsátil del corazón natural. Al ser implantadas, se ha observado que el caudal total entregado (suma del VAD y el ventrículo), no sólo depende de la presión y de la velocidad de giro de la bomba, sino que se debe mantener una relación entre el caudal de asistencia y el total entregado, dependiendo de la integridad del ventrículo. Resultados que muestran que el caudal generado durante la asistencia no sólo es regulado por la potencia hidráulica del VAD, sino también por la funcionalidad que pueda tener el ventrículo asistido. Por lo tanto, el sistema de control de los VAD continuos debe incluir información de la operación del corazón natural.

## CORAZON ARTIFICIAL TOTAL

Los TAH usan bombas volumétricas, siendo el equivalente a dos VAD en la misma carcasa (asistencia bi-ventricular), por lo tanto sus condiciones de operación son las mismas descritas para los VAD pulsátiles. Pero como también se mencionó, la diferencia está en el protocolo de control de operación, el cual debe monitorear el metabolismo del paciente y coordinar la operación entre las dos bombas, para que imiten las características del corazón nativo: volumen ventricular izquierdo ligeramente mayor que el derecho, leve retraso en inicio del ciclo en el ventrículo derecho, postcarga izquierda varias veces mayor que la derecha; y sobre todo que se adapte al retorno venoso.

Los TAH se caracterizan por un volumen latido entre 50-60 mL; la diferencia operativa en volumen latido se logra con el sistema de control<sup>29</sup>. Pueden entregar de 4-5 L/min a una frecuencia de operación entre 80-90 PPM, generando presiones de descarga superiores a 100 mm Hg en el lado izquierdo y 25 mm Hg en el derecho, para las condiciones de reposo; y puede alcanzar un pico de 9-10 L/min a 160 PPM, durante la actividad física. En condiciones normales (80 PPM) consumen aproximadamente 13 W y con flujo máximo (160 PPM) demandan hasta 19 W. Puede alcanzar una eficiencia hidráulica máxima aproximada de 15% en el punto medio del rango de trabajo (120 PPM).

El sistema de control del TAH debe monitorear dos aspectos fisiológicos<sup>29</sup>: cambios en la demanda metabólica y coordinación del vaciado-llenado de las cámaras en respuesta

a variaciones del retorno venoso. Para ello se determina el nivel de hemoglobina en la sangre en cada cámara y se calcula la saturación de oxígeno correspondiente; estos datos combinados con el flujo expulsado (obtenido con el volumen latido calibrado y la frecuencia de operación correspondiente) se usan para estimar el consumo de oxígeno del paciente mediante la ley de Fick.

Por su parte, el segundo aspecto se controla en el TAH, variando la velocidad de expulsión de la cámara izquierda en respuesta al tiempo de llenado de la cámara derecha. Mientras que en el corazón nativo este factor se regula por la ley Frank-Starling (por el carácter viscoelástico del miocardio).

## Interacción mecánico-fisiológica

El proceso de desarrollo de los CAD planteó una nueva controversia en la aplicación de los dispositivos de asistencia parcial (VAD) y total (TAH), porque algunas investigaciones en modelos animales mostraron que dispositivos mecánicos de flujo continuo también podían mantener la circulación sin trastornos mayores evidentes. Resultados que han sido constatados con el uso de modelos de VAD de flujo continuo implantados en humanos, que han mostrado respuestas hemodinámicas, físicas y neurales aparentemente normales<sup>30</sup>.

De otro lado, desde las primeras pruebas con los MCCAD pulsátiles, se demostró que las bombas no deben generar curvas de presión de rápido ascenso, ya que producen una presión de llenado sistémico media mayor que la fisiológica, provocando represamiento de la sangre particularmente en las arterias (vasos capacitivos), debido a la respuesta elástica vascular, ocasionando trauma de la pared por exceso de distensión. También se debe considerar la vibración causada por la operación del mecanismo de bombeo como una fuente de perturbación, que introduce oscilaciones distintas a la del corazón nativo; las cuales pueden interferir en los mecanismos normales de control de la circulación: los barorreceptores. Dichas oscilaciones, dentro de ciertos límites durante la etapa temprana de la asistencia, pueden ser compensadas, pero al final pueden alterar los barorreceptores, llevando a inestabilidad o choque circulatorio.

## Discusión

Las condiciones de operación ofrecidas por los dispositivos de asistencia mecánica no cumplen completamente con las condiciones identificadas en el corazón natural. Ya que los MCCAD tienen separada la fuente de potencia y el dispositivo de bombeo, la fuente de energía ha sido un problema para su aplicación; además la pared de las cámaras de bombeo es semirrígida de manera que la presión del fluido no deforma la cámara, así la relación de *compliance* entre la estructura contenedora y el fluido se pierde; adicionalmente, las condiciones de operación del dispositivo cambian según su tipo: en los de flujo continuo

La relación presión-flujo es autorregulada, en cambio en los de flujo pulsátil las dos variables son controladas independientemente. La condición de operación que comparten los MCCAD y el corazón son las condiciones de llenado: si no hay una diferencia de presión positiva en la entrada, no se suministra el flujo mínimo establecido, y el dispositivo no opera o reduce significativamente su eficiencia.

La comparación de la condición biomecánica de los dos tipos de flujo, pulsátil y continuo aporta criterios fundamentales para interpretar los resultados obtenidos hasta hoy y favorecer la optimización de los VAD. Surge de esta discusión el interés por comprender la reacción del organismo ante el flujo continuo producido por las bombas de corriente, ya que estos tienen ventajas biomecánicas muy atractivas comparados con los de flujo pulsátil, tales como: diseño simple, fácil fabricación, operación estable, pequeño tamaño, no requiere válvulas y menor consumo de energía; sin pasar por alto que los últimos modelos de asistencia ventricular de flujo continuo han mostrado que además de ser fáciles de implantar, tienen un beneficio adicional porque usan conductos de menor diámetro que producen menos daño en el miocardio.

De los resultados obtenidos hasta el momento de la aplicación de los MCCAD, se ha generado el interés por optimizar su diseño, buscando mayor autonomía del paciente, con la eliminación de los riesgos de infección que representan las conexiones que penetran en el interior del cuerpo. En los prototipos actuales, se ha eliminado la fuente de energía externa, usando baterías internas recargables por acoplamiento inductivo a través de la piel.

El desarrollo alcanzado en los VAD permite contar con dispositivos más funcionales; en cambio, las críticas formuladas contra los TAH han llevado a una posición consensuada sobre el uso de dichos dispositivos: se debe optimizar su funcionamiento y operación antes de continuar con implantes permanentes en el humano.

## Conclusiones

Aún con los inconvenientes derivados de la aplicación de los dispositivos de asistencia cardiocirculatoria, los beneficios mostrados como terapia de recuperación en enfermedades reversibles han promovido su uso clínico más allá de servir como puente al trasplante. De esta forma, particularmente los dispositivos cardíacos se han vuelto una alternativa acertada de corto y mediano plazo para el tratamiento de la falla cardíaca.

En el momento hay una variedad de dispositivos de soporte cardiocirculatorio mecánicos en vías de desarrollo y aplicación práctica. El análisis del funcionamiento y operación de estos dispositivos aportará conocimiento biomecánico fundamental tanto a la parte técnica (facilitará el diseño y mejorará la estabilidad del dispositivo) como a la clínica (facilitará la selección e implantación del mismo); acrecentando el aprovechamiento de este recurso de la tecnología para asistir el funcionamiento del sistema cardiovascular bajo diferentes condiciones patológicas y

de falla, procurando mejorar la calidad de vida del paciente, con menores efectos secundarios. Así, del proceso de optimización de los dispositivos de asistencia ventricular mecánicos depende la factibilidad de alcanzar el corazón artificial total, el cual se proyecta como una opción viable para prescindir del trasplante.

## Referencias bibliográficas

1. Goldstein D, Oz M. Cardiac assist devices. New York. Ed Futura Publishing Company, inc. 2000; p.1-444.
2. Cooley DA, Liotta D, Hallman GL, Bloodwell RD, Leachman RD, Milam JD. Orthotopic cardiac prosthesis for two-staged cardiac replacement. *Am J Cardiol* 1969;24(5):723-730.
3. Mouloupoulos S, Jarvik R, Kolff W. Stage II problem in the project for the artificial heart. *J Thorac and Cardiovasc Surg* 1973;66:662.
4. DeBakey M. Miniature implantable axial flow ventricular assist device. *Ann Thorac Surg* 1999;68:637-640.
5. Potapov E, Loebe M, DeBakey M, et al. Pulsatile flow in patients with a novel nonpulsatile implantable ventricular assist device. *Circulation* 2000;102:III-183.
6. Mehta S, Pae W. The Penn St Uni. Totally implantable left ventricular assist device and total artificial heart. In Goldstein D y Oz M. Cardiac assist devices. New York, Ed Futura Publishing Co; 2000; p. 403-416.
7. Vollkron M, Schima H, Huber L, Benkowski R, Morello G, Wieselthaler G. Development of a suction detection system for axial blood pumps. *Artif Organs* 2004;28(8):709-716.
8. Schima H, Vollkron M, Huber L, et al. Necessities for patient and device monitoring during the various phases of circulatory support. *ISRBP* 2003.
9. Delgado M, Bernabeo G, Delgado D. Avances en asistencias circulatorias mecánicas. *Rev Esp Cardiol* 2008;61(Supl 2):25-32.
10. Galantier J, Moreira P, Benício A, Leirner A, Cestari I, Bocchi E, Bacal F, Stolf N. Hemodynamic performance and inflammatory response during the use of VAD-InCor as a bridge to transplant. *Arq Bras Cardiol* 2008;91(5):301-308.
11. Bustamante J, Valbuena J. Biomecánica cardiocirculatoria: análisis y modelado cardiovascular. *Rev Col Cardiol* 2003;10(5):229-239.
12. Bustamante J, Suárez G. Planteamiento del modelo para una bomba de asistencia ventricular cardíaca (Dibac) como fase previa al estudio de la interfase fluido-mecánico del dispositivo. En: Simulación numérica y modelado computacional. 1ª Ed. J. Rojo, M.J. Torres, M. Cerrolaza (Eds.). Caracas: Sociedad Venezolana de Métodos Numéricos. 2004; p. BI 1-8 (pág. total. 563).
13. Bustamante J, Valbuena J. Modelización cardiocirculatoria. En: Bioingeniería en Iberoamérica: Avances y Desarrollos. 1ª Ed. Müller-Karger CM, Cerrolaza M. (Eds.). Barcelona: Editorial Zasoram. 2003; p. 175-203.
14. Valbuena J, Bustamante J. Caracterización del flujo pulsátil en el sistema vascular. *Rev Fed Arg Cardiol* 2010; en prensa.
15. Bustamante J, Valbuena J. Biomecánica cardiovascular. Medellín: Editorial Universidad Pontificia Bolivariana. 1999; p.1-374.
16. Guyton A, Jones C, Coleman T. Circulatory physiology: cardiac output and its regulation. WB Saunders Co. Philadelphia. 1973; p. 488-492.
17. Bustamante J, Valbuena J. Biomecánica de la falla cardíaca. *Insuf Card* 2008;3(4):173-183.
18. Gibbs CL, Chapman JB. Cardiac mechanics and energetics: chemomechanical transduction in cardiac muscle. *Am J Physiol* 1985;249:H199-206.
19. Runge T, Grover F, Cohen J, et al. Comparison of a steady flow

- pump to a preload responsive pulsatile pump in left atrial-to-aorta bypass in canines. *Artif Organs* 1991;15:35-41.
20. Kim Y, Chernyshev O, Alexandrov A. Nonpulsatile cerebral perfusion in patient with acute neurological deficits (case report). *Stroke* 2006;37:1562.
  21. Turner M, Pierce W, Metz H, Goodman I. An implantable valveless heart assist pump. *Tran of the ASME: Journal of Basic Eng* 1969;91(2):284-289.
  22. Tsukiya T, Taenaka Y, Tatsumi E, Takano H, Sawairi T, Konishi Y, et al. Development of an implantable centrifugal blood pump. In: Akutsu T, Koyanagi H, editors. *Heart Replacement: Artificial Heart 7*. Tokio: Isis Medical Medie;2001; p.305-308.
  23. Akutsu, T. Pasado, presente y futuro del corazón artificial. En: Calderon M y Verdín R. *Asistencia circulatoria y trasplante cardiopulmonar*. México; Ed Interamericana. 1995; p. 3-6.
  24. Akutsu T, Tacano H, Takagi H, Turner M, Henson E, Crowell J. Pathophysiology and new problems in total artificial heart. *Thorac and Cardiovasc Surg* 1972;64:762.
  25. Farrar D. Physiology of ventricular interactions during ventricular assistance. In: Goldstein D and Oz M eds. *Cardiac assist devices*. New York, Ed Futura Publishing Co; 2000; p. 15-26.
  26. ASTM F1841-97 Standard practice for assessment of hemolysis in continuous flow blood pumps. 2005.
  27. Kawahito S, Takano T, Nakata K, Maeda T, Nonaka K, Linneweber J, et al. Quantification of pulsatility of arterial blood pressure waveform during left nonpulsatile assistance: a brief review and a recent study series. In: Akutsu T, Koyanagi H, editors. *Heart Replacement: Artificial Heart 7*. Tokio: Isis Medical Medie; 2001; p. 249-257.
  28. Nakata K, Shiono M, Orime Y, Yagi S, Yamamoto T, Okumura H, et al. The influence of the rotary blood pump on the natural heart. In: Akutsu T, Koyanagi H, editors. *Heart Replacement: Artificial Heart 7*. Tokio: Isis Medical Medie; 2001; p. 419-429.
  29. Takatani D, Ohuchi K, Nakamura M, Sakamoto T. Ultracompact totally implantable permanent TAH. In: Akutsu T, Koyanagi H, editors. *Heart Replacement: Artificial Heart 7*. Tokio: Isis Medical Medie; 2001; p. 161-166.
  30. Minami K, et al. Bridging to heart transplantation using paracardial and implantable ventricular assist devices. *Heart Replacement: Artificial Heart 7*. Tokio: Isis Medical Medie; 2001; p. 179:184.