Cir. Cardiov. 2009;16(2):119-24

Bombas centrífugas como asistencia ventricular: estado actual

Carlos Morales Pérez

Cirugía Cardiovascular. Área del Corazón
Hospital Central de Asturias. Oviedo

Las bombas centrífugas se han mostrado sobradamente eficaces en nuestra rutina quirúrgica con un bajo nivel de complicaciones cuando las usamos en la cirugía cardíaca convencional. En este trabajo se expone su utilidad como dispositivos de asistencia mecánica ventricular. Se analizan sus características, técnicas de implantación, manejo, indicaciones actuales y sus complicaciones desde un doble enfoque: físico-técnico y clínico-quirúrgico. Se revisan los avances que estas bombas han experimentado desde su uso más temprano a finales de la década de 1980 hasta nuestros días, en los que las bombas centrífugas de levitación magnética se están incorporando a nuestro arsenal quirúrgico.

Palabras clave: **Asistencia circulatoria mecánica. Flujo laminar. Bomba centrífuga.**

Centrifugal pumps as ventricular assist devices: current status

Centrifugal pumps are common in our daily practice and have clearly shown to be effective in our routine surgical procedure with a low level of complications when used in conventional heart surgery. In this article their usefulness as mechanical ventricular assist devices is reviewed. Their characteristics, techniques of implantation, handling, current indications and complications from a dual approach: physical-technical and clinical-surgical are reviewed. The progress that these pumps have experienced since its early use at the end of the eighties until now is reviewed. Currently, centrifugal pumps with magnetic levitation are being incorporated into the surgical armamentarium.

Key words: **Mechanical circulatory assistance. Laminar flow. Centrifugal pump.**

INTRODUCCIÓN

En nuestra práctica diaria se utilizan en la circulación extracorpórea (CEC) dos tipos de bombas de perfusión: bombas de rodillo y bombas centrífugas. Ambas generan de distinta manera el flujo de sangre al paciente: la bomba de rodillo es peristáltica, es decir, un motor eléctrico mueve un cabezal provisto de dos o más rodillos que comprimen un tubo elástico contra una carcasa rígida. El flujo que originan es fisiológico o pulsátil.

El segundo tipo, las bombas centrífugas, pertenecen al grupo de las bombas rotativas que generan flujo continuo y, por lo tanto, circulación de la sangre a flujo constante en sustitución del flujo pulsátil o fisiológico generado por el corazón. Siempre se ha admitido que el flujo ideal para perfundir los tejidos es el pulsátil porque el impacto producido por cada latido mejora la perfusión de las arterias más finas y, por lo tanto, genera mayor reactividad vascular. Además, el flujo pulsátil es dependiente de la presión, del volumen de eyección y de la frecuencia de pulso, mientras que en el continuo el flujo es directamente proporcional a la presión de perfusión.

Existe otro tipo de bombas rotativas que generan lo que se denomina un flujo axial; funcionan según el principio de Arquímedes, según el cual una espiral, al girar con rapidez, empuja la sangre logrando un flujo continuo sin requerir válvulas. Son bombas más pequeñas, con menos complejidad mecánica, totalmente implantables, aunque sólo valen para asistir al ventrículo izquierdo (VI).

Correspondencia:
Carlos Morales Pérez
Cirugía Cardiovascular. Área del Corazón
Hospital Central de Asturias
Piloña, 23, 6.º G
33006 Oviedo, Asturias
E-mail: cmorales@telecable.es

Recibido 10 de Noviembre de 2008
Aceptado 7 de Junio de 2009

Se utilizan como puente al trasplante o como asistencia definitiva en casos de contraindicación para el trasplante cardíaco.

BOMBAS CENTRÍFUGAS COMO ASISTENCIA VENTRICULAR

La disponibilidad, manejo y bajo coste de estos equipos, derivado de su uso en la práctica diaria, hace que muchas veces sean el primer dispositivo empleado como asistencia circulatoria. A pesar de los distintos modelos existentes en el mercado, no se ha demostrado superioridad de una sobre otra en las pruebas realizadas tanto *in vitro* como *in vivo*.

Aunque hay diferentes modelos de los cabezales, este tipo de bombas tratan de movilizar la sangre generando un movimiento de rotación, bien mediante el uso de un conjunto (rotor) de palas o aspas con distintas angulaciones según el diseño, o bien empleando conos concéntricos, todo ello contenido en una carcasa de policarbonato de forma piramidal o de vórtice con una toma de entrada apical de acceso central y otra de salida, hacia el enfermo, periférica en la base[1,2].

La base tiene un imán que se conecta con otro que hay en la consola, que es la unidad magnética desde donde se controla la velocidad de giro del rotor en forma de revoluciones por minuto; así, se genera un flujo rotatorio desde el centro hacia la periferia de forma centrífuga que se transmite a la sangre en forma de presión y velocidad.

Estas bombas generan flujo laminar no pulsátil y son de naturaleza no oclusiva. Modificando la precarga y la poscarga conseguiremos el flujo o gasto cardíaco deseado en cada paciente. Todo se controla a través de un dispositivo de detección de flujo colocado en la cánula de salida.

Implantación y manejo

Su implante es sencillo y se puede llevar a cabo de forma percutánea a través de un acceso femoral o habitualmente por esternotomía media dada su principal indicación, que suele ser el *shock* poscardiotomía. Se emplean las cánulas arteriales y venosas de uso habitual durante la CEC. Las técnicas de canulación son conocidas por todos los cirujanos. Si bien no hay dudas en el sitio de la canulación a nivel de las grandes arterias, aorta y pulmonar, sí pueden existir diferencias a nivel de las aurículas.

La canulación de aurícula izquierda puede realizarse a través de tres puntos distintos:

- Surco interauricular, que es la localización más frecuente y sencilla permitiendo una salida de la cánula a través de la piel más natural. Hay que procurar orientar la punta de la cánula dentro de la aurícula hacia la línea media para favorecer el drenaje.
- Orejuela izquierda, difícil en aurículas pequeñas. Es más proclive a la hemorragia por ser una zona generalmente de pared más fina, y de peor control en este caso.
- Techo o cúpula de la aurícula izquierda, entre la aorta y la vena cava superior. Existe riesgo de desgarro de la aurícula y hemorragia subsiguiente, difícil de reparar. Algunos cirujanos la prefieren en el caso de aurículas pequeñas.

La canulación de la aurícula derecha puede realizarse a través de dos puntos:

- Pared media libre, que es el sitio más frecuente y fácil consiguiendo un excelente drenaje.
- Orejuela derecha.

Es, por lo tanto, un tipo de asistencia muy versátil dado que puede ser usada en la derivación femorofemoral, canulando arteria y vena femoral, lo que puede hacerse por vía percutánea; en CEC convencional y como asistencia ventricular derecha, canulando en este último caso la arteria pulmonar y la aurícula derecha; para asistencia izquierda, en caso de canular la aorta y aurícula izquierda o de ambos ventrículos.

La mayoría de asistencias suelen ser paracorpóreas, es decir, el o los ventrículos están ubicados fuera del paciente. Cuando se colocan dentro del paciente se habla de asistencias implantables, de uso a más largo plazo y no disponibles de forma rutinaria en nuestros hospitales. Además, si le añadimos un oxigenador de membrana, la asistencia puede ser utilizada en la oxigenación de membrana extracorpórea (ECMO) en los casos de disfunción pulmonar[3,4].

Anticoagulación

Una vez colocada la asistencia y de forma general trataremos de mantener un nivel de anticoagulación con heparina en perfusión continua, con un tiempo de coagulación activado (TCA) que oscile entre 150-200 s. Debe monitorizarse cada hora hasta alcanzar un nivel terapéutico, y posteriormente cada 2 h. (Tabla I).

Hay autores que prefieren mantener un APTT 1,5-2 veces el valor normal, otros prefieren no anticoagular mientras se mantenga un flujo superior a 2 l/min y hacer sólo profilaxis manteniendo un TCA superior a 150 s. Una vez iniciada la administración de heparina no debe discontinuarse hasta el explante. Debe evitarse la administración de *bolus* de heparina.

Hemodinámica (Tabla II)

De forma general y con el fin de valorar adecuadamente los valores de las presiones izquierda y derecha,

TABLA I. ANTES DE INICIAR LA ANTICOAGULACIÓN SE RECOMIENDA

Drenaje mediastínico	< 100 cm^3/h durante 3 h seguidas
Normotermia	> 36 °C
Hemoglobina	> 10 g/dl
Hematocrito	> 30%
Plaquetas	> 100.000/mm^3

TABLA II. LOS OBJETIVOS HEMODINÁMICOS SON

Presión arterial media	70-80 mmHg
Presión venosa central	12-16 mmHg
Presión capilar pulmonar	12-14 mmHg
Resistencias vasculares sistémicas	± 1.000 dyn/s/cm–5
Resistencias vasculares pulmonares	< 250 dyn/s/cm–5
Índice cardíaco	> 2,0 l/min/m2

se recomienda la colocación de un catéter de Swan-Ganz. Debe vigilarse que el enfermo mantenga unas presiones de llenado adecuadas para mantener el flujo marcado. Lo ideal es un flujo entre 3,5-4 l/min, por lo tanto, es de vital importancia el estricto control de la tensión arterial media entre 60-80 mmHg, dado que si ésta sube el flujo se autorregulará disminuyendo.

El control de las presiones de llenado, la precarga, es igualmente importante, pues de ello depende el volumen eyectado, aumentando si infundimos volumen o disminuyendo si tenemos al enfermo hipovolémico. Nos fijaremos, por lo tanto, en las presiones venosas y en la presión capilar pulmonar para mantener un aporte de volumen adecuado para el gasto cardíaco o flujo de la bomba que queramos mantener. Se recomienda el reemplazo de volumen con sangre o derivados, incluso albúmina mejor que con cristaloides, para promover el incremento de la presión osmótica coloidal, limitando así la aparición de edema intersticial.

Hay que recordar algo que solemos olvidar, sobre todo cuando sólo hemos colocado una asistencia izquierda, que es la protección del ventrículo derecho (VD). Los factores predictivos de fallo de VD cuando ya está colocada una asistencia ventricular izquierda son: la necesidad de soporte circulatorio mantenido, sexo femenino y la etiología no isquémica. Para evitar o minimizar en lo posible estas situaciones debemos manejar los volúmenes con sumo cuidado, no sobrecargarlo, ni abusar del uso de fármacos inotrópicos. Hay que tener especial cuidado en las situaciones de hemorragia activa, pues la necesidad de una transfusión masiva de preparados sanguíneos puede dar lugar al fallo de un VD ya debilitado. Ello conduce a congestión hepática, reducción de la síntesis de factores de coagulación, y a un aumento de hemorragia venosa[5,6].

El uso de agentes inotrópicos ha de hacerse con precaución y la tendencia debe ser hacia la disminución de las catecolaminas de forma progresiva. El control del ritmo cardíaco evitando las arritmias es importante. Se recomienda el uso de antibióticos de amplio espectro durante la terapia.

En general dejaremos pasar al menos 12 h antes de intentar maniobras de desconexión, que llevaremos a cabo con control ecocardiográfico previo de la función cardíaca y tras haber optimizado los parámetros de llenado y la terapia con inotropos, disminuyendo la dosificación en lo posible. La mayoría de grupos comienza reduciendo el flujo a la mitad, y si el paciente lo tolera, reduciendo adicionalmente cada media hora hasta llegar al flujo mínimo que evite fenómenos trombóticos durante el tiempo que se tarde en retirar el dispositivo.

En los casos en que al paciente se le haya colocado un balón intraaórtico de contrapulsación (BIACP) previo a la asistencia, lo ideal sería retirarlo en quirófano (con una asistencia izquierda en marcha desaparece la necesidad del balón), lo que va a permitir un manejo hemodinámico más efectivo y un transporte más fácil del paciente a la UCI. El BIACP puede comprometer el flujo de la asistencia ventricular izquierda dado que el inflado del mismo puede interferir el momento de eyección del dispositivo de asistencia. Si no se retira el BIACP, debe sincronizarse con la presión arterial para evitar competencias entre los dos dispositivos, o bien desconectarlo en el postoperatorio inmediato, una vez conseguida la hemostasia y antes de comenzar la anticoagulación[6].

En centros con experiencia en el uso de asistencias se recomienda el empleo de BIACP como paso previo a la asistencia en aquellas situaciones de bajo gasto por fallo de VD, minimizando de esta manera el aporte de catecolaminas exógenas y protegiendo la función del VI. De este modo y en el caso de su utilización como ECMO, es posible volver a evaluar al paciente en 24-48 h y su posibilidad de recuperación antes de emplear dispositivos más caros y complejos[6].

INDICACIONES

En general, la implantación de una asistencia de este tipo equivale a prolongar la CEC, por lo tanto, sus indicaciones y limitaciones derivan de los efectos perjudiciales que generan estas situaciones. Hemos de tener en cuenta que en las instrucciones del fabricante se nos advierte de que «no se dispone de estudios *in vitro, in vivo* o clínicos que avalen el empleo prolongado (durante más de 48 h) de la bomba como dispositivo puente

para el trasplante o en espera de la recuperación del corazón natural»[7].

Es, por ello, una asistencia de corto plazo (horas-días), en general 48 o 72 h antes de que aparezcan las complicaciones que son graves y frecuentes[5,7,8]. Su uso está hoy día limitado al *shock* cardiogénico poscardiotomía, *shock* pre y postrasplante cardíaco, y en situaciones desesperadas de *shock* postinfarto si no se dispone de otro tipo de asistencia.

En general se usa en aquellas situaciones críticas en las que se prevé una recuperación rápida del corazón o bien en espera de un trasplante urgente[2,9,10].

COMPLICACIONES

Son frecuentes y graves, dependiendo directamente del tiempo de utilización. La hemorragia es la complicación principal, agravada por el hecho de la necesidad de mantener anticoagulados a los pacientes. El traumatismo que causan estos dispositivos a la sangre genera hemólisis y un aumento de la respuesta inflamatoria que con el tiempo de uso causa un deterioro progresivo al resto del organismo desembocando en fallo multiorgánico[11]. Otras complicaciones son la insuficiencia renal, infecciones (la exteriorización de las cánulas a través de la piel favorece el riesgo de sepsis y mediastinitis), neumonías, fenómenos tromboembólicos (accidente cerebrovascular, isquemia de extremidades, daño multiorgánico) y fallo del dispositivo.

RESUMEN

Las bombas centrífugas clásicas externas están disponibles comercialmente, son fáciles de usar, relativamente baratas y efectivas cuando se usan durante un periodo corto de tiempo. Es muy difícil extraer resultados comunes de diferentes hospitales, pero podemos decir que la tasa de éxito inmediato del dispositivo está entre el 45-60% pero la supervivencia es del 25-40%. La tasa de éxito cuando el paciente no puede ser liberado de CEC es de un 10%[1,7,12,13].

OTRAS BOMBAS CENTRÍFUGAS

Se conocen las a veces graves complicaciones que tienen las bombas centrífugas de perfusión habituales en nuestra práctica diaria cuando se emplean como asistencias ventriculares. Además, por su tamaño, también tienen limitaciones de espacio, dificultades para la movilización, etc. Aparte de las bombas centrífugas denominadas clásicas externas existe en el mercado un número importante de dispositivos relativamente nuevos, algunos totalmente implantables, minicentrífugas, centrífugas de levitación, que funcionan en su mayoría generando flujo axial y que se utilizan en aquellas situaciones en que se requiere un soporte hemodinámico a más largo plazo y que tratan de evitar o minimizar las complicaciones referidas anteriormente. Al ser más pequeñas, permiten su uso en pacientes pediátricos y utilizan menos energía, pero también tienen riesgo de embolias. Giran a alrededor de 10.000-20.000 rpm, logrando flujos entre 5-7 l/min. Existe la posibilidad de implantarlas por vía percutánea[14].

Con este grupo de bombas hay que tener en cuenta los riesgos de hemólisis por la alta velocidad de rotación de la turbina (rpm), y de embolias. No hay actualmente trabajos que aseguren la durabilidad y resistencia a largo plazo de sus componentes, es decir, fatiga del material. Recordemos también que es un flujo continuo, no fisiológico y, por lo tanto, hay que demostrar su validez para recuperar órganos en situaciones críticas.

Algunos autores dividen en tres tipos las bombas de tercera generación, según la ubicación del motor que hace funcionar el sistema de levitación:

- Motor externo mecánico, tipo DuraHeart[15].
- Motor interno, tipo Berlin Heart INCOR® (Mediport Berlin Heart GMBH Kardiotechnik, Alemania), Thoratec HeartMate II LVAS® (Nimbus Corporation, Pleasanton, CA, USA); en éste la bomba está dentro del rotor del motor, y el campo magnético que genera es lo que la hace girar; otro sistema la mantiene levitada[16].
- Sin motor ni soporte; es el campo electromagnético el que hace girar la bomba, tipo Centrimag-Levitronix® (Levitronix LLC, Waltham, MA, USA), en teoría lo mejor para disminuir los riesgos de complicaciones[17-19].

Los dos primeros grupos se suelen usar sólo como asistencia de VI generando un flujo axial desde VI hacia la aorta. Su implantación requiere cirugía convencional mediante esternotomía clásica y se emplean a largo plazo como puente al trasplante o definitivas.

BOMBAS CENTRÍFUGAS DE LEVITACIÓN MAGNÉTICA

Este tipo de centrífugas, por sus características, merecen un tratamiento aparte. Comentaremos sobre las más usadas y en las que más se está acumulando experiencia.

Centrimag-Levitronix®

Son bombas de tamaño y coste reducido, que pueden conectarse directamente a las cánulas de CEC generando

flujo continuo, pero que se diferencian del resto porque sus componentes, carcasa y rotor (aspas), son de policarbonato; el rotor está suspendido magnéticamente, es decir, no contiene soportes que lo fijen a la carcasa. Este hecho diferencial hace que haya menos fricción entre los elementos formes de la sangre, generando una menor producción de calor y, por lo tanto, menor formación de trombos, disminuyendo también las posibilidades de hemólisis. Por ello, pueden trabajar con niveles de anticoagulación más bajos que con las centrífugas convencionales[18].

El ventrículo-centrífuga se conecta a una consola principal, donde se controla el flujo. Este sistema de asistencia ventricular puede generar un flujo de hasta 9,9 l/min en condiciones fisiológicas normales. El implante puede efectuarse por esternotomía, pero habitualmente se realiza por vía percutánea femoral canulando arteria y vena femorales, haciendo de este modo más fácil su transporte y manejo. Funcionan con un menor traumatismo a la sangre, permitiendo los mismos flujos que con los otros sistemas.

Impella Recover® (Abiomed Inc, Danver, MA, USA)

Es una bomba centrífuga, miniaturizada, intravascular, muy versátil, pues vale para asistir a VI o VD o ambos, llegando a flujos de 5-6 l/min. Existen diferentes tipos-calibres según sean para colocar por esternotomía o por vía percutánea femoral, o, últimamente, axilar. En el caso de asistir el VI se coloca a través de un injerto vascular unido a la aorta ascendente, penetrando en el ventrículo a través de la válvula aórtica, permitiendo de este modo descargar el ventrículo. En el caso de asistir al VD, se conecta a través de la arteria pulmonar, atravesando la válvula pulmonar. Es relativamente fácil de implantar pero requiere de ecografía antes, durante y después del procedimiento para asegurar su correcto posicionamiento[19].

INDICACIONES

Son bombas también de uso a corto plazo pero, por lo expuesto anteriormente, pueden mantenerse más tiempo (homologada para 14 días, hay publicaciones que informan de buenos resultados hasta 60 días)[17,19].

Probablemente este tipo de centrífugas sean las más indicadas como:

- Puente a la recuperación en situaciones de mala salida de bomba en quirófano.
- Puente a decisión de otro tipo de asistencia en casos de *shock* postinfarto, miocarditis, fallo del injerto en trasplantes, mientras evaluamos las posibilidades de recuperación o si presenta daño neurológico, y si necesitamos una asistencia a medio o largo plazo. Hay que tener en cuenta que este tipo de asistencias de flujo axial necesitan que el corazón tenga una cierta reserva contráctil y que no haya deterioro importante de otros órganos o sistemas, en cuyo caso probablemente estaría mejor indicada una asistencia que genere un flujo pulsátil o fisiológico[1].
- Puente al trasplante en casos de insuficiencia cardíaca no controlable médicamente si éste se estima realizar pronto (5-7 días).

Las complicaciones que presenta son similares a las de cualquier centrífuga, pero parece que en porcentajes menores. En el caso de Impella® se han descrito fallos del dispositivo por acodamiento de la línea o del injerto en la aorta o por desplazamiento a través de la válvula aórtica.

Su reciente introducción hace que aún no dispongamos de estudios a largo plazo, aunque los resultados publicados, si bien son series cortas no multicéntricas, son prometedores, con supervivencias con Centrimag-Levitronix® que oscilan según las series entre el 33-60%. En el caso de Impella® nos ocurre lo mismo con los estudios, pocos enfermos y series limitadas, obteniendo supervivencias que varían mucho dependiendo del tipo de dispositivo y de su indicación; no es lo mismo su uso profiláctico y por poco tiempo en angioplastias de alto riesgo donde los resultados del dispositivo son muy buenos, que en situaciones críticas a la salida de bomba en quirófano, con resultados similares a los descritos anteriormente[17-19].

MINICENTRÍFUGAS

Los ingenieros están trabajando actualmente en diseños miniaturizados, minicentrífugas, que combinen las ventajas de las bombas pequeñas totalmente implantables, de flujo axial, con las ventajas de la levitación magnética; su exponente es la bomba Levacor-World-Heart o la bomba HeartMate III, que incluso podría generar flujo pulsátil. Son la cuarta generación de bombas centrífugas, aún en fases preliminares, pero que probablemente sea el futuro inmediato en la asistencia ventricular a largo plazo o definitiva[20].

BIBLIOGRAFÍA

1. Pérez de la Sota E. Concepto, historia y métodos de asistencia ventricular. Cir Cardiov. 2008;15:51-8.
2. Mugianesi O. Asistencia circulatoria mecánica (Parte II. Actualización). Rev Insuf Cardíaca. 2007;3:118-33.

3. Thiara AP, Hoel TN, Kristiansen F, Sen HM, FianFiane AE, Svennevig JL. Evaluation of oxygenators and centrifugal pumps for long-term pediatric extracorporeal membrane oxygenation. Perfusion. 2007;22:323-6.
4. Pagani FD, Aaronson KD, Swaniker F, Bartlett RH. The use of extracorporeal life support in adult patients with primary cardiac failure as a bridge to implantable left ventricular assist device. *Ann Thorac Surg.* 2001;71(Suppl):77-81.
5. Ochiai Y, McCarthy PM, Smedira NG, et al. Predictors of severe right ventricular failure after implantable left ventricular assist device insertion: analysis of 245 patients. Circulation. 2002;106 Suppl l:198-202.
6. Arafa OE, Geiran OR, Andersen K, Fosse E, Simonsen S, Svennevig JL. Intraaortic balloon pumping for predominantly right ventricular failure after heart transplantation. Ann Thorac Surg. 2000;70:1587-93.
7. Noon GP, Lafuente JA, Irwin S. Patient management and device selection for acute/temporary support. Acute and temporary ventricular support with BioMedicus centrifugal pump. Ann Thorac Surg. 1999;68:650-4.
8. Lawson DS, Ing R, Cheifetz IM, et al. Hemolytic characteristics of three commercially available centrifugal blood pumps. Pediatric Crit Care Med. 2005;6:573-7.
9. Delgado DH, Rao V, Ross HJ, Verma S, Smedira NG. Mechanical circulatory assistance. State of art. Circulation. 2002;106:2046-50.
10. Miller LW, Pagani DF, Russell SD, et al. Use of a continuous flow device in patients awaiting heart transplantation. N Engl J Med. 2007;357:885-96.
11. Thohan V, Stetson S, Nagueh S, et al. Cellular and hemodynamics responses of failing myocardium to continuous flow mechanical circulatory support using the DeBakey - Noon left ventricular assist device: a comparative analysis with pulsatile-type devices. J Heart Lung Transplant. 2005;24:566-755.
12. Hunt SA, Frazier OH. Mechanical circulatory support and cardiac transplantation. Circulation. 1998;97:2079-90.
13. Frazier OH, Nakatani T, Lammermeier DE, Igo SR. Cardiac transplantation and mechanical circulatory assistance: the Texas Heart Institute experience. Nippon Kyobu Geka Gakkai Zasshi. 1989;37:1873-9.
14. Hoshi H, Shinshi T, Takatani S. Third-generation blood pumps with mechanical noncontact magnetic bearings. Artif Organs. 2006;30:324-38.
15. Nojiri C. Left ventricular assist system with a magnetically levitated impeller technology. Nippon Geka Gakkai Zasshi. 2002;103:607-10.
16. Schmid C, Tijan T, Etz C, et al. First clinical experience with the INCOR left ventricular assist device. J Heart Lung Transplant. 2005;24:1188-94.
17. De Robertis F, Birks EJ, Rogers P, Dreyfus G, Pepper JR, Khaghani A. Clinical performance with the Levitronix Centrimag short-term ventricular assist device. J Heart Lung Transplant. 2006;25:181-6.
18. Shuhaiber JH, Jenkins D, Berman M, et al. The Papworth experience with the Levitronix Centrimag ventricular assist device. J Heart Lung Transplant. 2008;27:158-64.
19. Bautista-Hernández V, Gutiérrez F, Pinar E, et al. Experiencia inicial con la asistencia ventricular izquierda tipo «Impella» para el *shock* cardiogénico poscardiotomía y la angioplastia de tronco coronario izquierdo no protegido con baja fracción de eyección ventricular izquierda. Rev Esp Cardiol. 2007;60:984-7.
20. Jurmann MJ, Siniawski H, Erb M, Drews T, Hetzer R. Initial experience with miniature axial flow ventricular assists devices for postcardiotomy heart failure. Ann Thorac Surg. 2004;77:1642-7.

BIOMED
unidix
Especialistas
en cirugía
cardiovascular
desde 1977 al cuidado de tu salud
91 803 28 02
info@biomed.es