

DISCURSO DE INAUGURACIÓN
del curso 2016

Historia del corazón mecánico

por el Ilmo. Sr.

Dr. D. José Anastasio Montero Argudo

EXCMO. SR. PRESIDENTE
EXCMAS. E ILMAS. AUTORIDADES,
EXCMOS. E ILMOS. SEÑORAS Y SEÑORES ACADÉMICOS
SEÑORAS Y SEÑORES:

HLA RECAÍDO SOBRE MÍ el honor de haber sido designado por la Real Academia de Medicina y Ciencias Afines de la Comunidad Valenciana para pronunciar el discurso en la sesión inaugural del curso académico del año 2016.

Quiero expresar mi agradecimiento a su presidente y compañeros académicos por dicha designación.

El simbolismo del corazón

El **corazón**, es una palabra clave en el vocabulario universal, la encontramos en todas las civilizaciones y en todas las religiones. Designa una realidad humana que se aplica tanto al ser corporal como el espiritual.

Etimológicamente la palabra “corazón” deriva del latín “cor” y del griego “kardia”, dicho termino es idéntico el termino sanscrito *Hrid* (fonéticamente la h sánscrita corresponde a la k de la lengua europea).

En sánscrito *Krid* o *Kurd* significa saltar (ciervo = saltador = *Kiruz* o *Heart*). El corazón es el saltador o el que salta dentro del pecho.

El “corazón como símbolo” tiene un valor ancestral.

En las Civilizaciones Chinas, Sumerias, Hindú, Egipcia, Hebrea, Griega y Romana, al *corazón*, cuya morfología y función son prácticamente ignoradas, se les considera como el centro del entendimiento, del valor y del amor.

Las primeras alusiones del corazón las encontramos en **la poesía Sumeria** (2.500 a. de C)... “*Su corazón se llenó de clemencia*” ...

“...Sentía su corazón lleno de orgullo” ... “...No rompas mi corazón con tu dolor...”

En la **literatura religiosa de la antigua India**, el corazón ocupa un lugar importante, es el centro y el conservador de la vida cósmica.

Entre **los Chinos** el corazón es el órgano principal, siendo el centro del “entendimiento” y de la “inteligencia”.

Para **los Egipcios**, el corazón es el órgano central del ser humano, su valor simbólico es destacado en numerosas inscripciones, cuando todas las vísceras son extraídas, el corazón se deja “in situ”. Ellos creían que el corazón, que representaba la conciencia, sería pesado, así cuando se comparaba en la balanza con una pluma de avestruz, si se inclinaba al lado del corazón implicaba ser hombre de bien, por el contrario, se arrojaba a las tinieblas. Ello queda reflejado en un papiro, que puede ser la representación más antigua de la imagen del corazón.

La Biblia es rica en metáforas relativas al corazón y en la antigüedad **griega** al corazón (“kardia”) se le atribuye una determinada significación psicológica y ya se conoce su forma.

Para **Homero** era la sede de los sentimientos y pasiones (“...mi corazón estalla de cólera...”). Para **Aristóteles** el corazón es la fuente del amor (“...no me puedes amar con todo tú corazón...”).

Platón piensa que había un alma inmortal que se localizaría en la cabeza, y un alma mortal, fuente de la inteligencia y de la pasiones que se situaría en el corazón.

Aristóteles rechaza esta división, alma no hay más que una y esta se localiza en el corazón considerándolo el centro del hombre.

Con **la era cristiana**, el simbolismo del corazón toma una nueva dimensión cuyo apogeo coincidiría con el culto al Sagrado Corazón de Jesús. Para los primeros cristianos el corazón es el símbolo de la bondad, del amor de Cristo.

Dentro del simbolismo en la religión, no se puede dejar de evocar a Santa Teresa de Ávila. Muy joven tiene una visión de que un ángel le atraviesa el corazón con una flecha.

Al final de la Edad Media el corazón sirve para simbolizar el amor sagrado y el profano y carnal.

Posteriormente en los siglos venideros XI al XX las canciones de amor se multiplican y poetas y novelistas no cesan de propagar el simbolismo amoroso del corazón.

El corazón y su imagen

Prácticamente podemos decir que en la Prehistoria se ignoraba la imagen del corazón.

Tampoco se encontraban corazones en el arte antiguo, chino, hindú o mesopotámico.

Por el contrario para los egipcios y aztecas la anatomía del corazón les resultaba sin duda familiar.

Durante la era cristiana, va a ser uno de los símbolos más extendidos, siendo a partir del siglo XIV cuando va a pasar a ser representado en asuntos profanos, llegando a ser uno de los motivos más importantes de ornamentación, es el emblema del amor profano.

Es difícil resumir la simbología, la iconografía del corazón. Prácticamente en cualquier acontecimiento de la existencia humana está presente el corazón, sea en el amor profano, sea en el arte cristiano, sea en la ornamentación, etc.

La pintura contemporánea ha querido también testificar esa historia interminable del *simbolismo del corazón*.

Del simbolismo al conocimiento científico

Curiosamente uno queda sorprendido que un órgano, cuyo simbolismo ha dominado a través de los tiempos, puede haber sido tan desconocido. Prácticamente hasta el siglo XVIII las afecciones cardiacas son desconocidas.

Hasta Willian Harvey (1578-1657) podemos hablar de la prehistoria del corazón. En su libro “Exertitatio anatómica. De motus cordis et sanguinis in animalibus” describe la circulación sanguínea.

Es con el descubrimiento de elementos diagnóstico cuando se inicia el conocimiento del corazón: de los sonidos cardiacos (Rene Laennec), las radiografías (Rontgen), el electrocardiograma (Einthoven), el cateterismo cardiaco (Frossman)

Inicio de la cirugía del corazón

El corazón durante siglos ha aparecido como un órgano intocable. Se dice que el camino entre la piel y el pericardio, apenas tres centímetros, el hombre ha tardado más de dos mil quinientos años en recorrerlo.

El grado de dificultad y la peligrosidad en abordar los problemas quirúrgicos en el corazón se puede poner de manifiesto con las consideraciones emanadas por cirujanos famosos como la de *Billroth* que llego a decir en el 1883; “*El cirujano que intentara suturar el corazón perderia el respeto de sus colegas...*” o la de Stephen Page (1896) “... *La cirugía del corazón escapa probablemente de los límites de la cirugía...*”.

Pero el desarrollo de la cirugía del corazón se inicia con el desarrollo de las máquinas de circulación extracorpórea, que nos van a permitir suplir el corazón.

Inicio de la asistencia circulatoria

-Historia

La asistencia circulatoria mecánica tiene su origen en 1934, cuando un estudiante de medicina llamado Michael Ellis Debate desarrolló una bomba de rodillo para facilitar las transfusiones sanguíneas (fig.: 1, 2).

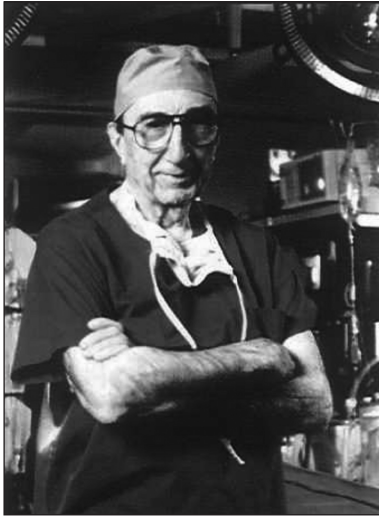


Fig.: 1 M. DeBakey.

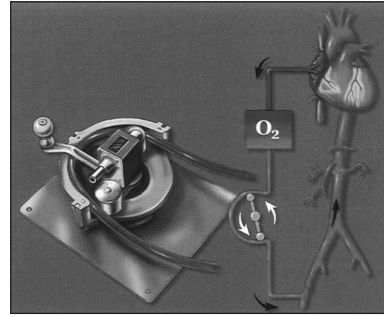


Fig. 2.: Diseño de la bomba de rodillo realizado por M. Debakey.

Dos décadas después, en el 1953 John Gibbon sería el primero en utilizar una máquina de derivación cardiopulmonar basado en el mismo mecanismo de bombeo y oxigenación de la sangre, permitiéndonos sustituir las funciones del corazón, durante el tiempo que se tiene el corazón parado para ser intervenido quirúrgicamente. Este acontecimiento marcó el comienzo de la era de la cirugía cardíaca.

Casi desde el nacimiento de la cirugía cardíaca se reconoció la necesidad de un dispositivo que proporcionara asistencia circulatoria prolongada, especialmente en enfermos que se operaban del corazón y no se podían desconectar de la máquina de asistencia circulatoria por disfunción ventricular, llevando a investigadores de todo el mundo a perseguir el sueño de un *corazón artificial*.

A principio de la década de los 60 DeBakey y Lederberg testifican en el Congreso U.S. la necesidad de desarrollar un corazón mecánico, iniciando el desarrollo de un dispositivo intracorpóreo de asistencia intraventricular izquierda. El dispositivo inicial consistía en un tubo de silastic de doble luz. El tubo exterior actuaba como cubierta, tenía una sola entrada y estaba conectado a una fuente de aire externa.^{1, 2} El tubo interior que contenía la cámara sanguínea, era colapsado por

el aire comprimido que llegaba al cubo que la cubría. El uso de una válvula de Starr-Edwards de bola en los extremos de entrada y salida, garantizaba el flujo unidireccional. Este dispositivo fue utilizado por primera vez en el Baylor Colleg of Medicine de Huston junto con Stanley Crawford en un paciente que sufrió un paro cardiaco un día después del remplazo de la válvula aórtica. El dispositivo lo implantaron anastomosando el tubo de entrada a la aurícula izquierda y el tubo de salida a la aorta torácica descendente.

Con este dispositivo mejoró el fallo ventricular izquierdo, sin embargo el enfermo murió al cuarto día de su implante por el daño cerebral que se le produjo durante la parada cardiaca.

Debido a que la principal causa de indicación de asistencia circulatoria era en el fallo cardiaco tras la cirugía, diseñó un sistema de asistencia temporal para corpóreo para ayudar al corazón durante el tiempo que tarda en recuperarse. En el 1966, desarrolla un dispositivo para corpóreo de asistencia ventricular izquierdo neumático y pulsátil, implantándolo con éxito después de una salida de bypass-cardiopulmonar dificultosa (Fig.: 3,4).³



Fig.: 3. Bomba de derivación ventricular izquierda. Fue la primera vez que de forma exitosa se usó una asistencia ventricular en el 1967 por M. DeBakey.

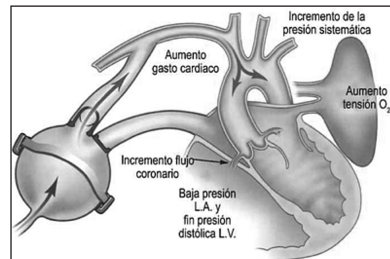


Fig.: 4. Relación entre la bomba y el corazón natural. La cánula de entrada fue conectada al apéndice auricular izquierdo, y la cánula de salida fue conectada a la arteria subclavia derecha.

Otro de los diseños fue la creación de un *ventrículo auxiliar*

Artificial ^{4,5}. Esta idea fue propuesta Kantrowitz en el 1963. El ventrículo auxiliar consistía en un tubo colapsable de forma elipsoidal incluido en una cubierta rígida. Este tubo se conecta a la aorta ascendente y descendente con un injerto de dácron, emitiendo el flujo sanguíneo a través del dispositivo. La aplicación rítmica de aire comprimido en el espacio entre el tubo interior y la cubierta ocasionaba el colapso del bulbo, a través impulsando la sangre almacenada en el tubo. Este método de bombeo aumentaba el flujo de las arterias coronarias y reducía la carga (pos-carga) del trabajo ventricular izquierdo (Fig.: 5).⁶

Izquierda

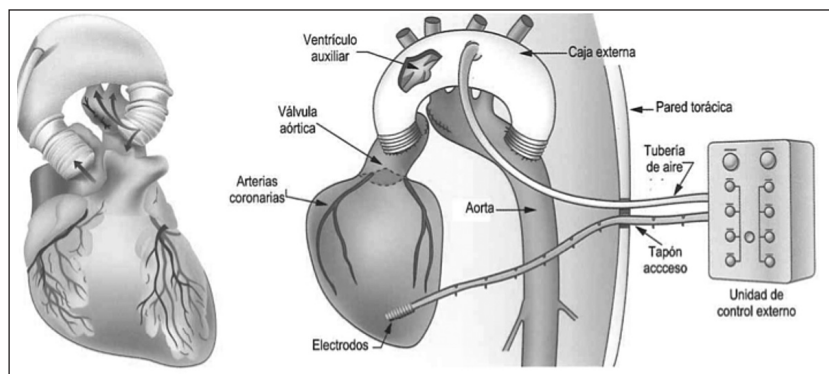


Fig.: 5. **A.** (izquierda) Ventrículo auxiliar con forma de U de Kantrowitz. Esta cámara de bombeo sin válvulas implantada entre la aorta ascendente y descendente producía efectos contra-pulsátiles. Adicionalmente aumentaba el flujo a través de las arterias coronarias y reducía la carga de trabajo ventricular. **B.** (Derecha) Este dispositivo era accionado mediante un controlador neumático extracorpóreo. Sin embargo, no era necesario mantenerlo activo todo el tiempo. El paciente podía conectar o desconectar el controlador neumático según su voluntad cuando requería asistencia circulatoria.

El 1967, Kantrowitz lo implantó en un paciente, permitiendo darle de alta, sobreviviendo 80 días, siendo un gran éxito para los dispositivos implantables de bombeo intermitente o pulsátil.

Para abordar esta gran iniciativa se crea en EEUU el programa de *corazón artificial* AHP(Artificial Heart Program) dentro del Instituto Nacional del Corazón, Pulmón y Sangre NHLBI (National Heart, Lung and Blood Institute), esta organización es monitori-

zada por el Instituto Nacional de la Salud NIH (National Institutes of Health).

Aunque el AHP se encuentra ubicada en EEUU, hay abundantes contribuciones sobre este tema en el mundo: Japón, Alemania, Rusia, Corea, Australia y Checoslovaquia. Durante este periodo se inician múltiples diseños de corazón artificial desarrollados por grandes pioneros: Kolff, Akutsu, DeBakey, Liotta y Kantrowitz.

En el 1963 DeBakey, Liotta, testifican en el Congreso EEUU la necesidad de desarrollar un corazón artificial para salvar a los pacientes que les falle el corazón. Estos acontecimientos coinciden con el desarrollo del programa espacial americano compitiendo con el proyecto ruso (El Programa Sputnik), lo cual generó un gran auge en el desarrollo tecnológico del que se beneficiaron estos programas cardíacos.

En el 1964, el Congreso de los EEUU aprueba un crédito para el soporte de estos estudios, iniciándose un gran proyecto de investigación en el diseño de un corazón artificial en donde participan conjuntamente ingenieros, médicos, industrias.

Se desarrollan biomateriales para permitir que la sangre que está en contacto con ellos no se lesione (hemólisis) ni se trombose. También se ponen en marcha proyectos de asistencia circulatoria de larga y corta duración. Los sistemas mecánicos nos tienen que permitir mantener un flujo sanguíneo (gasto cardíaco de 10L/min y una presión arterial de 120 mmHg. y la frecuencia cardíaca que no exceda de 120 latidos/min, con una duración del sistema de más de 2 años sin necesidad de cambiarlo. Con una media de 40 a 50 millones de latidos por año. Estos retos tecnológicos fueron difíciles de superar en estos primeros años y los resultados son poco satisfactorios.

Asistencia ventricular neumática

Los primeros estudios clínicos coordinados por el NHLBI fueron por el 1970, utilizando una bomba de flujo pulsátil neumático, generando

un flujo sanguíneo asimétrico pulsátil, implantada a nivel abdominal o paracorporea. La bomba que se utilizó fue diseñada por Pierce en el Colegio de Ingenieros y Médicos del Estado de Penn, esta bomba se llamó inicialmente Pierce-Donachy, aunque comercialmente se llamó Thoratec. Siendo aprobada por la FDA para la recuperación postcardiotomía y como puente al trasplante, permitiendo el soporte de ventrículo izquierdo y derecho (Fig.: 6).



Fig.: 6. La asistencia circulatoria de Pierce-Donachy, posteriormente llamado Thoratec PVAD. Es una bomba neumática extracorpórea que sirve para asistir el ventrículo derecho y el izquierdo de forma temporal. Actualmente se sigue utilizando.

Múltiples variaciones en el concepto de asistencia ventricular pulsátil fueron llevados a la práctica en las décadas de los 1980 y 1990, teniendo que destacar el sistema de asistencia ventricular izquierdo de Novacor, que empleaba una bomba sanguínea de doble placa de empuje accionada electromecánicamente, siendo considerado uno de los primeros dispositivos de asistencia ventricular izquierda como puente al trasplante. En el 1984, este dispositivo diseñado por Portner, fue implantado exitosamente por Phil Oyer en la Universidad de Stanford, representando el primer caso exitoso de puente al trasplante. (Fig.: 7).



Fig.: 7. La asistencia ventricular Novacor utilizado en los 1980s.

Simultáneamente la casa Torete desarrolla un sistema neumático extracorpóreo (abdomen), el Hártate XVE, con magníficos resultados. (Fig.: 8).



Fig.: 8. La asistencia ventricular Thoratec HeartMate XVE, se colocaba intracorpóreo a nivel abdominal.

Siendo aprobado, junto con el Novacor, como puente el trasplante por FDA.

Durante este periodo, la compañía Arrow desarrolla un sistema totalmente implantable como asistencia ventricular izquierdo, con pilas internas que se cargan eléctricamente por transmisión transcutánea. Este sistema se llama Lion-Heart LVD 2000, siendo implantado 1999. Aunque el sistema funcionó bien y a pesar de la novedad en la transmisión eléctrica transcutánea, la casa Arrow dejó de fabricarlo por cuestiones financieras (Fig.: 9).

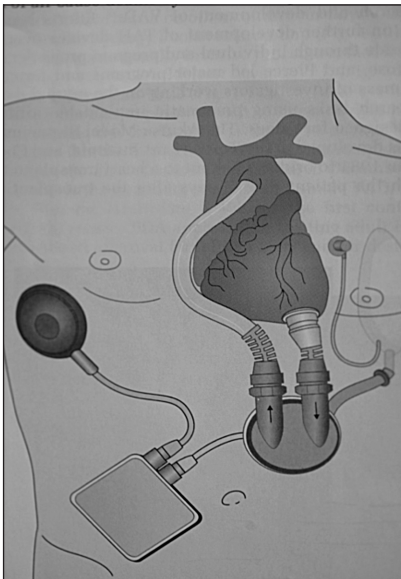


Fig.: 9. El LionHeart LVD 2000, es un sistema completamente implantable, siendo el primero en utilizar transmisión eléctrica transcutánea para cargar la pilas internas.

Con el estudio REMATCH(Evaluación aleatorizada de la asistencia mecánica como tratamiento para el fallo cardiaco congestivo), en donde se compara el tratamiento con estos dispositivos y el médico para los enfermos en insuficiencia cardiaca avanzada, observando mejores resultados con los sistemas mecánicos. Con estos resultados la FDA, considera que el dispositivo HeartMate de Thoratec, se puede utilizar como terapia de destino.

Durante los años 1994 a 1999 se probaron estos dispositivos. Sin embargo el gran tamaño y la limitada durabilidad de estos dispositivos impulsaron la búsqueda de nuevos diseños con ingenierías alternativas que pudieran mejorar la fiabilidad de sistema a largo plazo.

Asistencia ventricular rotatoria

Las bombas rotatorias surgieron como una respuesta a los retos mencionados anteriormente, tomando la forma de flujo axial o centrífugo. Las principales ventajas de estos dispositivos sobre los pulsátiles incluyen su menor tamaño, la ausencia de válvulas, la independencia de cámaras de inflado o tubos de succión, menor consumo de energía y un menor coste.

Una bomba sanguínea de flujo axial opera bajo el principio del tornillo de Arquímedes y puede ser fabricado de tal manera que reduzca de forma muy significativa su tamaño en relación a una bomba pulsátil. El impulso de la bomba de flujo axial rota a cerca de 10.000 revoluciones por minuto. Cada rotación del impulsor crea una fuerza motriz directa sobre la sangre generando un flujo continuo. Esta característica nos permite miniaturizar estos dispositivos

La revolución de los sistemas de asistencia ventricular vino en el 1988 con la primera bomba rotatoria, siendo usada como soporte circulatoria en un enfermo con shock cardiogénico. Esta bomba es la Hemopump, compuesta por un catéter que lleva montada la bomba, la cual se introduce en el ventrículo *izquierdo a través de la aorta*. *El sistema lleva una turbina con unas palas que giran de 17.500 a 44.000 revoluciones por minuto sin producir lesiones en las células*

sanguíneas (hemólisis). Esta bomba produce un flujo continuo desapareciendo el pulso del paciente, este sistema se encuadra dentro del concepto de bombas de flujo continuo o rotatoria. (Fig.: 10).

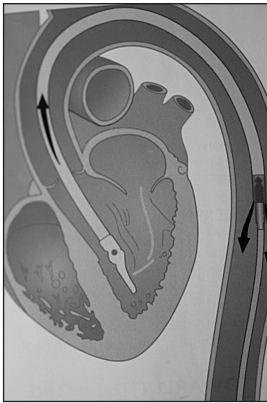


Fig.: 10 Hemobomba rotatoria, montada sobre un catéter introducida a través de la arteria femoral e implantada en el ventrículo izquierdo. La bomba impulsa la sangre desde el ventrículo izquierdo a la aorta.

Los sistemas de asistencia ventricular contiene tres componentes: el inductor, el impulsor y el difusor. El *inductor* genera un flujo laminar de sangre dentro de la región en la que se encuentra el *impulsor*. A su vez, el impulsor, bajo el control de un software, ajusta automáticamente la presión y el caudal sanguíneo que el paciente requiera. Finalmente, la región del *difusor* recibe la sangre procedente del impulsor rotatorio y crea un flujo laminar en la salida de la bomba. El impulsor levita radial y axialmente en un campo magnético. Esta levitación magnética va a evitar el rozamiento del sistema y por consiguiente su deterioro. También a disminuir la lesión a los componentes sanguíneos el evitar el rozamiento. (Fig:11).

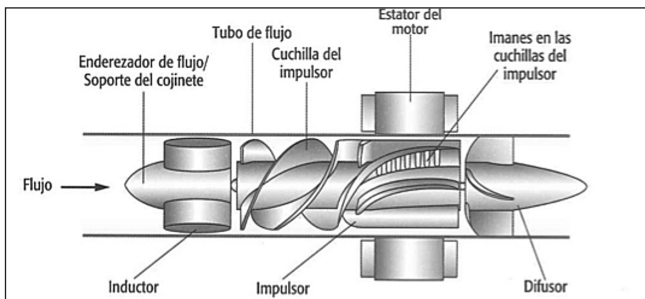


Fig.: 11 Diagrama de la bomba de flujo axial de DeBakey.

Basados en este principio se empiezan a desarrollar numerosas bombas rotatorias: HeartMate II, Jarvick 2000 y CorAide VAD.

La primera bomba de flujo continuo fue diseñada por DeBakey con el nombre de HeartAssist 5, desarrollada en National Aeronautics and Space Administración (NASA), esta bomba fue implanta de Viena en el 1998 .Posteriormente se fueron implantado: Jarvick 2000 VAD, HeartMate II VAD, en el año 2000 (Fig:12).

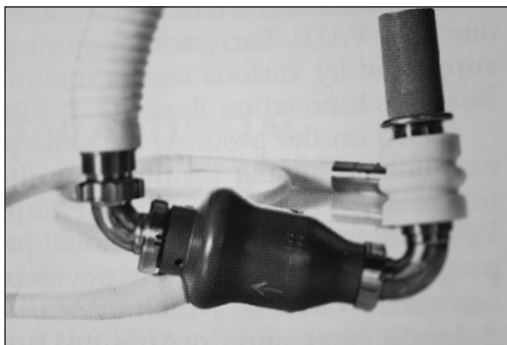


Fig.: 12. Asistencia circulatoria HeartMate II.

La bomba Circulite Synergy Pocket que se puede implantar por cirugía mínimamente invasiva (Fig.: 13).



Fig.: 13.La micro-bomba Circulite Synergy Pocket. Se implanta sin esternotomía y sin circulación extracorpórea. Se conecta el extremo de salida a la arteria subclavia y el de entrada a la aurícula izquierda.

Posteriormente aparecen las bombas de *flujo centrífugo* que impulsan la sangre utilizando una peonza dentro de la cámara.

Estos tipos de bombas operan aproximadamente a un número de revoluciones entre un quinto y un tercio de las revoluciones que alcanzan las bombas de flujo axial. Típicamente se requieren entre 2.000 y 3.000 revoluciones por minuto para generar un flujo aproximado de sangre de 5 litros por minuto y una presión arterial de 100 mm de Hg. Debido a que el impulsor de las bombas de flujo centrífugo gira a una velocidad mucho menor, puede esperarse que la vida media del cojinete sea mayor que las del flujo axial.

Una bomba centrífuga genera su flujo mediante un efecto hemodinámico indirecto. El vórtice (efecto vórtex) de la sangre generado por la rotación del impulsor genera una diferencia de presión entre la zona de entrada (baja presión) y la de salida (alta presión). Aprovechando el gradiente generado por la bomba, se hace circular la sangre de la zona de baja presión (entrada) a la zona de alta presión (salida). El concepto de bomba centrífuga fue introducido en el 1968 por Rafferty y un año después, en el 1969 el grupo de Perry Blacksheart en Minnesota desarrolló la primera bomba centrífuga aplicada en la clínica (Fig.: 14).⁷

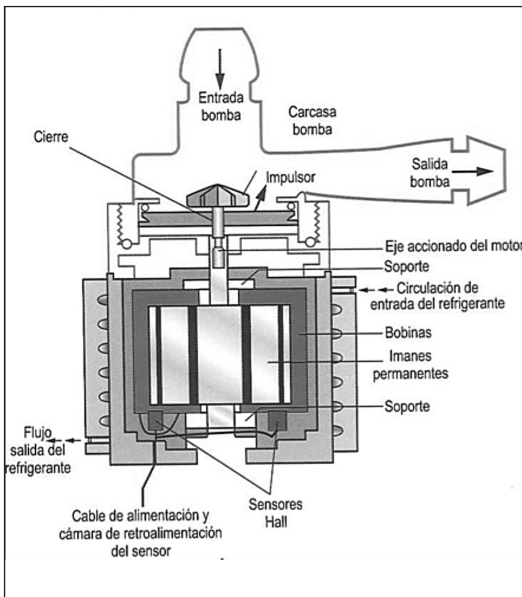


Fig.: 14. Bomba centrífuga Blacksheart-Medtronic (Representación esquemática de la sección transversal). El pequeño impulsor dentro de la cámara de la bomba era rotado por un micromotor eléctrico de corriente continua sin escobillas, utilizando una configuración de accionamiento directo por el eje.

Durante las décadas siguientes se incorporó un diseño que incorporaba un accionamiento del impulsor magnéticamente, siendo utilizado como bomba centrífuga para la derivación cardio-pulmonar (bombas de circulación extracorpórea). Pero la primera aplicación clínica como sistema de asistencia ventricular ha sido en el 2005 en donde se diseña la tercera generación de estas bombas centrífugas, implantándose de forma exitosa un dispositivo VentraAssist por Bart Griffith en la Universidad de Maryland. Esta nueva generación, con sistemas de levitación magnética, la cual disminuirá el desgaste del núcleo giratorio y no producirá calentamiento del sistema, son los sistemas actuales de Soporte circulatorio: HeartWare y Therumo Heart DuraHeart (Fig.: 15,16)

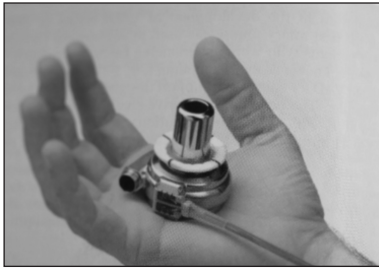


Fig.: 15. Bomba de HeartWare.

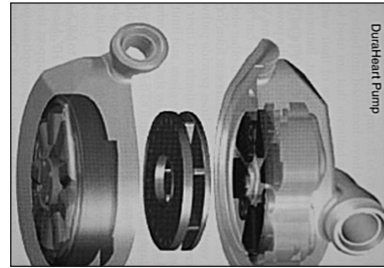


Fig.: 16. Bomba DurHeart.

Evolucion del corazon artificial total

En la mayoría de casos con insuficiencia cardiaca terminal, la asistencia ventricular izquierda es suficiente para mejorar la perfusión distal de los órganos. Sin embargo, en los casos de insuficiencia bi-ventricular también se requiere en el lado derecho. A pesar de que las indicaciones actuales para la implantación de un corazón artificial total son algo limitadas, estos dispositivos juegan un rol importante en el campo de la asistencia circulatoria mecánica.

El primer individuo en intentar la implantación de un corazón mecánico fue el investigador soviético V.P. Demikhov, describiendo en el 1937 tres experimentos en animales, a los que se les implanto un dispositivo accionado mediante un eje rotatorio alimentado desde el

exterior e insertado a través de un tubo en la pared torácica. Posteriormente describió 5 experimentos adicionales, pero abandonó estos experimentos sin publicarlos.

El auténtico pionero en este campo fue Willen J. Kolff (Fig.17) quien inició sus trabajos en la Cleveland Clinic Foundation, siendo también conocido por el desarrollo de la hemodiálisis renal. El propio Kolff acreditó a Peter F. Salisbury del Hospital Cedros de Líbano en los Angeles, California, como la persona que propuso inicialmente el concepto de corazón total mecánico en el 1955. En este año, Kolff y Salisbury, en compañía de una docena de científicos e investigadores crearon la Asociación Americana para Órganos Internos Artificiales (ASAIO, por sus siglas en inglés).



Fig.: 17 W. Kolff apretando un corazón de silastic en un circuito.

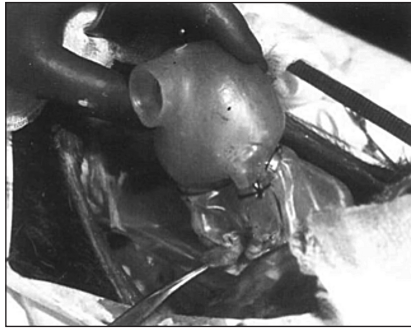


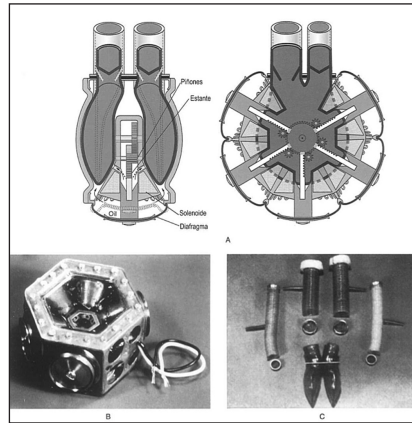
Fig.: 18. Primera implantación en animales de un corazón total artificial por W. Kolff y T. Akutsu en el 1957.

Kolff y Tetsuzo Akutsu realizaron los primeros experimentos.

En la Cliveland Clinic. Implantando un corazón mecánico total activado hidráulicamente en un perro, con una supervivencia de 90 minutos (Fig.18).

Posteriormente Kolff y asociados colaboraron en la corporación Thompson Ramo Wooldridge en el desarrollo de un corazón artificial impulsado por un solenoide. Este fue el primer corazón total mecánico electromecánico y totalmente implantable, con excepción de la fuente energética.(Fig:19)⁸

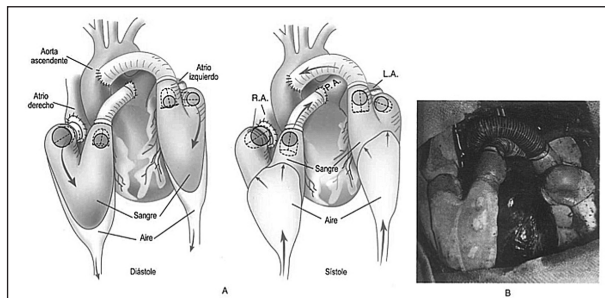
Fig.: 19 **A.** Vista de la sección transversal del corazón total impulsado por un solenoide desarrollado por Kolff. La corriente en el solenoide empuja el diafragma interiormente. La presión transferida por el flujo hidráulico fuerza a los sacos ventriculares a contraerse y expeler sangre a través de los tubos superiores. Se observa una bomba con cinco pistones asociados a solenoides. **B.** Mecanismo impulsor de la bomba fabricado por Harry Norton. **C.** Componente de la bomba hechos con polímeros. Estas partes están hechas con poliuretano. Las válvulas son de tipo semilunar y tricuspídeo. Los vasos conectores son coarregados.



Desafortunadamente, las tecnologías disponibles hace 50 años requerían una potencia significativa de más de 30 W, por lo que el sobrecalentamiento del dispositivo representaba una limitación importante. El *ventrículo*, hecho de plástico y poliuretano, se encontraba rodeado de aceite entre su superficie externa y la cubierta rígida exterior. Para impulsar la bomba, cinco solenoides empujaban los discos hacia dentro, comprimiendo el aceite y apretando *el ventrículo*, de tal forma que este vaciaba el ventrículo a las arterias (aorta y pulmonar).

Mientras el grupo de Cleveland concentraba sus esfuerzos en el corazón ortotópico, el grupo de Houston, liderado por DeBakey desarrollaba un corazón artificial de derivación biventricular. Dos bombas tipo saco de silastic accionadas neumáticamente, se implantaban a modo de derivaciones ventricular izquierda y derecha (Fig.: 20).⁹

Fig.: 20 **A.** Esquema del corazón artificial de derivación biventricular desarrollado por el grupo de Houston encabezado por Michael.



DeBekey. **B.** Dos corazones neumáticos de silastic tipo saco son implantados en un animal

Otra de las diferencias entre el corazón diseñado por la Baylor y el de la Cliveland era que mientras el de la Baylor utilizaba una superficie texturizada de contacto con la sangre, el de la Cliveland utilizaba una superficie de contacto lisa.

El 1964, el Instituto Nacional del Corazón, Pulmón y la Sangre, perteneciente a los Institutos Nacionales de Salud, comenzó a patrocinar el desarrollo de dispositivos mecánicos para la asistencia circulatoria de larga y corta duración. Este programa para el desarrollo del corazón artificial fue iniciado por el expresidente Lyndon Johnson tras las recomendaciones de DeBakey. El programa inicial fue desarrollado por William Hall (jefe del grupo de investigación de DeBakey en la Baylor) y Yukihiro Nosé (jefe del grupo de investigación de Kolff en la Cliveland). El desarrollo de este programa tuvo un impacto significativo en las rápidas mejoras que ocurrieron en la tecnología de los dispositivos durante los años finales de la década de 1960.

En el 1969, Denton Cooley (en el Instituto del Corazón de Texas) realizó el primer implante en humanos de un corazón total mecánico, fue como puente el trasplante cardiaco. El paciente fue un hombre de 47 años portados de una miocardiopatía isquémica terminal con aneurisma de ventrículo izquierdo. La cirugía se complicó y no se pudo desconectar de la máquina de circulación cardiopulmonar, teniendo que trasplantar al paciente. Posteriormente el enfermo evoluciono mal, muriendo de un cuadro séptico.

En el 1971, el presidente de los Estados Unidos –Richard Nixon y el secretario general Ruso acordaron que los dos países deberían unirse para trabajar pacíficamente en algún proyecto conjunto de alta tecnología que pudiera beneficiar a toda la humanidad. El proyecto seleccionado fue el programa para diseñar un corazón artificial.

El 1972 se dio inicio al programa conjunto US-URSS para un corazón artificial, celebrando la primera reunión en Huston, Texas. Las asambleas para compartir información alternaron entre Moscú y Houston (Fig.: 21).



Fig.: 21 Miembros del programa conjunto US-USSR para un corazón artificial en el 1979. John T. Watson (extremo derecho, primera fila). Michael DeBakey (tercero desde la derecha, primera fila). Valerij Shumakov (cuarto desde la derecha primera fila). William Pierce (cuarto desde la derecha segunda fila). Robert Jarvik (tercero desde la derecha, segunda fila). Yukihko Nose (quinto desde la derecha, tercera fila). Willian Hall (cuarto desde la derecha, tercera fila).



Fig.: 22 W. Devries (derecha) junto a L. Joyce (izquierda) durante la primera implantación de un corazón total.

El primer implante permanente de un corazón artificial fue realizado en diciembre de 1982.

Este corazón se llamó Jarvik-7 siendo fabricado por Kolff Medical, siendo implantado por primera vez como terapia de destino a Barney Clark, dentista retirado, superviven durante 112 días (Fig.23)

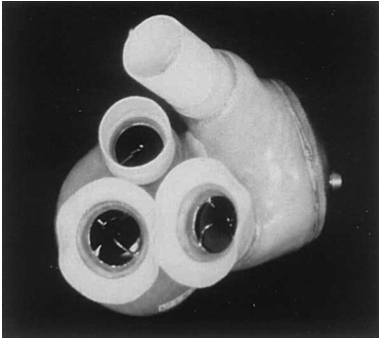


Fig.: 23 Corazón total Jarvik 7.

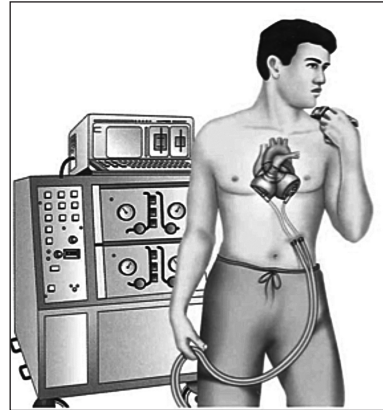


Fig.: 24 Corazón total CardioWest.

Desde el 1985 el Jarvick-7 se denominó SynCardia^{11, 12}, siendo implantado en más de 850 pacientes, sin embargo la alta incidencia en hemorragias, trombosis y una mala calidad de vida, llevaron a la terminación del experimento.

Tras la suspensión por parte de la FDA del Jarvick-7, CardioWest Inc., adquirió el dispositivo el 1992, y el primer implante fue realizado el 1993 como puente al trasplante. El corazón mecánico CardioWest es una boba pulsátil y biventricular activada neumáticamente, que se implanta en posición ortotópica (Fig.: 24).

El Instituto Nacional del Corazón, Pulmón y la Sangre en el 1988, subvencionan los trabajos realizados por Pen State/3M, Abiomed/Texas Heart Institute, Universidad de Utah y Nimbus/Cliveland Clinic, para desarrollar un corazón totalmente integrado dentro del cuerpo en posición ortotópica. Creándose con este programa el AbioCord, que fue implantado por primera vez el 2001, como buenos resultados. Siendo aprobado por la FDA para los pacientes que tuvieran una esperanza de vida inferior a 30 días. El dispositivo presenta problemas de tromboembolismo, generándose los trombos en las estructuras del sistema.

El futuro

La asistencia circulatoria mecánica ha avanzado de manera impresionante como campo de investigación desde que un frustrado diputado Johon Fogarty afirmara en el 1964: “Nosotros gastamos millones de dólares en el espacio tratando de llevar un hombre a la luna. Aquí, mientras tanto perdemos millones de personas que mueren todos los años por una enfermedad cardiaca”, hasta la actualidad. Sin embargo, los retos impuestos por las infecciones, las complicaciones tromboembólicas y los fallos en los dispositivos mecánicos, siguen siendo objetivos tecnológicos para el futuro.

Otro de los problemas que se nos plantea es la eliminación de cable externo para cargar las baterías. Sería importante poder implantar dentro del cuerpo las baterías y cargarlas por transmisión eléctrica a través de piel.

La asistencia ventricular derecha sigue siendo un problema a resolver, puesto que con los sistemas actuales los resultados no son buenos.

La asistencia circulatoria pediátrica también plantea problemas, debido al tamaño de los sistemas actuales, aunque se han diseñado dos modelos pediátricos: el Infant Jarvik 2000 y el PediaFlow (Fig.: 25).



Fig.: 25 Asistencia ventricular pediátrica Infant Jarvik 2000.

El corazón mecánico total sigue teniendo múltiples problemas. El tamaño es muy grande, al ser un sistema neumático las bombas de aporte energético son de gran tamaño, siendo difícilmente transportables. Posiblemente utilizando bombas centrífugas se pueda resolver este problema.

Espero, que en las próximos años se puedan mejorar estos retos y de esta forma se podrá llevar esta tecnología a los pacientes con insuficiencia cardiaca terminal (5 millones en EEUU)

Los progresos en la clínica los vamos a ver reflejados en los registros INTERMACS (Interagency Registry for Mechanically Assisted Circulatory Support). Iniciados en el 2006 y han continuado hasta la actualidad, en donde se refleja la supervivencia de los enfermos con insuficiencia cardiaca terminal, tratados medicamente o con soportes de asistencia mecánica. En donde se aprecia un aumento de la supervivencia en los enfermos tratados con soportes mecánicos en comparación con los tratados medicamente.

Estimación de la población que necesitara estos dispositivos

El tratamiento ideal para los enfermos con insuficiencia cardiaca terminal es el trasplante cardiaco, con una supervivencia a los 10 años del 50%. Pero el problema actual es que los trasplantes han disminuido,

Realizándose una media anual en el mundo de 4.500 (Fig.: 26).

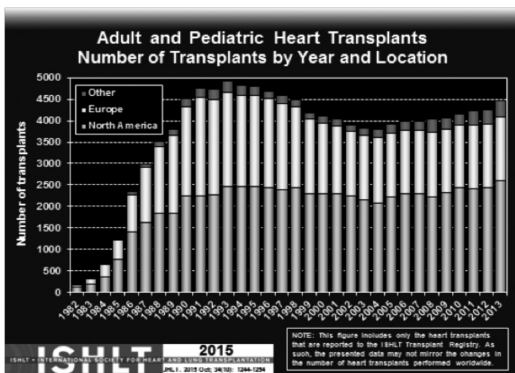


Fig.: 26 Número de trasplantes cardiacos por año.

Esto se debe al descenso de las donaciones, producido por la disminución de los accidentes de tráfico. Ante la caída de las donaciones se ha producido un aumento en los pacientes que está en lista de espera de un trasplante. Este problema se acentúa al existir cada vez

más enfermos con edades superiores a los criterios de selección para el trasplante (65 años), que biológicamente están en condiciones de necesitar una solución a sus problemas cardiacos.

Esta solución son los dispositivos de asistencia ventricular izquierda, como terapia definitiva que resuelva su problema cardiaco o como puente al trasplante en enfermos que están esperando un trasplante y se deterioran.

Estos sistemas han permitido aportar a los pacientes una magnífica calidad de vida, proporcionando una supervivencia comparable a la de los trasplantes cardiacos.

Ante estas posibilidades que nos aporta la asistencia ventricular en el tratamiento de los enfermos con insuficiencia cardiaca terminal, es importante conocer el volumen de población que es subsidiaria de ser tratada con estos sistemas mecánicos.

La American Heart Association publicó en el año 2010 una estimación de prevalencia de la Insuficiencia cardiaca del 2.6% en EEUU. Esto supone un volumen de 6.4 millones, sobre una población de 240 millones de adultos mayores de 20 años. Dentro de este grupo de insuficiencia cardiaca, serían candidatos al implante de una asistencia mecánica, los enfermos que se encuentren en grado IV de la NYHA o estadio D. Este grupo tendría un volumen entre 109.200 y 280.800. Este aumento de las asistencias mecánicas lo podemos ver reflejado en el grafico (Fig.: 27) significativo de la prevalencia de la insuficiencia cardiaca, afectando al 5% de la población mundial.

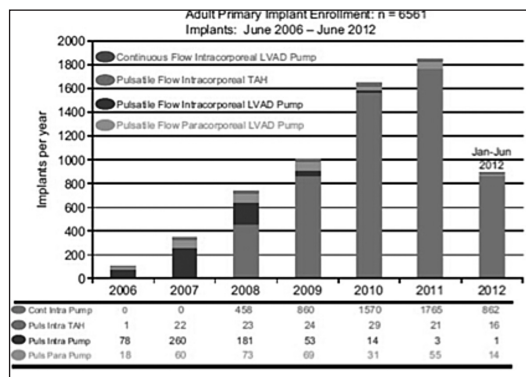


Fig.: 27 Progresivo aumento de los implantes de asistencias mecánicas.

A partir de la quinta década de la vida se produce un aumento significativo de la prevalencia de IC, afectando al 5% de las mujeres y al 9% de los hombres con edad superior a 65 años

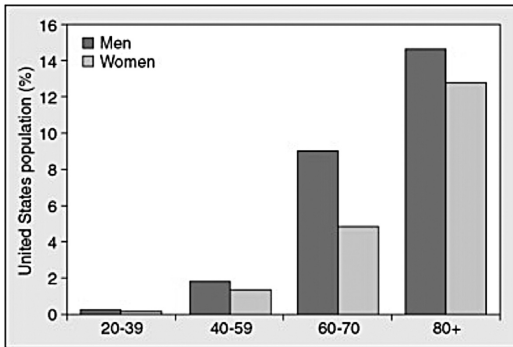


Fig.: 28 Prevalencia de la insuficiencia cardiaca relacionada con la edad y el sexo.

El aumento de la población con edades avanzadas en los países industrializados conlleva un aumento de la prevalencia e incidencia de la insuficiencia cardiaca (Fig.: 29) y, en especial, de sus estadios más avanzados, incrementando la demanda de las terapias de asistencia mecánica circulatoria en el futuro.

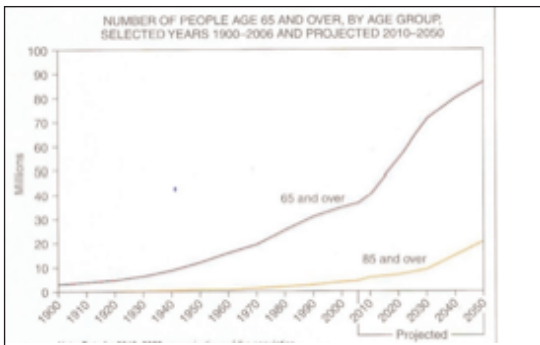


Fig.: 29 Incremento de la población de más de 65 y 85 años en el futuro.

Toda esta información nos va servir para planificar el volumen tan elevado de asistencias circulatorias que van a ser necesarias en el futuro.

Bibliografia

1. Liotta D, Crawford ES, Cooley DA, DeBakey ME, De Urquia M, Feldman L. Prolonged partial left ventricular bypass by means of an intrathoracic pump implanted in the left chest. *Trans Am Soc Artif Intern Organs*. 1962;8:90-99.
2. Liotta D, Hall CW, Cooley DA, De Bakey ME. Prolonged ventricular bypass with intrathoracic pumps. *Trans Am Soc Artif Intern Organs*. 1964; 10:154-156.
3. DeBakey ME. Left ventricular bypass pump for cardiac assistance. Clinical experience. *Am J Cardiol*. 1971 Jan;27(1):3-11.
4. Kantrowitz A. Experimental augmentation of coronary flow by retardation of the arterial pressure pulse. *Surgery*. 1953;34:678. (Initially presented at the Surgical Forum, American College of Surgeons, New York, Sep 1952. This paper showed the physiological basis for development of intra-aortic balloon counterpulsation in the 1960s).
5. Kantrowitz A, McKinnon WMP. The experimental use of the diaphragm as an auxiliary myocardium. *Surg Forum*. 1958;9:226.
6. Graedel F, Akutsu T, Chaptal PA, Kantrowitz A. Successful hemodynamic results with a new, U-shaped auxiliary ventricle. *Trans Am Soc Artif Inter Organs*. 1965;11:277-283.
7. Dorman F, Bernstein EF, Blackshear PL, Sovilij R, Socott DR. Progress in the design of a centrifugal cardiac assist pump with trans-cutaneous energy transmission by magnetic coupling. *Trans Am soc Artif Intern Organs*. 1969; 15:441-448.
8. Kolff WJ, Akutsu T, Dreyer B, Norton S. Artificial hearts inside the chest, and use of polyurethane for making hearts, valves and aorta. *Trans Am Soc Artif Intern Organs*. 1959;5:298-303.
9. DeBakey ME, Hall CW, Hellums JD, et al. Orthotopic cardiac prosthesis: preliminary experiments in animals with biventricular artificial heart. *Cardiovasc Res Cent Bull*. 1969 Apr-Jun;7(4):127-142.
10. Mochizuki T, Lawson JH, Olsen DB, et al. A seven-month survival of a calf with an artificial heart designed for human use. *Artif Organs*. 1981 May;5(2):125-131.
11. Jarvik RK, DeVries WC, Semb BK, et al. Surgical positioning of the Jarvik-7 artificial heart. *J Heart Transplant*. 1986 May-jun; 5 (3):184-195.
12. Copeland JG, Arabia FA, Tsau PH, et al. Total artificial hearts: bridge to trans-plantation. *Cardiol Clin*. 2003 Feb; 21 (1):101-113.