

Acercamiento al diseño de una bomba peristáltica implantable para el tratamiento de la deficiencia cardíaca derecha.

Tgo. Mec. Marcos Trinidad.

Docentes: Prof. Ing. Franco Simini, Ing. Isabel Morales.
Facultad de ingeniería de la Universidad de la República.

Resumen—El presente trabajo aborda el problema del desarrollo de un dispositivo de bombeo peristáltico implantable para el tratamiento de la deficiencia cardíaca derecha. Se realiza una analogía entre los elementos del sistema circulatorio del cuerpo humano y los elementos típicos de un sistema hidráulico de ingeniería. Se identifican complejidades y aspectos alentadores para un eventual proyecto de desarrollo del dispositivo. Por último, se establecen valores representativos de parámetros hidráulicos (caudal y diferencia de presión), a efectos de estimar variables importantes de diseño, como el requerimiento de potencia y la velocidad angular. Los valores obtenidos no menoscaban la viabilidad del desarrollo del dispositivo.

Palabras clave— Insuficiencia cardíaca, mecánica de fluidos, bombas peristálticas, dispositivos implantables.

Introducción

Este trabajo se vincula con la conferencia “Ideas Originales de Desarrollos de Equipos Biomédicos y Dispositivos Mecánicos”, dictada por el Dr. Rafael Anzibar. Entre otros temas, el Dr. Anzibar planteó la posibilidad de desarrollar un dispositivo de bombeo de sangre implantable en la vena cava para tratamiento de la insuficiencia cardíaca (IC).

La IC afecta entre un uno y un dos por ciento de la población en países desarrollados. Este porcentaje aumenta hasta más del 10% entre las personas de 70 o más años. La importancia de la IC como problema sanitario no se determina solamente por su aspecto epidemiológico, sino también por una elevada tasa de morbimortalidad. La IC se clasifica como derecha o izquierda en función de los síntomas. Atañe a este trabajo la IC derecha que se caracteriza por generar ingurgitación yugular, hepatomegalia, ascitis y edemas [1].

Se pretende hacer un primer acercamiento a la globalidad del problema de diseño del dispositivo, fundamentalmente desde la óptica de la mecánica. Se apunta a tener una primera estimación de parámetros importantes, tales como el requerimiento de potencia y la vida útil de las partes móviles, así como identificar las principales dificultades que deberán salvarse a la hora del diseño.

I. ELEMENTOS HIDRÁULICOS DEL SISTEMA CIRCULATORIO.

A. Analogía entre los elementos del sistema circulatorio y los elementos de un sistema hidráulico.

El flujo de sangre en el cuerpo humano, como en todos los vertebrados, se da en un circuito cerrado. Cualquier sistema hidráulico, dinámico y cerrado, está compuesto por, al menos, los siguientes elementos: un fluido, un dispositivo que entrega potencia al fluido e impone un gradiente de carga hidráulica (bomba), y un conjunto de canalizaciones u otros elementos por los que circula el fluido (instalación).

En el sistema circulatorio el fluido es la sangre, la bomba es el corazón y la instalación está compuesta por los vasos sanguíneos y los órganos por donde fluye la sangre. La figura 1 esquematiza lo expuesto.

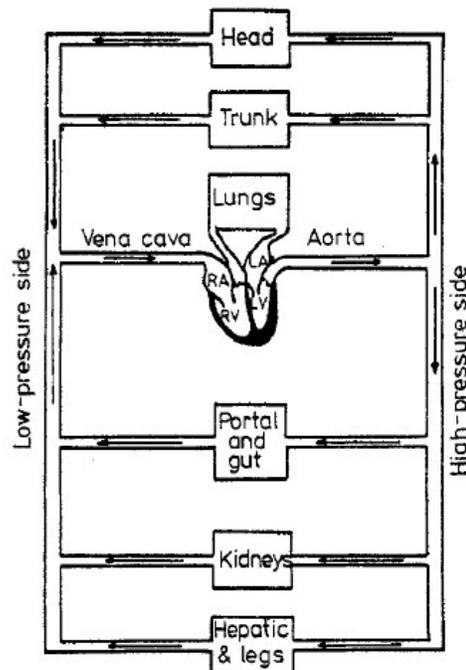


Fig. 1. Esquema del flujo sanguíneo [4].

B. La sangre como fluido.

La sangre es una suspensión de células en una solución electrolítica denominada plasma. Las propiedades de la sangre

que resultan de mayor importancia para el modelado hidráulico son su densidad y su viscosidad. En el caso de la densidad, la literatura consultada coincide en valores del entorno de 1054 kg/m^3 , no habiendo variaciones significativas por cambios en la presión [2], [3], [4]. Consideraremos pues que la sangre es un fluido incompresible.

La viscosidad de la sangre tiene un comportamiento no Newtoniano, esto significa que dependerá de las variaciones en los esfuerzos de corte. No se ahondará en este tema, ya que presenta varias complejidades y no resulta determinante para el alcance del presente trabajo.

C. El corazón como bomba.

La causa del flujo de sangre es el gradiente de carga hidráulica en los vasos sanguíneos. El órgano responsable de este gradiente es el corazón, que actúa como un conjunto de dos bombas en serie: el ventrículo izquierdo y el ventrículo derecho. El ventrículo izquierdo es el que trabaja a mayor presión. Su contracción bombea la sangre hacia los órganos sistémicos. El ventrículo derecho trabaja a presiones mucho menores, bombeando la sangre desde los órganos sistémicos hacia los pulmones.

La acción del corazón es un proceso de dos etapas: una de contracción o impulso (sístole) y una de relajación o llenado (diástole). En el transcurso de este proceso, las presiones en el sistema circulatorio sufrirán distintas variaciones, que se muestran en la figura 2.

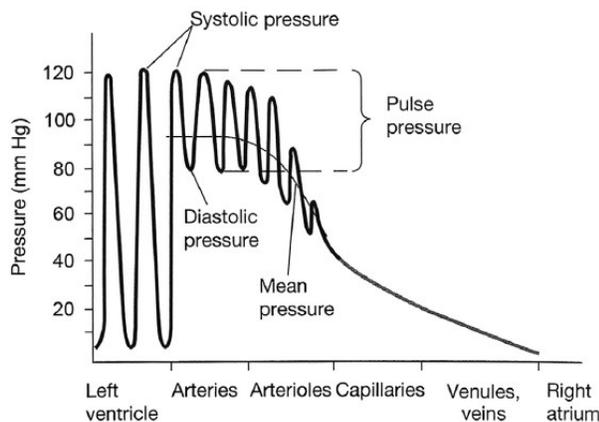


Fig. 2. Variaciones de presión en el sistema circulatorio [2].

En el ventrículo izquierdo y en las arterias (lado de presión alta del sistema circulatorio) la presión tiene un comportamiento oscilatorio. A medida que la sangre recorre el sistema, sufre pérdidas de carga; el comportamiento oscilatorio deja entonces de ser apreciable y las presiones descienden hasta su mínimo en el ventrículo derecho.

D. Vasos sanguíneos.

Resulta de particular interés para el diseño que se pretende desarrollar, conocer la naturaleza de los vasos sanguíneos y en particular sus propiedades mecánicas.

Los vasos sanguíneos se componen de tres capas: la túnica íntima, la túnica media y la túnica externa. La túnica íntima es una capa de células endoteliales que están en contacto directo con la sangre que fluye. La túnica media se compone esencialmente de células musculares. Por último, la túnica externa se compone de tejido conectivo suelto formado por fibroblastos y fibras de colágeno asociadas.

Venas y arterias tienen esencialmente la misma anatomía, pero en el caso de las venas las túnicas son más delgadas, y los componentes elásticos no tienen el mismo desarrollo que en las arterias.

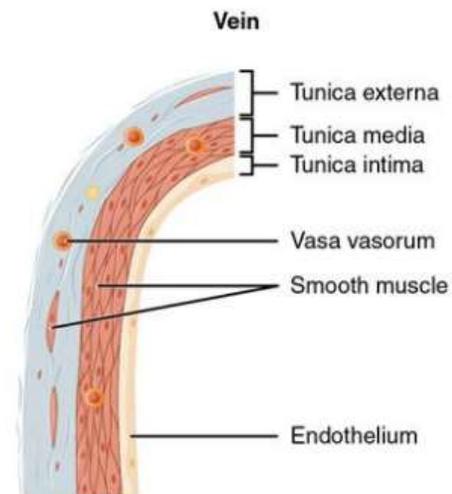


Fig. 3. Estructura general de los vasos sanguíneos [5].

Las propiedades mecánicas de los vasos sanguíneos quedan determinadas casi íntegramente por las características de la túnica media.

La resistencia a la tensión longitudinal de las venas es del orden de 4 MPa, siendo superior en un factor 1.5 a la resistencia de las arterias. Además, las venas resultan ser menos susceptibles a la deformación [6]. La vena cava tiene un diámetro del orden de 30 mm, con un espesor de pared de 1.5 mm [2]. Con estos datos se puede estimar que la vena cava puede soportar fuerzas de hasta 280 N (28 kgf).

No se encontraron datos sobre el comportamiento de los vasos sanguíneos en situaciones de fatiga mecánica.

II. PARÁMETROS HIDRÁULICOS.

Se establecerán valores representativos de caudal y gradiente de presión en la vena cava, para luego trabajar con ellos en las estimaciones de los parámetros del dispositivo implantable.

A. Valor de caudal.

El volumen de sangre bombeado por el ventrículo izquierdo se denomina volumen sistólico (VS), y es del orden de 70 mL/latido, para un adulto sano.

La frecuencia cardíaca (FC) normal oscila en 70 latidos/min.

El flujo de sangre en el corazón (Q) queda determinado entonces por la ecuación (1):

$$Q = (VS) \cdot (FC) \quad (1)$$

Se tiene entonces: $Q \cong 5 \text{ L/min}$. Supondremos que será éste el caudal a circular a través del dispositivo.

B. Valor de presión.

En situación de deficiencia cardíaca derecha, el ventrículo derecho no genera la depresión necesaria en el sistema venoso, por lo que aumentan las presiones generando edemas y otros síntomas. El dispositivo implantable deberá imponer el gradiente de presiones no impuesto por el ventrículo derecho. Tomaremos como parámetro la diferencia de presión entre las vénulas y la vena cava, esto es unos 12 mm Hg, según se ve en la figura 4.

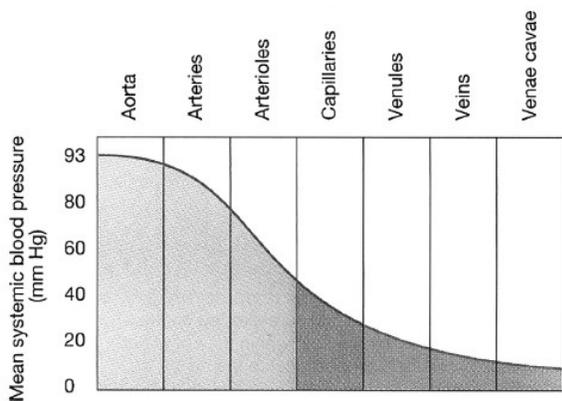


Fig. 4. Gradiente de presiones en el sistema circulatorio [2].

III. BOMBAS PERISTÁLTICAS.

A. Principio de funcionamiento

El tipo de dispositivo que se propone para esta aplicación es una bomba volumétrica (también conocidas como bombas de desplazamiento positivo) de tipo peristáltica.

Estas bombas tienen un órgano rotatorio que no está en contacto con el fluido. Éste último circula por el interior de un tubo flexible que es comprimido por rodillos giratorios que confinan una cierta cantidad de líquido y lo impulsan hacia la descarga.

Se usa este tipo de bombas cuando se quiere evitar totalmente la posibilidad de fugas. También cuando se desea medir con precisión el caudal con precisión, de ahí su utilización en aplicaciones médicas tales como bombas de infusión y máquinas de diálisis, entre otras.

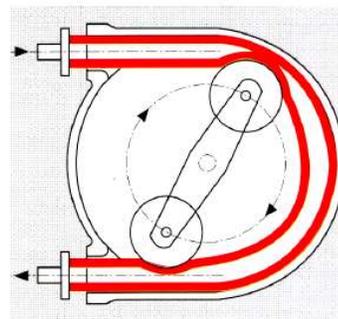


Fig. 5. Esquema de una bomba peristáltica [7].

Estas bombas sólo se usan para caudales muy pequeños (habitualmente unos pocos litros por hora, nunca más de 12000 lt/h ni siquiera en los tamaños más grandes).

Mecánicamente, presentan una desventaja asociada a la fatiga del tubo flexible que, al estar sometido a flexiones repetidas, suele deteriorarse y debe ser cambiado periódicamente. El material con que se construye este tubo debe ser, por un lado, lo más resistente posible a las flexiones repetidas; y por otra parte compatible con los fluidos que circulan [7].

B. Implantación de una bomba peristáltica en pacientes con deficiencia cardíaca derecha.

Debido a que los pacientes con IC derecha no generan de manera natural el gradiente de presión necesario en el sistema venoso, se plantea la posibilidad de implantar en estos pacientes una bomba peristáltica de manera tal que sea la vena cava la que oficie como tubo flexible. De este modo, la bomba estaría generando en la vena el gradiente de presión que no genera el corazón.

Cabe hacer en este punto un análisis de las dificultades que esto implica desde el punto de vista de la ingeniería mecánica. En primer lugar, es de suponer que el dispositivo debe estar sellado, y dado que la vena es entrante y saliente al mecanismo, deben implementarse sellos en torno a ésta. Se ha visto que la vena tiene propiedades mecánicas muy buenas, siendo capaz de soportar tensiones considerables, pero no se sabe cómo se comporta al ser sometida a esfuerzos reiterados durante largos periodos de tiempo. Por último, siendo las propiedades mecánicas de las venas determinadas por la túnica media, que es esencialmente tejido muscular, se puede inferir que la geometría de la vena cava puede variar en función de parámetros mecánicos o biológicos, por lo que el diseño de la bomba debe tener esto en cuenta. Se deberá implementar un sistema que varíe el radio de acción de los rodillos en función de las variaciones en el diámetro de la vena.

Como aspectos positivos, hay que mencionar el hecho de que las presiones en el ventrículo izquierdo no presentan un comportamiento oscilatorio, que sería incompatible con el funcionamiento de una bomba peristáltica. También cabe mencionar que este tipo de bombas es de uso común para impulsar sangre, con lo cual, las características no newtonianas

de la sangre pueden no ser un problema. Por otra parte, el bombeo peristáltico es un mecanismo presente en sistemas biológicos, y en particular, en el cuerpo humano [8].

IV. ESTIMACIÓN DE PARÁMETROS.

A. Potencia.

La potencia que debe entregarse a un fluido incompresible, como la sangre, para que fluya un caudal Q , desde un punto con carga hidráulica H_1 hasta un punto con carga hidráulica $H_2 > H_1$, responde a la ecuación (2):

$$Pot = \gamma Q(H_2 - H_1) \quad (2)$$

Donde γ es el peso específico del fluido. La carga hidráulica, H , se define como la suma del trinomio de Bernoulli:

$$H = \frac{P}{\gamma} + \frac{v^2}{2g} + z \quad (3)$$

Siendo P la presión, v la velocidad, g la aceleración gravitatoria (9.8 m/s) y z una cota de altura respecto de una referencia fija.

Para calcular la potencia que debe entregar la bomba, debemos conocer entonces el caudal que esta ha de mover, y la carga hidráulica en los puntos de entrada y salida del fluido. Ya se ha determinado anteriormente un valor para asignarle al caudal (5 L/min), así como una variación de presión a imponer (12 mm Hg). En cuanto a las velocidades a la entrada y salida de la bomba, si suponemos que el diámetro de la cava no varía entre estos puntos, y sabiendo que la sangre es un fluido incompresible, podemos decir que no hay variación de velocidad. Por último, queda estimar la variación en la cota z . Para determinar este parámetro, se debería conocer las dimensiones de la bomba, así como su disposición geométrica en el organismo. Dado que estos aspectos no están definidos, diremos que el radio de acción de la bomba es dos veces el valor de referencia del diámetro de la vena cava (30 mm [2]), y supondremos una diferencia de cotas máxima igual a dos radios de acción, esto es 120 mm. Sustituyendo los valores asignados en la ecuación (2), y haciendo un cambio de unidades, se tiene que la potencia requerida por el dispositivo será de al menos 140 mW (una vez desarrollado el dispositivo, se deberá evaluar su rendimiento mecánico). Es este un valor acorde al de otros dispositivos implantables, según se muestra en la figura (6).

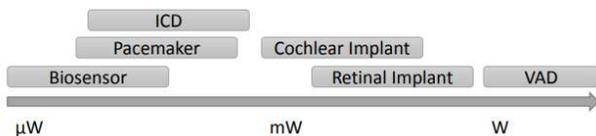


Fig. 6. Rango de requerimientos de potencia de algunos dispositivos implantables [10].

B. Velocidad angular.

A partir de los valores asignados al caudal y al radio de la bomba, podemos determinar su velocidad angular mediante la ecuación (4):

$$\omega = \frac{Q}{A r_m} \quad (4)$$

En esta ecuación A es el área de la sección de la vena, y r_m es un radio medio que, en concordancia con las suposiciones establecidas para el cálculo de la potencia, vale 45 mm (tres medios del diámetro de la cava). Se tiene entonces una velocidad angular de 2.6 rad/s, es decir 25 revoluciones por minuto.

C. Vida útil.

No es posible dar una estimación cierta de la vida útil de un dispositivo de las características planteadas, ya que deberá tener elementos electrónicos, de control, sistemas mecánicos regulables, entre otros aspectos de variada complejidad. Sin embargo, tenemos una estimación de velocidad angular, por lo que podemos tener una idea de la vida útil de las partes móviles. A modo de ejemplo, mencionamos que un rodamiento sensorizado para uso en mecatrónica, de 15 mm de diámetro interno, puede trabajar a 13000 rpm y soportar una carga dinámica de 8 kN (800 kgf) [11], que son valores muy superiores a los que debería afrontar el eje de la bomba implantable. No serán las exigencias mecánicas las que limiten la vida útil del dispositivo. Habrá que evaluar entonces temas como los sellos, la electrónica, y por supuesto aspectos médicos.

V. CONCLUSIONES.

La propuesta de implantar una bomba peristáltica en pacientes con deficiencia cardíaca plantea sin duda desafíos que deberán abordarse de manera multidisciplinaria por su variedad y complejidad. En el desarrollo del dispositivo, se deberán tener en cuenta aspectos avanzados de diseño mecánico, mecánica de fluidos, electrónica, anatomía y fisiología, entre otras disciplinas. De manera primaria se ha hecho en este trabajo un acercamiento a la globalidad del problema, identificando riesgos y aspectos arduos a estudiar y solucionar, así como aspectos que resultan alentadores para un eventual proyecto de desarrollo.

Se realizaron cálculos estimativos de potencia requerida y velocidad angular. El valor obtenido para la potencia es comparable con el de dispositivos implantables existentes. La velocidad angular calculada es muy baja en relación a la capacidad de los elementos giratorios utilizados en aplicaciones de mecatrónica.

Los valores hallados no menoscaban la viabilidad del dispositivo.

REFERENCIAS

- [1] I. C. González, J. M. Moreiras, P. P. Osuna, and C. Martín, "Concepto de insuficiencia cardiaca Key words :," *Medicine (Baltimore)*, vol. 11, no. 35, pp. 2121–2126, 2013.
- [2] P. S. Ayyaswamy, *Fluid Mechanics*. Elsevier, 2016.
- [3] M. A. Raymond, "The physical properties of blood - forensic considerations," vol. 36, no. 3, pp. 153–160, 1996.
- [4] H. Search, C. Journals, A. Contact, M. Iopscience, and I. P. Address, "Physical properties of blood and their influence ori blood-flow measurement," vol. 65, 1976.
- [5] OpenStax College, *Anatomy & Physiology*. OpenStax College. 19 June 2013..
- [6] E.E. Tseders, B.A. Purinya , "Mechanical properties of blood vessels," no. 2, pp. 271–275, 1975.
- [7] Notas teóricas del curso "Máquinas para fluidos". Instituto de mecánica de los fluidos e ingeniería ambiental. Facultad de Ingeniería, UDELAR.
- [8] M. Y. Shafirin, A.H. Shapiro, "Peristaltic pumping". 1971.
- [9] Notas teóricas del curso "Elementos de mecánica de los fluidos" Instituto de mecánica de los fluidos e ingeniería ambiental. Facultad de Ingeniería, UDELAR.
- [10] K. N. Bocan and E. Sejdi, "Adaptive Transcutaneous Power Transfer to Implantable Devices : A State of the Art Review," no. March, 2016.
- [11] Catálogo Mecatrónica SKF.