

# Efectos del flujo pulsátil con bomba centrífuga y con bomba de rodillo en circulación extracorpórea: hemoglobinuria, microembolismos, oximetría cerebral y onda pulsátil efectiva.

Premio al Mejor Trabajo Fin de Máster  
XXII Congreso Nacional  
Asociación Española de Perfusionistas  
Junio 2022

## RESUMEN / ABSTRACT

**Objetivo:** El objetivo fue determinar si existen diferencias en la perfusión pulsátil entre bomba centrífuga y bomba de rodillo durante la CEC, en cuanto oximetría cerebral, hemoglobinuria, microburbujas y calidad de onda.

**Materia y métodos:** Se realizó estudio observacional prospectivo de pacientes intervenidos de cirugía cardíaca de adulto entre enero y abril de 2022 en dos hospitales de tercer nivel. Se crearon dos grupos a criterio del perfusionista para realizar la pulsatilidad con rodillo o con centrífuga. Se evaluó la oximetría cerebral con Masimo Root 03, hemoglobinuria, microburbujas con Gampt BCC 300, calidad de onda pulsátil con presiones pre y post membrana.

**Resultados:** Se estudiaron 59 pacientes con una media de edad de  $66,4 \pm 9,9$  años, de los cuales 17 fueron mujeres (28,8%). La distribución fue 40 con bomba centrífuga y 19 con bomba de rodillo. En la calidad de onda, el 60% de grupo centrífuga estuvo por encima de 20 mmHg, mientras que solo en el 31,6% en el grupo rodillo, siendo esta diferencia significativa (OR: 0,38; IC: 0,10-0,98;  $p=0,038$ ). No se encontraron diferencias significativas con respecto a oximetría cerebral, hemoglobinuria y microburbujas. En el 26,3% de los pacientes del grupo rodillo se observó un incremento de cuatro puntos en la hemoglobinuria.

**Conclusiones:** Si bien no existen diferencias significativas en algunos aspectos, sí ha demostrado la bomba centrífuga una superioridad en la calidad de onda obtenida, por lo que recomendamos el uso de este tipo de bombas para la producción de la pulsatilidad durante el tiempo de clampaje en CEC.

**Palabras clave:** flujo pulsátil; bomba de rodillo; bomba centrífuga; microburbujas; hemoglobinuria; oximetría cerebral.

**Introduction:** The objective was to determine if there are differences in pulsatile perfusion between centrifugal and roller pump during CPB, in terms of cerebral oximetry, hemoglobinuria, microbubbles and wave quality.

**Material and methods:** A prospective observational study of patients undergoing adult cardiac surgery was carried out between January and April 2022 in two tertiary care hospitals. Two groups were created at the discretion of the perfusionist to perform pulsatility with a roller or centrifugal pump. Cerebral oximetry with Masimo Root 03, hemoglobinuria, microbubbles with Gampt BCC 300, quality of pulsatile wave with pre and post membrane pressures were evaluated.

**Results:** 59 patients with a mean age of  $66.4 \pm 9.9$  years were studied, of whom 17 were women (28.8%). The distribution was 40 with a centrifugal pump and 19 with a roller pump. In wave quality, 60% of the centrifugal group was above 20 mmHg, while only 31.6% in the roller group, this difference being significant (OR: 0.38; CI: 0.10- 0.98,  $p=0.038$ ). No significant differences were found regarding cerebral oximetry, hemoglobinuria and microbubbles. Although in the roller group there was an increase of four points in hemoglobinuria in 26.3% of cases.

**Conclusions:** Although there are no significant differences in some aspects, the centrifugal pump has shown superiority in the quality of the wave obtained, so we recommend the use of this type of pump for the pulsatility during the aortic clamping time in CPB.

**Keywords:** pulsatile flow; roller pump; centrifugal pump; microbubbles; hemoglobinuria; brain oximetry.



**Miguel Carlos González Perales**  
Enfermero perfusionista.  
Hospital Regional Universitario de Málaga.  
ORCID:0000-0002-9638-0612



**Javier Cáliz Fuentes**  
Enfermero perfusionista.  
Hospital Reina Sofía de Córdoba.  
ORCID:0000-0001-6085-4495

Miguel Carlos González Perales  
mcgonpe1@gmail.com

Recibido: octubre 2022  
Aceptado: noviembre de 2022

## INTRODUCCIÓN

La pulsatilidad en la circulación extracorpórea (CEC) ha sido un tema controvertido desde los inicios de la cirugía cardiaca. Es uno de los viejos debates que no han perdido actualidad, si el flujo pulsátil (FP) de la bomba principal aporta beneficios o no<sup>1,2</sup>. La teoría nos dice que la pulsatilidad es el estado hemodinámico ideal, pues es el que suministra nuestro corazón. Múltiples estudios en humanos y animales nos muestran una disminución en la activación del eje renina/angiotensina (angiotensina II)<sup>3</sup>. También se ha detectado una disminución de mediadores de la inflamación como proteína quimioatrayente de monocitos 1 (MCP-1), citocinas e interleucinas y una disminución de proteínas inflamatorias como la IL-8 y la endotelina-1, así como, mejoras en la perfusión microvascular<sup>4</sup>.

En aspectos clínicos, a nivel renal mejora la función al disminuir los niveles de adrenalina y noradrenalina, aumenta la diuresis durante CEC y disminuye el sangrado postoperatorio<sup>5</sup>. Además, el flujo pulsátil realizado con balón de contrapulsación intraaórtico parece disminuir la respuesta inflamatoria tras la CEC, presentando niveles más bajos de las citocinas proinflamatorias IL-2 e IL-6 y niveles más altos de la citocina antiinflamatoria IL-10<sup>6</sup>.

En la controversia sobre la perfusión pulsátil y no pulsátil, la mayoría de los autores no han reconocido las diferencias físicas fundamentales entre los dos métodos. La perfusión pulsátil es polimórfica y su onda/efectividad va a variar dependiendo de la fuente pulsátil. La perfusión no pulsátil es por definición invariable y uniforme. No existe un acuerdo entre los posibles beneficios o no del flujo pulsátil (FP), por lo que su aplicación en la práctica clínica es desigual, siendo más habitual el uso del flujo no pulsátil (FNP). La explicación más simple para estos conflictos es que diferentes investigadores emplean diferentes formas de perfusión pulsátil, solo algunas de las cuales son eficaces. La falta de cuantificación adecuada de los componentes pulsátiles del flujo en estos estudios evita la diferenciación entre formas efectivas e ineficaces de flujo pulsátil y dificulta la comparación de los estudios<sup>7</sup>.

### FLUJO PULSÁTIL

En la actualidad existen fundamentalmente dos tipos de bombas: centrífuga y rodillo. La mayoría de las bombas de rodillo tienen un módulo destinado al FP mientras que solo existen dos bombas centrífugas en el mercado con capacidad de crear un FP durante la CEC. Indistintamente, este nunca es igual a la generación del pulso fisiológico. La configuración de la onda generada es una relación entre el dispositivo mecánico y el medio en el cual se distribuye la onda (oxigenador, filtros, tubos de PVC, cánulas y los vasos sanguíneos). Todos los elementos que están entre la bomba impulsora y el paciente provocan un efecto negativo a la pulsa-

tilidad por la caída en la presión del flujo que generan, por lo que, a menor caída de presión mejor será la pulsatilidad. Existen otros factores, no menos importantes que los anteriores, que causan variaciones a la calidad de la pulsatilidad: edad, hematocrito, resistencias vasculares sistémicas (RVS), uso de fármacos vasoactivos, temperatura, gasto cardíaco generado, etc.

El FP adecuado debe tener una diferencia de presión entre la sístole y la diástole mayor a 15 mmHg (preferible  $\geq 20$  mmHg)<sup>8</sup>, con valores inferiores a 15, no estaríamos hablando de FP. La generación del FP difiere de la bomba de rodillo a la bomba centrífuga. La bomba de rodillo impulsa la sangre mediante la presión mecánica en un tubo de PVC, mientras que la bomba centrífuga genera presión por la aceleración de la sangre aprovechando la energía centrífuga producida por el giro de una campana. Además, se manejan parámetros diferentes para la generación de la onda pulsátil. Para la bomba de rodillo se usan 3 parámetros: frecuencia, flujo base y amplitud de impulso. La primera define cuantos ciclos ocurren por minuto. La base es el flujo continuo sin el componente pulsátil expresado en porcentaje del volumen en cada ciclo o, dicho de otra forma, el tiempo que el ciclo de pulso está en baja velocidad. Mientras que el ancho del pulso o amplitud es el tiempo desde el inicio del impulso y el regreso al flujo de base siendo determinado también en porcentaje, de forma que si se disminuye el porcentaje se acorta el tiempo, y la velocidad de la bomba tiene que incrementarse para entregar el mismo volumen, lo cual generará una onda pulsátil mayor. Sin embargo, en la bomba centrífuga solo se programan dos variables, la frecuencia que funciona igual que en la anterior, y el flujo pico (expresado en litros por minuto), que sería el aumento máximo sobre el flujo basal, siendo el que genera la onda, a mayor flujo pico, mejor onda pulsátil, pudiendo llegar a un máximo de 12 lpm.

### MICROÉMBOLOS GASEOSOS

Por otro lado, la lesión neuropsicológica tras la CEC es una de las más graves y costosas complicaciones derivadas de la cirugía cardiaca. Los microémbolos gaseosos (gaseous microemboli, GME) han estado implicados durante mucho tiempo como una de las principales causas. Hay dos fuentes principales de GME: por un lado, la manipulación quirúrgica del corazón y los grandes vasos; y por otro, los componentes del circuito extracorpóreo, incluido el tipo de bomba, diferentes modos de perfusión, el diseño del oxigenador y el reservorio, el uso drenaje venoso asistido por vacío (DVAV), el uso de hemofiltro, y la temperatura, todos los cuales tienen un gran impacto en la infusión accidental de GME. Los efectos deletéreos de GME son múltiples, incluido el daño al endotelio vascular cerebral, ruptura de la barrera hematoencefálica, activación del complemento, agregación de leucocitos, aumento de la adherencia plaquetaria y depósitos de fibrina

en la microcirculación<sup>9</sup>. Mejoras en el equipo de perfusión, en las técnicas de perfusión y quirúrgicas han llevado a una reducción drástica en la aparición de GME durante la cirugía cardíaca. Existen sistemas para medir los GME durante la CEC, entre ellos tenemos el EDAC y Gampt BCC300, que permiten rastrear y detectar microémbolos en circuitos de CEC. En la medición con estos sistemas no se han encontrado diferencias en la creación total de GME comparando FP con FNP<sup>10</sup>.

### HEMOLISIS/HEMOGLOBINURIA

El FP de CEC con bombas de rodillos somete a los glóbulos rojos a presiones significativamente más altas en el circuito extracorpóreo y a caídas de presión cíclicas más altas en comparación con el FNP. Estas fuerzas de cizallamiento conducen a niveles más altos de hemoglobina libre en plasma. Este mayor nivel de hemólisis podría explicar de alguna manera por qué no se ve un impacto beneficioso del FP sobre la función renal o los niveles de lactato intraoperatorio. En el estudio de Tan et al, la presión máxima del circuito en el grupo de FP fue más alta de forma significativa que en el grupo de FNP (257 vs 191 mmHg,  $p < 0,0001$ ) y los niveles de hemoglobina libre fueron más altos en el grupo del FP en algún momento de la CEC pero no tras la administración de protamina<sup>11</sup>. Llegamos a la conclusión de que la CEC pulsátil que utiliza bombas de rodillos produce una mayor hemólisis. Sin embargo, aún no se conoce la importancia clínica.

A veces, en el período intraoperatorio y postoperatorio temprano después de la cirugía cardíaca, se produce la aparición de una orina ligeramente teñida de rojo. Habitualmente esto es debido a la excreción de proteínas que contienen pigmentos hemo, como la mioglobina y la hemoglobina, especialmente en cirugías largas o en las que se han producido mucha aspiración en el campo quirúrgico. Dentro de los riñones, estos compuestos que contienen hemo pueden ocasionar una nefropatía pigmentaria, un factor que contribuye significativamente a la lesión renal aguda asociada a la cirugía cardíaca y la mioglobinuria<sup>12</sup>.

La hematuria puede aparecer pre CEC por los siguientes motivos: enfermedad, neoplasias malignas del tracto urinario, infecciones, hiperplasia prostática benigna y malformaciones arteriovenosas o bien producirse con la técnica de sondaje uretral que se realiza en toda cirugía cardíaca de forma sistemática.

Las causas extracorpóreas, incluido el circuito de CEC, son los principales contribuyentes al desarrollo de la hemólisis en el período peri operatorio: El grupo de edad infantil, tipo de cirugías y tiempos de CEC prolongados son factores de riesgo.

#### Tubos y conectores extracorpóreos:

Los diámetros más anchos de tubos mejoran el flujo laminar dentro de los mismos, pero tienen un aumento del

volumen de cebado requerido. Los tubos de menor calibre minimizan el volumen cebado, aumenta el gradiente de presión requerido para bombear la sangre a través de los tubos e indirectamente aumenta el trauma a los glóbulos rojos. El material liso e hidrófobo con conectores de ángulo redondeado también ayuda a minimizar la turbulencia dentro de los tubos.

#### Cánulas:

La fuerza de cizallamiento, o la fuerza generada por el flujo sanguíneo en relación con el área de las paredes internas de la cánula, es un determinante importante del daño a los glóbulos rojos. Cuanto mayor sea la turbulencia del flujo determinada por el número de Reynolds, mayor será el daño de glóbulos rojos. Las cánulas venosas son más grandes en diámetro en comparación con las cánulas arteriales, y el flujo es en gran medida laminar.

#### Bomba:

Las bombas centrífugas, generalmente, causan tasas de hemólisis similares o más bajas en comparación con las bombas de rodillos<sup>13</sup>, siendo el grado de oclusión el principal factor determinante. El daño a glóbulos rojos en las bombas depende de las fuerzas de cizallamiento, la duración de la CEC, la presión negativa y el flujo turbulento, y la gravedad varía con el diseño del sistema. La fricción mecánica del eje de la bomba centrífuga conduce a la generación de calor y la formación de trombos alrededor del rodamiento central, lo que podría contribuir a la hemólisis.

#### Reservorio venoso rígido, aspiradores y drenaje venoso activo por vacío:

Los depósitos venosos rígidos con una mayor superficie para la interacción aire-líquido pueden conducir a la formación de burbujas y traumatismo directo a los glóbulos rojos. Con presiones  $> -50$  mmHg se produce un trauma mecánico en los glóbulos rojos y plaquetas como resultado del aire arrastrado y los microémbolos como se describió anteriormente, lo que conduce a la hemólisis y la destrucción plaquetaria. Por lo que se debe realizar una suboclusión de los aspiradores de CEC, usar válvulas de presión negativa en las mismas y evitar las aspiraciones fuertes<sup>14</sup>.

#### Oxigenadores:

Los oxigenadores de membrana generalmente causan bajos niveles de hemólisis y no se consideran contribuyentes importantes de daño a glóbulos rojos en el circuito de CEC.

## Recuperador de sangre:

Estos dispositivos de rescate celular también pueden contribuir a la hemólisis. El lavado y la transfusión de sangre autóloga causan trauma físico a los glóbulos rojos, predisponiéndose al daño de los glóbulos rojos<sup>15</sup>.

El objetivo del presente estudio es determinar si existen diferencias en la saturación cerebral de O<sub>2</sub>, en las presiones pre y post membrana, en la hemoglobinuria, en los microémbolos gaseosos y en la onda pulsátil efectiva entre la perfusión pulsátil mediante bomba centrífuga y la perfusión pulsátil con bomba de rodillo durante la CEC.

## **MATERIAL Y MÉTODO**

Se realizó un estudio observacional prospectivo multicéntrico de pacientes adultos intervenidos de cirugía cardíaca en dos hospitales de tercer nivel, Hospital Regional Universitario de Málaga y Hospital "Reina Sofía" de Córdoba entre enero y abril de 2022.

Se formaron dos grupos a elección del perfusionista, que decidió el tipo de bomba, centrífuga o rodillo, aplicando la pulsatilidad, indistintamente, realizando este modo pulsátil sólo en el tiempo de pinzamiento aórtico. Se usó la bomba de CEC LivaNova S5 (LivaNova PLC, Reino Unido).

La población fueron todos los pacientes adultos intervenidos de cirugía cardíaca durante ese periodo de tiempo con temperatura por encima de 35°C. Mientras que los criterios de exclusión fueron: intervenciones urgentes-emergentes, pacientes con ACV previo, pacientes con patología carotídea, intervenciones con hipotermia profunda/parada circulatoria, pacientes que presenten endocarditis, canulación axilar o femoral, o ateromatosis aórtica.

Una vez seleccionado el modo de perfusión a realizar, rodillo o centrífuga, se realizó el montaje de la bomba y monitorización del paciente según protocolo habitual:

1. Oxigenador de elección ( Fusion, Inspire 6 o FX 15), línea de gases, líneas de aspiración con válvula de sobrepresión, sistema de cebado, cardioplejia ( hemática 4:1, hemática 1:4 Del Nido o Custodiol), hemofiltro (opcional), DVAV (opcional), circuito AV (3/8 – 3/8, 1/2 - 3/8) y centrífuga (Terumo/LivaNova) o rodillo (1/2).
2. Cebado estándar (Plasmalyte, Gelafundina y Manitol).
3. Monitorización invasiva del paciente (arterial radial/femoral, catéter venoso central).
4. Monitorización no invasiva con Spectrum M4 y/o monitorización invasiva con CDI 550.
5. Monitorización de oxigenación cerebral con Masimo Root O3.
6. Detección de burbujas con Gampt BCC 300 (pre y post membrana).

## 7. Análisis de hemoglobinuria pre y post CEC.

Previo al inicio de la CEC se analizó una muestra de orina mediante tira reactiva Combur-Test para valoración de niveles de hemoglobinuria pre-CEC (comparando muestra con los controles). Una vez iniciada la CEC, en flujo total y previo al clampaje aórtico, se realizó la recogida de los datos basales.

Tras el clampaje aórtico, administración de solución cardiopléjica, con el corazón parado y estables hemodinámicamente se inició la pulsatilidad, se activó el Gampt BCC 300 y se tomaron datos de manera seriada cada 20 minutos.

En el caso de pulsatilidad con rodillo la configuración inicial tuvo una frecuencia de impulso de 60 p/m, base de 50% y ancho de 50%, se fue modificando los parámetros hasta alcanzar una onda pulsátil efectiva. Si la curva no fuese óptima, diferencia de presión entre la sistólica y diastólica < 15 mmHg, lo primero que se modificó fue la base, con reducciones leves del 10%, hasta alcanzar diferencias >15 mmHg, en última instancia se bajó el ancho con reducciones de 10%. Ni el ancho ni la base se puede bajar del 30% por seguridad.

En el caso de pulsatilidad centrífuga la configuración inicial tuvo una frecuencia de 60 p/m y de flujo pico 7 l/m, si se conseguía así una onda pulsátil efectiva (> 15 mmHg) no se modificó nada, en caso de ser inferior se subió el flujo pico de litro en litro. Si no había modificaciones, la disminución de la frecuencia cardíaca nos podía ayudar a conseguirla. Si aparecía la advertencia de flujo pico máximo alcanzado hubo que aumentar en la configuración el flujo pico establecido.

Con estas medidas incidimos sobre todo en la presión arterial sistólica (PAS), ya que la presión arterial diastólica (PAD) la determina las características hemodinámicas propias del paciente y el uso de drogas vasoactivas.

Previo al desclampaje se desactivó el flujo pulsátil y se finalizó la medición ultrasónica de microburbujas mediante Gampt BCC 300, anotando número y volumen de burbujas.

Tras la salida de CEC, control de hemostasia y cierre del esternón se realizó nueva toma de muestra de orina mediante tira reactiva Combur-Test y se envió un sedimento de orina a laboratorio, para confirmar y comprobar el resultado de Combur-Test.

Las variables recogidas fueron sociodemográficas y antecedentes personales: edad, género, peso, talla, superficie corporal (SC), índice de masa corporal (IMC), diabetes, hipertensión arterial (HTA), dislipemia (DL), hipertensión pulmonar (HTP), enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC), fibrilación auricular (FA), tratamiento previo y reintervención. En cuanto a la analítica preoperatoria, se recogieron los datos basales de hematocrito, hemoglobina, leucocitos, plaquetas y ácido láctico.

Dentro de las variables perioperatorias: tipo de intervención, tipo bomba, oxigenador, tiempo de CEC, tiempo clampaje, tiempo uso pulsatilidad, uso de hemoconcentrador,

uso de recuperador, diuresis en CEC, presiones del circuito pre y postmembrana, flujo/índice cardiaco (IC) de CEC, delta P (diferencia entre presión post y pre membrana dividido por el flujo de bomba), hematocrito nadir de CEC, glucemia máxima en CEC, ácido láctico máximo en CEC y post CEC.

Se midió la saturación cerebral de  $O_2$  de ambos hemisferios con el sistema Masimo Root O3 (Masimo Corporation, USA), tomando como valores basales los que presenta el paciente antes de iniciar la CEC.

Se usaron los datos preoperatorios y perioperatorios de la base de datos de perfusión, siendo la única referencia para el paciente el número de historia de salud de Andalucía (NHUSA), eliminando otros datos que pudieran identificarlo, se creó una tabla específica para el resto de los datos del estudio que no se encontraban en la primera, vinculando ambas tablas por el número de CEC.

Se creó una hoja a cada paciente para la recogida de datos postoperatorios para realizar un control individual, los cuales fueron añadidos a la tabla del estudio una vez completados todos los datos del paciente.

Se efectuó un análisis descriptivo de las distintas variables de interés. Las variables de naturaleza cuantitativa se describieron mediante la media y la desviación estándar, o mediante la mediana y el rango intercuartílico en ausencia de normalidad. Por otro lado, las variables cualitativas se presentaron como frecuencias absolutas y relativas (%). La idoneidad de las pruebas estadísticas utilizadas en este trabajo se evaluó en función de la normalidad mediante el test de Shapiro-Wilk y la homocedasticidad mediante el test de Levene.

Si las muestras fueron independientes siguiendo las variables una distribución normal, se usó la prueba t-test para la comparación de medias en el caso de tener únicamente dos grupos o bien la técnica ANOVA para más de dos grupos bajo condiciones de normalidad y homocedasticidad.

La asociación entre variables cualitativas se realizó mediante la prueba Chi-cuadrado, en el caso de que las frecuencias esperadas fueron superiores o iguales a 5 o el test exacto de Fisher si las frecuencias esperadas fueron inferiores a 5.

Todos estos análisis se realizaron usando el software SPSS v.26 y el nivel de significación se estableció para todos los casos en  $\leq 0,05$ .

## RESULTADOS

Se recogieron datos de 59 pacientes, con una media de edad de  $66,4 \pm 9,9$  años, de los cuales 17 fueron mujeres (28,8%). Las intervenciones fueron valvular simple (35), coronario (18), coronario+valvular (2), congénitos (2) y patología aórtica (2).

En el grupo centrífuga hubo 40 pacientes por 19 en el grupo rodillo, y no presentaron diferencias significativas en los

datos basales, ni en cuanto a antecedentes personales, ni en los datos perioperatorios (Tabla 1).

Se usó el oxigenador Inspire en el 67,8%, el FX15 en el 18,6% y Fusion en el 13,6%. Se usó la bomba centrífuga de Terumo en 11 pacientes y en el resto la Revolution (29). El DVAV se conectó a presiones medias de -30 mmHg en el 45% del grupo Centrífuga y el 36,8% del rodillo. Mientras que en el 65% se usó el hemoconcentrador con centrífuga, siendo el 84,2% en el grupo rodillo, sin ser las diferencias significativas.

En la mayoría de los casos del grupo rodillo se mantuvo el patrón pulsátil inicial, 60 p/m-50%-50%. En el grupo centrífuga, la frecuencia estuvo en 60 p/m y el flujo pico permaneció entre 7 y 8 l/m en el 80% de los casos, estando entre 5 y 6 l/m en el resto. En cuanto a la calidad de la onda, se calculó restando la presión diastólica a la presión sistólica y el resultado se categorizó en 3 grupos, sin que se encontraran diferencias significativas entre ellos (Tabla 2).

No obstante, si hacemos la variable dicotómica entre valores por encima y debajo de 20 mmHg, como podemos observar en la tabla anterior, en el grupo centrífuga el 60% está por encima de 20 mmHg, mientras que solo en el 31,6% ocurrió esto en el grupo rodillo, siendo esta diferencia significativa (OR: 0,38; IC: 0,10-0,98;  $p=0,038$ ).

La medición de las presiones pre y postmembrana fue muy similar en ambos grupos en el grupo centrífuga fue  $353 \pm 66$  mmHg mientras que en el grupo rodillo fue de  $345 \pm 60$ , mientras que la presión postmembrana fue de  $218 \pm 58$  contra  $205 \pm 70$ , en ambos casos no hubo significación. Además, tuvimos en cuenta el flujo para el cálculo de la delta P, siendo los flujos muy similares entre grupos ( $4,48 \pm 0,52$  vs  $4,60 \pm 0,47$ ) y la delta P fue exactamente igual entre ambos grupos en torno a 30 mmHg por litro de flujo. Aunque hubo una distribución diferente de los oxigenadores en ambos grupos: 15 Inspire y 4 Fusion en el rodillo y 25 Inspire, 11 Fx15 y 4 Fusion en el de centrífuga. Por ese motivo, cuando se hizo un análisis de estos mismos parámetros con estos oxigenadores, existió una caída de presión muy importante en la medición postmembrana del oxigenador Inspire, y al calcular la delta P, se vio una elevación muy significativa siendo de  $36 \pm 13,6$  mmHg por litro de flujo ( $p<0,0001$ ), siendo más bajas en Fx15 y más aún en Fusion. Asimismo, se analizó la calidad de onda según el tipo de oxigenador y de bomba usados (Tabla 4). El FX15 solo fue usado con bomba centrífuga y consiguió una calidad de onda de  $>20$  mmHg en todos los pacientes. El dato más llamativo es que solo el 26,6% de los Inspire con bomba de rodillo consiguieron la mejor calidad de onda.

Si pasamos a analizar la medición de la oximetría cerebral en ambos hemisferios, que se hizo con el sistema Masimo Root O3, se partió de datos basales tomados justo antes de empezar la pulsatilidad y posteriormente valoramos la media de los datos registrados durante la misma, y para el cálculo se restó la diferencia entre ambas (Tabla 5).

Los datos fueron similares entre ambos grupos, no existiendo significación, produciendo el grupo rodillo una mayor oxigenación cerebral derecha mientras que el grupo centrífuga lo hizo en el lado izquierdo del cerebro. Para el control de las microburbujas se utilizó el Gampt B300 colocando un sensor después de la centrífuga o rodillo antes del oxigenador y otro tras la salida arterial del oxigenador. Se midieron tanto el número de microburbujas como el volumen total de aire expresado en  $\mu\text{l}$ . No se encontraron diferencias significativas en ninguno de los parámetros (Tabla 6). Se controló si el uso de DVAV y hemoconcentrador han tenido incidencia en la producción de microburbujas, y aunque no existieron diferencias significativas, el uso del hemoconcentrador sí produce un mayor número y volumen de microburbujas tanto pre como postoxigenador.

En cuanto a la detección de hemoglobina en orina, se hizo una determinación basal antes del inicio de la CEC, que fue similar entre ambos grupos y posteriormente, antes de la salida de quirófano, se repetía la prueba en la orina producida tras la finalización de CEC. Para valorar de manera adecuada un incremento en la hemoglobina libre, se restó de la última muestra, el valor obtenido en la basal. No se detectaron diferencias significativas en cuanto al incremento en la hemoglobinuria y tampoco ésta tuvo relación con el tiempo de bomba, ni con el tiempo de pulsatilidad. Hubo 6 casos de hematuria macroscópica, tres en el grupo centrífuga y tres en el rodillo, sin relación con el tiempo de CEC ni el de pulsatilidad (Tabla 7).

## Discusión

Como principal hallazgo del presente trabajo tenemos que la bomba centrífuga crea una mejor calidad de onda, permitiendo una diferencia de presiones sistólica y diastólica superiores a 20 mmHg en mayor número de pacientes de forma significativa. Aunque este tipo de bomba utiliza un único parámetro aparte de la frecuencia, que es el flujo pico, parece ser más eficiente en cuanto a la pulsatilidad. La bomba de CEC S5 tiene programado por defecto un flujo pico de 12 l/m, lo cual durante el estudio piloto se detectó que era innecesario. Se programó en principio en 6 l/m, si saltaba la alarma de “alcanzado flujo pico máximo”, se subió a un litro más, y si el flujo correspondiente al paciente era bajo, se bajó también un litro. Finalmente, el rango estuvo entre 5 y 8 l/m. Podemos afirmar que el valor ideal del flujo pico puede estar entre un 35-40% más que el flujo de CEC usado durante la pulsatilidad.

Otro aspecto para tener en cuenta es el oxigenador, Inspire ha presentado la mayor delta P de forma significativa lo cual lo convierte en un inconveniente para la transmisión de onda de la pulsatilidad, siendo de hecho, el único en el que se ha obtenido una mala calidad de onda con la bomba

centrífuga (<15 mmHg, 3 casos) y solo ha obtenido que un 26,6% de los pacientes de una onda por encima de 20 mmHg. Por el contrario, aunque con la limitación de usarse solo con centrífuga por venir en set de CEC premontados, está el Fx15, que permitió una onda óptima en todos los pacientes. Por lo que sería recomendable elegir el oxigenador adecuado para aplicar la pulsatilidad durante la CEC. El oxigenador Fusion también tuvo un comportamiento bueno, siendo el que menor delta P tuvo de los 3 ( $13,4 \pm 6,6$  mmHg/l), aunque en calidad de onda estuvo en un punto intermedio entre los otros dos.

En la oximetría cerebral ha habido un pequeño aumento no significativo de la saturación cerebral en ambos hemisferios. Fue mayor en el lado derecho cuando se usó el rodillo ( $3,1 \pm 6,2$  vs  $2,2 \pm 4,5$ , ns), mientras que en el caso del hemisferio izquierdo la diferencia entre ambas bombas fue mayor a favor de la centrífuga ( $3,5 \pm 5,7$  vs  $0,9 \pm 6,1$ , ns). Hay que tener en cuenta que los flujos, índices cardiacos y hematocrito han sido similares entre ambos. Normalmente al inicio de la pulsatilidad la temperatura del paciente suele haber caído unas décimas y durante la pulsatilidad se produce ese ligero recalentamiento que puede llegar a un grado, por lo que pensamos que la oximetría cerebral podría haber mejorado algo más, ya que esa pequeña elevación de la temperatura aumenta el consumo de  $\text{O}_2$ . De cualquier manera, podemos decir que el tipo de bomba usado no influye en la oximetría cerebral.

En el apartado de microburbujas pueden influir muchas variables: aire en el retorno venoso, el tipo de reservorio, el drenaje venoso activo y cualquier línea de recirculación que vuelva al reservorio (hemoconcentrador, recirculación del oxigenador, toma de muestras, etc.). El control de todos estos posibles motivos es complicado. Curiosamente los datos preoxigenador están invertidos, la centrífuga tiene un número menor de microburbujas ( $155916 \pm 189805$ ) con un mayor volumen total ( $289 \pm 1343 \mu\text{l}$ ) mientras que en el grupo rodillo hay mayor número de microburbujas ( $266134 \pm 261028$ ), pero con un menor volumen total ( $138 \pm 236 \mu\text{l}$ ), lo que nos puede hacer pensar que el tamaño de microburbujas es mayor en la centrífuga. Por el contrario, en la medida post oxigenador ocurre completamente lo opuesto, en la centrífuga hay un mayor número de microburbujas ( $8368 \pm 18362$ ) con un menor volumen total de las mismas ( $2,9 \pm 10,6 \mu\text{l}$ ), siendo al contrario el rodillo ( $7455 \pm 9757$  y  $5,2 \pm 17,7 \mu\text{l}$ ). Lo que se puede observar es que las desviaciones estándar de todos los datos son muy elevadas en comparación con la media, lo que nos advierte de la gran variabilidad de todos los datos registrados. Y a la vez, se confirma la capacidad de la membrana y de los filtros para eliminar gran parte de las microburbujas. El DVAV se usó en la misma proporción en ambos grupos y a la misma presión negativa, por lo que la posible influencia sería similar. El hemoconcentrador sí produjo un mayor número y volumen de

microburbujas, aunque no de forma significativa, y se entiende que es por el hecho de ser una recirculación grande que vuelve al reservorio venoso, creando un mayor número de microburbujas. No podemos afirmar que un tipo de bomba sea superior al otro en la gestión de microburbujas.

Al igual que con la oximetría, en la hemoglobiuria pueden influir otras variables, algunas con un peso mayor que el tipo de bomba usado, como pueden ser las aspiraciones de campo, vent y raíz de aorta, así como tiempos prolongados de cirugía, siendo las primeras difíciles de controlar. En la determinación de la orina basal, antes de entrar en CEC, ambos grupos tuvieron valores muy similares existiendo en ambos grupos alguna presencia de hemoglobiuria en más de 50% de los pacientes. En alrededor de un 40% de ambos grupos no hubo ningún incremento en la hemoglobiuria tras la CEC con respecto al valor basal. Un dato que llama la atención sin ser significativo es que un 26,3% del grupo rodillo tuvo un incremento de 4 puntos en la hemoglobina en orina. Otro dato es que 6 pacientes tuvieron una hematuria macroscópica, que sería algo más del 10% de la muestra, con una división por igual para ambos grupos, 3 en cada, tampoco llegando a la significación. No existió una relación entre el tiempo de CEC y de pulsatilidad con el incremento en la hemoglobiuria. Basándonos en estos datos no podemos concluir que una bomba produzca más hemoglobiuria que otra, pero la tendencia se inclina en contra del uso de la bomba de rodillo.

Las principales limitaciones de nuestro estudio son una muestra pequeña y la no asignación aleatoria, que ha hecho que el tamaño de los grupos sea diferente, principalmente porque en ambos hospitales trabajan habitualmente con bomba centrífuga y el rodillo supone un hándicap a la práctica clínica habitual. También hay diferencias en la forma de trabajar de cada perfusionista, por no decir del resto del equipo. Otro tema importante a tener en cuenta es que se ha trabajado con distintos oxigenadores, que tienen una respuesta diferente ante la pulsatilidad.

Como conclusión del estudio y en base a los datos expuestos anteriormente, la calidad de onda creada es mejor de forma significativa con la bomba centrífuga, así como una tendencia a producir una menor hemoglobiuria, por lo que recomendamos el uso de la bomba centrífuga para la producción de la pulsatilidad durante el tiempo de clampaje en CEC, así como una elección adecuada del oxigenador. Nos planteamos seguir estudiando la pulsatilidad con bomba centrífuga, siendo necesaria la realización de ensayos clínicos para poder llegar a conclusiones con mayor validez.

## BIBLIOGRAFÍA

1. Taylor KM, Bain WH, Maxted KJ, Hutton MM, McNab WY, Caves PK. Comparative studies of pulsatile and nonpulsatile flow during cardiopulmonary bypass. I. Pulsatile system employed and its hematologic effects. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 1978 Apr;75(4):569–73.
2. Hickey PR, Buckley MJ, Philbin DM. Pulsatile and nonpulsatile cardiopulmonary bypass: review of a counterproductive controversy. *Ann Thorac Surg.* 1983 Dec;36(6):720–37. doi:10.1016/s0003-4975(10)60286-x.
3. Taylor KM, Bain WH, Russell M, Brannan JJ, Morton IJ. Peripheral vascular resistance and angiotensin II levels during pulsatile and non-pulsatile cardiopulmonary bypass. *Thorax.* 1979 Oct;34(5):594–8. doi: 10.1136/thx.34.5.594.
4. O'Neil MP, Alie R, Guo LR, Myers ML, Murkin JM, Ellis CG. Microvascular Responsiveness to Pulsatile and Nonpulsatile Flow During Cardiopulmonary Bypass. *Ann Thorac Surg.* 2018 Jun;105(6):1745–53. doi: 10.1016/j.athoracsurg.2018.01.007.
5. Graßler A, Bauernschmitt R, Guthoff I, Kunert A, Hoenicka M, Albrecht G, et al. Effects of pulsatile minimal invasive extracorporeal circulation on fibrinolysis and organ protection in adult cardiac surgery — A prospective randomized trial. *J Thorac Dis.* 2019;11(Suppl 10):S1453–63. doi: 10.21037/jtd.2019.02.66.
6. Onorati F, Santarpino G, Rubino AS, Caroleo S, Dardano A, Scalas C, et al. Body perfusion during adult cardiopulmonary bypass is improved by pulsatile flow with intra-aortic balloon pump. *Int J Artif Organs.* 2009 Jan;32(1):50–61. doi: 10.1177/039139880903200107.
7. Ündar A. The ABCs of research on pulsatile versus nonpulsatile perfusion during cardiopulmonary bypass. *Med Sci Monit.* 2002 Dec;8(12):ED21–4.
8. Rojas R. Flujo pulsátil, una “técnica olvidada”. ¿Opción o elección? En *Bomba* [Internet]. 2017;1(2):55–63. Available from: <https://www.asociacionalap.com/resources/Documents/DIGITAL EN BOMBA VOL 1 - N 2.pdf>
9. Lou S, Ji B, Liu J, Yu K, Long C. Generation, detection and prevention of gaseous microemboli during cardiopulmonary bypass procedure. *Int J Artif Organs.* 2011 Nov;34(11):1039–51. doi: 10.5301/ijao.5000010.
10. Dodonov M, Milano A, Onorati F, Dal Corso B, Menon T, Ferrarini D, et al. Gaseous Micro-Emboli Activity During Cardiopulmonary Bypass in Adults: Pulsatile Flow Versus Nonpulsatile Flow. *Artif Organs.* 2013;37(4):357–67. doi: 10.1111/aor.12000.
11. Tan Z, Besser M, Anderson S, Newey C, Iles R, Dunning J, et al. Pulsatile Versus Nonpulsatile Flow During Cardiopulmonary Bypass: Extent of Hemolysis and Clinical Significance. *ASAIO J.* 2020;66(9):1025–30. doi: 10.1097/MAT.0000000000001154.
12. Koh LY, Hwang NC. Red-Colored Urine in the Cardiac Surgical Patient—Diagnosis, Causes, and Management. *J Cardiothorac Vasc Anesth.* 2021;35(12):3774–88. doi: 10.1053/j.jvca.2020.10.014.
13. Passaroni AC, Felicio ML, Campos NLK de, Silva MA de

M, Yoshida WB. Hemolysis and Inflammatory Response to Extracorporeal Circulation during On-Pump CABG: Comparison between Roller and Centrifugal Pump Systems. *Braz J Cardiovasc Surg.* 2018 Jan-Feb;33(1):64-71. doi: 10.21470/1678-9741-2017-0125.

14. Jones TJ, Deal DD, Vernon JC, Blackburn N, Stump DA. Does vacuum-assisted venous drainage increase gaseous microemboli during cardiopulmonary bypass *Ann*

*Thorac Surg.* 2002 Dec;74(6):2132-7. doi: 10.1016/S0003-4975(02)04081-x.

15. Mueller XM, Tevaearai HT, Horisberger J, Augstburger M, Boone Y, von Segesser LK. Smart suction device for less blood trauma: a comparison with Cell Saver. *Eur J Cardiothorac Surg.* 2001 Apr;19(4):507-11. doi: 10.1016/S1010-7940(01)00630-3.

**Tabla I. Datos basales, antecedentes personales y datos perioperatorios de los pacientes**

	CENTRÍFUGA	RODILLO	p
GÉNERO (H/M)	29/11	13/6	ns
EDAD	66,6 ± 10,8	65,8 ± 8,0	ns
PESO	79,8 ± 13,3	78,9 ± 13,8	ns
TALLA	165 ± 11	166 ± 10	ns
SUPERFICIE CORPORAL	1,87 ± 0,20	1,87 ± 0,19	ns
ÁCIDO LÁCTICO PRE	1,01 ± 0,55	0,91 ± 0,45	ns
HEMATOCRITO	41,8 ± 5,2	41,4 ± 5,2	ns
HEMATOCRITO PRE	38,1 ± 10,5	37,9 ± 10,6	ns
DIABETES	12 (30%)	10 (52,6%)	ns
HTA	30 (75%)	15 (78,9%)	ns
DISLIPEMIA	15 (37,5%)	9 (47,4%)	ns
EPOC	5 (12,5%)	2 (10,5%)	ns
HTP	3 (7,5%)	1 (5,3%)	ns
FA	4 (10%)	0 (0%)	ns
TIEMPO CEC	111 ± 35	115 ± 38	ns
TIEMPO ISQUEMIA	80 ± 28	84 ± 36	ns
TIEMPO FLUJO PULSÁTIL	74 ± 28	80 ± 37	ns
TEMPERATURA CEC	35,8 ± 0,4	35,6 ± 0,5	ns
DIURESIS CEC	288 ± 198	271 ± 229	ns
HEMATOCRITO NADIR CEC	28,9 ± 3,0	27,4 ± 4,2	ns
HEMATOCRITO POST CEC	31,1 ± 2,9	31,1 ± 4,0	ns
ÁCIDO LÁCTICO CEC	1,40 ± 0,69	1,43 ± 0,64	ns
ÁCIDO LÁCTICO POST CEC	1,78 ± 0,77	1,93 ± 1,18	ns

H: Hombre; M: Mujer; HTA: Hipertensión arterial; EPOC: Enfermedad pulmonar obstructiva crónica; HTP: Hipertensión Pulmonar; FA: Fibrilación Auricular.

Tabla II. Calidad de la onda de pulsatilidad

	CENTRÍFUGA	RODILLO	p
< 15 mmHg	3 (7,5%)	2 (10,5%)	ns
15-20 mmHg	13 (32,5%)	11 (57,9%)	
> 20 mmHg	24 (60%)	6 (31,6%)	
TOTAL	40	19	

Tabla III. Presiones pre y post membrana, flujo de CEC y delta P en los distintos oxigenadores

	FUSION	FX15	INSPIRE	p
PRESIÓN. PREMEMBRANA	345 ± 53	360 ± 23	358 ± 47	ns
PRESIÓN POSTMEMBRANA	275 ± 48	271 ± 21	193 ± 45	0,0001
FLUJO DE CEC	4,69 ± 0,46	4,26 ± 0,25	4,52 ± 0,55	ns
DELTA P	13,4 ± 6,6	20,8 ± 1,6	36,0 ± 13,6	0,0001

Tabla IV. Calidad de onda de pulso de los distintos oxigenadores por grupos.

		< 15	15-20	>20
FUSION	CENTRÍFUGA	0 (0%)	2 (50%)	2 (50%)
	RODILLO	1 (25%)	1 (25%)	2 (50%)
	TOTAL	1 (12,5%)	3 (37,5%)	4 (50%)
FX15	CENTRÍFUGA	0 (0%)	0 (0%)	11 (100%)
	RODILLO	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
	TOTAL	0 (0%)	0 (0%)	11 (100%)
INSPIRE	CENTRÍFUGA	3 (12%)	11 (44%)	11 (44%)
	RODILLO	1 (6,7%)	10 (66,7%)	4 (26,6%)
	TOTAL	4 (10%)	21 (52,5%)	15 (37,5%)

**Tabla V. Medición de la oximetría cerebral en ambos hemisferios.**

	CENTRÍFUGA	RODILLO	p
OX. CER. BASAL DCHA.	60 ± 8	58 ± 7	ns
OX. CER. BASAL IZDA.	58 ± 11	58 ± 8	ns
OX. CER. PULSATILIDAD DCHA.	62 ± 8	61 ± 7	ns
OX. CER. PULSATILIDAD IZDA.	61 ± 11	59 ± 7	ns
DIFERENCIA OX. CER. DCHA.	2,2 ± 4,5	3,1 ± 6,2	ns
DIFERENCIA OX. CER. IZDA.	3,5 ± 5,7	0,9 ± 6,1	ns

OX. CER.: Oximetría cerebral

**Tabla VI. Medición del número de microburbujas y del volumen de aire total por grupos**

	CENTRÍFUGA	RODILLO	p
Nº BURBUJAS PRE OXIGENADOR	155916 ± 189805	266134 ± 261028	ns
VOLUMEN PRE OXIGENADOR (µl)	289 ± 1343	138 ± 236	ns
Nº BURBUJAS POST OXIGENADOR	8368 ± 18362	7455 ± 9757	ns
VOLUMEN POST OXIGENADOR (µl)	2,9 ± 10,6	5,2 ± 17,7	ns

**Tabla VII. Medición de la hemoglobina en orina basal y en la orina post CEC y la diferencia entre ambas medidas**

		HB ORINA				
		0	+1	+2	+3	+4
ORINA BASAL	CENTRÍFUGA	17 (43,6%)	11 (28,2%)	7 (17,9%)	4 (10,3%)	
	RODILLO	9 (47,4%)	4 (21,1%)	4 (21,1%)	2 (10,5%)	
ORINA POST CEC	CENTRÍFUGA	10 (25,6%)	3 (7,7%)	3 (7,7%)	14 (35,9%)	9 (23,1%)
	RODILLO	4 (21,1%)	0 (0%)	3 (15,8%)	3 (15,8%)	9 (47,4%)
DIF BASAL-POSTCEC	CENTRÍFUGA	16 (41%)	5 (12,8%)	12 (30,8%)	3	3 (7,7%)
	RODILLO	7 (36,8%)	2 (10,5%)	4 (21,1%)	(7,7%)	5 (26,3%)