



Artículo especial

Historia y evolución de hemodinámica y cardiología intervencionista

History and evolution of hemodynamics and interventional cardiology

Ángel Gaspar Obregón Santos,¹ Ronald Aroche Aportela,² Leonardo López Ferreiro,³ Lázaro Isralys Aldama Pérez,² José Manuel Aguilar Medina,¹ Elena Esther Vila García,⁴

¹ Hospital Hermanos Amejeiras, Cuba ² Centro de Investigaciones Médico Quirúrgico, Cuba ³ Instituto de Cardiología y Cirugía Cardiovascular, Cuba ⁴ Policlínico Pulido Humarán, Cuba

HISTORIA Y EVOLUCIÓN DE HEMODINÁMICA Y CARDIOLOGÍA INTERVENCIONISTA

No hay ninguna especialidad en la historia de la medicina que haya evolucionado tan rápido como la cardiología intervencionista como consecuencia de combinarse la necesidad de obtener mejores resultados en el tratamiento de la enfermedad coronaria (EC), primera causa de muerte a nivel mundial y la perseverancia en buscar nuevas técnicas de algunos investigadores notables.

Se considera que el primer procedimiento terapéutico de cardiología intervencionista fue en 1963 en una arteria periférica y en 1977 con la primera angioplastia coronaria. A partir de ese momento ha evolucionado, de tal manera que en el momento actual en la práctica médica la angioplastia coronaria es uno de los procedimientos que más se realizan a nivel mundial.

En este trabajo se presenta un recorrido de los acontecimientos más importantes de la hemodinámica y la cardiología intervencionista desde el siglo pasado hasta nuestros días en el mundo.

El cateterismo de cavidades cardíacas

En 1929, Werner Forssmann quien es considerado el pionero de la cardiología intervencionista en el mundo, realizó el primer cateterismo cardiaco utilizándose a sí mismo como objeto de estudio, al introducirse un catéter de 65 cm a través de su vena antecubital izquierda hasta el atrio derecho y documentar la posición del mismo con una radiografía¹. Sin embargo, su objetivo no fue estudiar el corazón, sino de inyectar medicamentos directamente en el mismo. En 1930

Klein reporta once nuevos casos de cateterismos cardíacos derechos incluyendo el paso al ventrículo derecho y medición del gasto cardíaco utilizando el principio de Fick²

Siete años más tarde el Dr. Agustín Castellanos³ y sus colaboradores realizaron en Cuba la primera angiocardiógrafa para dar inicio al estudio de las cardiopatías congénitas, incluso antes del inicio de los trabajos de Cournand y colaboradores sobre la fisiología del corazón derecho⁴. En 1945 Brannon y colaboradores publicaron una de las descripciones más tempranas del cateterismo derecho⁵. El Dr. Henry Zimmerman en 1950 después de varios experimentos en animales, realiza por primera vez el cateterismo cardíaco izquierdo en humanos⁶. Otro importante hito ocurrió en 1953 cuando Seldinger introduce la técnica percutánea para la entrada de un catéter vascular.

La angiografía coronaria selectiva

El estudio de las arterias coronarias se intentó por varios investigadores utilizando diferentes técnicas. Algunos métodos incluyeron la visualización de la circulación coronaria mediante aortografía de oclusión, desarrollada por Charles Dotter⁷ en 1958; así como otros métodos como el uso de la acetilcolina⁸, la inyección de contraste en la fase de diástole⁹, el uso de medicamentos inyectados en raíz aórtica para alterar la presión intrabronquial¹⁰, la inducción de hipotensión¹¹ y el uso de varios catéteres para opacificar las arterias coronarias¹². Ninguno de estos procedimientos logró una adecuada observación de las coronarias hasta que, en 1959 Mason Sones en Cleveland, realizó por primera vez la inyección directa en éstas, reportando los resultados al año siguiente en el Colegio Americano de Cardiología¹³.

El intervencionismo coronario percutáneo.

El tratamiento de una arteria estenosada por placas de ateroma fue iniciado por Dotter y Judkins en 1963, quienes describieron la técnica de aumento de la luz en las arterias femorales superficiales¹⁴. Posteriormente el mismo Dotter introdujo el concepto de stent como implante de prótesis intraluminal en arteria poplítea de perros¹⁵.

Después de algunos fracasos en aplicar el procedimiento de Dotter para revascularización periférica, Andreas Gruentzig comienza un entrenamiento de cardiología en el laboratorio de hemodinámica de Wilhelm Rutishauser. Trabaja intensamente con su asistente y esposa en la modificación y desarrollo de un balón de cloruro de polivinilo, que fue probado en la dilatación de arterias periféricas en humanos y en las arterias coronarias de perro¹⁶. Realiza la primera dilatación exitosa de una arteria coronaria humana, el 16 de septiembre de 1977 en un paciente de 38 años de edad portador de una angina inestable aguda, con una lesión crítica en el tercio proximal de la arteria coronaria descendente anterior¹⁷. Este procedimiento fue descrito como angioplastia coronaria transluminal percutánea (ACTP).

Los catéteres balones se perfeccionaron produciéndose múltiples variantes. Un ejemplo lo constituyen los catéteres balones de autoperfusión con orificios proximales y distales, que permiten el flujo de sangre con el balón inflado¹⁸, desarrollado en la década de los 80 por Meyer y Erbel en Alemania, al mismo tiempo que Turi y Stack en Estados Unidos,

Del mismo modo se perfeccionaron otros materiales utilizados en la angioplastia como el catéter guía. Uno de los principales aportes a su perfeccionamiento fue realizado por Van Tassel y colaboradores, al desarrollar la punta suave o atraumática de estos catéteres¹⁹. La introducción del modelo actual de guía intracoronaria independiente del catéter de balón se le atribuye a John Simpson. Esta innovación facilita el desplazamiento de la misma hasta cruzar la lesión. Ambos aportes constituyeron una marcada mejoría en los éxitos del proceder y una significativa disminución de las complicaciones, siendo superiores a todas las invenciones surgidas en los años sucesivos.

En esta misma época, constituyó un cambio significativo en las innovaciones tecnológicas; el concepto de catéter balón monorraíl o de rápido intercambio, desarrollado por Bonzel en Europa y Dock en los Estados Unidos²⁰. Con el desarrollo de nuevos materiales y tipos de balones se acometieron lesiones más complejas, en pacientes más graves incluyendo los síndromes coronarios agudos; así Meyer²¹ en Europa y Hartzler²² en Estados Unidos reportaron por primera vez el uso de la angioplastia de balón en el infarto agudo de miocardio.

Otros dispositivos en intervencionismo coronario

A finales de la década de los 80 comenzaron a surgir nuevos dispositivos con lo que se intentó, sin éxito, de reemplazar al catéter balón para realizar angioplastia coronaria. El primero de estos fue la aterectomía direccional desarrollado por John Simpson. Su funcionamiento se basó en la idea, de aquella época, que retirar tejido de la placa de aterosclerosis; sería superior a la compresión o dilatación de la arteria²³.

Otro de los diseños fue la aterectomía rotacional (Rotablator) creada por David Auth, con el objetivo de pulverizar selectivamente el tejido fibrótico firme y calcificado²⁴. También se generó un gran entusiasmo en el tratamiento con la utilización del láser a finales de la década del 80, en dos variantes: el láser excimer y homiun yttrium-aluminum-garnet (YAG)²⁵.

En registros y análisis de los resultados del Instituto Nacional del Corazón, Pulmón y Sangre (NHLBI) de los Estados Unidos, con relación a las invenciones de instrumentos en comparación con la angioplastia de balón convencional, ninguno de ellos demostró mejoría significativa y muchos de estos equipos trajeron un aumento en las complicaciones agudas en comparación con la ACTP²⁶.

La endoprótesis coronaria (stent)

La colocación de endoprótesis coronaria (stent) se ha convertido en el evento más importante en cardiología intervencionista desde el desarrollo del balón y el sistema de desplazamiento del catéter sobre guía intracoronaria. La idea de una prótesis endovascular introducida por vía percutánea, que funcionara como un andamio dentro de la luz arterial permitiendo el paso de sangre es muy antiguo. El Dr. Alexis Carrel en 1912, utilizó tubos de cristal en la aorta torácica de perros para mantener el vaso viable.

Los investigadores Dotter y Judkins²⁷ plantearon el uso temporal de un molde endovascular de plástico que pudiera mantener una luz adecuada a través de una arteria previamente ocluida. El término stent está relacionado al nombre de un dentista inglés Charles Thomas Stent (1807-1885) que desarrolló un molde para los dientes y la cavidad bucal²⁸.

Stent metálico (SM)

En 1985 el Dr. Julio Palmaz introdujo, la idea de colocar la endoprótesis metálica (stent) en un catéter balón para realizar simultáneamente dilatación y liberación en arterias periféricas de un perro, cambiando significativamente los resultados en estos modelos experimentales; demostrando desde el inicio la importancia de un adecuado tratamiento

antitrombótico y antiplaquetario²⁹. Roubin y colaboradores en 1987³⁰ y posteriormente Schatz y colaboradores³¹ publicaron sus trabajos de investigación utilizando un modelo experimental similar en perros.

La primera implantación de stent coronario en ser humano ocurrió en 1986 con un diseño de alambres entrelazados de forma helicoidal auto expandible (Wall Stent) el cual fue usado por Jacques Puel en Toulouse, Francia³² y Ulric Sigwart en Lausanne, Suiza³³. Un stent tipo “coil” (Alambre enrollado en un balón) diseñado por César Gianturco y Gary Roubin fue implantado en el Hospital Emory de Atlanta, Estados Unidos, a finales de 1987. El diseño de tubo ranurado creado por Palmaz fue colocado en un paciente en Sao Paulo, por Richard Schatz y Eduardo Souza en diciembre del mismo año³⁴.

Los estudios iniciales de Gianturco y Roubin estuvieron basados en el tratamiento de oclusiones agudas o inminentes después de angioplastia con balón, obteniendo resultados alentadores³⁵. El stent tubular metálico de Palmaz – Schatz tuvo su indicación más precisa en implantes electivos con el objetivo de disminuir la reestenosis, talón de Aquiles de la angioplastia de balón.

Dos grandes hechos, revolucionaron el uso del stent. El primero fue el de Paul Barragán y otros colaboradores en Marsella, Francia, que comenzaron a prescribir tratamiento antiplaquetario consistente en aspirina y ticlopidina, abandonando la Warfarina³⁸. El segundo fue el de Antonio Colombo en Milán, Italia; mediante una evaluación por ultrasonido intravascular demostró que en muchas ocasiones los stents no se expandían adecuadamente contra la pared de la arteria, debido a su estructura. Este hallazgo llevó al uso de la inflación del balón a alta presión post stent para una completa expansión de la endoprótesis. El uso del tratamiento antiplaquetario, sin anticoagulación continuada, y la expansión del balón a alta presión post colocación de stent, se ha convertido en la práctica patrón en el mundo.

Como hemos mencionado los primeros stents se hicieron de acero inoxidable, a pesar de sus struts gruesos y su poca flexibilidad, se evidenció su superioridad respecto a la angioplastia de balón, con eliminación de la tasa de complicaciones de oclusión aguda y reducción de la tasa de reestenosis. Estos resultados se confirmaron en dos ensayos históricos publicados en 1993 el BENESTENT Y STRESS.

Los stents fármacoactivos (SFA)

La introducción de este tipo de endoprótesis ha significado una nueva era en el desarrollo del intervencionismo coronario y su objetivo ha sido la reducción del índice de reestenosis. Se han utilizado diferentes técnicas para liberar medicamentos

de forma local desde el stent o el recubrimiento de los mismos. Varios medicamentos fueron utilizados como la fosforilcolina, la heparina que puede reducir la trombogenicidad y ofrecer un transporte potencial para utilizar drogas en la lesión con esos fines³⁷.

Stent fármacoactivos de primera generación

Están compuestos de una plataforma metálica en acero inoxidable recubierto con un polímero permanente que transporta un medicamento antiproliferativo, el cual es liberado por difusión hacia el exterior del stent, minimizando el crecimiento neointimal³⁸ (Cuadro 1)

Cuadro 1. Stents de 1era Generación

Stent	Cypher	Taxus express
Plataforma	Acero Inox 316	Acero Inox 316
Espesor del recubrimiento (µm)	12.6	16
medicamento	Sirolimus	Paclitaxel
Aprobación FDA	2003	2004

Ha sido demostrado en animales y en humanos que la administración sistémica y liberación local de Sirolimus (rapamicina) reducen la proliferación neointimal intrastent. El primer estudio que evaluó un stent liberador de sirolimus en el mundo es conocido como First in man³⁹ (FIM). Posteriormente fue diseñado el estudio RAVEL que también utilizó un stent liberador de rapamicina⁴⁰, cuyos resultados fueron una reducción de la hiperplasia neointimal, sin evidencia angiográfica de reestenosis ni necesidad de intervención repetida en la lesión tratada.

El sirolimus y el paclitaxel fueron los dos fármacos antiproliferativos utilizados inicialmente en los SFA de primera generación: respectivamente CYPHER (Cordis, California, Estados Unidos) y TAXUS (Boston Scientific; Massachusetts, Estados Unidos. Ambos eran de acero inoxidable, los struts tenían un grosor mayor de 130 micrómetro y se han evaluado en numerosos ensayos controlados y aleatorizados (ECA) como los estudios BENESTENT , STRESS y TAXUS que han demostrado una reducción de la reestenosis (RES), la pérdida de la luz tardía

y la tasa de revascularización de la lesión/vaso diana en comparación a los SM.

Stents farmacoactivos de segunda generación

En los stents fármaco activo de segunda generación la plataforma se sustituyó por aleaciones metálicas (es decir, cobalto-cromo o platino-cromo), lo que permitió una reducción del grosor de los struts, mayor flexibilidad, resistencia radial y radiopacidad.

Los polímeros se hicieron de nuevas moléculas más biocompatibles, nuevos medicamentos inhibidores del ciclo celular como zotarolimus, everolimus y novolimus (los fármacos de la familia limus), con una liberación del fármaco más rápida y, por lo tanto, una cobertura endotelial más temprana.

La seguridad y la eficacia de los SFA de segunda generación se han evaluado en numerosos ECA, que han mostrado reducciones significativas de las tasas de infarto de miocardio (IM), revascularización de la lesión diana y trombosis del stent (TS) en comparación con los SFA de primera generación⁴¹. Como consecuencia de estos avances clínicos, los SFA de segunda generación han pasado a ser los más ampliamente implantados en todo el mundo, y actualmente se acepta su uso como tratamiento percutáneo de elección para la enfermedad coronaria, tras haber sustituido por completo a los SM y los SFA de primera generación. (Cuadro 2).

Cuadro 2. Stents de 2da Generación

Stent	Endeavor/Resolute	Xience V	Promus Element
Espesor de la plataforma (µm)	91	81	81
Medicamento	Zotarolimus	Everolimus	Everolimus
Concentración del medicamento (µm/cm ²)	100	100	100
% de liberación en cuatro semanas	100/70	80	80
Aprobación de la FDA	Febrero 2008/ Febrero 2012	Julio 2008	Noviembre 2011

Sin embargo, a pesar de los importantes perfeccionamientos técnicos sigue habiendo motivo de preocupación respecto a su seguridad a largo plazo. La trombosis del stent (TS) tardía y muy tardía disminuyó, con una incidencia inferior al 1% a 5

años, lo cual es inferior a la que se producía con los SM, pero continúa siendo motivo de preocupación, dado que conlleva la necesidad de doble antiagregación plaquetaria durante un año e incluso más⁴².

La persistencia de eventos tardíos y el intento de reducir al mínimo la duración y la intensidad de la doble antiagregación plaquetaria han impulsado el desarrollo de los dispositivos de tercera generación.

Stents farmacoactivos de tercera generación

Los polímeros permanentes presentes en los stents liberadores de fármacos de primera y segunda generación han sido asociados como desencadenantes de una respuesta inmunológica que causa inflamación y a su vez con la TS⁴³⁻⁴⁴.

Una vez el medicamento es liberado, el polímero permanente no cumple ninguna función, por esto la tercera generación de stents liberadores de fármacos busca emplear recubrimientos poliméricos bioabsorbibles que permitan una adecuada liberación mediante la degradación del polímero, evitando que el polímero remanente participe posteriormente en la respuesta inmunológica asociada a la trombosis o no emplean polímero⁴³⁻⁴⁴.

La tercera generación aún se encuentra en desarrollo y diferentes estudios muestran que no solo se ha investigado los polímeros biodegradables, sino que también se ha tenido en cuenta la evaluación de nuevos medicamentos, la mezcla de medicamentos, el uso de anticuerpos, la arquitectura y orientación de la plataforma de los stent entre otras (Cuadro 3).

Stents farmacoactivos de cuarta generación

Se encuentran en pleno desarrollo, algunos superando los primeros ensayos clínicos en humanos y otros continúan en fase de ensayos en animales o en desarrollo de laboratorio⁴⁵⁻⁴⁶. A esta categoría pertenecen los andamios (scaffolds), completamente biodegradables⁴⁵⁻⁴⁶, aunque algunos autores consideran que estos también pertenecen a la tercera generación de stents liberadores de fármacos, la cual es llamada como los futuros stents liberadores de fármacos⁴⁷.

La justificación de una plataforma completamente absorbible radica en que, teóricamente, son una terapia más adecuada para el tratamiento de la enfermedad coronaria, debido a que evitan complicaciones de los implantes permanentes, como remodelación y reacción de cuerpo extraño, brindan un soporte mecánico en el período de recuperación y al degradarse completamente permiten la restauración de la motilidad y anatomía vascular. Adicionalmente, admiten

nuevas y repetidas intervenciones con bajos niveles de trombosis tardía (cuadro 4) 46-48.

Cuadro 3. Stents liberadores de fármacos de tercera generación.

Stent	Nobori	Orsiro	Ultima ster	Corofl ex	Synerg y
Platafor ma	Acero inoxidable 316L	Cobalt o cromo L605	Cobalt o cromo L605	Cobalt o cromo	Platino Cromo
Espesor de la Platafor ma (µm)	112	60-80	80	50-60	74
Medicam ento	Biolim us A9	Siroli mus	Siroli mus	Siroli mus	Everoli mus
Degrada ción	6-9 meses	3-4 meses	3-4 meses	Matri z de fárma co libre de polím ero	3 meses
Aprobaci ón de la FDA/CE	2011	2011	Febrer o 2014	2014	Octubr e 2015

Estos andamios también tienen limitaciones como la rápida pérdida de acción mecánica, la pobre visibilidad a los rayos X, la sensibilidad al calor y los solventes que limitan la adhesión de fármacos, el riesgo de fractura de su estructura y reducida flexibilidad, entre otras^{46,49}.

En julio de 2016 la FDA aprobó el uso del primer andamio bioabsorbible, el ABSORB GT1 el cual es absorbido por el cuerpo de manera gradual en aproximadamente tres años⁵⁰.

En el Cuadro 4 se observa la reducción de las tasas de restenosis generación tras generación, así como los datos de trombosis temprana, trombosis tardía y muy tardía⁵¹.

Equipos complementarios usados en el intervencionismo coronario

Se han desarrollado varios equipos para profundizar la evaluación de las arterias coronarias, seleccionar el tratamiento y mejorar la funcionalidad del proceder. Uno de los más significativos es el ultrasonido intravascular⁵¹, el cual permite dar una imagen de las características de la pared

arterial que no está disponible con la angiografía, el tamaño y contorno de la luz, la cantidad de placa, el verdadero tamaño de la dimensión externa de la arteria, la presencia y distribución de los depósitos de calcio dentro del vaso.

Dos métodos de valoración de la fisiología coronaria han sido desarrollados: la guía de presión, la cual permite la medición de la presión directamente en las coronarias antes y después de la lesión y la guía de flujo Doppler que registra la velocidad de flujo de la sangre en la arteria coronaria y por tanto establece si la lesión impide el flujo sanguíneo⁵².

La tomografía de coherencia óptica (OCT) es un equipo que utiliza la luz para conseguir imágenes de alta resolución (10 µm) de las arterias coronarias⁵³. El uso de la histología virtual (HV) permite realizar caracterización tisular con análisis de placas en vivo.

La tomografía axial computarizada multicortes (TACM) permite estudiar la cantidad de calcio en las paredes de las arterias coronarias, así como las estenosis de lesiones nativas y dentro de los stents implantados⁵⁴.

Nuevos horizontes en la cardiología intervencionista.

El desarrollo de la tecnología en la cardiología intervencionista no se ha limitado al tratamiento de la cardiopatía isquémica, sino que se han surgido nuevas técnicas que permiten abordar las enfermedades valvulares como la valvuloplastia mitral y pulmonar percutánea, el reparo valvular mitral en los casos de insuficiencia mitral, e incluso el implante percutáneo de válvulas aórticas de varios modelos. Se han desarrollado además dispositivos de oclusión para las comunicaciones interauriculares e interventriculares. El tratamiento de las otras cardiopatías congénitas como la coartación de la aorta y el conducto arterioso persistente y las fístulas, han mejorado considerablemente la supervivencia de estos pacientes.

La ampliación del campo terapéutico de esta especialidad ha hecho que se incluyan otras técnicas como la oclusión percutánea del apéndice auricular y cada vez se aborden con más frecuencia lesiones en arterias carótidas, renales y de miembros.

Todos estos avances han provocado la emergencia de una nueva especialización dentro de la cardiología intervencionista conocida como intervencionismo percutáneo estructural aplicado en las cardiopatías estructurales.

Cuadro 4. Tendencias y avances en el intervencionismo coronario percutáneo

	<i>Balón de angioplastia</i>	<i>Stent no Medicado</i>	<i>SFA 1ª y 2da generación</i>	<i>SFA 3er y 4ta generación</i>
Década	1980	1990	2000	2010
Éxito Agudo (%)	70-85	95	>95	>95
Reestenosis (%)	40-45	20-30	< 10	<6
Trombosis temprana <30 días (%)	3-5	1-2	1-2	0
Trombosis tardía >30 días (%)	-	<0.5	< 1	0.7-0.9
Trombosis muy tardía >1 año	-	0	<1	0

CARDIOPATÍA ESTRUCTURAL

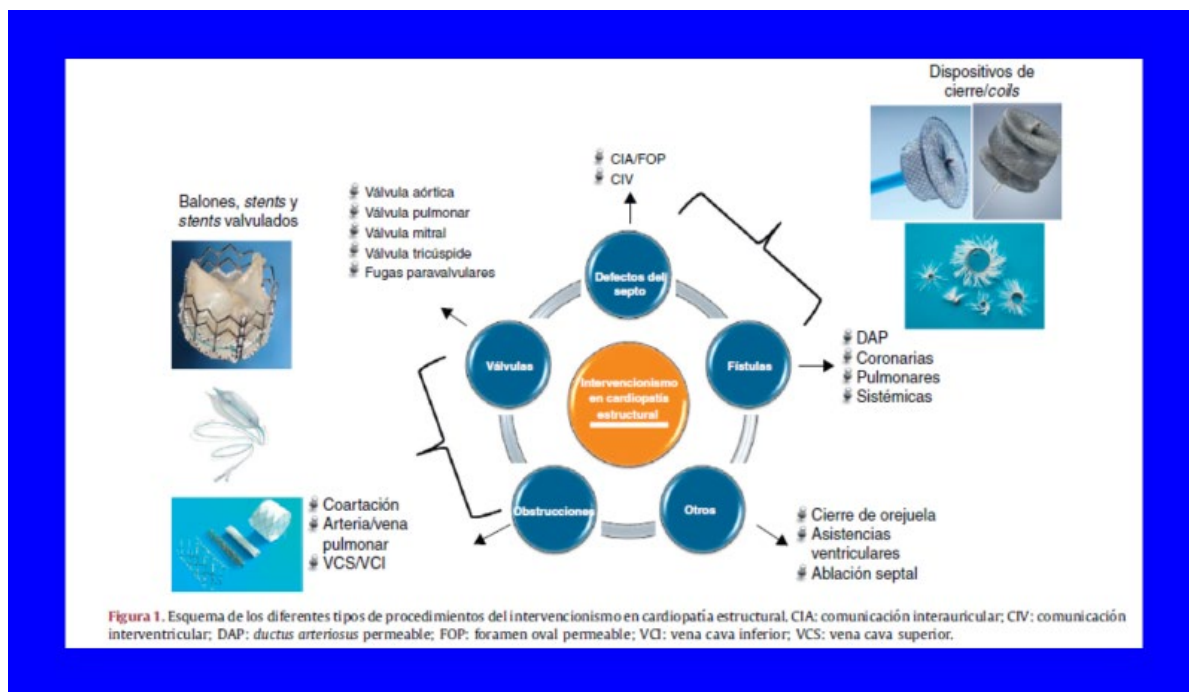
El término se refiere a un grupo de enfermedades no coronarias que varían desde los defectos del septum hasta la enfermedad valvular adquirida.

INTERVENCIONISMO PERCUTÁNEO EN CARDIOPATÍA ESTRUCTURAL

El intervencionismo percutáneo en cardiopatía estructural (IPC) representa una rama del intervencionismo percutáneo que abarca una gama amplia de enfermedades congénitas y adquiridas que previamente se trataban por vía quirúrgica o simplemente no se trataban.

Esta nueva rama del intervencionismo presenta varias características particulares:

- a) la mayoría de las afecciones requieren un abordaje multidisciplinario que incluye especialistas en imagen cardiaca, cardiólogos clínicos, cardiólogos intervencionistas de adultos, pediátrico y cirujanos cardiacos, entre otros;
- b) es necesario realizar un estudio exhaustivo de los pacientes para la adecuada selección de aquellos que se beneficiarán del intervencionismo percutáneo;
- c) requiere formación continua y conocimiento de las diferentes enfermedades,



d) se necesita adaptar la sala de hemodinámica para poder realizar procedimientos híbridos⁵⁵.

Podemos agrupar los procedimientos estructurales en:

- a) defecto del septo;
- b) valvulopatías;
- c) obstrucciones valvulares;
- d) fístulas,
- e) otro tipo de afecciones. (Figura 1)

Referencias bibliográficas

1. Forssmann W. The catheterization of the right side of the Heart. *Klin Wochenschr* 1929; 8: 2085-9.
2. Klein O. Determining human cardiac output (minute volume) using Fick's principle (extraction of mixed venous blood by cardiac catheterization) *Med Wochenschr* 1930; 77:1311-5.
3. Castellanos A, Pereiras R., Garcia A. Counter-Part aortography. *Rev Cuban Cardiol* 1939; 2:187-9.
4. Courmand A, Ranges HA. Catheterization of the right auricle in man. *Proc Soc Exp Biol Med* 1941; 46: 462.
5. Brannon ES, Weens HS, Warren JW, Atrial septal defect: Study of hemodynamics by the technique of right heart catheterization. *Am J Med Sci* 1945; 210:480- 9.
6. Zimmerman HA, Scott RW, Becker NO. Catheterization of the left side of the heart in man. *Circulation* 1950; 1:357-61.
7. Dotter CT, Frische LH. Visualization of the coronary circulation by occlusion aortography: a practical method. *Radiology* 1958; 76:502-7.
8. Arnulf G, Chacornac R. Communication to La Société de Chirurgie de Lyon, Novembre 14, 1957, in Arnulf G. L'artériographie méthodique des artères coronaires grâce a l'utilisation de l'acétylcholine: Données expérimentales et cliniques. *Bull Acad Natl Med (Paris)* 1958 ; 25/26 :661-3.
9. Richard LS, Thal AP. Phasic dye injection control system for coronary arteriography in the human. *Surg Gynecol Obstet* 1958; 107:739-43.
10. Nordenstrom B. Contrast examination of the cardiovascular system during increased intrabronchial pressure. *Acta Radiol*1960; 200 Suppl: 110-5.
11. Bilgutay AM, Gannon P, Sterns LP, Ferlic R, Lillehei CW. Coronary arteriography: New method under induced hypotension by pacing_ experimental and clinical application. *Arch Surg* 1964; 89:899-01.
12. Bellman S, Frank HA, Lambert PB, Littman D, Williams JA. Coronary arteriography: I. Differential opacification of the aortic stream catheters of special design: Experimental development. *N Engl J Med* 1960; 262:325-9.
13. Sones FM. Coronary arteriography. Read before the Eighth Annual Convention of the American College of Cardiology, Philadelphia, 1959.
14. Dotter CT, Judkins MP. Transluminal treatment of atherosclerotic obstruction: Description of a new technique and preliminary report of its application. *Circulation* 1964; 30:654-8.
15. Dotter CT, Rosch J, Judkins MP. Transluminal dilatation of atherosclerotic stenosis. *Surg Gynecol Obstet* 1968; 127:794-8.
16. Gruentzig AR, Turina M, Schneider J. Experimental percutaneous dilatation of coronary artery stenosis. *Circulation Suppl* 1976; 54:81-5.
17. Hurst J.W. History of cardiac catheterization. In. King SB III, Douglas JS editors. *Coronary Arteriography and Angioplasty*. New York: Mc Graw - Hill 1985.p.1-9.
18. Busch U, Erbel R, Clas W. Verbersserete Okklusioentoleranzzeit durch Kontinuierliche Koronarperfusion mit modifiziertem. Gruentzig-Koronarangioplastiekatheter *Z. Kardiol* 1985; 74: 435-9.
19. Van Tassel RA, Gobel FL, Rydel MA, Vlodayer Z, McCarter DJ. A less traumatic catheter for coronary arteriography. *Cathet Cardiovasc Diagn* 1985;11:187-99
20. Bonzel TR, Wollschlager H, Just H. Ein neues kathetersystem zur mechanischen dilatation von koronarstenosen mit austauschbaren intra koronaren kathetern, hoherenn kontrastmi ttfeluss und verbesserter steuerbarkeit. *Biomed Technn.* 1986:31; 195-200.
21. Meyer J, Merx W, Schmitz H. Percutaneous transluminal coronary angioplasty immediately after intracoronary streptolysis of transmural myocardial infarction. *Circulation* 1982; 66:905-13.
22. Hartzler GO, Rutherford BD, Mc Conahay DR. Percutaneous transluminal coronary angioplasty with and without thrombotic therapy for treatment of acute myocardial infarctions. *Am. Heart J* 1983;106 : 965-71.
23. Simpson JB, Johnson DE, Thapliyal HV. Transluminal atherectomy: a new approach to the treatment of atherosclerotic vascular disease. *Circulation* 1985; 72:146-53.
24. Ritchie J, Hansen D, Urocko R, Auth D. Mechanical

thrombolysis: A new rotational catheter approach for acute thrombi. *Circulation* 1986; 73:1006-12.

25. Litvack F, Groundfest W, Goldenberg T, Laudenslagert J, Forrester J. Percutaneous excimer laser angioplasty of aortocoronary saphenous vein grafts *J Am Coll Cardiol* 1989; 14: 803-8.

26. King III SB, Yeh W, Hulubkou R, Baim DS, Sopko G, Holmes D. Balloon angioplasty versus new device intervention clinical outcomes. *J Am Coll Cardiol* 1998; 31: 558-66.

27. Mulliken JB, Goldwyn RM. Impressions of Charles Stent. *Plastic Reconst Surg*, 1978; 62:173-6.

28. Palmaz JC, Sibbit RR, Reuter SR, Rice W. Expandable intraluminal graft: a preliminar study radiology;1985 156:73-7.

29. Roubin GS, Robinson KA, King SB III, Gianturco C, Black AJ, Brown JE, et al. Early and late results of intracoronary arterial stenting after coronary angioplasty in dogs. *Circulation*; 1987:891-97.

30. Kuntz, RE, Gibson CM, Nobuyoshi M, Baim DS. Generalized model of restenosis after conventional balloon angioplasty, stenting and directional atherectomy. *J Am Coll Cardiol* 1993; 21:15-25.

31. Puel J, Joffre F, Rousseau H, Guermunprez B, Lancelin B, Morice MC. Endoprothésés coronariennes auto-expansives dans le prévention des restenoses après angioplastie transluminale. *Arch. Mal. Coeur*1987 ; 8 : 1311-2.

32. Sigwart U, Puel J, Mirkovitch V, Joffre F, Kappenberger L. Intravascular stents to prevent occlusion and restenosis after transluminal angioplasty. *N Engl J Med*. 1987; 316:701-6.

33. Schatz RA, Baim DS, Leon M, Ellis SG, Goldberg S, Hirshfeld JW, et al. Clinical experience with the Palmaz-Schatz coronary stent: Initial results of a multicenter study. *Circulation* 1991; 83:148-61.

34. Roubin GS, Cannon Ad, Agrawal SK, Macander PJ, Dean LS, Baxley WA, Breland J, Intracoronary stenting for acute and threatened closure complicating percutaneous transluminal coronary angioplasty. *Circulation* 1992; 85: 916-27.

35. Barragan P, Sainson J, Silvestri M . Ticlopidine and subcutaneous heparin as an alternative regimen following coronary stenting. *Cathet Cardiovasc Diagn* 1994; 32:133-8.

36. Colombo A, Hall P, Nakamura S. Intracoronary stenting without anticoagulation accomplished with intravascular ultrasound guidance. *Circulation* 1995; 91:1676-88.

37. Chornos NA, Robinson KA, Nelly AB. Thromboresistant phosphorylcholine coating for coronary stent. *Circulation* 1995; 92(suppl I):1-685.

38. Foerst J, Vorpahl M, Engelhardt M, Koehler T, Tiroch K, Wessely R. Evolution of Coronary Stents: From Bare-Metal Stents to Fully Biodegradable, Drug-Eluting Stents. *Comb Prod Ther.* 2013;3(1-2):9-24. <https://link.springer.com/article/10.1007/s13556-013-0005-7>

39. Burke SE, Lubbers NL, Chen YW. Neointimal formation after balloon-induced vascular injury in Yucatan minipigs is reduced by oral rapamycin. *J Cardiovasc Pharmacol* 1999; 33:829-35.

40. Morice MD, Serruys PW, Sousa JE, Fajadet J, Banhayashi E, Perin M. et al. A randomized comparison of a sirolimus-eluting stent with a standard stent for coronary revascularization. *N Engl J Med* 2002; 346:1773-80.

41. Kirtane AJ, Leon MB, Ball MW et al. The final 5 year follow up from the ENDEAVOUR IV Trial comparing a Zotarolimus eluting stent with a paclitaxel eluting stent. *JACC Cardiovasc Interv.* 2013; 6:325-333.

42. Rober L, Magro M, Stefanini GG, et al. Very late coronary stent thrombosis of a newer-generation everolimus eluting stent compared with early-generation drug-eluting stents. A prospective cohort study. *Circulation* 2012; 125:1110-1121.

43. Hu T, Yang J, Cui K, Rao Q, Yin T, Tan L, et al. Controlled Slow-Release Drug-Eluting Stents for the Prevention of Coronary Restenosis: Recent Progress and Future Prospects. *ACS Appl Mater Interfaces.* 2015;7(22):11695-11712. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26011753>

44. 16. Chen W, Habraken T, Hennink WE, Kok RJ. Polymer-free drug-eluting stents : an overview of coating strategies and comparison with polymer-coated drug-eluting stents Polymer-free drug-eluting stents : an overview of coating strategies and comparison with polymer-coated drug-eluting stents. *Bioconjug Chem.* 2015;26(7):1277-1288.

45. Muramatsu T, Onuma Y, Zhang Y-J, Bourantas C V, Kharlamov A, Diletti R, et al. Progress in treatment by percutaneous coronary intervention: the stent of the future. *Rev española Cardiol.* 2013;66(6):483-96. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24776051>

46. Echeverri D, Cabrales JR. Terapia de restauración vascular con plataformas biorreabsorbibles. La cuarta revolución. *Rev Colomb Cardiol . Sociedad Colombiana de Cardiología y Cirugía Cardiovascular;* 2014;21(4):231-40.

<http://www.elsevier.es/es>

47. Iqbal J, Gunn J, Serruys PW. Coronary stents: Historical development, current status and future directions. *Br Med Bull.* 2013;106:193–211. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23532779>.

48. Campos CM, Muramatsu T, Iqbal J, Zhang YJ, Onuma Y, Garcia-Garcia HM, et al. Bioresorbable drug-eluting magnesium-alloy scaffold for treatment of coronary artery disease. *Int J Mol Sci.* 2013;14:24492–500. <http://www.mdpi.com/14220067/14/12/24492>.

49. Bourantas C V., Onuma Y, Farooq V, Zhang Y, Garcia-Garcia HM, Serruys PW. Bioresorbable scaffolds: Current knowledge, potentialities and limitations experienced during their first clinical applications. *Int J Cardiol . Elsevier Ireland Ltd;* 2013;167(1):11–21. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22748288>

50. Simard T, Hibbert B, Ramirez FD, Froeschl M, Chen Y-X, O'Brien ER. The evolution of coronary stents: a brief review. *Can J Cardiol . Canadian Cardiovascular Society;* 2014;30(1):35–45. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24286961>

51. Obregón Santos AG, Aroche Aportela R, Aldama Pérez L, Navas Hernández M, Vila García EE. Ecografía Intracoronaria. *Rev Cardiología y Cirugía Cardiovascular* 2011;23:3:340-44´

52. Bach RG, Donohue TJ, Kern MJ, Intracoronary doppler flow velocity measurements for the evaluation and treatment of coronary artery disease. *Curr Opin Cardiol* 1995; 10:434-42.

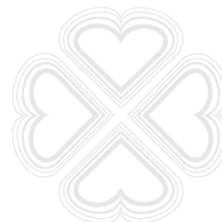
53. Macias E, Medina MA, Gonzalo N, Escaned J. Tomografía de coherencia óptica. Bases y aplicaciones de una nueva técnica de imagen intravascular. *Arch Cardiol Mex,* 2013;83(2):112-119.

54. Unzué L et al. Estudio de lesiones coronarias por segmentos mediante TCMD: correlación con el análisis cuantitativo por coronariografía invasiva. *Rev Esp Cardiol* 2020. <https://doi.org/10.1016/j.recesp.2020.04.024>.

55. Palacios IF, Arzamendi, D, Intervencionismo en cardiopatía estructural. Más allá de la terapia valvular transcatóter. *Rev. Esp.Cardiol.* 2012;65(5):405-413

DIRECCION PARA CORRESPONDENCIA: Angel Gaspar Obregón Santos, Calle San Lázaro # 701 esquina a Padre Varela 10400, La Habana, Cuba. E-mail: obre@infomed.sld.cu

Los autores firmantes del manuscrito declaran no poseer Conflicto de intereses.



Esta obra está bajo una [licencia de Creative Commons Reconocimiento-NoComercial 4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/).