

11206



Universidad Nacional Autónoma de México

FACULTAD DE MEDICINA

DIVISION DE ESTUDIOS DE POSTGRADO

HOSPITAL GENERAL CENTRO MEDICO LA RAZA I. M. S. S.

6
2ej

REEMPLAZO VALVULAR MITRAL EN EL
CENTRO MEDICO LA RAZA

TESIS DE POSTGRADO

Que Presenta:

Carlos Alberto Lezama Urtecho

Para Obtener el Diploma de
ESPECIALISTA EN CIRUGIA CARDIOVASCULAR

Asesor de Tesis: DR. RAUL VERDIN VAZQUEZ



IMSS

MEXICO, D. F.

1993

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

1996

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

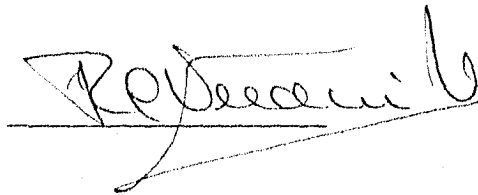
Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

APROBACION DE LA TESIS

DR. RAUL VERDIN VAZQUEZ.

Asesor de la Tesis.

A handwritten signature in black ink, appearing to read "R. Verdín Vázquez", written over a horizontal line. The signature is stylized and cursive.

Diciembre de 1993.

A MI ESPOSA ILEANA

Por su amor y apoyo
indispensables para alcanzar
esta meta.

A MI HIJA CRISTINA

Por su amor, sacrificios y espera.
Y por continuar alegrando mi vida.

A MIS PADRES MARIO Y WILMA

Por su apoyo y por los principios
que han guiado mi vida.

A MI ABUELITA ABDULIA

Por el gran amor que nos une.

A MIS HERMANOS:

Mario y Cruz

Elay y Jorge

José y Retina

María del Rosario y Maurilio

Omar y Gabriela

Por su cariño y apoyo.

A DON RAMON Y DOÑA WILMA

GENNY Y GABRIELA

Con mucho cariño y
agradecimiento.

AL DR. RAUL VERDIN VAZQUEZ

Por las enseñanzas y consejos
durante la Residencia que me
permitieron alcanzar las metas
que me propuse.

A MIS MAESTROS Y A MIS COMPAÑEROS

Por las enseñanzas, su amistad y
por las gratas experiencias que
compartimos.

INDICE

INTRODUCCION.....	01
ANTECEDENTES.....	04
MARCO TEORICO.....	06
Funcion normal del aparato mitral.....	07
Función anormal del aparato mitral.....	07
Manejo quirúrgico.....	08
Prótesis valvular cardiaca.....	08
Características de una válvula protésica ideal.....	09
Criterios funcionales de una prótesis.....	09
Válvula biológicas o bioprótesis.....	10
Válvulas mecánicas.....	11
a) Válvulas de jaula y bola.....	11
b) Válvulas de disco oscilante.....	13
c) Válvulas bivalvas.....	14
Complicaciones del reemplazo valvular.....	16
JUSTIFICACION.....	18
OBJETIVOS.....	20
MATERIAL Y METODO.....	21
RESULTADOS.....	23
ANALISIS DE RESULTADOS.....	28
CONCLUSIONES.....	30
ANEXOS.....	31

INTRODUCCION

Las lesiones que afectan a la válvula mitral pueden ser: estenosis, insuficiencia o una combinación de ambas. Siendo la etiología más común la fiebre reumática, existen causas no reumáticas que condicionan estenosis mitral, que incluyen: anomalías congénitas de la válvula (por ejemplo: mitral en paracaídas), calcificación anular mitral, endocarditis y mixoma. También se conocen causas no reumáticas que producen insuficiencia mitral como son: prolapso de una valva, degeneración mixomatosa, anomalías congénitas, disfunción de un músculo papilar isquémico, endocarditis bacteriana y ruptura idiopática de cuerdas tendinosas. (1,2,3).

ESTENOSIS MITRAL.- Es la lesión valvular aislada más frecuente después de una fiebre reumática, correspondiéndole más de la mitad de los pacientes con cardiopatía reumática crónica, siendo los dos tercios de los pacientes del sexo femenino. La válvula reumática muestra fibrosis y engrosamiento de las cúspides, con fusión parcial de las comisuras, pudiendo haber engrosamiento y acortamiento de las cuerdas tendinosas, así como depósitos de calcio en la válvula. La anomalía fisiológica primaria en ésta patología es la obstrucción mecánica al vaciamiento de la aurícula izquierda por el orificio valvular estrechado; la función ventricular suele ser normal y conforme evoluciona la enfermedad el aumento de la presión en las venas pulmonares conduce a hipertensión de la arteria pulmonar y aumento de la resistencia vascular pulmonar. Las manifestaciones iniciales son: disnea causada principalmente por aumento del débito cardíaco y taquicardia de esfuerzo, al evolucionar la enfermedad se presenta ortopnea nocturna, disnea de pequeños esfuerzos y puede presentarse hemoptisis.(1).

Se considera que cuando un paciente con estenosis mitral alcanza una clase funcional III o IV de la NYHA, la cirugía cardíaca está indicada. La presencia de fibrilación auricular manifiesta severa alteración de la geometría de la aurícula izquierda, lo que puede tener un efecto negativo en la supervivencia a largo plazo y en éste subgrupo de pacientes la cirugía temprana puede proveer una mejor sobrevida. En general, la cirugía puede ser diferida en pacientes con una estenosis mitral leve, con un área valvular mitral de 1 cm² por metro cuadrado de superficie corporal o mayor; mientras que está indicada la cirugía para los pacientes con estenosis moderada a severa, en la cual el orificio de la válvula mitral es menor a 1 cm² por metro cuadrado de superficie corporal.(2).

La intervención quirúrgica habitual para la estenosis mitral es la comisurotomía, la cual puede realizarse en forma abierta o cerrada. En presencia de fibrosis, sin calcificación ésta consiste en la apertura de las comisuras fusionadas, sin embargo cuando se presenta extensión de la fibrosis a las cuerdas tendinosas y músculos papilares la disección subvalvular está indicada. En ocasiones dada la severidad de las alteraciones de la válvula y su aparato subvalvular es necesario reemplazar la válvula por una prótesis (3). Actualmente también se dilatan las válvulas estenóticas a través de cateterismo cardíaco (4).

INSUFICIENCIA MITRAL.- La regurgitación mitral ocurre más frecuentemente en hombres, en contraste con la estenosis. En la enfermedad reumática crónica, el ventrículo izquierdo generalmente está dilatado y con su pared engrosada, hay hipertrofia auricular izquierda y la válvula mitral muestra ligeras cicatrices difusas en las valvas asociadas con algún engrosamiento de los pilares. Cuando la insuficiencia mitral grave es de larga evolución, la función ventricular izquierda se deprime. Los síntomas iniciales se observan con fatiga de esfuerzo, que refleja la incapacidad para mantener el suficiente débito cardíaco para abastecer los músculos esqueléticos durante el ejercicio; más tarde al presentarse insuficiencia ventricular izquierda, la presión diastólica final aumenta, se desarrolla hipertensión auricular izquierda, disnea de esfuerzo y ortopnea.(1). Por lo tanto los síntomas más comunes son disnea y debilidad crónica, así como fatiga secundaria al bajo gasto cardíaco.(2).

El momento de realizar la cirugía en los pacientes con regurgitación mitral es más controvertido que para la estenosis, sin embargo se está de acuerdo en que el paciente con clase funcional III o IV de NYHA debe ser operado. El problema está en que un paciente asintomático o con síntomas mínimos pueden pasar insidiosamente a una etapa en la cual ocurre disfunción ventricular izquierda irreversible, que evita el beneficio máximo que puede ofrecer la cirugía. Por lo tanto los pacientes asintomático o levemente sintomáticos (Clase II de NYHA), deben ser seguidos en forma estrecha mediante estudios no invasivos tales como EKG, ecocardiogramas y ventriculogramas radioisotópicos para prevenir la progresión a un estado cardiomiopático irreversible. Debiéndose recordar que el máximo beneficio de la cirugía se obtiene en pacientes con fracción de eyección normal.(2).

Las lesiones reumáticas usualmente producen fibrosis de las valvas

con acortamiento y deformidad de los elementos subvalvulares, de tal forma que la aposición durante la fase sistólica no ocurre. Para los casos sencillos es preferible la anuloplastia mitral, aunada con técnicas de plastia de los elementos subvalvulares. Sin embargo en ocasiones la reparación no consigue un funcionamiento adecuado de la válvula y se requiere su reemplazo por una prótesis cardíaca.(3,5).

DOBLE LESION MITRAL.- Es posible encontrar a la válvula mitral afectada por una combinación de estenosis y regurgitación, especialmente en los casos secundarios a fiebre reumática.(1,2). La cirugía mitral abierta con o sin aplicación de prótesis valvular está indicada cuando se presentan las siguientes características: clase funcional III o IV de la NYHA, antecedentes de embolia sistémica, fibrilación auricular y trombos auriculares o ventriculares; así como calcificación valvular o del anillo de la válvula y con un área valvular menor de 1 cm².(5).

ANTECEDENTES

Un distinguido médico inglés, Sir Lauder Brunton en el año de 1902, se interesó en el tratamiento quirúrgico para la estenosis mitral, por lo que trabajando en un laboratorio experimental y en una sala de autopsias, practicó el corte de las valvas de la válvula mitral, proponiendo la realización de éste procedimiento en seres humanos; ésta idea originó una intensa controversia en su época, probablemente condicionada por la creencia de que el defecto primario en la estenosis mitral no era la deformidad valvular, sino una debilidad miocárdica. Esto retrasó el progreso en el tratamiento quirúrgico de la estenosis mitral, hasta que en el año de 1923 Elliott Cutler realizó por primera vez el intento de abrir una válvula mitral estenótica, mediante la introducción de un cuchillo de tenotomía a través del ventrículo izquierdo, sobreviviendo la paciente a la intervención quirúrgica. En Mayo de 1925 Henry Souttar, realizó en Londres una cirugía para estenosis mitral, alcanzando la válvula a través de la orejuela izquierda y usando por vez primera el dedo como instrumento básico para dilatar el orificio valvular.(6).

Se considera que la era moderna de la cirugía de la válvula mitral fué iniciada en 1940 por Charles Bailey en Philadelphia, ya que determinó que el abordaje ideal para la cirugía valvular mitral es la aurícula izquierda, evitando el daño al ventrículo izquierdo, así como que en los casos de estenosis mitral se debía realizar un corte en las comisuras, nombrando a ésta operación como: Comisurotomía mitral. Bailey realizó su primera comisurotomía mitral exitosa el 16 de Junio de 1948, durante la cirugía él deslizó su dedo a través de la orejuela izquierda identificó la estenosis e introdujo junto a su dedo un cuchillo con el que cortó la comisura. Posteriormente Dwight Harken en Boston realizó un procedimiento similar.(6).

Un importante impulso para la corrección quirúrgica de la enfermedad cardíaca fué el desarrollo de las máquinas de derivación cardiopulmonar que fueron empleadas inicialmente en 1949 por John Gibbon. Esto permitió la reparación de las valvas de la mitral, las anuloplastias, la reparación de los elementos subvalvulares, técnicas que perfeccionaron Charles Dubont y Alain Carpentier en Francia, con un abordaje comúnmente a través de la aurícula izquierda.(7). Aunque algunos cirujanos iniciaron también el abordaje transeptal de la válvula mitral, sobretudo en los casos de pacientes con aurícula izquierda pequeña y en reoperaciones.(8).

El primer reemplazo de una válvula mitral exitoso lo realizó Crales Hufnagel el 21 de Septiembre de 1960, en la Universidad de Oregon, empleando una válvula de metil-metacrilato de bola.(2,6).

Aunque las primeras válvula prostéticas que fueron implantadas eran objetos mecánicos ingeniosos, no duplicaban de un modo cercano, ni la forma, ni la función de las válvulas naturales, por lo que se empezó a utilizar diversos materiales para la construcción de dichas prótesis.(9).

De tal forma que se desarrollaron válvulas de materiales biológicos, introduciéndose el empleo de bioprótesis porcina en 1975 y la de tipo supra-anular en 1982, así como la bioprótesis de pericardio bovino en 1981. Estas prótesis biológicas fueron fijadas con diversas sustancias, especialmente glutaraldehído.(10).

Se fueron empleando otros modelos de válvulas mecánicas además de las de bola, como son las de disco oscilatorio y las bivalvas.(9).

Con el mejoramiento de las técnicas de cateterismo e intervencionismo, se desarrolló también la dilatación de válvulas estenóticas mediante balón percutáneo transarterial, en pacientes seleccionados.(4,11).

MARCO TEORICO

La válvula mitral es la más compleja de las válvulas cardíacas, su nombre deriva del término latín "mitra", que significa gorra, dicho término deriva a su vez del griego "mitra" que significa turbante; siendo Vesalio quien comparó la forma de la gorra que usan los Obispos de la Iglesia Católica, que llaman mitra, con la de ésta válvula cardíaca.(12).

La mitral en comparación con las válvulas semilunares, posee una más compleja estructura consistente en cuatro componentes mayores: Valvas, cuerdas tendinosas, músculos papilares y anillo valvular. A diferencia de las otras 3 válvulas, cada una de las cuales tiene 3 cúspides, la mitral solo tiene dos valvas: La anteromedial y la posterolateral. Las dos valvas son de diferente tamaño, la anterior se continua con la aorta y la posterior con el endocardio de la aurícula izquierda; dichas valvas se unen la una a la otra a nivel de las comisuras, a diferencia de los que ocurre en las válvulas semilunares, en donde las valvas son independientes las unas de las otras. Las cuerdas tendinosas son más complejas que las valvas, existiendo aproximadamente unas 120 cuerdas conectando las valvas con los músculos papilares. Las cuerdas tendinosas se subdividen en: Primarias, secundarias y terciarias, aunque algunos autores consideran un cuarto grupo de cuerdas tendinosas. Los espacios entre las cuerdas sirven como orificios secundarios entre la aurícula y el ventrículo izquierdos, obviamente el orificio mayor es el área entre las valvas, pero mucha sangre pasa a través de los espacios intercordales.(12,13).

Son dos músculos papilares del ventrículo izquierdo, usualmente llamados: Anterolateral y posteromedial, existiendo considerables variaciones entre los individuos. El músculo papilar anterolateral es generalmente más uniforme de los dos, consiste en un solo tronco que protruye más dentro de la cavidad del ventrículo izquierdo que el posteromedial, el cual generalmente es más pequeño y a menudo consiste en 2 o 3 pequeños pilares; los dos músculos papilares se continúan con la pared libre del ventrículo izquierdo, tienen un relativamente pobre aporte sanguíneo, siendo la arteria coronaria descendente anterior quien irriga al anterolateral y la coronaria derecha al posterolateral, aunque la arteria circunfleja brinda irrigación a los dos.(12).

Con la edad la válvula mitral, al igual que los demás tejidos del organismo, puede mostrar cambios, especialmente a nivel de las valvas

y de las cuerdas tendinosas. Además la cavidad ventricular izquierda se vuelve más pequeña, probablemente por disminución del gasto cardíaco, y al ser menor la cavidad, existe un área menor para acomodar las valvas y las cuerdas, por lo que las valvas contactan una con otra anormalmente durante la sístole del ventrículo izquierdo, produciendo un engrosamiento fibroso focal. También al disminuir la cavidad ventricular el anillo valvular disminuye de tamaño.(12).

FUNCION NORMAL DEL APARATO MITRAL.- El aparato mitral es un mecanismo complejo finamente coordinado que puede ser alterado por una variedad de desórdenes adquiridos o congénitos; su competencia depende de la integridad funcional de 6 componentes anatómicos, siendo éstos: La pared anterior y posterior de la aurícula izquierda, el anillo valvular, las valvas, las cuerdas tendinosas, los músculos papilares y la pared libre del ventrículo izquierdo.(12,14).

Al iniciarse la sístole ventricular izquierda, principia la contracción de los músculos papilares, las fuerzas verticales ejercidas por ésta contracción coloca las valvas en aposición, al incrementarse la presión intraventricular, los bordes de las valvas coaptan y se sostienen mutuamente sellando el orificio mitral. El anillo valvular no sólo sirve como un fulcro en el cual se mueven las valvas, sino que durante la sístole ventricular disminuye su circunferencia, reduciendo así el área que las valvas deben ocluir. El acortamiento del eje vertical del ventrículo izquierdo es acompañado por una contracción sinérgica de los músculos papilares, de tal forma que se previene la eversión de las valvas dentro de la aurícula izquierda.(12).

FUNCION ANORMAL DEL APARATO MITRAL.- Cuando cualquiera de los 6 componentes anatómicos del aparato mitral fallan, la armonía del mecanismo mitral puede ser alterada, teniendo como consecuencia funcional la regurgitación o la estenosis, o bien una combinación de ambas. La obstrucción del orificio mitral como ya se mencionó en la introducción, puede ser congénita, adquirida (la más común) o ser causada por la interposición de tejido no valvular dentro de la cavidad de la aurícula izquierda. En la estenosis mitral la falla hemodinámica esencial es la incapacidad de la aurícula izquierda para vaciarse normalmente, lo que se trata de compensar incrementando la fuerza de contracción, sin embargo éste mecanismo se pierde al ocurrir fibrilación auricular, lo que causa un aumento de la presión auricular izquierda y caída del flujo a través de la mitral.(12,15).

En la insuficiencia mitral las valvas pueden funcionar anormalmente por ser demasiado pequeñas, demasiado grandes o estar limitadas en su movilidad por cuerdas tendinosas cortas. Se puede hablar de dos tipos de insuficiencia mitral: Aguda o crónica. En los casos de insuficiencia mitral crónica la aurícula izquierda puede ser inmensa y a pesar del gran volumen de flujo regurgitado, la presión auricular izquierda puede elevarse poco y no haber hipertensión arterial pulmonar, existiendo en forma habitual fibrilación auricular. En contraste, en la variedad aguda la aurícula izquierda difícilmente aumenta de tamaño, siendo por regla general secundaria a ruptura de cuerdas tendinosas, no existiendo generalmente fibrilación auricular.(12,16).

MANEJO QUIRURGICO.- El tratamiento quirúrgico de la patología valvular mitral como se mencionó anteriormente, intenta restablecer la función valvular de preferencia con técnicas quirúrgicas que permitan preservar la válvula del paciente, como en los casos de etiología no reumática, en los que la deformación de los elementos valvulares no sea irreparable, como en los casos de prolapso de una valva (3), en los casos de endocarditis (17,18) o en los pacientes con insuficiencia mitral de origen isquémico.(19)

En los casos de estenosis mitral generalmente la técnica empleada es la comisurotomía mitral, ya sea en forma cerrada o abierta dependiendo de las características de cada paciente, mientras que en los casos de insuficiencia se intenta realizar diversas técnicas de plastia de los elementos valvulares que devuelvan la competencia valvular, tales como: Anuloplastia, reparación de prolapso de una valva mediante resección rectangular, trasposición de cuerdas, acortamiento o elongación de cuerdas tendinosas o bien una combinación de estas técnicas quirúrgicas.(7).

Cuando no es posible restablecer la función valvular de las formas arriba mencionadas, se necesita colocar una prótesis valvular cardíaca.

PROTESIS VALVULAR CARDIACA.-

El reemplazo de una válvula cardíaca enferma y con una mala función se ha convertido en un procedimiento rutinario en casi tres décadas. Durante éste tiempo ha habido mucho desarrollo tanto en las técnicas quirúrgicas como en el diseño de las válvulas protésicas. Todos los diseños de las prótesis valvulares involucran el empleo de un sistema que ocluye el flujo (incluyendo valvas flexibles) montado en un armazón o un anillo provisto de un borde para sutura. Existen dos tipos de prótesis valvulares

llamadas: Mecánicas y bioprótesis, las cuales tienen sus ventajas y desventajas, las cuales se tratarán más adelante.(3,9,20). En el caso de las válvulas mecánicas el anillo es rígido, mientras que en las bioprótesis el armazón es usualmente flexible en dirección axial, pero es rígido en el plano del anillo de sutura, por lo tanto los dos tipos de válvulas pueden causar daño a los elementos sanguíneos. Además en el corazón normal el anillo mitral varía desde una forma aproximada de una D en la sístole a una forma circular en la diástole; la forma en D es necesaria para acomodar a la válvula aórtica completamente abierta, si la válvula mitral tiene un anillo rígido, las configuraciones normales en sístole y diástole en el lado izquierdo del corazón no son obtenidas.(9).

Por lo antes descrito es claro que las válvulas protésicas cardíacas no proveen un reemplazo ideal comparado con las válvulas de un corazón normal. Sin embargo existe una adecuada relación entre lo ideal y lo que es tecnológicamente posible.(9).

CARACTERISTICAS DE UNA VALVULA PROTESICA IDEAL.-

Hay seis características ideales de un buen sustituto para una válvula cardíaca y son:

- 1.- Debe tener adecuadas características hemodinámicas, no debiendo ser obstructiva y debe ser completamente competente.
- 2.- Debe ser no trombogénica.
- 3.- No debe degenerar o variar con el uso.
- 4.- No debe alterar significativamente los componentes de la sangre.
- 5.- Debe ser posible instalarla sin dificultades técnicas.
- 6.- No debe de incomodar al paciente.

Desde las primeras aplicaciones clínicas, cerca de 50 diferentes tipos de válvulas mecánicas han sido empleadas, unas han sido descartadas y otras aún permanecen, pero han sufrido grandes modificaciones. En forma similar un buen número de diseños para bioprótesis se han construido, empleándose una amplia variedad de tejidos autólogos, homologos y heterólogos.(20).

CRITERIOS FUNCIONALES DE UNA PROTESIS.-

Son tres los criterios que se deben considerar cuando se evalúa el funcionamiento de una prótesis valvular cardíaca y son:

- 1.- Debe funcionar en forma eficiente y presentar un mínimo de carga para el corazón.

- 2.- Debe ser durable y mantener su eficiencia durante la vida del paciente.
- 3.- No debe causar daño molecular o celular a los componentes sanguíneo o estimular la formación de trombos.

Ninguna prótesis cubre completamente los anteriores criterios, sin embargo con éstos principios en mente es posible hacer una predicción cualitativa del éxito que podría tener un diseño valvular particular.(9).

VALVULAS BIOLÓGICAS O BIOPROTESIS.-

Las bioprótesis se han clasificado de acuerdo a varias características que reflejan su origen y preparación para su implantación, tal como se muestra en la tabla No.1. Un número de éstas válvulas biológicas, combinadas con varias técnicas de esterilización, fijación y montaje se han usado durante los últimos 20 años; sin embargo muchas de ellas exhibidas inicialmente como la esperanza de estar libres de complicaciones tromboembólicas comparadas con las prótesis mecánicas, debido a uno u otro problema peculiar han sido abandonadas. Pero aquellas que emplean tejido heterólogo, fijado y esterilizado con glutaraldehído y montadas en un armazón flexible aún tienen utilidad.(20).

Las bioprótesis tienen la ventaja de poseer un orificio central no obstruido y por lo tanto no causan disturbios severos al flujo, sin embargo la presencia de un armazón abultado tiende a reducir el área efectiva del orificio para cualquier tipo de diámetro. Actualmente se encuentran en uso dos tipos de bioprótesis: Las válvulas porcinas y las válvulas pericárdicas.(9,10).

1.- Válvulas aórticas porcinas.- Este tipo de válvula está construida de una sola válvula porcina aórtica, que se trata con glutaraldehído a baja presión para mantener la estructura y plegabilidad de las valvas. La válvula se monta en un armazón flexible de alambre que está diseñado para dar a la prótesis un perfil de altura menor. las valvas abren dentro de un cono de forma irregular y la fuga a través de ellas cuando están cerradas es mínima.(9). La válvula modelo de éste tipo es la Carpentier-Edwards, siendo introducida al mercado la estándar en 1975 y la suprannular en 1982.(10,20).

2.- Válvulas pericárdicas.- Están fabricadas de pericardio bovino preservado con glutaraldehído a presión cero, se compone de valvas de pericardio individuales, en consonancia con el tamaño de la prótesis y montadas en una estructura de alambre flexible. Ionescu fué el que inicialmente

reconoció que el tejido pericárdico podía ser superior al tejido de la válvula aórtica porcina para la construcción de bioprótesis, debido a que era más fácil de obtener técnicamente en grandes cantidades y podía moldearse por su gran flexibilidad.(10,20). Algunos cirujanos opinan que las válvulas de pericardio proveen la mejor solución hemodinámica al problema del diseño valvular, sin embargo la popularidad de éste tipo de válvulas ha declinado debido a múltiples reportes de su durabilidad limitada.(9,20). El funcionamiento y la durabilidad son generalmente satisfactorios los primeros 5 a 7 años, aunque la degeneración acelerada de las valvas es reconocida más pronto en niños y en individuos con metabolismo incrementado de calcio.(20).

VALVULAS MECANICAS.-

Todas las válvulas mecánicas poseen un mecanismo de oclusión alrededor del cual la sangre puede pasar. El tamaño, la forma geométrica, el grado de apertura, la masa del ocluidor y la relación entre las dimensiones externas de la válvula, el diámetro del tejido anular y el orificio interno, todos ellos contribuyen al grado de estenosis que puede condicionar una prótesis. En tanto que el volumen de regurgitación de cierre está relacionado con el tamaño del ocluidor, con el viaje y velocidad de cierre; mientras que la llamada regurgitación de fuga depende del tamaño de la brecha existente entre el ocluidor y el borde de anillo valvular, aunque algunos fabricantes señalan que dicha regurgitación facilita el lavado del mecanismo de bisagra de la prótesis.(9). Existen en la actualidad tres tipos de prótesis mecánicas: 1.-Válvulas de jaula y bola, 2.-Válvulas de disco oscilante, 3.- Válvulas bivalvas.(9,20).

1.- Válvulas de jaula y bola.- Se trata del tipo de prótesis mecánica de la cual se tiene mayor información debido a que han sido las más usadas y por más tiempo. Su funcionamiento es adecuado, sin embargo no tiene las mejores características hemodinámicas. Existen diferentes válvulas de éste tipo entre las cuales se encuentran: La de Starr-Edwards, la Harken-Davol, la McGovern-Cromie, la Smeloff-Cutter (ahora Smeloff-Sutter), la Braunwald-Cutter, la DeBakey-Surgitool, La Savelle-Arboville y la Cooley-Cromie. De todas ellas la Starr-Edwards es con mucho la más empleada en la actualidad.(9,10,20).

La válvula de Starr-Edwards de jaula y bola inicialmente consistió en una jaula de 4 alambres de acero y una bola de silastic, posteriormente

reconoció que el tejido pericárdico podía ser superior al tejido de la válvula aórtica porcina para la construcción de bioprótesis, debido a que era más fácil de obtener técnicamente en grandes cantidades y podía moldearse por su gran flexibilidad.(10,20). Algunos cirujanos opinan que las válvulas de pericardio proveen la mejor solución hemodinámica al problema del diseño valvular, sin embargo la popularidad de éste tipo de válvulas ha declinado debido a múltiples reportes de su durabilidad limitada.(9,20). El funcionamiento y la durabilidad son generalmente satisfactorios los primeros 5 a 7 años, aunque la degeneración acelerada de las valvas es reconocida más pronto en niños y en individuos con metabolismo incrementado de calcio.(20).

VALVULAS MECANICAS.-

Todas las válvulas mecánicas poseen un mecanismo de oclusión alrededor del cual la sangre puede pasar. El tamaño, la forma geométrica, el grado de apertura, la masa del ocluidor y la relación entre las dimensiones externas de la válvula, el diámetro del tejido anular y el orificio interno, todos ellos contribuyen al grado de estenosis que puede condicionar una prótesis. En tanto que el volumen de regurgitación de cierre está relacionado con el tamaño del ocluidor, con el viaje y velocidad de cierre; mientras que la llamada regurgitación de fuga depende del tamaño de la brecha existente entre el ocluidor y el borde de anillo valvular, aunque algunos fabricantes señalan que dicha regurgitación facilita el lavado del mecanismo de bisagra de la prótesis.(9). Existen en la actualidad tres tipos de prótesis mecánicas: 1.-Válvulas de jaula y bola, 2.-Válvulas de disco oscilante, 3.- Válvulas bivalvas.(9,20).

1.- Válvulas de jaula y bola.- Se trata del tipo de prótesis mecánica de la cual se tiene mayor información debido a que han sido las más usadas y por más tiempo. Su funcionamiento es adecuado, sin embargo no tiene las mejores características hemodinámicas. Existen diferentes válvulas de éste tipo entre las cuales se encuentran: La de Starr-Edwards, la Harken-Davol, la McGovern-Cromie, la Smeloff-Cutter (ahora Smeloff-Sutter), la Braunwald-Cutter, la DeBakey-Surgitool, La Servelle-Arboville y la Cooley-Cromie. De todas ellas la Starr-Edwards es con mucho la más empleada en la actualidad.(9,10,20).

La válvula de Starr-Edwards de jaula y bola inicialmente consistió en una jaula de 4 alambres de acero y una bola de silastic, posteriormente

la jaula se construyó con una aleación denominada Stellite 21, que consiste en: Cobalto (61-63,5%), cromo (25,5-29%), molibdeno (5-6%) y níquel (1,75-3,75%). Las primeras válvulas Starr-Edwards implantadas, se relacionaron con un alto índice de eventos tromboembólicos, probablemente debido a que contenían un área muy amplia de metal expuesto, por lo que se recubrió el metal, dejando sin cubrir sólo la superficie en contacto con la bola. Esta modificación, junto con la adición de sulfato de bario a la bola para hacerla radiópaca y la disminución del grosor de los alambres de la jaula, dieron como resultado el modelo 6120, que se ha mantenido estructuralmente sin cambios desde su introducción en 1966.(9).

Un problema inherente a todas las válvulas de jaula y bola, es la obstrucción del orificio terciario principalmente (20). Las áreas de obstrucción en éste tipo de válvulas son tres: 1.- El anillo valvular, llamado orificio primario o entrada. 2.- El cono truncado, formado desde la circunferencia del anillo valvular a la bola, con la válvula en posición abierta (orificio secundario o salida). 3.- El espacio entre el ecuador de la bola y la pared ventricular o aórtica, estando la válvula en posición abierta (orificio terciario). El flujo turbulento resultante de la obstrucción central, puede condicionar engrosamiento de la íntima y fibroelastosis endocárdica secundaria, lo que podría llevar a falla miocárdica.(9).

Otro problema importante es que el alto perfil de éste tipo de válvulas es particularmente significativo en los tamaños más grandes. Con válvulas en posición mitral la jaula puede contactar con la pared ventricular durante la sístole particularmente en los casos de ventrículos izquierdos pequeños, como puede ocurrir en los casos de estenosis mitral pura y válvula aórtica normal; de tal forma que el ventrículo izquierdo no puede acomodar adecuadamente los alambres de la jaula, los cuales se pueden introducir a la pared ventricular y condicionar un descenso inadecuado de la bola y un vaciamiento de la aurícula izquierda obstruido. Se puede producir también alteraciones de la conducción miocárdica y ruptura ventricular en estos casos.(9,20).

Parecería por lo mencionado antes, que el uso de éste tipo de prótesis mecánica está indicado para pacientes con insuficiencia pura o al menos con lesiones predominantemente de insuficiencia, en los cuales la carga de volumen ha producido un crecimiento de la cavidad ventricular o en su caso de la aorta ascendente.(20).

Las complicaciones observadas con el empleo de la válvula de Starr-Edwards en posición mitral son: Trombosis de la válvula, que se observa con una frecuencia mayor que en la posición aórtica y que se presenta con un porcentaje de 0.4 a 0.6% en las diferentes series; el tromboembolismo que se observa en un porcentaje similar al de la trombosis protésica. El sangrado relacionado con anticoagulantes tiene una presentación de 3.7%. Otras complicaciones pueden ser endocarditis y hemólisis. La necesidad de reoperación generalmente varía en un porcentaje de 7% durante los primeros 5 años, 16% en 10 años y 20% en 14 años. También se ha reportado que la mortalidad hospitalaria varía entre 6 a 16%, con un promedio de 9%.(9).

2.- Válvulas de disco oscilante.- Este tipo de prótesis se introdujo al uso clínico en 1967, surgiendo el concepto de disco oscilante al reconocerse que las válvulas de jaula y bola eran innecesariamente aparatosas y que sus características hemodinámicas eran menos ideales, de tal forma que se empleó un disco plano en lugar de la bola, como ocluidor. A pesar de ello el mecanismo ocluidor continúa siendo relativamente obstructivo cuando se encuentra en posición abierta.(9).

Las válvulas de disco oscilante han probado ser satisfactorias para su colocación en posición mitral, tricuspídea y aórtica, ya que poseen las ventajas de ser de un perfil significativamente bajo y poseer un flujo semicentral, lo que les permite presentar gradientes mínimos. Los distintos modelos de éste tipo de prótesis varían en el diseño del mecanismo de fijación del disco, en la forma del disco y en su ángulo de apertura, que puede variar de 60 a 85°.(9,20). Se han empleado distintos modelos entre los que se puede mencionar: La Wada-Cutter, la Lillehei-Kaster, la Björk-Shiley, la Omniscience, la Medtronic Hall, la Sorin y otras menos conocidas como la prótesis de Alvares.(20,21,23).

Con las válvulas de disco oscilante la hemólisis habitualmente no es importante, no habiendo tampoco evidencia de desgaste del disco, especialmente desde la introducción de recubrimiento de carbón pirrolita a nivel del disco y en el anillo valvular(22). Sin embargo éste tipo de prótesis tiene la tendencia a trombosarse, por lo que un régimen estricto de anticoagulantes siempre se requiere cuando se implantan en un paciente, teniéndose por lo tanto los riesgos de dicha terapia.(20).

Deben tenerse en cuenta algunas consideraciones técnicas cuando se

se implanta una prótesis de disco oscilante, tales como: los nudos y cabos de sutura, la interferencia de tejidos y la orientación de la prótesis de los cuales se hablará enseguida.(9).

a) **Nudos y cabos de sutura.**- Todas las prótesis de éste tipo son construídas para ser exactas y tener tolerancias mínimas, de tal forma que sólo existe un pequeño espacio entre el borde del disco y el anillo valvular, cuando se encuentra la prótesis en posición cerrada, lo que según el diseño permite una "acción de lavado" para prevenir la formación de trombos, a la vez que se evita un volumen de regurgitación inaceptable. Por lo anterior, un cabo de sutura excesivamente largo puede introducirse entre el anillo valvular y el borde del disco, con catastróficas consecuencias. Por lo tanto se debe de tener especial cuidado en dejar cortos los cabos de sutura y siempre que sea posible se debe de anudar las suturas unos cuantos milímetros por fuera del anillo de la prótesis.(9).

b) **Interferencia de tejidos.**- Es importante no dejar tejido del paciente que protruya dentro del área de excursión del disco protésico. Durante el reemplazo valvular mitral, los músculos papilares y las cuerdas tendinosas deben cortarse de tal manera de dejar libre el movimiento del disco; en el cambio valvular aórtico se aconseja remover cuidadosamente las protrusiones de calcio.(9).

c) **Orientación de la prótesis.**- El objetivo principal de orientar la prótesis es el de asegurar que la excursión del disco no sea impedida por tejido del paciente por arriba o por debajo de la válvula. El segundo objetivo es el de obtener una vía de flujo óptima entre el borde libre del disco en posición abierta y el endocardio o la aorta circundantes. Algunos autores aconsejan orientar la prótesis con el orificio mayor en una posición posteroinferior en los reemplazos mitrales y hacia la comisura entre las valvas no coronariana y coronariana izquierda en los reemplazos aórticos. Actualmente existen prótesis que se pueden rotar dentro de su anillo de sutura, lo que hace posible su reorientación una vez implantadas si es necesario, debiendo tener cuidado en dañar o debilitar el mecanismo de la prótesis, empleando para tal caso instrumentos especiales para cada modelo de prótesis.(9,20).

3.- **Válvulas bivalvas.**- Las prótesis de dos valvas representan el último desarrollo en el diseño de las prótesis mecánicas, el ocluser continúa siendo una especie de disco, pero dividido en dos porciones que se mueven

con un pivote localizado en el centro del anillo valvular; éste mecanismo de bisagra y su bajo perfil son las características básicas en las prótesis bivalvas. A diferencia de las prótesis de disco oscilante, en las que se forman dos orificios en la posición abierta (uno pequeño y otro mayor), en las prótesis bivalvas se forman 3 orificios, siendo uno central y dos laterales. Este tipo de prótesis por su amplio ángulo de apertura, así como por el diseño de sus valvas, ofrece poca obstrucción al flujo. También es menor la regurgitación de cierre, por la forma y el tamaño de sus valvas.(9).

La experiencia clínica con las prótesis de dos valvas fueron reportadas por primera vez al emplearse la válvula de Gott-Dagget, la cual poseía dos valvas semicirculares, mantenidas en un anillo mediante 4 goznes, creando al abrirse dos orificios, sin existir uno central, por lo que se le llamó "Válvula mariposa", sin embargo debido a su alta trombogénesis dejó de emplearse. Los principios de su diseño los tomó la válvula de Kalke-Lillehei, pero las valvas al abrirse dejaban 3 orificios, favoreciendo el "efecto de lavado". Al mejorarse el diseño, en 1976 se fabricó una válvula de dos valvas enteramente de carbón pirrolita, mediante el cual se reemplazó al titanio del anillo valvular, así como a los diferentes materiales con los que se fabricaban las dos valvas. Lo anterior se realizó, porque diversos estudios in vitro revelaron que el carbón pirrolita era un material biocompatible y aparentemente tromboresistente. Varios modelos de prótesis bivalvas aparecieron: La St. Jude Medical (en 1977), la Edwards-Duromedics (en 1982) y la Carbomedics (en 1986). (9,20).

Al implantar una prótesis bivalva, son importantes algunas **consideraciones técnicas**: la obstrucción al movimiento de las valvas debido a la interferencia de estructuras cardíacas es menos probable que con las prótesis de disco oscilante, ya que las valvas se localizan durante la apertura en la parte media del flujo sanguíneo y cuando se cierra la prótesis, las valvas lo hacen dentro del anillo. En la válvula Carbomedics, las valvas cierran en un ángulo de 25°, a diferencia de las prótesis de disco oscilante en las que el ocluidor se asienta en el mismo plano del anillo valvular.(24). La **orientación de la válvula** parece tener poca importancia desde el punto de vista quirúrgico, sin embargo cobra importancia al pensar en los cambios hemodinámicos postoperatorios y las consecuentes complicaciones tromboembólicas; en la posición mitral se recomienda poner los pivotes en las comisuras.

ras, o bien rotar la prótesis 90° y dejar el eje de los pivotes en la mitad de las valvas anterior y posterior, de tal modo de evitar la cercanía de la pared libre del ventrículo que podría interferir con la apertura completa de las valvas, lo que podría condicionar la apertura anatómica de las valvas y por lo tanto favorecer la trombosis.(9). En posición aórtica se sugiere dejar el eje de los pivotes a nivel de la comisura localizada entre la valva no coronaria y la derecha.(9).

El sonido generado por la prótesis ocasionalmente puede ser molesto para el paciente. La hemólisis causada por éste tipo de prótesis no tiene importancia clínica en la mayoría de los pacientes cuando funciona adecuadamente la válvula.(9).

COMPLICACIONES DEL REEMPLAZO VALVULAR.-

El resultado exitoso de un reemplazo valvular está determinado por tres factores: 1.- las alteraciones estructurales irreversibles en el corazón y en los pulmones secundarias a la enfermedad valvular, especialmente la hipertrofia miocárdica izquierda y la enfermedad vascular pulmonar. 2.- Enfermedad oclusiva de las arterias coronarias y 3.- La integridad mecánica de la prótesis, la formación de trombos y otras interacciones entre la prótesis y los tejidos del paciente.(9).

Cuando los dos primeros factores no se encuentran presentes, las causas de que un paciente presente complicaciones relacionadas con la prótesis son:

a) **Complicaciones tromboembólicas.-** Estas incluyen la trombosis, el tromboembolismo y las hemorragias relacionadas con la terapia de anticoagulante y son las principales causas de mortalidad y morbilidad después de un reemplazo valvular cardíaco. Para su diagnóstico es muy útil la fluoroscopia y la identificación radiológica de la prótesis.(9,25). También es muy importante la evaluación ecocardiográfica de la prótesis, conociendo los valores normales por evaluación hemodinámica Doppler.(26,27,28).

b) **Endocarditis protésica.-** Es una complicación poco frecuente pero muy grave, que puede presentarse en 1 a 6% de los casos. Teniendo como factores que contribuyen a su aparición: la contaminación preoperatoria, intraoperatoria o postoperatoria (a través de catéteres), la bacteriemia postoperatoria, la adhesión bacteriana a la superficie protésica, una limitada exposición a los antibióticos y defectos locales de fagocitosis.(9).

c) **Oclusión o disfunción por crecimiento de tejido.-** Dicho crecimiento de tejido puede condicionar la disminución del área efectiva de una prótesis

por lo que es necesaria su evaluación ecocardiográfica e incluso invasiva mediante cateterismo cardíaco.(26).

d) Fugas paravalvulares.- La dehiscencia temprana es debida generalmente a un error técnico o a la separación de las suturas de un anillo patológico, especialmente cuando el reemplazo valvular se realizó por una endocarditis con absceso anular, una degeneración mixomatosa o calcificación del anillo valvular. En cambio, la fuga perivalvular pequeña tardía es generalmente causada por la retracción del tejido cardíaco entre las suturas de la prótesis durante la cicatrización; éstas fugas pequeñas pueden muy difíciles de detectar, a pesar de una observación cuidadosa del anillo. Aunque tales defectos comúnmente no tienen significado clínico, algunas veces pueden agravarse, condicionar hemólisis o falla cardíaca.(9).

e) Hemólisis.- Debido principalmente al flujo turbulento, la destrucción de glóbulos rojos por las prótesis valvulares cardíacas, es relativamente común. Sin embargo dicha hemólisis es generalmente leve y bien compensada por el paciente.(9).

JUSTIFICACION

La cirugía de la válvula mitral y especialmente el reemplazo valvular mitral mediante una prótesis, es uno de los procedimientos quirúrgicos que con mayor frecuencia se realiza en el Departamento de Cirugía Cardiotorácica del Centro Médico "La Raza". Y debido a las características del abastecimiento y del empleo constante, se cuenta con distintas prótesis valvulares cardíacas, tanto bioprótesis como mecánicas; teniendo prótesis mecánicas de distinto tipo: De jaula y bola, de disco oscilante y las de dos valvas. Empleándose indistintamente en los pacientes intervenidos.

Como distintos estudios realizados por otros cirujanos han sugerido que la morbilidad y la mortalidad hospitalaria se encuentran relacionadas con el tipo de prótesis valvular empleada en la cirugía de reemplazo valvular mitral y al tenerse la oportunidad de utilizar distintos tipos de prótesis en nuestro Departamento, surge el interés por conocer la influencia que podría tener el tipo de prótesis valvular empleado sobre la evolución hospitalaria de nuestros pacientes. Y en su caso determinar la existencia e importancia de otros factores que podría influir en dicha evolución.

CONSIDERACIONES ETICAS

Al realizar el presente estudio se cumplieron las normas éticas internacionales y se ajustó a lo estipulado por la Ley General de Salud de la República Mexicana para la investigación en seres humanos.

Todos los datos obtenidos de los expedientes de los paciente se manejaron en forma confidencial.

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL.-

Determinar la influencia del tipo de prótesis valvular cardíaca empleada en la cirugía de reemplazo mitral sobre la morbilidad y la mortalidad hospitalaria.

OBJETIVOS ESPECIFICOS.-

- 1.- Demostrar que la morbilidad y mortalidad hospitalaria en la cirugía de reemplazo valvular mitral, se relaciona más con el estado hemodinámico preoperatorio del paciente que con el tipo de prótesis empleado.
- 2.- Determinar cual es la prótesis valvular que se acompaña de menores complicaciones postoperatorias en nuestros pacientes.
- 3.- Determinar la influencia de la técnica quirúrgica empleada en la cirugía de reemplazo valvular mitral, sobre la evolución hospitalaria de los pacientes.
- 4.- Conocer las diferencias funcionales, en caso de existir, de los distintos tipos de prótesis valvulares empleados.

MATERIAL Y METODO

Se efectuó un estudio retrospectivo, observacional, longitudinal y comparativo, con una duración de 4 meses, del 10. de Agosto de 1993 al 30 de Noviembre de 1993, en el cual se incluyó a todos los pacientes sometidos a cirugía de reemplazo valvular mitral, sin importar sexo, ni edad, en el departamento de Cirugía Cardiorádica del Centro Médico " La Raza ".

Se excluyeron del estudio a los pacientes que además de la cirugía de reemplazo valvular mitral, se hubieran sometido a otro procedimiento quirúrgico, así como a los pacientes que presentaron complicaciones no relacionadas con la cirugía cardíaca o que fallecieron por una causa distinta a la de la intervención quirúrgica.

Los pacientes del estudio, se dividieron en tres grupos, de acuerdo al tipo de prótesis valvular cardíaca empleado. En cada uno de los pacientes se determinó su estado hemodinámico preoperatorio, tanto en forma clínica como con el apoyo de estudios de gabinete y ecocardiografía. Se anotó la vía de abordaje, los hallazgos quirúrgicos, el tipo de prótesis empleado, la técnica de implantación de la prótesis, el tiempo de pinzamiento de la aorta y de la derivación cardiopulmonar.

Se tomó en cuenta la duración de la estancia del paciente en la Unidad de Cuidados Intensivos, la presencia de complicaciones hemodinámicas o relacionadas con la herida quirúrgica. Se evaluó el estado hemodinámico postoperatorio, tanto en forma clínica como por ecocardiografía, al ser egresados de la Unidad de Cuidados Intensivos, pero antes del egreso hospitalario del paciente. En caso de fallecimiento se determinó la causa, cuando la muerte se produjo durante la intervención quirúrgica o en el período de hospitalización postoperatoria.

Se consideró como prótesis valvular cardíaca, a todo artefacto de construcción humana empleado para reemplazar la función de la válvula mitral deteriorada por cualquier patología y que no cumplía con su función en forma adecuada. Pudiéndose tratar de bioprótesis o válvulas mecánicas, siendo éstas últimas: a) De jaula y bola. b) De disco oscilante. c) Bivalvas.

La morbilidad hospitalaria se consideró en base a: Los días de estancia en la Unidad de Cuidados Intensivos y en el piso de Cirugía Cardiorádica, a las complicaciones hemodinámicas, tales como insuficiencia cardíaca y edema pulmonar; a complicaciones secundarias al mal funcionamiento de la prótesis valvular; a complicaciones relacionadas con la herida

quirúrgica, tales como infección o dehiscencia. También se tomón cuenta complicaciones como las arritmias.

La mortalidad hospitalaria se consideró como la muerte ocurrida ya sea durante el acto quirúrgico o durante el período postoperatorio antes del alta del hospital.

Los resultados obtenidos se tabularon, analizando posteriormente mediante la prueba exacta de Fisher y la prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes. Se determinaron conclusiones.

Se empleó un nivel de significancia de p menor a 0.05.

RESULTADOS

En el período comprendido del 10. de Agosto de 1993 al 30 de Noviembre de 1993 se realizó 37 reemplazos de válvula mitral en el Departamento de Cirugía Cardiorácica del Centro Médico "La Raza". Siendo la etiología reumática en 36 pacientes y la displasia valvular en 1 caso.

Se empleó únicamente prótesis valvulares mecánicas, no habiendo algún reemplazo valvular con bioprótesis. Se instaló 3 tipos diferentes de prótesis valvulares mecánicas: 1.- De jaula y bola, de marca Biomed y modelo Starr-Edwards con bola de silastic y jaula sin recubrimiento. 2.- De disco oscilante, modelo Sorin, con recubrimiento de carbón pirrolita. 3.- Prótesis bivaivas, modelo Carbomedica, con anillo de titanio y valvas recubiertas de carbón pirrolita.

Se excluyó del presente estudio a 6 pacientes: 3 pacientes, por habersele realizado otro procedimiento quirúrgico además del reemplazo valvular mitral; 2 pacientes por no haberse realizado en forma satisfactoria su evaluación hemodinámica y 1 paciente por haber fallecido por una causa no imputable al procedimiento quirúrgico.

Los 31 pacientes que se incluyeron en el estudio, se dividieron en 3 grupos, de acuerdo al tipo de prótesis valvular empleado en la cirugía: Grupo A: Pacientes con prótesis de jaula y bola. Grupo B: Pacientes con prótesis de disco oscilante. Y Grupo C: Paciente en los que se empleó prótesis bivalvas.

GRUPO A:

El Grupo A incluyó a 10 pacientes (32%), los cuales presentaron las siguientes características y resultados:

EDAD: Con un rango de 23 a 69 años, con un promedio de 48 años.

SEXO: Fueron 8 pacientes femeninas y 2 masculinos.

CLASE FUNCIONAL: En clase funcional II de NYHA fueron 2 pacientes; de Clase III 4 pacientes y de clase IV 3 pacientes.

CUADRO CLINICO: El síntoma principal fué la disnea progresiva, que se manifestó en todos los pacientes, las lipotimias (3), dolor precordial (2), eventos tromboembólicos (2), cefalea (1), fatiga(1) y hemoptisis (1).

AREA VALVULAR PREOPERATORIA: Varió de 0.5 a 1.7 cm², con un promedio de 1 cm².

FRACCION DE EYECCION PREOPERATORIA: Fué de 50 a 78%, con un promedio

en la fracción de eyección de 58%.

DIAMETRO DE PROTESIS EMPLEADO: Se usaron distintos diámetros de prótesis. Del #26: 1 paciente; del #27: 1 caso; del #28: 5 pacientes; del #30: 1 caso y del #32: 1 paciente.

TECNICA DE IMPLANTACION: En todos los casos se empleó polipropileno para la implantación de la prótesis al anillo valvular cardíaco. Sin embargo, dicha sutura fué en surgette en 8 pacientes y con puntos separados en 2 pacientes.

VIA DE ABORDAJE: La vía de abordaje principal fué la aurícula izquierda: 7 pacientes, en tanto que la vía transeptal se empleó en 3 pacientes.

ESTANCIA EN TERAPIA: Dicha estancia en la Unidad de Cuidados Intensivos fué en un rango de 1 a 30 días, con un promedio de 5.3 días.

ESTANCIA EN HOSPITAL: Fué de 6 a 30 días, con un promedio de 13.6 días.

PINZAMIENTO DE AORTA: El tiempo de pinzamiento de aorta, durante el procedimiento quirúrgico vari-o de 42 a 92 minutos, con un promedio de 61 minutos.

DERIVACION CARDIOPULMONAR: El tiempo de circulación extracorpórea varió en un rango de 52 a 110 minutos, con un promedio de 88 minutos.

COMPLICACIONES: Se presentó un caso de síndrome de bajo gasto cardíaco postoperatorio; un paciente cursó con sangrado profuso en la Unidad de Cuidados Intensivos. Se presentó un caso de mediastinitis y 1 caso de broncoespasmo severo.

ECOCARDIOGRAMA POSTOPERATORIO: Fué realizao en los pacientes durante su estancia en el Hospital después de su egreso de la Unidad de terapia y de retirados los drenajes, con una frecuencia cardíaca menor de 100 por minuto, hemoglobina mayor de 10gr/dl y sin presencia de fiebre. El funcionamiento de la prótesis fué adecuado en todos los casos y el área valvular protésica varió de 2 a 2.5 cm², con un promedio de 2.3 cm².

MORTALIDAD: En éste grupo de pacientes se presentaron 4 fallecimientos, lo que correspondió a una mortalidad del 40%.

GRUPO B:

Este Grupo incluyó a 11 pacientes (36%), los cuales mostraron las siguientes características y resultados:

EDAD: La edad varió de 22 a 70 años, con un promedio de 43 años.

SEXO: Se trató de 7 pacientes (63%) del sexo femenino y 4 pacientes(37%) del sexo masculino.

CLASE FUNCIONAL: 2 pacientes (18%) estuvieron en clase funcional II de la NYHA previamente al procedimiento quirúrgico; 7 pacientes (63%) estaban en clase III y 2 pacientes (18%) en clase funcional IV de la NYHA.

CUADRO CLINICO: Al igual que en el grupo A, en éste grupola disnea se presentó en todos los pacientes (100%), la ortopnea en 3 (27%), el dolor precordial en 2 (18%), la lipotimia en 2 (18%), la fatiga en 2 casos (18%), las palpitaciones en 3 (27%), en tanto que la cefalea en 1 (9%), la hemoptisis en 1 (9%) y el evento tromboembólico en 1 (9%).

AREA VALVULAR PREOPERATORIA: Se encontró un área valvular preoperatoria en un rango de 0.8 a 3.5cm², con un promedio de 1.3cm²

FRACCION DE EYECCION PREOPERATORIA: Los pacientes presentaron una fracción de eyección de 53 a 79% con un FE promedio de 64%.

DIAMETRO DE PROTESIS: Se empleó prótesis #27 en 2 pacientes (18%), del #29 en 3 pacientes (27%) y del #31 en 6 pacientes (55%).

TECNICA DE IMPLANTACION: En todo los pacientes se empleó polipropileno, pero en 9 de ellos (82%) se realizó surgette y en 2 pacientes (18%) se colocaron puntos separados.

VIA DE ABORDAJE: La vía de abordaje preferida fué la aurícula izquierda en los 11 pacientes (100%).

TIEMPO DE PINZAMIENTO DE AORTA: Varió en un rango de 31 a 80 minutos, con un promedio de 48 minutos.

TIEMPO DE DERIVACION CAARDIOPULMONAR: Fué de 54 a 100 minutos, cun promedio de 73 minutos.

TECNICA: Se preservó en dos casos (18%) la valvas posterior de la válvula mitral al implantar la prótesis. En todos los casos se protegió al corazón con cardioplegia sanguínea.

COMPLICACIONES: Un paciente presentó síndrome de bajo gasto cardíaco postoperatorio (9%). En tanto que 1 paciente presentó neumonía (9%) y otro paciente broncoespasmo severo(9%).

ECOCARDIOGRAMA POSTOPERATORIO: En la evaluación ecocardiográfica postoperatoria se evidenció adecuada movilidad del disco protésico en todos los casos, con presencis de insuficiencia funcional, variando el área valvular protésica en un rango de 2.3 a 3.0 cm², con un promedio de 2.6 cm²cm². La fracción de eyección en promedio fué de 60%.

MORTALIDAD: Fué de 2 pacientes (18%). Uno por no haberse podido destetar

de la derivación cardiopulmonar.

GRUPO C:

Este Grupo incluyó a 10 pacientes, que presentaron las siguientes características y resultados:

EDAD: La edad de los pacientes varió de 14 a 50 años, con un promedio de 34 años.

SEXO: Fueron 6 pacientes del sexo femenino y 4 pacientes del sexo masculino.

CLASE FUNCIONAL: La clase funcional en la que se encontraban los paciente antes del procedimiento quirúrgico fué: Clase II de la NYHA en 1 paciente, clase III en 9 pacientes y ninguno en clase IV de la NYHA.

CUADRO CLINICO: Como en los dos grupos anteriores el síntoma predominante fué la disnea progresiva, que se presentó en los 10 pacientes, en tanto que la ortopnea se presentó en 3 casos, la fatiga en 3, la cefales en 1 caso, las palpitaciones en 1 pacientes, sin haberse manifestado casos de hemoptisis o antecedentes de eventos tromboembólicos.

AREA VALVULAR PREOPERATORIA: Fué evaluada como en los grupos anteriores con estudio ecocardiográfico y varió en éste grupo en un rango de 0.7 a 1.3cm², con un promedio de 1.1 cm².

FRACCION DE EYECCION PREOPERATORIA: Varió de 50 a 71%, con una FE promedio de 61%.

DIAMETRO DE PROTESIS: Se empleó prótesis #27 en 1 paciente; del #29 en 5 casos y del # 31 en 4 casos.

TECNICA DE IMPLANTACION: Se utilizó en todos los casos polipropileno para la fijación de la prótesis. Se realizó surgette en 9 casos y 1 caso fué efectuado mediante puntos separados.

VIA DE ABORDAJE: Se prefirió como vía de abordaje la aurícula izquierda en 8 casos y la vía transeptal en 2 casos.

TIEMPO DE PIZAMIENTO DE AORTA: Varió de 25 a 95 minutos, con un tiempo de pinzamiento promedio de 53 minutos.

DERIVACION CARDIOPULMONAR: La duración de la derivación cardiopulmonar fué en un rango de 70 a 165 minutos, con un promedio de 99 minutos.

TECNICA: En todos los casos se empleó cardioplegia cristaloides, asicom hipotermia sistémica y local, como en los grupos A y B. En un caso antes del reemplazo valvular mitral se intentó realizar una plastia de la válvula.

COMPLICACIONES: No se presentó alguna complicación ni durante el procedimiento quirúrgico, ni durante la hospitalización.

ECOCARDIOGRAMA POSTOPERATORIO: En todos los casos la movilidad de las valvas fué adecuada, con presencia de insuficiencia funcional, calculándose un área valvular protésica en un rango de 2.6 a 3.2 cm², con un promedio de 2.9cm². Y una fracción de eyección promedio de 70%.

MORTALIDAD: No se presentó ningún fallecimiento entre los pacientes de éste grupo.

OBSERVACION: Todos los procedimientos quirúrgicos fueron realizados por diferentes cirujanos y el tipo de prótesis empleado dependió de la disponibilidad de cada prótesis en el momento de la realización del reemplazo valvular mitral.

ANALISIS DE RESULTADOS

En el presente estudio se observó que los pacientes pertenecientes al Grupo C, es decir aquellos en los que se empleó prótesis bivalvas, tuvieron una morbilidad y mortalidad hospitalaria menor a la presentada por los pacientes de los Grupos A y B.

En los tres Grupos no se apreció diferencias significativas en relación al sexo de los pacientes. Sin embargo se evidenció una diferencia significativa en relación a la edad, ya que se observó que los pacientes del Grupo C tuvieron una edad inferior a la de los pacientes de los Grupos A y B.

El estado hemodinámico preoperatorio de los pacientes incluidos en el Grupo A fué menos satisfactorio que el de los pacientes de los Grupos B y C, en los que el estado hemodinámico previo a la cirugía fué similar.

A pesar que los procedimientos quirúrgicos fueron realizados por diferentes cirujanos, no se apreciaron diferencias significativas en relación a la técnica quirúrgica empleada durante el reemplazo valvular mitral. El Diámetro de la prótesis empleada fue similar en los 3 Grupos. No se observó diferencias importantes en relación al tiempo de pinzamiento de aorta y la duración de la derivación cardiopulmonar.

La estancia en la Unidad de Cuidados Intensivos resultó mayor en los pacientes del Grupo A, aunque no hubo diferencias significativas entre los pacientes de los Grupos B y C.

Los pacientes a quienes se les implantó una prótesis bivalva (Grupo C) y a quienes se les colocó una prótesis de disco oscilante (Grupo B) tuvieron una estancia hospitalaria posterior a la cirugía similar, en tanto que fué mayor para los pacientes del Grupo A.

No se apreciaron complicaciones transoperatorias o postoperatorias en los pacientes del Grupo C, en tanto que las complicaciones fueron similares en los pacientes de los Grupos A y B.

Tanto en la evaluación clínica, como ecocardiográfica del estado hemodinámico postoperatorio de los pacientes, se observó una mejoría importante en los pacientes del Grupo C, más que en los otros dos Grupos. El área valvular y la Fracción de eyección fué mayor en el Grupo C, adecuada en el Grupo B y menos satisfactoria en el Grupo A.

La mortalidad fué mayor en los pacientes pertenecientes al Grupo A, que en los del Grupo B, no existiendo fallecimientos en el Grupo C. Esto

**ESTA TESIS NO DEBE
SALIR DE LA BIBLIOTECA**

debido a que los pacientes a quienes se les colocó una prótesis de jaula y bola presentaban al momento de la cirugía un estado hemodinámico menos satisfactorio que los pacientes a quienes se les colocó una prótesis de disco oscilantes o una prótesis bivalva. Así también se trató de paciente de mayor edad que los pacientes de los otros Grupos.

CONCLUSIONES

- 1.- El estado hemodinámico preoperatorio de los pacientes que se someten a un reemplazo valvular mitral, es un factor determinante en la evolución postoperatoria.
- 2.- La prótesis mecánica bivalva es la que se acompañó de menor morbilidad y mortalidad hospitalaria, en relación a las prótesis de disco oscilante y las de jaula y bola.
- 3.- Las prótesis mecánicas bivalvas, en el presente estudio tuvieron de acuerdo a la evaluación ecocardiográfica postoperatoria un mejor comportamiento funcional. Presentando un área valvular protésica mayor que los otros dos tipos de prótesis mecánicas.
- 4.- Aún no se cuenta con una prótesis valvular cardíaca ideal, por lo que se debe intentar cuando sea posible la reparación de la válvula del enfermo.
- 5.- El reemplazo valvular mitral es un procedimiento quirúrgico que en nuestro medio con una morbilidad y mortalidad hospitalaria aceptable. Especialmente cuando dicho procedimiento se lleva a cabo cuando existen las indicaciones quirúrgicas precisas en el paciente y antes de que se produzca deterioro irreversible de la función cardíaca.

TABLA # 1
CLASIFICACION DE BIOPROTESIS

TIPOS DE TEJIDOS:

A.- TEJIDO AUTOLOGO (ISOINJERTO):

- 1.- Fascia lata femoral.
- 2.- Válvula pulmonar.

B.- TEJIDO HOMOLOGO (ALLOINJERTO):

- 1.- Válvula aórtica de cadáver.
- 2.- Duramadre.

C.- TEJIDO HETEROLOGO (XENOINJERTO):

- 1.- Válvula aórtica bovina.
- 2.- Válvula aórtica porcina.
- 3.- Pericardio bovino.

METODOS DE ESTERILIZACION:

A.- QUIMICO:

- 1.- Oxido de etileno.
- 2.- Beta-propiolactona.
- 3.- Formaldehído.
- 4.- Glutaraldehído.

B.- IRRADIACION.

C.- ANTIBIOTICOS.

METODOS DE FIJACION:

A.- Ninguno (tejido fresco).

B.- Formalin.

C.- Glutaraldehído.

TECNICAS DE MONTAJE :

A.- Libre.

B.- Con armazón:

- 1.- Armazón rígido.
- 2.- Armazón flexible.

TABLA # 2
CLASIFICACION DE PROTESIS MECANICAS

PROTESIS DE JAULA Y BOLA:

- 1.- Starr-Edwards.
- 2.- Harken-Davol.
- 3.- McGovern-Cromie.
- 4.- Smeloff-Cutter.
- 5.- Braunwald-Cutter.
- 6.- DeBakey-Surgitool.
- 7.- Servelle-Arboville.
- 8.- Cooley-Cromie.

PROTESIS DE DISCO OSCILANTE:

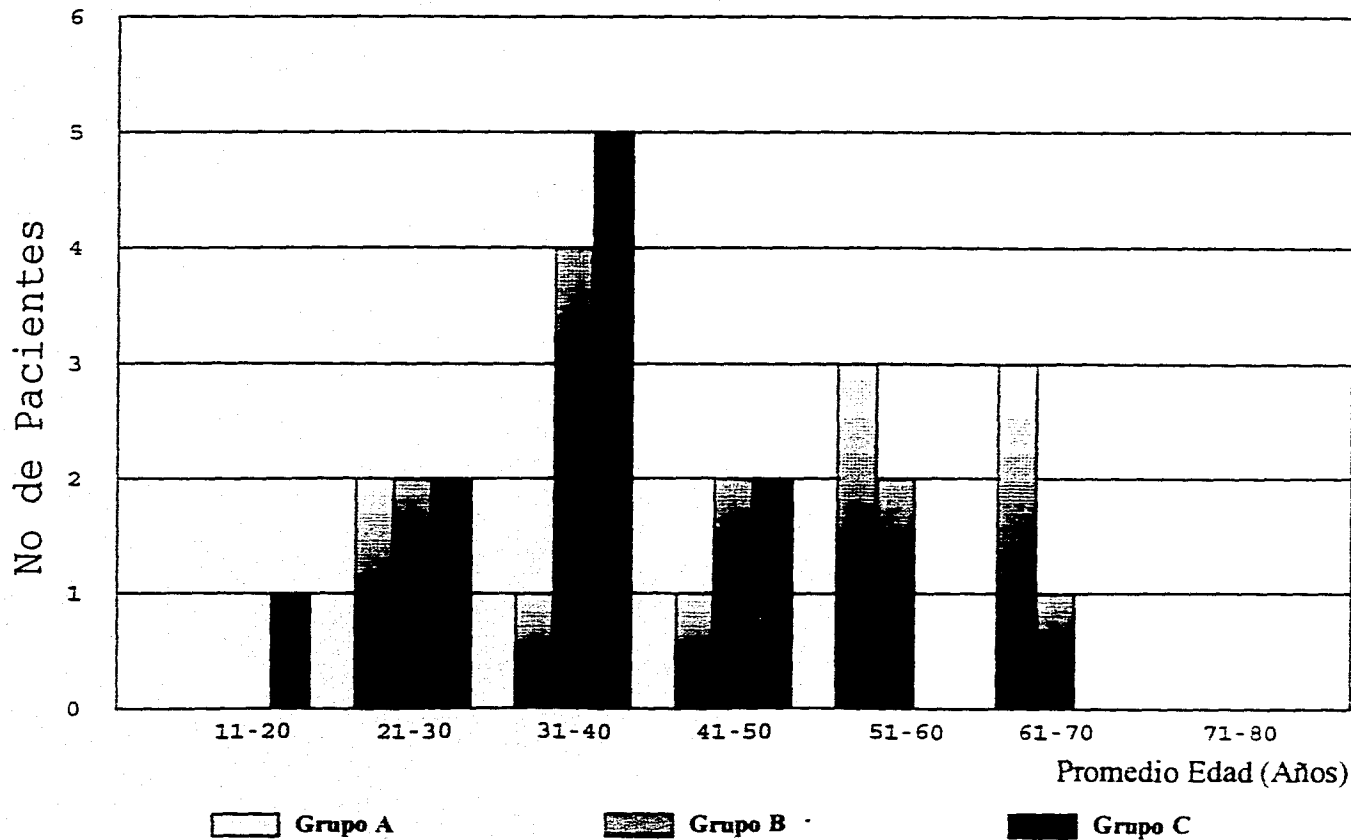
- 1.- Wada-Cutter.
- 2.- Lillehei-Kaster.
- 3.- Björk-Shiley.
- 4.- Omniscience.
- 5.- Medtronic-Hall.
- 6.- Alvarez.
- 7.- Sorin.

PROTESIS BIVALVAS:

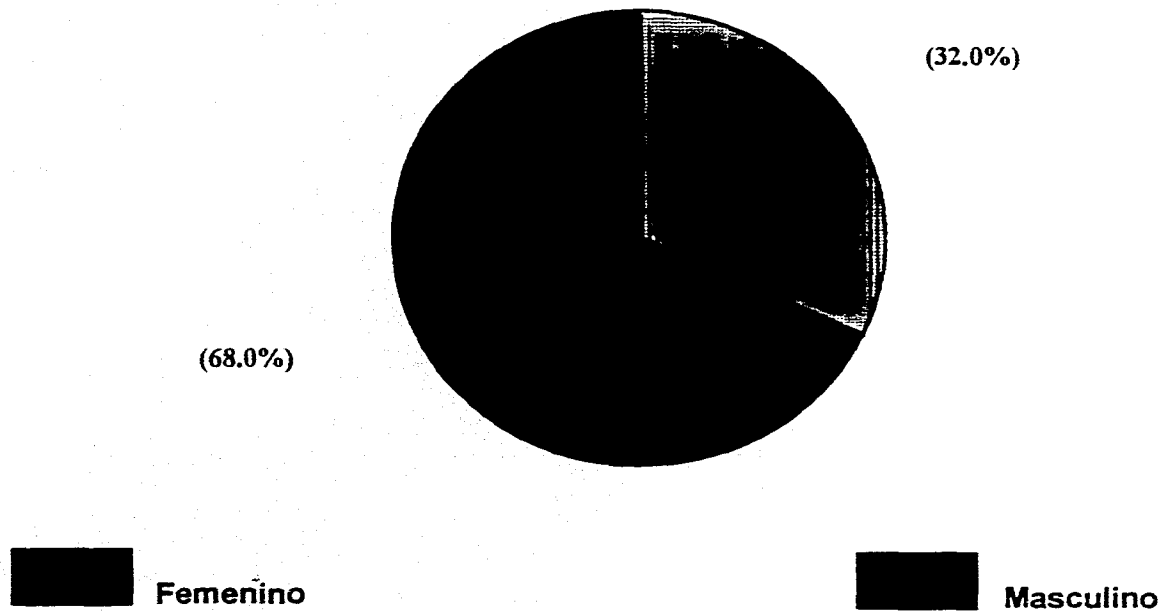
- 1.- St. Jude Medical.
- 2.- Edwards-Duromedics.
- 3.- Carbomedics.

DISTRIBUCIÓN DE PACIENTES POR EDADES

GRAFICA No 1

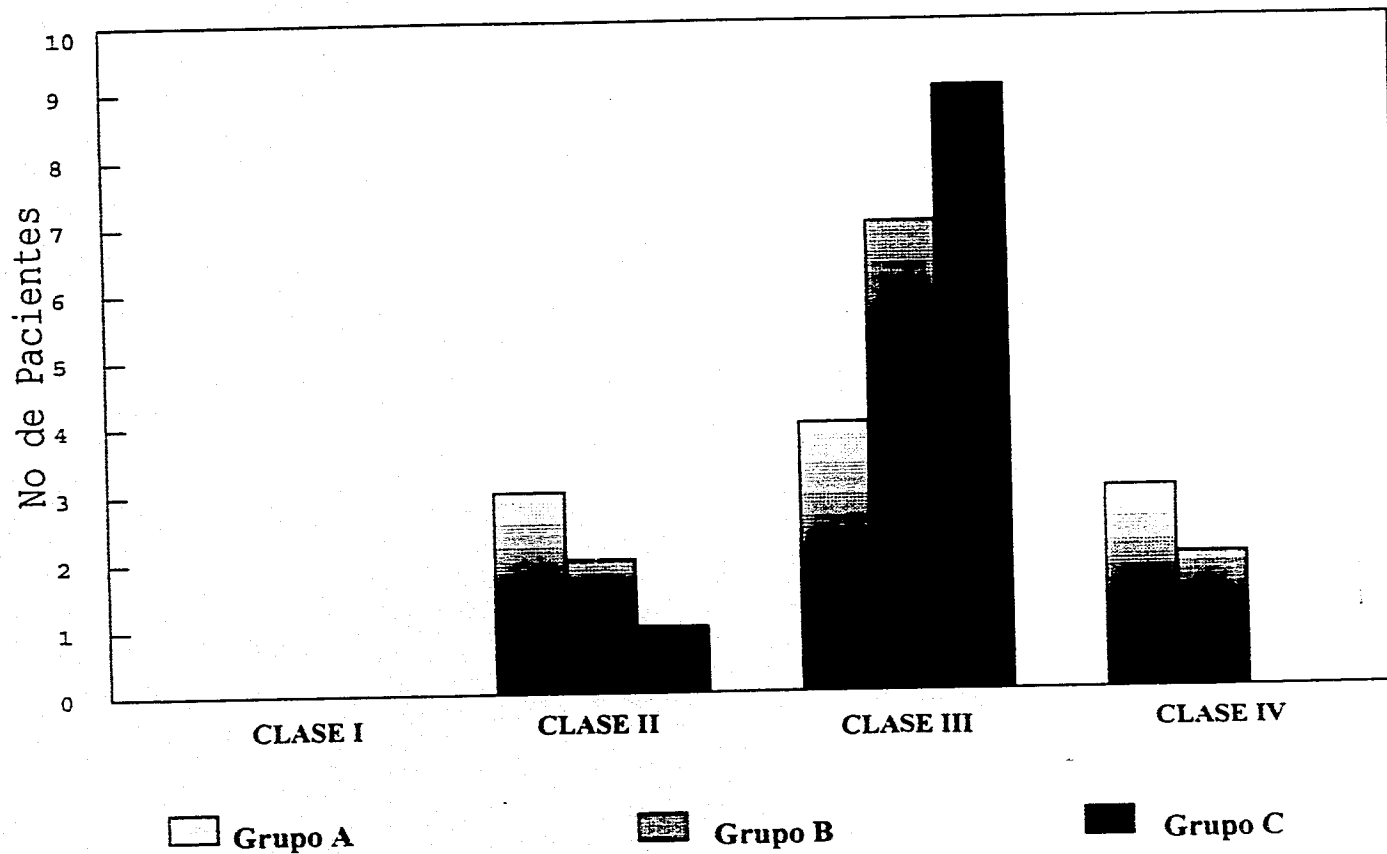


DISTRIBUCION DE LOS PACIENTES POR SEXO
GRAFICA No 2



DISTRIBUCION DE LOS PACIENTES POR CLASE FUNCIONAL

GRAFICA No 3



BIBLIOGRAFIA

- 1.- Ross J, Cardiopatías Valvulares Adquiridas. EN: Beeson P, McDermott W, eds. Tratado de Medicina Interna. México Interamericana 1977: 1138-52.
- 2.- Cobanoglu A, Starr A, Mitral Valve Replacement. EN: Grillo H, Austen W, eds. Current therapy in cardiothoracic surgery. Philadelphia BC Decker Inc 1989: 363-73.
- 3.- Cooley D, Mitral valve repair and replacement. EN: Harken D, Laurence E, eds. Techniques in cardiac surgery. Philadelphia WB Saunders 1984: 201-14.
- 4.- Radtke W, Lock J, Dilatación con balón. EN: Gillette Ch, eds. Clínicas Pediátricas de Norteamérica. México Interamericana-McGraw Hill 1990: Vol 1: 189-96.
- 5.- Argüero R, Ochoa E, Jiménez M, López J, Palacios X, Bermúdez R, Criterios del Instituto Mexicano del Seguro Social para indicar la cirugía cardíaca. Rev Med IMSS 1987; 25: 91-102.
- 6.- Johnson S, Surgical Attack on Disease Heart Valves. EN: Gott V, eds. Baltimore The John Hopkins Press 1970: 87-107.
- 7.- Carpentier A, Cardiac valve surgery The "French correction". J Thorac Cardiovasc Surg 1983; 86: 323-337.
- 8.- Guiraudon G, Ofiesh J, Kaushik R, Extended Vertical Transatrial Septal Approach to the Mitral Valve. Ann Thorac Surg 1991; 52: 1058-62
- 9.- Fann J, Moreno-Cabral C, Miller C, Bain W, Horstkotter D, Mechanical valves. EN: Bodnar E, Frater R, eds. Replacement Cardiac Valves. Philadelphia McGraw-Hill 1991: 149-226.
- 10.- Jameison W, Bioprótesis porcina y pericárdica de Carpentier-Edwards. EN: Rivera R, eds. Jornadas Internacionales de Actualización Cardiovascular. Barcelona Aran Ediciones 1989: 197-209.
- 11.- Babic V, Grujicic S, Popovic Z, Djuriscic Z, Pejcic P, Vucinic M, Percutaneous transarterial balloon dilatation of the mitral valve: Five year experience. Br Heart J 1992; 67: 185-9.
- 12.- Roberts W, Perloff J, Mitral Valvular Disease. A Clinicopathologic Survey of the Conditions Causing the Mitral Valve to Function Abnormally. Ann Int Med 1972; 77: 939-75.
- 13.- Lam J, Ranganathan N, Wigle E, Silver M, Morphology of the Human Mitral Valve 1.- Chrdæ Tendinae: A new classification. Circulation 1970; 41 Marzo: 449-58.

- 14.- Perloff J, Roberts W, The Mitral Apparatus. Functional anatomy of the mitral regurgitation. *Circulation* 1972; 46: 227-39.
- 15.- Selzer A, Cohn K, Natural history of mitral stenosis. A review. *Circulation* 1972; 45: 878-90.
- 16.- Ronan J, Steelman R, De Leon A, The clinical diagnosis of acute severe mitral insufficiency. *Am J Cardiol* 1971; 27: 284-90.
- 17.- Hendren W, Morris A, Rosenkranz E, et al. Mitral valve repair for bacterial endocarditis. *The J Thorac Cardiovasc Surg* 1992; 100 January 1: 124-29.
- 18.- Dreyfus G, Serraf A, Jebara V, et al. Valve Repair in Acute Endocarditis. *Ann Thorac Surg* 1990; 49: 706-13.
- 19.- Hendren W, Nemec J, Lytle B, et al. Mitral Valve Repair for Ischemic Mitral Insufficiency. *Ann Thorac Surg* 1991; 52: 1246-52.
- 20.- Geha A, Selection of Heart Valve. EN: Loop F. Complication in cardiac surgery. Philadelphia WB Saunders 1989: 171-84.
- 21.- Alvarez F, Urquía M, Castillon L, Eccentric mitral valve prosthesis with a rigid hinge. Experimental observations. *The J Cardiovasc Surg* 1986; 7: 226-31.
- 22.- Beall A, Morris G, Howell J, et al. Clinical Experience with an Improved Mitral Valve Prosthesis. *Ann Thorac Surg* 1973; 15: 601-06.
- 23.- Kazui T, Yamada O, Yamagishi M, Watanabe N, Komatsu S, Aortic valve replacement with Omniscience and Omnicarbon Valve. *Ann Thorac Surg* 1991; 52: 236-44.
- 24.- Van Son J, Jamming of Prosthetic Heart Valves by Suture Trapping: Experimental Findings. *Thorac Cardiovasc Surg* 1989; 37: 288-93.
- 25.- Mehlmán D, Resnekow L, A Guide to the Radiographic Identification of Prosthetic Heart Valves. *Circulation* 1978; 57 March: 613-19.
- 26.- Reisman Sh, Meltzer R, Normal values of Prosthetic valve Doppler Echocardiographic Parameters: A review. *J Am Soc Echocardi* 1988; 1 May-Jun: 201-210.
- 27.- Goldrath N, Zimes R, Vered Z, Analysis of Doppler-Obtained Velocity Curves in Functional Evaluation of Mechanical Prosthetic Valves in the Mitral and Aortic Positions. *J Am Soc Echocardi* 1988; 1 May-June: 211-215.
- 28.- Williams G, Labovitz A, Doppler Hemodynamic Evaluation of Prosthetic (Starr-Edwards and Björk-Shiley) and Bioprosthetic (Hancock and Carpentier-Edwards) cardiac Valves. *Am J Cardiol* 1985; 56: 325-32.