

**PROPUESTA METODOLÓGICA PARA LA ENSEÑANZA DE LA
PRESIÓN ARTERIAL EN INSTRUMENTACIÓN FÍSICA**

**ING. MARIA ELENA LEYES SANCHEZ
ESP. ALEXANDER QUINTERO**

**UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA DE PEREIRA
FACULTAD DE CIENCIAS BÁSICAS
MAESTRÍA EN INSTRUMENTACIÓN FÍSICA
PEREIRA**

2011

**PROPUESTA METODOLÓGICA PARA LA ENSEÑANZA DE LA
PRESIÓN ARTERIAL EN INSTRUMENTACIÓN FÍSICA**

**MARIA ELENA LEYES SÁNCHEZ
ALEXANDER QUINTERO**

***PROYECTO DE GRADO, PROPUESTA METODOLÓGICA
PARA LA ENSEÑANZA DE LA PRESIÓN ARTERIAL EN
INSTRUMENTACIÓN FÍSICA, JIMY ALEXANDER CORTÉS
MAGISTER, DIRECTOR.***

**UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA DE PEREIRA
MAESTRÍA EN INSTRUMENTACIÓN FÍSICA
PEREIRA
2011**

PAGINA DE ACEPTACIÓN

Presidente del Jurado

Pagina de agradecimientos

María Elena Leyes

Quiero agradecer a mi familia que siempre ha sido un apoyo muy importante para culminar esta etapa en mi crecimiento profesional y personal, a MsC William Ardila por su apoyo incondicional y Alexander Quintero por acompañarme en este proceso.

Alexander Quintero

Nuestro ser, es humano por el trabajo, el trabajo que vivifica, que autorealiza, el trabajo que sirve de instrumento para hacer historia, para transformarla y no repetirla o para proyectarla al futuro.

El trabajo también genera libertad, aquel que soluciona nuestra necesidad y por eso nos hace libres, sin embargo él no se hace sólo se hace con la gente y para la gente.

Quiero agradecer a la gente que me permitió ser libre por el trabajo que aquí presentamos, a mi madre por estar ahí, a mi amada esposa Madelen Acosta y todos mis hijos, Catalina, Isabela y Sámuel que me soportaron quedamente en los tiempos de ausencia, de paso una disculpa para ellos; a nuestro querido tutor William Ardila por el apoyo en todo el proceso, a mi querida compañera de noches académicas, de momentos de angustia y de sueños de maestría, María Elena Leyes, un agradecimiento fraterno por todo lo que no saben que significaron, a mis compañeros del Grupo de Telecomunicaciones y Multimedia, Carlitos, Víctor y Jhonnatan.

CONTENIDO

1	ANATOMÍA Y FISIOLOGÍA DEL SISTEMA CARDIOVASCULAR Y GENERALIDADES DE LA PRESIÓN ARTERIAL.....	21
1.1	ANATOMÍA Y FISIOLOGÍA DEL SISTEMA CARDIOVASCULAR.	21
1.2	TIPOS DE CELULAS CARDIACAS.....	23
1.3	POTENCIALES DE MEMBRANA.....	29
1.4	POTENCIALES DE ACCION DEL CORAZON.....	30
1.5	REFRACTARIEDAD DE LA MEMBRANA.....	34
1.6	ESTRUCTURA Y FUNCIÓN ENDOTELIAL.....	34
1.7	SISTEMA DE CONDUCCIÓN CARDIACA.....	36
1.7.1	Propagación de la Actividad Cardiaca.....	37
1.8	DEFINICIÓN DE PRESIÓN ARTERIAL.....	38
1.8.1	Descripción Fisiológica de la Presión Arterial.....	38
1.8.2	Patologías relacionadas con la presión arterial.....	43
1.8.3	Hipertensión arterial.....	44
1.8.4	Epidemiología.....	47
1.9	HIPOTENSION ARTERIAL.....	51
1.9.1	Hipotensión Ortostática.....	52
1.10	A MODO DE COLOFÓN.....	52
2	ASPECTOS FÍSICOS DE LA PRESIÓN ARTERIAL.....	54
2.1	TENSION SUPERFICIAL.....	54
2.1.1	Capilaridad.....	56
2.2	DIFUSION.....	58
2.3	OSMOSIS.....	60
2.4	PRESION OSMÓTICA.....	60
2.5	PRESIÓN DESDE LA FÍSICA.....	61
2.6	LEY DE POISEUILLE.....	63
2.7	LEY DE POISEULLE EN EL APARATO CIRCULATORIO.....	65

2.8	DEFINICIÓN GENERAL DE FLUIDO.....	65
2.8.1	Fluido newtoniano.....	65
2.8.2	Flujo laminar.....	66
2.8.3	Fluido en contacto con la pared en ausencia de deslizamiento 66	
2.8.4	Flujo estacionario.....	66
2.9	MODELO BALÍSTICO DEL CORAZÓN.....	67
2.9.1	El Corazón Bomba de Succión	67
3	MEDICION DE LA PRESIÓN ARTERIAL.....	78
3.1	FACTORES QUE INFLUYEN EN LA PRESIÓN ARTERIAL.....	78
3.2	COMPONENTES DE LA PRESIÓN ARTERIAL.....	79
3.3	FORMAS DE MEDICIÓN DE LA PA.....	81
3.4	DESCRIPCIÓN DE LA MEDICIÓN DE LA PRESIÓN.....	82
3.5	MÉTODOS PARA LA MEDICIÓN DE LA PA.....	89
3.5.1	Método no invasivo - Parámetros.....	89
3.5.2	Método invasivo	91
4	INSTRUMENTACION PARA LA PRESIÓN ARTERIAL.....	93
4.1.	GENERALIDADES.....	93
4.2.	SENSORES PARA LA MEDICIÓN DE LA PRESIÓN ARTERIAL 94	
4.3.	SENSORES PIEZOELÉCTRICOS.....	95
4.4.	GALGAS EXTENSIOMÉTRICAS.....	99
4.5.	APLICACIÓN EN SENSORES PARA MEDICIÓN DE LA PA... 103	
4.6.	INSTRUMENTACION DE LA PRESION ARTERIAL	105
4.6.1.	Modelo de medidor de presión comercial.....	107
5	RESUMEN CONCEPTUAL.....	113
4.7.	DESAGREGACIÓN DE ELEMENTOS DEL CORAZÓN.....	156
4.7.1.	Por que la propuesta no es ni conductista ni constructivista.	156
6	CONCLUSIONES.....	159

TABLA DE ILUSTRACIONES

Ilustración 1	Esquema principal de la PA.....	16
Ilustración 2	Anatomía y Fisiología del Corazón.....	17
Ilustración 3	Estructura de la Arterias.....	23
Ilustración 4	Anatomía del corazón.....	25
Ilustración 5	Resumen de Gasto Cardíaco.....	28
Ilustración 6	Potenciales de acción del corazón.....	31
Ilustración 7	Sustancias Vasoconstrictoras derivadas del endotelio.....	36
Ilustración 8	Sistema eléctrico del corazón.....	37
Ilustración 9	Fisiología del Control de la Presión Arterial.....	40
Ilustración 10	Factores Agudos e intermedios de Control de la PA.....	41
Ilustración 11	Control rápido de la presión arterial. A y B corresponden a zonas presoras y represoras, respectivamente, del centro cardiocirculatorio.....	42
Ilustración 12	Control lento de la presión arterial.....	43
Ilustración 13	Patologías cardíacas.....	50
Ilustración 14	<i>Tensión superficial</i>	55
Ilustración 15	Capilaridad.....	57
Ilustración 16	Tubos Capilares.....	57
Ilustración 17	Concepto de Difusión.....	59
Ilustración 18	Osmosis.....	60
Ilustración 19	Acción de la Bomba Cardíaca.....	68
Ilustración 20	<i>Célula muscular cardíaca</i>	71
Ilustración 21	Características de la medición de la presión.....	80
Ilustración 22	Medida de TA y sonidos de Korotkoff.....	86
Ilustración 23	Posición de los dispositivos de medida y fases de generación de los sonidos de Korotkoff.....	87
Ilustración 24	Colocación del Esfigmomanómetro y relación en tiempo de los sonidos de Korotkoff.....	88
Ilustración 25	Segos más frecuentes que causan error en la medición de la presión arterial.....	91
Ilustración 26	Convenio de Indices para materiales piezoeléctricos.....	96
Ilustración 27	Materiales piezoeléctricos – Esquema.....	97
Ilustración 28	Deformación de un elemento.....	100
Ilustración 29	Modelo de Galga Extensiométricas.....	102
Ilustración 30	Diagrama Sensores de Presión.....	103
Ilustración 31	Diagrama de Bloques-Aplicación-Medición de la presión arterial.....	104
Ilustración 32	Modelos circuitales de medidores de presión arterial.....	106

Ilustración 33 Circuito Amplificador de Presión.....	107
Ilustración 34 Diagrama de bloques de los componentes principales y subsistemas en dispositivos de vigilancia.....	108
Ilustración 35 Esquema de sensor de presión	108
Ilustración 36 Descripción de las piezas que constituyen un sensor de presión.	109
Ilustración 37 Diferentes tipos de Sensores de Presión.....	110
Ilustración 38 Transductores de presión.	110
Ilustración 39 Circuito comparativo del comportamiento de los sensores de presión más utilizados comercialmente.	111
Ilustración 40 Esquema propuesta metodológica para la enseñanza de la PA en instrumentación física.....	117
Ilustración 41 Esquema anatomía fisiología del corazón - definición.....	118
Ilustración 42 Esquema anatomía y fisiología del corazón - definición y funciones	119
Ilustración 43 Esquema anatomía y fisiología del corazón - definición imagen del corazón.....	120
Ilustración 44 Esquema anatomía y fisiología del corazón - definición fisiológica	121
Ilustración 45 Esquema anatomía y fisiología del corazón - definición partes	122
Ilustración 46 Esquema anatomía y fisiología del corazón - definición ventrículos	123
Ilustración 47 Esquema anatomía y fisiología del corazón - definición funciones	124
Ilustración 48 Esquema presión arterial.....	125
Ilustración 49 Esquema presión arterial - descripción de los aspectos estudiados	126
Ilustración 50 Esquema presión arterial - patologías control	127
Ilustración 51 Esquema aspectos físicos de la PA.....	128
Ilustración 52 Esquema aspectos físicos de la PA - presión superficial, capilaridad, difusión	129
Ilustración 53 Esquema aspectos físicos de la PA - ósmosis	130
Ilustración 54 Esquema aspectos físicos de la PA - definición del concepto de presión	131
Ilustración 55 Esquemas aspectos físicos de la PA - modelo balístico del corazón	132
Ilustración 56 Esquema medición de la PA.....	133
Ilustración 57 Esquema medición de la PA - Medición	134
Ilustración 58 Esquema gestión de la PA - Medida, método palpativo, método auscultatorio.....	135
Ilustración 59 Esquema medición de la PA - medida, método oscilatorio	136
Ilustración 60 Esquema medición de la PA - Medición, condiciones físicas, condiciones del equipo, teórica.....	137
Ilustración 61 Esquema sistema cardiovascular	138

Ilustración 62 Esquema sistema cardiovascular aspectos anatómicos - corazón	139
Ilustración 63 Esquema sistema cardiovascular aspectos anatómicos - corazón - descripción.....	140
Ilustración 64 Esquema sistema cardiovascular aspectos anatómicos - vasos sanguíneos - arterias.....	141
Ilustración 65 Esquema sistema cardiovascular aspectos fisiológicos ...	142
Ilustración 66 Esquema sistema cardiovascular aspectos fisiológicos. Gasto cardíaco.....	143
Ilustración 67 Esquema sistema cardiovascular aspectos fisiológicos. Actividad eléctrica.....	144
Ilustración 68 Esquema sistema cardiovascular aspectos fisiológicos actividad eléctrica - potenciales de membrana, sistema de conducción...	145
Ilustración 69 Esquema sistema cardiovascular aspectos fisiológicos actividad eléctrica - potencial de acción del corazón	146
Ilustración 70 Esquema sistema cardiovascular aspectos fisiológicos. Actividad contráctil, estructura y función endotelial, presión definición..	147
Ilustración 71 Esquema sistema cardiovascular aspectos fisiológicos sistema de conducción. Potenciales de membrana	148
Ilustración 72 Esquema sistema cardiovascular aspectos fisiológicos sistema de conducción. Potenciales de membrana II.....	149
Ilustración 73 Esquema instrumentación de la PA.....	150
Ilustración 74 Esquema instrumentación de la PA sensores para PA. ..	151
Ilustración 75 Esquema instrumentación de la PA sensores para PA (instrumentación general-sensores-tipos).....	152
Ilustración 76 Esquema instrumentación de la PA sensores para PA (tipos).....	153
Ilustración 77 Esquema instrumentación de la PA. Sensores para PA (aplicaciones comerciales).....	154
Ilustración 78 Esquema instrumentación de la PA. Sensores para PA (galgas).....	155

TABLA DE TABLAS

Tabla 1 Definición y Clasificación de los valores de la Presión Arterial ...	45
Tabla 2 Efectos de la HTA sobre los órganos.....	51

TABLA DE ECUACIONES

Ecuación 1 Definición de Tensión Superficial	55
Ecuación 2 Definición de Difusión.....	58
Ecuación 3 Difusión-Gradiente de concentración	59
Ecuación 4 Definición Presión Osmótica	60
Ecuación 5 Definición Física de la Presión	61
Ecuación 6 Definición de la presión en un medio continuo.....	61
Ecuación 7 Definición de Presión	61
Ecuación 8 Ecuación de Navier-Stokes	62
Ecuación 9 Ecuación de Stokes.....	63
Ecuación 10 Definición Ley de Poiseuille	63
Ecuación 11 Expresión de Ley de Poiseuille incluyendo la viscosidad	64
Ecuación 12 Diferencia de presión en función de la constancia del caudal.	64
Ecuación 13 Ley de Poiseuille- proporcionalidad entre el caudal en un conducto.....	64
Ecuación 14 Ley de Poiseuille-Expresión de la Resistencia.....	64
Ecuación 15 Ley de Poiseuille en términos de la resistencia eléctrica. ...	64
Ecuación 16 Definición de la Ley de Ohm	64
Ecuación 17 Definición de la Presión Transmural.....	67
Ecuación 18 Relación entre la PA en un medio y la longitud del mismo..	67
Ecuación 19 Definición Deformación unitarias.....	97
Ecuación 20 Resistencia de una Galga Extensiométrica.....	99
Ecuación 21 Valor final la resistencia para una Galga Extensiométrica en relación con las magnitud, área y conductividad.....	99
Ecuación 22 Definición de esfuerzo para un elemento resistivo	99
Ecuación 23 Coeficiente de poisson	100
Ecuación 24 Constante de brigman para galgas extensiométricas.....	100
Ecuación 25 Definición de la variación del área en función de la deformación lineal.....	101
Ecuación 26 Definición de la variación de la conductividad en función de la deformación lineal	101
Ecuación 27 Definición de la variación de resistencia en función de la deformación lineal.....	101
Ecuación 28 factor de sensibilidad en relación a las variaciones de la resistencia con la deformación.....	101
Ecuación 29 Ecuación valor final de resistencias	102

RESUMEN

El trabajo propuesto presenta una metodología para la enseñanza de la presión arterial con énfasis en los elementos de instrumentación (principios físicos e instrumentación), se puede decir que la metodología, se compone de tres elementos: La estructura del documento, el análisis de lo dialéctico en los capítulos que lo componen, especialmente los primeros tres, y el uso de mapas mentales, expuesto en el capítulo cinco, a modo de herramienta didáctica en apoyo a dicha propuesta pedagógica que se considera atraviesa el documento.

Con esto se logra proponer una metodología para la enseñanza de la PA en la maestría en Instrumentación Física, en cumplimiento del el objetivo general propuesto al iniciar este trabajo.

Se propone en el transcurso de todo el documento la pedagogía dialéctica como eje central para la enseñanza del tema de interés, con relación al tema específicamente técnico y que tiene que ver con la estructura mencionada, se compila y analiza la información, de tal forma que el capítulo 1 aborda los conceptos de PA, el segundo capítulo plantea los elementos de la física que responden a la presión arterial, se destaca en él modelo balístico del corazón, el capítulo tres, describe el cómo medir la presión arterial, el cuarto detalla la instrumentación a utilizar, llegando a describir circuitos a partir de los cuales se podría construir dicha instrumentación y el quinto capítulo expone a manera de síntesis, los capítulos anteriores, para reforzar por medio de mapas mentales las bases planteadas.

ASPECTOS A DESTACAR DEL TRABAJO:

- **ESTRUCTURA PROPUESTA.**
 - Se pasa de lo Anatómico, a lo biológico, a lo físico, a lo instrumental y finalmente a la medida.
- **ANATOMÍA Y FISIOLÓGÍA DEL CORAZÓN, COMO PARTE DEL MOVIMIENTO.**

- Al analizar la ubicación central del corazón, desde el punto de vista circulatorio, actuando sobre el flujo sanguíneo, se explica como parte del movimiento producto de las fuerzas, que en la naturaleza actúan de un cuerpo a otro. En otras palabras el corazón y la presión arterial son la materialización del movimiento.
 - El sistema cardiovascular muestra la transformación de cambios cualitativos (como son los químicos) en cuantitativos (como son los movimientos), lo que ratifica la tesis de la indestructibilidad del movimiento.
 - Se aplica el concepto de indestructibilidad del movimiento como aquel que en el ser humano presenta la posibilidad de transformarse bajo condiciones adecuadas, es por esto que se puede dar el control de la PA, en particular la HTA, cuando se cambian los hábitos mencionados. El enfoque es el del análisis de la influencia de los factores exógenos en la PA.
- **ASPECTOS FÍSICOS DE LA PRESIÓN ARTERIAL, UNIDAD DE CONTRARIOS ENTRE EL INTERIOR DEL SISTEMA CIRCULATORIO Y SU EXTERIOR.**
 - Se analizó que la física de la presión arterial sólo se entiende en términos de la relación existente entre las fuerzas del tejido muscular (exterior) y por su puesto la presión que la sangre ejerce sobre ellas (interior), es decir es unidad y lucha de contrarios.
 - **El Modelo Balístico del Corazón:** Un análisis importante que hacen los autores Robinson, Factor y Sonnenblick, en los que se demuestra su semejanza con una bomba de succión, lo que ayuda a entender el funcionamiento del corazón y por supuesto su papel en la presión arterial, de tal forma que como se plantea en el documento, el modelo descrito es un ejemplo importante del entendimiento del corazón a partir de los contrarios que lo generan, es decir la relación contracción expansión y los efectos sobre la circulación de la sangre.
 - Igualmente se resalta el papel de las fibras “tirantes”, constituidas por colágeno, proteína que resiste el estiramiento lo que lleva a la relación estiramiento – encogimiento que se traduce en el funcionamiento del corazón, en forma de latidos.

Se observa así el funcionamiento del corazón como consecuencia de la unidad de contrarios que genera la tercera ley de Newton.

- **MEDICIÓN DE LA PRESIÓN ARTERIAL, UN EJEMPLO DE ACCIÓN REACCIÓN.**

- Se analiza, después de la descripción fisiológica y anatómica del sistema cardiovascular, citada en el capítulo uno, la aplicación de la tercera ley de Newton, como una muestra de la relación dialéctica entre la distensibilidad causada por el torrente sanguíneo y los tejidos elásticos.

- **CARÁCTER DE LA PROPUESTA PEDAGÓGICA, POR LO QUE LA PROPUESTA NO ES NI CONDUCTISTA NI CONSTRUCTIVISTA**

- La exposición de todos los temas de la PA y sus relacionados no se limitan a sólo a una relación de tipo matemático o una descripción cientifista del fenómeno.

Se pretendió luchar contra las expresiones de tipo positivista que en la formación de ingeniería llevan a los estudiantes a expresar de forma sistemática cada concepto, reemplazándolos en este trabajo por un análisis interpretado desde los principios de la dialéctica, como son unidad y lucha de contrarios, la universalidad y la particularidad dentro del todo PA y las contradicciones a tener en cuentas para el entendimiento de todo el concepto de PA, igualmente se resalta el papel de lo social en los problemas de hipertensión arterial alejándonos de expresiones de tipo sociobiológico.

En otras palabras, la pedagogía dialéctica que parte de los principios señalados pretende aplicar al entendimiento de la Presión Arterial todo el análisis de unidad y lucha de contrarios, que la contradicción es universal, que para el corazón no existe sístole sin diástole, o que las venas no pueden tener expansión sin contracción; entender que todo el sistema cardiovascular es una muestra permanente de movimiento (similar al de la naturaleza), así podría definirse la pedagogía dialéctica como el método que pretende utilizar los diferentes principios para entender los fenómenos naturales o sociales, pero que desde la epistemología, significa que para entenderlo, en el caso de la Presión Arterial, se deben disecar teórica y prácticamente todas sus partes, que van desde el funcionamiento del sistema

cardiovascular, hasta la medida ojalá en forma de taller de la presión y la construcción del instrumental para medirla.

No se desea que se aprendan conductas o se estimulen ellas en los alumnos de maestrías, sino que llamamos desde el escrito y la posible práctica que se desarrolle a la creación de pensamiento crítico y a entender que existen otras formas de interpretación de la PA, que inclusive las consideramos más apropiadas para la construcción del conocimiento.

En la forma, se propone el capítulo 5, para ayudar a sintetizar las bases teóricas, e inclusive prácticas para la enseñanza de la PA. Éste se explicará más adelante.

La posición planteada en relación a las bases epistemológicas es que el fenómeno de PA es susceptible de conocer y explicar a fondo, sin aceptar que la realidad se reduce a sensaciones y que se puede conocer yendo de la idea a la idea, sin mediar la práctica, por esto se valora y se describen con detalle los experimentos de Korokoff, la disección de las partes del corazón, la historia de pruebas de PA en caballos y otros que sustentan nuestra base de conocimiento, negamos de esta manera el constructivismo.

Este documento reconoce la experiencia de quienes han trabajado en el entendimiento de la Presión Arterial y llama al aprendizaje por medio de la práctica de la medición y de la construcción de instrumentación con los transductores de presión y galgas extensiométricas.

No se parte de ideas a priori, por lo que se evacua todos los aspectos que tienen relación con la Presión Arterial, de alguna forma con este proceso se acerca a Piaget.

El documento pretende dar algunas herramientas a los educadores sobre la Presión Arterial, intentando mejorar la enseñabilidad de la materia a la vez que incita al estudiante a pensar de un modo diferente sobre un aspecto tan técnico.

Los mapas mentales del capítulo 5 se conciben como una herramienta y un medio para la enseñanza, que no excluye y de hecho estimula a la práctica de la medición, cuyo ejercicio afianzará la propuesta de pedagogía dialéctica.

Se espera de esta forma haber hecho un aporte a un área tan importante como es la PA y por supuesto los procesos de enseñanza relacionados con ella.

- **MAPAS CONCEPTUALES.**

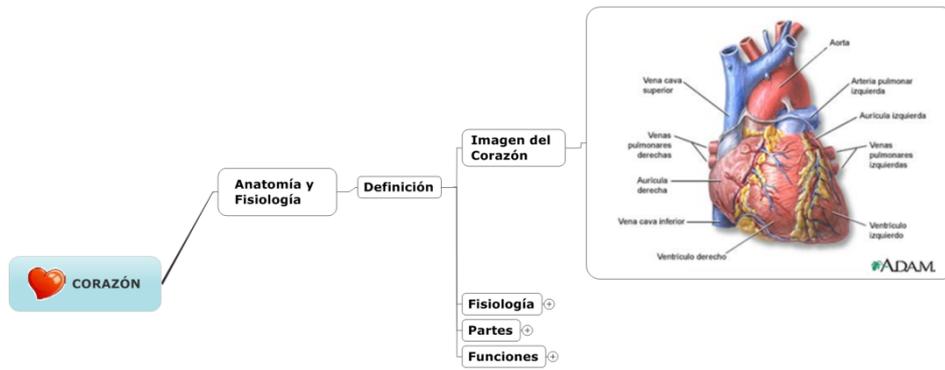
- Se propone, como ya se comentó, el uso de mapas mentales, en una aproximación de mapas conceptuales, ellos pretenden mostrar de manera gráfica los conceptos desarrollados y adicionalmente resumir, al nivel que se quiera (ya que ellos se pueden ir descolgando en cascada), los conceptos resumidos, sólo a modo de ejemplo mostramos dos de ellos. En la Ilustración 1 Esquema principal de la PA y en la Ilustración 2 Anatomía y Fisiología del Corazón respectivamente. (Mapa mental 1: Propuesta metodológica para la enseñanza de la PA en instrumentación física).

Ilustración 1 Esquema principal de la PA



Fuente: Elaboración Propia

Ilustración 2 Anatomía y Fisiología del Corazón



Fuente: Elaboración Propia

INTRODUCCIÓN

El desarrollo de la economía en el marco del actual sistema de producción, ha generado serios desajustes en las relaciones que se dan entre los seres humanos que hacen parte de él. Esos desajustes son a su vez causa de un estado de cosas que se caracteriza por el desbalance en el entorno.

Al determinar el desbalance en el entorno, se puede decir que se manifiesta en todos los aspectos de nuestra vida, ejemplo de ello son las permanentes guerras de poder geoestratégico, el problema del agua que se pondrá aún más crítico para el año 2025, el cambio climático, con todas las consecuencias previsibles e imprevisibles que implica, la actual crisis económica y las que vienen y la manifestación de todos estos elementos en la salud de los seres humanos.

Con relación a lo último, se puede decir que cada vez es más frecuente la existencia de pandemias como la gripe aviar o la porcina, la aparición y permanencia de enfermedades difíciles de curar como el SIDA o el Cáncer u otras crónicas como la hipertensión arterial, todas sobre las cuales se deberá decir que desde el punto de vista de rentabilidad de las empresas transnacionales de la medicina, son un gran negocio.

El sistema de salud para ellas, ha planteado soluciones de tipo correctivo, mas no preventivo, es decir a los ciudadanos en general no se les transmite conocimiento que les permita prever los problemas de salud y abordarlos desde antes de su desarrollo con lo que se tendrían fuertes ahorros en la economía, sino que se les sumerge en la lógica de esperar la enfermedad para corregirla o simplemente controlarla sin erradicarla, lo que acarrea importantes consecuencias en el nivel de vida de quien las padece así como buenas ganancias para las transnacionales que las controlan.

Es en este contexto, en el que las Universidades juegan un papel clave como generadoras de conocimiento científico, democrático y en la medida de las posibilidades, popular, que lleve a grandes masas de la población a elevar su nivel de vida, producto de una correcta práctica en su alimentación, cuidado del entorno, deporte, etc.

La maestría en Instrumentación Física no es ajena a esta responsabilidad social, por esto en la presente propuesta desarrolla una “Metodología para la enseñanza de la Presión Arterial en los programas de instrumentación”.

Pero por qué Presión Arterial?, Por qué el impacto social es demasiado alto, las cifras hablan por sí solas, “cerca de 1 en 3 estadounidenses adultos tienen hipertensión. La hipertensión afecta a cerca de 2 en 5 afroamericanos, 1 de 5 hispanos e indio americanos y a 1 de 6 asiáticos”¹, igualmente en Colombia, “datos obtenidos en la reciente [sic abril del 2008] encuesta Nacional en salud evidencian que el 22,8 por ciento de la población colombiana entre 18- 69 años de edad es hipertensa”².

Siendo la Hipertensión Arterial un problema de salud pública que se manifiesta de manera frecuente en ciertos grupos atareos (como adultos mayores de más de 70 años) y grupos étnicos como los afrodescendientes.

De manera irónica las enfermedades que se han denominado permanentes o crónicas son en los países desarrollados una de las principales causas de problemas salud pública, por encima de enfermedades infecciosas que son controladas gracias a su robusta infraestructura.

Por qué en Instrumentación? Porque siendo una de las tantas enfermedades que se enmarcan dentro del análisis anterior, presenta la particularidad de tener un espacio recorrido dentro de la Maestría en Instrumentación con cierto nivel de desarrollo, reconociéndose que aún falta camino por recorrer en investigación que permita un aporte más contundente desde la maestría.

Por qué enseñanza de la Presión Arterial? Porque si se quiere avanzar en la correcta construcción del conocimiento se debe empezar por transmitir de manera correcta, rigurosa y motivadora las bases del campo del saber que se desea trabajar.

El presente documento plantea el desarrollo del tema en cinco (5) capítulos, desagregados de la siguiente manera:

El primer capítulo aborda los conceptos de PA, desde la medicina, iniciando por el entendimiento del funcionamiento del corazón y su relación con la PA, se incluye también la descripción desde la fisiología

¹ Department of Health and Human services. Center for disease Control and Prevention. Division for Heart Disease and Stroke Prevention. URL: http://www.cdc.gov/DHDSP/library/fs_bloodpressure_spanish.htm.10/2010.

² Fundación Santa Fé. URL.: 09/2010

(abordadas al mismo tiempo que la anatomía), igualmente se tratan los temas de definición, medición y patologías de la PA, que pretende ubicar a los estudiantes con formación no médica en los temas generales de PA.

Este capítulo, para el caso de los médicos, podrá saltarse sin que se afecte el propósito general del libro.

El segundo capítulo ya navega en el campo de la física, tiene como propósito, mostrar la relación de la presión con la tensión superficial, la difusión, capilaridad, la ley de Pouseuille, el flujo estacionario y otros, para terminar en una descripción del modelo balístico del corazón.

Un físico que considere que este capítulo no le aportará, podría intentar avanzar en el siguiente capítulo.

El capítulo tres, ya tiene la inmersa la descripción de la práctica de medida de la presión arterial, este capítulo pretende detallar el método de medición de la presión arterial, teniendo en cuenta los factores exógenos y endógenos que la afectan así como sus componentes.

El cuarto capítulo describe la instrumentación existente para la presión arterial así como la explicación matemática de su comportamiento, en particular se describen sensores piezoeléctricos y galgas extensiométricas, por la importancia en su utilización en los equipos de medida.

El quinto plantea una herramienta a modo de didáctica, que apoya la propuesta pedagógica y que se enmarca en el uso de mapas mentales en forma de tejido, en aproximación a los conceptuales, pero que no sólo permite la racionalización del concepto y la sistematización lógica de las categorías desarrolladas en el documento, sino que en el fondo permite la interpretación dialéctica que se desarrolla en cada capítulo para entender los conceptos particulares de la presión arterial, que se presentan en el documento de estudio.

El último capítulo concluye con relación a las condiciones de la enseñanza y la correcta práctica para el entendimiento profundo del fenómeno, con la responsabilidad académica que se convoca.

1 ANATOMÍA Y FISIOLOGÍA DEL SISTEMA CARDIOVASCULAR Y GENERALIDADES DE LA PRESIÓN ARTERIAL

Se revisará la Anatomía y Fisiologías del Sistema cardiovascular en relación con la Presión Arterial con sus Mediciones Generales y sus Patologías, como expresión de complementariedad de contrarios, esto significa que para entender su funcionamiento se deben reconocer sus partes y la “lucha” entre ellas, por ejemplo el corazón sólo se entenderá sobre la base de su expansión por un lado y la contracción por el otro, generando luego en los diferentes órganos asociados directamente recepción o expulsión de flujos de sangre y funciones sobre esos flujos.

La anterior concepción se aplica por el reconocimiento de la importancia del movimiento en la naturaleza, que como se verá también se encuentra expresado en el cuerpo humano (que no se excluye de lo que es considerado como naturaleza) y que extrapolándolo sobre la base de la creación de la vida, se puede decir que “nos es conocido el hecho de que todas las funciones esenciales de la vida, la digestión, las secreciones, el movimiento, la contracción, la reacción a los estímulos y la procreación, se deben precisamente a la albúmina carente de estructura.”³, significa esto que a partir de ese momento, todo movimiento y toda la vida orgánica, devienen en un movimiento permanente, en una configuración siempre cambiante, donde se avanza por la lucha de los contrarios que la conforman, el organismo humano y todas sus partes tienen esta característica, veamos a continuación un ejemplo: la anatomía y fisiología del corazón. Ilustración 2 Anatomía y Fisiología del Corazón

1.1 ANATOMÍA Y FISIOLOGÍA DEL SISTEMA CARDIOVASCULAR⁴.

³ ENGELS, Federico. Dialéctica de la Naturaleza. Introducción. Pág 15. Edición Electrónica, Moscú, 1974, tomo 3. ISBN: 968-5679-21-5

⁴GUYTON, Arthur C y HALL, John E. Tratado de Fisiología. Barcelona Médica. Editorial McGraw Hill, 1995. Capítulos 12,14,16,17. ISBN: 8448603222

El sistema cardiovascular está compuesto básicamente por el corazón considerado como su órgano principal y los vasos sanguíneos considerados antiguamente como conductos que transportan la sangre desde y hacia el corazón pero que como se verá más adelante son estructuras muy dinámicas con funciones muy especializadas y fuente de enfermedad cuando disfuncionan. Ilustración 61 Esquema sistema cardiovascular

El corazón es una estructura muscular en forma de pirámide, con una base, tres caras y el ápice o punta, localizado en el mediastino entre los pulmones y sobre el diafragma; llega a pesar entre 270 a 320 gramos en el varón adulto y tiene un volumen de 700cc.

Tiene una configuración interna dada por cuatro cavidades: dos derechas y dos izquierdas que normalmente no se comunican entre sí que son las aurículas derecha e izquierda separadas por el tabique interauricular y los ventrículos derecho e izquierdo separados por el tabique interventricular. Las aurículas son “receptoras” de la sangre que proviene de los pulmones y llegan a la aurícula izquierda por las venas pulmonares, y de la sangre que proviene del resto del organismo y que llega a la aurícula derecha a través de la vena cava superior que recoge la sangre de la cabeza, cara, cuello y miembros superiores y de la vena cava inferior que recoge la sangre de los miembros inferiores, abdomen y tórax. También en su configuración interna encontramos unas estructuras muy importantes que son las válvulas cardiacas encargadas de regular el paso sanguíneo de unas cavidades a otras: la tricúspide y mitral (circulación entre aurículas y ventrículos) y la pulmonar y aórtica (circulación de la sangre hacia fuera del corazón. Ilustración 41 Esquema anatomía fisiología del corazón - definición, Ilustración 42 Esquema anatomía y fisiología del corazón - definición y funciones.

La pared cardiaca está dividida en tres capas muy bien delimitadas estructuralmente: **el pericardio** que está compuesto básicamente por endotelio, el **miocardio** formado por tejido muscular liso y tejido conjuntivo y **el endocardio**.

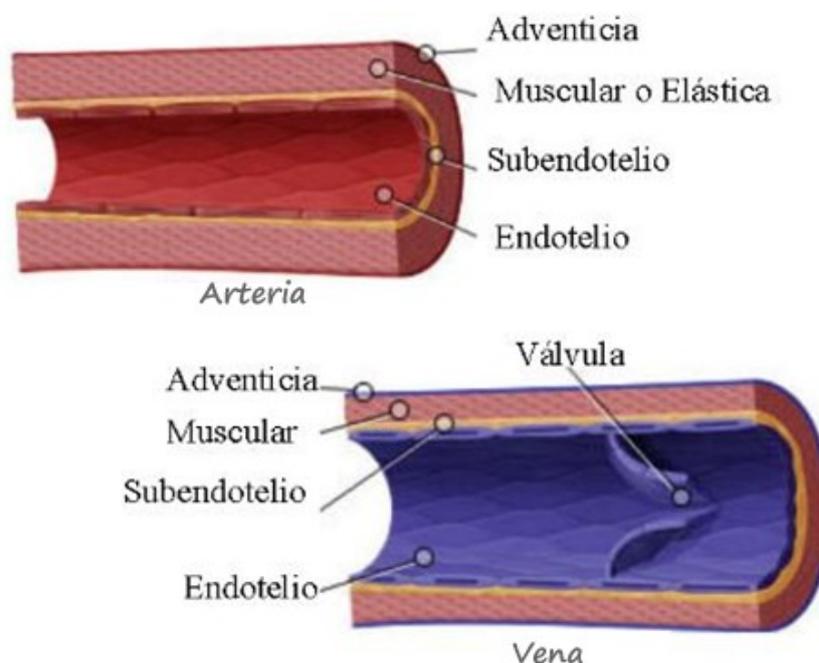
El corazón también tiene un sistema de conducción eléctrica que inicia con el nodo sinusal que es considerado como un marcapaso natural, se continua con haces auriculoventriculares que llegan al nodo auriculoventricular y se continúan con el haz de His el cual se divide en la rama derecha e izquierda del haz que va a su correspondiente ventrículo terminando en las fibras de purkinje.

Finalmente desde el punto de vista anatómico el corazón tiene una irrigación dada por las arterias coronarias derecha e izquierda con sus correspondientes ramas.

En cuanto a los vasos sanguíneos se clasifican en arterias, venas y capilares pero se detendrá en la estructura de las arterias que son las relacionadas con la presión arterial.

Las arterias son los vasos que tienen la pared más gruesa, formada por tres capas: una interior o íntima, formada por el tejido denominado endotelio, una intermedia, con muchas células de músculo liso y fibras elásticas, y una exterior o adventicia, con fibras de colágeno y elástica. En la Ilustración 3 Estructura de la Arterias se hace referencia de una manera gráfica a la estructura de las arterias.

Ilustración 3 Estructura de la Arterias



Fuente: <http://www.anatomiahumana.ucv.cl/morfo2/vasos.html>

1.2 TIPOS DE CELULAS CARDIACAS.⁵

⁵ ZIPES, DP: Genesis of cardiac arrhythmias: Electrophysiological considerations. IN: Braunwald. Philadelphia. Ed. Heart Disease. Fifth edition, 1995. Pag. 25-39. ISBN: 9780470751435 0470751436.

Existen cuatro tipos básicos de células intrínsecas del corazón: Las células P, las transicionales, las tipo purkinje y las células miocárdicas tipo contráctil.

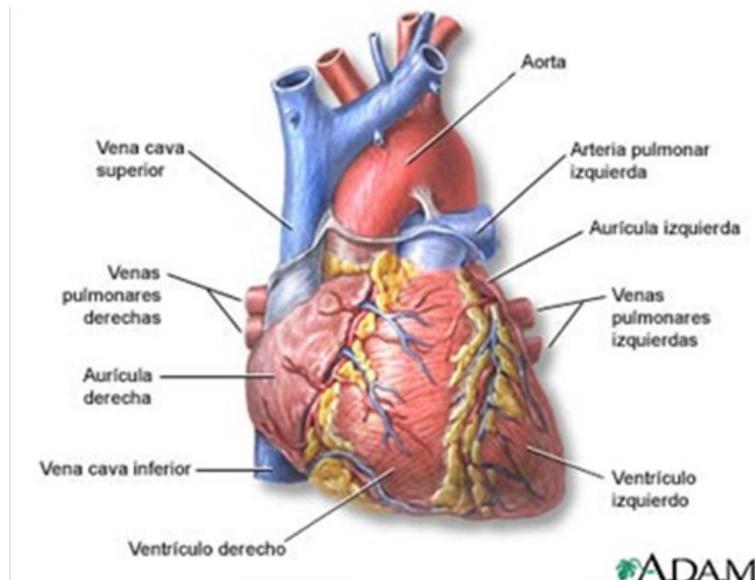
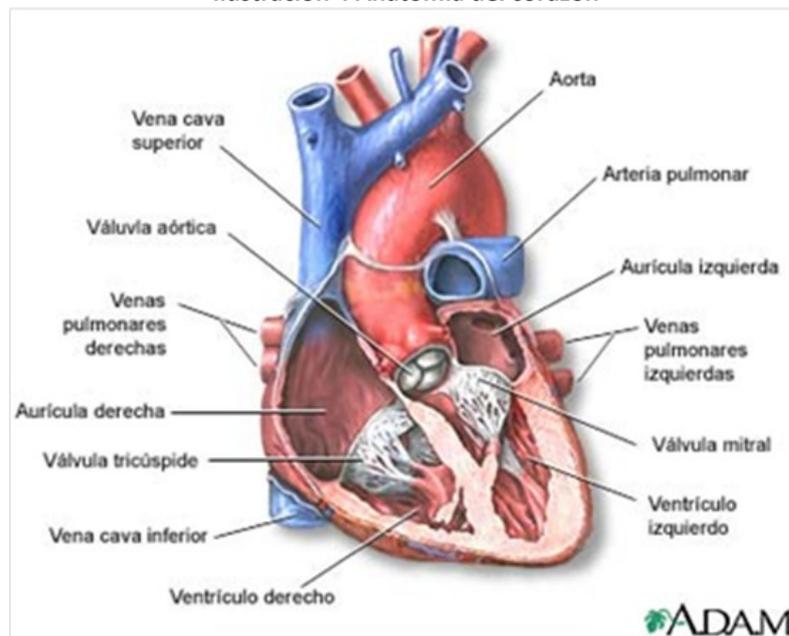
- **Células P:** Son las células especializadas en la función marcapaso. Descritas como pequeñas y pálidas al parecer debido a una menor cantidad de organelos en el citoplasma. Son abundantes en el centro del nodo sinusal y también se encuentran aunque en un número menor en el nodo auriculoventricular. Están en contacto entre sí con las células transicionales.
- **Células Transicionales:** Son conocidas como las células T. de tamaño intermedio entre las células P y del miocardio auricular de trabajo. Debido a que las células P sólo hacen contacto entre sí y con las células T, en el nodo sinusal estas células proveen la única vía funcional para la distribución del impulso sinusal con el resto del miocardio auricular.
- **Células tipo Purkinje:** Las células o fibras Purkinje son más largas que las fibras del tejido ventricular. Poseen pocas miofibrillas. Son las células más abundantes del sistema His-Purkinje. Poseen velocidad de conducción del impulso eléctrico más rápido en el corazón.
- **Células del miocardio:** Es una célula adaptada para la contracción. Contiene abundantes mitocondrias y retículo sarcoplásmico. No obstante, desde el punto de vista electrofisiológico, hay heterogeneidad en las células del miocardio ventricular y aún cuando todas poseen potenciales de acción de respuesta rápida, se han aislado por lo menos tres formas diferentes según su localización en: Endocardio, subepicardio e intermedias como las células M.

Desde el punto de vista fisiológico y por razones académicas se separará la función cardiovascular en 5 grandes funciones: circulatoria, mantenimiento del gasto cardiaco, actividad eléctrica, actividad contráctil y la función endotelial, aclarando que están estrechamente interrelacionadas y que unas dependen de la otra en forma directa o indirecta. Ilustración 44 Esquema anatomía y fisiología del corazón - definición

- **Circulación:** representa el recorrido que realiza la sangre desde y hacia el corazón con el objetivo de llevar a todas las células del organismo el aporte suficiente de oxígeno y nutrientes para garantizar su adecuado funcionamiento, así como remover el CO₂ y

desechos metabólicos. Para lograr estos objetivos realmente el ser humano cuenta con dos tipos de circulación: mayor o sistémica y menor o pulmonar. Desde un punto de vista esquemático iniciaremos con el ingreso de la sangre proveniente de todo el organismo excepto de los pulmones a la aurícula derecha.

Ilustración 4 Anatomía del corazón



Fuente: Enciclopedia médica A.D.A.M., www.adam.org

De la aurícula derecha la sangre pasa a través de la válvula tricúspide al ventrículo derecho del que es impulsada a través de la válvula pulmonar a las arterias pulmonares. La sangre llega a los pulmones para oxigenarse y luego se dirige al corazón nuevamente. Entra por las venas pulmonares que convergen en la aurícula izquierda. Esto constituye la circulación menor.

De la aurícula izquierda se dirige la sangre hacia el ventrículo izquierdo a través de la válvula mitral. Una vez en el ventrículo izquierdo la sangre es propulsada a través de la válvula aórtica a la arteria aorta dirigiéndose a todo el organismo. Posteriormente la sangre vuelve al corazón a la aurícula derecha a través de las venas cavas, cerrando el círculo y constituyendo la circulación mayor.

La anterior explicación es una verificación de lo que algunos pensadores llamaron la ley fundamental del movimiento, según la cual en el universo y como parte de la naturaleza que somos, todo movimiento sólo puede operarse en la dirección de los puntos centrales de los cuerpos que actúan los unos sobre los otros (siendo causalmente determinada por los "fuerzas" que actúan en sentido centrípeto), para el caso del corazón su ubicación es central desde el punto de vista circulatorio, actuando sobre el flujo sanguíneo de manera indirecta, otras fuerzas como la gravedad..

- **GASTO CARDIACO**

El gasto cardiaco está compuesto por dos factores: el volumen de eyección (volumen que el corazón expulsa en cada latido), y la frecuencia cardiaca (número de contracciones por minuto del corazón). La multiplicación de ambos factores nos expresa el volumen minuto cardiaco o gasto cardiaco. Ilustración 65 Esquema sistema cardiovascular aspectos fisiológicos.

Clásicamente se identifican tres componentes básicos en el funcionamiento ventricular: la precarga, la contractilidad y la postcarga. Estos tres componentes son los que influyen de manera directa en el volumen de eyección o volumen latido. La precarga cardiaca está directamente relacionada con el volumen de llenado ventricular.

Esta actividad hace referencia a la ley de Frank-Starling; donde existe una relación directa entre el grado de elongación y el acortamiento de la fibra miocárdica. La precarga o fuerza que distiende el miocardio antes de

contraerse está representada por la tensión que soporta la pared ventricular al final de la diástole, y es directamente proporcional a la presión dentro de la cavidad y al radio de la misma; a mayor volumen diastólico y/o a mayor presión habrá mayor tensión, e inversamente proporcional al espesor de la pared. En este contexto, el aumento de la presión sistólica intraventricular (hipertensión arterial o estenosis aórtica para el ventrículo izquierdo e hipertensión pulmonar o estenosis de la válvula o del infundíbulo para el ventrículo derecho), o del radio sistólico (falla contráctil), aumentará el estrés sistólico de la pared (postcarga) y, por el contrario, el aumento del engrosamiento sistólico de la pared ventricular (hipertrofia o efecto inotrópico positivo), reduce o normaliza el estrés parietal, o sea, la postcarga.

Los factores que influyen sobre la precarga son: la volemia y su distribución por el organismo, las presiones intratorácica e intrapericárdica, la contribución auricular al llenado ventricular y, la función del propio ventrículo.

La contractilidad cardiaca es representada por la fuerza de contracción ventricular, y el factor más importante que influye en la misma es la longitud de la fibra muscular y su relación con la fuerza de contracción siguiendo la ley de Starling.

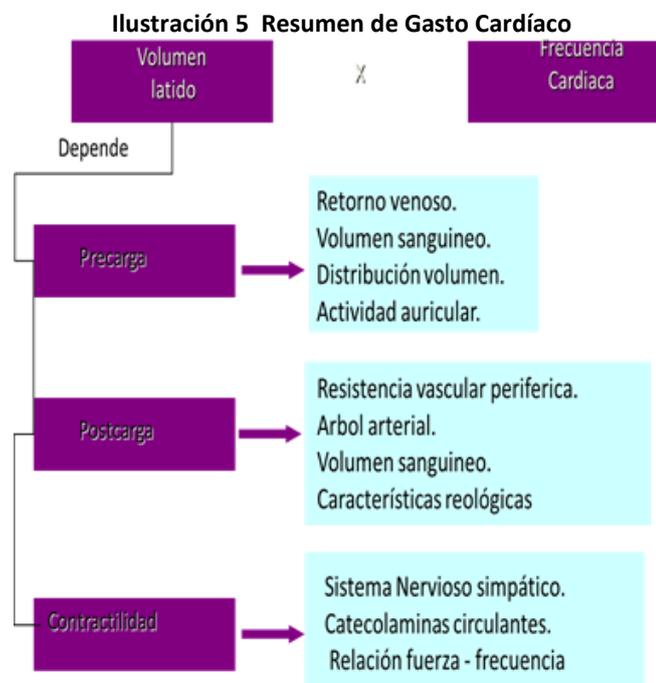
La postcarga viene definida por las presiones que tiene que vencer el corazón para expulsar la sangre fuera de él. Los dos factores más importantes que definen a la misma son: la tensión de la pared ventricular que tiene como fundamento la ley de Laplace (la tensión está influenciada por la presión ventricular y el radio), y la presión a la salida del ventrículo (tensión arterial y obstrucciones del tracto de salida).

En la onda de pulso arterial se puede observar un pico inicial redondeado que desciende suavemente hasta una depresión aguda (incisura dicrota) que sucede como consecuencia del cierre brusco de la válvula aórtica. Posteriormente desciende hasta la diástole.

La frecuencia de los latidos del corazón está controlada por el sistema nervioso vegetativo de modo que el sistema simpático la acelera y el parasimpático la retarda. Los impulsos nerviosos se originan de forma rítmica en el nodo sino auricular, localizada en la aurícula derecha junto a la desembocadura de la vena cava superior. Existen distintas vías internodales que conectan el nodo sino auricular con el nódulo auriculoventricular, donde tiene lugar un retardo en la conducción del impulso nervioso para facilitar el vaciado de las aurículas antes de que tenga lugar la activación ventricular. El impulso eléctrico continúa a través del haz de His que se divide en dos ramas, que a su vez se subdividen en

las llamadas fibras de Purkinge, en el espesor de las paredes ventriculares.

Se puede leer como aspectos contradictorios de la contracción ventricular, la precarga y la postcarga, mediados por la contractilidad, todos se definen por la relación de tensiones que se suscitan entre los conductos que alimentan o sumen el flujo sanguíneo, igualmente es importante observar que los sistemas simpáticos y parasimpáticos, como ya lo dijeron, controlan la frecuencia de los latidos, lo que a todas vistas muestra una unidad de contrarios que se analizará más adelante. En la **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.** se presenta amañera de conclusión un resumen sobre el concepto de gasto cardiaco.



Fuente: Elaboración propia

- **Actividad contráctil:** el efecto de esta actividad es el musculo cardiaco con sus proteínas actina, miosina, tropomiosina y troponina pero depende directamente de la actividad eléctrica. Ilustración 67 Esquema sistema cardiovascular aspectos fisiológicos. Actividad eléctrica Ilustración 71 Esquema sistema cardiovascular aspectos fisiológicos sistema de conducción. Potenciales de membrana

- **Actividad eléctrica:** depende del sistema de conducción (conductividad) anteriormente descrito y se trata de que la actividad eléctrica que en sujetos sanos es autónoma (automatismo) e inicia en el nodo sinusal o sino auricular se propague adecuadamente por todo el sistema provocando cambios iónicos, moleculares y metabólicos que van a determinar una respuesta normal o anormal, por ejemplo una contracción normal o un latido anormal o una arritmia. Para comprender esto es importante entender los conceptos de potenciales de membrana y potenciales de acción. Ilustración 68 Esquema sistema cardiovascular aspectos fisiológicos actividad eléctrica - potenciales de membrana, sistema de conducción Ilustración 70 Esquema sistema cardiovascular aspectos fisiológicos. Actividad contráctil, estructura y función endotelial, presión definición.
 - Potenciales de membrana.
 - Potenciales de acción.

1.3 POTENCIALES DE MEMBRANA.⁶

Los latidos cardiacos normales son precedidos de cambios cíclicos en los potenciales de membrana. Ilustración 71 Esquema sistema cardiovascular aspectos fisiológicos sistema de conducción. Potenciales de membrana.

Durante el reposo eléctrico en el interior de las células cardiacas se registra un potencial negativo (-50 mV a -90 mV), dado por el predominio en las cargas fijas de las proteínas intracelulares. Pero la base principal del potencial a través de la membrana en reposo se deriva de la permeabilidad selectiva a diversos iones, lo cual crea diferentes concentraciones en los medios intra y extracelular que conlleva a un potencial eléctrico a través de sarcolema, originando fuerzas pasivas que promueven movimientos iónicos: una de difusión, proporcional al gradiente de concentración y otra creada por fuerzas eléctricas, proporcional al gradiente de transmembrana.

Atravesando la membrana celular se encuentran poros compuestos de moléculas de proteínas complejas que funcionan como canales iónicos específicos que permiten el movimiento bajo determinadas condiciones de

⁶SURAWICZ, B. Resting membrana potencial, action potencial and passive membrana properties. IN: electrophysiologic basic of ECG and cardiac arrhythmias. Ed. Williams and Wilkins. Baltimore, 1995. Pag 25-39.

voltaje y/o tiempo Na^+ , K^+ , Ca^{++} y Cl , a través de un gradiente de concentración o bombas que dependen de energía para operar contra-gradientes de concentración.

El impulso eléctrico que atraviesa el corazón para producir cada latido cardiaco se conoce como potencial de acción. En condiciones normales, se indica con la elevación espontánea del nodo sinusal y se desplaza como una onda de despolarización transitoria, durante el cual el potencial intracelular de cada aurícula se hace positivo para luego retornar a su nivel negativo inicial.⁷

Es la variación (movimiento) de potenciales intracelulares que van del negativo al positivo, regresando al negativo, por medio de cambios químicos (movimientos), la que permite la creación y aporte del potencial de acción para el latido cardiaco.

1.4 POTENCIALES DE ACCION DEL CORAZON.⁸

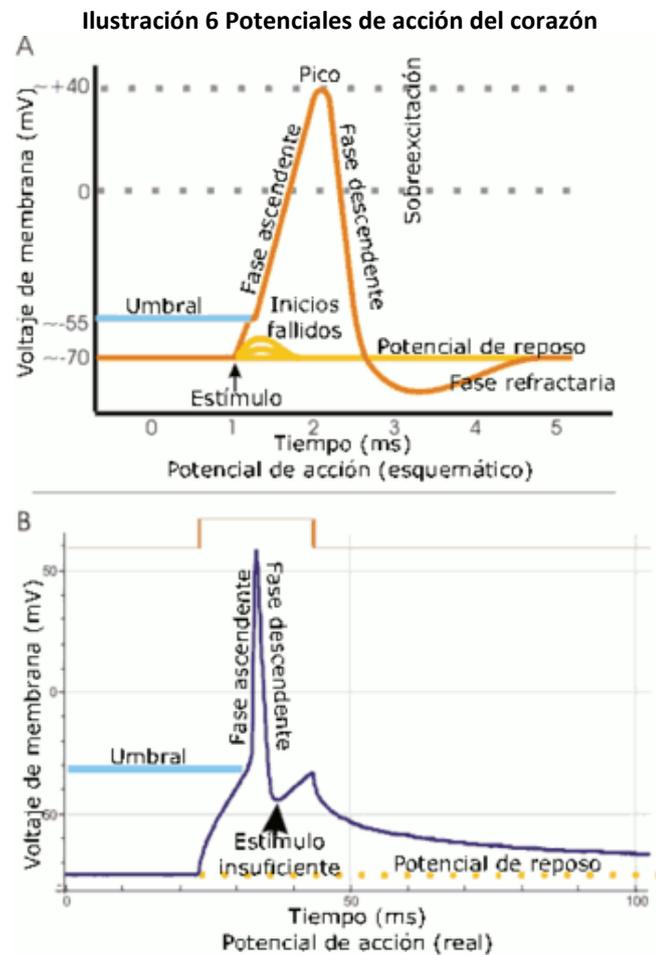
Intercambio Iónico.

Las células de actividad automática, muestran un potencial diastólico de reposo que al activarse estimulan y desencadenan la contracción de las células de actividad contráctil, produciéndose la fase sistólica del ciclo cardiaco, para cuya dinámica es imprescindible un perfecto estado del tejido conectivo que le sirve de entramado, y de un adecuado aporte de energía (substratos y oxígeno) que le llega a través de los vasos. Las células de actividad automática tienen mayor facilidad para la despolarización que las de actividad contráctil, por eso aquellas se localizan en los centros marcapasos habituales (nódulo sinusal, nódulo Aurícula-Ventricular y sistema de Purkinje). Todo el proceso que pone en marcha el potencial de acción transmembrana se debe a los cambios que continuamente se están produciendo en la membrana celular. La estimulación de una célula muscular aumenta la permeabilidad de su membrana produciendo cambios iónicos a través de la misma. El registro

⁷CATTERALL, W.A. Molecular analysis of voltage-gated sodium channels in the heart and other tissues. IN: ZIPES, D.P and JALIFFE J. (EDS). Cardiac electrophysiology from cell to bedside. Ed. W.B Saunders Company, Philadelphia, 1995. Pag. 1-10.

⁸ NORRIS, J.F and ZIPES D.P. Electrophysiologic of the slow channel. IN: PODRID, P.J and KOWEY, D.R. (EDS). Cardiac arrhythmia: Mechanisms, diagnosis and management. Ed. Williams and Wilkins, Baltimore, 1995. Pag. 33-40.

en el electrocardiograma de este fenómeno se corresponde con una curva que se llama potencial de acción transmembrana y que consta de dos partes y cuatro fases.



Fuente: <http://www.facmed.unam.mx/historia/index.html>

FASE 0:

Al inicio, la membrana celular se encuentra en estado de reposo. En el interior de la célula predominan los iones K^+ mientras que el exterior está ocupado por los iones Na^+ . Esto genera una diferencia de tensión a ambos lados de la membrana cuya resistencia viene a ser de 1000 Ohm/cm^2 , produciéndose un acumulado de cargas negativas en el interior y de positivas en el exterior. La curva de corriente, instantes antes de la activación transcurre por la isoelectrica. Esta fase 0 recibe el nombre de despolarización. El impulso de excitación generado a partir del centro marcapasos (nódulo sinusal) se difunde rápidamente por todo el corazón, produciendo una caída en la resistencia de la membrana celular desde 1000 Ohm a 100 Ohm provocando cambios súbitos en la permeabilidad

iónica de forma que el Na^+ y el Ca^{++} penetran en la célula mientras que el K^+ inicia su salida. El cambio de cargas generado a uno y otro lado de la membrana celular origina un potencial positivo, cuyo valor se sitúa en torno a +30 mV. Estos intercambios rápidos de iones, se producen a través de unos canales específicos para cada ión existentes en todas las membranas celulares, y cuya integridad es básica para la normalidad de todo el proceso electro-genético.

FASE I:

Es también conocida como fase de repolarización lenta. En ella todavía persiste la entrada de iones Na^+ y Ca^{++} a través de otro tipo de canales de flujo más lento, mientras que el K^+ sale del interior celular.

FASE II:

Desde un punto de vista iónico se caracteriza por la salida masiva de K^+ al exterior, lo que genera un declive en el PAT (Periodo Refractario Absoluto) de forma paulatina, aumentando progresivamente también la permeabilidad de la membrana para el Na^+ . Esta fase conocida también como "sístole eléctrica " tiene su representación en el ECG (electrocardiograma) de superficie a través del complejo QRS.

FASE III:

Persiste en esta fase como en la II el intercambio iónico en el mismo sentido, pero desde un punto de vista eléctrico, la capa externa celular comienza a cargarse positivamente mientras que la interna se rodea de cargas negativas. Esta fase de repolarización eléctrica se identifica en el ECG como el segmento ST y la onda T, y en ella un extraestímulo potente podría provocar la aparición de un nuevo PAT (Período Refractario Relativo). Esta "vulnerabilidad" del miocárdico a generar un PAT depende directamente de las concentraciones de K^+ , de forma que a menor concentración (hipopotasemia) mayor vulnerabilidad.

FASE IV:

En esta fase también conocida como de "potencial de reposo" ó fase diastólica eléctrica, se produce la salida del Na^+ y la penetración del K^+ , a través de un mecanismo activo conocido como "bomba iónica" restableciéndose el equilibrio inicial, con lo cual el PAT alcanza su valor de reposo de -90 mV. En el ECG de superficie este período se corresponde con el tiempo que media entre T y un nuevo QRS. El estímulo se expande por todo el miocardio auricular, lo que se corresponde con la primera inscripción gráfica del ECG y que recibe en nombre de onda P.

Posteriormente dicho estímulo alcanza la unión atrio-ventricular (AV). La unión AV está a su vez conformada por tejido especializado para el automatismo (nodo AV) y para la conducción (haz de His). Desde este punto surgen dos ramas a izquierda y derecha respectivamente, desde donde el estímulo eléctrico se distribuye por ambos ventrículos a través del sistema específico de Purkinje. La rama izquierda a poco de nacer se divide en dos hemirramas, una que discurre pegada a la pared anterior y otra sobre la pared posterior. La rama derecha posee un trayecto más largo que la izquierda y además no se ramifica tan precozmente.

Una vez que el estímulo ha alcanzado el nodo AV sufre un retraso fisiológico entre 120 y 220 ms (intervalo PR del ECG) para posteriormente despolarizar ambos ventrículos a través de la red de Purkinje en un tiempo que varía entre 60 y 100 ms. La despolarización ventricular, denominada comúnmente QRS, se reconoce en el ECG como la inscripción de mayor voltaje, que aparece tras el segmento PQ ó PR.

Todas las fases que componen la estimulación cardíaca global, están marcadas por unos tiempos de inscripción y unas características morfológicas que serán decisivas en el análisis electrocardiográfico. Para mantener íntegro el sistema de automatismo y conducción, los vasos coronarios aportan una rica irrigación a todos los elementos. La coronaria derecha es la responsable de la irrigación del nódulo sinusal en un 70% de los casos, y en un 90% de casos de la irrigación del nodo AV, el fascículo de His y de la casi totalidad de la rama derecha. La rama izquierda irriga en un 30% y un 10% el NS y el nodo AV respectivamente y la rama izquierda de conducción. La isquemia miocárdica es la principal responsable de la mayoría de los trastornos electrocardiográficos que afectan al sistema automático y de conducción del corazón.

Se observa una variación de potencial con una duración de aproximadamente 80 ms, en el que pasa de -90 mV a 50 mV, estimulándose las capas celulares internas y externas a través de intercambios iónicos de Sodio, Potasio y Calcio, que causan una variación de la resistencia de la membrana, entre los 1000 y los 10 Ohms/cm².

Analizando el latido del corazón desde el punto de vista de los procesos químicos, se deberá decir que son resultado de la reacción del cuerpo a ciertos estímulos como la alimentación, asunto que se tratará más adelante, desde el punto de vista de los pulsos eléctricos generados, la acción química pasa a un segundo plano y el impacto de los pulsos sobre el corazón para las funciones de otros órganos, se vuelve relevante y también se tratará al considerar el análisis de la presión arterial.

1.5 REFRACTARIEDAD DE LA MEMBRANA.⁹

Se relaciona con el tiempo de recuperación de la excitabilidad de la membrana celular. En la célula con potenciales de acción de respuesta rápida considerados anteriormente, esta propiedad está relacionada con el comportamiento de los canales de sodio. Una vez activada, ésta se inactiva con rapidez permaneciendo así durante la fase uno y dos, y sólo durante la parte final de la fase tres comienza a estar disponible para una activación posterior. La repolarización completa de la membrana hacia su electronegatividad intracelular normal es necesaria para asegurar que los canales de sodio sean aptos para que un nuevo estímulo vuelva a producir un nuevo potencial normal.

1.6 ESTRUCTURA Y FUNCIÓN ENDOTELIAL

El endotelio es una monocapa de células especializadas que recubre internamente toda la vasculatura arterial y venosa incluyendo la microcirculación, considerándose actualmente un órgano (gigantesco órgano que tiene el equivalente a 5 canchas de tenis) estratégicamente situado entre la sangre y los tejidos que cumple múltiples funciones e interacciones reológicas, moleculares, metabólicas, intercomunicaciones y es el inicio y fin de la enfermedad aterosclerótica, sin lugar a dudas la entidad más homicida del mundo occidental en el siglo XXI.

El endotelio es una barrera dinámica, selectiva y funcional que expresa, regula y modula el **tono vascular** (relacionado directamente con la presión arterial), mantiene la sangre en un estado antitrombótico y profibrinolítico, antioxidante, antiinflamatorio y presenta una superficie lisa para el flujo de sangre.

En lo que compete al tono vascular que es la función relacionada directamente con el tema que se está tratando que es la presión arterial, el endotelio permanentemente está produciendo **sustancias vasoactivas** que en su conjunto mantienen un estado de equilibrio o salud vascular. Estas sustancias unas vasodilatadoras y otras vasoconstrictoras (además de otras acciones que no competen al tema) están en equilibrio cuando el

⁹ SURAWICZ,B.Refractoriness and control of action potencial duration. IN Electrophysiologybasic of ECG and cardial arrhythmias. Ed. Williams and Wilkins, Baltimore,1995. Pag. 109-110.

endotelio está sano, pero cuando disfunciona convierte al endotelio en un órgano **vasoconstrictor**, proaterogénico y protrombótico. En la Ilustración 1 se muestra un esquema del comportamiento de las distintas sustancias vasoconstrictoras y vasodilatadoras derivadas en el endotelio.

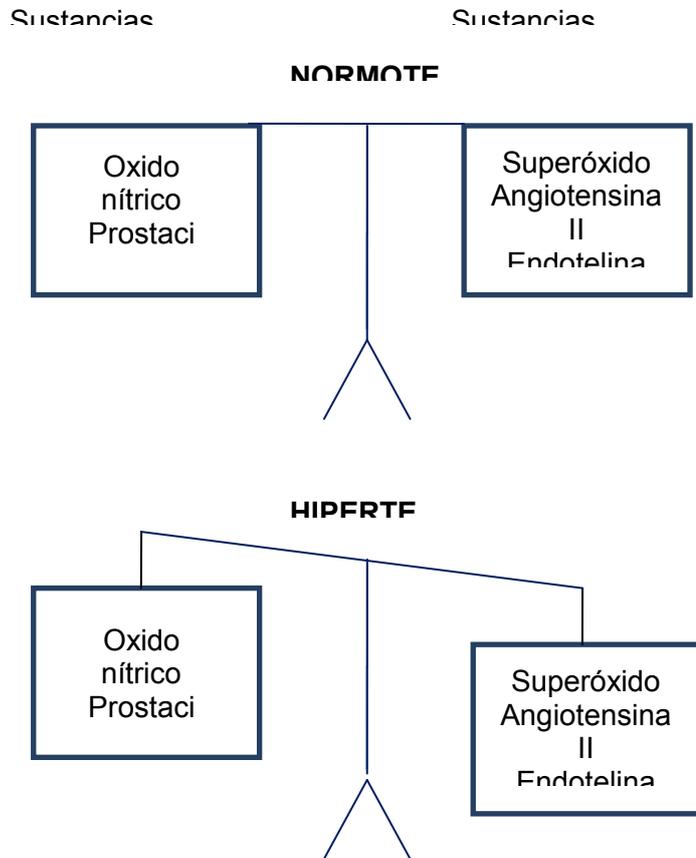
Sustancias vasodilatadoras que produce el endotelio son:

- Óxido nítrico
- Prostaciclina
- Factor hiperpolarizante derivado del endotelio

Sustancias vasoconstrictoras derivadas del endotelio:

- Endotelinas
- Sistema de enzima convertidora de angiotensina tisular
- Tromboxano A2
- Prostaglandina H2

Ilustración 7 Sustancias Vasoconstrictoras derivadas del endotelio



El tono vascular y la presión arterial están regulados por un equilibrio en la producción de

Fuente: Elaboración Propia

1.7 SISTEMA DE CONDUCCIÓN CARDIACA.¹⁰

La estimulación del corazón se origina en las ramas simpáticas y parasimpáticas del sistema nervioso autónomo. El impulso se desplaza, primero al nódulo sino auricular, este es el primer marcapaso cardiaco que envía los impulsos como ondas a través de las aurículas, estimulando primero la derecha y después la izquierda. Una vez estimulada las aurículas, el impulso disminuye, mientras pasa a través del nodo auriculo-ventricular (AV) y esta disminución del movimiento del impulso en el nodo

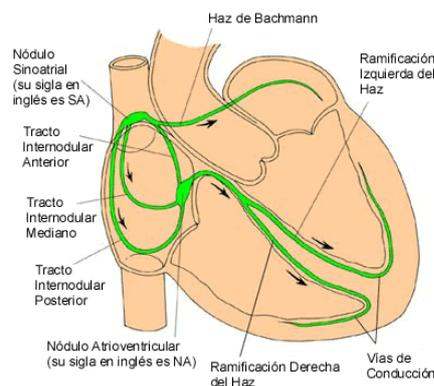
¹⁰ BORREGO D, Raúl Roberto. *Anatomía, fisiología y patología cardiaca y grandes vasos*. [Documento en línea]. En: <<http://www.eccpn.aibarra.org/temario/seccion4/capitulo53/capitulo53.htm>>. [Citado en marzo 1 de 2007].

AV permite a los ventrículos que están en reposo (diástoles) que se llenen de sangre llegada de las aurículas.

La onda de excitación (estimulación) se disemina después hacia el fascículo de His, la rama izquierda y derecha del fascículo de His y las fibras de Purkinje, que terminan en los ventrículos. La estimulación del ventrículo empieza en el septo intraventricular y se desplaza hacia abajo, dando lugar a la despolarización y contracción ventricular. Los ventrículos se vacían mecánicamente en la circulación menor de la sangre, haciendo llegar la sangre oxigenada a todos los tejidos, y comenzando la circulación mayor. En Ilustración 8 se muestra el comportamiento del sistema eléctrico del corazón y como se visualiza su comportamiento en el proceso de conducción cardiaca.

Ilustración 8 Sistema eléctrico del corazón

El Sistema Eléctrico del Corazón



Fuente: <http://www.portalesmedicos.com/publicaciones/>

1.7.1 Propagación de la Actividad Cardiaca.

Para determinar la propagación de la actividad cardiaca se proponen el seguimiento de los siguientes pasos:

- a) La despolarización de la aurícula produce la onda P e indica la función del nodo sinuauricular (SA) esta onda donde mejor se observa es en las derivaciones II y VI en las que aparece dirigida hacia arriba.
- b) El intervalo PR indica el tiempo de conducción auriculo-ventricular. Se extiende desde el inicio de la onda P (inicio de la despolarización auricular) hasta el inicio del complejo QRS (inicio

de la despolarización ventricular), este intervalo se considera normal entre 0,12 a 0,20 seg.; un PR corto indica que el impulso se origina en otra área distinta al nodo SA, y un PR largo indica que el impulso se retarda mientras pasa por el nodo AV.

- c) La onda Q es la primera deflexión negativa (invertida) que sigue a la onda P y al intervalo PR.
- d) La onda R es la primera deflexión positiva (hacia arriba) después de la onda Q. (si las ondas Q no son visibles, la onda R es la primera deflexión hacia arriba después del intervalo PR.
- e) La onda S es la primera deflexión negativa que sigue a la onda R.
- f) El segmento ST es una línea isoelectrica (horizontal) sin voltaje, va desde el final de la onda S al comienzo de la onda T.
- g) La onda T indica la repolarización de los ventrículos, que sigue a la onda S y al segmento ST.
- h) La onda U se cree que puede ser por la repolarización del sistema de Purkinje.
- i) La despolarización de los ventrículos produce el complejo QRS. El límite superior de duración considerada normal del QRS es de menos de 0,12 segundos. Una duración mayor de 0,12 segundos significa que el impulso se inició desde el nodo auriculo-ventricular, o más arriba, supra-ventricular. Un QRS ancho, mayor de 0,12 segundos puede indicar que la conducción procede del ventrículo o del tejido supra-ventricular, pero que hay una conducción prolongada a través del ventrículo y por tanto origina un QRS ancho.

1.8 DEFINICIÓN DE PRESIÓN ARTERIAL

1.8.1 Descripción Fisiológica de la Presión Arterial.¹¹

¹¹ Red MEDINET. <http://www.medynet.com/hta/3.htm>. Consultada el 20 de Noviembre de 2010.

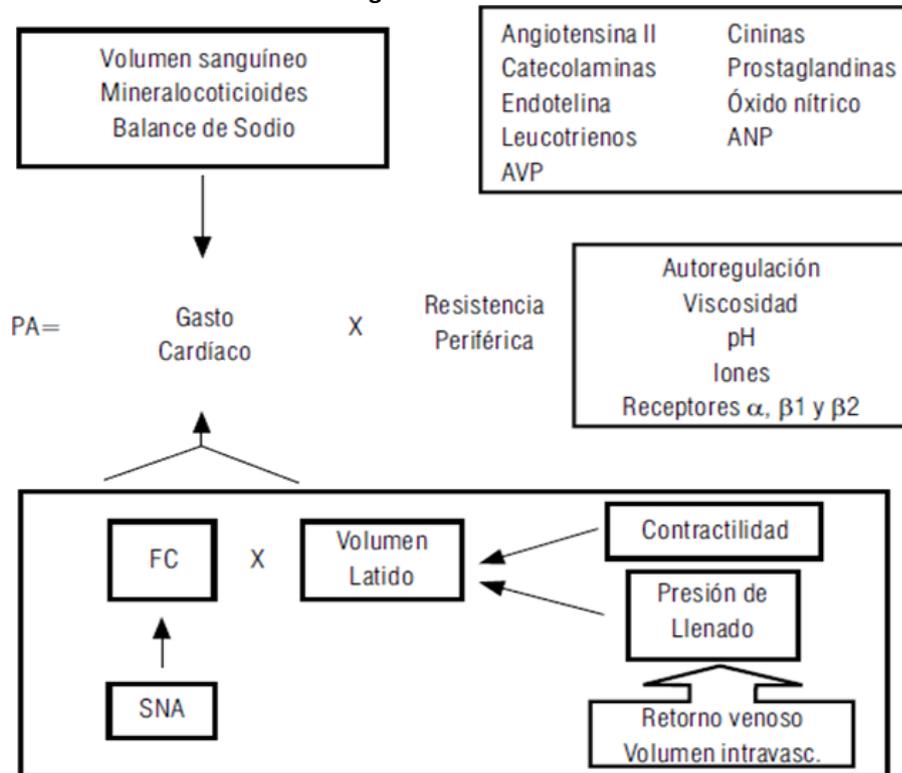
La sangre que circula por los vasos sanguíneos, necesita sobretodo en las arterias, una determinada presión para poder alcanzar todos los órganos y suministrarles nutrientes y oxígeno. Esta presión arterial, depende por un lado de la fuerza con la que la sangre es impulsada desde el corazón en cada latido, y por otro de la resistencia que los conductos arteriales ofrecen a su paso. La presión arterial en los seres humanos, tiene dos valores; uno de ellos llamado valor sistólico ó presión máxima, y que en régimen de normalidad varía entre 100 y 139 mmHg, y otro llamado valor diastólico ó presión mínima, y que normalmente varía entre 60 y 89 mmHg. Ilustración 48 Esquema presión arterial Ilustración 49 Esquema presión arterial - descripción de los aspectos estudiados.

1.8.1.1 Fisiología del control de la presión arterial

La presión arterial es la fuerza o tensión que la sangre ejerce sobre las paredes de las arterias al pasar por ellas. Esta presión alcanza su valor máximo durante la sístole ventricular (presión sistólica) y el más bajo durante la relajación cardiaca (presión diastólica) y depende fundamentalmente de la resistencia vascular periférica.

La presión arterial es el resultado del **gasto cardiaco** (que a la vez es el resultado de la frecuencia cardiaca regulada por el sistema nervioso autónomo por el volumen latido que depende de la contractilidad y de la presión de llenado) por la **resistencia vascular periférica** que está modulada por gran cantidad de sustancia neurohumorales y metabólicas.

Ilustración 9 Fisiología del Control de la Presión Arterial



Fuente: (Fernández RL, Gallego LI, Gallo E, et al. Sensibilidad a la insulina y su relación con la presión arterial y otros factores de riesgo cardiovascular. Acta Med Col 1997; 22(1):8-17.)

La presión arterial tiene un gran número de sistemas muy bien sincronizados que intervienen en su regulación y cuyo objetivo es mantener la presión arterial en rangos estables.

Se ha visto que existen factores genéticos, medioambientales y demográficos que contribuyen a la variación de la presión arterial los cuales deben ser tenidos en cuenta al valorar un paciente con Hipertensión arterial. El aspecto genético está bien determinado y contribuye con un 50% de los valores de la presión arterial, los factores individuales y medioambientales que han demostrado producir variaciones en la PA son el género masculino, la edad, el índice de masa corporal, la resistencia a la insulina el tabaquismo y la ingesta de alcohol.

Estos factores individuales y ambientales van a influir en sistemas también con regulación genética y que realmente son los que van a efectuar los cambios que llevan a la variación de la TA. Estos sistemas son:

- El sistema nervioso simpático.
- El riñón y el control del volumen circulante.

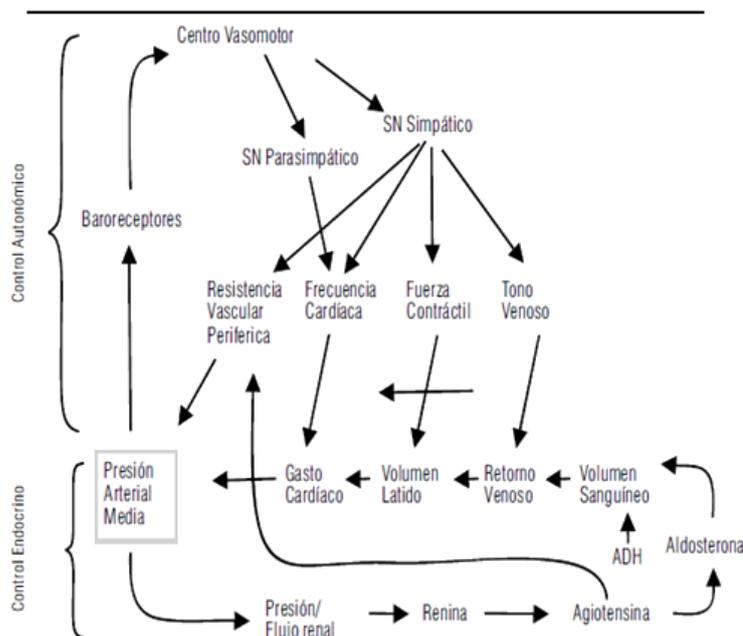
- La vasculatura periférica.

Estos sistemas regulan las cifras de presión arterial mediante mecanismos que pueden ser inmediatos, intermedios o a largo plazo.

El control inmediato de la presión arterial (en segundos) está dado por el sistema nervioso autónomo, el intermedio (minutos a horas) por medio del sistema renina – angiotensina – aldosterona circulante y local y el de larga acción involucra el mecanismo de presión- natriuresis a nivel renal y probablemente la regulación vascular periférica por vía endotelial o por cambios directos en el tono vascular.

La Ilustración 10, muestra factores agudos e intermedios de control de la PA, considerando sitios de regulación a corto y mediano plazo de la presión arterial por medio de la activación de factores neurales y endocrinos.

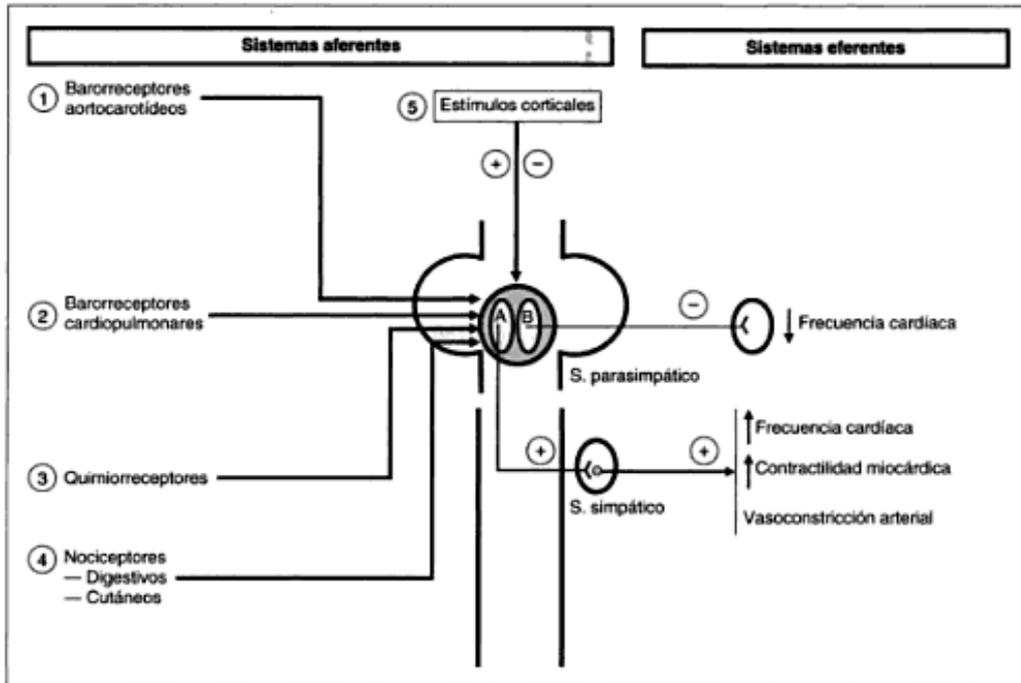
Ilustración 10 Factores Agudos e intermedios de Control de la PA.
FACTORES AGUDOS E INTERMEDIOS DE CONTROL DE LA PA



Fuente: (Neel JV, Weder AB, Julius S. Type II diabetes, essential hypertension, and obesity as “syndromes of impaired genetic homeostasis”: the “thrifty genotype” hypothesis enters the 21st century. *Perspect Bi*

En la Ilustración 11 y en la Ilustración 12 se hace referencia al control rápido y lento de la PA

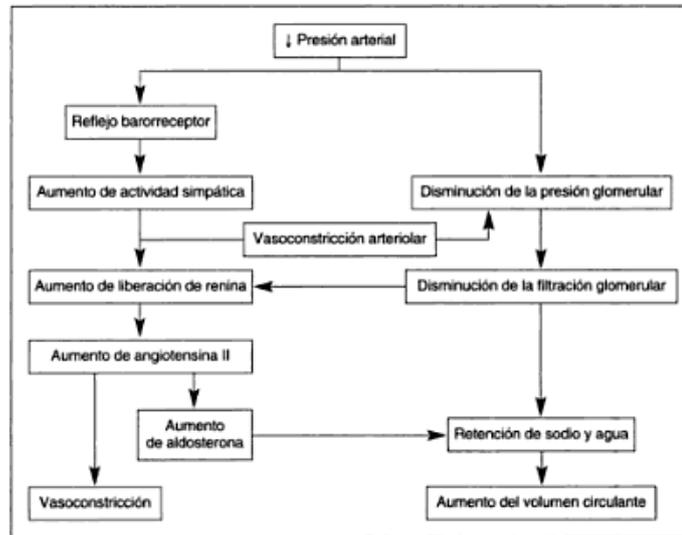
Ilustración 11¹² Control rápido de la presión arterial. A y B corresponden a zonas presoras y represoras, respectivamente, del centro cardiocirculatorio.



Fuente: Sandoval J, Lupi HE, Gaspar J, Seoane M, Casnova JM: Factores activos y pasivos en la génesis de la hipertensión arterial pulmonar en algunas cardiopatías y neumopatías. Arch inst Cardiol Méx 1981; 51: 67-74.

¹² Perez Arellano José Luis, De castro del pozo, S. Manual de Patología General. ISBN: 978844581540. 2006 EDICION: 6ª, PÁGINAS: 784.

Ilustración 12¹³ Control lento de la presión arterial.



Fuente: Sandoval J, Lupi HE, Gaspar J, Seoane M, Casnova JM: Factores activos y pasivos en la génesis de la hipertensión arterial pulmonar en algunas cardiopatías y neumopatías. Arch inst Cardiol Méx 1981; 51: 67-74.

En algún momento dentro de la regulación normal de la presión arterial ocurre la transición a hipertensión crónica la cual ocurre cuando ocurre alguna de las siguientes alteraciones:

- Trastorno en el manejo renal del sodio y volumen intravascular.
- Elevación de la resistencia periférica total.
- Excesiva activación neurohumoral.

1.8.2 Patologías relacionadas con la presión arterial.

Las alteraciones patológicas relacionadas con la presión arterial se producen por exceso constituyendo la hipertensión arterial y por defecto: hipotensión arterial. (Mapa mental 11: Presión arterial: Patologías control).

¹³ Perez Arellano José Luis, De castro del pozo, S. Manual de Patología General. 6ta Edición en español. España ISSN 1130-5274.

1.8.3 Hipertensión arterial.

La hipertensión arterial es la elevación de las cifras de presión arterial por encima de un punto de corte el cual es determinado por criterio epidemiológico en el cual se considera que a partir de ese punto se presentan un mayor número de complicaciones cardiovasculares.

Para establecer un control de la presión arterial, se requiere visualizar dos componentes principales: un control rápido, que depende del sistema nervioso autónomo y un control lento, que dependen básicamente del riñón.

La presión arterial varía a lo largo de la vida, sin embargo, los bebés y los niños manejan unos niveles de presión bajos comparados con los adultos. La actividad afecta el comportamiento de la presión arterial, aumentando considerablemente con el ejercicio y disminuyendo con el reposo.

Uno de los factores de riesgo más importantes de la enfermedad cardiovascular, en la insuficiencia renal y en la insuficiencia cardiaca es la hipertensión arterial. Su nombre sugiere una presión arterial elevada, sin importar la causa. Se considera asintomática hasta que lesiona algún órgano vital. En otras palabras, la hipertensión arterial (HTA) es la elevación crónica de la PA, limitada por un punto de vista estadístico y otro epidemiológico (Nivel de presión arterial por encima del cual aumenta el riesgo de padecer enfermedades cardiovasculares y cerebrales).

El aumento de la presión en las vías o en las arterias se puede deber a diferentes mecanismos, el corazón puede bombear con más fuerza e incrementar el volumen de sangre que expulsa con cada latido. Cuando se pierde flexibilidad y las arterias se vuelven rígidas, el proceso de circulación se ve afectado considerablemente. Por esta razón, la sangre proveniente de cada latido se ve forzada a pasar por un espacio menor al normal y la presión aumenta, en consecuencia, el volumen de la sangre aumenta y por ende la presión arterial aumenta. Si entonces, la función del bombeo del corazón disminuye, con arterias dilatadas o si se pierde líquido del sistema, la presión desciende. Las modificaciones de estos factores están regidas por cambios en el funcionamiento renal y en el sistema nervioso autónomo (la parte del sistema nervioso que regula varias funciones del organismo de forma automática).

1.8.3.1 Clasificación de la hipertensión arterial¹⁴:

La HTA se puede clasificar con base en cuatro criterios: Según la elevación de la PA sistólica o diastólica, según los niveles de PA, según la repercusión visceral y desde el punto de vista etiológico.

- Según la elevación de la PA sistólica o diastólica:
 - HTA diastólica. Elevación de la PA diastólica con sistólica dentro de cifras normales.
 - HTA sistólica-diastólica. Elevación de la PA sistólica y diastólica.
 - HTA sistólica aislada (HSA). PA sistólica elevada con cifras diastólicas normales.
- Según los niveles de PA:

Tabla 1 Definición y Clasificación de los valores de la Presión Arterial¹⁵
Definiciones y clasificación de los valores de presión arterial (mmHg)

Categoría	PAS		PAD
Óptima	< 120	y	< 80
Normal	120-129	y/o	80-84
Normal alta	130-139	y/o	85-89
Hipertensión de grado 1	140-159	y/o	90-99
Hipertensión de grado 2	160-179	y/o	100-109
Hipertensión de grado 3	≥ 180	y/o	≥ 110
Hipertensión sistólica aislada	≥ 140	y	≤ 90

PAD: presión arterial diastólica; PAS: presión arterial sistólica. El grado de la hipertensión sistólica aislada debe ser calificado (1, 2, 3) en función de los valores de presión arterial sistólica de los límites indicados, siempre que los valores diastólicos sean < 90 mmHg. Los grados 1, 2 y 3 corresponden a la clasificación de hipertensión leve, moderada y grave, respectivamente. Estos términos se han omitido ahora para evitar confusiones con la cuantificación del riesgo cardiovascular total.

Según la repercusión visceral: Se focaliza de manera más selectiva sobre cuatro elementos principales: corazón y sistema arterial, cerebro, riñón, y fondo de ojo.

- **ESTADÍO I.** Sin signos aparentes de repercusión visceral.
- **ESTADÍO II.** Debe estar presente alguno de los siguientes signos:

¹⁴ Erick, Donald, Smith Michael, Wright Jackson, Secretos de la Hipertensión arterial, Ed. Elsevier España ISBN: 9788481746907, Páginas: 176, Año publicación: 2003.

¹⁵ Guía Europea 2007 Rev Esp Cardiol.2007;60(9):968.e1-e94.

- Hipertrofia ventricular izquierda
- Retinopatía grado II
- Proteinuria y/o aumento de creatinina plasmática
- **ESTADÍO III.** Aparecen signos y síntomas de afectación visceral severa:
 - Insuficiencia cardíaca o coronaria.
 - Encefalopatía. ACVA.
 - Hemorragia retiniana. Papiledema.
 - Insuficiencia renal manifiesta.
 - Causas comunes de hipertensión arterial secundaria.
 - Según el punto de vista etiológico.
 - Enfermedad vasculorrenal (arteriosclerosis, displasia, retención hidrosalina).
 - Enfermedad renal parenquimatosa (glomerulonefritis, pielonefritis, traumas, nefrocalcinosis, etc.).
 - Aldosteronismo primario (adenoma, hiperplasia adrenal).
 - Síndrome de Cushing (adenoma pituitario, tumores productores de ACTH).
 - Feocromocitoma (HTA paroxística por liberación súbita de noradrenalina).
 - Coartación de aorta (ausencia de pulsos femorales y soplo sistólico eyectivo irradiado a espalda).
 - Acromegalia (adenoma pituitario productor de hormona del crecimiento, inductor de aumentos de insulina circulante).
 - Hiperparatiroidismo primario (adenoma o carcinoma, hipercalcemia, nefrocalcinosis).
 - Disfunción tiroidea (hipo e hipertiroidismo).
 - Toxemia del embarazo (eclampsia y preeclampsia).
 - Policitemia vera y otras poliglobulias.
 - Fármacos (corticoides, AINE, antidepresivos tricíclicos, descongestionantes nasales,

- inhibidores de la MAO, anticonceptivos hormonales, terapia estrogénica, ciclosporina, cocaína, etc.).
- Otras situaciones (porfiria aguda, hipertensión intracraneal neuropatías periféricas, determinadas enfermedades autoinmunes, esclerodermia sistémica progresiva, alergias, etc.).
- Otros agentes (regaliz, plomo, cadmio).

1.8.4 Epidemiología.

La hipertensión arterial primaria o esencial es un problema de salud pública de primer orden en todo el planeta, pues constituye un importante factor de riesgo cardiovascular y está asociada una mayor probabilidad de eventos cerebrovasculares y lesiones isquémicas del miocardio. Según diversos estudios de vigilancia epidemiológica realizados en Estados Unidos y distintas naciones europeas, hasta una cuarta parte de la población adulta sufre de hipertensión arterial y a pesar de las distintas opciones terapéuticas disponibles en la actualidad, de comprobada eficacia y seguridad, es preocupante que menos de 55% de los individuos hipertensos no recibe tratamiento alguno y el porcentaje de pacientes con cifras tensionales controladas mediante el tratamiento no supera el 45% de acuerdo con los datos publicados.¹⁶

En Colombia, según las últimas estadísticas de la Organización Panamericana de la Salud, la prevalencia de la hipertensión entre la población mayor de 15 años es de 12,6% y esta enfermedad constituye el primer factor de riesgo de enfermedades cardiovasculares, las cuales son la segunda causa de muerte en hombres y mujeres mayores de 45 años. Es más, la mortalidad de índole cardiovascular en Colombia alcanza una cifra de 176 por 100.000 habitantes.

A medida que se descubren nuevos aspectos de la biología de la presión arterial y su regulación, e ingresan los conocimientos de la genética, las nuevas modalidades diagnósticas de imágenes y de laboratorio, surgen nuevas preguntas. Más que descifrar la naturaleza de la hipertensión, el estado actual del conocimiento en esta área, permite considerar que se está en el inicio de una nueva etapa llena de innovadores aspectos en la

¹⁶ Oparil S, Calhoun DA. High Blood pressure. En: Dale DC, Federman DD eds. Scientific American Medicine. New York: Healthon; 2000; 3-15.

clasificación de este trastorno, la cual conducirá a una nueva fisiopatología y terapéutica¹⁷.

A partir de estos hallazgos, la definición de la hipertensión cambiará. Los desalentadores resultados acerca de poligenes asociados o causales en hipertensión esencial, han llevado a la genética molecular a considerar que con la actual definición de hipertensión basada sólo en cifras (la definición epidemiológica) encontrar genes causales será muy difícil e impedirá una nueva definición¹⁸. Debe partirse del hecho que la cifra de presión arterial es el resultado de la convergencia de múltiples factores biológicos o de presiones ambientales convertidos en milímetros de mercurio.

Una nueva definición de hipertensión la consideraría como un trastorno en los sistemas de regulación integrados de la presión arterial, modulados por factores genéticos y ambientales en forma bidireccional. Esta nueva definición requiere, además, considerar la hipertensión como una elevación crónica de la presión arterial resultado de factores hemodinámicos, respaldados por mecanismos macrofisiológicos tales como: estado de volumen circulante, resistencia periférica total, distensibilidad arterial, control autonómico y actividad hormonal (angiotensina II, aldosterona, catecolaminas, insulina, cortisol, etc.); estos mecanismos a su vez, están sujetos a regulación por factores genéticos y ambientales.

La hipertensión como enfermedad compleja se considera diferente al acercamiento a la hipertensión como factor de riesgo de importancia epidemiológica, basado en su control no farmacológico al acercamiento a la «disección» de la presión arterial como rasgo biológico.

Cada vez se acepta más la complejidad del fenotipo hipertensivo, fundamentado en un trastorno en la regulación de la presión arterial¹⁹. Desde un ángulo conceptual esto nos sustrae del reduccionismo biológico porque la regulación de la presión arterial es sistémica y jerárquica; es una confluencia de la acción de los diversos sistemas de control en forma sistémica. Ni el riñón, el corazón, los vasos y el cerebro son la causa única de hipertensión y resulta menos probable que lo sean otros componentes más celulares o subcelulares. La importancia del ambiente

17 La hipertensión en el Siglo XXI: los grandes cambios que nos esperan, Rev. Col. Cardiol. vol.14 no.4. Bogotá, Julio/Agosto. 2007.

18 Williams SS. Advances in genetic hypertension. Curr Opin Pediatr Apr 2007; 19 (2): 192-198.

19 Loscalzo J, Kohane I, Barabasi AL. Human disease classification in the postgenomic era: a complex systems approach to human pathobiology. Mol Syst Biol 2007; 3: 124.

es cada vez mayor y la presión que ejerce sobre la incidencia de esta patología, es grande.

La hipertensión ni es esencial (sin causa) ni es inevitable en el 75% de la población. En los países desarrollados las causas predominantes de elevación de la presión arterial parecen ser el exceso de grasa corporal, el consumo frecuente de alcohol, otros factores dietarios y de comportamiento y la inactividad física.

En ausencia de algunas de estas «causas» la media de presión de la población permanece baja y la prevalencia de presiones muy altas se reduce independiente de la predisposición genética a la hipertensión o los factores estresantes y una alta ingestión de sal²⁰. En sujetos de 20 a 45 años, los cambios adecuados en dieta, consumo de alcohol y actividad física pueden producir una caída en la presión sistólica media de 10 a 20 mmHg con una reducción del 80% en la prevalencia de la llamada hipertensión esencial²¹. En esos términos, el contexto ambiental es determinante y puede considerarse como causal de hipertensión.

1.8.4.1 COMPLICACIONES DE HTA

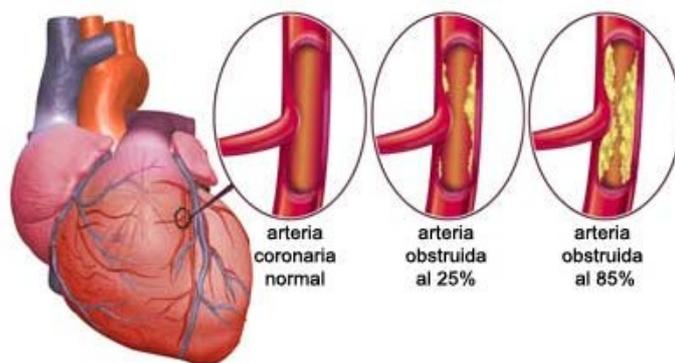
En la

Ilustración 13, se hace referencia a la apariencia de las distintas patologías cardiacas, en la comparación entre un corazón normal y otro afectado por cardiomiopatía.

²⁰ Weder AB, Schork NJ. Adaptation, allometry, and hypertension. *Hypertension* 1994; 24 (2): 145-156.

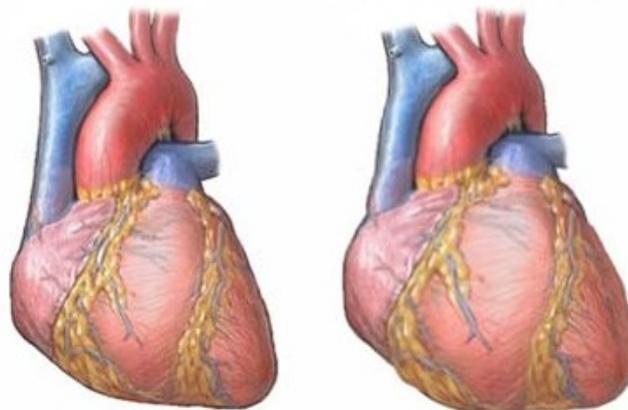
²¹ Beilin LJ. Hypertension research in the 21st. century: where is the gold? *J Hypertens* 2004; 22 (12): 2243-2251.

Ilustración 13 Patologías cardiacas



Corazón normal

Corazón agrandado debido a la cardiomiopatía



Fuente: <http://www.clinicasprivadas.net/cardiologia/hipertension-y-patologias-cardiacas.php>(Consultado en noviembre 2010)

Tabla 2 Efectos de la HTA sobre los órganos

Efectos sobre órganos producidos por la hipertensión arterial sistémica	
Efectos	Clase de efectos
Efectos sobre el corazón	Hipertrofia ventricular izquierda, angina de pecho o infarto miocárdico, por enfermedad coronaria, insuficiencia cardíaca.
Efectos neurológicos	Retinopatía hipertensiva, sistema nervioso central (infarto cerebral, hemorragia cerebral, disfunción del SNC), encefalopatía hipertensiva.
Efectos renales	Arteriosclerosis arterial aferente y eferente, lesión glomerular.
Efectos vasculares periféricos	Enfermedad vascular de miembros inferiores.
Efectos sobre el endotelio	Enfermedad hipertensiva por disfunción endotelial.
Efectos sobre la función sexual	Disfunción eréctil.

Tabla modificada del libro *Cardiología 1999*, pág. 379.

Fuente: Rozo, Ricardo U. Archiardrdj, Roberto. Suarez, Alberto. Pineda, Mauricio. Verano, Rodolfo. Vélez, Sebastián. *Hipertensión arterial*. Tomo 1. Centro editorial javeriano.

1.9 HIPOTENSION ARTERIAL.²²

Se define como la presión arterial demasiado baja que produce síntomas como vértigo y shock.

En términos de la PA, esta debe ser lo suficientemente alta como para desempeñar la función de oxigenar y nutrir las células del organismo y hacer el intercambio en ellas de sustancias de desechos. Sin embargo, si la PA es muy alta, puede haber rupturas en vasos sanguíneos y causar traumatismos a nivel cerebral u otras complicaciones. Si entonces, es demasiado baja, esta función vital de oxigenar el organismo y nutrirlo es insuficiente.

La cantidad de sangre bombeada puede disminuir si el corazón late más lentamente o sus contracciones son débiles, como sucede después de un ataque al corazón (infarto de miocardio). Un latido muy rápido, así como muchos otros tipos de arritmias, pueden reducir la eficacia de bombeo del corazón y el volumen de expulsión.

²² Guyton, Arthur C, Hall, John E. *Fisiología Médica*, Ed. Elsevier, España, 2006.

Si los vasos sanguíneos se ensanchan y se reduce la presión arterial, el organismo envía la información al corazón por medio del cerebro para que se aumenten de una manera inmediata la frecuencia de las pulsaciones, para aumentar el flujo de sangre. Pero si tenemos una pérdida de sangre rápidamente, los mecanismos de compensación son insuficientes y la presión disminuye.

La hipotensión arterial puede ser el resultado de un mal funcionamiento en los mecanismos que mantienen la presión arterial.

1.9.1 Hipotensión Ortostática.

La hipotensión Ortostática es una reducción excesiva de la presión arterial al adoptar la posición vertical, lo que provoca una disminución del flujo sanguíneo al cerebro y el consiguiente desmayo.

La hipotensión Ortostática no es una enfermedad específica, sino una incapacidad de regular la presión arterial rápidamente. Puede deberse a diversas causas. Cuando una persona se levanta bruscamente, la gravedad hace que una parte de la sangre se deposite en las venas de las piernas y en la parte inferior del cuerpo. La acumulación reduce la cantidad de sangre que vuelve al corazón y, por tanto, la cantidad bombeada. La consecuencia de ello es un descenso de la presión arterial. Ante esta situación, el organismo responde rápidamente: el corazón late con más rapidez, las contracciones son más fuertes, los vasos sanguíneos se contraen y se reduce su capacidad. Cuando estas reacciones compensadoras fallan o son lentas, se produce este tipo de hipotensión.

Los episodios de hipotensión Ortostática, habitualmente, se producen por efectos secundarios de los fármacos, sobre todo los que se administran para combatir problemas cardiovasculares y, en especial, en los ancianos.

1.10 A MODO DE COLOFÓN

El sistema cardiovascular es diferente del cuerpo como un todo, pero a su vez es parte definitiva de él, es la forma como una estructura molecular en las membranas y sus variaciones cualitativas químicas generan dos cambios cuantitativos, uno de ellos en los pulsos eléctricos del corazón,

que a su vez llevan a un cambio cuantitativo en el flujo sanguíneo generando de esta forma una variación en el nivel de presión (hiper o hipo) del flujo que circulará por el cuerpo. Viéndose así un buen ejemplo de conversión de lo cualitativo en cuantitativo.

Se debe reconocer así, que desde hace más de 150 años las modernas ciencias naturales se han visto obligadas a tomar de la filosofía la tesis de la indestructibilidad del movimiento.

Siendo el sistema circulatorio y la presión arterial, producto de las variaciones químicas intracelulares en las membranas del corazón y las variaciones del funcionamiento y la composición de el mismo, las arterias, los riñones u otros a causa de los estilos de vida impuestos por el medio y ya mencionados ejemplos de que esos movimientos no se reducen a la concepción del materialismo mecanicista y mucho menos a su vulgarización, sino que en este caso es el de la disociación y combinación químicas, la vida y por supuesto la conciencia del ser humano.

La indestructibilidad del movimiento debe concebirse como aquel que en el ser humano presenta la posibilidad de transformarse bajo condiciones adecuadas, es por esto que se puede dar el control de la HTA, cuando se cambian los hábitos mencionados.

Sin embargo y justificando que en el primer párrafo, no se mencionaron otros órganos, es importante reconocer que el problema principal de las patologías en la PA, obedece principalmente a factores exógenos al mismo cuerpo pero que en su dependencia mutua lo afecta internamente, se está hablando de una sociedad, en parte descompuesta que ofrece y presiona a las personas a la implementación de hábitos de diversión (alcohol, drogas,etc), alimentación (comida con altos niveles de grasa), sedentarismo y estrés, que resultan en altos niveles de TA.

2 ASPECTOS FÍSICOS DE LA PRESIÓN ARTERIAL

La comprensión de la presión arterial, trasciende los aspectos puramente médicos, hasta ubicarse en el campo de la física de fluidos.

Este capítulo pretende ubicar al estudiante en los temas de mayor relevancia como es la tensión superficial, la capilaridad, la ósmosis y otros que parten de considerar el fluido como la sangre en su desempeño dentro del cuerpo humano, a la vez que por esa misma condición puede jugar el papel descrito desde lo médico en el capítulo anterior.

2.1 TENSION SUPERFICIAL.

En términos físicos se puede definir el concepto de tensión superficial como un proceso en el cual la superficie de un medio líquido se comporta como una laminilla delgada elástica, o en otras palabras, como una membrana a tensión. La tensión superficial se presenta debido a la interacción entre las fuerzas de cohesión y el medio.

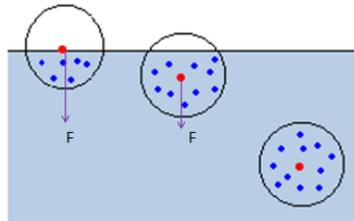
La tensión superficial está asociada a la cantidad de energía necesaria para aumentar su superficie por unidad de área.

Si las moléculas se encuentran en la superficie, exhiben un nivel de energía mayor que otras presentes en el interior, su movimiento produce un comportamiento del sistema, tendiente a reducir la energía total, explicaría entonces, la tendencia a la contracción formando una tensión en dicha superficie, que genera una ocupación menor del área, describiendo la energía de la superficie como la cantidad de trabajo a presión y temperatura constante, en su comportamiento sobre la misma.

La variación de la energía sólo es considerable si puede provocarse una deformación que obedece al comportamiento de las fuerzas de cohesión, que trata de visualizarse gracias al movimiento de las moléculas en el interior de las superficies.

La tensión superficial depende tanto del medio, como de las características del líquido y de la temperatura. Al hablar de la temperatura es necesario considerar que la tensión superficial disminuye al aumentar la agitación térmica, ya que las fuerzas de cohesión disminuyen.

Ilustración 14 Tensión superficial



Fuente: Elaboración Propia

En la Ilustración 14; **Error! No se encuentra el origen de la referencia.**, se aprecia una molécula que se encuentra muy cercana a la superficie, experimentando una fuerza neta con magnitud y dirección hacia el interior del líquido. Posteriormente, se considera como esta molécula queda sometida a una fuerza resultante cuya dirección apunta hacia el interior del líquido, pero de menor magnitud que la observada anteriormente.

Finalmente, se observa una molécula que se encuentra en el interior del líquido, alejada de la superficie libre, encontrándose en diferentes instantes interactuando con las demás moléculas que la rodean, siendo afectadas por unas fuerzas de atracción, como se considera que el líquido se encuentra en equilibrio, el valor neto de las fuerzas es cero.

En una superficie libre o superficie de contacto entre los dos fluidos, se puede determinar este concepto: como la cantidad de energía suficiente para conservar un número establecido de moléculas en un elemento de área, al expresarse de la siguiente forma:

$$\sigma = \frac{dE}{dA} = \frac{dF}{dL}$$

Ecuación 1 Definición de Tensión Superficial

Donde $\frac{dE}{dA}$ es la derivada de la energía con relación al área, significa esto que cualquier variación de la energía se relaciona con la variación del área, equivalente a decir que cualquier variación de la fuerza se relaciona con la variación de la longitud, $\frac{dF}{dL}$ estableciéndose una relación recíproca entre el área del líquido en cuestión y la fuerza que soporta.

Cualquier alteración en la propiedad inherente a la interface, puede producir los siguientes fenómenos.

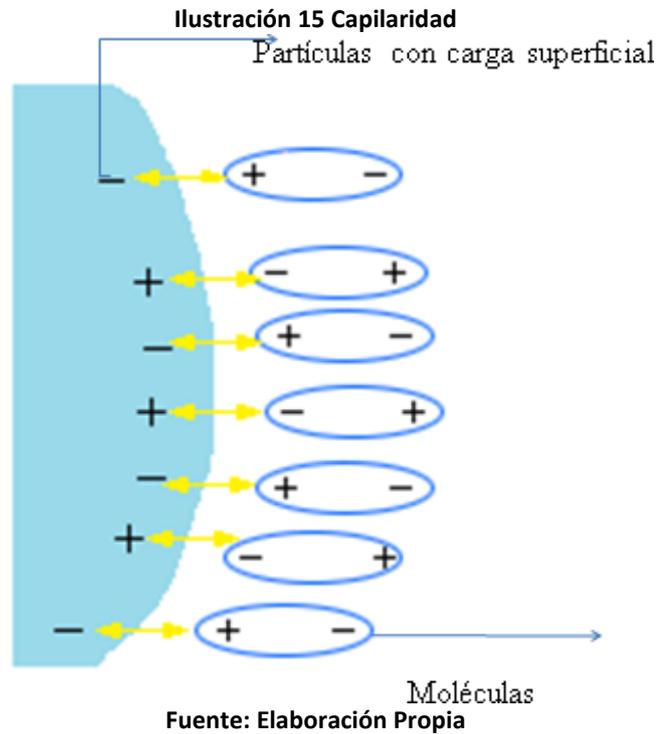
- Interacción con una pared sólida.
- Flotación de objetos.
- Formación de gotas.
- Evaporación superficial.

Para todos ellos existe en común que la interacción de la superficie del líquido con un cuerpo o factor exógeno que genera una acción y reacción y no una entrada sin resistencia de él al interior del líquido.

Se verifica en parte lo que algunos autores han denominado identidad de contrarios, es decir la existencia de moléculas de mayor energía con otras de menor energía en el mismo líquido o la relación entre el área y la energía, lo que es lo mismo entre la longitud y la fuerza, todos estos fenómenos unidos en la constitución del mismo líquido y su tensión superficial.

2.1.1 Capilaridad

Es una propiedad de una superficie que interactúa con un líquido, se produce cuando la fuerza de atracción generada por las moléculas que interactúan entre el líquido y la superficie, son mayores que las fuerzas de cohesión del mismo líquido. . Véase Ilustración 15



Se puede considerar que la cohesión entre las moléculas es menor a la adhesión del líquido con el material del tubo, cuando se presenta el fenómeno que el líquido sube por el tubo capilar, dicho fenómeno se presenta hasta que la tensión superficial es compensada por el peso del líquido que llena el tubo.

Sin embargo, si se observa que el líquido desciende a un nivel inferior debido a la tensión superficial, es porque la cohesión entre las partículas del líquido es mayor que la adhesión al capilar, como por ejemplo en el caso del mercurio.



Se presenta un menisco convexo cuando las fuerzas cohesivas son mayores a las adhesivas, este fenómeno ocurre para el mercurio una vez está contenido en el vidrio.

El menisco es cóncavo cuando se observan fuerzas adhesivas mayores que las fuerzas cohesivas, suponiendo este fenómeno para tubos capilares de materiales como el vidrio y en líquidos como el agua.

Una vez más se verifica la existencia de un tipo de materia específico y su estrecha relación con el movimiento que genera y que a su vez es generada por él.

2.2 DIFUSION

Es un proceso físico, de condición irreversible, presente cuando las partículas que están ubicadas en un lugar de alta concentración migran a uno de baja concentración. Se puede definir como el flujo neto en un momento aleatorio.

También puede conceptualizarse como el paso de las partículas de un lugar de mayor energía cinética a otro de menor energía teniendo en cuenta las consideraciones térmicas presentes en dichas ocasiones. Ecuación 2.

Como se da un desplazamiento en las partículas, estas chocan entre sí dentro de cada uno de los medios, generando que se aprecie que cuanto menor sea la concentración en el fluido mayor puede ser su desplazamiento antes de chocar con otra de sus mismas características. Con este proceso lo que se busca es asemejar las concentraciones de las diferentes partículas.

Este fenómeno de desplazamiento de las partículas en función de un gradiente de concentración es lo que se conoce como difusión.

$$D = \frac{KT}{6\pi\mu r}$$

Ecuación 2 Definición de Difusión

$K = \frac{M_A P_T}{RT \rho_A} \ln \frac{P_T - P_A}{P_T}$; Constante de difusión Molecular; P_T (Presión total); M_A (Masa molecular); P_A (Presión de vapor); R (Constante de los gases); ρ (Densidad).

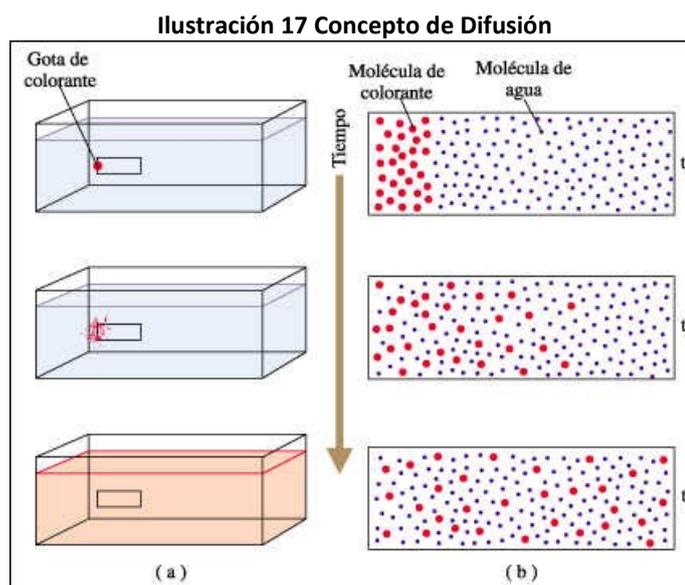
μ : Constante para un fluido no newtoniano; T : Temperatura ($^{\circ}K$).

El gradiente de concentración es una de las variables determinantes en el estudio del fenómeno de difusión, puede también establecerse que para mantener dicho gradiente es de vital importancia suministrar energía, de allí que determinemos el gradiente de concentración en términos de concentración interna (C_i) y externa (C_e) Ecuación 3:

$$\Delta G = -RT \ln \frac{C_i}{C_e}$$

Ecuación 3 Difusion-Gradiente de concentración

No se puede concebir la variación y dirección de la variación de la concentración, sin tomar en cuenta el líquido como un todo que es afectado por la temperatura, la constante de los gases R.

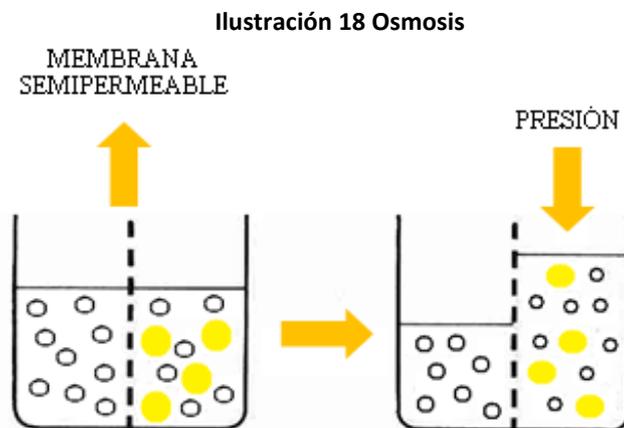


Fuente: Elaboración Propia

Nótese que la Ilustración 17, como las moléculas demarcadas de color rojo pertenecientes al colorante se difunden en dirección hacia la derecha, mientras que las azules, que representan el agua se difunden hacia la izquierda, obteniendo como resultado final una distribución uniforme en los diferentes tipos de moléculas.

2.3 OSMOSIS.

Se conoce como un tipo de difusión en el cual consideramos al agua como solvente que se mueve a través de la membrana. Es el proceso físico-químico en el cual se considera el paso de las moléculas disueltas y no de las moléculas de solventes, entre varias disoluciones que exhiban diferentes concentraciones que están separadas por una membrana semipermeable. Como se considera que se hace un transporte pasivo, la función del fenómeno es garantizar la hidratación de la membrana celular, pero sin demandar un gasto energético. . En la Ilustración 18 se aprecia la definición de osmosis. Ilustración 53 Esquema aspectos físicos de la PA - .



En los seres vivos se puede apreciar el fenómeno de osmosis cuando se considera la diferencia de concentración a nivel intracelular y extracelular de las sales, siendo la membrana semipermeable la que imposibilita un libre intercambio de dichas sales, caso que no ocurre con el agua, puesto que ésta mantiene un movimiento continuo a través de los diferentes medios.

2.4 PRESION OSMÓTICA

Es la presión hidrostática que se debe aplicar en la solución que está separada del solvente por la membrana semipermeable para evitar que se presente el fenómeno de osmosis.

$$C_0 = CRT$$

Ecuación 4 Definición Presión Osmótica

C=Concentración (mol/lit)
R=0,082 lit atm K
T=t °C +273 °K

2.5 PRESIÓN DESDE LA FÍSICA.

El estado de un fluido es descrito por las variables físicas que hacen referencia a la velocidad y a la presión. Ilustración 54 Esquema aspectos físicos de la PA - definición del concepto de presión.

Cuando se ejerce una fuerza sobre un cuerpo deformable, los efectos que provoca dependen no sólo de su intensidad, sino también de cómo esté repartida sobre la superficie del cuerpo. La presión puede definirse como la proporción existente entre la fuerza normal y la superficie en la cual actúa dicha fuerza. Ecuación 5.

$$p = \frac{F}{A}$$

Ecuación 5 Definición Física de la Presión

Donde, F es la fuerza normal y A es la superficie en la cual va aplicada dicha fuerza.

Si consideramos un medio continuo, la fuerza normal por unidad de área en el límite de área en un punto. Ecuación 6:

$$p = \lim_{dA \rightarrow 0} \frac{dF_n}{dA}$$

Ecuación 6 Definición de la presión en un medio continuo.

De aquí podemos considerar lo siguiente, Ecuación 7:

$$F = \int_A p dA$$

Ecuación 7 Definición de Presión

Cuanto mayor sea la fuerza que actúa sobre la superficie, mayor será la presión; y cuanto menor sea la superficie, mayor será la presión resultante.

El concepto de presión es muy general y por ello puede emplearse siempre que exista una fuerza actuando sobre una superficie. Sin embargo, su empleo resulta especialmente útil cuando el cuerpo o sistema sobre el que se ejercen las fuerzas es deformable. Los fluidos no tienen forma propia y constituyen el principal ejemplo de aquellos casos en los que es más adecuado utilizar el concepto de presión que el de fuerza.

Cuando un fluido está contenido en un recipiente, ejerce una fuerza sobre sus paredes y, por tanto, puede hablarse también de presión. Si el fluido está en equilibrio las fuerzas sobre las paredes son perpendiculares a cada porción de superficie del recipiente, ya que de no serlo existirían componentes paralelas que provocarían el desplazamiento de la masa de fluido en contra de la hipótesis de equilibrio.

La orientación de la superficie determina la dirección de la fuerza de presión, por lo que el cociente de ambas, que es precisamente la presión, resulta independiente de la dirección; se trata entonces de una magnitud escalar.

Pero si consideramos un fluido en movimiento, su descripción depende de varios tipos de fuerzas que afectan al sistema, tales como: fuerza de fricción que se relaciona ampliamente con la viscosidad, que disminuye con el movimiento; la fuerza inercial, que relaciona la variación de la velocidad dependiente de la aceleración, y por último, se consideran las fuerzas externas, que hacen referencia a las membranas elásticas o cualquier otra fuente.

Cuando se consideran para el análisis fuerzas como la fricción y la inercial, se relacionan en el número de Reynolds, que identifica el comportamiento del fluido en movimiento, expresado de la siguiente manera (Ecuación de Navier-Stokes):

$$Re \left[\frac{\partial u}{\partial t} + (u \cdot \nabla) u \right] = -\nabla p + \Delta u + f$$

$$-\nabla p + \Delta u + f = 0$$

Ecuación 8 Ecuación de Navier-Stokes

Donde:

Re: Número de Reynolds

p: presión

f: Fuerza de la membrana sobre el fluido

u: Velocidad del fluido

Al despreciar el número de Reynolds, por ser despreciable la ecuación anterior se simplifica, llegando a la ecuación de Stokes.

Debido a las características físicas que posee un fluido como la sangre, considerado incompresible, la ecuación de Stokes se puede simplificar, obteniendo lo siguiente:

$$\square \cdot \mathbf{u} = 0$$

Ecuación 9 Ecuación de Stokes

De las ecuaciones anteriores, se pueden resolver en términos de la presión que solo dependen del tiempo y de la posición de la membrana.

2.6 LEY DE POISEUILLE.²³

Al considerar fluidos reales, que tienen propiedades que les permiten ser compresibles o incompresibles, que se mueven por un conducto, tenemos en cuenta que se presenta una pérdida de energía mecánica que depende del caudal a causa de la viscosidad, representado en el coeficiente de la viscosidad η , la geometría del conducto o del medio y del régimen de flujo.

Para calcular la relación entre la pérdida energética con el caudal, el coeficiente de viscosidad y las dimensiones del conducto en condiciones de flujo laminar se hace necesario el estudio de la Ley de Poiseuille. Se demuestra entonces, que el caudal Q se relaciona con la diferencia de presión en las partes extremas del conducto, la longitud L y su diámetro D .

La expresión para sintetizar dicho comportamiento está definida de la siguiente manera, Ecuación 10:

$$Q = K\Delta P D^4/L$$

Ecuación 10 Definición Ley de Poiseuille

De la experimentación con la expresión anterior se puede concluir, que la constante k disminuye con la temperatura, pero es independiente de los otros parámetros como: la longitud del conducto, el caudal y del radio del mismo.

²³ Koehler, K.R. Law of Pouseuille. College Physics for Students of Biology and Chemistry.1996.

En la actualidad la expresión que generaliza la Ley de Poiseuille, incluye la viscosidad como factor independiente, Ecuación 11:

$$Q = \Delta P \pi r^4 / (8L\eta)$$

Ecuación 11 Expresion de Ley de Poiseuille incluyendo la viscosidad

Al considerar la diferencia de presión en los extremos del conducto, representa entonces que el flujo viscoso es disipativo, por tal razón no hay conservación de energía cinética en el sistema, lo que hace que la ley de Poiseuille se pueda expresar en función de la constancia del caudal, de la viscosidad del líquido, del radio del conducto, supone además, el flujo laminar y un frente de avance parabólico, así, Ecuación 12:

$$\Delta P = Q8L\eta / (\pi r^4)$$

Ecuación 12 Diferencia de presión en funcion de la constancia del caudal.

La ley de Poiseuille determina una proporcionalidad entre el caudal en un conducto y la diferencia de presión entre los extremos de éste, pudiéndose establecer la Conductancia G del tubo, de la siguiente forma, Ecuación 13:

$$Q = \Delta P G \quad G = \pi r^4 / (8L\eta)$$

Ecuación 13 Ley de Poiseuille- proporcionalidad entre el caudal en un conducto.

La resistencia se puede establecer como la inversa de la conductancia, entonces, Ecuación 14:

$$R = 8L\eta / \pi r^4$$

Ecuación 14 Ley de Poiseuille-Expresion de la Resistencia.

La ley de Poiseuille se expresa en términos de la resistencia eléctrica, como, Ecuación 15:

$$Q = \Delta P / R$$

Ecuación 15 Ley de Poiseuille en terminos de la resistencia electrica.

Notándose, su analogía con la Ley de Ohm, en términos de la corriente eléctrica, Ecuación 16:

$$I = \Delta V / R$$

Ecuación 16 Definicion de la Ley de Ohm

Donde la resistencia para la Ley de Ohm está descrita en términos de la diferencia de potencial y la corriente; mientras, para la Ley de Poiseuille se define como la relación entre la diferencia de presiones y el caudal.

2.7 LEY DE POISEUILLE EN EL APARATO CIRCULATORIO.²⁴²⁵

En la hemodinámica es de vital importancia el estudio de la relación existente entre el caudal y la presión perfusión²⁶, sin dejar de considerar las condiciones que deben cumplirse para que la ley de Poiseuille pueda aplicarse de forma exacta, teniendo en cuenta que la forma en la cual fue teorizada, corresponden a parámetros en un entorno diferente a los existentes para el estudio de sistemas biológicos. Dichas condiciones son las siguientes: Fluido Newtoniano, Flujo laminar, Ausencia de deslizamiento del fluido en las paredes, Régimen estacionario, Forma cilíndrica del conductor (Sección circular, Paredes paralelas y ausencia de colaterales) y paredes rígidas.

2.8 DEFINICIÓN GENERAL DE FLUIDO.

En un sistema como el circulatorio, ninguna de estas condiciones se cumple de manera estricta, por lo que se opta por determinar aspectos como la desviación del comportamiento de la sangre, el régimen del flujo, la estructura de las paredes y la geometría de los vasos sanguíneos.

2.8.1 Fluido newtoniano.

La ley de Poiseuille hace referencia a las características propias de un fluido, el cual posee una viscosidad que es susceptible de variación con la temperatura. Al considerar la sangre como un fluido que está constituido por diferentes partículas en suspensión, elementos formes y plasma, se puede apreciar las dos condiciones: Fluido Newtoniano en la circulación general, y debido a su complejidad como Fluido no Newtoniano en la que se presenta en la microcirculación (flujo lento o vasos pequeños).

²⁴ Badeer, H.S. Hemodynamics for medical students. *Advances in Physiology Education*.2001.

²⁵ Belloni, F.L. Teaching the principles of hemodynamics. *Advances in Physiology Education* 22: S187-S202, 1999.

²⁶ Presión de perfusión: Es la diferencia de presión del reservorio al nivel de la boca del tubo y la presión en la desembocadura.

2.8.2 Flujo laminar.

Puede considerarse que se presenta cuando se tienen condiciones normales de flujo sanguíneo, entonces, puede hablarse de los vasos venosos y vasos arteriales.

Puede presentarse en condiciones anormales flujo turbulento en arterias como la aorta o en la pulmonar, aneurismas y válvulas cardíacas.

2.8.3 Fluido en contacto con la pared en ausencia de deslizamiento

Al tenerse una capa líquida en la adyacencia de la pared de los vasos, considerando su inmovilidad, se cumple una de las condiciones exigida por la Ley de Poiseuille.

2.8.4 Flujo estacionario.

Hace referencia a que la velocidad del fluido debe permanecer constante, pero en el sistema circulatorio esta condición es difícil de percibir debido al flujo pulsátil, entonces, con esta condición introduce un porcentaje de error en los cálculos de caudales basados en la presión media.

Para las otras condiciones que definen la Ley de Poiseuille, no se cumplen dentro del sistema circulatorio, aunque limitan su aplicabilidad no la invalidan totalmente.

En conclusión, se puede afirmar que la ley de Poiseuille hace una representación en su comportamiento lineal de la diferencia existente entre la presión y caudal. El sistema vascular está conformado por vasos que son distensibles, es decir, se presentan cambios en su presión dependiendo del radio que se tenga, a esta presión se conoce como presión transmural, dicha presión no es más que la diferencia entre la presión existente en el interior del vaso y la presión en el exterior del mismo.

La presión transmural se expresa así, Ecuación 17:

$$P_t = P_i - P_e$$

Ecuación 17 Definición de la Presión Transmural.

Según la ley de Poiseuille, se presenta un gradiente de presión, debido a la consideración de la presión en el exterior como constante y considerándose solo la variación de la presión transmural dependiendo de la presión en el interior.

Para todo el sistema se debe resaltar que la existencia de la presión interior sólo existe por la presencia de la exterior, y para el caso del cuerpo humano, esto se traduce en un delicado balance, producto de los contrarios que caracterizan la circulación interior de la sangre en las venas y por supuesto el corazón (como se expresó en el capítulo 1) y la fuerza exterior a las venas producto de todo el tejido muscular sobre el que existen y que a su vez irrigan.

2.9 MODELO BALÍSTICO DEL CORAZÓN.

2.9.1 El Corazón Bomba de Succión

Hasta la fecha de propuesta del modelo que se discutirá a continuación, donde la presión juega un papel importante en el funcionamiento del corazón, el modelo aceptado por la comunidad científica era el de Frank - Starling²⁷ cuya tesis establecía que la energía transmitida a la sangre por la contracción del ventrículo es proporcional a la longitud que alcanzan las fibras musculares ventriculares al final de la sístole anterior, esto independiente de cualquier control nerviosos u hormonal. Ilustración 55 Esquemas aspectos físicos de la PA - modelo balístico del corazón.

Este modelo fuertemente aceptado tiene mucho de lógico, dado que la presión en un medio se ve afectado por longitud del mismo, de hecho, la siguiente ecuación:

$$Q = K\Delta PD^4/L$$

²⁷ Klabunde, R.E.. «Ch.4: Frank-Starling mechanism». Cardiovascular physiology concepts. Lippincott Williams & Wilkins. ISBN 0-7817-5030; Ernest Henry Starling (abril 17, 1866 a mayo 2, 1927) fue un Inglés fisiólogo . Ha trabajado principalmente en el University College de Londres , aunque también trabajó durante muchos años en Alemania y Francia.

Ecuación 10

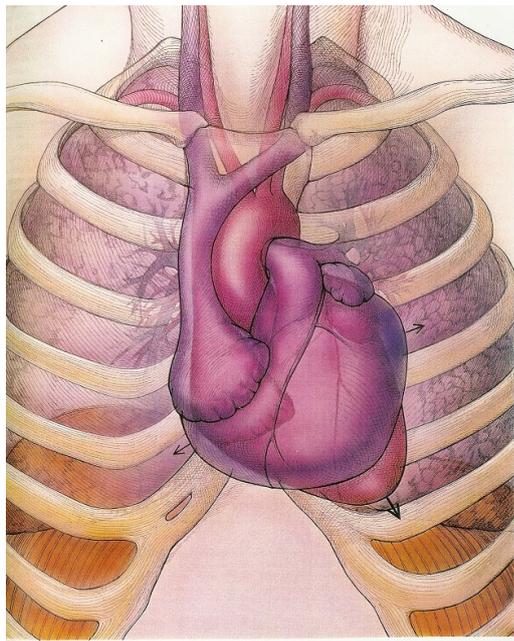
Ecuación 18 Relación entre la PA en un medio y la longitud del mismo

La Ecuación 18 muestra dicha relación, es comprensible entender la aceptación de dicho modelo, aunque quedan varias preguntas por resolver en un modelo que no atribuye a la energía gastada en la contracción, papel alguno en el llenado diastólico de los ventrículos.

Esta ley puede ser aplicada con mayor precisión al corazón deprimido, cuyo gasto cardiaco es bajo con elevadas presiones de llenado venoso.

Otra limitación de ese tradicional modelo, planteada por Robinson, Factor y Sonnenblick²⁸, es considerar que el mecanismo de llenado es relativamente estático y no refleja la interacción dinámica entre la sístole y la diástole, que se desprende del hecho de no hacer mediciones dinámicas en fluidos sanguíneos y de movimientos del corazón.

Ilustración 19 Acción de la Bomba Cardiaca



Fuente: “El corazón Bomba de Succión”. Revista Investigación y Ciencia. Edición en español de Scientific American. N. 119 año 1986. Pág. 51.

²⁸ Robinson Thomas F., Factor Stephen M., Sonnenblick Edmund H. “El corazón Bomba de Succión”. Revista Investigación y Ciencia. Edición en español de Scientific American. N. 119 año 1986, págs. 50-58.

Experimentos desarrollados²⁹ en el ventrículo izquierdo y otro en un segmento aislado de músculo cardiaco, apoya el análisis sobre tres aspectos relevantes de la ley de Frank - Starling.

- a) De la ley se deduce que el gasto cardiaco está determinado únicamente por la presión de llenado venoso del lado derecho del corazón, pues toda la sangre que llega al lado izquierdo debe primero haber sido impulsada a través de los pulmones por el lado derecho, y el volumen final (y por tanto la longitud de las fibras musculares) del ventrículo depende en su totalidad, en el modelo de Frank – Starling, de la presión de llenado. Es difícil entender que pequeños cambios en la presión de llenado auricular, controlen el llenado del corazón entero, teniendo en cuenta además que la postura corporal y la respiración provocan fluctuaciones muy elevadas de la presión.
- b) Durante la aceleración sistólica de la sangre hacia la cabeza, el corazón se aleja de ésta, de acuerdo con la ley de la conservación de la cantidad de movimiento. En la diástole posterior, el corazón retorna en dirección a la cabeza y los ventrículos toman la sangre que se ha introducido en las aurículas. Tales acontecimientos responden a fenómenos de inercia y retrocesos elásticos, no a presiones estáticas de llenado.
- c) Los corazones de los mamíferos persisten en su vaciado y llenado aun después de extirparlos y colocarlos en un recipiente con una solución tamponada; en estas condiciones, las presiones externas de llenado diastólico no pueden registrar variación alguna. Lo cual sugiere que la longitud que alcanzan las fibras musculares cardiacas no viene determinada sólo por la presión del llenado diastólico, y ésta no puede, por tanto, explicar totalmente el gasto del corazón.

Pero desde la Física de Fluidos, se pueden construir otras teorías como la desarrollaron Robinson, Factor y Sonnenblick, textualmente planteando “El volumen de equilibrio típico del corazón de perro grande, por ejemplo, oscila entre los 15 y 30 centímetros cúbicos. El volumen que alcanza al final de la diástole suele situarse entre 40 y 50 centímetros cúbicos. Si se expulsara aproximadamente un 60 por ciento de la sangre del ventrículo, el volumen ventricular al final de la sístole, sería de entre 16 y 20 centímetros cúbicos. El ventrículo, por tanto, tendería a expandirse, generando una presión negativa o succión, durante la fase inicial de la

²⁹ Yellin Edward L., de la facultad de Medicina Albert Einstein de la Universidad Yeshiva.

diástole. En cualquier corazón cuanto menor es el tamaño del órgano al final de la sístole, mayor es la succión”³⁰.

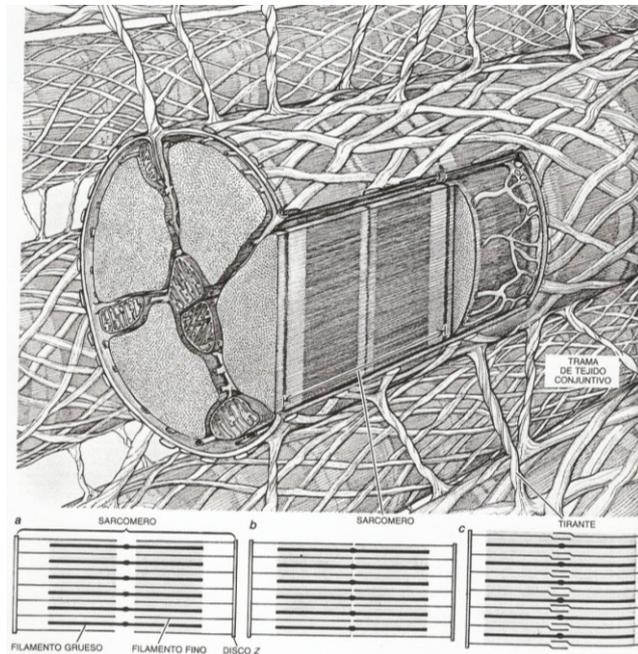
Continuando los autores con lo que posteriormente se podría denominar explicación balística del funcionamiento del corazón, plantean “esa fuerza restauradora observada en el conjunto del ventrículo izquierdo también la exhiben los segmentos aislados del músculo cardíaco, que espontáneamente adoptan la longitud de reposo “normal” después de toda contracción. Igual que el ventrículo izquierdo posee un volumen de equilibrio, también los segmentos lineales de músculo cardíaco presentan una longitud de equilibrio. Cuando se sumerge una tira de músculo en un baño de órganos con una solución tamponada y se somete a estiramiento, como si se tratara de una goma elástica, existe una longitud para la cual la tensión de reposo del segmento muscular viene a ser nula; si se estira más el segmento, la tensión de reposo aumenta exponencialmente. De aplicarse excitación a un músculo estirado hasta aproximadamente un 20 por ciento más de su longitud de equilibrio, genera una fuerza superior al doble de la que ejerce una fibra muscular que se excite en su longitud de equilibrio. A longitudes inferiores a la de equilibrio, el músculo permanece laxo cuando no se excita y, si se excita, antes de desarrollar fuerza alguna debe primero acortarse. Cuando se relaja, nuevamente se vuelve laxo: el retroceso vuelve a estirar el músculo.

¿Cómo se generan en el corazón y en el músculo cardíaco esos retrocesos elásticos y succiones?. Hemos encontrado factores que contribuyen a esas fuerzas en todos los niveles de la estructura del corazón, desde la anatomía macroscópica hasta la estructura microscópica del interior de las células musculares.

Una célula del músculo cardíaco, como cualquier célula de músculo esquelético, consta de una serie periódica de estructuras casi cilíndricas, denominadas sarcómeros, que se sitúan de una punta a otra a lo largo de la célula muscular (Véase Ilustración 20). Cada sarcómero está limitado por dos estructuras proteicas llamadas discos Z, situadas perpendicularmente al eje mayor de la célula. De cada disco Z se extienden hacia ambos extremos de la célula gran número de tenues filamentos de la proteína actina. La mitad de esofilamentos penetran en los sarcómeros limitados por el disco Z. Los filamentos que se proyectan desde uno de los discos Z que delimita un sarcómero no suelen prolongarse lo suficiente para tocar o solaparse con los que surgen del disco Z del otro extremo.

³⁰ Robinson Thomas F., Factor Stephen M., Sonnenblick Edmund H. El Corazón, bomba de succión. Revista Investigación y ciencia. ISBN 02010-136X

Ilustración 20 Célula muscular cardíaca



Fuente: “El corazón Bomba de Succión”. Revista Investigación y Ciencia. Edición en español de Scientific American. N. 119 año 1986. Pág 54.

Interdigitados con los filamentos finos aparecen una serie de filamentos gruesos constituidos fundamentalmente por la proteína miosina; ocupan la región del sarcómero que no suelen alcanzar los filamentos finos, de tal modo que las hembras gruesas se solapan con las finas de los dos discos Z que delimitan el sarcómero. Cuando se estimula el músculo, los filamentos finos de ambos discos Z se desplazan a lo largo de los filamentos gruesos hacia el centro del sarcómero, lo que aproxima mutuamente los discos Z y acorta el sarcómero. La contracción casi simultánea de gran número de sarcómeros, dispuestos en la fibra uno a continuación del otro, explica la extraordinaria capacidad de las células musculares para acortarse con gran rapidez.

Durante el ciclo cardíaco, los sarcómeros del miocardio pasan de medir unos 2,05 micrometros (millonesimas de metro) a 1,85 micrometros, y de nuevo se extiende hasta los 2,05.

¿Cómo se explica ese alargamiento? Una fracción de la energía de la contracción debe almacenarse en la célula muscular, pero ¿Dónde? Ciertas pruebas fisiológicas sugieren que la causa de alargamiento reside tanto en la propia estructura de los sarcómeros como en los componentes de la célula muscular que constituyen el citoesqueleto, la serie de

elementos fibrosos interconectados que ayudan a mantener la forma celular.

Las hebras finas de sarcómeros miden aproximadamente un micrometro de longitud, de forma que, al contraerse el sarcómero, los que proceden de extremos opuestos del sarcómero (esto es, los que parten de discos Z diferentes) se reúnen en el centro del sarcómero cuando éste mide tan solo unos dos micrometros. Si el sarcómero aumenta la contracción, los filamentos finos de discos Z distintos se solapan por entre el enrejado de filamentos gruesos. El enrejado llega a apretarse en tal estado de "doble solapamiento" que el sarcómero se expande lateralmente: crece el diámetro del cilindro. Esa expansión lateral extiende los discos Z y otros elementos estructurales laterales de la célula, constituyéndose en el mecanismo de almacenamiento de parte de la energía de contracción que podrá utilizarse de nuevo como energía de expansión.

No sólo la microestructura de las células musculares almacena energía de la contracción sistólica. Cada vez se dispone de más pruebas a favor de la participación del tejido conjuntivo que rodea las células musculares así como del que une las células entre sí.

Por ejemplo, la superficie externa de las células musculares está cubierta de fibras de tejido conjuntivo, dispuestas helicoidalmente. Avanzan esas fibras tanto en el sentido de las agujas del reloj como en sentido contrario, adoptando una disposición entrelazada parecida a la red de una hamaca. Constan fundamentalmente de colágeno elemento tensor que resiste el estiramiento y también presenta cantidades variables de elastina, una proteína extracelular que posee propiedades de tensión-deformación notablemente similares a las de la goma: puede estirarse hasta un 170% de su longitud laxa sin deformarse irreversiblemente.

La estructura en red del tejido conjuntivo quizá proporcione parte de la fuerza restauradora que devuelve a las células musculares su longitud original después de cada contracción. Al encontrarse y ensancharse, la célula ejerce una tensión sobre la trama de fibra que la rodea. Contraída la célula muscular, las fibras aprietan la célula, reducen su diámetro y la alargan.

Una trama similar de fibras de colágeno rodea el conjunto del músculo (que es una agrupación de células musculares). También en este caso, como en la red de hamaca, la estructura la forman fundamentalmente fibras inextensibles, que pueden estirarse considerablemente sin lesión debido a la disposición que presentan: los filamentos están entrelazados formando paralelogramos, que pueden extenderse a lo largo de su diagonal principal hasta que los cuatro lados quedan prácticamente paralelos.

Se ha encontrado que, cuando se someten a estiramiento tiras aisladas de músculo cardiaco de rata hasta que las fibras de colágeno envolvente alcanzan el límite, aumenta espectacularmente la resistencia del músculo a un posterior estiramiento. Ese es también el grado máximo hasta el que puede estirarse el músculo y generar todavía la fuerza máxima. La interpretación más simple y atractiva de esos hallazgos es que la estructura entrelazada de las fibras de colágeno evita que se produzcan un estiramiento excesivo de los sarcómeros. También parece razonable suponer, por consiguiente, que la malla de colágeno aporta una fuerza restauradora cuando el músculo, en vez de extenderse, se contrae, quedando entonces los paralelogramos de fibras de colágeno totalmente desplegados a lo largo de su otra diagonal. No se dispone aún de pruebas definitivas de esa hipótesis, pero los primeros hallazgos logrados en varios laboratorios la respaldan.

Las fibras de tejido conjuntivo pueden contribuir también de otro modo a la tendencia del corazón a generar una succión expandiéndose durante la diástole. En los mamíferos, las fibras musculares cardiacas están unidas lateralmente entre sí por elementos parecidos a tirantes, compuestos fundamentalmente de colágeno. Según parece, los tirantes presentan un trenzado helicoidal, como el que se confiere a los cables que sustentan los puentes colgantes para dotarlos de mayor resistencia a la tensión. ¿Acaso actúan estos tirantes como ataduras que se oponen a la deformación del corazón y almacenan parte de la energía de deformación para aplicarla luego en la succión diastólica?

Para determinar si los tirantes contribuyen a la succión diastólica puede compararse la función de los músculos cardiacos de mamíferos, cuyas células musculares están conectadas entre sí mediante tirantes, con la del corazón de anfibio, cuyas células musculares no lo están (aun cuando cada célula sí está envuelta por fibras de colágeno).

Cuando se sumerge un corazón vivo de rata en una solución salina, el órgano sigue latiendo pero al ritmo más lento de lo normal, impulsándose rápidamente por el líquido. Expulsa enérgicamente la solución a través de los grandes vasos durante la sístole y la succiona hacia los ventrículos en la diástole. Este sencillo experimento pone de manifiesto la intensidad de la succión sistólica en el corazón de la rata, puesto que no hay presión de llenado externa que empuje el líquido hacia el corazón. Si se efectúa el mismo experimento con el corazón de rana, los latidos son muy débiles y el órgano apenas avanza por el líquido. Una posible explicación de esa diferencia es que quizá la succión diastólica del corazón de la rana no baste para arrastrar una cantidad suficiente de líquido hacia las cámaras, con lo que la correspondiente eyección del líquido no alcanzaría a mover el corazón en sentido opuesto. Atrae la posibilidad de que el corazón de

rata ejerza una acción impulsora y de succión más vigorosa gracias, en parte, a la presión de los tirantes que conectan las células musculares entre sí, y que coordinan la contracción de grupos de células.

Vienen a apoyar esa hipótesis los estudios comparativos que nuestro grupo ha efectuado con dos invertebrados. Uno de ellos, el calamar, succiona agua de una cámara muscular central, que actúa a modo de bomba, y la expulsa enérgicamente cuando la bomba de la cámara se contrae; el calamar, por tanto, se desplaza por propulsión a chorro (véase "Natación por propulsión a chorro en el calamar", por Jhon M. Gosline y M. Edwin DeMont; INVESTIGACION Y CIENCIA, marzo de 1985). La cámara de la bomba del calamar es hueca, muscular y está cubierta por un manto de colágeno adherido a fibras musculares por medio de elementos que actúan de tirantes, reminiscencias de los tirantes que conectan entre sí las fibras musculares en el corazón de rata.

La estructura del pulpo, en cambio, es similar a la del corazón de rana. En el pulpo, las células musculares están rodeadas de una trama de fibras de tejido conjuntivo, sin que existan señales de conexiones intercelulares. El pulpo, a diferencia del calamar, no suele desplazarse por propulsión a chorro, sin que avance sinuosamente por entre las rocas del fondo marino (ocasionalmente contrae secciones de la cavidad interna para crear un leve efecto de propulsión a chorro).

A partir de los estudios efectuados en el calamar, parece que el tejido conjuntivo intercelular de los corazones de mamífero y de calamar incrementa la eficacia de la contracción de la ulterior succión que llena la cavidad central tras la eyección de líquido. Tanto el corazón de la rata como la cavidad central del calamar presentan esas interconexiones, y ambos son capaces de generar succión y desplazarse por propulsión a chorro en un medio líquido; los de la rana y el pulpo no están dotados de tales interconexiones y apenas muestran succión o desplazamiento por propulsión a chorro.

Quizá contribuyan los tirantes a la succión porque coordinen la acción de gran número de células musculares; de mantenerse juntas las células, podrían resistir la deformación del corazón cuando se contrae más allá de su volumen de equilibrio; con el corazón totalmente contraído, la tensión ejercida sobre los tirantes contribuirá a almacenar parte de la energía de la contracción sistólica.

La hipótesis de que el tejido conjuntivo participa en la expansión diastólica del corazón se apoya en experimentos realizados por los autores junto con Joseph M. Capasso, de la facultad de medicina Albert Einstein. Hemos encontrado que la relación entre la velocidad de contracción y la velocidad de recuperación es mucho menor en el conjunto del músculo

papilar (el músculo que controla el movimiento de la válvula mitral) que en células musculares aisladas. Es decir, las células recobran su longitud más deprisa cuando forman parte de un tejido que cuando están aisladas de otras células y del tejido conjuntivo que las une. Atribuimos las diferencias de esas relaciones al efecto del tejido conjuntivo sobre la dinámica de la contracción y la extensión de las células musculares.

El desarrollo de succión no constituye el único modo de aplicar la energía de la contracción sistólica a la siguiente expansión diastólica. Además de cambiar la forma del corazón (y la forma de las fibras musculares), la contracción altera la posición del corazón en el cuerpo. Los grandes vasos sanguíneos que irrigan el corazón humano, y los que surgen de éste, están conectados a una extensa área dominada la base (que de hecho se encuentran en lo más alto del corazón, la parte más próxima a la cabeza). Como el calamar en el agua, o el corazón de un rata en un recipiente se suero fisiológico, cuando el corazón se contrae, expulsando la sangre hacia arriba, se desplaza por propulsión a chorro hacia abajo, en sentido opuesto al del líquido expulsado. Proponemos que parte de la energía cinética que el corazón adquiere durante la sístole se aplica posteriormente al llenado de los ventrículos durante la diástole.

Varias técnicas permiten estudiar el movimiento global del corazón en el tórax. En un antiguo método, denominado balistocardiografía, el individuo se echará sobre una mesa con ruedas y se registrarán los pequeños movimientos de la mesa producidos en respuesta a los cambios de la cantidad de movimientos del corazón. En el método, más moderno, de ecocardiografía de dos dimensiones se genera una imagen cinematográfica instantánea del corazón mediante ondas sonoras de frecuencias ultrasónicas reflejadas en la superficie del corazón. También puede medirse la velocidad y la dirección con que fluye la sangre en ciertas regiones del cuerpo dirigiendo ondas sonoras hacia áreas por las que fluya la sangre y registrando el efecto Doppler que sufren las ondas reflejadas.

Han demostrado esas técnicas que el corazón se mueve ostensiblemente en el tórax. Durante la sístole, la base del corazón se aleja de la cabeza, a la vez que se estira el tejido conjuntivo y los vasos sanguíneos que lo mantienen en su lugar. Esas estructuras de conexión transportan parte de la energía cinética del corazón en energía potencial de estiramiento y ejercen una fuerza ascendente sobre la base, que durante la diástole avanza de nuevo hacia la cabeza. Cuando el corazón en rápida expansión se mueve hacia la sangre que le entra, ayudado por la fuerza de retroceso elástico, engulle la sangre y se llena rápidamente.

El retroceso favorece considerablemente el llenado rápido y acelerado necesario para que actúe con eficacia a frecuencias cardíacas elevadas;

la aplicación de la energía de la sístole al funcionamiento de la diástole permite el llenado y vaciado a presiones bajas y aumenta la eficacia global del mecanismo de la bomba cardiaca.

El moviendo del corazón entero contribuye también al llenado de otra forma, más sutil aun. Las paredes, relativamente delgadas, del ventrículo derecho están dispuestas a modo de Bolsillo que cubre parcialmente el ventrículo izquierdo, como si una mano se colocara envolviendo el puño cerrado.

El enérgico retroceso del ventrículo izquierdo relajado llega a levantar literalmente el ventrículo derecho sobre la sangre de la aurícula derecha. Sin apenas moverse, la sangre que había entrado en la aurícula derecha durante la sístole anterior queda envuelta por el ventrículo derecho. Gracias a ese mecanismo, el aumento de contractibilidad del lado izquierdo del corazón incrementa el rendimiento del lado derecho; cuando la contractibilidad del ventrículo izquierdo aumenta, también crece su vaciado sistólico y su retroceso, por lo que empujará con más fuerza al ventrículo derecho sobre la sangre de la aurícula derecha.

En el modelo que proponen los autores, el llenado inicial del ventrículo está controlado por la relajación y la expansión del músculo cardiaco y por el retroceso balístico del corazón. El volumen final del ventrículo queda regulado por la presión de la sangre entrante. En ciertos estados patológicos el corazón pierde parte de su retroceso y succión y se llena de forma incompleta. En esas circunstancias resulta correcta la clásica ley de Frank-Starling para describir la función cardiovascular. La presión de llenado diastólico se incrementa para que crezca también el volumen en el latido posterior, aunque al elevarse la presión puede aparecer congestión venosa, lo que a su vez podría provocar una insuficiencia cardiaca congestiva.

Y continua Robinson, Factor y Sonnenblick diciendo que el corazón se contempla como una bomba de succión dinámica que depende, en su función, de las propiedades coordinadas e integradas de una jerarquía de estructuras en todo los niveles de organización. Los niveles abarcan desde la recuperación de la célula muscular, producida por los elementos citoesqueléticos y por los dobles solapamientos que registran los sarcómeros, pasando por la tensión que acumula el tejido conjuntivo dispuesto de forma envolvente en cada célula muscular ya que une las células entre sí, hasta el movimiento global del órgano en el tórax. El movimiento del corazón constituye un sistema unitario, en el que cada fase contribuye a que el corazón opere con eficiencia en la siguiente. Perfeccionado, este modelo de la función cardiaca quizás explique de forma completa la función cardiaca, explicación que contempla el modelo de Frank-Starling cómo un caso extremo.

El modelo descrito es un ejemplo importante del entendimiento del corazón a partir de los contrarios que lo generan, es decir la relación contracción expansión y los efectos sobre la circulación de la sangre.

Igualmente se resalta el papel de las fibras “tirantes”, constituidas por colágeno, proteína que resiste el estiramiento lo que lleva a la relación estiramiento – encogimiento que se traduce en el funcionamiento del corazón, en forma de latidos.

Se observa así el funcionamiento del corazón como consecuencia de la unidad de contrarios que genera la tercera ley de Newton.

3 MEDICION DE LA PRESIÓN ARTERIAL

La sangre que circula por los vasos sanguíneos, necesita sobretodo en las arterias, una determinada presión para poder alcanzar todos los órganos y suministrarles nutrientes y oxígeno. Esta presión arterial, depende por un lado de la fuerza con la que la sangre es impulsada desde el corazón en cada latido, y por otro de la resistencia que los conductos arteriales ofrecen a su paso. La presión arterial en los seres humanos, tiene dos valores; uno de ellos llamado valor sistólico ó presión máxima, y que en régimen de normalidad varía entre 100 y 140 mmHg, y otro llamado valor diastólico ó presión mínima, y que normalmente varía entre 60 y 90 mmHg. Ilustración 57 Esquema medición de la PA - .

Véase la entrada la relación dialéctica que permite entender de manera conceptual las relaciones físicas que anteriormente se analizaron para entender el flujo sanguíneo, es decir la “acción” entre la presión ejercida por el torrente sanguíneo impulsado por el corazón (causante del fenómeno de distensibilidad) y la “reacción” que presentan las venas con sus tejidos elásticos para contenerla.

3.1 FACTORES QUE INFLUYEN EN LA PRESIÓN ARTERIAL.

La presión arterial depende de los siguientes factores:

- Volumen de eyección.
- Distensibilidad de las arterias.
- Resistencia vascular.
- Volemia.
- Gasto Cardíaco.

Durante cada ciclo cardiaco se oyen dos sonidos a través del estetoscopio. Uno grave y prolongado a causa del cierre de las válvulas aurico-ventriculares, al iniciarse la sístole y otro más corto y agudo causado por el cierre de las válvulas sigmoideas de la arteria pulmonar y

de la aorta. Cada pulso golpea las paredes de las arterias y da lugar a sus pulsaciones que se repiten unas 70 veces por minuto. Este número varía según la edad, el sexo y las circunstancias emocionales y fisiológicas.

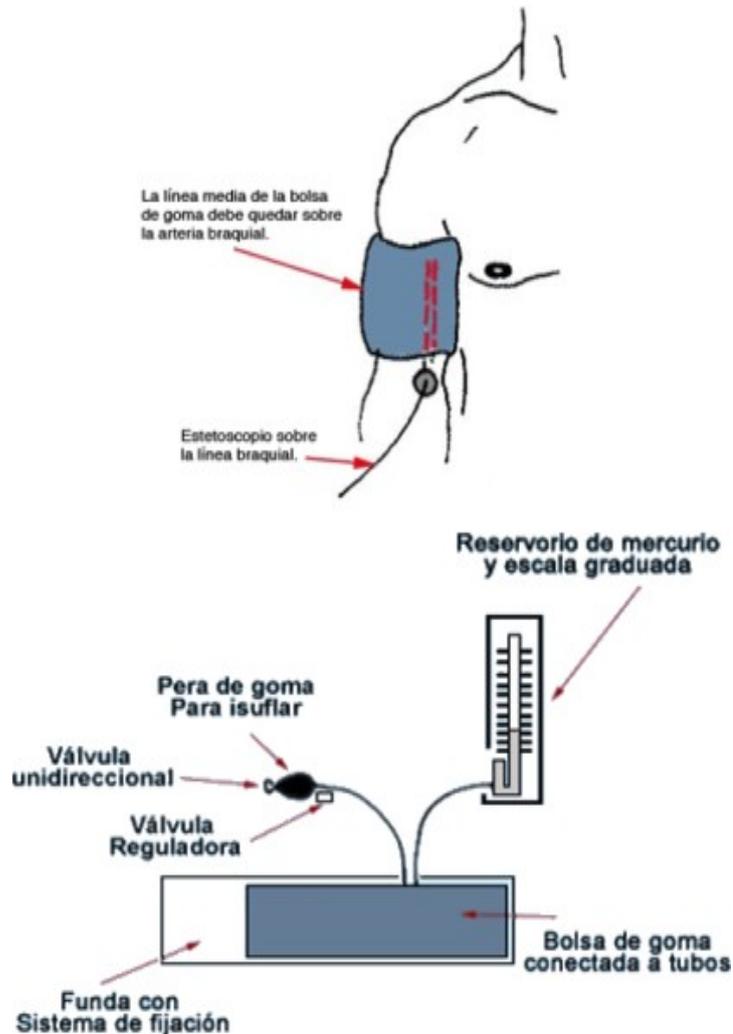
3.2 COMPONENTES DE LA PRESIÓN ARTERIAL.

Como ya se dijo, la presión arterial tiene dos componentes³¹:

- Presión arterial sistólica (PAS): Corresponde al valor máximo de la tensión arterial en sístole cuando el corazón se contrae. Se refiere al efecto de presión que ejerce la sangre eyectada del corazón sobre la pared de los vasos.
- Presión arterial diastólica (PAD): Corresponde al valor mínimo de la tensión arterial cuando el corazón está en diástole o entre latidos cardíacos. Depende fundamentalmente de la resistencia vascular periférica. Se refiere al efecto de distensibilidad de la pared de las arterias, es decir el efecto de presión que ejerce la sangre sobre la pared del vaso.
- Medida de la presión

³¹ Tortora GJ y Grabowski SR. 1998. El aparato cardiovascular: el corazón. En: *Principios de anatomía y fisiología*. Editorial Harcourt Brace de España, S.A. Madrid . (Obtenido de "http://es.wikipedia.org/wiki/Presi%C3%B3n_arterial")

Ilustración 21 Características de la medición de la presión



Fuente: <http://escuela.med.puc.cl/Publ/ManualSemiologia/210PresionArterial.htm>. 09/2010

Antes de continuar con la descripción técnica se resalta la relación contracción – expansión de la sístole y la diástole que corresponde al resultado de la eyección de la sangre los vasos vs la presión de esa misma sangre sobre el corazón, por tal razón el corazón no puede verse como una simple motobomba, ya que su funcionamiento depende en parte del continuo movimiento de la sangre que se irriga por todo el cuerpo antes de cerrar un ciclo total de vuelta al corazón.

Se continúa con los métodos de medición, de la descripción referida.

3.3 FORMAS DE MEDICIÓN DE LA PA.

Medición de la presión arterial³²: Son utilizadas dos maneras para realizar la medición de la presión arterial: no invasiva e invasiva.

- Forma no invasiva: Existen tres formas de medir la presión arterial no invasiva:
 - Método de auscultación: Auscultar es escuchar mediante la aplicación inmediata de la oreja o con el estetoscopio los ruidos producidos al interior del organismo, principalmente los cardíacos y respiratorios y en menor grado los abdominales. El método de auscultación es el más usado en la práctica clínica, confiable, fácilmente reproducible y junto al directo y el oscilométrico son los únicos que miden PAD.
 - Método Oscilométrico: Es el más usado en los hospitales. Se utiliza un aparato electrónico basado en el análisis de la onda de pulso que detecta la oscilación arterial. Ilustración 59 Esquema medición de la PA - medida, método .

Para la medición no invasiva de la PA, actualmente se utilizan los siguientes aparatos:

- **Esfigmomanómetro de mercurio o aneroide** (Ver Ilustración 21): Se recomienda la calibración del aparato cada 6 meses, posee una columna enrasada en 0 mmHg, además, la lectura proveniente de este aparato sólo es utilizada en controles de PA puntuales. Es menos preciso, argumentando dicha imprecisión a la participación en el proceso de factores ambientales, tales como: temperaturas extremas, entre otros.
- **Aparatos electrónicos semiautomáticos y automáticos**: Los aparatos son semiautomáticos si el proceso de inflado del manguito se realiza de manera manual, y los automáticos se realiza por medio de un compresor.

Generalmente, su funcionamiento electrónico se debe a varios factores innovadores en su proceso de medición como: autonomía en el control y programación del proceso, siendo oscilométricos,

³² [www.ugr.es/huertas/evaluacion Fisiologica/presion%20arterial/auscult.html](http://www.ugr.es/huertas/evaluacion%20Fisiologica/presion%20arterial/auscult.html)

permitiendo el registro, memorización y respuesta gráfica de la PA, eliminando el sesgo del observador.

Pueden emitir resultados equivocados, debido a una incorrecta ubicación, o movilización del brazo del manguito.

- **Aparatos automáticos para la monitorización ambulatoria de la presión arterial:** Son aquellos cuyos resultados obtenidos del procesar a través de un software que generan un análisis completo del comportamiento de la PA.

La medición de la presión arterial se incorpora como la primera forma de diagnóstico médico, existiendo diferentes variables en la técnica de medida de PA, tales como: Observador (médicos, enfermeros, farmacéuticos, paciente), lugar (consulta, farmacia, domicilio, trabajo), situación del paciente (reposo, tipo de actividad, esfuerzo físico o estrés mental), técnica en la medida (auscultatoria, oscilométrica, pletismográfica), otras (ultrasonidos, tonometría, intrarterial), arteria utilizada (braquial, radial, digital, aorta), parámetros a estimar (nivel promedio de PAS y de PAD, variación diurna de PA, variabilidad intrínseca).

3.4 DESCRIPCIÓN DE LA MEDICIÓN DE LA PRESIÓN.

Continuando con los componentes de la PA y su medición se tiene

- Presión sistólica³³ (mediante el método auscultatorio): Se infla nuevamente [sic] el manguito, pero en esta ocasión se ubica la cápsula del estetoscopio en el pliegue del antebrazo, sobre el lugar donde se palpa el pulso braquial. Se infla el manguito hasta un poco más arriba de la presión sistólica obtenida por el método palpatorio y luego se desinfla lentamente. La medida de presión con que se comienza es al escuchar un ruido relacionado con los latidos del corazón que corresponde a la presión sistólica obtenida por el método auscultatorio. Tanto el registro obtenido por el método palpatorio como por el auscultatorio deben ser parecidos. De no ser así, se registra como presión sistólica, el valor más elevado.

³³ Tortora GJ y Grabowski SR. 1998. El aparato cardiovascular: el corazón. En: *Principios de anatomía y fisiología*. Editorial Harcourt Brace de España, S.A. Madrid . (Obtenido de "http://es.wikipedia.org/wiki/Presi%C3%B3n_arterial") 09/2010

Método palpatorio: En este método solo se emplea el esfigmomanómetro, además sólo es válido para la determinación de la tensión máxima sistólica, se coloca el manguito como lo descrito en el método auscultatorio, teniendo como referencia el pulso radial, insuflando únicamente en el momento en que no se percibe latido alguno, abriendo la válvula, con el objetivo de tomar la medición cuando se tenga el primer latido. Este latido representa entonces: La presión máxima o sistólica.

La presión arterial describe una curva, en la cual se destacan tres puntos: La PAD (inicial/final) y la PAS. Su longitud depende de la frecuencia cardiaca. La diferencia entre PAS y PAD es la presión diferencial o presión de pulso. La presión arterial media (PAM) representa la presión promedio durante el ciclo y es aproximadamente igual a³⁴:

$$PAM=PAD +1/3 \text{ presión diferencial}$$

La medida de la presión arterial es en términos generales la aproximación médica más sencilla y repetida que se utiliza como parámetro para la detección de falencias y anomalías presentes en el individuo, y teniendo en cuenta su continua implementación, se convierte en un procedimiento no muy fiable y poco seguidor de la normatividad metrológica existente para tal fin.

Los problemas más frecuentes que se presentan para la medición de la presión pueden determinar según diferentes aspectos, siendo ésta la más compleja de corregir, conocido como la modificación yatrógena de la presión, es decir, la reacción de alerta presente en los individuos por la presencia médica en un proceso tan sencillo como éste.

Debido a que su valor presenta gran variación en los pacientes como resultado a la interacción en el proceso de medición de factores externos, tales como: la actividad que se realiza, estados emocionales o físicos, la temperatura del medio, etc.

La limitación existente en la precisión de la medida considerada indirecta, es la dependencia de una manera clave del observador, proporcionando una incertidumbre alta en la obtención del resultado.

La primera medida de la presión del líquido sanguíneo en el torrente circulatorio la verificó Stephen Hales, en 1730, colocando una cánula que terminaba en un tubo vertical en la arteria carótida de un caballo. Debido a que el fundamento de los manómetros de líquidos y de los barómetros es la medición de la presión atmosférica, la sangre sube por el tubo,

³⁴ <http://escuela.med.puc.cl/paginas/publicaciones/historiamedicina/apuntes9.html> (Citado en septiembre 2010)

convirtiendo a éste en un verdadero manómetro de sangre, y pudiendo medir la presión en centímetros de sangre (densidad de la sangre = 1.055), de cuyo valor se puede pasar fácilmente a centímetros de agua o a milímetros de mercurio.

Un experimento similar en el hombre, canulando en las arterias al nivel del corazón, da una presión media de 100 mm de mercurio (Medida por encima de la presión atmosférica).

Aunque se han hecho muchos experimentos para medir la presión sanguínea en diversas condiciones utilizando este método de manómetro, en la forma directa indicada, o conectando la presión del flujo sanguíneo a un manómetro de agua o de mercurio, todos ellos tienen un defecto fundamental, aparte de la necesidad de canular los correspondientes vasos. Consiste en que la presión sanguínea es pulsátil. Los manómetros indicados, debido a la inercia del fluido, no pueden responder a estas variaciones rápidas de presión que experimenta la sangre, y solo suministra unos datos medios.

En la actualidad, se conocen manómetros de diafragmas, cuyo funcionamiento es similar al principio actuador de los fonocaptadores, en los que su lectura es basada en los cambios de presiones que modifican el dato eléctrico proporcionado por el diafragma, produciendo una medida instantánea de la presión.

Para conservar la continuidad en el flujo entre dos secciones correspondientes al canal circulatorio, se aplica una variación de presiones en dichos puntos, además, para mantenerla en todo el recorrido circulatorio es necesario, manejar una diferencia de presión total, para compensar todas las fuerzas concernientes a la viscosidad existente. Dicha labor es realizada por el corazón, en su proceso de contracción, y su sostenimiento a través del proceso, es controlado por la resistencia que el flujo encuentra en todo el recorrido sanguíneo. Entonces, es posible afirmar que la máxima resistencia, no se encuentra en los capilares, sino en los conductores de diámetro más grande como las arteriolas.

En un principio, para la estimación de la PA (Ilustración 22), se utilizaba como patrón la medida obtenida mediante un esfigmomanómetro de mercurio, consistente en la oclusión de la arteria braquial con un manguito y auscultando los ruidos de Korotkoff a los cuales se hace referencia más adelante.

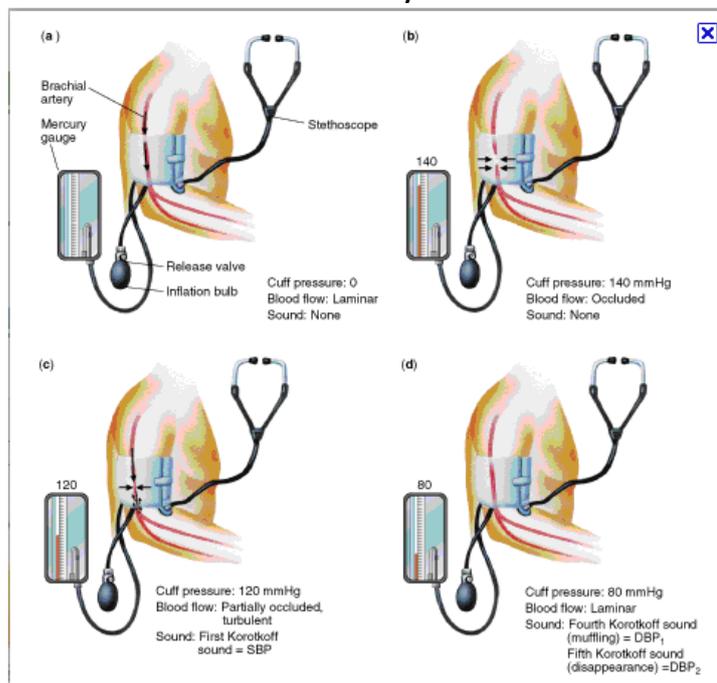
La medición de la presión arterial³⁵ (PA) se inició con el surgimiento de la esfigmomanometría cruenta, las primeras mediciones, como ya se comentó, fueron en animales, mediante el uso de una cánula arterial conectada a un tubo de cristal en U que contenía mercurio. En 1856 fue posible obtener por primera vez la determinación de la TA (Tensión Arterial) mediante un dispositivo llamado pletismógrafo, los primeros esfigmomanómetros aparecieron a fines del siglo XIX. El primero en 1881, de columna de mercurio, resultó ser el más práctico y el más utilizado hasta la actualidad, gracias a las investigaciones del ruso N. Korotkoff, se agregó el método auscultatorio a la esfigmomanometría.

Korotkoff describió 5 tipos de sonidos:

- a) El primer sonido de Korotkoff es el sonido de rotura oído primero en la presión sistólica.
- b) Los segundos sonidos son los murmullos oídos en la mayor parte del espacio entre las presiones sistólicas y diastólicas.
- c) El tercero y el cuarto sonido, se oyen en presiones dentro de 10 mmHg sobre la presión sanguínea diastólica y son descritos como "golpeando pesadamente" y "acallando".
- d) El quinto sonido de Korotkoff es el silencio que se oye a medida que la presión del brazalete cae debajo de la presión sanguínea diastólica.

³⁵Revista mexicana de Enfermería Cardiológica. <http://www.medigraphic.com/pdfs/enfe/en-2006/en063b.pdf>

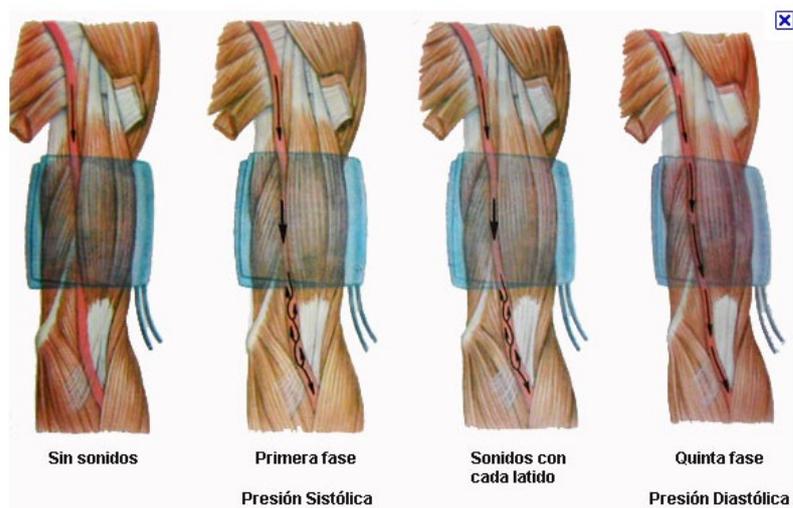
Ilustración 22 Medida de TA y sonidos de Korotkoff



Fuente: <http://www.willamette.edu/> Consultada el 15 de Diciembre de 2010.

Si la presión cae a un nivel inferior de la presión sanguínea sistólica del paciente, será oído el primer sonido de Korotkoff. Como la presión en el brazalete es igual que la presión producida por el corazón, una cierta cantidad de sangre podrá pasar a través del brazo superior cuando la presión en la arteria se eleva durante la sistole. Esta sangre fluye en chorros cuando la presión en la arteria se eleva sobre la presión en el brazalete y después vuelve a caer, provocando una turbulencia que resulta en un sonido audible.

Ilustración 23 Posición de los dispositivos de medida y fases de generación de los sonidos de Korotkoff



Fuente: <http://www.willamette.edu/> Consultada el 15 de Diciembre de 2010.

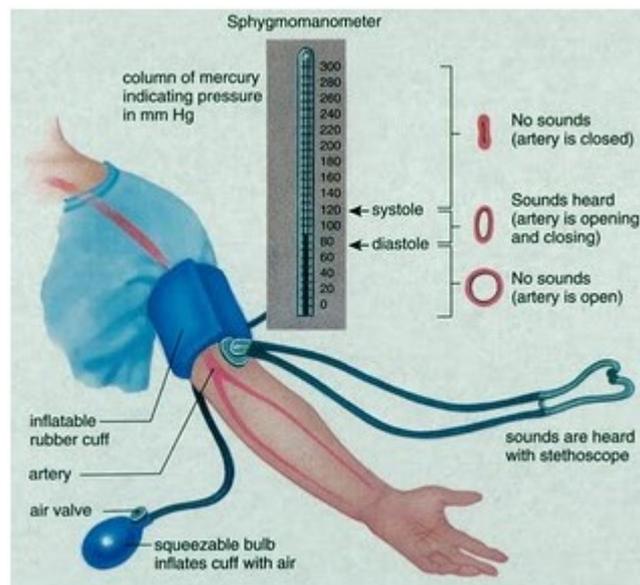
A medida que se permite a la presión en el brazalete descender más, se oyen fuertes sonidos de golpeteo mientras la presión en el brazalete está entre las presiones sistólicas y diastólicas, pues la presión arterial se mantiene elevándose por arriba y volviendo a caer por debajo de la presión en el brazalete.

Eventualmente, cuando la presión en el brazalete cae más, los sonidos cambian en calidad, entonces llegan a ser silenciosos, y después desaparecen en conjunto. Cuando la presión en el brazalete cae por debajo de la presión sanguínea diastólica, el brazalete no proporciona ninguna restricción al flujo de sangre permitiendo que la sangre llegue a pasar sin turbulencia y no produzca así ningún otro sonido audible. Este procedimiento llegó a tener tanto precisión y certeza en pacientes normales e hipertensos que rápidamente se difundió, siendo considerado el manómetro de mercurio como uno de los patrones más confiables que actualmente se utilizan para la medición de la presión arterial.

Para la medición de la TA auscultatoria se necesitan dos instrumentos, los cuales son: el esfigmomanómetro convencional que consta de un manguito, brazalete y se complementa con un estetoscopio. Otro instrumento que está utilizándose como propuesta, es la esfigmomanometría capsular auscultatoria, este procedimiento consiste en conectar 4 cápsulas fonendoscópicas convencionales e introducir las al

brazal para oír los ruidos arteriales. La compresión arterial se efectúa del mismo modo que auscultación simple. Básicamente, se permite percibir mejor los ruidos korotkoffianos por la cercanía de las cápsulas al sitio en donde se originan las vibraciones sonoras, además de que este sistema aísla los ruidos adventicios por la cubierta metálica que cubre las membranas transmisoras.

Ilustración 24 Colocación del Esfigmomanómetro y relación en tiempo de los sonidos de Korotkoff



Fuente: <http://www.fpnotebook.com>. Consultada el 10 de Diciembre de 2010.

Existen condiciones estandarizadas para la medición de la PA, en un entorno propicio para garantizar un correcto resultado dentro del total reposo físico y mental del individuo, es decir, el objetivo principal es obtener una medida basal de la presión arterial en reposo sicofísico, teniendo en cuenta los siguientes parámetros³⁶:

³⁶ Resumen de las recomendaciones de la Sociedad Americana de Hipertensión.

3.5 METODOS PARA LA MEDICIÓN DE LA PA.

3.5.1 Método no invasivo - Parámetros

3.5.1.1 Condiciones Físicas.

Relajación Física: Evitar el ejercicio físico previo, reposo durante 5 minutos antes de la medida, evitar la actividad muscular isométrica: sedestación, espalda y brazos apoyados, piernas no cruzadas, evitar medir en casos de disconfort, vejiga replecionada, etc.

Relajación Mental: Ambiente tranquilo y confortable, relajación previa a la medida, reducción de ansiedad o la expectación por pruebas diagnósticas, minimizar la actividad mental.

Circunstancias a evitar: Consumo previo de cafeína o tabaco en los 15 minutos previos, administración reciente de fármacos con efectos sobre la PA (antihipertensivos), tiempo prolongado de espera antes de la medición.

Aspectos a considerar: Presencia de reacción de alerta que sólo es detectable por comparación medidas ambulatorias, dicha reacción es variable.

3.5.1.2 Condiciones del Equipo.

Dispositivo de medida: Esfigmomanómetro de mercurio mantenido de forma adecuada, calibración cada 6 meses. Para aparatos automáticos certificado de calibración en el último año.

Manguito: Se recomienda que sea adecuado para el tamaño del brazo, la cámara debe cubrir el 80% del perímetro, además, de disponer de manguitos de diferentes tamaños (delgado, normal, obeso), sistema de cierre que sujete con firmeza, estanqueidad en el sistema de aire.

Estetoscopio: Este es el otro instrumento para la medición de la presión arterial, es un aparato de observación, su apariencia cilíndrica de

diferentes formas, materiales y tamaños, se utiliza para la auscultación de órganos torácicos, partes del abdomen, arterias periféricas, cráneo, etc. Está constituido por las siguientes partes fundamentales: Tubos de látex que se conectan a la campana de resonancia y en su parte superior, consta de dos tubos metálicos, cuyas terminaciones se llaman olivas óticas.

3.5.1.3 Técnica.

Determinar primero la PAS por palpación de la arteria radial, inflar el manguito 20 mmHg por encima de la lectura de PAS estimada, en el proceso, al desinflar el manguito debe realizar a razón de 2-3 mmHg/s, usar la fase I de Korotkoff para PAS y la V (desaparición) para la PAD, si no es clara considerar la fase IV (amortiguación).

Si los ruidos son débiles, se debe elevar el brazo, además, abrir y cerrar la mano en 5 a 10 repeticiones, después de insuflar el manguito.

Ajustar a 2 mmHg, no redondear a 5 o 10 mmHg.

3.5.1.4 Colocación del Manguito.

Desarrollo de la medida: al seleccionar el brazo con PA más elevada, si se conoce, para ajustar sin holgura y sin comprimir. Retirar prendas gruesas o que compriman, dejar libre la fosa antecubital, para no tocar el fonendoscopio, el centro de la cámara debe coincidir con la arteria branquial, el manguito debe quedar a la altura del corazón.

3.5.1.5 Medidas.

Se debe obtener dos medidas como mínimo, al realizar tomas adicionales, deben ser menores a 5 mmHg. Sólo realizar hasta 4 mediciones para promediarse. Al diagnosticar, se van a tener en cuenta tres series en semanas diferentes. La primera vez se recomienda medir ambos brazos, en ancianos, se recomienda una toma en ortostatismo tras un minuto de bipedestación y en jóvenes, hacer una medida en la pierna.

La variabilidad de la medición de PA y las diferencias presentes en las técnicas que se aconseja varias repeticiones en la medición, teniendo como referencia la estandarización del proceso, introduce al concepto ciertos errores sistemáticos o sesgos, que se fundamentan como variabilidad externa, que pueden aminorarse cuidando las recomendaciones existentes sobre entrenamiento y acreditación de observadores, así como en el perfecto estado de los instrumentos involucrados en el proceso, sintetizados en la siguiente tabla:

Ilustración 25 Sesgos más frecuentes que causan error en la medición de la presión arterial.

Sesgos más frecuentes que causan error en la medición de la presión arterial*	
Sesgo del paciente	Incumplimiento de las condiciones de medición
Sesgo de la técnica	Técnica inadecuada
Sesgo del observador	Falta de audición o visión Preferencia de los dígitos 0-5 Mala interpretación de los ruidos de Korotkoff Prejuicios previos Visión no enrasada con la columna de mercurio
Sesgo del equipo	Esfigmomanómetro no calibrado Fugas de aire en las válvulas Columna sucia Purga de aire cerrada Cámara de mediciones inapropiadas
*Modificado de: Alonso FJ, División JA, García O, Lozano JV, Llisterri JL, Rodríguez G; en nombre del Grupo de Trabajo de Hipertensión Arterial de la Sociedad Española de Medicina Rural y Generalista (Grupo HTA-SEMERGEN). Importancia de la medición correcta de la presión arterial. Automedición y monitorización ambulatoria de la presión arterial en atención primaria. Madrid: Jarpyo Editores, 1999; 8.	

3.5.2 Método invasivo³⁷

Se realiza de forma invasiva con catéteres intravasculares sobre las arterias femoral y braquial. Estas técnicas son determinantes en unidades de cuidado crítico, que requieren conocimiento preciso de la presión arterial.

Los métodos conocidos donde se aplica la forma invasiva son³⁸:

³⁷ Principio de Urgencias, emergencias y cuidados críticos. www.uninet.edu/tratado/c011602.html

- a) **Manometría Electrónica:** Se conecta un **transductor de presión** a través de un cateter que se introduce en una arteria periférica del paciente mediante una cánula. El diafragma del transductor de presión se acopla al torrente sanguíneo del paciente relleno con una columna de solución sanguínea. Hay dos métodos para insertar el cateter:
- Percutáneo: Se coloca mediante una aguja desde la piel
 - Corte de arteria: procedimiento quirúrgico que situa al cateter dentro de la arteria.
- b) **Infusión constante de fluido (CFIS):** Se utiliza en las Unidades de Cuidados Intensivos (UCI), donde se quiere evitar el riesgo de que la coagulación sanguínea del paciente obstruya el cateter. CFIS contiene una válvula que administra una solución heparinizada a una baja razón de flujo.
- c) **Sistema Extravascolar.**

3.5.2.1 **VENTAJAS**

- Permiten la observación continua de la presión.
- Se visualiza la forma de onda exacta.
- Alcanzan mayor exactitud de la medición.
- Pueden obtenerse simultáneamente muestras de sangre sobre la línea arterial.

3.5.2.2 **DESVENTAJAS**

- Técnicamente más difícil de realizar: inserción del cateter, burbujas de aire, trombos, etc.

³⁸Faculta de ciencias exactas Fisicas y naturales. Universidad de Còrdoba. España.
www.efn.uncor.edu/.../biomedica/.../Instrumentacion%20biomedica/.../PRESION_INVASIVA_re
v_ago_09.ppt

- Potencialmente peligrosa e Incómoda para el paciente.
- Los cateteres e intubadores son costosos.

4 INSTRUMENTACION PARA LA PRESIÓN ARTERIAL

4.1. GENERALIDADES.

Al hablar de instrumentación para la presión arterial, se hace necesario definir un sistema de instrumentación que no es más que el conjunto de uno o varios módulos (software y hardware) necesarios para la solución de problemas en cualquier área del ciencia. Los sistemas de instrumentación a través del tiempo se han convertido en la herramienta indispensable para desarrollar y materializar conceptos aplicados en las Telecomunicaciones y en la Informática, que hoy se ha sintetizado en la Telemática.

El sistema general de instrumentación basa su aplicación en diferentes niveles descritos de la siguiente manera: Sensores, Acondicionamiento, Procesamiento, Análisis y Control de Señales, Comunicación y Actuadores.

La teoría de control y básicamente la instrumentación se han desarrollado gracias a la necesidad creciente de adquirir señales que nos proporciona el medio. Cuando son procesadas y analizadas estas señales, se recomienda que se utilice un sistema con el fin de modelar el fenómeno y comprobar la respuesta del mismo. Ilustración 73 Esquema instrumentación de la PA.

En la construcción del sistema debe empezarse por la escogencia del dispositivo que cumplirá la función de adquirir las señales que son objeto de estudio, dicho sensor tomará la señal física (temperatura, fuerza, presión) y la convertirá en otro tipo de señal, es decir, un sensor se puede considerar un convertidor de un tipo de energía en otro. Los sensores más comunes convierten señales físicas en señales eléctricas, en este caso, se convertirá una señal física como la presión a una señal eléctrica.

4.2. **SENSORES PARA LA MEDICIÓN DE LA PRESIÓN ARTERIAL**

Para la escogencia del sensor se debe tener en cuenta lo siguiente³⁹:

- Capacidad de registrar la presión arterial de forma continua, es decir, se debe poder registrar todas y cada una de las variaciones de la forma de onda de la señal.
- Implementación de bajo costo.
- Fidelidad y precisión en la medida.
- El sensor debe medir presiones superficiales.
- Linealidad, poca histéresis y poco desplazamiento.
- Baja sensibilidad a los efectos térmicos, sobretodo en el rango de temperaturas de 20 a 37 °C.
- Flexibilidad: Un sensor rígido puede afectar la superficie o las características de interfaz entre el tejido humano y la superficie del dispositivo. Por lo tanto es importante que el sensor sea flexible y conforme al contorno de la superficie a sensar.
- Rango de presiones que debe medir debe ser de 0-300 mmHg.
- Repetitividad (durabilidad): Es necesario repetir las mediciones en un largo periodo de tiempo para cuantificar los cambios dinámicos de la presión.

Un sensor en general contiene varias etapas de transducción, considerándose como sensor primario de presión: manómetros de columna de aire – tubo en U.

Los materiales que se emplean en la construcción de sensores se pueden enumerar de la siguiente manera: conductores, semiconductores

³⁹RevistaSalud.com.<http://www.revistaesalud.com/index.php/revistaesalud/article/viewFile/249/564>

y dieléctricos. Esta clasificación está basada en los principios básicos de funcionamiento, propiedades magnéticas existentes.

Para trabajar con sensores se hace necesario determinar el tipo de señal de entrada al cual responden, en el caso de la presión, los sensores utilizados son de características mecánicas⁴⁰.

Según el tipo de señal entregada por el sensor estos se clasifican en análogos⁴¹, que entregan señal de manera continua en el tiempo y sensores digitales, que son dispositivos que entregan una salida discreta.

Para el caso de la presión y atendiendo a la naturaleza de la señal eléctrica entregada, se puede afirmar, que se utilizan sensores activos o generadores de señal, pues representan magnitudes que se miden de manera autónoma, que no necesitan fuente de alimentación. Ilustración 75 Esquema instrumentación de la PA sensores para PA (instrumentación general-sensores-tipos).

4.3. SENSORES PIEZOELÉCTRICOS.

Los sensores piezoeléctricos fundamentan su actividad en la producción de electricidad mediante la presión, además, su principio hace referencia a la aparición de polarización eléctrica bajo la acción de un esfuerzo. Se considera un efecto reversible, puesto que al aplicarse una diferencia de potencial eléctrico entre las caras del material, se puede apreciar una deformación.

En 1880 estos efectos fueron descritos por Jacques y Pierre Curie, pero es cuando se hace la inclusión de válvulas de vacío, que en 1950 se tiene referencia a estas aplicaciones, debido a la alta impedancia de salida.

Los materiales piezoeléctricos pueden presentarse en forma natural (cuarzo, turmalina) o en forma sintética (Sal de Rochelle, titanio de Bario), en componentes cerámicos como PZT (titanatos - circonatos de plomo-),

⁴⁰ PALLAS ARENY, Ramon. Sensores y Acondicionamiento de Señal. Barcelona, AlfaOmega Maracombo, 2001.

⁴¹ FERRERO, José María. GUIJARRO, E. Instrumentación Electrónica. Sensores. España, servicio de publicaciones UPV, 1994.

metaniobato de plomo, el fluoruro de poliovinilideno (PVF2 o PVDF) trifluoroetileno TrFE, el nylon y la poyurea⁴².

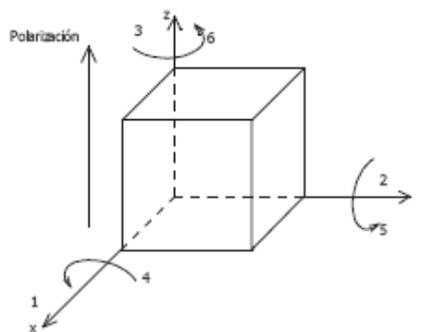
También pueden ser divididos en varias clases de acuerdo a sus características de operación⁴³:

- Clase I: Materiales para la conversión de bajo nivel mecánico.
- Clase II: Trabajan bajo condiciones de alta tensión eléctrica y mecánica.
- Clase III: Elementos para los cuales la estabilidad de la frecuencia o de la señal generada es determinada por las características oscilatorias del elemento.
- Clase IV: Trabajan en extremas condiciones. (Temperaturas elevadas).

El comportamiento de los materiales piezoeléctricos se puede definir mediante la regulación de convenios de índices, mostrando esfuerzos de tracción/compresión, y de cizalladura /torsión⁴⁴.

En la Ilustración 26 e Ilustración 27, se pueden observar las convenciones para el entendimiento de las torsiones en los materiales piezoeléctricos.

Ilustración 26 Convenio de Índices para materiales piezoeléctricos



Fuente: FERRERO, José María. GUIJARRO, E. Instrumentacion Electronica. Sensores. España, servicio de publicaciones UPV, 1994

De donde:

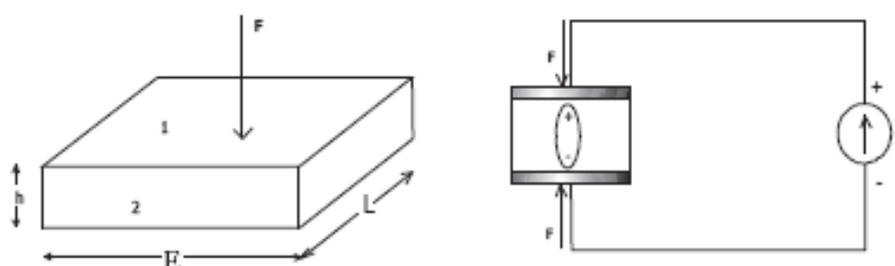
⁴² RUNYAN, W.R. Semiconductor Measurements and Instrumentation. Second edition, McGraw-Hill, 1998.

⁴³ KHAZAN, Alexander. Transducers and their elements. USA, Pearson Education, 1994.

⁴⁴ FERRERO, José María. GUIJARRO, E. Instrumentacion Electronica. Sensores. España, servicio de publicaciones UPV, 1994.

T4: Esfuerzo de torsión aplicado al eje x.
T3: Esfuerzo de torsión aplicado al eje z.
d12: Constante dieléctrica del material en las placas dispuestas en la dirección y a un campo eléctrico en la dirección x.
d35: Constante dieléctrica del material en las placas dispuestas en la dirección z a un esfuerzo de torsión en el eje y.

Ilustración 27 Materiales piezoeléctricos – Esquema



Fuente: FERRERO, José María. GUIJARRO, E. Instrumentación Electrónica. Sensores. España, servicio de publicaciones UPV, 1994.

Primera Ley⁴⁵: Determina que la deformación de un material piezoeléctrico S es producida por la suma de dos efectos; el efecto de una tensión mecánica aplicada T y el campo eléctrico en las caras talladas del material.

$$[S_i] = [s_{ij}] * [T_j] + [d_{ik}] * [E_k]$$

Ecuación 19 Definición Deformación unitarias

Donde:

S_i: Deformación unitarias en la dirección i [m/m]

S_{ij}: Inverso del módulo de Young (E) en la dirección ij

d_{ik}: Coeficiente de salida de carga [C/N]. Este coeficiente relaciona el campo eléctrico en la dirección i con la deformación en la dirección k

T_j: Esfuerzo aplicado en la dirección j

E_k: Campo eléctrico en la dirección k

⁴⁵ PALLAS ARENY, Ramón. Sensores y Acondicionamiento de Señal. Barcelona, AlfaOmega Maracombó, 2001.

Segunda Ley: Determina que el desplazamiento de carga en un material piezoeléctrico es también la suma de dos efectos; el campo eléctrico aplicado y el segundo por la tensión mecánica.

$$[D_l] = [\epsilon_{lm}] * [E_m] + [d_{ln}] * [T_n] \quad ()$$

Donde:

D_l : Vector desplazamiento o densidad de flujo eléctrico.

ϵ_{lm} : Constante dieléctrica del material en la placa l m.

d_{ln} : Coeficiente de deformación [m/V]. Relaciona la densidad superficial de carga en la superficie normal a la dirección l con los esfuerzos en la dirección n

T_n : Esfuerzo aplicado en la dirección n.

E_m : Campo eléctrico en la dirección m.

Donde los índices: j, n = 1,2,3,4,5,6; i, k, l,m = 1,2,3

Los coeficientes d_{ij} y d_{ln} , son llamados también constantes piezoeléctricas, además de acuerdo al convenio de índices de los materiales piezoeléctricos, cumple lo siguiente: si $l \neq m$, si $d_{ij} = d_{ln}$ y $\epsilon_{lm} = 0$.

En general, los materiales piezoeléctricos exhiben las siguientes limitaciones:

- Respuesta en frecuencia limitada: Presentan un pico de frecuencia muy alto, trabajando por debajo de la frecuencia de resonancia del sensor.
- Al no responder a las excitaciones en corriente continua, se presenta que en el evento de carga del condensador, dicha carga se drene inmediatamente a tierra.
- Problemas en el acondicionamiento, debido a la alta impedancia, capacitancia pequeña y alta resistencia a fugas.

En las ventajas consideradas se enumeran: Alta rigidez mecánica, alta sensibilidad, bajo costo.

4.4. GALGAS EXTENSIOMÉTRICAS.⁴⁶

Las galgas extensiométricas son resistencias que varían su valor óhmico cuando son sometidas a un esfuerzo mecánico.

El valor de la resistencia de una galga extensiométrica está dada por:

$$R = \frac{L}{A}\rho$$

Ecuación 20 Resistencia de una Galga Extensiométrica

Si el conductor se somete a un esfuerzo en dirección longitudinal, las magnitudes longitud, área y conductividad variarán de tal forma que el valor final de la resistencia cambiará de acuerdo con la ecuación siguiente:

$$\begin{aligned} \ln(R) &= \ln\left(\rho \frac{L}{A}\right) \\ \ln(R) &= (\ln\rho + \ln L - \ln A) \\ d\ln(R) &= d(\ln\rho + \ln L - \ln A) \\ \frac{\Delta R}{R} &= \frac{\Delta\rho}{\rho} + \frac{\Delta L}{L} - \frac{\Delta A}{A} \end{aligned}$$

Ecuación 21 Valor final la resistencia para una Galga Extensiométrica en relación con las magnitud, área y conductividad

Para determinar una relación entre el valor óhmico y la deformación es necesario considerar los siguientes criterios:

Criterio 1: El cambio de longitud que resulta de aplicar un fuerza F a un elemento unidimensional viene dado por la ley de Hooke.

$$\sigma = E\varepsilon \quad \varepsilon = \frac{\Delta L}{L} \quad \sigma = E \frac{\Delta L}{L}$$

Ecuación 22 Definición de esfuerzo para un elemento resistivo

Donde σ es el esfuerzo aplicado al elemento resistivo, dado en unidades de fuerza por unidad de área [N/m²].

⁴⁶ COOMBS, Clyde. Electronic Instrument Handbook. Third Edition, McGraw-Hill, 2000.

E es el módulo de Young; ϵ es la deformación y es adimensional pero para efectos de medida se da en microdeformaciones $1\mu\epsilon = 10^{-6}\text{m/m}$.

La curva de esfuerzo deformación donde se aprecia la zona elástica, los puntos de fluencia, de resistencia máxima.

Criterio 2: A cada aumento de longitud corresponde una disminución de sección.

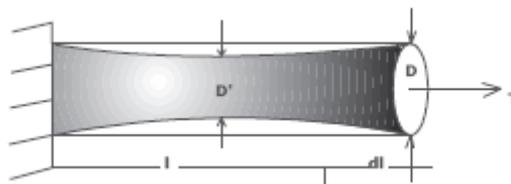
Efecto Poisson:

$$\mu = -\frac{\frac{\Delta D}{D}}{\frac{\Delta l}{l}}$$

Ecuación 23 Coeficiente de poisson

Donde μ es denominado coeficiente de Poisson, D es el diámetro del elemento resistivo y l su longitud.

Ilustración 28 Deformación de un elemento



Fuente: FERRERO, José María. GUIJARRO, E. Instrumentacion Electronica. Sensores. España, servicio de publicaciones UPV, 1994

Criterio 3: Los cambios adimensionales de longitud y de volumen son proporcionales.

La constante de proporcionalidad se denomina constante de Bridgman.

$$\frac{\Delta \rho}{\rho} = C \frac{\Delta V}{V}$$

Ecuación 24 Constante de brigman para galgas extensiométricas

Donde ρ es la conductividad del material, C es la constante de Bridgman que para las galgas comúnmente usadas sus valores oscilan entre 1,13 y 1,15 y V es el volumen del conductor.

Para determinar las variaciones del área en función de la deformación lineal se utiliza el criterio 2.

$$A = \pi \frac{D^2}{4}$$

$$\frac{\Delta A}{A} = 2 \frac{\Delta D}{D}$$

$$\frac{\Delta A}{A} = -2\mu \frac{\Delta l}{l}$$

Ecuación 25 Definición de la variación del área en función de la deformación lineal

Para determinar las variaciones de la conductividad en función de la deformación lineal, se utiliza el criterio 3, de donde:

$$V = \pi l \frac{D^2}{4}$$

$$\frac{\Delta V}{V} = \frac{\Delta l}{l} + 2 \frac{\Delta D}{D}$$

$$\frac{\Delta V}{V} = \frac{\Delta l}{l} (1 - 2\mu)$$

$$\frac{\Delta \rho}{\rho} = C \frac{\Delta l}{l} (1 - 2\mu)$$

Ecuación 26 Definición de la variación de la conductividad en función de la deformación lineal

Aplicando los resultados a la anterior ecuación, se obtiene la relación entre la variación de la resistencia y la deformación es:

$$\frac{\Delta R}{R} = \frac{\Delta l}{l} [1 + 2\mu + C(1 - 2\mu)]$$

Ecuación 27 Definición de la variación de resistencia en función de la deformación lineal

La constante es denominada factor de sensibilidad y relaciona las variaciones de la resistencia con la deformación:

$$\frac{\Delta R}{R} = K \frac{\Delta l}{l}$$

Ecuación 28 factor de sensibilidad en relación a las variaciones de la resistencia con la deformación

El valor de K para las galga más usadas es del orden de 2 excepto para el platino que es de 6.

La ecuación que rige el valor final de la resistencia es:

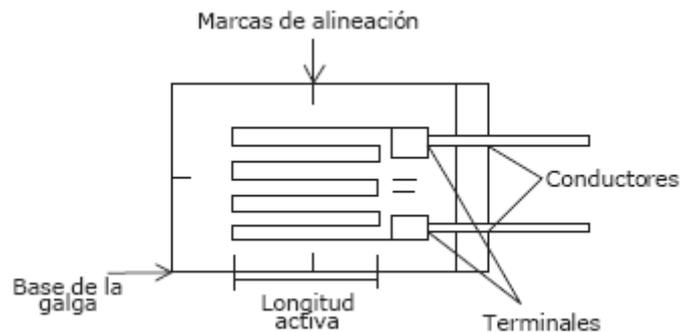
$$R = R_0 \left[1 + \frac{\Delta R}{R} \right]$$

$$R = R_0(1 + K\varepsilon)$$

Ecuación 29 Ecuación valor final de resistencias

Donde R_0 es el valor de la resistencia en reposo.

Ilustración 29 Modelo de Galga Extensiométrica



Fuente: FERRERO, José María. GUIJARRO, E. Instrumentación Electronica. Sensores. España, servicio de publicaciones UPV, 1994

Sensores de propósito orientado: En el mercado también es posible encontrar sensores de propósito específico, especialmente para la medición de presiones arteriales.

Acondicionamiento del sensor:

Es necesario diseñar una interfaz que sirva de acople para transmitir la presión entre el tejido y el sensor. Para este se debe tener en cuenta características como:

- Dependencia de la temperatura (efecto térmico)
- Efectos de histéresis
- Linealidad
- Repetividad
- Estabilidad

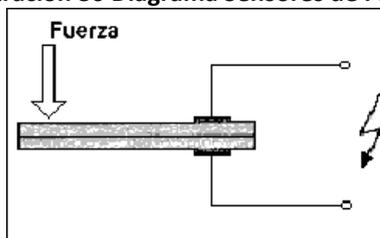
4.5. APLICACIÓN EN SENSORES PARA MEDICIÓN DE LA PA.

En las aplicaciones en sensores para la medición de la presión arterial, se hace necesario considerar los diferentes tipos que comercialmente se utilizan en los diferentes dispositivos. Enumeremos los más conocidos:

Sensores de presión:

- Resistivos: Se destaca la presencia de una presión que se ejerce sobre una membrana y se produce una variación en el valor de las resistencias que descansan formando un puente de Wheatstone.
- Piezo-cerámicos/multicapa: Son utilizados para generar una señal eléctrica al momento de la aplicación de una fuerza mecánica sobre el sensor, debido a la combinación de las características multicapa y piezo-cerámica.

Ilustración 30 Diagrama Sensores de Presión



Fuente: FERRERO, José María. GUIJARRO, E. Instrumentación Electronica. Sensores. España, servicio de publicaciones UPV, 1994

- Semiconductores: Relaciona la variación de la presión ejercida sobre la membrana, dando lugar al comportamiento del elemento piezo-resistivo semiconductor. Comercialmente Motorola tiene dispositivos de presión conocidos como familia MPX.

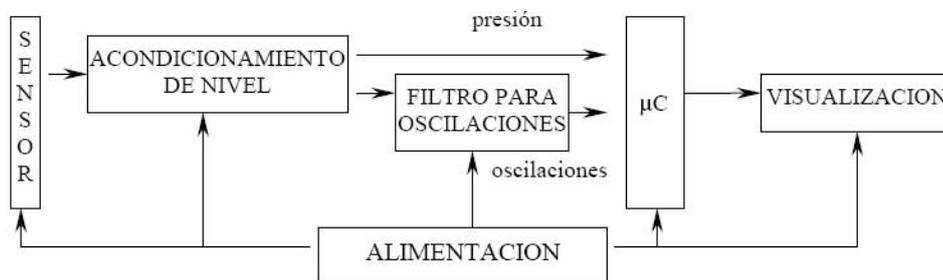
Para la medición de la presión sanguínea de manera digital, se ha implementado un medidor, el cual tiene integrado un sensor de presión⁴⁷. El método utilizado por este modelo es oscilométrico, el cual es empleado

⁴⁷ Revista Electrónica Fácil. <http://www.electronicafacil.net/tutoriales/Tensiometro-Digital-Portatil.php>

por la mayoría de los dispositivos automatizado no invasivos. Un miembro y su vasculatura están comprimidos en un brazo por una manga de condensación inflable. El principio de la medida simplificado del método oscilométrico es una medida de la amplitud de cambio de presión en la manga, como la manga es inflada sobre la presión sistólica, la amplitud se hace más grande de repente con los descansos del pulso a través de la oclusión. Esto es muy cerca de la presión sistólica. Cuando la presión de la manga se reduce, el aumento de la pulsación en amplitud alcanza un máximo y entonces disminuye rápidamente. El índice de presión diastólica se toma donde esta transición empieza. Por consiguiente, la presión de la sangre sistólica (PS) y la presión de sangre diastólica (PD) se obtienen identificando la región donde hay entonces respectivamente un aumento rápido y una disminución en la amplitud de los pulsos. La presión arterial media (PAM) se localiza en el punto de oscilación máxima.

Al visualizarse por medio de un diagrama de bloques Ilustración 31 el sensor, se encarga de convertir la presión en niveles de tensión diferencial que son introducidos a un acondicionador, del cual salen dos señales; una, previo paso por un filtro pasa bajo, va directo al canal de conversión del microcontrolador y la otra será filtrada para obtener las oscilaciones que serán analizadas por el microcontrolador luego de ser convertidas digitalmente. El microcontrolador analizará y calculará las presiones y las pulsaciones por minuto (ppm) para luego visualizarlas. Todos los bloques, son alimentados por la misma fuente de alimentación.

Ilustración 31Diagrama de Bloques-Aplicación-Medición de la presión arterial.



Fuente: <http://www.electronicafacil.net/tutoriales/Tensiometro-Digital-Portatil.php>

4.6. INSTRUMENTACION DE LA PRESION ARTERIAL

En el sistema de medicina moderna depende de una manera importante de la determinación de cantidades medibles, tanto en el proceso de exploración del paciente; mediante la medición de sus signos vitales, medición de la composición química de muestras corpóreas, medición del peso, medición de la talla y otras medidas dimensionales.

La medición de la presión arterial es una de las más utilizadas como parte de los procedimientos de diagnóstico de todas las entidades de salud del mundo. La exactitud de esta medición es primordial en la colaboración de diagnóstico correcto en las enfermedades que afectan la PA, así como en la detección de patologías de PA cuando sea el caso, lo cual constituye un peligro inminente en el comportamiento óptimo del sistema cardiovascular, con sus respectivas complicaciones.

Considerando las características básicas del esfigmomanómetro, consistente en un sensor de presión e indicador de presión, banda inflable, bomba, válvula de alivio, dispositivos auxiliares, y para la medición de los sonidos de Korotkoff la inclusión del estetoscopio.

Para la instrumentación del proceso de medición de la presión arterial debemos tener en cuenta:

- Aparato electrónico para la transferencia de las señales iniciales de un detector que se encuentra en la banda inflable o en otro lugar en señales acústicas y/o señales ópticas, también si se desea una indicación directa de los tipos de PA en una pantalla, con la participación de un transductor de presión y un módulo con el método de Riva-Rocci/Korotkoff, así mismo, se puede determinar la participación de un método oscilométrico.

La detección de la presión de la banda inflable puede ser medida por:

- Manómetros de columna de mercurio, con elementos sensores elásticos, y con un transductor electromecánico y pantalla digital.
- Los parámetros medidos por éstos métodos indirectos incluyen la presión sistólica (SP), que es el mayor valor de presión ocurrido cuando el corazón se contrae y eyecta sangre a las arterias, y la

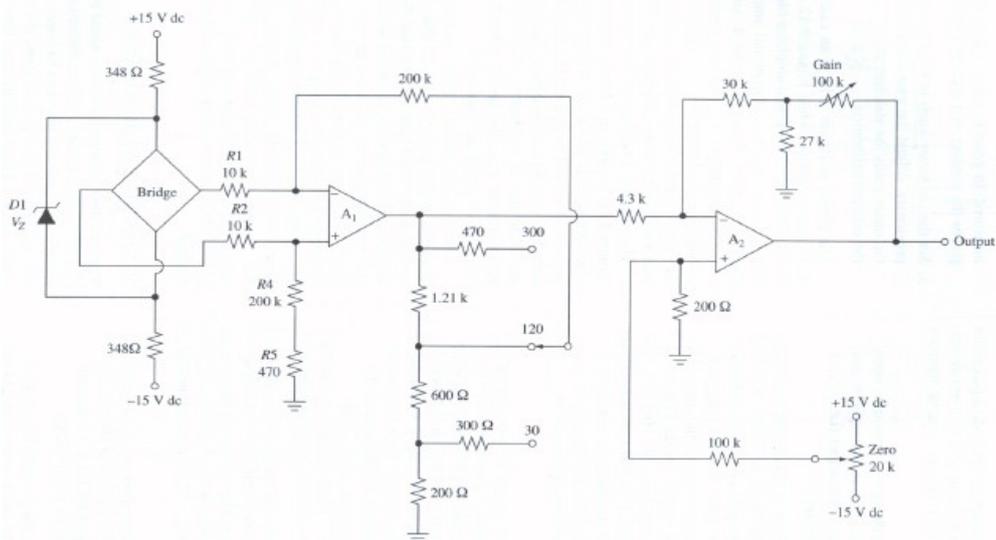
presión diastólica (DP) que representa el valor menor ocurrido entre eyecciones del corazón.

- El período desde el fin de una contracción cardíaca hasta el fin de la próxima se denomina ciclo cardíaco. La presión media (MP) se calcula como la integral de la curva de presión en un ciclo completo.

Amplificador de presión:

- La mayoría de los transductores de presión trabajan en la combinación de Puesto de Wheatstone resistivo y son del tipo strain gage.
- El Amplificador de entrada debe ser de bajo ruido y bajo offset.
- La regulación de ganancia y cero hace que el transductor sirva para una amplia variedad de mediciones.
- La ganancia del sistema se calcula según la salida y el tipo de conversor digital.

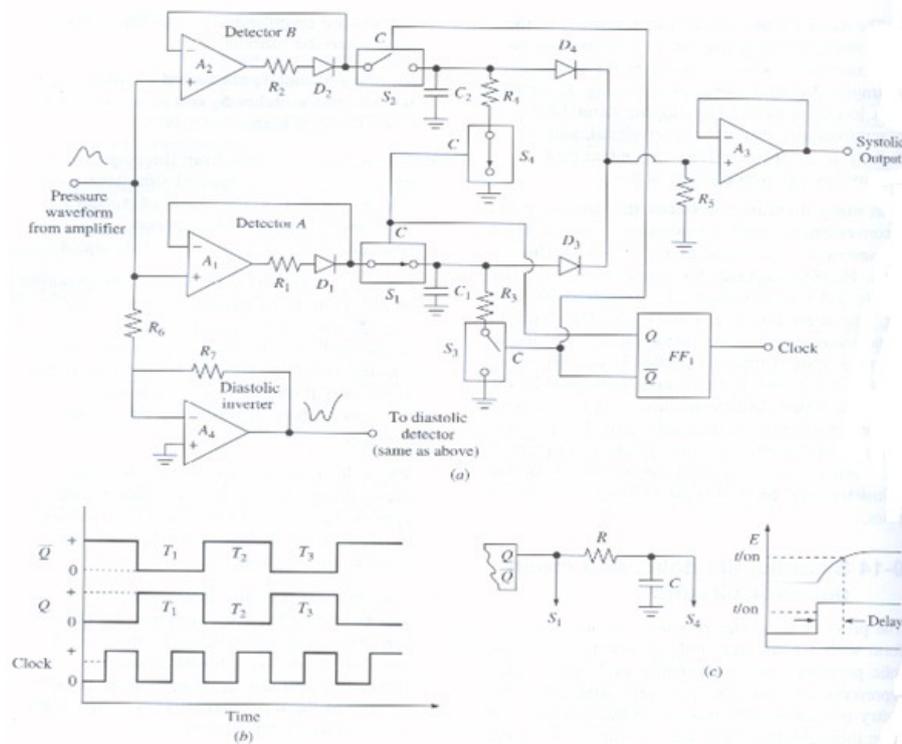
Ilustración 32 Modelos circuitales de medidores de presión arterial



Fuente <http://www.investigacion.frc.utn.edu.ar/sensores/>

Para la descripción del circuito se puede definir por etapas: Etapa 1: Interviene un conversor de voltaje diferencial en el puente de Wheatstone a voltaje referido; Etapa 2: Asume el ajuste de cero para la calibración.

Ilustración 33 Circuito Amplificador de Presión.



Fuente: <http://www.investigacion.frc.utn.edu.ar/sensores/>

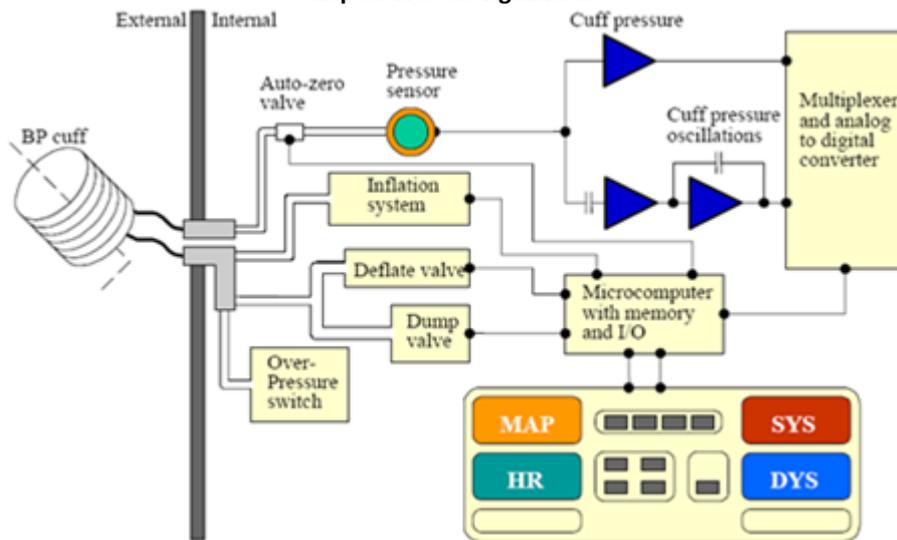
- a) Del circuito detector sistólico, (b) Diagrama de tiempos, y (c) A su vez en el circuito de retardo para S_4 y sus formas de onda. Además se aprecia un convertor de señales analógicas a señales digitales que se miden entre dos rangos definidos que generan una señal de ventana, quiere decir que la salida está en un nivel bajo, cuando la entrada se encuentra en los límites de la ventana, establecidos en el diseño.

4.6.1. Modelo de medidor de presión comercial

En actualidad, existen varios métodos y técnicas para realizar una medida de la presión arterial de manera automática, se presenta el método oscilométrico como principio de aplicación del pletismógrafo, y así mismo, la variación del método oscilométrico derivado, caracterizado en la ilustración 34, donde se presenta un diagrama de bloques de los componentes principales y subsistemas en dispositivos de vigilancia de la

presión arterial Ilustración 77 Esquema instrumentación de la PA.
Sensores para PA (aplicaciones comerciales)

Ilustración 34 Diagrama de bloques de los componentes principales y subsistemas en dispositivos de vigilancia.

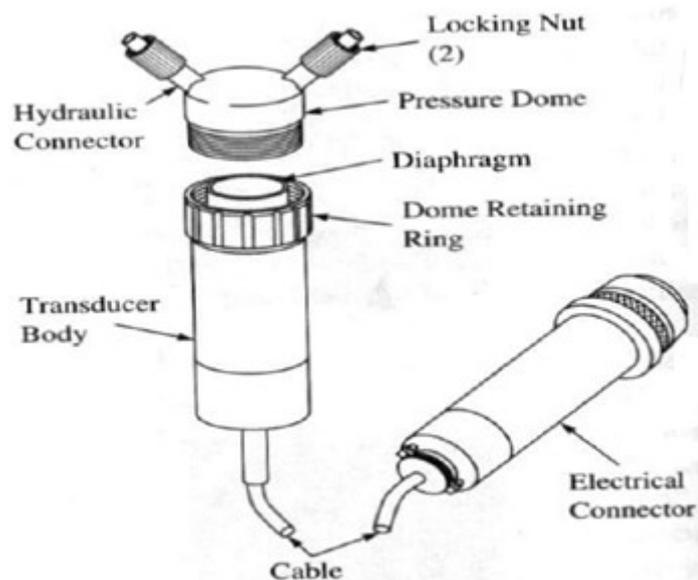


Fuente: <http://www.ate.uniovi.es>

Sensor de presión

El sensor está compuesto de dos partes, un domo con conectores y el cuerpo con el sensor incluido.

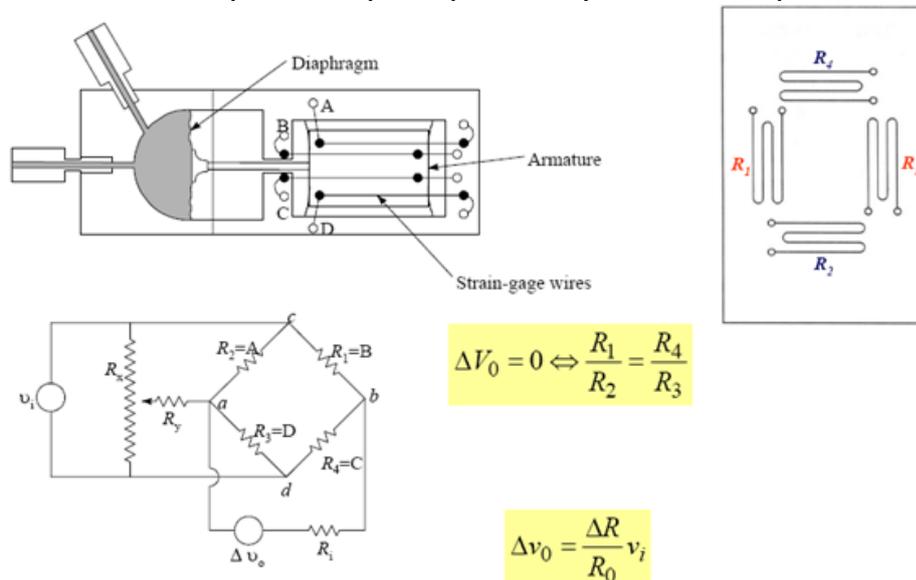
Ilustración 35 Esquema de sensor de presión



Fuente: Angelakos E. T. 1964: Semiconductor pressure microtransducers for measuring velocity and acceleration of intraventricular pressures. American Journal of Medical Electronics 3, 266-70

También se consideran diferentes configuraciones de sensores de presión ya mencionado como es el caso de las Galgas extensiométricas, en la Ilustración 36, se hace la descripción de las piezas que constituyen un sensor de presión Ilustración 78 Esquema instrumentación de la PA. Sensores para PA (galgas).

Ilustración 36 Descripción de las piezas que constituyen un sensor de presión.



Fuente: Geddes, L.A. and Baker, L.E. 1975; Principles of applied biomedical instrumentation, 2nd edn. New York; John Wiley and Sons.

Todos los r inicialmente son iguales a $R_0 \ll R_i$. Si R_1 Y R_3 aumentan, entonces las resistencias restantes decrecen teniendo en cuenta un ΔR .

En aplicaciones comerciales, se puede contar con diferentes tipos de sensores de presión, según el método a utilizar. En la Ilustración 37 podemos ver su apariencia en el mercado.

Ilustración 37 Diferentes tipos de Sensores de Presión



Fuente: Geddes, L.A. and Baker, L.E. 1975; Principles of applied biomedical instrumentation, 2nd edn. New York; John Wiley and Sons.

En la instrumentación, los transductores están constituidos por sensores y los diferentes circuitos electrónicos, que dan la oportunidad de convertir magnitudes físicas en magnitudes eléctricas. En la ilustración 38 Transductores de presión, se puede visualizar un modelo genral de un transductor de presión y en la ilustración 39 Comportamiento de sensores de presión, se presenta un modelo del circuito comparativo del comportamiento de los sensores de presión más utilizados comercialmente.

Ilustración 38 Transductores de presión.

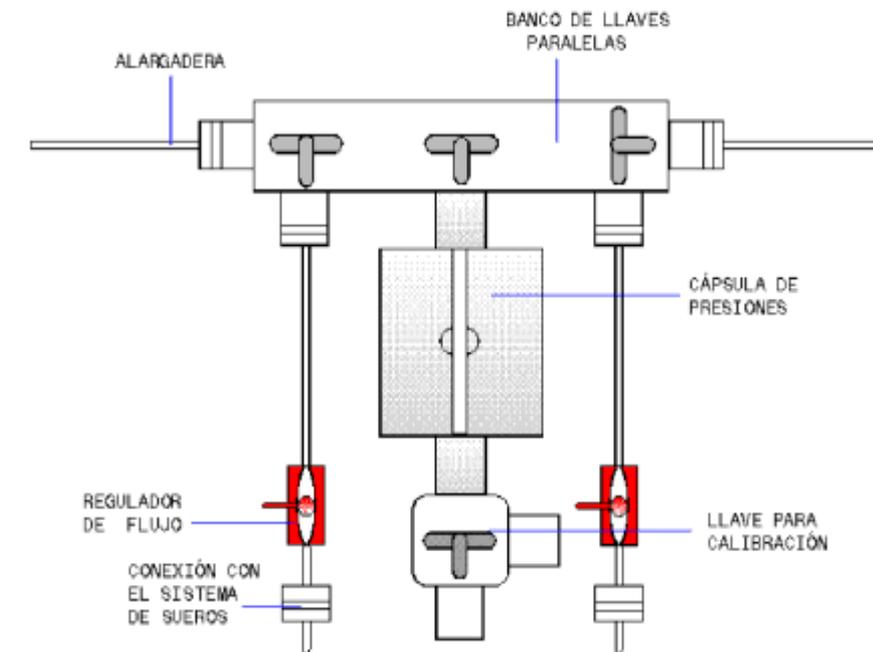


GRÁFICO. CÁPSULA DE PRESIONES

Fuente: Geddes, L.A. and Baker, L.E. 1975; Principles of applied biomedical instrumentation, 2nd edn. New York; John Wiley and Sons.

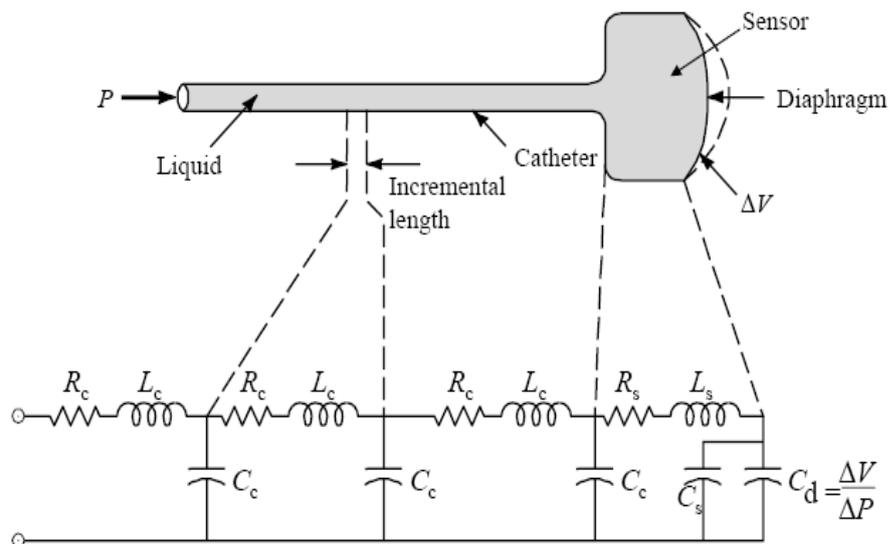
Transductor: Llaves de 3 vías: para calibrar, para conectar el distal del catéter y para el conector macho-macho.

Conector macho-macho: Llave de tres vías para lavado continuo, para infusión de solución y termistor.

El sistema sensor-catéter es un complejo de parámetros hidráulicos distribuidos a lo largo de la línea.

Cada segmento del catéter tiene su propia resistencia R_c , inductancia L_c , y capacitancia C_c . En suma, el sensor tiene resistencia R_s , inductancia L_s , y capacitancia C_s . La capacidad del diafragma es C_d .

Ilustración 39 Circuito comparativo del comportamiento de los sensores de presión más utilizados comercialmente.



Fuente: Geddes, L.A. and Baker, L.E. 1975; Principles of applied biomedical instrumentation, 2nd edn. New York; John Wiley and Sons.

Se presentaron los instrumentos de medida de la presión, tanto sistólica como diastólica, donde la conversión de los elementos fisiológicos (presión de la sangre por eyección y compresión) se transforma en pulsos eléctricos por medio de un transductor de presión que utiliza galgas extensiométricas para la medida de la señal de entrada sistólica y el puente de wheastone para la medida de diastólica, superada la etapa de conversión, lo que resta es poder amplificarlo y transformar la señal

analógica de baja frecuencia en pulsos amplificados binarios, lo que se logra a través de los circuitos considerados anteriormente.

Se plantea de esta forma el detalle de la instrumentación que se encuentra en el mercado y que es posible de reproducir a partir de elementos comerciales, para la práctica de la medición de la presión arterial.

5 RESUMEN CONCEPTUAL

Este capítulo intenta enseñar a aprender con el uso de mapas mentales similares a mapas conceptuales que permitirán ver de manera gráfica y por lo tanto construir un dibujo mental del funcionamiento del corazón.

La gran mayoría de los conceptos presentados en el documento tienen una relación de unidad y “lucha” de contrarios, así como elementos que relacionan la universalidad con la particularidad para entender el funcionamiento del corazón y por supuesto de la Presión Arterial.

Por otro lado todos los conceptos biológicos, físicos, de medida e instrumentación ratifican la concepción de movimiento cuya existencia no se puede entender al margen de la materia y viceversa.

Se dirá que al igual que en el universo, en el cuerpo el movimiento es absoluto, mientras que lo estático es un estado temporal del movimiento, de hecho no se concibe el cuerpo humano en absoluto reposo, ya que negaría su condición y dejaría de existir.

Además es válido entender el funcionamiento del corazón como expresión y parte del todo que significa cuerpo, por su puesto la presión es una condición necesaria, aunque no única para el funcionamiento del cuerpo, modificada, como se discutió anteriormente, por factores intrínsecos al él (como los generados por la alimentación o el ejercicio) y por factores extrínsecos como la temperatura o el reflejo de condiciones de no cotidianas (como percepciones de susto) que pudieran generar alteraciones corporales.

Al igual que el universo, el cuerpo pasa por la interacción e influencia de innumerables factores que a la vez se interrelacionan entre sí.

Los niveles de organización del cuerpo y el corazón en lo que respecta a los temas desarrollados son considerados finitos, hasta el punto de llegar a conocer las fibras (como el haz de His, células P, etc.), su estructura y funcionamiento, sin embargo el análisis debe hacerse con mucho cuidado ya que pareciera que cada uno puede funcionar como una unidad orgánica independiente, tesis que se descarta al entender la interrelación

corazón, sistemas simpático y parasimpático, flujo de sangre aurícula – ventrículo, envío de sangre y recolección después de cumplir con los procesos en el recorrido por todo el cuerpo, Presión arterial Sistólica - Diastólica y otros más.

Se puede decir con toda seguridad que existe una interconexión entre lo biológico estudiado, lo físico, lo químico y lo social, que en el contexto de la medida de la PA, termina mediado por los instrumentos y los métodos para conocerla.

Esto claramente muestra en la práctica el complemento al principio de incertidumbre de Heisenberg, donde por lo menos a nivel macro es posible conocer los fenómenos sin que su intervención coharte la posibilidad de tener métricas que permitan inferir las condiciones internas de ellos, nos referimos especialmente a medir las presiones, a distinguir los sonidos de Korokoff y por lo tanto a inferir con un grado importante de verdad el estado del cuerpo a partir de estas medidas, a tal punto de poder diagnosticar y proponer soluciones médicas para su control.

Se vive así la contradicción entre lo general del ambiente y lo particular del cuerpo, entre lo general del cuerpo como un todo biológico, lo particular del sistema circulatorio (el corazón mas los sistemas simpáticos y parasimpáticos, el fluir de la sangre por todos los órganos, etc) y entre lo general de éste y lo particular del corazón con sus aurículas, ventrículos, fibras, impulsos eléctricos y otros que permiten su funcionamiento.

Pero también se puede inferir los métodos que validan la investigación y el entendimiento científico, es decir el deductivo cuando vamos de lo externo a lo interno, cuando se reconoce que problemas de la sociedad actual como el stress o condiciones de temperatura puede generar en el cuerpo respuestas del tipo variación de la presión, y lo inductivo cuando de una manifestación de HTA se ubica el aumento en el NaCl como causa de ella y se propone al paciente cambios de hábitos en la alimentación, esto como ley general aplicable a todos los pacientes que sufren de HTA.

El proceso de enseñanza y aprendizaje del funcionamiento del corazón no está al margen del entendimiento de estas contradicciones, de allí que se deba formar al estudiante en una forma de pensar verdaderamente holística y crítica, para que dotado con las herramientas adecuadas, pueda analizar los problemas desde todas las aristas posibles, incluyendo aquellas con áreas de conocimiento tan disímiles como los social, que en últimas terminan siendo definitivas en la solución a problemas de salud. La humanidad ha aprendido a reconocer este vínculo, el descubrimiento de la pulga como vector de la peste bubónica, planteó una solución de tipo social a un problema de salud y como éste muchísimos ejemplos que apalancan esta propuesta.

Muestra esto que el profesional de la maestría en Instrumentación Física debe ser formado de manera integral, aprendiendo a romper el círculo de la especialización técnica del conocimiento para llegar al plano de la formación integral con el reconocimiento de las interrelaciones que van desde lo biológico hasta lo social, político y económico.

Sin embargo esto no es una discusión exclusiva del pensamiento técnico, en realidad permea todas las áreas de conocimiento (irónicamente hasta las sociológicas y filosóficas), por eso algunas personas plantan que "La Pedagogía tradicional pregona y aplica desde Comenius hasta hoy "no estudiar más de una cosa a la vez"; divide la ciencia para enseñarla en compartimentos estancos e impone el criterio del "prerrequisito" o avance por materias y períodos cumplidos. Esto podría nombrarse la parcelación del conocimiento que en últimas lleva a la más extrema especialización que se presencia en nuestros días, donde se enfoca la enseñanza hacia la dedicación exclusiva a áreas cada vez más reducidas de la realidad, castrando la formación multidisciplinaria y la concepción global del universo. Como ejemplo de esto, se puede citar el caso de la Dra. M. Parra, mano derecha del Dr. Patarroyo quién dijo hace poco respecto del parásito de la Malaria: "Nunca he estudiado otro asunto, porque creo que con este tengo tema hasta para 10 vidas"", para una sociedad como la nuestra este criterio no permite la construcción de ciencia propia ya que los intelectuales nos volvemos instrumentos de la técnica y de quienes la dominan (los países industrializados y sus agentes económicos).

No construye sociedad, porque estamos ensimismados resolviendo los problemas que genera la técnica en la técnica misma, y no los que demanda la sociedad, para colocar la ciencia, ingeniería, tecnología y técnica al servicio de ella.

No construye sociedad, porque se está ensimismados resolviendo los problemas que genera la técnica en la técnica misma, y no los que demanda la sociedad, para colocar la ciencia, ingeniería, tecnología y técnica al servicio de ella.

Para la enseñanza de la Presión Arterial se propone la siguiente estructura a modo de mapa mental (como ya se mencionó), herramienta que permitirá conocer de manera estructurada el concepto, establecer las relaciones entre los diferentes elementos que la conforman (corazón, sistemas, modelos, instrumentación y medición), así como reforzar las deducciones de los elementos dialécticos de dicha explicación.

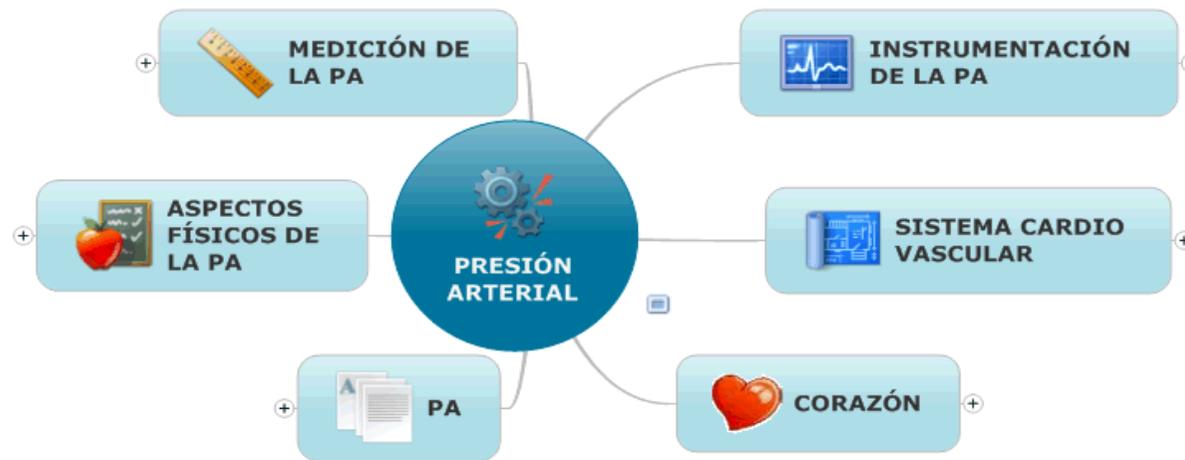
Para la enseñanza de la Presión Arterial se propone la siguiente estructura a modo de mapa mental (como ya se mencionó), herramienta

que permitirá conocer de manera estructurada el concepto, establecer las relaciones entre los diferentes elementos que la conforman (corazón, sistemas, modelos, instrumentación y medición), así como reforzar las deducciones de los elementos dialécticos de dicha explicación.

Los mapas mentales permiten establecer relaciones conceptuales (semánticas si se quiere) de las ideas principales que existen en un texto o tema desarrollado, como el caso del presente documento.

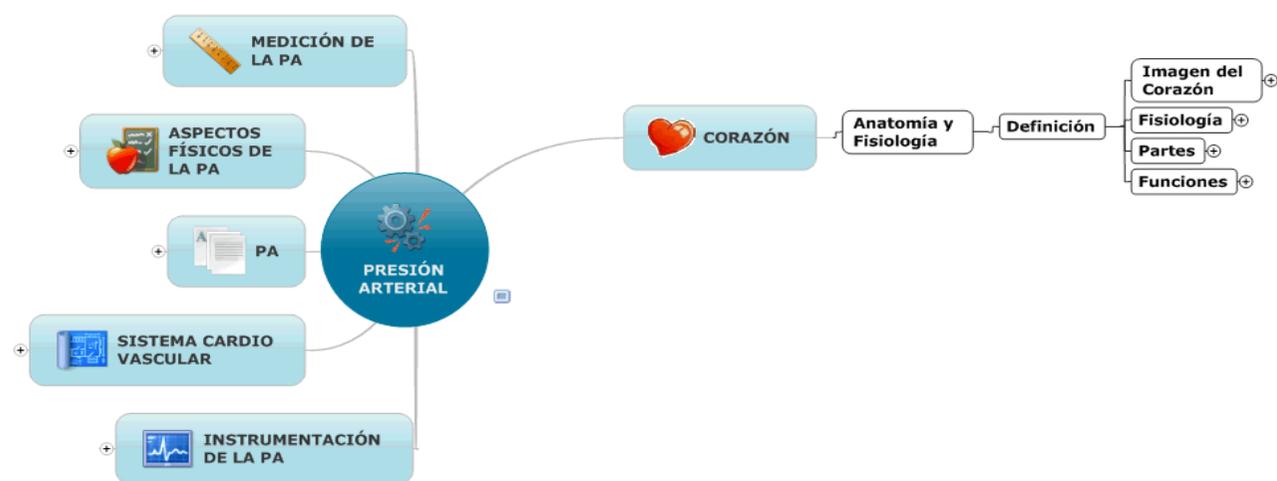
Seguramente en el medio habrá muchos aplicativos que permitirán “dibujar” estos mapas, en este documento hemos decidido utilizar una herramienta que corre bajo Windows y que se llama Mindjet manager v. 9.0, esta herramienta permite insertar información, producto de un análisis previo de un texto de referencia, en ella se puede gestionar la información y organizarla en un mapa gráfico que te permite reforzar las relaciones entre los diferentes conceptos y verlos gráficamente.

Ilustración 40 Esquema propuesta metodológica para la enseñanza de la PA en instrumentación física



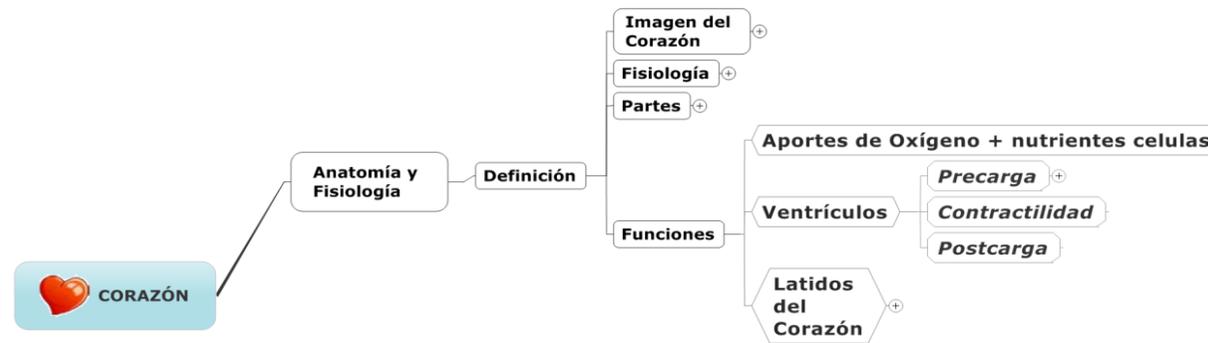
Fuente: Elaboración Propia

Ilustración 41 Esquema anatomía fisiología del corazón - definición



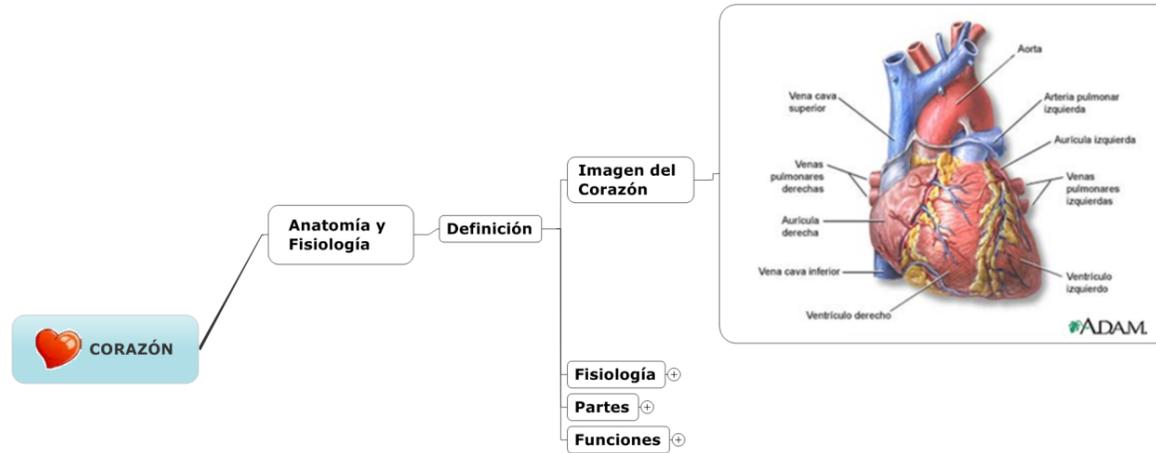
Fuente: Elaboración Propia

Ilustración 42 Esquema anatomía y fisiología del corazón - definición y funciones



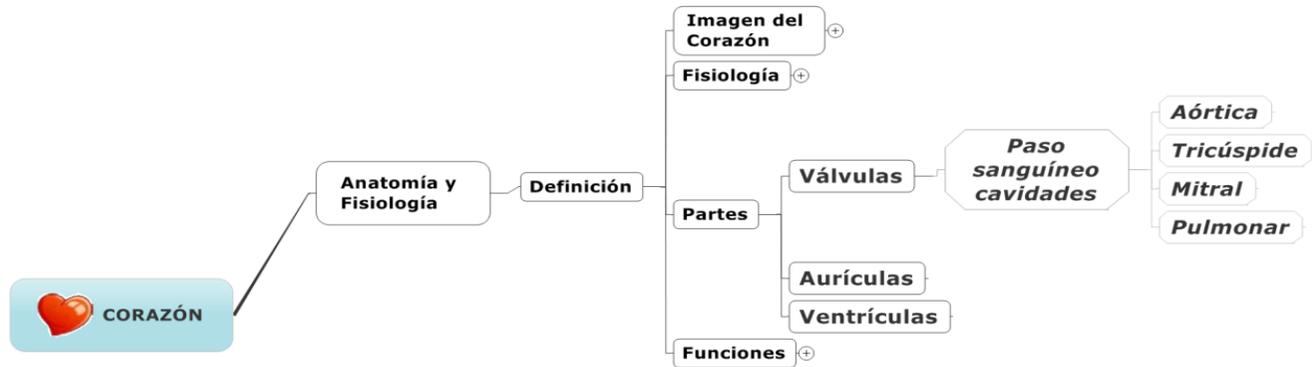
Fuente: Elaboración Propia

Ilustración 43 Esquema anatomía y fisiología del corazón - definición imagen del corazón



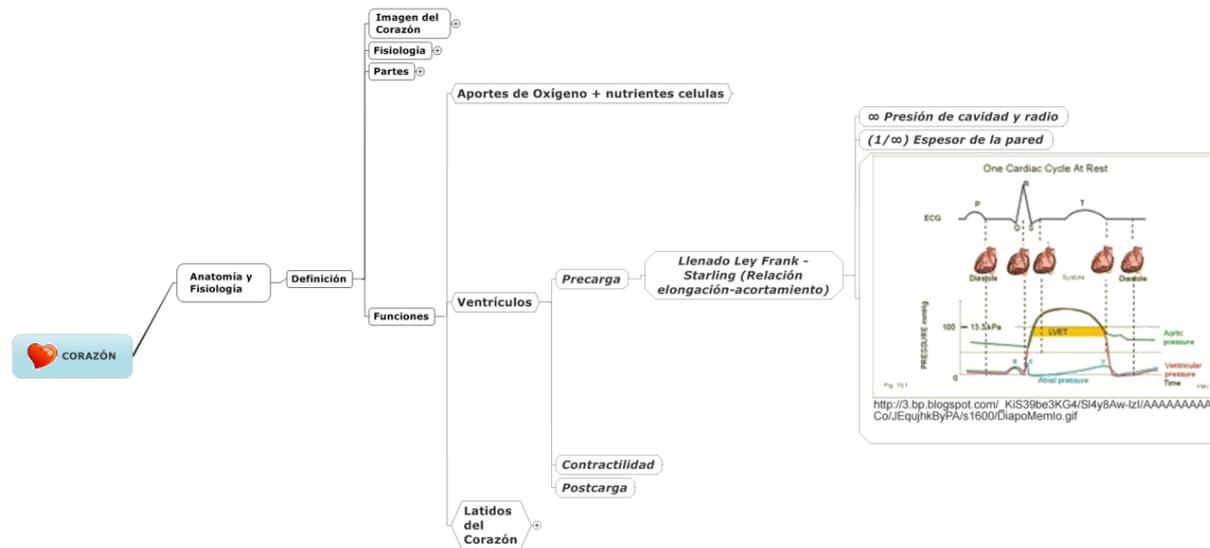
Fuente: Elaboración Propia

Ilustración 45 Esquema anatomía y fisiología del corazón - definición partes



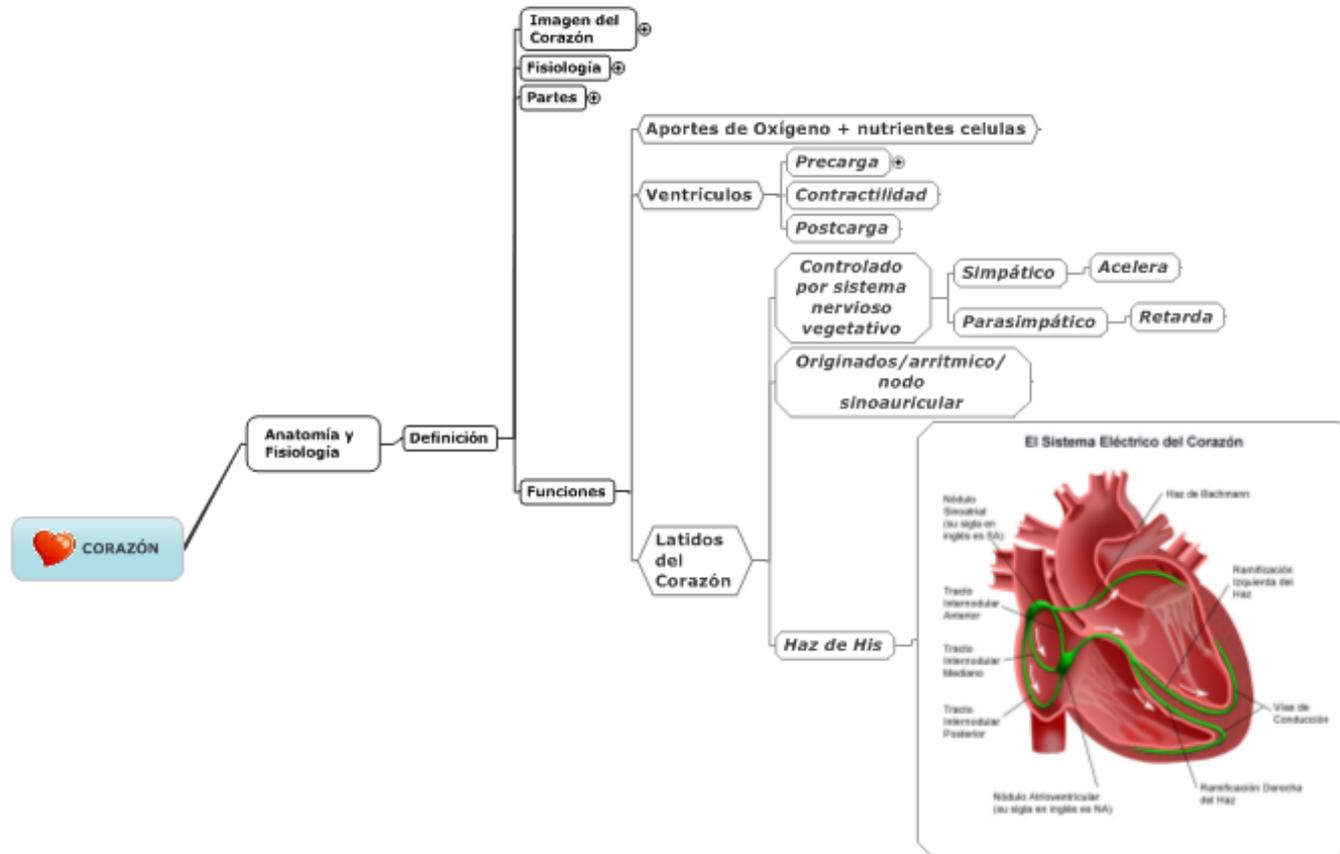
Fuente: Elaboración Propia

Ilustración 46 Esquema anatomía y fisiología del corazón - definición ventrículos



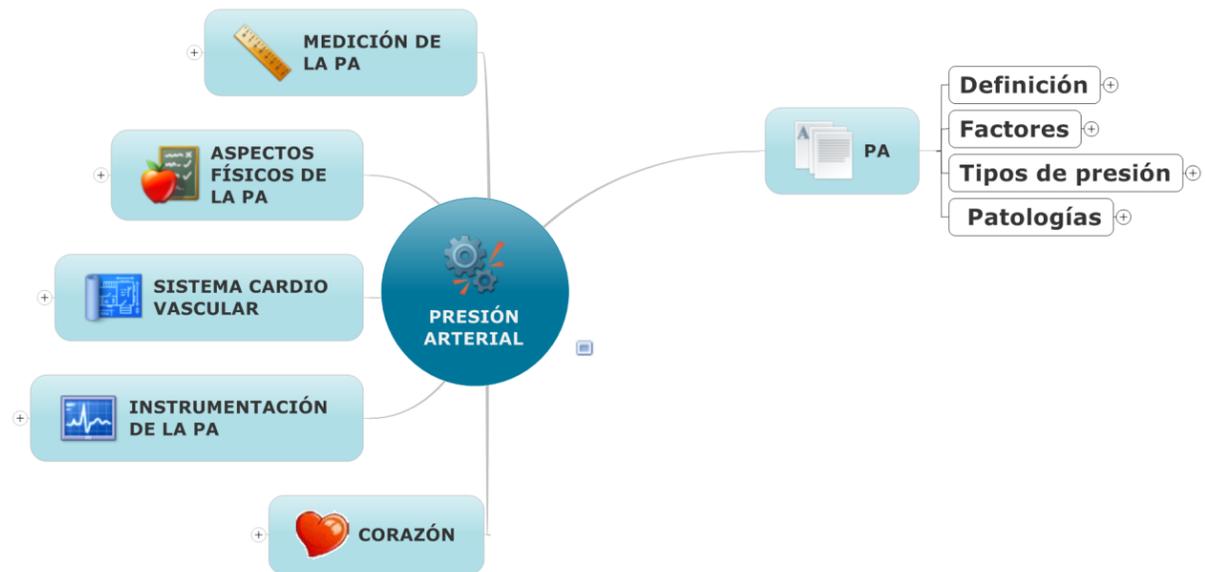
Fuente: Elaboración Propia

Ilustración 47 Esquema anatomía y fisiología del corazón - definición funciones



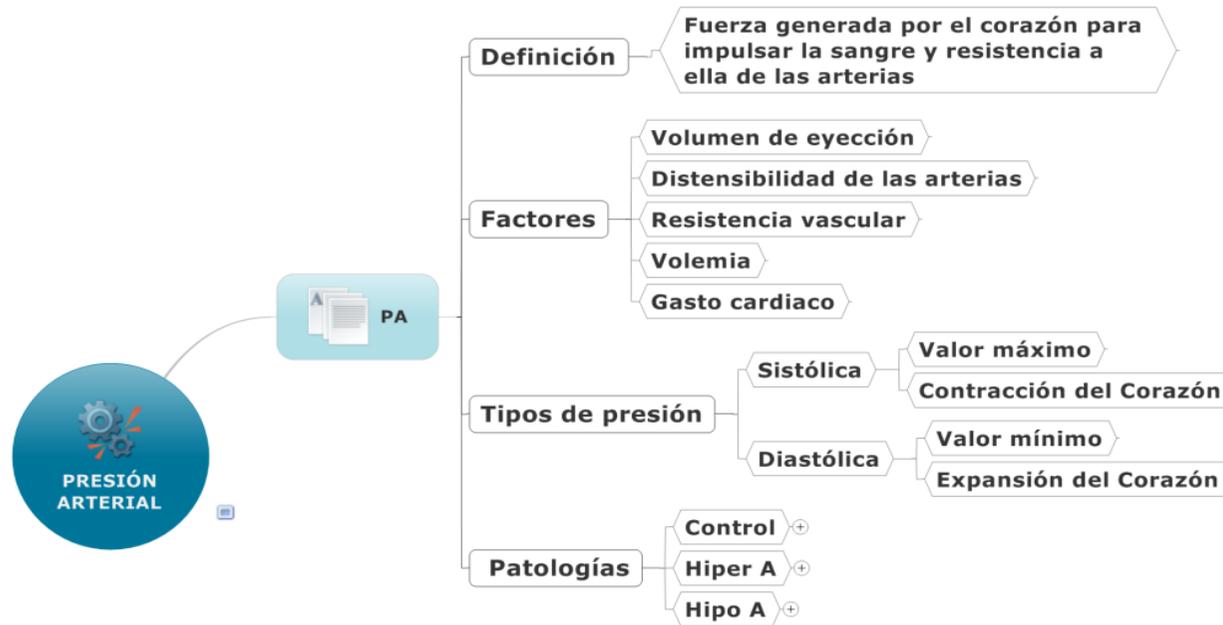
Fuente: Elaboración Propia

Ilustración 48 Esquema presión arterial



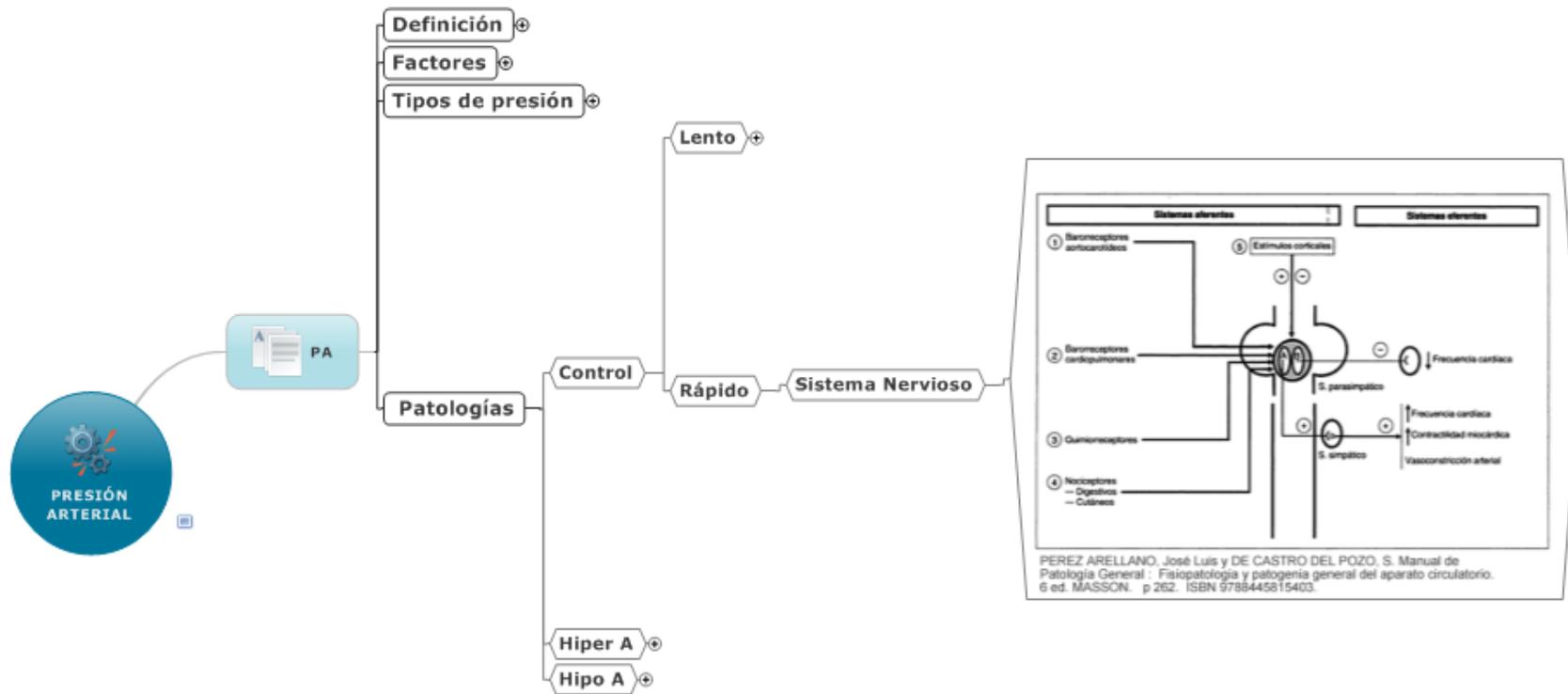
Fuente: Elaboración Propia

Ilustración 49 Esquema presión arterial - descripción de los aspectos estudiados



Fuente: Elaboración Propia

Ilustración 50 Esquema presión arterial - patologías control



Fuente: Elaboración Propia

Ilustración 51 Esquema aspectos físicos de la PA



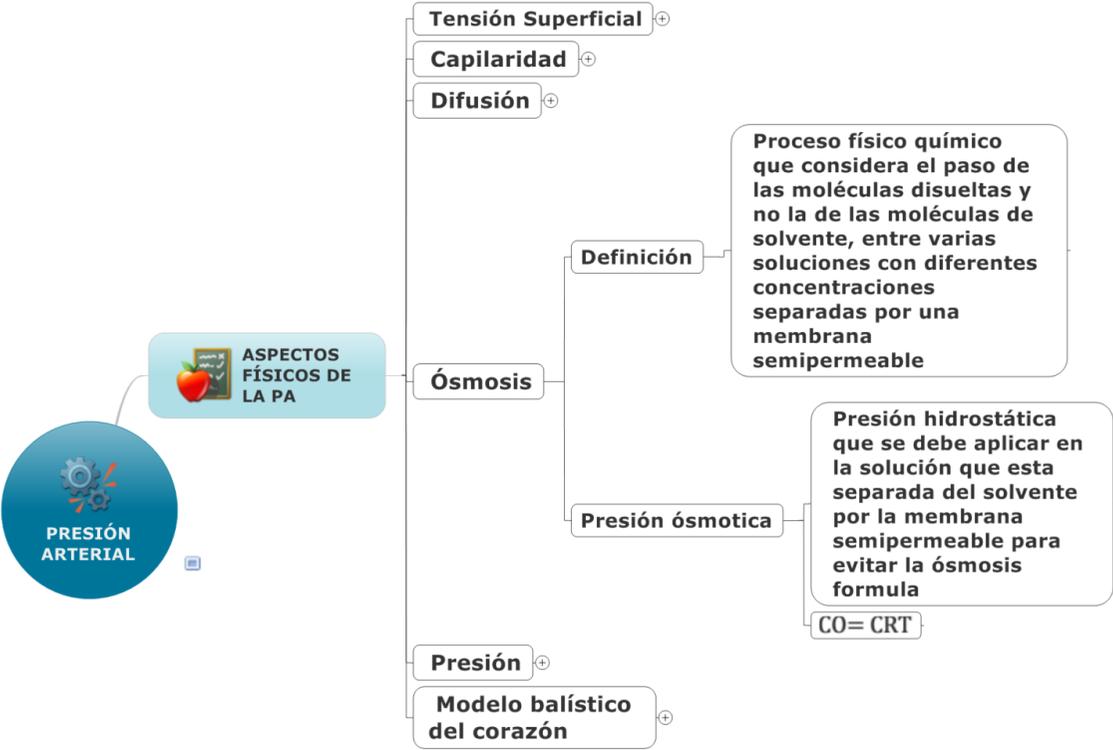
Fuente: Elaboración Propia

Ilustración 52 Esquema aspectos físicos de la PA - presión superficial, capilaridad, difusión



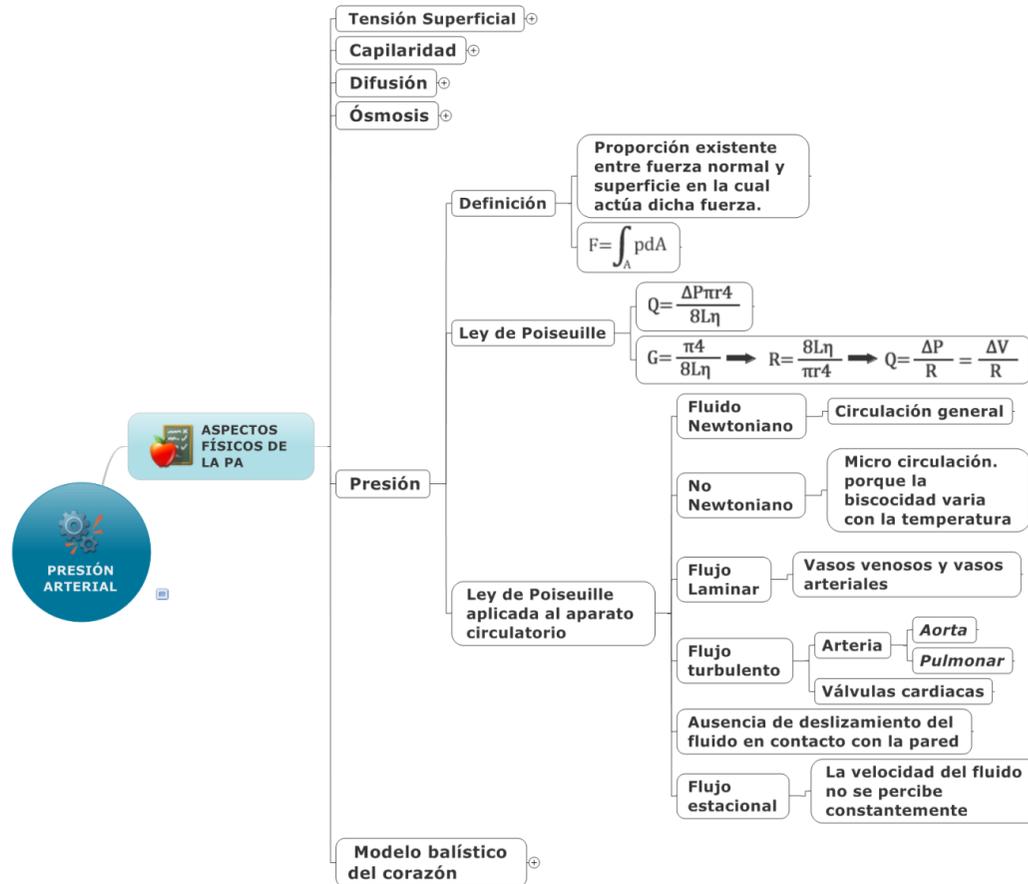
Fuente: Elaboración Propia

Ilustración 53 Esquema aspectos físicos de la PA - ósmosis



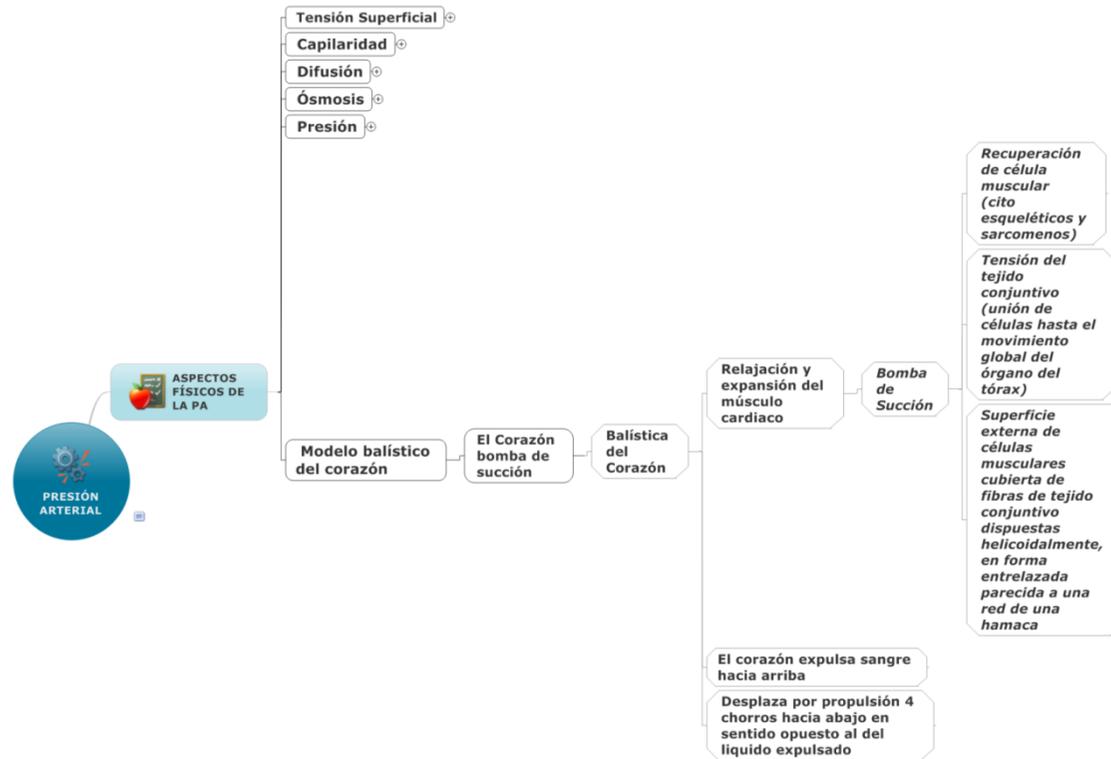
Fuente: Elaboración Propia

Ilustración 54 Esquema aspectos físicos de la PA - definición del concepto de presión



Fuente: Elaboración Propia

Ilustración 55 Esquemas aspectos físicos de la PA - modelo balístico del corazón



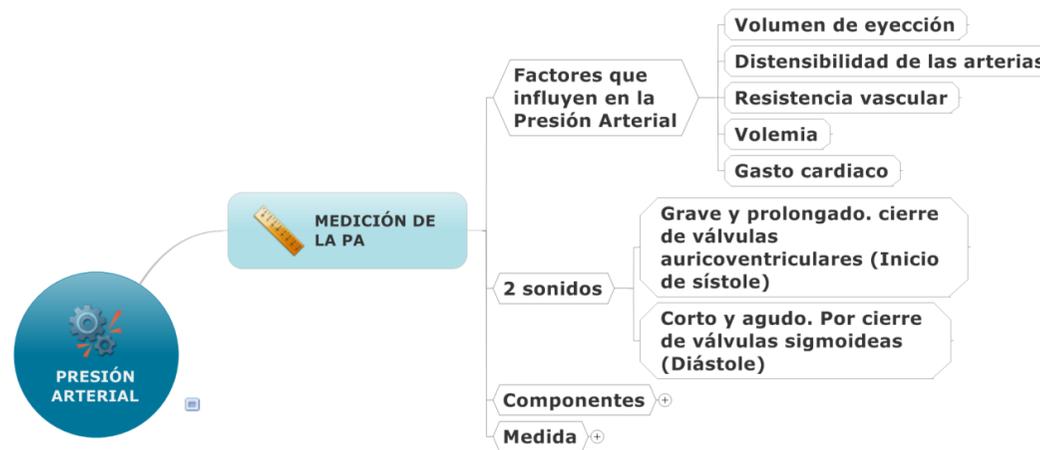
Fuente: Elaboración Propia

Ilustración 56 Esquema medición de la PA



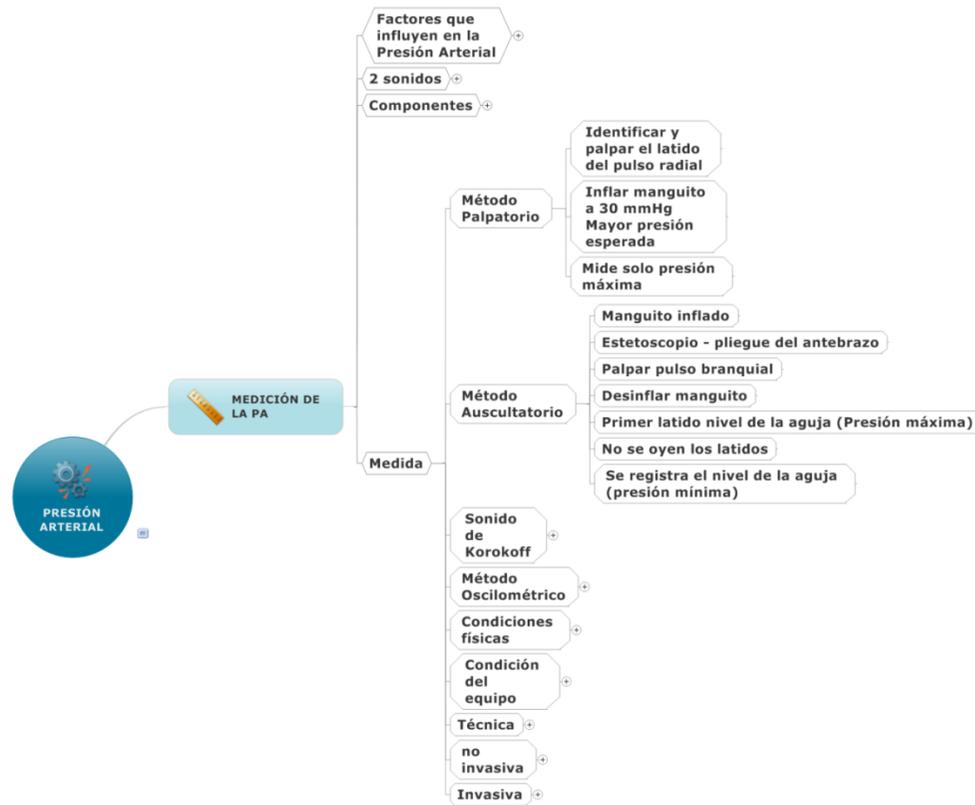
Fuente: Elaboración Propia

Ilustración 57 Esquema medición de la PA - Medición



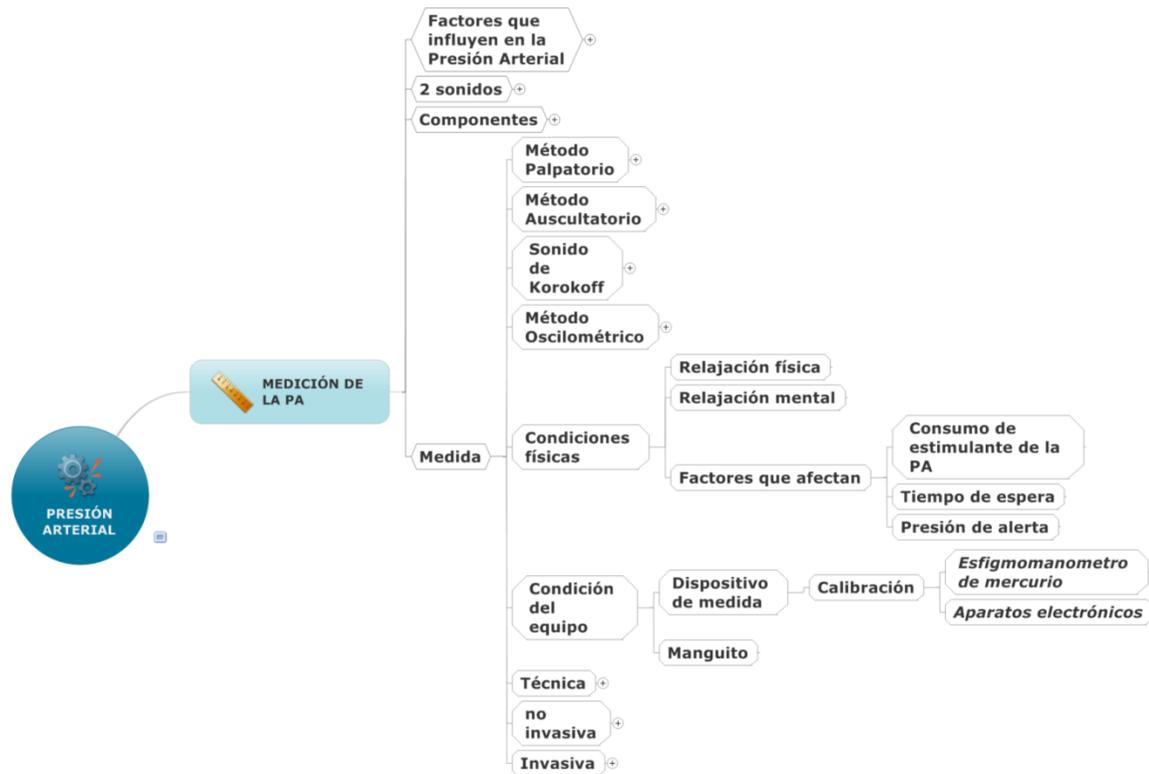
Fuente: Elaboración Propia

Ilustración 58 Esquema gestión de la PA - Medida, método palpatorio, método auscultatorio



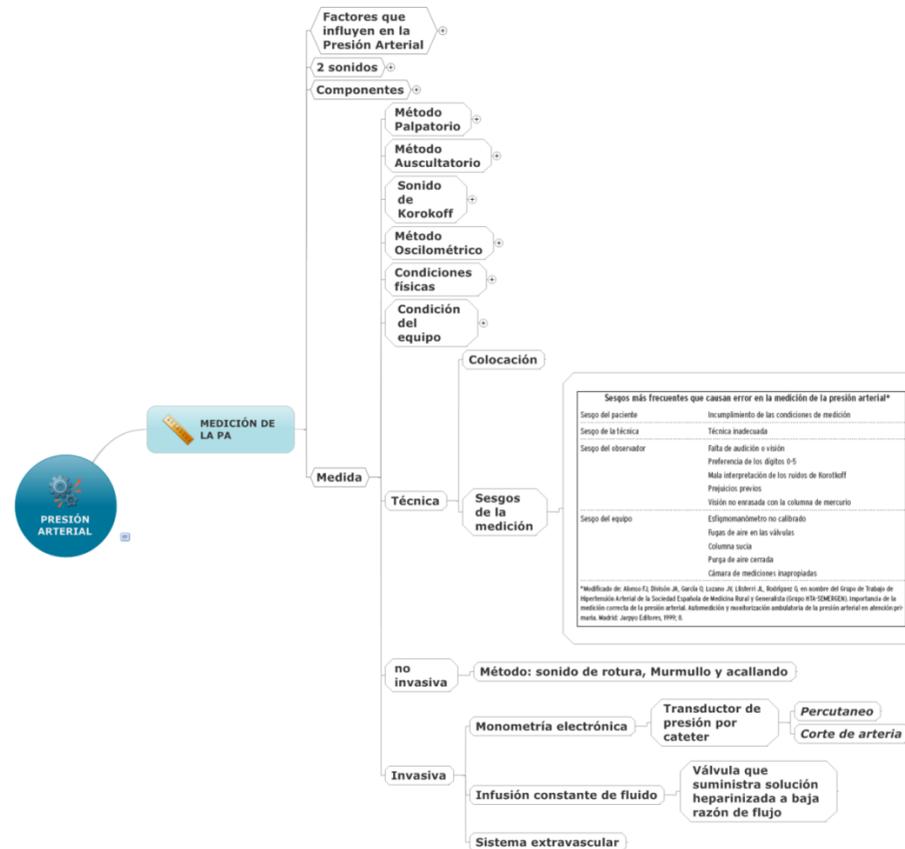
Fuente: Elaboración Propia

Ilustración 59 Esquema medición de la PA - medida, método oscilatorio



Fuente: Elaboración Propia

Ilustración 60 Esquema medición de la PA - Medición, condiciones físicas, condiciones del equipo, teórica



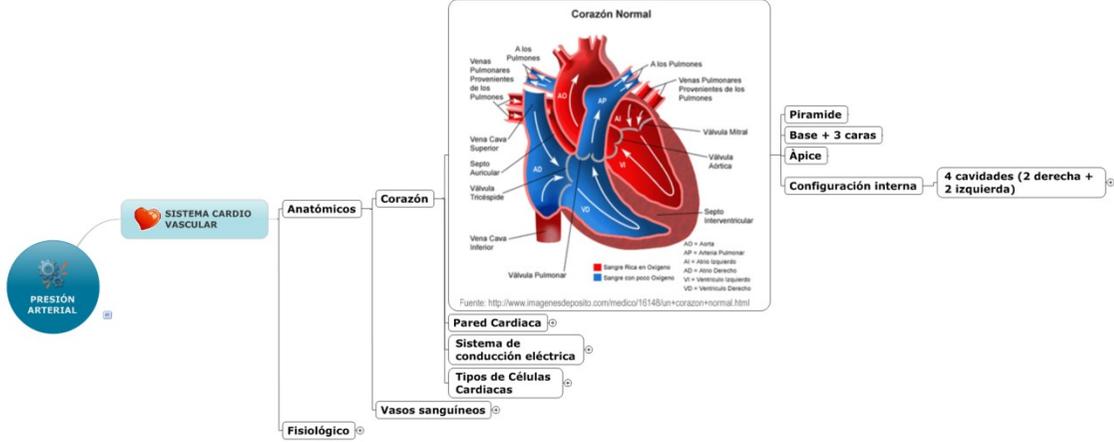
Fuente: Elaboración Propia

Ilustración 61 Esquema sistema cardiovascular



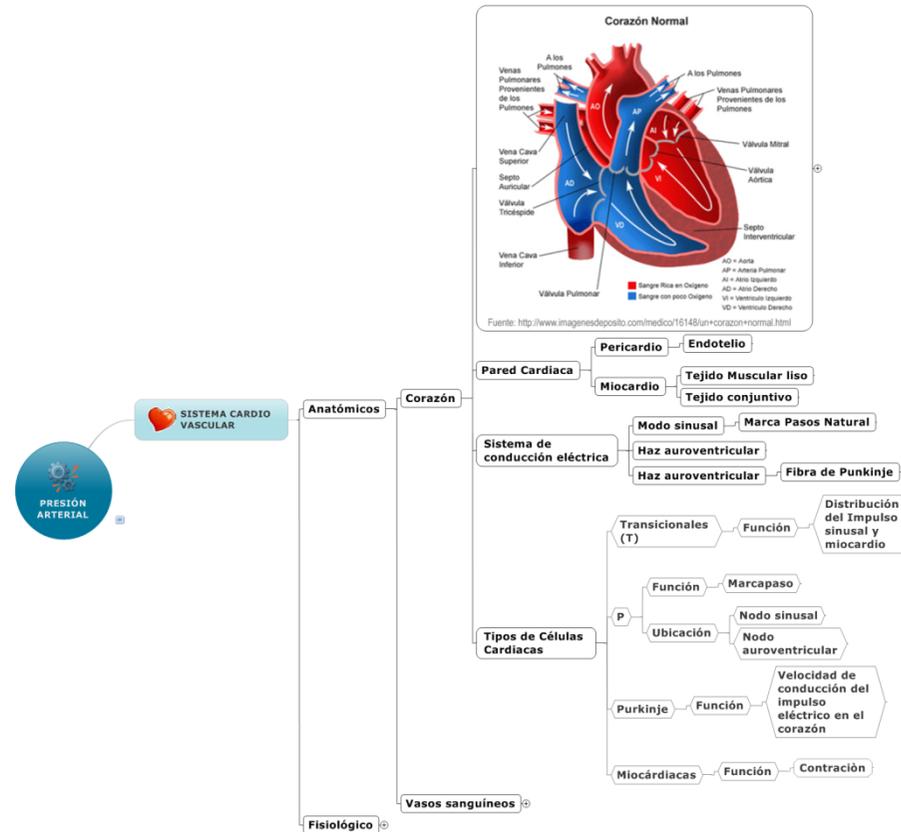
Fuente: Elaboración Propia

Ilustración 62 Esquema sistema cardiovascular aspectos anatómicos - corazón



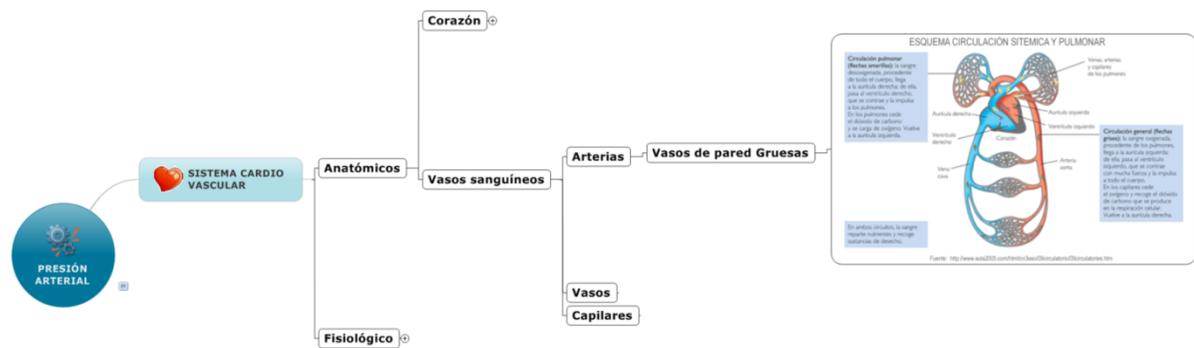
Fuente: Elaboración Propia

Ilustración 63 Esquema sistema cardiovascular aspectos anatómicos - corazón - descripción



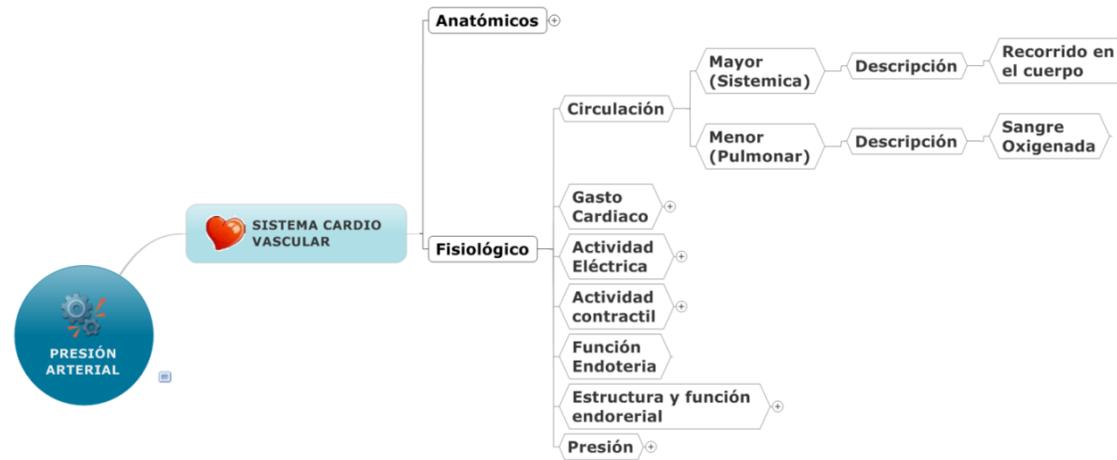
Fuente: Elaboración Propia

Ilustración 64 Esquema sistema cardiovascular aspectos anatómicos - vasos sanguíneos - arterias



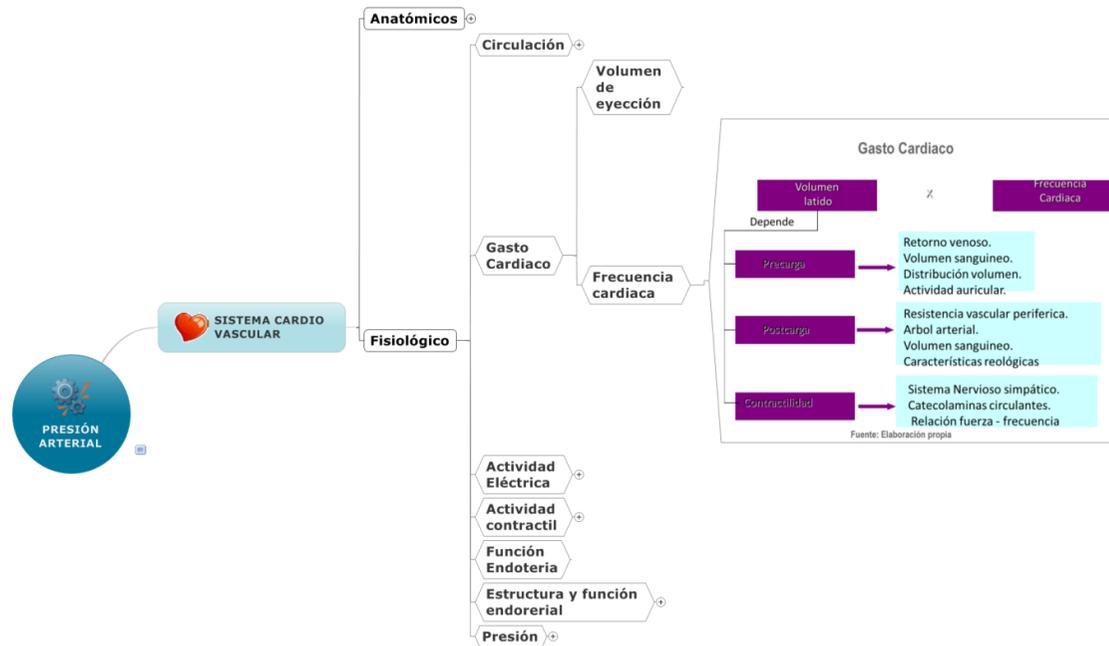
Fuente: Elaboración Propia

Ilustración 65 Esquema sistema cardiovascular aspectos fisiológicos



Fuente: Elaboración Propia

Ilustración 66 Esquema sistema cardiovascular aspectos fisiológicos. Gasto cardiaco



Fuente: Elaboración Propia

Ilustración 67 Esquema sistema cardiovascular aspectos fisiológicos. Actividad eléctrica

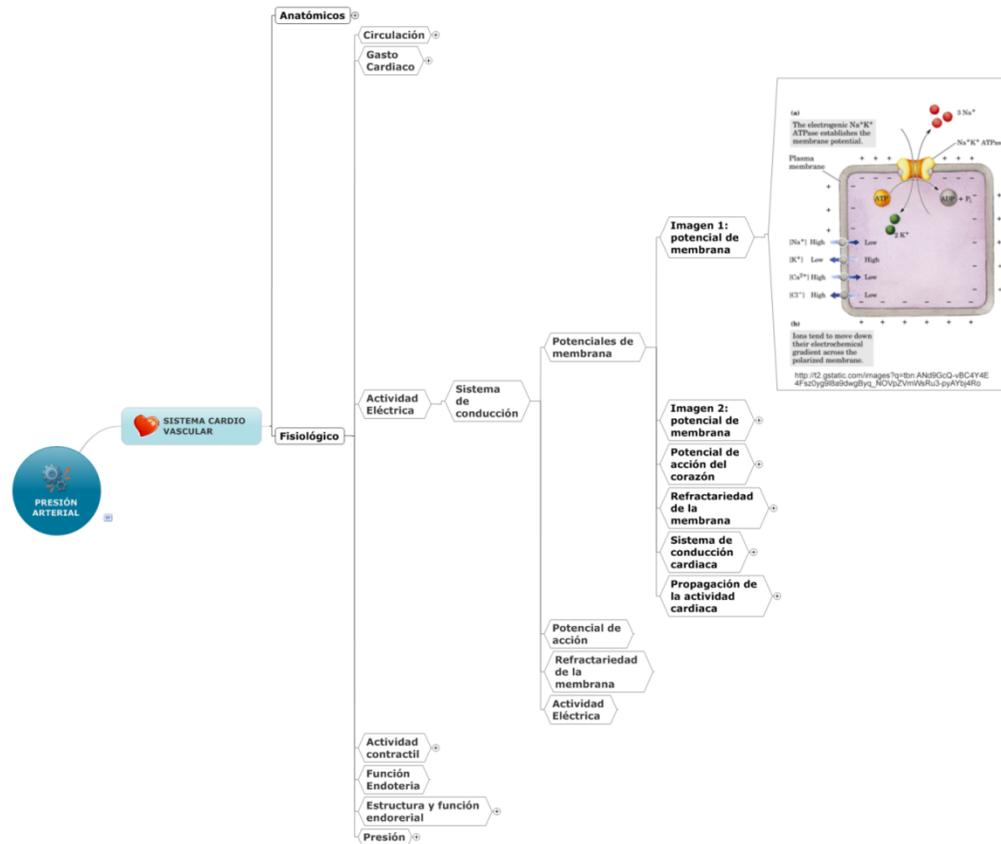
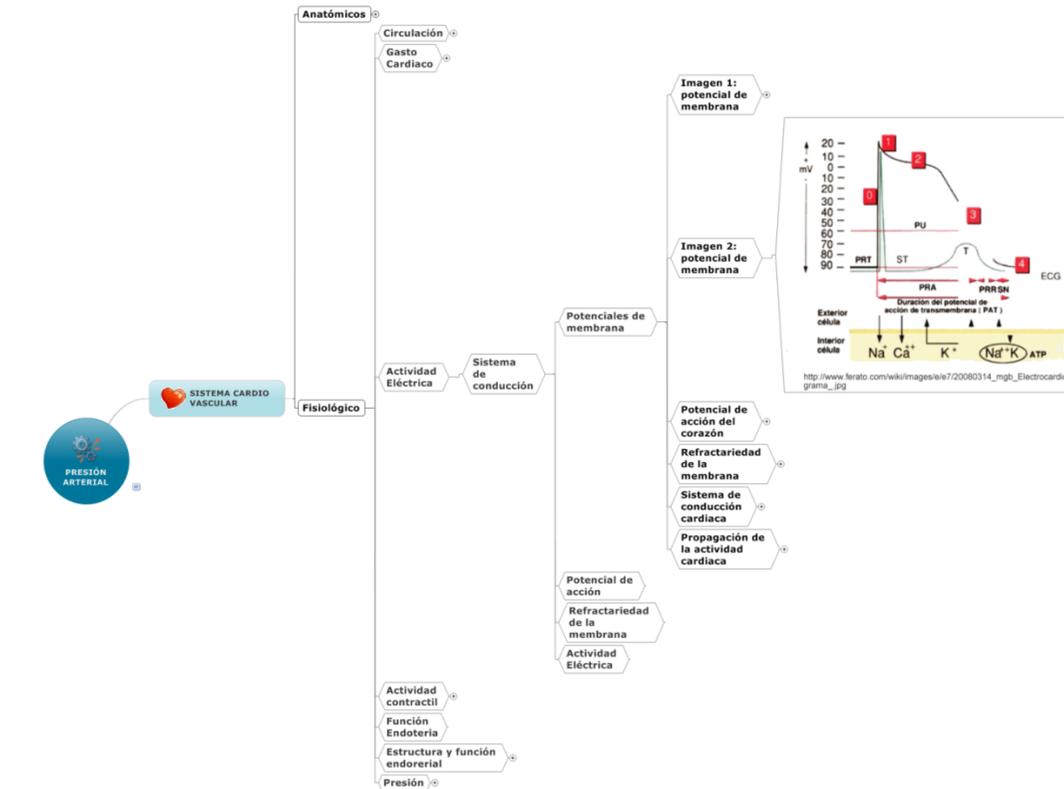
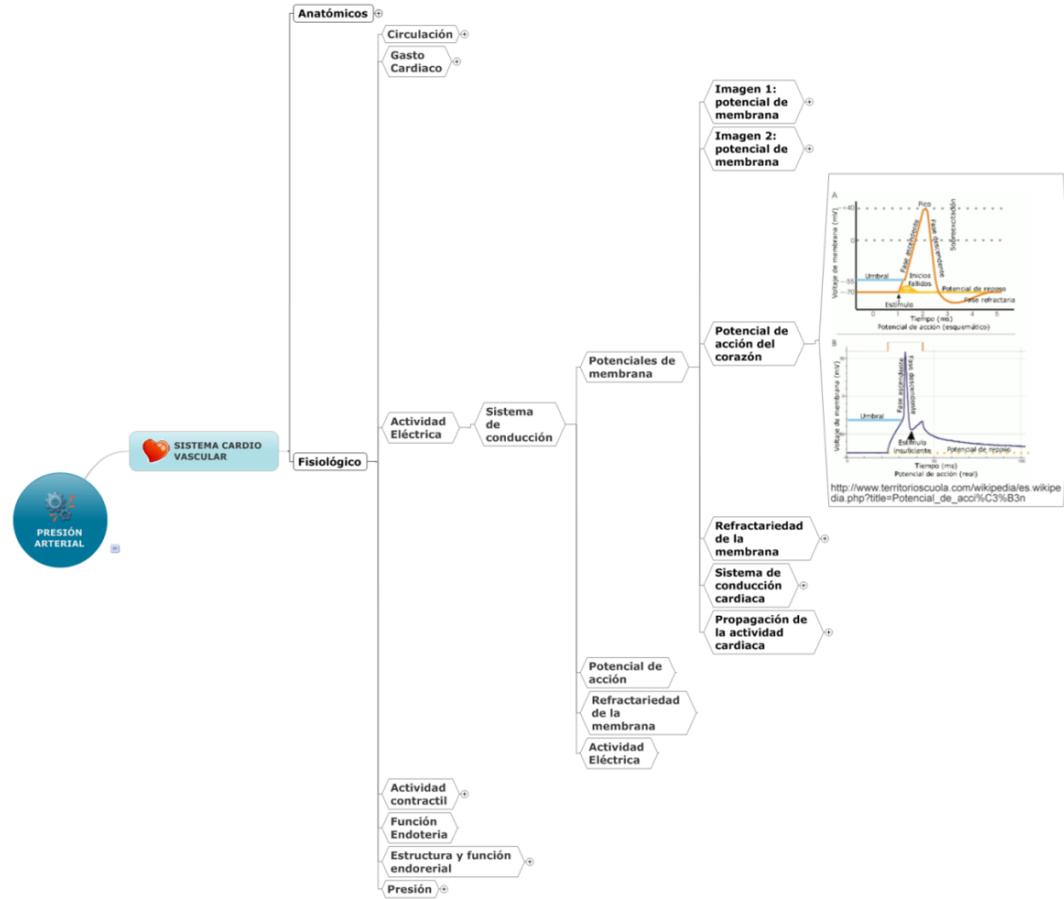


Ilustración 68 Esquema sistema cardiovascular aspectos fisiológicos activad eléctrica - potenciales de membrana, sistema de conducción



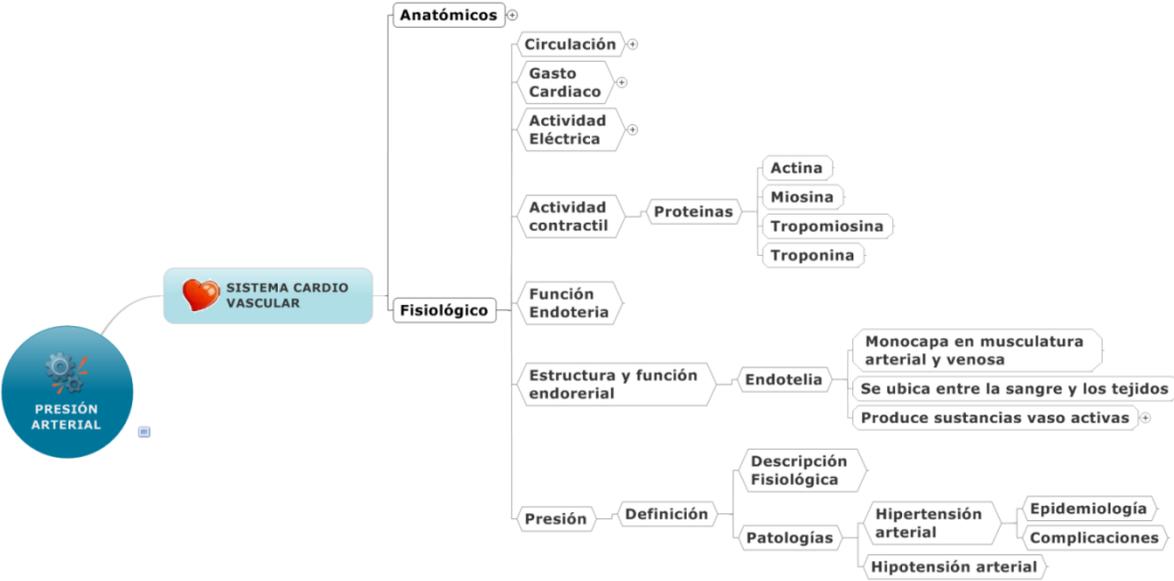
Fuente: Elaboración Propia

Ilustración 69 Esquema sistema cardiovascular aspectos fisiológicos actividad eléctrica - potencial de acción del corazón



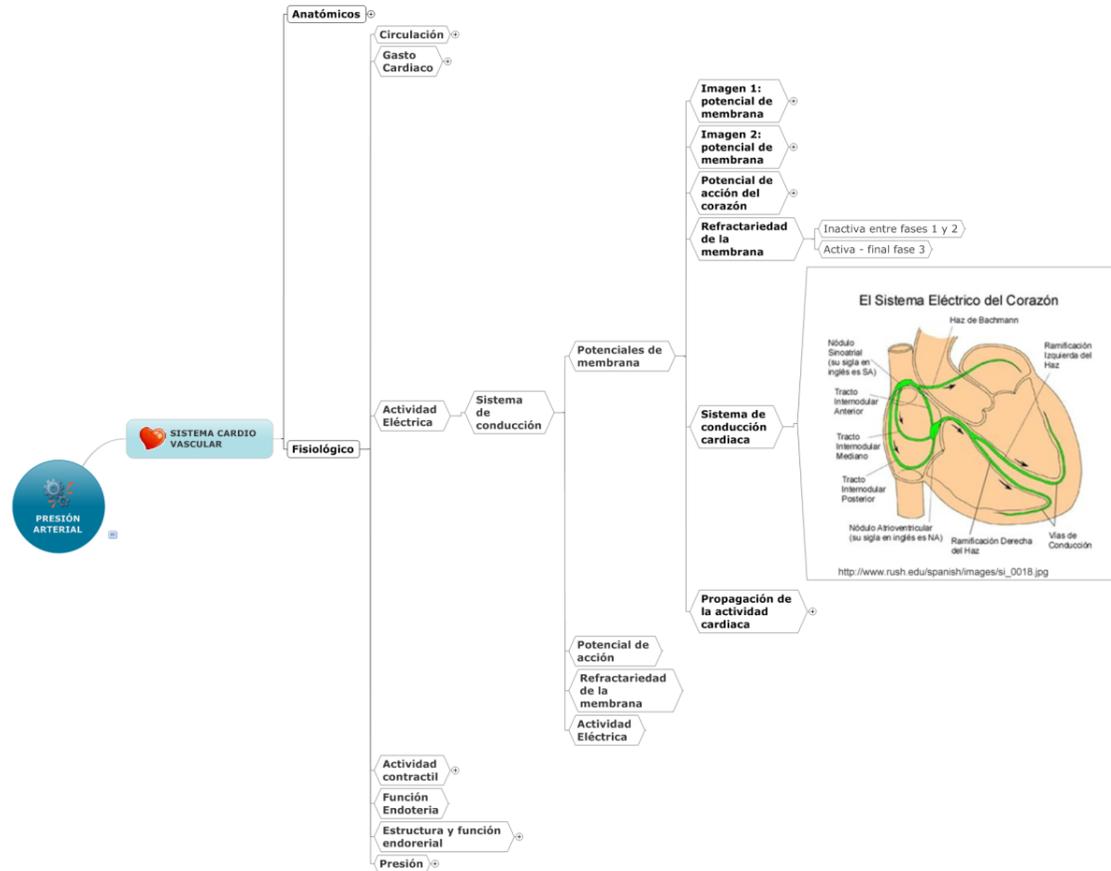
Fuente: Elaboración Propia

Ilustración 70 Esquema sistema cardiovascular aspectos fisiológicos. Actividad contráctil, estructura y función endotelial, presión definición



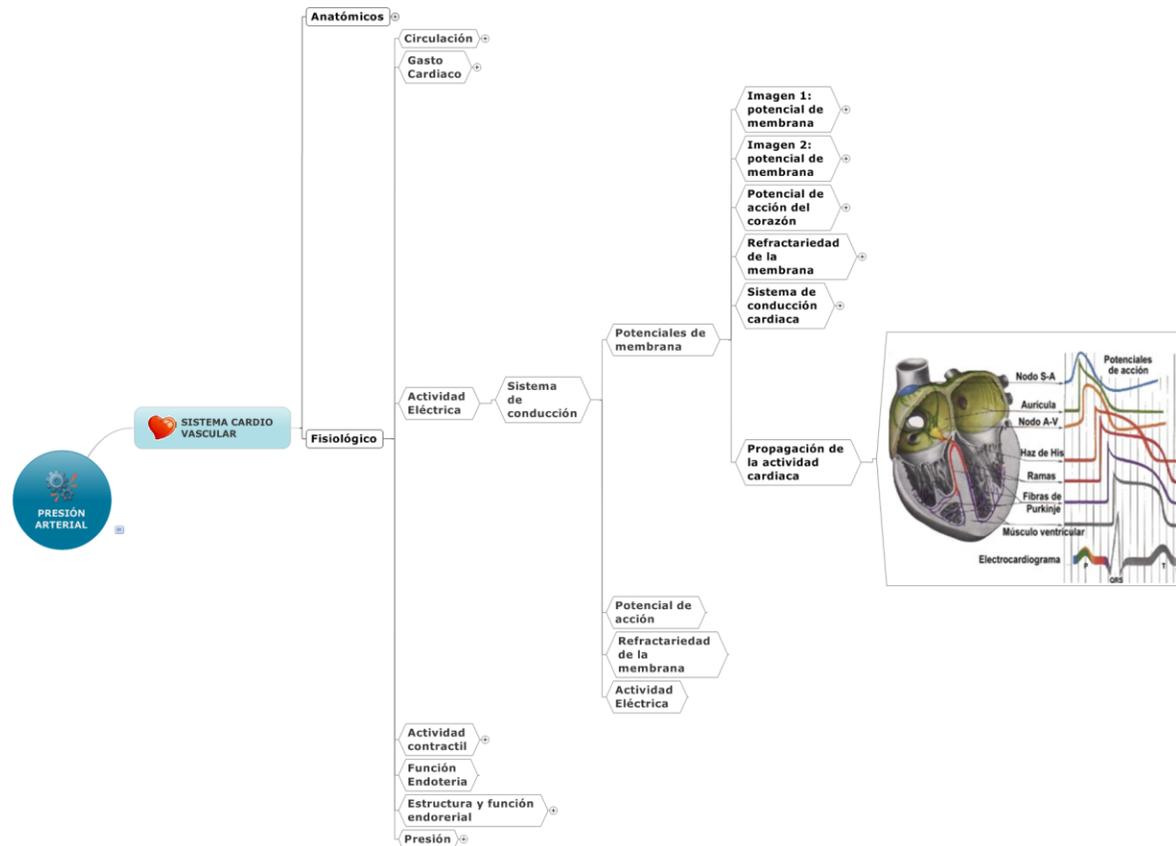
Fuente: Elaboración Propia

Ilustración 71 Esquema sistema cardiovascular aspectos fisiológicos sistema de conducción. Potenciales de membrana



Fuente: Elaboración Propia

Ilustración 72 Esquema sistema cardiovascular aspectos fisiológicos sistema de conducción. Potenciales de membrana II



Fuente: Elaboración Propia

Ilustración 73 Esquema instrumentación de la PA



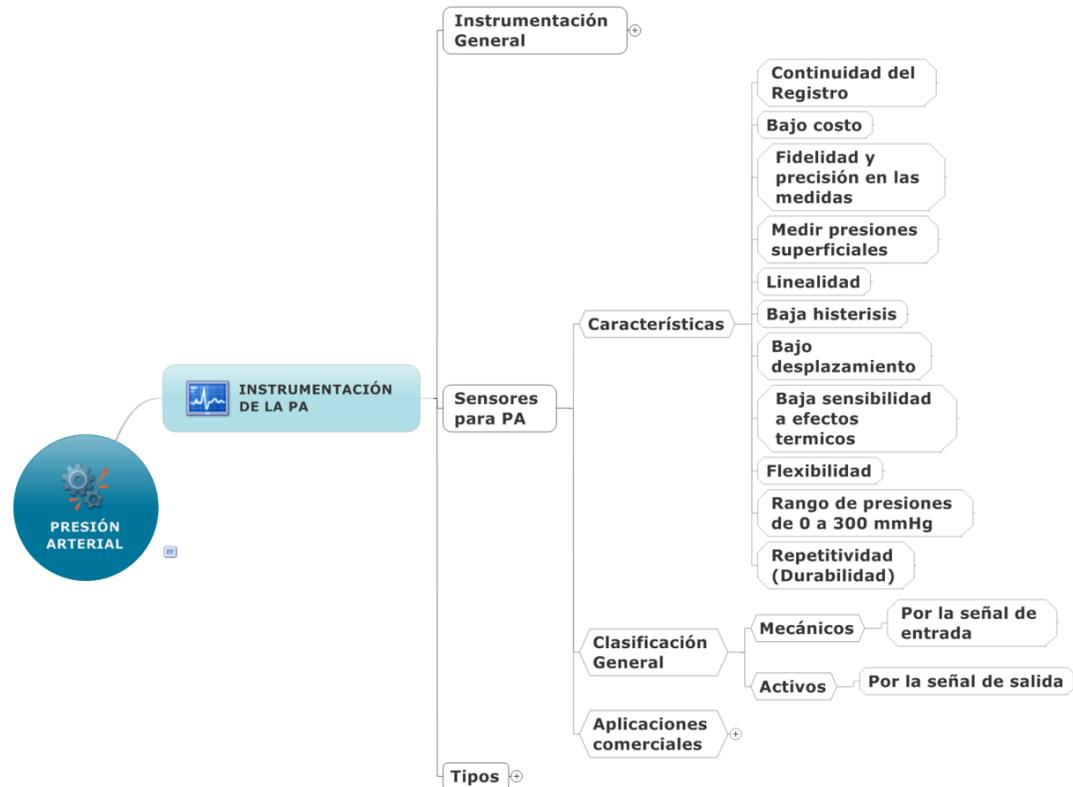
Fuente: Elaboración Propia

Ilustración 74 Esquema instrumentación de la PA sensores para PA.



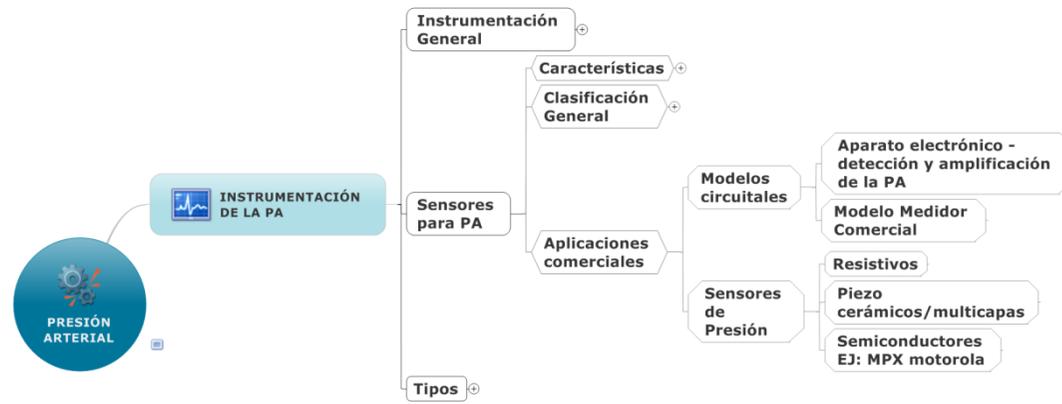
Fuente: Elaboración Propia

Ilustración 75 Esquema instrumentación de la PA sensores para PA (instrumentación general-sensores-tipos)



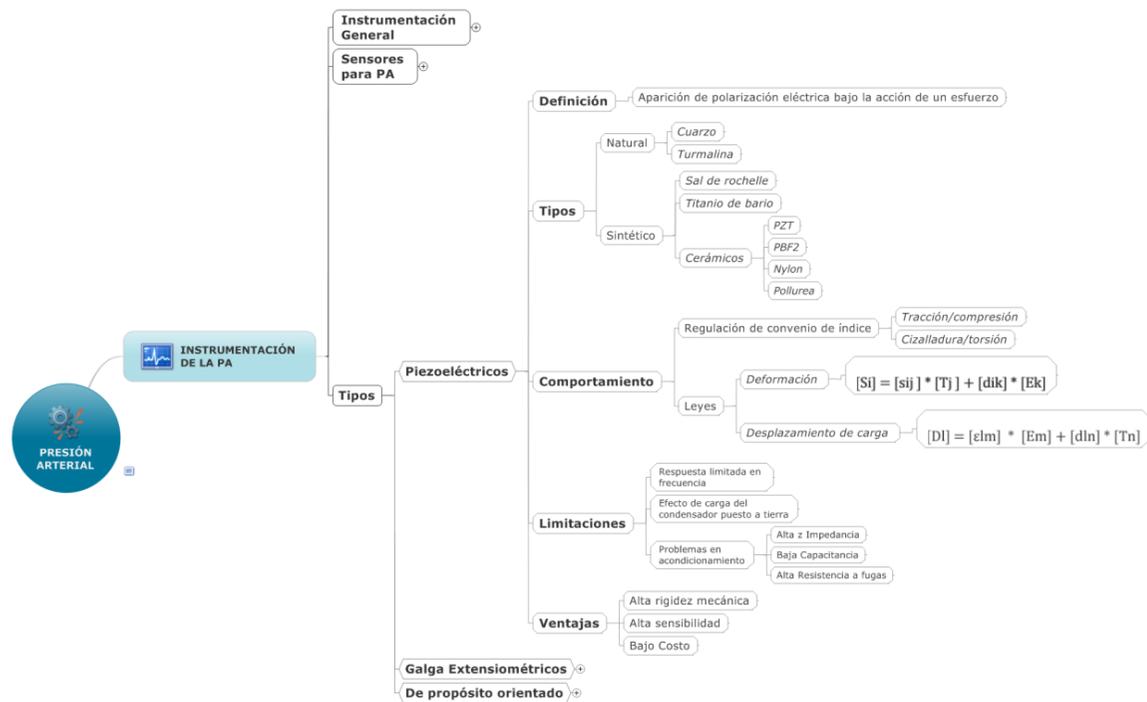
Fuente: Elaboración Propia

Ilustración 76 Esquema instrumentación de la PA sensores para PA (tipos)



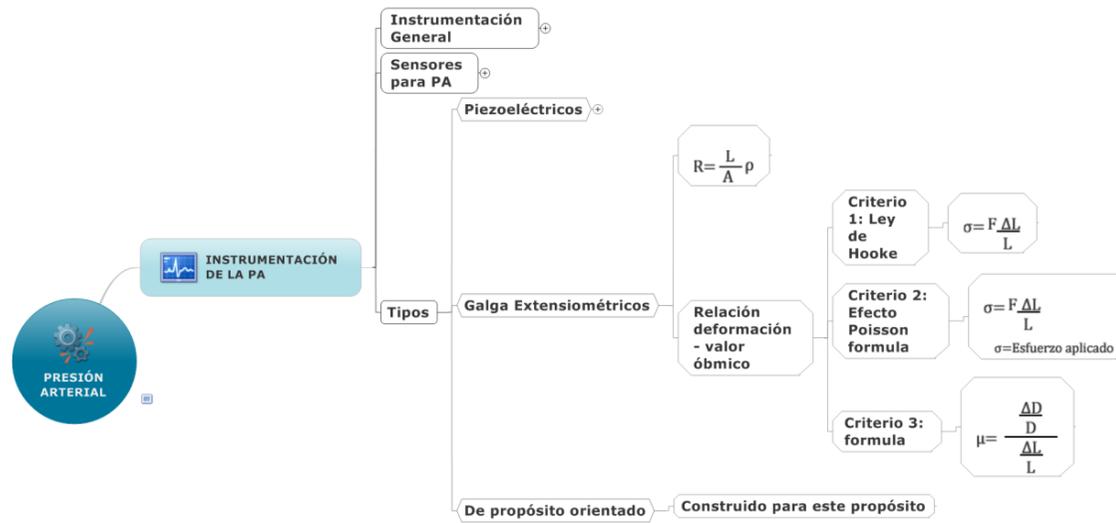
Fuente: Elaboración Propia

Ilustración 77 Esquema instrumentación de la PA. Sensores para PA (aplicaciones comerciales)



Fuente: Elaboración Propia

Ilustración 78 Esquema instrumentación de la PA. Sensores para PA (galgas)



Fuente: Elaboración Propia

4.7. DESAGREGACIÓN DE ELEMENTOS DEL CORAZÓN.

4.7.1. Por que la propuesta no es ni conductista ni constructivista.

La exposición de todos los temas de la PA y sus relacionados no se limitan a sólo a una relación de tipo matemático o una descripción cientifista del fenómeno.

De hecho lo fenomenológico que se describe en el documento, como el funcionamiento del corazón y su interrelación con lo químico y lo físico, desde la introducción hasta la medición, se relaciona con el medio ambiente y fenómenos sociales.

Se acepta que la formación técnica de los autores los ha llevado a proponer una estructura de documento demasiado sistemática, en cuyo sentido puede recaer una crítica de tipo positivista, sin embargo la descripción que se hace en él, se intentó contagiar del espíritu de análisis conceptual de universalidades y particularidades, de contrarios y de elementos técnicos con sociales que desde nuestro punto de vista es una mirada diferente de análisis de la PA.

No se aspira a un control permanente y absoluto en el acto pedagógico y didáctico de la enseñanza de la PA en los estudiantes de la maestría, por el contrario, intentamos incluir características diferentes para llenar vacíos y hacer construcción colectiva de los conceptos expuestos, en este sentido nos apartamos del conductismo de Skinner (y por su puesto de su referente teórico Pavloviano), de esta manera se esfuerza por trascender lo técnico para llevarlo a lo filosófico y social, a pesar de tener una estructura sistémica (como ya se mencionó) no se excluye las preguntas o aportes que deberán hacerse en cualquier momento del proceso, que a su vez permite la creación de ellas en el transcurso de lo magistral.

El capítulo 5, le da una herramienta de trabajo al estudiante, para que su proceso se pueda asumir a su propio ritmo, personalizando su tiempo después de hacer recibido la base teórica.

Con lo anterior se considera que no se hace una práctica de tipo mecanicista simplemente trasladando los conceptos (aunque son mencionados) de la mecánica de fluidos a la explicación del corazón,

intentamos mirar un poco más allá, en el campo de las relaciones entre sus partes.

El único capítulo que podría caer en la concepción de una exposición puramente física y matemática es el capítulo 4, por las características de lo allí tratado.

Se parte de la posibilidad de conocer el fenómeno, de hecho se cree que las investigaciones referidas tuvieron la característica de hacer pruebas sobre los órganos reales (como colocar los corazones de ratas o ranas en soluciones salinas, las cánula para los primeros experimentos de presión en caballos, las pruebas reales de los sonidos de Korokoff o la disección de las partes de los corazón con sus membranas, músculos, fibras, etc), lo que se deja en la negación práctica de los conceptos de quienes plantean que esas realidades son meras sensaciones y de que el corazón y la presión existen por su manifestación, pero no por su comportamiento intrínseco, esa mirada niega cualquier expresión de idealismo subjetivo que pudiéramos tener, con este sustento también se dice que las posiciones Kantianas de la incognoscibilidad de los fenómenos, son negadas por los autores, pero se apoya de manera incondicional la exposición kantiana de la correspondencia de objetos externos a nosotros que generan representaciones mentales en nuestro cerebro. Con esto negamos el constructivismo.

Con relación a lo anterior, aunque no se hace práctica en este documento, salvo la de medida de la presión arterial y la posibilidad de manipular transductores que deberán complementar el proceso de enseñanza – aprendizaje de la PA, no se va de la idea a la idea negando la experiencia, de hecho, esta última se propone como el elemento que complementa y debería decidir ese proceso.

En este proceso no se tienen ideas a priori, aunque si intenta plantear algunos análisis desde la dialéctica que equilibran y desequilibran al estudiante (y esperamos que también al profesor) en el proceso de seguimiento sistemático de los conceptos en el marco de la estructura desarrollada en el documento. De alguna manera esto es un acercamiento a las teorías Piagetanas.

Se intenta de esta forma el papel de provocador que debe jugar el maestro ante el alumno, en mucho dependerá del conocimiento experto del maestro descubrir las vetas de discusión que se plantean entre las preguntas de los alumnos y los aportes técnicos que se susciten en el marco del proceso pedagógico que se desarrolle en el aula de clase.

Se podría decir que de lograr este papel, el maestro logrará una buena enseñabilidad de la materia para un público de alumnos avezados (por ser de maestría) que tiene un importante nivel de educabilidad.

Por otro lado, la propuesta de mapas como complemento de los análisis que se han planteado, busca generar estímulos mentales que va más allá de la oralidad que se da en la práctica magistral cotidiana de nuestros cursos.

Está demostrado que los procesos de aprendizaje son más efectivos con la combinación adecuada de estas herramientas y por supuesto con el análisis de los temas tratados tal y como los tenemos propuestos.

Desde luego el conocimiento no se construye de la idea a la idea, éste se construye de la teoría y los constructos mentales a la práctica para que a modo de realimentación, se modifiquen esas ideas y constructos mentales y posteriormente vuelvan al fenómeno físico y lo transformen, cuando esto sucede, se habla de la construcción de conocimiento. De otra manera se estaría en una práctica racionalista, donde no sólo se va de la idea a la idea, sino que además se ignora la experiencia que se da sobre el fenómeno material y por lo tanto soporta la idea misma.

En ese sentido, se es consciente que la propuesta presentada en este documento debe ser complementada con la práctica, como única relación válida para la construcción de conocimiento, dejarla sólo en el planteamiento del análisis teórico expuesto, significa negar el esfuerzo de pedagogía dialéctica que se está proponiendo.

Los mapas se conciben así como una herramienta (y no el fin) que apoyará el proceso de enseñanza y por supuesto de aprendizaje de los temas relacionados con la PA, los cuales serán utilizados en el marco de experiencias creativas para dicha enseñanza.

La construcción de conocimiento bajo la epistemología que subyace en la base de lo propuesto, se logra por la relación con la producción, la política y la experimentación científica, de allí que se considere que la práctica es fundamental para llevar adelante el proceso expuesto, ésta se imbricará con la observación de las manifestaciones del corazón, la PA y la instrumentación, con la representación gráfica para los conceptos (como las ilustraciones del texto) y con la representación simbólica de los conceptos (como los mapas mentales propuestos).

Se espera de esta forma haber hecho un aporte a un área tan importante como es la PA y por supuesto los procesos de enseñanza relacionados con ella.

6 CONCLUSIONES

- Se hace un resumen de los aportes de diferentes autores a los aspectos relacionados y de explicación de la PA.
- Se propone una estructura de documento que yendo de lo particular a lo general (de lo biológico a lo social), explica la Presión Arterial.
- Se analizan los aspectos dialécticos de unidad y lucha de contrarios para explicar el funcionamiento del corazón, la presión arterial, la instrumentación y la medición de ella.
- Se analiza el tema principalmente con el método inductivo.
- La propuesta pedagógica no es conductista, ni constructivista, todo lo anterior soporta la propuesta pedagógica dialéctica.
- Se expusieron las relaciones que llevan de lo general a lo particular y donde fue posible de lo particular a lo general para reforzar el proceso de exposición y aprendizaje.
- Se propuso mapas mentales, en aproximación a los conceptuales, para resumir y sistematizar los elementos para el entendimiento de la PA. Dichos mapas no sólo hacen parte de la misma propuesta pedagógica, sino que quienes estén interesados pueden utilizarlos como instrumentos de la didáctica para dichos propósitos.
- La propuesta dialéctica se soporta sobre la teoría y la práctica, en el documento se expone lo teórico, pero deberá ser complementado con los ejercicios de medición de pulsos del corazón, medición arterial, manipulación y análisis de galgas extensiométrica, materiales piezoeléctricos y otros.

BIBLIOGRAFÍA

1. ENGELS, Federico. Dialéctica de la Naturaleza. Introducción. Pág 15. Edición Electrónica, Moscú, 1974, tomo 3. ISBN: 968-5679-21-5.
2. GUYTON, Arthur C y HALL, John E. Tratado de Fisiología. Barcelona Médica. Editorial McGraw Hill, 1995. Capítulos 12,14,16,17. ISBN: 8448603222.
3. ZIPES, DP: Genesis of cardiac arrhythmias: Electrophysiological considerations. IN: Braunwald. Philadelphia. Ed. Heart Disease. Fifth edition, 1995. Pag. 25-39. ISBN: 9780470751435 0470751436
4. SURAWICZ, B. Resting membrana potencial, action potencial and passive membrana properties. IN: electrophysiologic basic of ECG and cardiac arrhythmias. Ed. Williams and Wilkins. Baltimore, 1995. Pag 25-39.
5. CATTERALL, W.A. Molecular analysis of voltage-gated sodium channels in the heart and other tissues. IN: ZIPES, DP and JALIFFE J. (EDS). Cardiac electrophysiology from cell to bedside. Ed. W.B Saunders Company, Philadelphia, 1995. Pag. 1-10.
6. NORRIS, J.F and ZIPES D.P. Electrophysiology of the slow channel. IN: PODRID, P.J and KOWEY, D.R. (EDS). Cardiac arrhythmia: Mechanisms, diagnosis and management. Ed. Williams and Wilkins, Baltimore, 1995. Pag. 33-40.
7. SURAWICZ, B. Refractoriness and control of action potential duration. IN Electrophysiology basic of ECG and cardiac arrhythmias. Ed. Williams and Wilkins, Baltimore, 1995. Pag. 109-110.
8. Perez Arellano José Luis, De castro del pozo, S. Manual de Patología General. ISBN: 978844581540 AÑO: 2006 EDICION: 6ª, PÁGINAS: 784.
9. Erick, Donald, Smith Michael, Wright Jackson, Secretos de la Hipertensión arterial, Ed. Elsevier España.
10. ISBN: 9788481746907, Páginas: 176, Año publicación: 2003.
11. Oparil S, Calhoun DA. High Blood pressure. En: Dale DC, Federman DD eds. Scientific American Medicine. New York: Healthon; 2000; 3-15.

12. Weder AB, Schork NJ. Adaptation, allometry, and hypertension. *Hypertension* 1994; 24 (2): 145-156.
13. Williams SS. Advances in genetic hypertension. *Curr Opin Pediatr* Apr 2007; 19 (2): 192-198.
14. Center for Disease control and prevention. http://www.cdc.gov/DHDSP/library/fs_bloodpressure_spanish.htm. citado Octubre 2010.
15. Fundación Santa Fè de Bogotá. <http://www.fsfb.org.co/contenido/contenido.aspx?catID=497&conID=884>. Citado Septiembre 2010.
16. BORREGO D, Raúl Roberto. Anatomía, fisiología y patología cardíaca y grandes vasos.[Documento en línea].En: < <http://www.eccpn.aibarra.org/temario/seccion4/capitulo53/capitulo53.htm> >.[Citado en marzo 1 de 2007].
17. El Medico interactivo. <http://www.medynet.com/hta/3.htm>. Consultada el 20 de Noviembre de 2010.
18. Tortora GJ y Grabowski SR. 1998. El aparato cardiovascular: el corazón. En: Principios de anatomía y fisiología. Editorial Harcourt Brace de España, S.A. Madrid . (Obtenido de "http://es.wikipedia.org/wiki/Presi%C3%B3n_arterial")
19. Pontificia Universidad Católica de Chile. <http://escuela.med.puc.cl/Publ/ManualSemiologia/210PresionArterial.html> (citado.nov. 2010).
20. Pontificia Universidad Católica de Chile. http://escuela.med.puc.cl/paginas/publicaciones/historiamedicina/a_puntos9.html(dic 2010).
21. La hipertensión en el Siglo XXI: los grandes cambios que nos esperan, *Rev. Col. Cardiol.* vol.14 no.4. Bogotá, Julio/Agosto. 2007.
22. Loscalzo J, Kohane I, Barabasi AL. Human disease classification in the postgenomic era: a complex systems approach to human pathobiology. *Mol Syst Biol* 2007; 3: 124.
23. Beilin LJ. Hypertension research in the 21st. century: where is the gold? *J Hypertens* 2004; 22 (12): 2243-2251.

24. CURTIS H, SUE BARNES N, Biología, Sexta edición, Editorial Panamericana, Argentina, ISBN : 84-7903-488-2.
25. Koehler, K.R. Law of Pouseuille. College Physics for Students of Biology and Chemistry. 1996.
26. Badeer, H.S. Hemodynamics for medical students. Advances in Physiology Education. 2001.
27. Belloni, F.L. Teaching the principles of hemodynamics. Advances in Physiology Education 22: S187-S202, 1999.
28. Robinson Thomas F., Factor Stephen M., Sonnenblick Edmund H. "El corazón Bomba de Succión". Revista Investigación y Ciencia. Edición en español de Scientific American. N. 119 año 1986, págs. 50-58.
29. Yellin Edward L., de la facultad de Medicina Albert Einstein de la Universidad Yeshiva.
30. Robinson Thomas F., Factor Stephen M., Sonnenblick Edmund H. El Corazon, bomba de succion. Revista Investigacion y ciencia. ISBN 02010-136X
31. "El corazón Bomba de Succión". Revista Investigación y Ciencia. Edición en español de Scientific American. N. 119 año 1986. Pág 54.
32. Tortora GJ y Grabowski SR. 1998. El aparato cardiovascular: el corazón. En: Principios de anatomía y fisiología. Editorial Harcourt Brace de España, S.A. Madrid . (Obtenido de "http://es.wikipedia.org/wiki/Presi%C3%B3n_arterial") SEPTIEMBRE 2009.
33. Pontificia Universidad Católica de Chile. <http://escuela.med.puc.cl/Publ/ManualSemiologia/210PresionArterial.htm>. SEPTIEMBRE 2009.
34. Universidad de Granada. España. www.ugr.es/huertas/evaluacionFisiologica/presion%20arterial/auscult.html JULIO 2009
35. Pontificia Universidad Católica de Chile. http://escuela.med.puc.cl/paginas/publicaciones/historiamedicina/a_puntes9.html ENERO DE 2010.
36. Mediagraphic Literatura Biomédica. <http://www.medigraphic.com/pdfs/enfe/en-2006/en063b.pdf>

37. Willamette University.
http://www.willamette.edu/~stas/exsci360/labs/fig418.gif&imgrefurl=http://frameconsultants.com/images/page_pics/thumbnails/search/measurement-for-blood-pressure-korotkoff_sounds.html. Consultada el 15 de Diciembre de 2010.
38. Medicina Preventiva Santa Fè. Venezuela.
http://www.medicinapreventiva.com.ve/articulos/imagenes/korotkoff.jpg&imgrefurl=http://www.medicinapreventiva.com.ve/articulos/medicion_tension_arterial.html. Consultada el 15 de Diciembre de 2010.
39. Family Practice Notebook. <http://www.fpnotebook.com/>. Blood Pressure Aka: Blood Pressure, BP Examination, Korotkoff Sound Technique: Obtain Multiple Blood Pressure measurements. Referida en la dirección http://frameconsultants.com/images/page_pics/thumbnails/search/measurement-for-blood-pressure-korotkoff-sounds.html. Consultada el 10 de Diciembre de 2010.
40. Resumen de las recomendaciones de la Sociedad Americana de Hipertensión.
41. Red Universitaria para Servicios Telemáticos Integrados para comunidades Virtuales de Usuarios
www.uninet.edu/tratado/c011602.html
42. Facultad de Ciencias exactas, físicas y naturales. Universidad de Córdoba. España.
www.efn.uncor.edu/.../biomedica/.../Instrumentacion%20biomedica/.../PRESION_INVASIVA_rev_ago_09.ppt
43. Revista eSalud.com. <http://www.revistaesalud.com/index.php/revistaesalud/article/viewFile/249/564>
44. RUNYAN, W.R. Semiconductor Measurements and Instrumentation. Second edition, McGraw-Hill, 1998. ISBN: 9780070576971.
45. KHAZAN, Alexander. Transducers and their elements. USA, Pearson Education, 1994. ISBN: 978013929480.
46. FERRERO, José María. GUIJARRO, E. Instrumentación Electrónica. Sensores. España, servicio de publicaciones UPV, 1994. ISBN: 9788477212713

47. PALLAS ARENY, Ramón. Sensores y Acondicionamiento de Señal. Barcelona, AlfaOmega Maracombó, 2001. ISBN 9788426713445
48. COOMBS, Clyde. Electronic Instrument Handbook. Third Edition, McGraw-Hill, 2000. ISBN: 978-0070126183
49. Revista eSalud.com. <http://www.revistaesalud.com/index.php/revistaesalud/article/viewFile/249/564> NOVIEMBRE 2010

INDICE DE AUTORES

ENGELS, Federico, 20

GUYTON, Arthur C y HALL, John E, 20, 44

ZIPES, DP. 25

SURAWICZ, B. 26, 31

CATTERALL,W.A. 26

NORRIS,J.F and ZIPES D.P.E. 27

BORREGO D, Raúl Roberto, 31

Tortora GJ y Grabowski SR, 34, 72, 74

Perez Arellano José Luis, De castro del pozo, 38

Erick, Donald, Smith Michael, Wright Jackson, 39

S, Oparil, 42

Calhoun DA, 42

SS Williams, 42

AB, Weder, 43

NJ Schork. 43

LJ. H, Beilin, 44

K.R , Koehler, 56

H.S Badeer, 57

F.L. Belloni, 57

F, Robinson Thomas, 60, 62

M, Factor Stephen, 60, 62

H, Sonnenblick Edmund, 60, 62

YELLIN, Edward L, 61

PALLAS ARENY, Ramon, 87 ,90

FERRERO, José María, 87, 88

GUIJARRO, E, 87, 88

RUNYAN, W.R, 88

KHAZAN, Alexander, 88

