

TEMA-3-apuntes-Estatica-de-los-f...



rrg456



Física Médica y Protección Radiológica



1º Grado en Medicina



Facultad de Medicina
Universidad de Cantabria

Con LiINCE,
gradúate por 15€
(de la vista).



Pide cita online
en lincee.com

Esquina de San Ignacio de Loyola
con Lacarra de Miguel



Gafas
graduadas
desde 15€

LiINCE

TEMA 3: ESTÁTICA DE LOS FLUIDOS

FLUIDO: Medio material capaz de adaptarse a la forma del recipiente en el que se introduce. Carece de elasticidad de forma. Puede cambiar de forma. En un fluido en reposo no puede existir ninguna fuerza tangencial o paralela sobre ninguna superficie del mismo. La fuerza de contacto que se ejerce entre dos puntos cualesquiera, de un fluido en reposo actúa siempre perpendicularmente a su superficie de contacto.

DENSIDAD (ρ) (ρ , ρ)

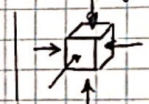
los fluidos pueden ser $\left\{ \begin{array}{l} \text{HOMOGÉNEOS (misma composición en todos sus puntos)} \\ \text{NO HOMOGÉNEOS (diferente densidad según el lugar)} \end{array} \right.$

Si un fluido tiene una densidad que varía con la presión, tenemos un fluido COMPRESIBLE (aire), y si esto no pasa es INCOMPRESIBLE (líquidos)

VARIACIONES $\left\{ \begin{array}{l} \text{Homogéneo y compresible } \rho = \rho(P) \\ \text{Homogéneo e incompresible } \rho = \text{cte.} \rightarrow \text{SANGRE} \\ \text{No homogéneo y compresible } \rho = \rho(P, \rho) \\ \text{No homogéneo e incompresible } \rho = \rho(r) \end{array} \right.$

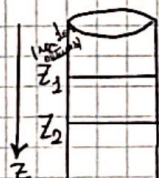
PRESIÓN HIDROSTÁTICA $\rightarrow P = \frac{F}{S}$ - (actúa por igual en todas las direcciones)

¿A QUÉ SE DEBE? $\rightarrow$ Colisión de unas moléculas con otras (microscópicas). Es el lugar o fuerza que actúa en todas direcciones, perpendicularmente a las superficies. Actúa siempre, está el fluido moviéndose o no.



FUERZAS DE CONTACTO (concepto macroscópico)

¿CÓMO VARÍA LA PRESIÓN HIDROSTÁTICA SEGÚN LA POSICIÓN VERTICAL?



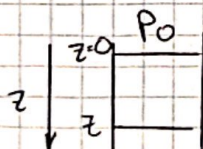
$$\begin{aligned} \text{En } z_1 &\rightarrow P(z_1) & P(z_2) - P(z_1) &= \frac{P_{\text{atm}}}{A} = \frac{m \cdot g}{A} \\ \text{En } z_2 &\rightarrow P(z_2) & &= \frac{\rho \cdot g \cdot h}{A} = \frac{\rho \cdot g \cdot (z_2 - z_1)}{A} = \rho \cdot g \cdot (z_2 - z_1) \end{aligned}$$

$$P(z_2) - P(z_1) = \rho \cdot g \cdot (z_2 - z_1)$$

EC. FUNDAMENTAL DE LA HIDROSTÁTICA

la presión hidrostática en un fluido en reposo varía con la pos. vertical

explica el principio de PASCAL



$$P(z) = P_0 + \rho \cdot g \cdot z \quad \text{a + profundidad, + presión (aumenta } z)$$

Cada 10 m de profundidad, ρ aumenta en 1 atm. (101.300 N/m^2)



PRINCIPIO DE PASCAL

Diagrama de un tubo en U con una columna de fluido de altura z y una sobrepresión ΔP en la superficie libre.

$$P'(z) = P_0' + \rho \cdot g \cdot z = P_0 + \Delta P + \rho \cdot g \cdot z = P(z)$$

$= P(z) + \Delta P \rightarrow$ He aplicado una sobrepresión ΔP . A cualquier profundidad (z) la nueva presión es la suma de la p original y la sobrepresión.

"En un fluido incompresible que tiene una p ste., cualquier presión que se ejerza sobre un punto del fluido se transmite INTEGRALMENTE a todos los pts. del mismo".

PRENSA HIDRÁULICA

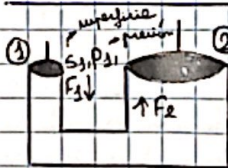


Diagrama de una prensa hidráulica con dos cilindros de áreas S_1 y S_2 . Se aplica una fuerza F_1 en el cilindro pequeño, generando una presión p_1 . Esta presión se transmite al cilindro grande, generando una fuerza F_2 .

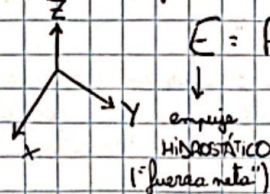
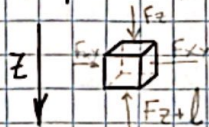
$$F_1 = p_1 \cdot S_1 \quad // \quad F_2 = p_2 \cdot S_2$$

$$\frac{F_2}{F_1} = \frac{p_1 \cdot S_2}{p_1 \cdot S_1}, \quad \frac{F_2}{F_1} = \frac{S_2}{S_1} \gg 1 \rightarrow F_2 \gg F_1$$

ÚLTIMA CONSECUENCIA DEL PRINCIPIO FUNDAMENTAL DE LA HIDROSTÁTICA

En un fluido, la p varía con la altura. Cuando tenemos un sólido inmerso en un fluido incompresible, la p que actúa por la parte inferior es MAYOR que la que actúa por la parte superior del objeto (independientemente de su geometría).

La p , multiplicada por la superficie en la que actúa, es una FUERZA.



$$E = F_{z+l} - F_z = P(z+l) \cdot S - P(z) \cdot S = S \cdot (P(z+l) - P(z)) = S \cdot \rho \cdot g \cdot h = \rho \cdot g \cdot V$$

empuje
HIDROSTÁTICO
("fuerza neta")

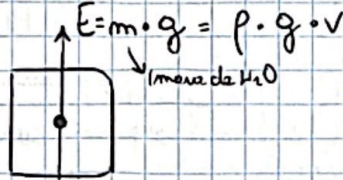
$$E = \rho \cdot g \cdot V$$

- Para una misma altura z (plano horizontal) las fuerzas horizontales se anulan.
- Las fuerzas que actúan en un plano vertical no se anulan (una es mayor que otra).

- Cuando un sólido se introduce en un líquido, el volumen de agua aumenta en un valor igual al volumen del cuerpo que se introduce.

PRINCIPIO DE ARQUÍMIDES

- Cuando un sólido se introduce en un líquido, el fluido reacciona empujando el sólido verticalmente hacia arriba con una fuerza igual al peso del volumen de fluido desplazado.



$$\frac{P_{ESO}}{E} = \frac{\rho_s \cdot V_s \cdot g}{\rho \cdot V \cdot g} = \frac{\rho_s}{\rho}$$

$P_{ESO} = m_s \cdot g = \rho_s \cdot V_s \cdot g$
 Si $\rho_s = \rho$ (equilibrio) ($P=E$)
 Si $\rho_s > \rho$ (se hunde) ($P>E$)
 Si $\rho_s < \rho$ (flota) ($P<E$)

$$V_s = V \parallel g = g$$

vol. rel.
 vol. H₂O desplazado por el vol.

Si $P < E \rightarrow$ El cuerpo asciende hasta la superficie, donde el peso volverá a ser igual al empuje.

$$P=E \rightarrow \rho_s \cdot V_s \cdot g = \rho \cdot V_{sub} \cdot g ; \quad \frac{V_{sub}}{V_s} = \frac{\rho_s}{\rho}$$

(V_s + V_{sub})
 parte fuera del agua parte sumergida

DINÁMICA DE FLUÍDOS - Estudio flúidos en movimiento. Vamos a considerar una serie de aproximaciones para simplificar los cálculos. Vamos a entender como se explica la distribución de velocidades (y presiones) en lo largo de un punto de vista físico.

Los 2 valores de la presión arterial son $\begin{matrix} \text{MÁX} \rightarrow \text{SÍSTOLE} \\ \text{MÍN} \rightarrow \text{DÍASTOLE} \end{matrix}$ ρ se mide en mmHg

En cada ciclo cardíaco varía tanto la presión como la velocidad de nuestra sangre - MÁX y MÍN. des (MM) $\rightarrow$ vamos a utilizar el FLUJO PROMEDIO (valores promedios entendidos a muchos ciclos cardíacos).

FLUJO EN TUBO



- en cada pto. del fluido tenemos una v y una p
 - tenemos que considerar que el fluido está compuesto por PARTÍCULAS (partículas suficientemente pequeñas para poder ubicarlas, pero suficientemente grandes para presentar masa, volumen...)
 - una de estas partículas tiene que tener como mínimo 10^6 uds. inferiores (ej: átomos)
- APROXIMACIÓN para simplificar ecuaciones
→ RÉGIMEN ESTACIONARIO (v y p no varían con el tiempo)
 $v = v(r)$
 $p = p(r)$

2 FORMAS DE ABORDAR LA DINÁMICA DE FLUIDOS

- DESCRIPCIÓN MATERIAL → "líneas de movimiento" (trayectoria que sigue una determinada partícula de fluido a lo largo del tiempo)
 - DESCRIPCIÓN ESPACIAL → aquellas líneas que dibujamos de manera que todos los vectores velocidad son tangentes a esa línea ("línea de corriente")
- En el régimen estacionario líneas de movimiento y líneas de corriente pueden ser usadas indistintamente.

FLUJO PROMEDIO: $\bar{v} = 75 \frac{\text{latidos}}{\text{min}} \rightarrow \text{FRECUENCIA}$

Siempre que hablamos de v promedio y p promedio, tenemos que usar un $t \gg t_{\text{ciclo}} \rightarrow t \approx 100 T_{\text{ciclo}} \approx 1'3 \text{ min}$ (tiempo que tarda la sangre en recorrer todo el cuerpo)

PERÍODO $\rightarrow \frac{1}{75} = 0'013 \text{ min} \cdot 60 = 0'8 \text{ seg} \rightarrow \text{LATIDO}$

El caudal ($K \rightarrow \frac{\text{vel. circula}}{\text{CONTINUIDAD}}$) lo vamos a mantener etc. (LEY DE CONTINUIDAD) (entre S y $6 \text{ l/min} \rightarrow \text{caudal}$)

DIFERENCIA ENTRE FLUIDOS IDEALES Y REALES

1º. Lo real existe, el otro no.

2º. En el fluido real existen $F_{\text{res.}}$ (por eso nuestro corazón late - $\rightarrow$ la sangre tiene VISCOSIDAD = resistencia del fluido a fluir). Las arterias no son rígidas, complementan la acción del corazón. En la DIASTOLE la última se relaja $\rightarrow$ CAMBIA A MOVER EL VOL. SANGUÍNEO

viscosidad $\rightarrow F_r = \eta \cdot S \cdot \frac{\Delta v}{\Delta x}$
 η coef. viscosidad $\rightarrow$ SI q daq / cps y p/poise
 Δv dif. vel. entre superficies
 Δx dist. entre superficies

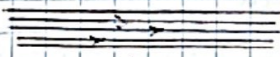


FLUIDO NEWTONIANO → Cumple la ecuación de Newton, y a una T dada la viscosidad del fluido es cte. (no varía con el T)

FLUIDO NO NEWTONIANO → La viscosidad varía con el T y el espacio. La sangre se comporta como un FLUIDO NO NEWTONIANO - comportamiento plastoelástico (fricción entre lo sólido y lo líquido)

RÉGIMEN CIRCULACIÓN

LAMINAR: las líneas de corriente fluyen suavemente a lo largo de la conducción (bueno para intercambios sangre-tejidos)



RIESGO → Incremento de la resistencia vascular
deterioro epitelial

TURBULENTO: las líneas de masa y corriente se cruzan → turbulencia

se produce en fluidos reales en función de la fricción y resonancia



(la sangre puede entrar en este régimen cuando hacemos ejercicios) → puede aparecer en bifurcaciones entre vasos

El paso de un régimen a otro tiene que ver con la "velocidad crítica".

Si $\bar{v} \geq \bar{v}_c \rightarrow$ régimen turbulento

PUEDEN APARECER EN → postejercicio
choque

Definiciones entre vasos de gran y pequeño tamaño

Nº REYNOLDS (N_R) → 1 dimensión, indica cuál es el régimen de circulación de un fluido.

$$N_R = \frac{\rho \cdot \bar{v} \cdot d}{\eta}$$

ρ = densidad
 $\bar{v}$ = vel. promedio
 d = diámetro tubo
 η = coef. viscosidad

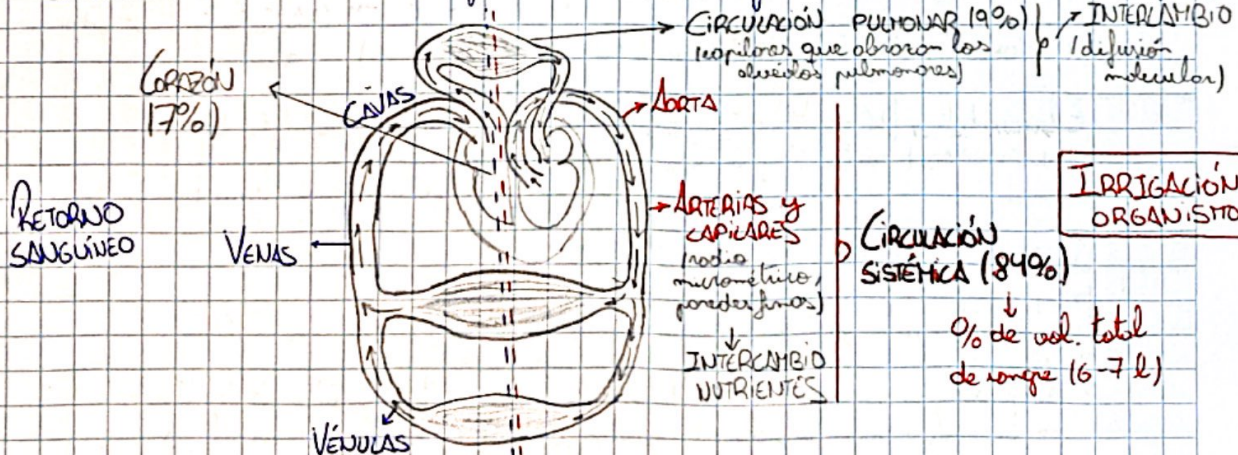
Si $\bar{v} = \bar{v}_c \rightarrow N_R = 2000$

→ vel. promedio → VALOR CRÍTICO

Si $N_R < 2000 \rightarrow$ RÉG. LAMINAR

Si $N_R > 2000 \rightarrow$ RÉG. TURBULENTO

¿Cómo varía la v de la sangre a través de los diferentes vasos de nuestro cuerpo?



Velocidad sangre de los capilares → 0.2 mm/seg.

→ La sangre pasa 1000 veces más lenta por los capilares que por la aorta

→ El tiempo que tarda el O_2 en difundir en la sangre es el mismo que tarda una partícula de sangre en atravesar los alveolos



ARENAL SOUND

15º ANIVERSARIO

30 JULIO → 03 AGOSTO '25 / BURRIANA → CASTELLÓN

.....

NO HAY RESUMEN QUE TE SALVE DEL FOMO, VEN A ARENAL SOUND

ABONOS DESDE 69,99€*

+INFO EN [ARENAL SOUND.COM](https://arenalsound.com)

*GASTOS DE GESTIÓN INCLUIDOS

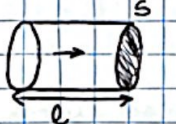


→ SUPONIENDO QUE LA SANGRE SE COMPORTA como un liq. INCOMPRESIBLE

$$Q = \frac{V}{t} = 5'7 \text{ l/min (adulto promedio)} \rightarrow \text{la sangre tarda 1 min. (aprox.)}$$

(caudal) $\frac{\text{m}^3}{\text{s}}$

VELOCIDAD en recorrer todos nuestros org.



$$Q = \frac{S \cdot l}{t} = v \cdot S = v \cdot S = \text{cte}$$

Ecuación de CONTINUIDAD → se cumple cuando las paredes de la conducción son rígidas.

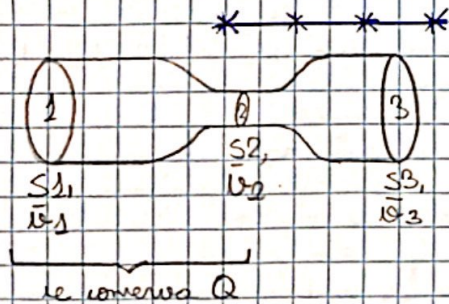
$$Q = \bar{v} \cdot S = \text{cte.}$$

en cada
lido individual
NO se conserva
el caudal

→ En la aorta (orta) el caudal que le entra en laorta es mayor que el que sale (el vaso se le dilata)

→ En la diástole, el caudal que le entra a la aorta es 0, pero la arteria recupera su forma, y produce un resaca adicional hacia la salida.

sin embargo, si consideramos el caudal promedio de laorta (en un min, por ej.) si es cte. → ASUMAMOS LA APROXIMACIÓN DE FLUJO PROMEDIO → asumimos que la sección de cada vaso, en promedio, es cte.; aunque en cada lido aumenta o disminuya la sección



$$S_3 > S_1 > S_2$$

① y ② $\bar{v}_1 \cdot S_1 = \bar{v}_2 \cdot S_2$

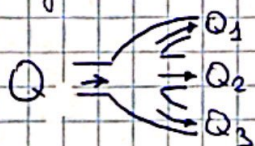
$$\frac{\bar{v}_1}{\bar{v}_2} = \frac{S_2}{S_1} < 1 \rightarrow \bar{v}_1 < \bar{v}_2$$

(pues $S_2 < S_1$)

(cuando el flujo pasa de una zona onla a una más estrecha, la velocidad aumenta)

② y ③ $\frac{\bar{v}_2}{\bar{v}_3} = \frac{S_3}{S_2} > 1 \rightarrow \bar{v}_2 > \bar{v}_3$ (lo contrario a la anterior)

→ La velocidad en los capilares debería ser MAJOR que en los grandes vasos y arterias (TEÓRICAMENTE) → NO SUCEDE → los vasos se ramifican y el caudal ha de dividirse entre todos las ramificaciones.



EL CAUDAL SE DISTRIBUYE. Como Q se conserva para toda el sector, podemos aplicarle ec. de continuidad a todo el sector en conjunto

- Para un sector S (vasos con mismas caract.), el caudal que entra es igual al que sale (en un espacio de tiempo suficiente)

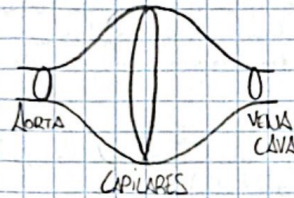
$$Q_s = \bar{v} \cdot S_s$$

$$S_s = n \cdot S$$

↓
nº de
vasos del
sector

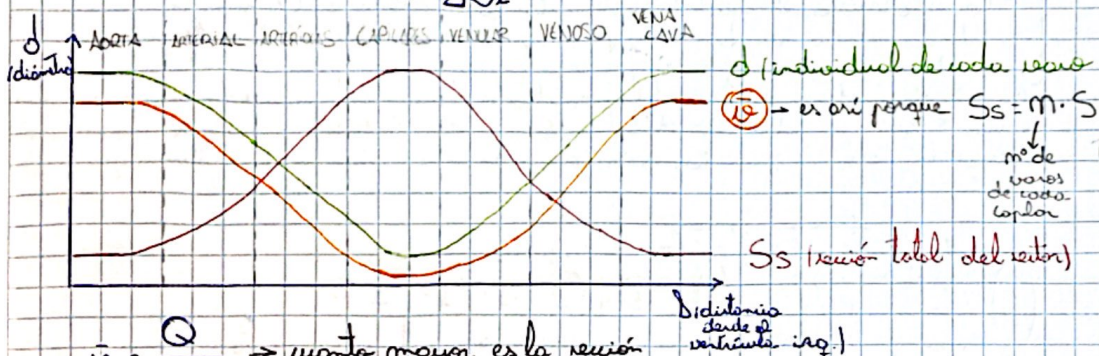
sección transversal
de cada capilar (aprox.)

- Tratamos un sector vascular como un "gran vaso" (suma de las secciones de todos los vasos de un sector) → como si FUESE UNA ÚNICA TUBERÍA



$$S = \sum S_i$$

- Si la velocidad en los capilares no fuese tan alta no se podrían interconectar las subterráneas.



$$\bar{v} = \frac{Q}{S_s} \rightarrow \text{cuanto mayor es la sección del tronco (sector vascular), menor es la velocidad.}$$

- En los capilares, la sección aumenta (aunque los capilares sean más pequeños) pues hay muchos.

DATOS

$$\bar{v}_{\text{aorta}} = 10'9 \text{ cm/s}$$

$$\bar{v}_{\text{venas cava}} = \frac{2}{3} \cdot \bar{v}_{\text{aorta}} = 8'6 \text{ cm/s}$$

$$\bar{v}_{\text{capilares}} = \frac{\bar{v}_{\text{aorta}}}{600} = 0'03 \text{ cm/s} = 0'3 \text{ mm/s}$$

$$r_{\text{aorta}} = 1'2 \text{ cm}$$

$$r_{\text{arteriolas}} \rightarrow \text{desenas de micras } (10^1 \text{ micras} \cdot 10^{-3} \text{ cm})$$

$$r_{\text{capilares}} = 10^0 \text{ micras} \cdot 10^{-3} \text{ cm}$$

$$r_{\text{venúclas}} = 10^1 \text{ micras} \cdot 10^{-3} \text{ cm}$$

$$r_{\text{venas cava}} = 1 \text{ cm}$$

$$\text{sección transversal aorta} = 4'5 \text{ cm}^2$$

$$\text{sección capilares} = 600 \cdot \text{sección aorta}$$

$$\text{sección venas cava} = \frac{3}{2} \text{ sección aorta}$$



2 OBJETIVOS DE LA BIOFÍSICA DE FLUÍDOS

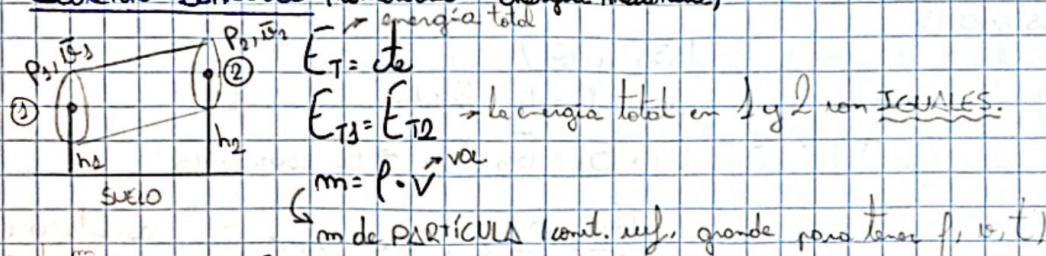
¿velocidades? → ya cubiertos
¿presión? → a continuación...

TENSIÓN ARTERIAL = PRESIÓN SISTÓLE = MÁXIMA EN LA AORTA
↳ est. de Hunter → dice los valores estándar

→ La p promedio de la corte es de 100 mmHg, en el corazón la p va cayendo hasta 2-3 mmHg

• APROXIMACIÓN → Sangre como fluido ideal {
- incompresible
- régimen estacionario (p y v no varían cont.)
- in viscosidad

Ecuación BERNOULLI (conservación energía mecánica)



ENERGÍAS PARTICULA EN UN PTO. {
- ENERGÍA POTENCIAL (por su posición)
- ENERGÍA CINÉTICA (por su masa)
- ENERGÍA POTENCIAL HIDROSTÁTICA
} → se puede convertir en presión



• PROCESO CUASI-ESTÁTICO (introducción muy lenta, evitando rozamiento)
• Aplica una fuerza "F" igual a la oposición del líquido del fluido grande.

$$F = P \cdot \Delta S \quad // \quad W = F \cdot \Delta l = P \cdot \frac{\Delta S \cdot \Delta l}{\Delta V}, \quad P = \frac{W}{\Delta V}$$

la energía potencial debida a la presión es una energía que teóricamente se puede utilizar (para generar trabajo)

FORMULAS DE LA ENERGÍA {
- POTENCIAL → $\rho \cdot V \cdot g \cdot h$
- CINÉTICA → $\frac{1}{2} \rho \cdot V \cdot \bar{v}^2$
- PRESIÓN HIDROSTÁTICA → $P_3 \cdot V$

$\rho \cdot V$ es una energía
 $pV = nRT$ nos dice la energía interna de un gas a determinadas condiciones

TEOREMA DE BERNOULLI → Fluido ideal

$$E_T = P_1 \cdot V + \frac{1}{2} \rho \cdot V \cdot \bar{v}_1^2 + \rho \cdot V \cdot g \cdot h_1 = P_2 \cdot V + \frac{1}{2} \rho \cdot V \cdot \bar{v}_2^2 + \rho \cdot V \cdot g \cdot h_2$$

$$P_1 - P_2 = \frac{1}{2} \rho (\bar{v}_2^2 - \bar{v}_1^2) + \rho \cdot g \cdot (h_2 - h_1)$$

(hay 3 energías que afectan a los particulares de un fluido)

OTRA FORMA

OTRA FORMA

$$P + \frac{1}{2} \rho \cdot \bar{v}^2 + \rho \cdot g \cdot h = \text{cte.}$$

PRESIÓN HIDRÁTICA PRESIÓN CINÉTICA (de el fluido no se mueve ude 0)
 ENERGÍA POTENCIAL (depende de la presión, si otros cambios es desigual entoda el organismo)

EFFECTO VENTURI

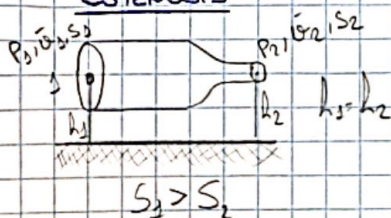
Estudia como varía la p del fluido cuando este atraviesa secciones diferentes (más estrechas o más anchas)

$$P_1 - P_2 = \frac{1}{2} \rho (\bar{v}_2^2 - \bar{v}_1^2) + \rho \cdot g \cdot (h_2 - h_1)$$

la variación de presión hidrática puede deberse a:

- cambios de VELOCIDAD (P. cinética)
- cambios de POSICIÓN (P. potencial)

ESTENOSIS



¿ $\bar{v}_1$ y $\bar{v}_2$?

como $Q = \text{cte}$ (fluido incompresible)

$$\bar{v}_1 \cdot S_1 = \bar{v}_2 \cdot S_2 \rightarrow \text{Ec. CONTINUIDAD}$$

$$\frac{\bar{v}_1}{\bar{v}_2} = \frac{S_2}{S_1} < 1 \rightarrow \bar{v}_1 < \bar{v}_2 \rightarrow \text{aumenta } \bar{v} \text{ en un tramo más estrecho}$$

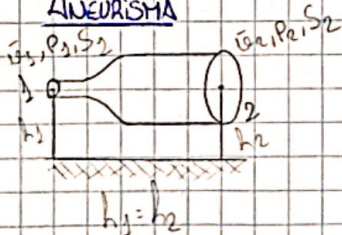
¿ P_1 y P_2 ? → Ec. Bernoulli

$$P_1 - P_2 = \frac{1}{2} \rho (\bar{v}_2^2 - \bar{v}_1^2) + \rho \cdot g (h_2 - h_1)$$

$\bar{v} > 0$ $h_1 = h_2$
 $h_1 - h_2 = 0$

$P_1 - P_2 > 0 \rightarrow P_1 > P_2 \rightarrow$ en una zona estrecha, la presión hidrática disminuye.

ANEURISMA



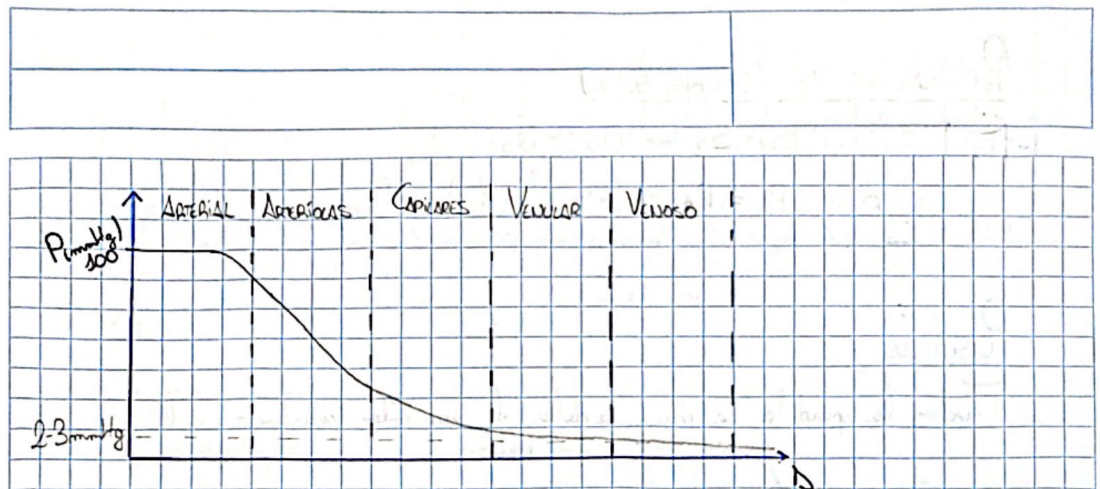
$$\frac{\bar{v}_1}{\bar{v}_2} = \frac{S_2}{S_1} > 1 \rightarrow \bar{v}_1 > \bar{v}_2 \text{ (disminuye la velocidad)}$$

$$P_1 - P_2 = \frac{1}{2} \rho (\bar{v}_2^2 - \bar{v}_1^2) + \rho \cdot g (h_2 - h_1)$$

$\bar{v} < 0$ $h_2 = h_1$

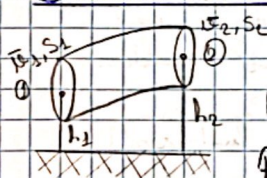
$P_1 - P_2 < 0 \rightarrow P_1 < P_2$ (aumenta la presión hidrática)

* La disminución de P cinética da lugar a un aumento de P hidrática (y viceversa)



- * Si considerásemos los vasos sanguíneos como un gran conducto (única tubería), la presión sería mínima en arterias y venas y máxima en los capilares.
- ↳ 100 CVARES: La sangre es un fluido real (no ideal), o lo largo del circuito de la sangre se pierde energía/presión en forma de "rozamiento" (PÉRDIDA DE PRESIÓN)
- * PRESIONES MANOMÉTRICAS → Nuestro cuerpo está sometido a la presión atmosférica.
 - ↳ "la presión en la aorta con 100 mmHg SOBRE la p. atmosférica"

- BERNOULLI GENERALIZATO



$$\sum \epsilon_{i_1} > \sum \epsilon_{i_2}$$

$$P_1 + \frac{1}{2} \rho \cdot \bar{U}_1^2 + \rho \cdot g \cdot h_1 = P_2 + \frac{1}{2} \rho \cdot \bar{U}_2^2 + \rho \cdot g \cdot h_2 + \Delta P_{\text{non}}$$

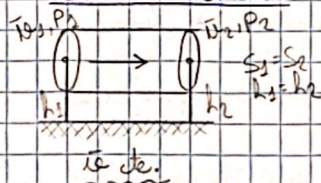
$$P_3 - P_2 = \frac{1}{2} \rho (\bar{v}_2^2 - \bar{v}_1^2) + \rho \cdot g \cdot (h_2 - h_1) + \Delta P_{\text{loss}}$$

4. Como hay resaca, la sangre y los vasos sanguíneos necesitan que el corazón esté constantemente latiendo para compensar la pérdida de sangre.

"PERMANENTE
CARGA"

↳ La presión de energía es también una presión de presión

PERSONS THIRDS



Ex. continuidad $\rightarrow \bar{v}_1 = \bar{v}_2$

Bernoulli $\rightarrow p_1 - p_2 = \frac{1}{2} \rho (\bar{v}_2^2 - \bar{v}_3^2) + \rho \cdot g \cdot (h_2 - h_3) + \Delta p$

$$P_2 = P_1 - \Delta P_{\text{roz}}$$

PERSONA DE PIE (SANGRE BAJA)

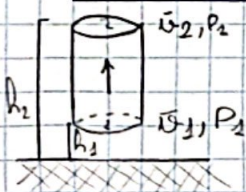


$S_1 = S_2 - \bar{\sigma}_s \approx \bar{\sigma}_2$ en un tramo cónico, disminuye la aceleración de la gravedad

Beachte:

$$P_1 - P_2 = \frac{1}{2} \rho (\bar{v}_2^2 - \bar{v}_1^2) + \rho \cdot g (h_2 - h_1) + \Delta P_{\text{ver}}$$

PERSOVA DE PTE (SANGRE SUBE)



$$S_1 = S_2 \rightarrow \bar{v}_1 \approx \bar{v}_2$$

$$P_2 = P_1 - \rho \cdot g (h_2 - h_1) - \Delta P_{\text{roz}}$$

$h_2 > h_1 \rightarrow \text{POSITIVO}$

POISEUILLE

Todo la pérdida de carga se debe al rozamiento (resistencia al flujo)

3 ELEMENTOS BÁSICOS

CORAZÓN genera presión

AP. CIRCULATORIO $\rightarrow$ Opone resistencia

CIRCUITO PERIFÉRICO - Ha de mantenerse constante (circulación continua de sangre por nuestro organismo)

$\rightarrow$ causa del más $\rightarrow$ generación de presión $\rightarrow$ CORAZÓN

$$\Delta P = R \cdot Q \rightarrow Q = \frac{\Delta P}{R}$$

$\downarrow$
resistencia al flujo

$\rightarrow$ si yo quiero mantener un caudal y mis vasos sanguíneos oponen una R, mis corazón ha de generar un ΔP

Cuando envejecemos, R aumenta, y para mantener Q de, el corazón tiene que compensar el ΔP (trabaja MÁS)

$\rightarrow$ El teorema de Bernoulli no explica la pérdida de presión de presión de la sangre a lo largo del aparato circulatorio

$\rightarrow$ EL TEOREMA DE BERNOULLI GENERALIZADO SI

(introduce el rozamiento - PUES $\rightarrow$ la sangre es un fluido real)

¿cómo se evalúa la resistencia...

- $\leftarrow$ en un vaso
- $\leftarrow$ en un sector ?
- $\leftarrow$ en la totalidad del circuito

RÉGIMEN DE POISEUILLE

$$\Delta P = Q \cdot R$$

$\downarrow$
caudal

$\downarrow$
resistencia (rozamiento)

- Para una variación de p, la cont. de caudal que conseguimos que fluya depende de la resistencia.
- La resistencia vascular total periférica es 1'04 URP

* El corazón debe generar una presión que vence al rozamiento.

RESISTENCIAS DE LOS TRAMOS

$$R = \frac{\Delta P}{Q}$$

$\text{URP} = 1 \text{ mmHg} \cdot \text{s}$

SIST. ARTERIAL $\rightarrow$ 0'32 URP
ARTERIOLAR $\rightarrow$ 0'37 URP
CAPILAR $\rightarrow$ 0'38 URP
VENULAR $\rightarrow$ 0'31 URP
VENOSO $\rightarrow$ 0'08 URP

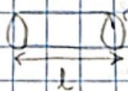
RES. PERIFÉRICA TOTAL $\rightarrow$ 1'04 URP

- * El radio de los arteriales se puede modificar según las necesidades biológicas.

POISEVILLE

1 vaso → $\left\{ \begin{array}{l} \text{Rég. laminar} \\ \text{Fluido newtoniano (viscosidad etc.)} \end{array} \right.$

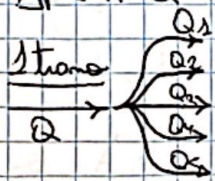
$$R = \frac{8\eta \cdot l}{\pi \cdot r^4} \rightarrow \text{más } + \text{ viscoso y } + \text{ largo} \rightarrow \text{más } R$$



- variaciones de r producen importantes variaciones de R
→ útil para los arteriales
- la resistencia en los capilares es menor porque la resistencia se divide en los muchos capilares.

¿CÓMO SE CALCULA LA RESISTENCIA DE UN TRAMO VASCULAR?

$$\Delta P = R \cdot Q \leftrightarrow \Delta V = R \cdot I$$



$$Q = Q_1 + Q_2 + Q_3 + Q_4 + Q_5$$

R_{eq} de un circuito de resistencias en paralelo

$$\frac{1}{R_{eq}} = \sum_i \frac{1}{R_i} = \frac{N}{R} \rightarrow \text{mº de vasos que comparten}$$

RESISTENCIA INDIVIDUAL

res. equivalente (resistencia del tramo total)

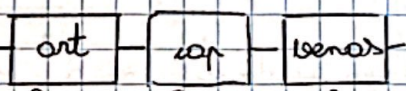
la R de todos los vasos se consideran iguales

$$R_{eq} = \frac{R}{N}$$

RPT

¿CÓMO SE CALCULA LA RESISTENCIA TOTAL PERIFÉRICA?

RPT → resistencia que ofrecen los diferentes sectores vasculares que están relacionados uno detrás de otro



$R_{eq(art)}$ $R_{eq(cap)}$ $R_{eq(venas)}$

La resistencia TOTAL de nuestro cuerpo es la de un circuito en serie de sectores vasculares, cada uno con su propia $R_{eq} = \frac{R}{N}$

$$RPT = R_{eq \text{ total}} = \sum_{i=1}^m R_{eq i}$$

- arterias
- arteriolas
- capilares
- venulas
- venas