



centroappunti.it

CORSO LUIGI EINAUDI, 55/B - TORINO

Appunti universitari

Tesi di laurea

Cartoleria e cancelleria

Stampa file e fotocopie

Print on demand

Rilegature

NUMERO: 2569A

ANNO: 2024

A P P U N T I

STUDENTE: Scaringi Nicolò

**MATERIA: Biofluidodinamica e Medicina Spaziale - Prof.
Scarsoglio**

Il presente lavoro nasce dall'impegno dell'autore ed è distribuito in accordo con il Centro Appunti.

Tutti i diritti sono riservati. È vietata qualsiasi riproduzione, copia totale o parziale, dei contenuti inseriti nel presente volume, ivi inclusa la memorizzazione, rielaborazione, diffusione o distribuzione dei contenuti stessi mediante qualunque supporto magnetico o cartaceo, piattaforma tecnologica o rete telematica, senza previa autorizzazione scritta dell'autore.

ATTENZIONE: QUESTI APPUNTI SONO FATTI DA STUDENTI E NON SONO STATI VISIONATI DAL DOCENTE.
IL NOME DEL PROFESSORE, SERVE SOLO PER IDENTIFICARE IL CORSO.



**Politecnico
di Torino**

BIOFLUIDODINAMICA E MEDICINA SPAZIALE

Prof. ssa Stefania Scarsoglio

2° anno

Nicolò Scaringi

INDICE

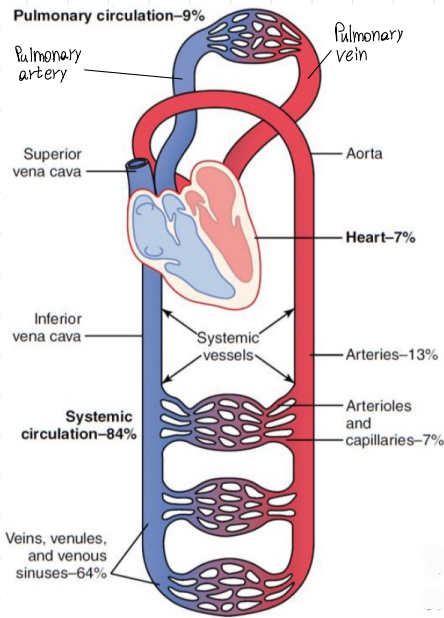
1.	FONDAMENTI DI FISILOGIA UMANA	1
1.1	Sistema cardiovascolare	1
1.2	Sistema respiratorio	5
2.	EMODINAMICA CARDIACA E ARTERIOSA	6
2.1	Base di emodinamica	6
2.2	Emodinamica cardiaca	8
2.3	Emodinamica arteriosa	9
3.	CONDIZIONI E AMBIENTI ESTREMI PER LA VITA UMANA	12
3.1	Esercizio fisico	12
3.2	Stress	13
3.3	Ambiente terrestre	13
3.4	Ambiente marino	15
3.5	Ambiente spaziale	16
4.	ALTERAZIONI FISILOGICHE PER IL VOLO SPAZIALE	18
4.1	Alterazioni del sistema cardiovascolare	18
4.2	Alterazioni del sistema respiratorio	21
4.3	Alterazioni del sistema muscolo-scheletrico	21
4.4	Alterazioni del sistema neuro-sensoriale e vestibolare	23
4.5	Aspetti psicologici e comportamentali	25
5.	CONTROMISURE E LSS	27
5.1	Contromisure	27
5.2	Life Support Systems	29
6.	EVA & PRERAZIONE E RIABILITAZIONE AL VOLO	31
6.1	Extra-vehicular activity	31
6.2	Preparazione e riabilitazione al volo	32
7.	CONCLUSIONI	34

1. FONDAMENTI DI FISIOLOGIA UMANA

1.1 SISTEMA CARDIOVASCOLARE FISIOLOGIA CARDIOVASCOLARE

Il sistema cardiovascolare è adatto al trasporto di ossigeno, anidride carbonica e nutrienti. Può essere assimilato ad un sistema idraulico con meccanismi di regolazione, composto da: pompa (cuore), mezzo di trasporto (sangue), una rete di canali di distribuzione e raccolta (vass sanguigni), un sistema estensivo di piccoli vasi (capillari).

Il circuito sistemico (grande circolazione) ha il compito di trasportare nutrienti e anidride carbonica, il circuito polmonare (piccola circolazione) ha il compito di ripulire il sistema immettendo ossigeno; i due circuiti sono commessi dal cuore. Ciascun circuito ha sistema arterioso e venoso.



Il ciclo cardiaco è in sequenza: ventricolo sinistro → circuito sistemico (tramite aorta) → atrio destro (tramite vena cava) → ventricolo destro → circuito polmonare (tramite arteria polmonare) → atrio sinistro (tramite vena polmonare).

Indipendentemente dal contenuto, si definisce arteria il vaso che fuoriesce dal cuore e vena il vaso che entra nel cuore.

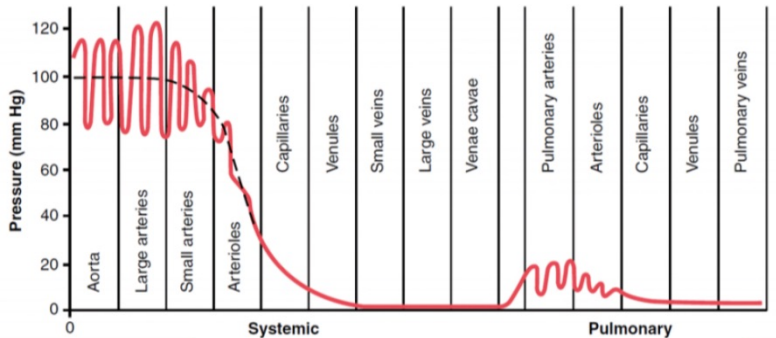
Aorta sistemica ha una pressione di 80-120 mmHg, elevata perché il sangue deve arrivare in tutto il corpo; l'arteria polmonare ha una pressione di 10-30 mmHg perché dal cuore deve arrivare solo ai polmoni.

Non è una notevole differenza di distribuzione sanguigna: 84% sistemica, 9% polmonare, 7% cuore.

La pressione considerata è una pressione trasmurale $p-p_e$, dove p è la pressione del vaso e p_e è la pressione extra-vascolare (tipicamente la pressione atmosferica).

Il volume totale del sangue è costante, per un uomo adulto è 5'000 - 6'000 ml.

• Il sistema arterioso è composto, nella sequenza, da arterie → arteriole → capillari. È caratterizzato dalla resistenza. Il flusso passa da pulsatile nelle arterie a continuo nei capillari, mentre la pressione passa da 80-120 a 20-25 mmHg: la pressione pulsatile viene smorzata dall'elasticità delle pareti arteriose e dalla resistenza di piccole arterie e arteriole. L'elevata resistenza, che provoca una grossa caduta di pressione, è localizzata nelle arteriole.



• Il sistema venoso è composto da venule → vene. È caratterizzato dalla compliance. La pressione è di 5-10 mmHg (isolotta pulsabilità). In questo sistema passa il 65-70% del volume totale di sangue.

CUORE

Il cuore batte circa 100'000 volte al giorno. Il ciclo cardiaco si definisce come l'evento cardiaco che c'è tra l'inizio di un battito e l'inizio del successivo. Il ciclo cardiaco ha un periodo cardiaco RR che per l'uomo in salute a riposo è $RR = 0,8 s$; la frequenza cardiaca si calcola come $HR = \frac{60}{RR} [bpm]$ ed è circa $HR = 75 bpm$. La massima frequenza cardiaca si scarica come $HR_{max} = 220 - age [bpm]$

L'anatomia del cuore è la seguente: il cuore divide in due sezioni - sinistra L e destra R - da un setto, ogni sezione ha un atrio A [nella parte superiore] e un ventricolo V [nella parte inferiore] per un totale quindi di 4 camere cardiache. Questo arrangement si mette in a girare delle grandezze cui si riferiscono: pressione P, volume V, portata Q. (1)

SISTEMA ARTERIOSO E VENOSO

Systemic circulation

	Ascending Aorta	Artery	Vein	Vena cava	Arteriole	Terminal arteriole	Capillary	Venule
Diameter	25 mm	4 mm	5 mm	30 mm	30 μ m	10 μ m	8 μ m	20 μ m
Wall thickness	2 mm	1 mm	0.5 mm	1.5 mm	6 μ m	2 μ m	0.5 μ m	1 μ m
Length	5 cm	10 cm	3.5 cm	30 cm	0.15 cm		0.06 cm	0.15 cm
Tot section area	5 cm ²	20 cm ²	40 cm ²	18 cm ²	400 cm ²		4500 cm ²	4000 cm ²
Reynolds* (peak)	1500 (9400)	200 (1000)	100	1400 (3000)	0.1		0.001	0.01
Velocity (peak)	18 cm/s (110)	4.5 cm/s (50)	2 cm/s	5 cm/s (20-30)	0.2 cm/s		0.02 cm/s	0.02 cm/s

Generalmente il flusso è laminare, continuo e pulsatile. In caso di stenosi aortica e arteriosa, grossa gittata cardiaca e durante l'attività fisica il flusso può essere turbolento. Si ricorda che $Re = \frac{\rho v D}{\mu} = \frac{v D}{\nu}$ (ν : viscosità dinamica e cinematica), per un flusso pulsatile $Re_a > 2300$.
 $\gamma = \frac{D}{2}$ raggio sotto.

Le caratteristiche generali sono:

- considerando l'ingresso (aorta) e l'uscita (vena cava) della circolazione sistemica, si rispetta l'equazione di continuità per cui la portata rimane costante $Q = A \cdot v$: $v_{mean} = const = 30 \text{ cm}^3/\text{s} (\Rightarrow CO = 5 \text{ l/min})$
- l'equazione di continuità è valida su tutte le differenti aree (arteriole, capillari ecc.) della circolazione sistemica
- confrontando le vasche di dimensione simile si nota che le arterie sono più ripiene ($h \uparrow$) e più piccole ($r \downarrow$) delle vene: il rapporto r/h è maggiore per le vene rispetto alle arterie
- considerando le vasche della circolazione prossimale a quella distale (ad es. dall'aorta all'arteriola) il rapporto r/h diminuisce.

Le caratteristiche delle arterie sono:

- le grandi arterie sono relativamente pareti visco-elastiche (flusso veloce e pulsatile), sono vasche di trasporto/distribuzione del sangue ad diversi organi e muscoli, connessione.

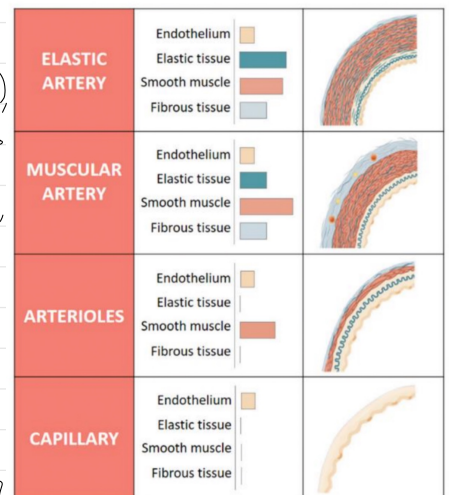
Le piccole arterie sono meno elastiche ma più muscolari, distribuiscono sangue all'interno degli organi, connessione locale.

Le arteriole sono pressoché rigide (l'elasticità è diminuita), le pareti muscolari consentono di contrarre e dilatare le vasche \rightarrow resistenza periferica.

I capillari sono rigidi e non muscolari, non è un basso flusso continuo per lo scambio di ossigeno e nutrienti [per ogni arteriola si hanno a valle 4-5 capillari].

- le pareti arteriose sono composte da 3 strati: tunica intima [elastica], tunica media [strato più spesso], tunica adventizia [che si fonde con i tessuti circostanti].

non è una biforcazione complessa - dall'aorta all'arteriola - e multiple ramificazioni - capillari - con diametro perfetto in corrispondenza della biforcazione \rightarrow si ha propagazione e riflessione delle onde.



Le caratteristiche delle vene sono:

- sono la via di ritorno del sangue al cuore, bassa pressione e flusso, sottili, bassa elasticità e resistenza, distensibili, conservano sangue (compliance) senza alterazioni di pressione; non sono pulsatile dalle arterie, ma retrogrado dal cuore (vena cava).

devono permettere che il sangue vada dagli arti inferiori al cuore vincendo la gravità e che non scenda dalla testa in modo incontrollato, a provvedere all'unidirezionalità del flusso non sono le valvole venose: la colonna venosa è costituita da diversi segmenti discontinui, quando la pressione di un segmento è maggiore di quella del segmento subito sopra la valvola si apre; analogamente le valvole nelle giugulari impediscono il ritorno di flusso dall'alto. ③

1.2 SISTEMA RESPIRATORIO

FISIOLOGIA POLMONARE

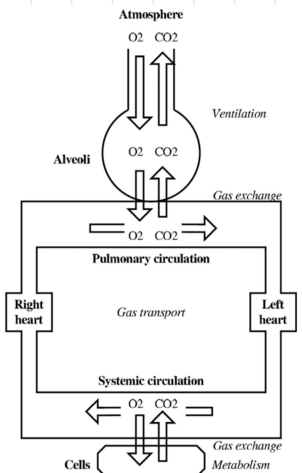
Le vie aeree superiori - naso, seni nasali (sinus), laringe - attuano il condizionamento dell'aria, cioè la rendono completamente umida e alla temperatura corporea.

Le vie aeree inferiori - trachea, bronchi, bronchioli, alveoli - costituiscono la ramificazione fino all'unità anatomica funzionale del polmone, cioè l'alveolo (piccolo sacco pieno di fiato).

L'albero polmonare raddoppia il n° di condotti ad ogni livello: livello 0 trachea, livello 23 $8 \cdot 10^6$ condotti, dove i livelli 0-19 sono quelli di conduzione, 20-23 di conduzione.

Il ciclo respiratorio è in sequenza: atmosfera \rightarrow vie aeree superiori e inferiori mediante inspirazione \rightarrow alveoli \rightarrow diffusione di O_2 nei capillari polmonari \rightarrow flusso sanguigno \rightarrow diffusione di O_2 a livello cellulare e diffusione di CO_2 nei capillari sistemici \rightarrow trasporto e diffusione di CO_2 negli alveoli \rightarrow vie aeree \rightarrow atmosfera mediante espirazione.

O_2 è un prodotto necessario che deve essere fornito (consumo umano 260 ml/min) mentre la CO_2 è un prodotto di scarto da espellere (produzione umana 160 ml/min).



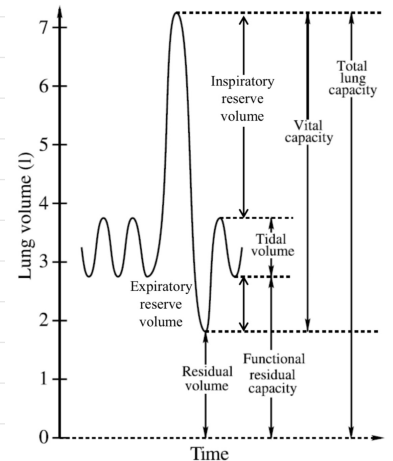
VENTILAZIONE

Nella ventilazione naturale il polmone è come un soffietto poggiato sul diaframma, in cui l'insufflazione e il deflusso è forzato dall'esterno.

- Nell'inspirazione (naso \rightarrow alveoli) l'aria entra per depressione, in quanto la forza toracica su ogni alveolo per cui la pressione cala ad un valore minore di quella atmosferica.
- Nell'espirazione (alveoli \rightarrow naso) vi è un ritorno elastico passivo [il collasso degli alveoli è impedito dalla forza interstiziale].

Il ciclo respiratorio è caratterizzato da:

- Volume vitale, cioè il volume di aria che entra ed esce nei polmoni durante ciascun respiro: **9,5 l** *air space*
- Volume di riserva di inspirazione: **3 l**
- Volume di riserva di espirazione: **1 l**
- Volume residuo [al termine dell'espirazione]: **1,5-2 l**
- Capacità vitale = volume di riserva di inspirazione ed espirazione: **~5 l**
- Capacità polmonare totale = capacità vitale + volume residuo: **~7 l**



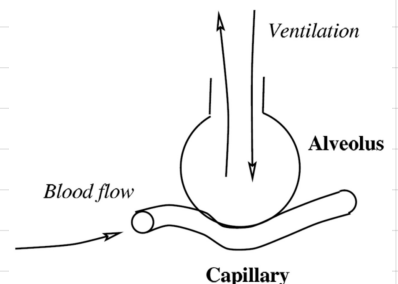
Circolazione polmonare e bronchiale. Vi sono due afflussi di sangue separati:

- circolazione polmonare \rightarrow il sangue deossigenato da RV agli alveoli per rimuovere CO_2 e ossigenarlo prima di tornare a LA per la distribuzione nel corpo
- circolazione bronchiale \rightarrow dall'aorta fornisce sangue sistemico ossigenato al polmone

SCAMBIO DI GAS TRA POLMONE E SANGUE

Vi è una sottile membrana permeabile tra l'aria (alveolo) e il sangue (capillare) che permette un rapido scambio di CO_2 e O_2 .

CO_2 e O_2 si muovono tra alveoli e sangue per sola diffusione [movimenti casuali di molecole di fluidi in stato di equilibrio].



SISTEMA RESPIRATORIO SULLA TERRA

Sul torace e nei polmoni agiscono forze gravitazionali. Vi sono forze elastiche del polmone e del torace. Vi è pressione idrostatica lungo la struttura del polmone.

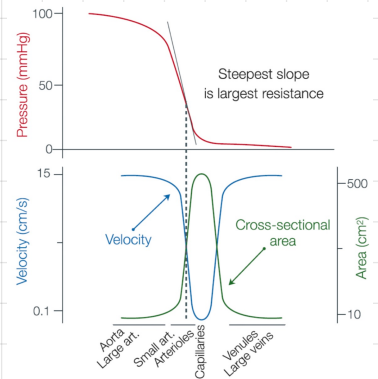
Il controllo della respirazione autonoma non è direttamente influenzata dalla gravità.

che $\frac{R_{arteriola}}{R_{aorta}} = 3 \cdot 10^{10} \Rightarrow R_{tot, arteriale} = 100 R_{aorta}$ - quindi ΔP_{aorta} è circa l'1% del calo di pressione del siste-
ma arterioso sistemico

Dall'arteriola si diramano 4-5 capillari - con stesso diametro dell'arteriola - per cui si ha $R_{tot, capillare} = \frac{R_{tot, arteriale}}{5}$

In generale si può affermare che: le piccole arterie e le arteriole determinano principalmente (78%) la resistenza vascolare totale (R_p , resistenza periferica); i capillari contribuiscono poco alla resistenza totale (15%); la resistenza venosa rappresenta solo il 5% di quella totale.

Per la circolazione sistemica - con pressione aortica media 105 mmHg, pressione venosa centrale 5 mmHg, $CO = 6 \text{ l/min}$ - la resistenza periferica vale $R_p = 1 \text{ mmHg} \cdot \text{s/ml}$.



INERTANZA

È una misura dell'attitudine di una struttura a mettere in vibrazione o se-
guito dell'applicazione di una forza. L'inertanza di un punto di una struttura
è il rapporto tra l'accelerazione risultante di quel punto e la forza ad esso
applicata.

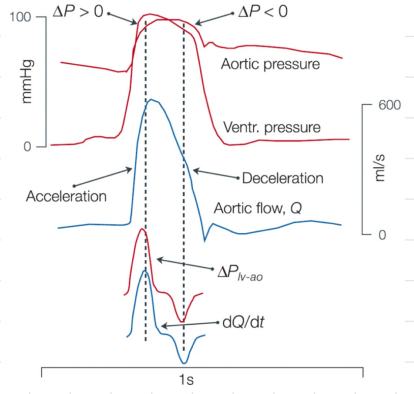
L'inertanza L mette in relazione la caduta di pressione ΔP con l'accelerazione
del flusso dQ/dt , è quindi legata agli effetti inerziali.

In un vaso sanguigno di area A e lunghezza l , partendo dalla legge di Newton
si ha $F = m \cdot a = m \cdot \frac{dv}{dt} = m \cdot \frac{1}{A} \frac{dQ}{dt}$, essendo $F = \Delta P \cdot A$ e $m = \rho A l$ si può scrivere
 $\Delta P A = \frac{\rho A l}{A} \frac{dQ}{dt} \Rightarrow \Delta P = L \cdot \frac{dQ}{dt}$ dove si è definita l'inertanza come $L = \frac{\rho l}{A} \left[\frac{\text{mmHg} \cdot \text{s}^2}{\text{ml}} \right]$

Per le inertanze in serie $L_{tot} = L_1 + \dots + L_n$, in parallelo $\frac{1}{L_{tot}} = \frac{1}{L_1} + \dots + \frac{1}{L_n}$

$R \sim \eta s^{-4}$ e $L \sim \eta s^{-2}$, quindi per i grandi vasi L è predominante rispetto a R , per le piccole
arterie e per le arteriole R è predominante su L .

L'effetto dell'inertanza durante la sistole è il seguente: $\Delta P = P_{lv} - P_{ao}$ e dQ/dt sono proporzionali; nella sistole precoce $\Delta P > 0$ e vi è accelerazione di flusso aortico ($dQ/dt > 0$), nella sistole tardiva $\Delta P < 0$ e vi è decelerazione di
flusso aortico ($dQ/dt < 0$).



TEORIA DEL FLUSSO OSCILLATORIO E PROFILO DI VELOCITÀ

Nelle ipotesi di: i) fluido viscoso incompressibile, newtoniano;
ii) condotto rigido, uniforme e lungo; iii) sezione tras-
versale circolare costante; iv) flusso laminare e stazionario
ma con gradiente di pressione oscillatorio sinusoidale a pulsazione $\omega = 2\pi f$ - con
 $f = 1/R$ (Hz) - si ha che il flusso è laminare ma pulsatile (non costante nel tempo), il profilo è non parabolico e varia nel ciclo
sinusoidale. Un parametro caratteristico del flusso pulsatile è il parametro di Womersley $\alpha^2 = \frac{\rho s^2 \omega \mu}{\eta}$ [1]. α rappresenta
l'importanza degli effetti inerziali sugli effetti viscosi. Si ha che per:

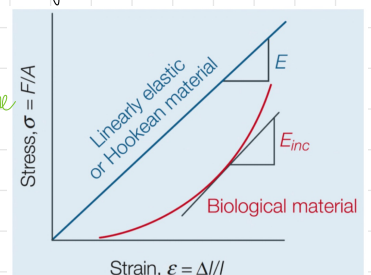
- $\alpha < 3 \rightarrow$ si hanno effetti viscosi (profilo parabolico), vale la legge di Poiseuille per R , riguarda il flusso periferico
- $3 < \alpha < 10 \rightarrow$ si hanno effetti viscosi e inerziali (profilo più piatto con velocità massima non centrata), la teoria del flusso
oscillatorio è approssimata con combinazioni di R e L , riguarda i vasi medio/piccoli.
- $\alpha > 10 \rightarrow$ si hanno effetti inerziali (profilo piatto), vale la legge di Newton per L , riguarda i grandi condotti arteriosi.

ELASTICITÀ

È la proprietà dei corpi di deformarsi in misura diversa, sotto l'azione di forze esterne
e di rispondere - in tutto o in parte - la forma al cessare di quelle forze.

La relazione sforzo-deformazione è rappresentata dalla legge di Hooke $\sigma = E \epsilon$ dove E
[Pa] è il modulo di Young.

Per i materiali biologici la curva non è una retta, il modulo di Young (pendenza)



per battito $\frac{1}{RR} \int_{RR} P(t) \cdot Q(t) dt [W]$
 L'external work e la potenza sono generate solo durante l'esercizio.

INDICI DI CONSUMO DELL'OSSIGENO

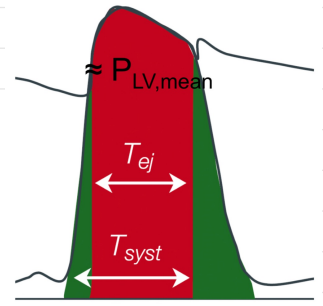
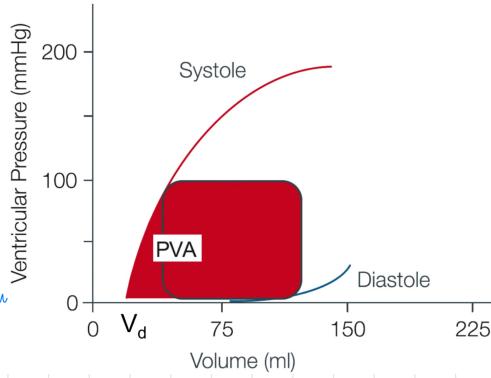
SS dell'ossigeno si reggono su 2 indici:

- Rate Pressure Product $RPP = HR \cdot P_{syst}$ ($\frac{mmHg}{min}$)
 $(8 \cdot 10^3 - 9 \cdot 10^3 \frac{mmHg}{min} \text{ a } 75 \text{ bpm})$
- Ventricolar Work Index per minuto
 $W_{VI} / min = P_{LV,mean} \cdot RR \cdot HR [\frac{mmHg \cdot s}{min}]$ dove
 $P_{LV,mean} = \frac{1}{RR} \int_{RR} P_{LV}(t) dt$ ($2 \cdot 10^3 - 2,5 \cdot 10^3 \frac{mmHg \cdot s}{min} \text{ a } 75 \text{ bpm}$)
- Pressure Volume Area per minuto

$PVA / min = (PE + EW) \cdot HR [\frac{J}{min}]$ dove

$PE = \frac{1}{2} \cdot P_{LVES} \cdot (V_{LVES} - V_d) - \frac{1}{2} \cdot P_{VED} \cdot (V_{VED} - V_d)$ è l'emergsa potensale elastica ($85-95 \frac{J}{min}$ a 75 bpm). PVA è un costo energetico cardaco.

• Left Ventricular Efficiency $LVE = \frac{EW}{PVA}$ è il rapporto tra il lavoro utile e il costo energetico ($0,75-0,85$ a 75 bpm).



2.3 EMOdinamica ARTERIOSA

TRAVELLING WAVES

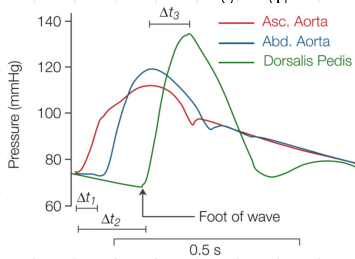
Velocità. Poiché i vasi sono elastici, le onde di pressione e di flusso hanno una velocità d'onda o una velocità d'onda impulsiva $c = \frac{\Delta x}{\Delta t}$, data dalla distanza percorsa Δx sul ritardo temporale Δt (propagazione non istantanea).

La velocità dell'onda è diversa dalla velocità del sangue, la trasmissione dell'onda avviene anche in assenza di flusso sanguigno. La velocità del sangue si appropria alla velocità dell'onda, ma la quella del sangue è trascurabile rispetto a quella dell'onda.

Per l'equazione di Moens-Korteweg $c = \sqrt{\frac{h E_{inc}}{2 r_s \rho}} = \sqrt{\frac{A}{\rho C_A}}$ dove A è l'area trasversale,

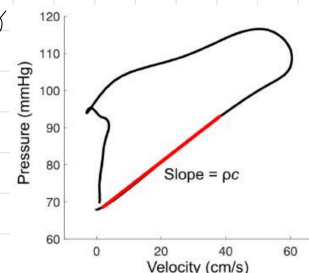
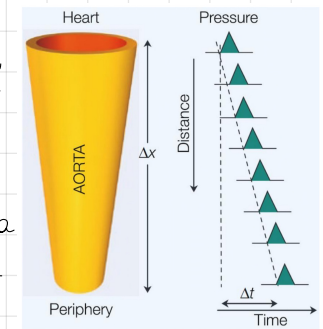
C_A è la compliance area, r_s è il raggio, ρ è la densità del sangue, h è lo spessore, E_{inc} è la rigidità locale.

La velocità di fase è la velocità dell'onda determinata dalle sole proprietà del vaso e dalla densità del sangue, non sono inclusi gli effetti delle riflessioni.



→ Metodo foot-to-foot (globale): c si ricava dall'intervallo temporale Δt tra il foot di pressione in diversi siti di distanza nota Δx .

→ Metodo PU local (locale): la pendenza della curva PV nella fase lineare pre-sistolica è una stima di ρc , da cui è possibile ricavare c .

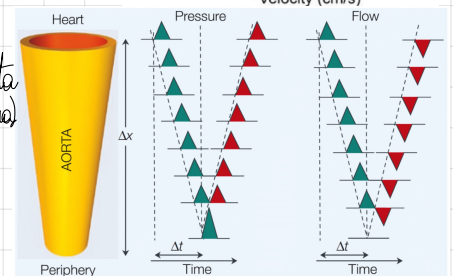


Riflessione. L'ampiezza dell'onda ($PP = P_{syst} - P_{dias}$ è la pressione pulsatile) aumenta lungo la rta arteriosa man mano che la compliance diminuisce (Caorta è massima) a causa di riflessioni, non linearità, biforcazioni (soprattutto nelle gambe) e restringimento. Allo stesso modo c aumenta lungo il percorso arterioso mentre la compliance diminuisce (E_{inc} aumenta, i vasi sono più rigidi).

La riflessione dell'onda avviene in corrispondenza delle biforcazioni - dove il diametro delle arterie si allarga e si restringono perfettamente - e delle discontinuità. SS ha elevata riflessione a livello arterioso, le molte biforcazioni/ristringimenti su breve distanza portano alla riflessione diffusa. SS ha riflessione distinta lungo l'aorta.

Le onde di pressione e di flusso forward hanno la stessa forma. L'onda di flusso backward è riflessa sottopra, mentre l'onda di pressione è riflessa verso l'alto. Le onde forward e backward hanno la stessa velocità d'onda.

L'onda misurata è la somma delle onde forward e backward - o riflesse - cioè non è possibile distinguere. La



Poiché noi sono 3 variabili dipendenti sono necessarie 3 equazioni: eq di Navier-Stokes lineari

• equazione di continuità $\frac{\partial A}{\partial t} + \frac{\partial Q}{\partial x} = 0$

• equazione della quantità di moto $\frac{\partial Q}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x} \left(\frac{Q^2}{A} \right) = - \frac{A}{\rho} \frac{\partial P}{\partial x} - 2\tau_{xy} \frac{\tau}{\rho} + \rho g \sin \alpha$

• equazione costitutiva $P = f(A)$ elastico convettivo pressione dissipativa granulare

Il modello distribuito 1D permette la previsione buona e accurata di misure di miscele cardiovascolari reali.

Modelli multiscale. Sono una combinazione adatta di modelli di dimensioni diverse; solitamente il modello di ordine inferiore può funzionare come condizione al contorno.

Es: nel modello OD-3D, il 3D serve per il CFD basato su risonanza magnetica, il OD come condizione al contorno; nel modello OD-1D, il 1D descrive l'albero arterioso, il OD il cuore e tutta la restante circolazione periferica/venosa.

Modelli dei meccanismi di regolazione. Il controllo a breve termine del livello di pressione sanguigna alta (arteriosa) e bassa (venosa) avviene mediante baroriflessi e riflessi cardiovascolari, mentre l'autoregolazione cerebrale avviene attraverso la regolazione della corretta quantità di flusso sanguigno cerebrale.

L'attività simpatica/parasimpatica efferente è regolata e controllata mediante effetti: cronotropo (HR), inotropo (E_{max}), di vascolarizzazione sistemica (C, R, Vd).

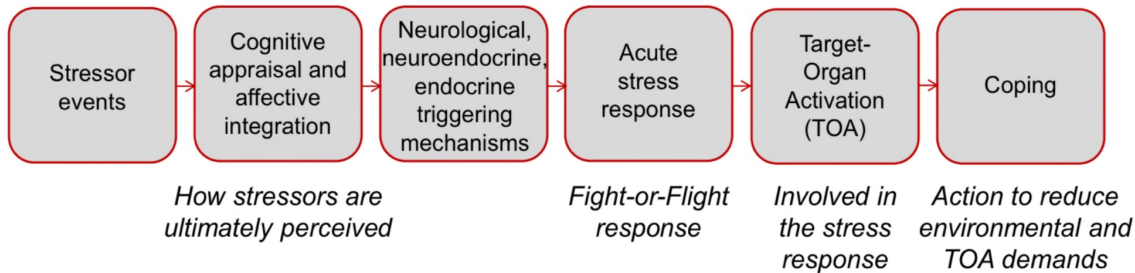
Il modello è formato quindi da equazioni differenziali ordinarie che regolano la risposta dell'attività simpatica e parasimpatica in termini di HR, E_{max} , C, R, Vd.

Es: confronto da pressione supina a in piedi. Se $P < P_0$ noi è stress ortostatico: HR, E_{max} e R aumentano a causa della vasocostrizione periferica; C e Vd diminuiscono a causa dell'aumento del tono muscolare.

3.2

STRESS

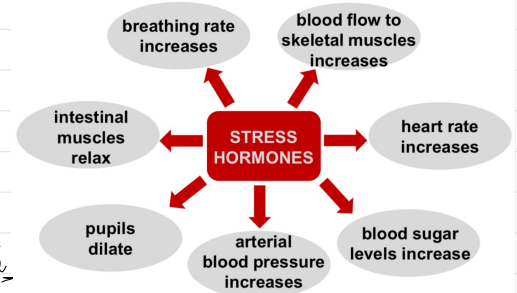
L'omeostasi è lo stato dinamico interno di equilibrio di un funzionamento ottimale in risposta ad un ambiente mutevole. Lo stress è qualsiasi forma di grave disturbo o minaccia percepita dell'omeostasi. Lo stress è fisiologico e biologico; la risposta allo stress è psicologica/comportamentale e biologica. Le fasi della risposta umana allo stress sono:



RISPOSTA ACUTA ALLO STRESS

La reazione fisiologica di adattamento dell'organismo che si prepara all'attività muscolare in risposta a una minaccia percepita è data dagli ormoni dello stress, si ha:

- aumento della disponibilità e redistribuzione dell'energia ai muscoli e al cervello mediante: aumento della pressione sanguigna; vasodilatazione a cervello e muscoli scheletrici; vasocontrazione a reni, sistema gastrointestinale e pelle
- attivazione del sistema immunitario mediante aumento delle cellule immunitarie (globuli bianchi).



RISPOSTA ALLO STRESS CRONICO

La risposta ripetuta e continua può essere comportamentale e biologica, gli effetti più rilevanti sono: aumento della depressione, malattie cardiovascolari (ipertensione cronica, malattie coronariche, aterosclerosi) e immunitarie (infiammazione eccessiva, maggiore vulnerabilità alle infezioni).

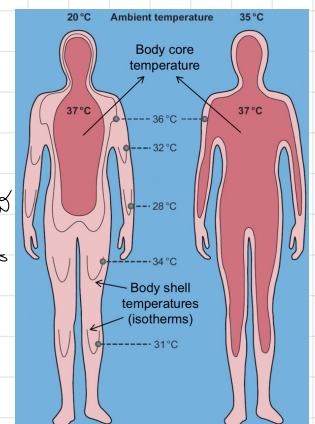
3.3

AMBIENTE TERRESTRE

TEMPERATURA E CALORE

L'organismo è un sistema endotermico: la temperatura corporea centrale è costante - set point 37°C - indipendentemente dall'ambiente.

La relazione tra temperatura interna e superficiale varia a seconda dello scambio di calore richiesto: la porta interna si allarga/ restringe per emettere/retenere calore attraverso la superficie corporea. La produzione di calore è pari alla trasformazione di energia chimica a livello cellulare in calore e lavoro meccanico. In condizioni di riposo la produzione di calore metabolico è uguale al tasso metabolico di base, durante l'esercizio fisico il 90% della produzione di calore è dovuto alla muscolatura.



Il trasferimento di calore può essere:

- interno - dall'interno (organi) alla superficie (pelle) - principalmente per conduzione
- esterno - dalla superficie all'ambiente - attraverso diversi modi:
 - convezione (10%): scambio di calore con il mezzo circostante (aria, acqua) attraverso lo strato limite sopra la pelle, può essere naturale o forzata (corpo/mezzo in movimento)
 - conduzione (10%): contatto diretto tra la superficie della pelle e materiali altamente conduttivi
 - radiazione (60%): emissione elettromagnetica nella gamma degli infrarossi a onde lunghe
 - evaporazione (sudorazione) (20%): il passaggio da liquido a gas richiede energia.

Termoregolazione. Per mantenere costante la temperatura corporea interna è necessario l'equilibrio tra (13)

3.4

AMBIENTE MARINO

Per la legge dei gas ideali $PV = nRT$ e per l'organismo endotermico $T = \text{cost}$ si ha la legge di Boyle $PV = \text{cost}$.
 Per la legge di Henry a temperatura costante, la concentrazione c di un gas disciolto in un liquido è direttamente proporzionale alla pressione parziale p di quel gas nella soluzione $c = k \cdot p$, cioè la solubilità del gas è proporzionale alla sua pressione parziale.

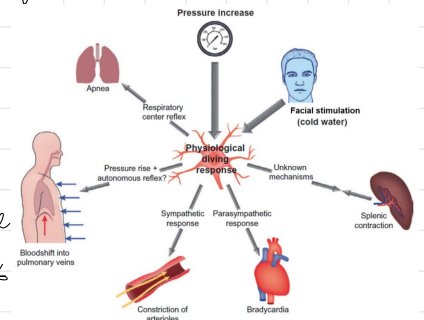
In ambiente marino bisogna tener conto delle seguenti problematiche per i sistemi sensoriali sott'acqua: visivo in quanto la luce viene dispersa, uditivo in quanto le onde sonore viaggiano 4 volte più velocemente.

APNEA

La risposta all'apnea subacquea è innescata dall'aumento della pressione e dalla stimolazione nervosa, per cui si ha una redistribuzione del volume dalla circolazione periferica alla circolazione centrale.

Se il numero di particelle n è costante, se la pressione raddoppia il volume del polmone si dimezza. L' O_2 e l' N_2 si sciolgono nel sangue con conseguente aumento delle concentrazioni nel sangue, ma i tessuti e il sangue non diventano eccessivamente saturati di N_2 : si subisce meno emorragie sott'acqua abbastanza a lungo, n è costante come in superficie.

Durante la risalita rapida non ci sono problemi di decompressione legati all' N_2 , ma il volume d'aria all'interno dei polmoni aumenta a causa della rapida diminuzione della pressione parziale dell' O_2 , ciò può portare ad un possibile blackout spinto e a perdita di conoscenza.



SCUBA

Il Self Contained Underwater Breathing Apparatus SCUBA è un sistema a circuito aperto "a domanda" riempito di aria pressurizzata, adattata alla pressione dell'acqua. Il Buoyancy Control Device BCD è il dispositivo di controllo fo dell'assetto, garantisce un assetto neutro sott'acqua e un volume costante d'aria nei polmoni. L'immersione profonda è limitata nel tempo e richiede una decompressione a più stadi.

Il numero di particelle n raddoppia se la pressione dell'aria inspirata raddoppia e il volume polmonare rimane costante. Dopo un tempo sufficiente in immersione, il corpo si satura di N_2 che si dissolve nel sangue e quindi la pressione aumenta. Durante la risalita la pressione parziale dell' N_2 diminuisce, il gas disciolto lascia la fase liquida e comincia a gorgogliare nel flusso sanguigno [come l'apertura della bottiglia di acqua gassata]: se la risalita è lenta l' N_2 lascia i tessuti quando non hanno più spazio sufficiente per contenere il gas espanso, l'azoto si riporta nel sangue fino ai polmoni e viene rilasciato quando il sub espira; se la risalita è rapida l' N_2 in eccesso non viene smosso e le microbolle aumentano le loro dimensioni ogni 10m causando danni ai tessuti e bloccando il flusso sanguigno, ciò può portare a possibili malattie da decompressione.

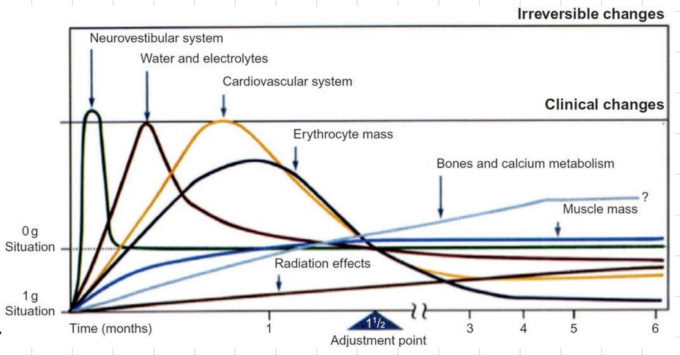
MALATTIE DA AMBIENTE IPERBARICO

- Barotrauma: a causa di rapide variazioni di pressioni per salute/diagnosi in cavità piene d'aria (orecchie, naso, orecchie, polmone), sia in apnea che in immersione [l'aria è comprimibile, i tessuti no]; per prevenire si danno ad effettuare manovre di compensazione.
 - Marcoss da Azoto: l'azoto ad alta pressione aumenta la sua concentrazione e può causare marcoss (effetti anestetici) durante le immersioni subacquee, a partire da 30 m di profondità.
 - Lesione da decompressione ed embolia gassosa arteriosa cerebrale: a causa di bolle di gas che bloccano il flusso sanguigno di diversi tessuti durante la risalita rapida; i sintomi sono: dolore alle articolazioni e ai muscoli di gambe e braccia, compromissione cerebrale.
 - tossicità da ossigeno: si ha quando la pressione parziale di O_2 dell'aria inspirata supera 1 bar sotto i 40m, ciò può portare a convulsioni cerebrali dovute a ipersensibilità (eccesso di ossigeno nei tessuti del corpo).
- L'ossigeno-terapia iperbarica consiste nel respirare alternativamente aria e O_2 a 2-3 bar in camera iperbarica; è effettuata per: trattamento di lesione da decompressione, embolia gassosa arteriosa, gangrena/cancro gassoso, avvelenamento da CO.

CAMBIAMENTI FISIOLOGICI E ADATTAMENTO

Un astronauta ha bisogno in media di 6 settimane per raggiungere un punto di adattamento all'assenza di peso, si tratta di un adattamento parziale al nuovo ambiente, meno squadrato (decondensamento parziale).

Se tempo di ri-adattamento dopo un volo spaziale di lunga durata è simile: 4-6 settimane. 5 fattori di stress, come si può vedere psicologici e interpersonali, possono ostacolare l'adattamento.



	Short-term effects	Long-term effects	Features	Drawbacks
Bed rest studies	✓	✓	Removal of gravity-induced pressure gradient, unloading, immobilization	Horizontal hydrostatic pressure, contact with bed
Immersion studies	✓	≈	Removal of gravity-induced pressure gradient, unloading, movement	Hydrostatic pressure of water, fluid shift by hydrostatic compression of tissues
Parabolic flight	✓	✗	Same weightlessness conditions as in space, movement	Extremely short-term adaptations (order of seconds), continuous variation from high to low gravity
Centrifuge experiments	≈	✗	Countermeasure for cardiovascular deconditioning, limited movement (exercise)	Cardiovascular response can only be extrapolated

EFFETTI DEL VOLO SPAZIALE

Pre-volo e lancio - La pressione dell'astronauta al momento del lancio è supina con una flessione delle anche e delle ginocchia di 90°, da assumere 2-4 ore prima del lancio. Le motivazioni di questa posizione sono: dirigere l'accelerazione di lancio nella direzione orizzontale del corpo (g_z da schiena a petto) per la quale la tolleranza è maggiore, prevenire il ristagno di sangue nelle gambe, aiutare il cuore a pompare sangue, pre-adattamento al decondizionamento del volo spaziale. Gli effetti di questa posizione pre-lancio sono: spostamento dei fluidi dalla zona periferica alla zona centrale, aumento della pressione venosa centrale e del CO, volume significativo di sangue posto sopra al cuore (SV da 75 a 90 ml/beat) parzialmente compensato dalla riduzione del volume di sangue (immersione e riduzione della rete). Lo spostamento e la compressione coinvolgono molto più i fluidi che i tessuti, per cui il sistema cardiovascolare e respiratorio sono quelli che risentono maggiormente degli effetti dell'accelerazione al lancio e al rientro; per cui la posizione supina è la scelta migliore per affrontare le deviate accelerazioni durante il lancio e il rientro. Nei voli [aeronautes] acrobatics e al rientro dello Space Shuttle si hanno accelerazioni g_z , cioè testa-piedi. Per $g_z > 0$ (da testa a piedi) si ha: ristagno di sangue nelle gambe che porta ad una pressione venosa di 450 mmHg in posizione eretta e 300 mmHg da seduti, diminuzione del CO a causa del ristagno isterno venoso, grossa diminuzione della pressione arteriosa, confusione mentale; per $g_z < 0$ (da piedi a testa) si ha: sperequazione agli occhi (red-out vision) e al cervello, respirazione affannosa, aumento della pressione cerebrale ed emorragia. Il corpo resiste per pochi secondi a $\pm 5g$, oltre $5g$ si ha blackout della vista e incoscienza.

Early on-orbit (effetti a breve termine) - Si ha spostamento dei fluidi verso la zona toracica, dalle estremità inferiori alla parte superiore del corpo: lo spostamento riguarda circa 2L di fluidi e avviene entro le prime 6-10 ore. Nella parte superiore del corpo si ha: senso di pienezza alla testa, naso chiuso, aumento della pressione oculare, naso gonfio, ingrossamento dei vasi superficiali di testa/collo e dei fluidi interstiziali; nella parte inferiore del corpo si ha: diminuzione del volume di 1L per gamba, diminuzione della circonferenza della gamba/coscia fino al 30% (sindrome della rampa di galbana).

Inizia a diminuire il volume di sangue (il primo giorno il volume di plasma si riduce del 17%) per contrastare il sovraccarico ematico percepito, da cui deriva la perdita di acqua dovuta alla minzione, la diminuzione della rete e lo spostamento dei fluidi dal flusso sanguigno ai tessuti.

La rimozione dei gradienti di pressione idrostatica porta all'equalizzazione della pressione, cioè tutti i vasi - superiori e inferiori - hanno la stessa pressione. [Le differenze di pressione tra il circuito arterioso e venoso sono indipendenti dalla gravità]. Si ha notevole variabilità e instabilità della pressione arteriosa media, questo eccitamento fanno parte della risposta compensatoria allo stato di microgravità. La pressione venosa centrale CVP è la pressione nella vena cava; questa aumenta durante il pre-lancio a causa dello spostamento dei fluidi in posizione supina, aumenta al lancio per la compressione del torace, ma successivamente diminuisce per un possibile aumento della compliance dei vasi del torace.

Lo SV aumenta poiché la quantità di sangue nel cuore quasi raddoppia. Il CO aumenta poiché la resistenza arteriosa diminuisce. Si ha un risultato contrastante sull'HR che non aumenta, anzi contrazione è più efficiente (aumento SV) per cui l'HR può essere più bassa per sostenere lo stesso apporto di sangue.