MASTER COPY
Tel. 050 8312126
Cell. 388 9837745

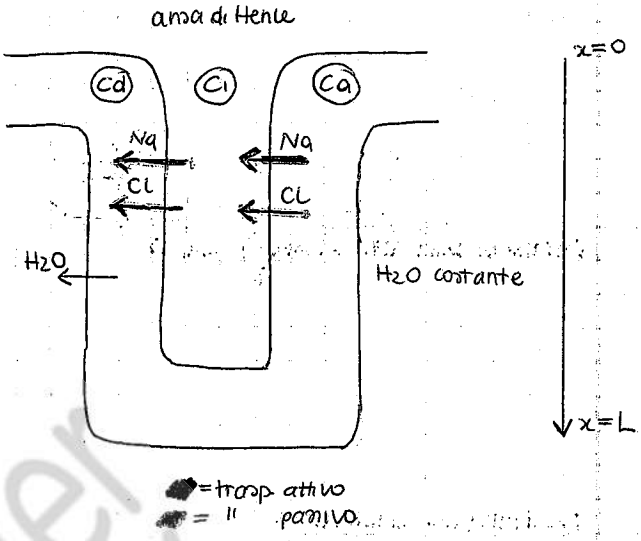
Schema

RENI e DIALIZZATORI

- 1.2 L sangue accolti al min = FER
- 125 mL/min ultrafiltrato → 180 L giorno
- 2L/giorno urina

Pressione: 100 mmHg arteriola afferente
70 mmHg glomerulo
14 mmHg tubo prossimale
6 mmHg tubo distale
0 mmHg fine processo

Trasporti: acqua = osmosi
sodio = entra per diff. e esce per tras attivo
cloro = entra e esce per tras passivo



- tratto prossimale = recupero di tutte le sostanze con p.m < 69.000 Dalton, acqua al 99%. Esce acqua per osmosi, esce Na per t. attivo, esce Cl per t. passivo
- tratto discendente = esce acqua per osmosi, Na e Cl entrano per t. passivo
- tratto ascendente = acqua costante, Na esce per t. attivo e Cl esce per t passivo
- tratto distale + collettore = Na esce per t. attivo, Cl esce per t. passivo, acqua esce per osmosi

Potassio = stesso andamento di Na e Cl ma viene secreto nel condotto distale
Glucosio = recuperato fino a 220–250 mg/dL
Inulina = indicatore per individuare inefficienze renali, viene totalmente eliminato
acido amminoippurico = indicatore per individuare disfunzioni della membrana basale, viene totalmente eliminato
Ioni H^+ = secreti in tutte le regioni eccetto nell'ansa di Henle
Ione HCO_3^- = recuperato per mantenere il pH

Ultrafiltrato →

$$\frac{dQ}{dx} = -\frac{K_S}{L}\Delta P = -\frac{K_S}{L}(\Delta P' - a_1 C - a_2 C^2)$$

con $\Delta P' = 30$ mmHg $\quad a_1 C + a_2 C^2 = \pi_C$

K = Popolazione urina / Fluxo urino

$$Q = \frac{\dot{m}}{C} \rightarrow \frac{dC}{dx} = \frac{C^2}{\dot{m}}\frac{K_S}{L}(\Delta P' - a_1 C - a_2 C^2)$$

$$GFR = K_S(\Delta P' - \pi_C)$$

MODELLIZZAZIONE DELL'ANSA DI HENLE

(Q_a costante = flusso di ultrafiltrato nel tratto ascendente $= Q(L)$)

(Na)

$$\begin{cases} -\frac{d}{dx}(Q_{Cd}) = k_d(C_d - C_i) \\ Q_a\frac{dC_a}{dx} = k_a C_a \\ -\frac{dQ}{dx} = K_0(C_i - C_d) \\ k_a C_a + k_d(C_d - C_i) = 0 \end{cases} \rightarrow \begin{cases} \cdot\ C_a(x) = C_a(0)\, e^{\frac{k_a}{Q_a}x} \\ \cdot\ Q(x) = Q(0) - \frac{k_0 Q_a C_a(0)}{k_d}\left(e^{\frac{k_a x}{Q_a}} - 1\right) \qquad Q_a = Q(L) \\ \cdot\ C_d(x) = \frac{Q(0)C_d(0)}{Q(x)} + \frac{C_a(0)Q_a}{Q(x)}\left(e^{\frac{k_a x}{Q_a}} - 1\right) = " - \frac{k_d}{k_0}\left(\frac{Q(x) - Q(0)}{Q(x)}\right. \end{cases}$$

(Cl)

$$\begin{cases} -\frac{d}{dx}(QCd) = k_d(C_d - C_i) \\ Q_a\frac{dC_a}{dx} = k_a(C_a - C_i) \\ -\frac{dQ}{dx} = k_0(C_i - C_d) \\ k_a(C_a - C_i) + k_d(C_d - C_i) = 0 \end{cases} \xrightarrow{C_i = \emptyset} \begin{cases} \cdot\ C_a(x) = C_a(0)\, e^{\frac{k_a}{Q_a}x} \\ \cdot\ Q(x) = Q(0) - \frac{k_0 Q_a C_a(0)}{k_d}\left(e^{\frac{k_a x}{Q_a}} - 1\right) \\ \cdot\ C_d(x) = \frac{Q(0)C_d(0)}{Q(x)} + \frac{C_a(0)Q_a}{Q(x)}\left(e^{\frac{k_a x}{Q_a}} - 1\right) \end{cases}$$

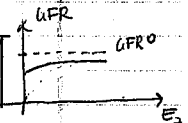
(NB) Sia per il tratto discendente che per quello discendente quindi sempre da $x=0$ a $x=L$.

Quando il trasporto è passivo : la condizione fisiologica è quello che non appare al fluido

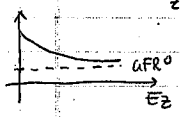
Na: $C_i = 0$ patologica; $C_i \gg C_d$ fisiologica; $C_i \gg C_a$ fisiologica (trasp. attivo) → Cl: $C_i = 0$ fisiologica solo nel feto; $C_i \gg C_d$ fisiologica; $C_a \gg C_i$ fisiologica

Variazione della GFR col modulo elastico $GFR_0 = \frac{n\pi R^4}{8\mu L_0}\Delta P$ (Poiseuille – condizione di base)

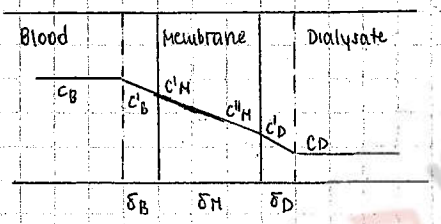
- Varia E_{xy} capillari → varia E_z poi → $L \neq L_0$, $R = R_0$ → $\varepsilon = \frac{\Delta L}{L_0} = \frac{GFR^\circ}{GFR} - 1 = \frac{\Delta P}{E_z}$ → $\boxed{GFR = \frac{GFR^\circ \cdot E_z}{E_z + \Delta P}}$



- Varia E_z capillari → varia E_{xy} poi → $L = L_0$, $R \neq R_0$ → $\varepsilon = \frac{\Delta L}{L_0} = \sqrt[4]{\frac{GFR}{GFR^\circ}} - 1 = \frac{\Delta P}{E_{xy}}$ → $\boxed{GFR = GFR^\circ\left(\frac{\Delta P}{E}+1\right)^4}$



Membrana del dializzatore

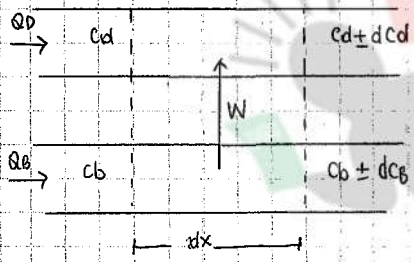


α = coeff partizione = $\frac{C'_B}{C'_M} = \frac{C'_D}{C''_M}$

$N = \frac{D_B(C_B - C'_M)}{\delta_B} = \frac{D_M(C'_M - C''_M)}{\delta_M} = \frac{D_D(C'_D - C_D)}{\delta_D}$ all'equilibrio

$N = K(C_B - C_D)$ → $\boxed{R = \frac{1}{K} = \frac{\delta_B}{D_B} + \frac{\delta_D}{D_D} + \frac{\alpha\delta_M}{D_M}}$

In caso di ultrafiltrazione (convezione) → $\delta_B = \delta_D = 0$ → $R = \frac{\alpha\delta_M}{D_M}$



$\boxed{dW = K(C_B - C_D)\,dA = -Q_B\,dC_B = Q_D\,dC_D}$

Equazione del logaritmo medio — Flusso complessivo dopo 1 ciclo $\boxed{W = kA\left[\frac{(C_{B1} - C_{D1}) - (C_{B0} - C_{D0})}{\ln\left(\frac{C_{B1} - C_{D1}}{C_{B0} - C_{D0}}\right)}\right]}$

Dialysance $\boxed{D = Q_B\left(\frac{C_{B1} - C_{B0}}{C_{B1} - C_{D1}}\right)}$

clearance $\boxed{C = Q_B\left(\frac{C_{B1} - C_{B0}}{C_{B1}}\right)}$

Extraction ratio $\boxed{E = \frac{D}{Q_B} = \frac{C_{B1} - C_{B0}}{C_{B1} - C_{D1}} = \frac{C_{B1} - C_{B0}}{C_{B1}}}$ (di solito $C_{D1} = 0$)

MASTER COPY
Tel. 050 8312126
Cell. 388 9837745

Coefficiente complessivo di massa $\boxed{N_T = kA/Q_B}$

Rapporto di partizione tra i flussi $\boxed{z = Q_B/Q_D}$ $Q_B = GFR = 125$ mL/min

- dializzatore in co-corrente → $E = \frac{e^{N_T(1+z)} - 1}{(1+z)e^{N_T(1+z)}}$
- dializzatore in contro-corrente (scambi C_{D1} e C_{D0}) → $E = \frac{1 - e^{-N_T(1-z)}}{z - e^{-N_T(1-z)}}$
- dializzatore in flusso misto ($C_{D1} = C_{D0}$) → $E = \frac{1 - e^{-N_T}}{(1+z) - z e^{-N_T}}$

In condizioni ideali $Q_B \ll Q_D$ allora $z \to 0$ e $\boxed{E = 1 - e^{-N_T}}$

Da $E = \frac{C_{BI} - C_{BO}}{C_{BI}} = 1 - e^{-KA/Q_B}$ → $\boxed{C_{BO} = C_{BI}\, e^{-KA/Q_B}}$ concentrazione dopo 1 ciclo di una sostanza tossica

Da $V\frac{dC_{BI}}{dt} = Q_B (C_{BO} - C_{BI})$ → Equazione whole body temporale $\boxed{C_{BI_f} = C_{BI_0}\, e^{\frac{Q_B}{V}(\beta - 1)t}}$ se il sangue perde la sostanza

con $\beta = e^{-KA/Q_B}$ poni $1-\beta$ se il sangue acquista la sostanza

vale anche per il liq. dializzante $\boxed{C_{DI_f} = C_{DI_0}\, e^{\frac{Q_B}{V}(\beta' - 1)t}}$ o $1-\beta'$

con $\beta' = e^{-KA/Q_D}$

master COPY COPISTERIA 050/8312126 388/9837745
MASTER COPY Tel. 050 8312126 Cell. 388 9837745
MASTER COPY Tel. 050 8312126 Cell. 388 9837745

MASTER COPY
Tel. 050 8312126
Cell. 388 9837745

POLMONI e OSSIGENATORI

- volume corrente = 500 mL, con frequenza 12 resp/min → 6 L aria/min
- volume riserva
- volume residuo = 1.2 L all'interno dei polmone per non collassare gli alveoli
- volume morto = 150 mL nelle vie respiratorie
- volume effettivo = 350 mL → 4.2 L/min

Alveolo:	$P_{O_2} = 104$	$P_{CO_2} = 40$
cap. polm.:	$P_{O_2} = 40$	$P_{O_2} = 104$
	$P_{CO_2} = 45$	$P_{CO_2} = 40$
	entrie	viene

O_2 = raggiunto l'alveolo, penetra nella membrana fino al gruppo EME in modo da essere trasportato fino ai tessuti periferici. Viene trasportato dall'emoglobina al 98.5% e disciolto nel plasma al 1.5%.
Legame O_2-EME cooperativo: massimo 4 molecole di O_2.

$(HbO_2)_n \underset{k_1}{\overset{k_{-1}}{\rightleftharpoons}} Hb + nO_2$ $\quad \frac{dHb}{dt} = k_1[Hb(O_2)_n] - k_{-1}[Hb][O_2]^n = 0$ all'equilibrio

$[Hb(O_2)_n] = \frac{k_{-1}}{k_1}[Hb][O_2]^n = k_d[Hb][O_2]^n$

Equazione di Hill = frazione di saturazione: $\boxed{Y = \frac{[Hb(O_2)_n]}{[Hb(O_2)_n] + [Hb]} = \frac{k_d[O_2]^n}{1 + k_d[O_2]^n} = \frac{(pO_2)^n}{P_{50}^n + (pO_2)^n}}$

pO_2 con saturazione Hb al 50%.

Inoltre $\boxed{\ln\left(\frac{Y}{Y-1}\right) = n\ln(pO_2) - n\ln(P_{50})}$

$P_{50}^n = \frac{H\theta_2^n}{k_d} = \frac{(0.74)^n}{k_d}$ mmHg/μm

Oppure $Y = \frac{k_1P + 2k_1k_2P^2 + 3k_1k_2k_3P^3 + 4k_1k_2k_3k_4P^4}{4(1 + k_1P + k_1k_2P^2 + k_1k_2k_3P^3 + k_1k_2k_3k_4P^4)} = \frac{\text{moli } O_2 \text{ legate}}{\text{moli } O_2 \text{ legabili}}$

CO_2: 1) dai capillari tissutali → entra nel GR e reagisce con l'acqua → $CO_2 + H_2O \rightarrow H_2CO_3 \rightarrow H^+ + HCO_3^-$ rimane in circolo per regolare il pH
2) dai GR agli alveoli → HCO_3^- rientra nel GR e reagisce con l'acqua → $H_2O + HCO_3^- \rightarrow H_2CO_3 \rightarrow H_2O + CO_2$ nel plasma e la CO_2 viene espulsa attraverso le vie respiratorie

Quindi O_2 deve necessariamente legarsi al gruppo EME per raggiungere i tessuti mentre CO_2 viene disciolta nel sangue come ione carbonato per tamponare il pH e poi ricombinata per l'espulsione

Saturazione di O_2 = max capacità dei GR di legare ossigeno
Volume di O_2 incamerato = 250 mL/min (resp. normale) → se frequenza aumenta è più difficile raggiungere la saturazione

Flusso di ossigeno = trasporto passivo da alveolo a GR: $N - x\sum N_i = -D\frac{dC}{dz}$
flusso di ritorno prodotto dagli altri gas (trascurabile grazie al surfactante)

Allora $\boxed{N = -D\frac{dC}{dz} = -D\frac{\Delta C}{\delta}}$ $\quad \delta$ = alveolo − EME = 0.1 − 1 μm

per Henry $\boxed{= -D\cdot\frac{K_D\Delta P}{\delta} = -D_{Li}\cdot\Delta P}$

capacità diffusiva dell'ossigeno

MASTER COPY
Tel. 050 8312126
Cell. 388 9837745

MASTER COPY
Tel. 050 8312126
Cell. 388 9837745

MASTER COPY
Tel. 050 8312126
Cell. 388 9837745

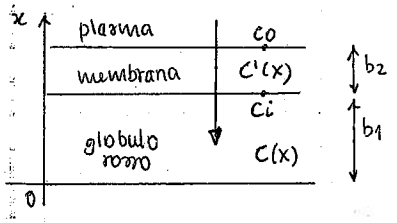
- Effetto della frequenza respiratoria
  - aumenta = diminuisce il riempimento polmonare, $V_{effettivo} = 150$ mL (saturazione minore)
  - diminuisce = aumenta " " $V_{effettivo} = 600$ mL

  attività fisica (aumenta GC)

- Effetto della temperatura
  - aumenta = i 4 bracci del gruppo EME si mettono in moto e occludono la possibilità di legarsi con O_2
  - diminuisce = GR catturà più facilmente O_2 → differenza col disalizzatore (raffreddamento sangue)

- (CO) = si lega irreversibilmente ai gruppi EME e le cellule che espellono CO_2 non trovano GR disponibili per catturarla quindi si acidifica il plasma.
  Per rimuoverlo = aumentare T e depressurizzazione (104 mmHg)

Modello di ossigenazione del globulo rosso



$$Hb + O_2 \underset{k'}{\overset{k}{\rightleftharpoons}} HbO_2$$

$Y = [Hb]$ libera
$Y_0 = [Hb]$ libera iniziale

$$\frac{\partial C'}{\partial t} = D_2 \frac{\partial^2 C'}{\partial x^2}$$

$$\frac{\partial C}{\partial t} = D_1 \frac{\partial^2 C}{\partial x^2} + k'(Y_0 - Y) - kCY$$

$$\frac{\partial Y}{\partial t} = D_{Hb} \frac{\partial^2 Y}{\partial x^2} + k'(Y_0 - Y) - kCY$$

$\emptyset$ $\quad D_2 \frac{\partial C'}{\partial x} = \alpha D_1 \frac{\partial C}{\partial x}$ sempre vera

→ condizioni stazionarie e irreversibilità ($k' = 0$)

$$\begin{cases} \frac{\partial^2 C'}{\partial x^2} = \emptyset \\ D_1 \frac{\partial^2 C}{\partial x^2} - kCY = \emptyset \\ \frac{\partial Y}{\partial t} + kCY = 0 \end{cases} \rightarrow \quad C'(x) = C_i + \frac{C_0 - C_i}{b_2}(x - b_1) \qquad C(x) = C_i - \frac{D_2}{\alpha D_1} \cdot \frac{C_0 - C_i}{b_2}(b_1 - x)$$

$$Y(x) = Y_0 e^{-kCt}$$

→ condizioni stazionarie e reversibilità ($k' \neq 0$)

$$\begin{cases} \frac{\partial^2 C'}{\partial x^2} = \emptyset \\ D_1 \frac{\partial^2 C}{\partial x^2} - kCY + k'(Y_0 - Y) = 0 \\ \frac{\partial Y}{\partial t} = k'(Y_0 - Y) - kCY \end{cases} \rightarrow \begin{array}{l} \text{stesse } C(x) \text{ e } C'(x) \\ Y(t) = \text{costante} \end{array}$$

→ condizioni non stazionarie → $\frac{\partial C'}{\partial t} = A \wedge D_2 \frac{\partial^2 C'}{\partial x^2} = A$ da cui $C(x) = C_i + \sqrt{\frac{A}{D_2}}\,|x - b_1|$

Modellizzazione della CO_2

$$\begin{cases} \frac{\partial C'}{\partial t} = D_2 \frac{\partial^2 C'}{\partial x^2} \\ \frac{\partial C}{\partial t} = D_1 \frac{\partial^2 C}{\partial x^2} \\ \frac{\partial Y}{\partial t} = D_{Hb} \cdot \frac{\partial^2 Y}{\partial x^2} \end{cases}$$

non c'è reazione con EME

Modellizzazione della CO

$$\begin{cases} \frac{\partial C'}{\partial t} = D_2 \frac{\partial^2 C'}{\partial x^2} \\ \frac{\partial C}{\partial t} = D_1 \frac{\partial^2 C}{\partial x^2} - kCY \\ \frac{\partial Y}{\partial t} = D_{Hb} \cdot \frac{\partial^2 Y}{\partial x^2} - kCY \end{cases}$$

MASTER COPY
Tel. 050 8312126
Cell. 388 9837745