

Formulario di Dispositivi itps

13 September 2024

INDICE DEI CONTENUTI

1 Valvole cardiache	4
1.1 Effective Orifice Area (EOA)	4
1.2 Discharge Coefficient (DC)	4
1.3 Performance Index (PI)	4
1.4 Reverse Flow (RF%)	5
1.5 Numero di Reynolds (Re)	5
2 Stents e protesi vascolari	6
2.1 Fraction Flow Reserve (FFR)	6
2.2 Sforzo dato da allungamento (ε)	6
2.3 Pressione generata dal vaso con placca dopo dilatazione	7
2.4 Sforzo in uno stent	8
2.5 Sforzo massimo da momento flettente (nello stent)	9
2.6 Rigidità Stent	10
3 Farmacocinetica	12
3.1 Volume apparente	12
3.2 Clearance Plasmatica (CL_{plasma})	12
3.3 Coefficiente di eliminazione (k_{tot})	12
3.4 Concentrazione e Tempo: Infusione non continua	13
3.5 Concentrazione e Tempo: Infusione continua	13
3.6 Concentrazione e Tempo: Infusione continua + assorbimento	13

3.7 Tempo di picco concentrazione	14
---	----

4 Ecografia	15
--------------------------	-----------

4.1 Schema	15
------------------	----

4.2 Ritardo di attivazione	15
----------------------------------	----

5 Blood Pressure Oximetry	18
--	-----------

5.1 Sistema di misura pressione automatico	18
--	----

Document made with typst: [Link to typst documentation](#)

1 VALVOLE CARDIACHE

1.1 Effective Orifice Area (EOA)

$$\text{EOA}(Q, \Delta p) = \frac{10^4}{516} \frac{Q}{\sqrt{\Delta p}} \rightarrow \text{cm}^2$$

- $Q \rightarrow \frac{\text{dm}^3}{\text{s}}$
- $\Delta p \rightarrow \text{mmHg}$

1.2 Discharge Coefficient (DC)

$$\text{DC} = \frac{\text{EOA}}{A_{\text{int}}} \rightarrow [\text{adim.}]$$

- **EOA** $\rightarrow \text{cm}^2$
- $A_{\text{interna}} \rightarrow \text{cm}^2$

1.3 Performance Index (PI)

$$\text{PI} = \frac{\text{EOA}}{A_{\text{est}}} \rightarrow [\text{adim.}]$$

- **EOA** $\rightarrow \text{cm}^2$
- $A_{\text{esterna}} \rightarrow \text{cm}^2$

1.4 Reverse Flow (RF%)

$$\text{RF}\% = \frac{V_{\text{rigurgitato}}}{V_{\text{eiettato}}} \cdot 100$$

- $V_{\text{rigurgitato}}$:
 - È l'area negativa del grafico Portata-Tempo nel ventricolo sinistro.(Left-Ventricle)
- V_{eiettato} :
 - È l'area positiva del grafico Portata-Tempo nel ventricolo sinistro (Left-Ventricle).

1.5 Numero di Reynolds (Re)

$$\text{Re} = \frac{\rho \cdot v \cdot d}{\mu}$$

- ρ : densità sangue $1 \frac{g}{\text{cm}^3}$
- v : velocità del sangue $\frac{\text{cm}}{s}$
- d : diametro del condotto cm
- μ : viscosità dinamica del sangue $0.03\text{Poise} = 0.03 \frac{g \cdot \text{cm}}{s}$

Nota: Interpretazione del numero di Reynold

- $\text{Re} < 2000$ → flusso laminare
- $2000 < \text{Re} < 4000$ → Regime di transizione
- $\text{Re} > 4000$ → Regime turbolento

2 STENTS E PROTESI VASCOLARI

Come unità di misura vengono riportate quelle usate nelle esercitazioni oppure del SI.

2.1 Fraction Flow Reserve (FFR)

$$\text{FFR} = \frac{P_d}{P_p} \rightarrow [\text{adim.}]$$

- P_d : Pressione Distale rispetto all'occlusione \rightarrow mmHg
- P_p : Pressione Prossimale rispetto all'occlusione \rightarrow mmHg

2.2 Sforzo dato da allungamento (ε)

$$\sigma = E \cdot \varepsilon \rightarrow [\text{MPa}]$$

- E : Modulo di Young \rightarrow MPa
- σ : Sforzo \rightarrow MPa
- ε : Allungamento \rightarrow adim.

Con ε :

$$\varepsilon = \frac{\Delta D}{D}$$

- ΔD : Variazione Diametro \rightarrow mm
- D : Diametro Iniziale \rightarrow mm

2.3 Pressione generata dal vaso con placca dopo dilatazione

Lo sforzo che deve esercitare lo Stent per mantenere il lume ridotto dalla placca ateromasica.

Lo Stent viene applicato nella parte di vaso in cui vi è un'occlusione parziale del lume, per cui si distinguono dei valori prima e dopo l'installazione dello stent.

$$p = (E_{\text{pl}} + E_{\text{par}}) \cdot \frac{D_t - D_l}{D_0} \rightarrow [\text{MPa}] \text{ or } \left[\frac{N}{\text{mm}^2} \right]$$

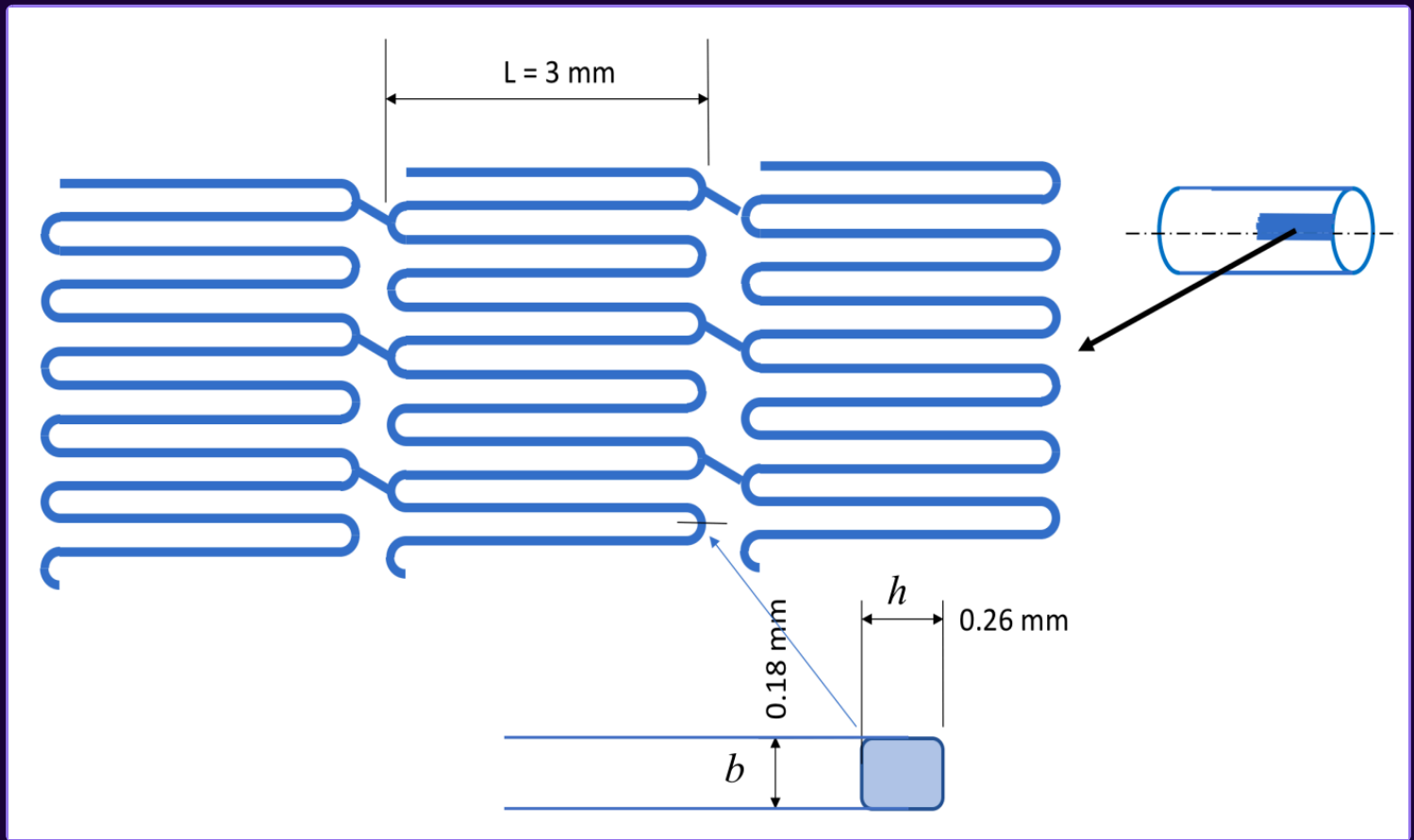
- D_0 : Diametro Esterno del Vaso \rightarrow mm
- D_t : Diametro post-trattamento \rightarrow mm
- D_l : Diametro minimo della parte stenotica \rightarrow mm
- E_{pl} : Modulo di Young della placca \rightarrow MPa
- E_{par} : Modulo di Young della parete vasale \rightarrow MPa

2.3.1 Strain (ε)

$$\varepsilon = \frac{D_t - D_l}{D_0} \rightarrow [\text{adim.}]$$

2.4 Sforzo in uno stent

Questo parametro è necessario quando si vuole sapere la pressione del palloncino tale per raggiungere lo snervamento nella sezione dello Stent che si flette.



2.4.1 Asse neutro

È la linea che separa le fibre in trazione da in compressione e dove il momento flettente si annulla.

2.5 Sforzo massimo da momento flettente (nello stent)

$$\sigma_{M,n} = \sigma_M + \sigma_n$$

Dove σ_M è lo sforzo massimo causato dal momento flettente:

$$\sigma_M = \frac{M_f \cdot \frac{h}{2}}{J}$$

- $\frac{h}{2}$: distanza dall'asse neutro \rightarrow mm

Con J **inerza** della sezione rispetto all'asse neutro:

$$J = \frac{b \cdot h^3}{12} \rightarrow [m^4]$$

***h è la lunghezza parallela all'asse neutro**

E σ_n è lo **sforzo normale** alla sezione causato dalla **forza circonferenziale F**:

$$\sigma_n = \frac{F}{\pi r^2}$$

2.6 Rigidità Stent

$$K_p = \frac{P}{\Delta r} \rightarrow [\text{MPa/mm}] \text{ or } \left[\frac{N}{\text{mm}^3} \right]$$

- P : Pressione interna per espandere lo stent \rightarrow MPa
- Δr : Variazione del raggio dello stent \rightarrow mm

Con Δr :

$$\Delta r = \frac{d_s - D_t}{2}$$

- d_s : diametro stent dopo dilatazione \rightarrow mm
- D_t : diametro interno dopo trattamento \rightarrow mm

2.6.1 Rigidità Minima

Si ottiene eguagliando la pressione interna necessaria per dilatare l'occlusione con una certa riduzione % target del lume.

Esempio:

Se viene chiesto di calcolare la rigidità minima di uno stent, la si può calcolare in funzione della pressione interna necessaria a dilatare il lume di un certo ε .

Cioè si eguaglia la pressione necessaria a dilatare fino a raggiungere il diametro post trattamento con la pressione esercitata dallo stent.

Lo stent dovrà avere una rigidità maggiore di quella calcolata.

Ricavando la formula

$$K_{p \text{ min}} = \frac{2}{d_s - D_t} \cdot p$$

Sostituendo p con la pressione del vaso con placca

$$\begin{aligned} K_{p \text{ min}} &= \frac{2}{d_s - D_t} \cdot (E_{\text{pl}} + E_{\text{par}}) \cdot \frac{D_t - D_l}{D_0} = \\ &= 2E_{\text{pl,par}} \cdot \frac{D_t - D_l}{D_0 \cdot (d_s - D_t)} = \\ &= 2E_{\text{pl,par}} \cdot \frac{\Delta \text{Diam}_{\text{lume}}}{D_0 \cdot \Delta \text{Diam}_{\text{stent}}} \end{aligned}$$

Formula:

$$\Rightarrow K_{p \text{ min}} = 2E_{\text{pl,par}} \cdot \frac{D_t - D_l}{D_0 \cdot (d_s - D_t)}$$

– U.M. vaso –

- D_0 : Diametro Esterno del Vaso \rightarrow mm
- D_t : Diametro post-trattamento \rightarrow mm
- D_l : Diametro minimo della parte stenotica \rightarrow mm
- E_{pl} : Modulo di Young della placca \rightarrow MPa
- E_{par} : Modulo di Young della parete vasale \rightarrow MPa

– U.M. stent –

- d_s : Diametro iniziale dello stent \rightarrow mm

* d_s con iniziale ci si riferisce al diametro che assumerebbe senza carico (carico del vaso occluso).

3 FARMACOCINETICA

3.1 Volume apparente

- In generale è volume plasma + volume interstiziale

$$V_{\text{app}} = M \cdot V_d$$

- M : massa paziente \rightarrow Kg
- V_d : volume di distribuzione \rightarrow L/Kg

3.2 Clearance Plasmatica (CL_{plasma})

- Simbolo:

$$CL_{\text{plasma}}$$

- Unità di misura:

$$\frac{\text{mL}}{\text{min}} = \frac{\text{cm}^3}{\text{min}}$$

$$CL_{\text{plasma}} = \frac{D}{AUC} \rightarrow \left[\frac{\text{mL}}{\text{min}} \right]$$

- D : dose farmaco \rightarrow mg
- AUC : area under the curve \rightarrow (mg · min) / mL

3.3 Coefficiente di eliminazione (k_{tot})

$$k_{\text{tot}} = \frac{CL_{\text{plasma}}}{V_{\text{app}}} \rightarrow \left[\frac{1}{\text{min}} \right]$$

3.4 Concentrazione e Tempo: Infusione non continua

Basata sul modello monocompartimentale, tiene conto di:

- concentrazione iniziale
- concentrazione finale
- volume di distribuzione del farmaco
- clearance plasmatica per quel farmaco

$$C(t) = C_0 \cdot e^{-k_{\text{tot}} t} \rightarrow \left[\frac{\text{mg}}{\text{ml}} \right]$$

3.5 Concentrazione e Tempo: Infusione continua

$$C(t) = \frac{I_0}{k_{\text{tot}} V_{\text{app}}} (1 - e^{-k_{\text{tot}} t}) \rightarrow \left[\frac{\text{mg}}{\text{ml}} \right]$$

- I_0 : portata massica del farmaco $\rightarrow \text{mg/mL}$
- V_{app} : volume apparente $\rightarrow \text{mL}$

3.6 Concentrazione e Tempo: Infusione continua + assorbimento

$$C(t) = \frac{f \cdot D}{V_{\text{app}}} \cdot \frac{k_a}{(k_{\text{tot}} - k_a)} (e^{-k_a t} - e^{-k_{\text{tot}} t}) \rightarrow \left[\frac{\text{mg}}{\text{ml}} \right]$$

$$* f \cdot D = A_0$$

- k_a : costante di assorbimento $\rightarrow \text{min}^{-1}$
- f : frazione della dose (D) efficace $\rightarrow \text{adim.}$
- D : quantità della dose $\rightarrow \text{mg}$
- A_0 : dose assorbita $\rightarrow \text{mg}$

3.7 Tempo di picco concentrazione

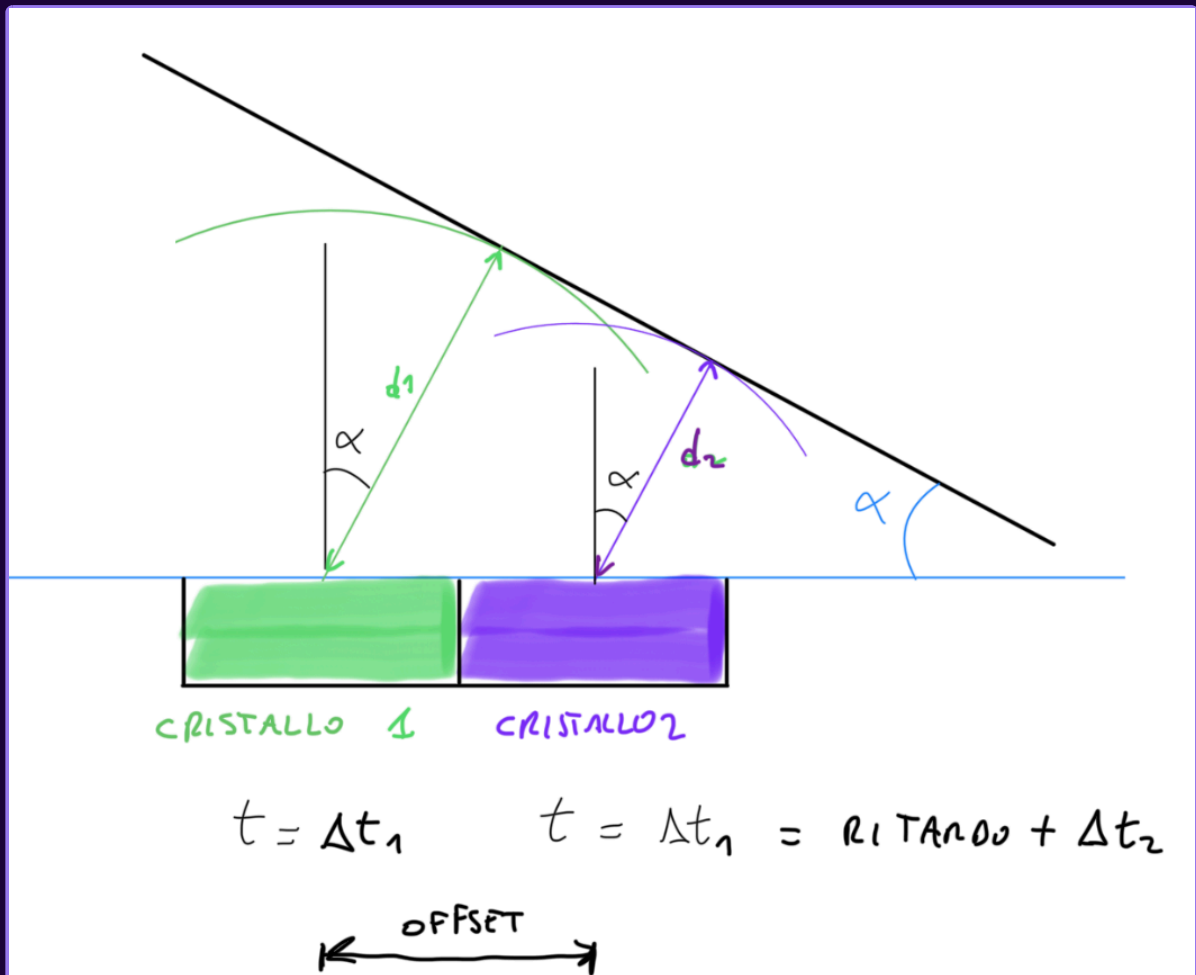
- Modello ad un compartimento

$$T_{\max} = \frac{1}{k_a - k_{\text{tot}}} \ln \left(\frac{k_a}{k_{\text{tot}}} \right) \rightarrow [\text{min}]$$

4 ECOGRAFIA

I cristalli si attivano in sequenza, da una parte all'altra. Ci si riferisce ad un array (schieramento) di cristalli uno posizionato accanto all'altro, non c'è spazio tra un cristallo e l'altro.

4.1 Schema



4.2 Ritardo di attivazione

4.2.1 Descrizione

Il ritardo di attivazione dei cristalli per generare un'onda inclinata.

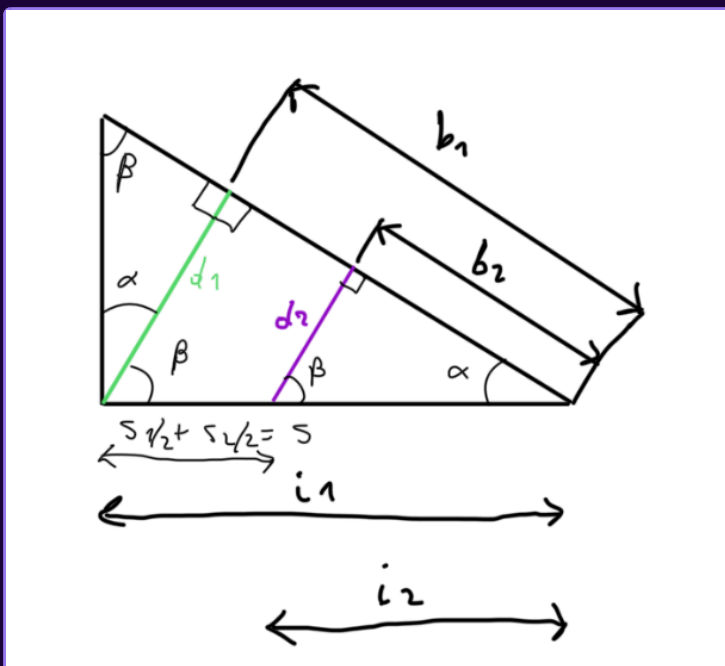
In funzione di angolo di deflessione, spessore del cristallo e velocità di propagazione del suono nel mezzo specifico.

4.2.2 Formula

$$R = \frac{S}{v} \sin \alpha$$

- **R**: ritardo
- **S**: spessore cristallo (i cristalli sono adiacenti senza spazi tra loro)
- **v**: velocità di propagazione del suono
- α : angolo di deflessione (inclinazione del fronte d'onda rispetto alla normale della superficie di schieramento dei cristalli) Il ritardo di attivazione dei cristalli per generare un'onda inclinata.

4.2.3 Come è stata ricavata



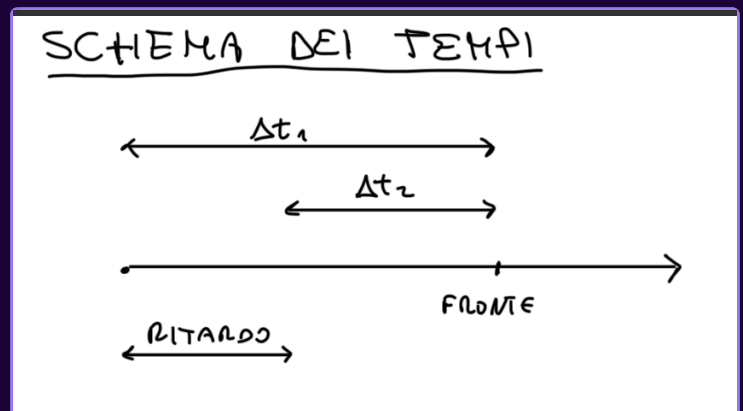
- S1 e S2 sono gli spessori dei cristalli, ma sono tutti uguali a S, quindi la distanza tra il centro di due cristalli è pari allo spessore S.

1. Da cui si ha:

$$S = i_1 - i_2$$

3. I tempi di arrivo al fronte per definizione sono definiti come il tempo necessario all'onda generata dal cristallo a percorrere la distanza fino al fronte:

$$\Delta t_1 = \frac{d_1}{v} \quad \Delta t_2 = \frac{d_2}{v}$$



- Δt_1 è il tempo che impiega il primo cristallo a raggiungere un fronte d'onda comune a tutti i cristalli.
 - Δt_2 è invece il tempo che necessita l'onda del cristallo adiacente a raggiungere lo stesso fronte, deve essere compreso nel tempo che impiega il primo cristallo perchè devono raggiungere il fronte allo stesso tempo t^* .
2. Da qui è facile vedere che il ritardo (che indico con R) è dato da:

$$R = \Delta t_1 - \Delta t_2$$

*Con v velocità di propagazione del suono nel mezzo specifico e le relative distanze d_1 e d_2 che si trovano nell'immagine a sinistra

4. Andando a sostituire queste definizioni nella formula del ritardo:

$$R = \left(\frac{d_1}{v} - \frac{d_2}{v} \right) = \frac{1}{v}(d_1 - d_2)$$

5. Si può notare la relazione dello spessore dei cristalli con i lati i_1 e i_2 :

$$S = i_1 - i_2$$

6. Si può ricavare i in funzione della distanza d come segue:

$$i = \frac{d}{\sin \alpha}$$

7. Sostituendo nella relazione di S , si ottiene:

$$S = \frac{1}{\sin \alpha}(d_1 - d_2)$$

8. Si può quindi isolare $(d_1 - d_2)$ e sostituirlo in R :

$$(d_1 - d_2) = S \cdot \sin \alpha$$

$$R = \frac{1}{v}(S \cdot \sin \alpha) = \frac{S}{v} \sin \alpha$$

5 BLOOD PRESSURE OXIMETRY

5.1 Sistema di misura pressione automatico

Explanation 1

Il suono di Korotkoff si genera quando si occlude parzialmente un vaso, il passaggio di sangue viene accelerato di molto, questo causa un flusso turbolento e quindi rumore ascoltabile con un microfono. Il suono di Korotkoff inizia con una certa pressione superiore, che è la stima della pressione sistolica e finisce con un'altra certa pressione stavolta inferiore che corrisponde alla stima della pressione diastolica. Queste pressioni sono quelle di gonfiaggio del bracciale. Il bracciale viene inizialmente gonfiato ad una pressione sicuramente maggiore di quella sistolica in cui non ci sono rumori e diminuisce con una certa velocità 3mmHg/sec.

Explanation 2

In corrispondenza di una lieve apertura del vaso, che è diagnosticata tramite il picco nel segnale audio del suono di korotkoff, si stabilisce che la pressione esercitata dal bracciolo è pari a quella del vaso durante la sistole se siamo all'inizio del suono, lo stesso criterio si usa alla fine del suono in corrispondenza di una pressione del bracciolo.

Il tutto si basa sul fatto che la pressione del bracciolo è la stessa esercitata sulle pareti del vaso e si capisce quando questa pressione eguaglia quella sistolica prima e diastolica dopo.