

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 Relazione Concentrazione e Tempo 13

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%)

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

- $V_{\text{rigurgitato}}$:
 - 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)

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

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

Nota: Interpretazione del numero di Reynold

- $Re < 2000$ → flusso laminare
- $2000 < Re < 4000$ → Regime di transizione
- $Re > 4000$ → 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.

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

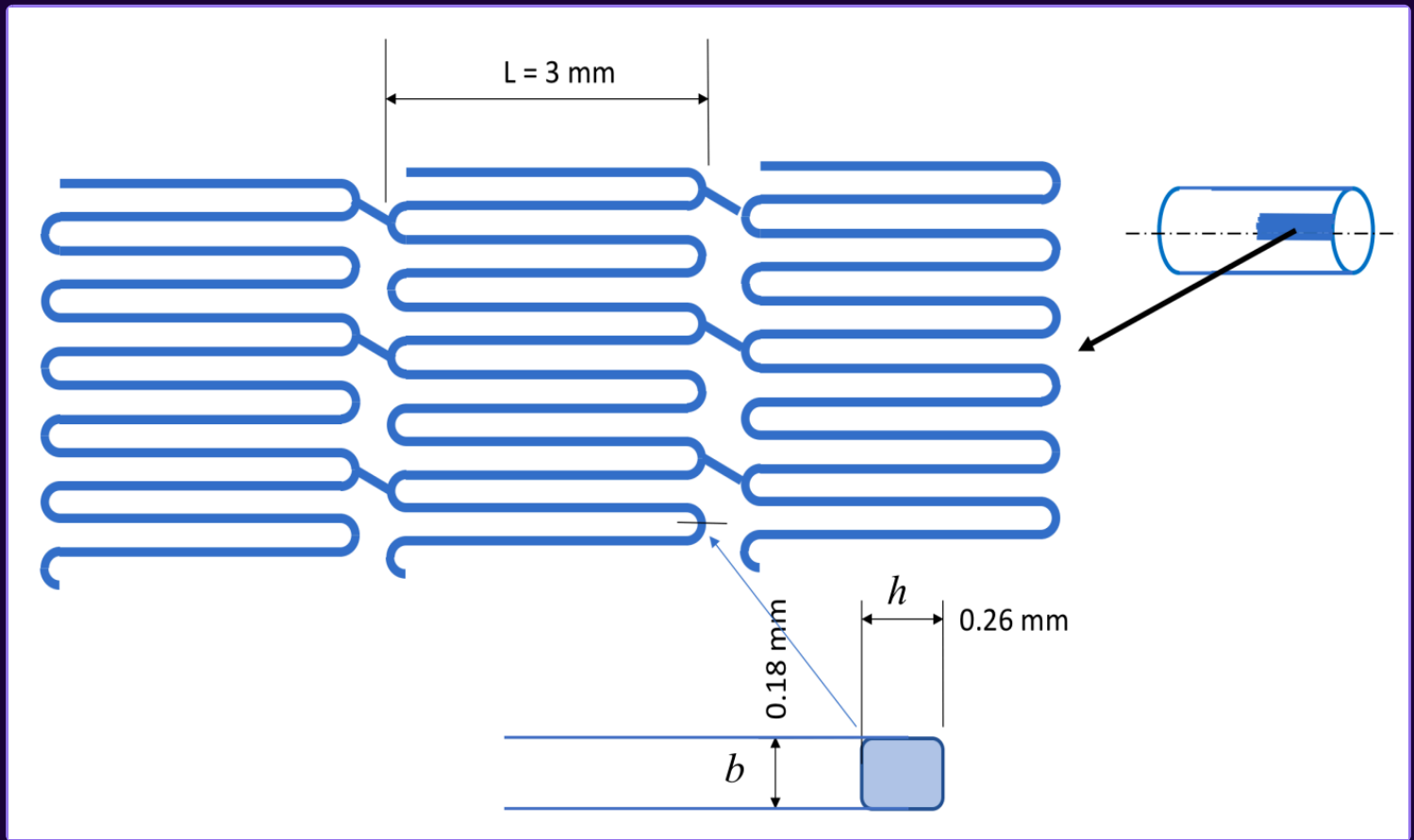
- D_0 : Diametro Esterno del Vaso \rightarrow mm
- D_t : Diametro post-trattamento \rightarrow mm
- D_l : Diametro minimo della parte stenotica \rightarrow mm
- E_{pl} : Modulo di Young della placca \rightarrow MPa
- E_{par} : Modulo di Young della parete vasale \rightarrow MPa

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 ($\text{CL}_{\text{plasma}}$)

- Simbolo:

$$\text{CL}_{\text{plasma}}$$

- Unità di misura:

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

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

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

3.3 Coefficiente di eliminazione (k_{tot})

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

3.4 Relazione Concentrazione e Tempo

Basata sul modello monocompartimentale, tiene conto di:

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

$$C(t) = C_0 \cdot e^{-k_{\text{tot}} t}$$