Formulario di Dispositivi itps

13 September 2024

Indice dei Contenuti

| 1 | Valvole cardiache | 3 |
|---|---|---|
| | 1.1 Effective Orifice Area (EOA) | 3 |
| | 1.2 Discharge Coefficient (DC) | 3 |
| | 1.3 Performance Index (PI) | 3 |
| | 1.4 Reverse Flow (RF%) | 4 |
| | 1.5 Numero di Reynolds (Re) | |
| | | |
| 2 | Stents e protesi vascolari | 5 |
| _ | 2.1 Fraction Flow Reserve (FFR) | |
| | | |
| | | |
| | 2.2 Sforzo dato da allungamento (ε) | . 5 |
| | 2.2 Sforzo dato da allungamento (ε) | 5 |
| | 2.2 Sforzo dato da allungamento (ε) | . 5 6 |
| | 2.2 Sforzo dato da allungamento (ε) | 5 6 . 6 |
| | 2.2 Sforzo dato da allungamento (ε) | . 5 . 6 . 7 |
| | 2.2 Sforzo dato da allungamento (ε) | 5 6 6 6 7 7 7 7 8 8 8 8 8 8 8 8 8 8 8 8 8 |

Link to typst documentation

1 VALVOLE CARDIACHE

1.1 Effective Orifice Area (EOA)

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

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

1.2 Discharge Coefficient (DC)

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

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

1.3 Performance Index (PI)

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

- $\begin{array}{l} {\bf \cdot} \ {\rm EOA} \rightarrow \ {\rm cm}^2 \\ {\bf \cdot} \ A_{\rm esterna} \rightarrow \ {\rm cm}^2 \\ \end{array}$

1.4 Reverse Flow (RF%)

$$ext{RF\%} = rac{V_{ ext{rigurgitato}}}{V_{ ext{eiettato}}} \cdot 100$$

- $V_{
 m rigurgitato}$: È l'area negativa del grafico Portata-Tempo nel ventricolo sinistro.(Left-Ventricle)
- $V_{
 m eiettato}$: 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 $\frac{g}{\text{cm}^3}$
- v: velocità del sangue $\frac{cm}{s}$
- d: diametro del condotto cm
- μ : viscosità dinamica del sangue 0.03Poise = 0.03 $\frac{g \cdot \text{cm}}{s}$

Nota: Interpretazione del numero di Reynold

- Re < 2000 \rightarrow flusso laminare
- 2000 < Re < 4000 \rightarrow Regime di transizione
- Re > 4000 \rightarrow 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)

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

• P_d : Pressione Distale rispetto all'occlusione \to mmHg • P_p : Pressione Prossimale rispetto all'occlusione \to mmHg

2.2 Sforzo dato da allungamento (ε)

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

• $E: \text{Modulo di Young} \rightarrow \text{MPa}$

• $\sigma: \operatorname{Sforzo} \to \operatorname{MPa}$

• 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.

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

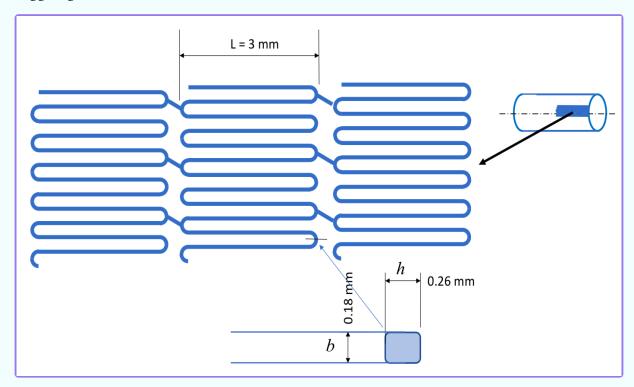
- $D_0:$ Diametro Esterno del Vaso $\rightarrow \operatorname{mm}$
- D_t : Diametro post-trattamento \rightarrow mm
- $D_l^{"}$: Diametro minimo della parte stenotica ightarrow mm
- $E_{\mathrm{pl}}: \text{ Modulo di Young della placea} \rightarrow \mathrm{MPa}$
- $\vec{E_{\mathrm{par}}}$: Modulo di 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)

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

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 $oldsymbol{J}$ inerza della sezione rispetto all'asse neutro:

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

*h è la lunghezza parallela all'asse neutro

E $oldsymbol{\sigma_n}$ è lo sforzo normale alla sezione causato dalla forza circonferenziale F:

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

2.6 Rigidità Stent

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

- 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 mm D_t : diametro interno dopo trattamento 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

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

Sostituendo p con la pressione del vaso con placca

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

Formula:

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

- U.M. vaso -

• $D_0:$ Diametro Esterno del Vaso $\rightarrow \operatorname{mm}$

• 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

• $E_{\mathrm{par}}^{\mathrm{r}}$: Modulo di Young della parete vasale ightarrow 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).