

# Formulario di Dispositivi itps

13 September 2024

# INDICE DEI CONTENUTI

<b>1 Valvole cardiache .....</b>	<b>3</b>
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) .....	4
 <b>2 Stents e protesi vascolari .....</b>	 <b>5</b>
2.1 Fraction Flow Reserve (FFR) .....	5
2.2 Sforzo dato da allungamento ( $\varepsilon$ ) .....	5
2.3 Pressione generata dal vaso con placca dopo dilatazione	6
2.3.1 Strain ( $\varepsilon$ ) .....	6
2.4 Sforzo in uno stent .....	7
2.4.1 Asse neutro .....	7
2.5 Sforzo massimo da momento flettente (nello stent) .....	8
2.6 Rigidità Stent .....	9
2.6.1 Rigidità Minima .....	9

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)

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

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

## 1.3 Performance Index (PI)

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

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

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

## 1.5 Numero di Reynolds (Re)

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

- $\rho$  : densità sangue  $1 \frac{g}{\text{cm}^3}$
- $v$ : velocità del sangue  $\frac{\text{cm}}{s}$
- $d$ : diametro del condotto  $\text{cm}$
- $\mu$  : 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 ( $\varepsilon$ )

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

- $E$  : Modulo di Young  $\rightarrow$  MPa
- $\sigma$  : Sforzo  $\rightarrow$  MPa
- $\varepsilon$  : Allungamento  $\rightarrow$  adim.

Con  $\varepsilon$ :

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

- $\Delta D$  : 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.

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

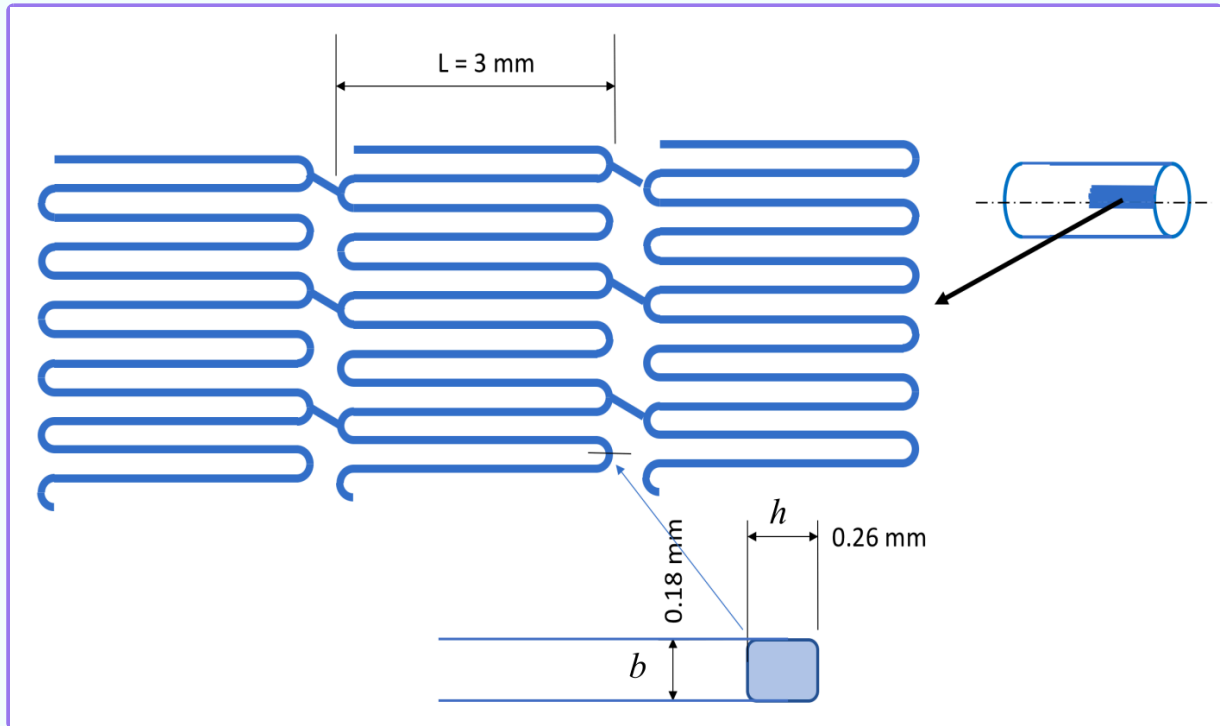
- $D_0$  : Diametro Esterno del Vaso  $\rightarrow$  mm
- $D_t$  : Diametro post-trattamento  $\rightarrow$  mm
- $D_l$  : Diametro minimo della parte stenotica  $\rightarrow$  mm
- $E_{\text{pl}}$  : Modulo di Young della placca  $\rightarrow$  MPa
- $E_{\text{par}}$  : Modulo di Young della parete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

### 2.3.1 Strain ( $\varepsilon$ )

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

## 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  $\sigma_M$  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 → mm

Con  **$J$**  inerzia 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  $\sigma_n$  è lo **sforzo normale** alla sezione causato dalla **forza circonferenziale F**:

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



## 2.6 Rigidità Stent

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

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

Con  $\Delta r$ :

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

- $d_s$  : 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  $\varepsilon$ .

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

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

Sostituendo p con la pressione del vaso con placca

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

### Formula:

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

#### – 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).