

- 1) Del grafico σ - ϵ ricavare la pendenza del primo tratto lineare delle curve di $\bar{\epsilon}$ il modulo elastico

Osteone L_1

$$\sigma_{TRATTO LINEARE} = 50 \text{ MPa}$$

$$\epsilon_{TRATTO LINEARE} = 5 \cdot 10^{-4}$$

$$E_{L1} = 100 \text{ GPa}$$

Osteone A_1

$$\sigma_{TRATTO LINEARE} = 19 \text{ MPa}$$

$$\epsilon_{TRATTO LINEARE} = 3 \cdot 10^{-4}$$

$$E_{A1} = 66.7 \text{ GPa}$$

Osteone L_2

$$\sigma_{TRATTO LINEARE} = 65 \text{ MPa}$$

$$\epsilon_{TRATTO LINEARE} = 1.5 \cdot 10^{-4}$$

$$E_{L2} = 43.3 \text{ GPa}$$

Osteone A_2

$$\sigma_{TRATTO LINEARE} = 5 \text{ MPa}$$

$$\epsilon_{TRATTO LINEARE} = 1.5 \cdot 10^{-4}$$

$$E_{A2} = 33.3 \text{ GPa}$$

- 2) La coefficiente $\bar{\epsilon}$ è equivalente al grado di mineralizzazione dell'osso quindi $E = \bar{E}_0 A^B$ dove B viene tra 1 e 5 ma si prende come valore tipico 1.

quindi $E = \bar{E}_0 A \Rightarrow A = \frac{E}{\bar{E}_0}$ come \bar{E}_0 si prende quello dei

corrispondenti osteoni

$$A_{L1} = \frac{E_{L1}}{E_{L2}} = 2.3$$

$$A_{A1} = \frac{E_{A1}}{E_{A2}} = 1.4$$

come si nota gli estremi alternano calcolificati presenti da 1,5 e 2,3 compresse minime maggiori.

1) Per avere una protesi pre-fit $E_{osso} > 1 \text{ GPa}$, per avere una crescita $0.5 \leq E \leq 1 \text{ GPa}$, per $0.1 \leq E \leq 0.5 \text{ GPa}$ va rinforzato l'osso sotto 0.1 GPa per avere protesi.

Questo è vero se il comportamento meccanico delle strutture ossee è simile a quello tipico di un osso sano e non è così.

2) Ortotropia

D) $E_z = 17 \text{ GPa}$ $E_{xy} = 11 \text{ GPa}$ o con valori sotto ~~questi~~ i due valori precedenti.

3) carico a rotture tra 110 e 140 MPa.

Neppure dei 4 femori presenti le caratteristiche suddette, perché nel momento in cui fissiamo una tipologia di estremo e quindi il modulo elastico si perde l'ortotropia e quindi rimanere protesi è improbabile.

4) $E = E_0 (1-p)^2$ con $5 \leq p \leq 10$ di solito $p = 5$ quindi ha

$$\sqrt[5]{\frac{E}{E_0}} = 1-p \quad \Rightarrow \quad p = \left(1 - \sqrt[5]{\frac{E}{E_0}}\right) \cdot 100 \quad \text{però si esprime in percentuale}$$

$$E_0 = 17 \text{ GPa}$$

$$P_{A1} = \left(1 - \sqrt[5]{\frac{100}{17}}\right) \cdot 100 = -0.17\% \quad \text{queste compresse negative vuol dire che l'osso è}$$

completamente riassorbito e quindi non esiste più.

$$P_{A1} = \left(1 - \sqrt[5]{\frac{45.7}{17}}\right) \cdot 100 = 45.5\%$$

La differenza di porosità tra i due estremi è visibile anche nell'andare delle curve, dove l'ossatura A_1 si mostra graduata più elastica ~~spesso~~ e con un carico a rottura minore o del tutto uguale a quello normale.

2
Bseramon 03

3

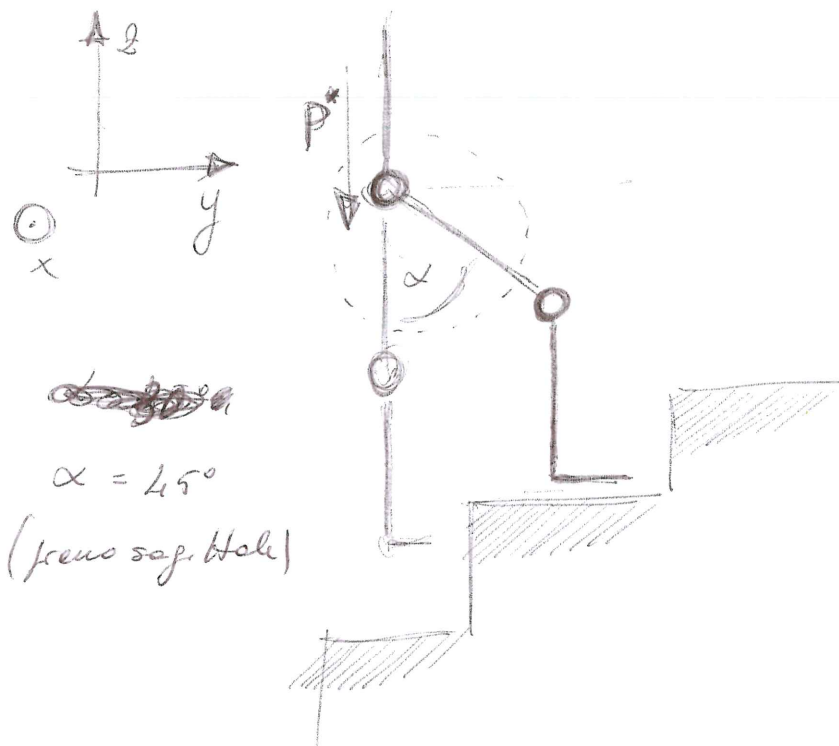
Verdampfung rate.

Esercizio 2

Tipo di ANALISI

- equazioni: MECCANICA STRUTTURALE
- approssimazione con analisi in stato stazionario

→ diagramma di corpo libero per valutazione conclusiva



È noto da letteratura che nell'atto di salire le scale si scarica sulla testa del femore una forza pari a 7.2 volte il peso corporeo.

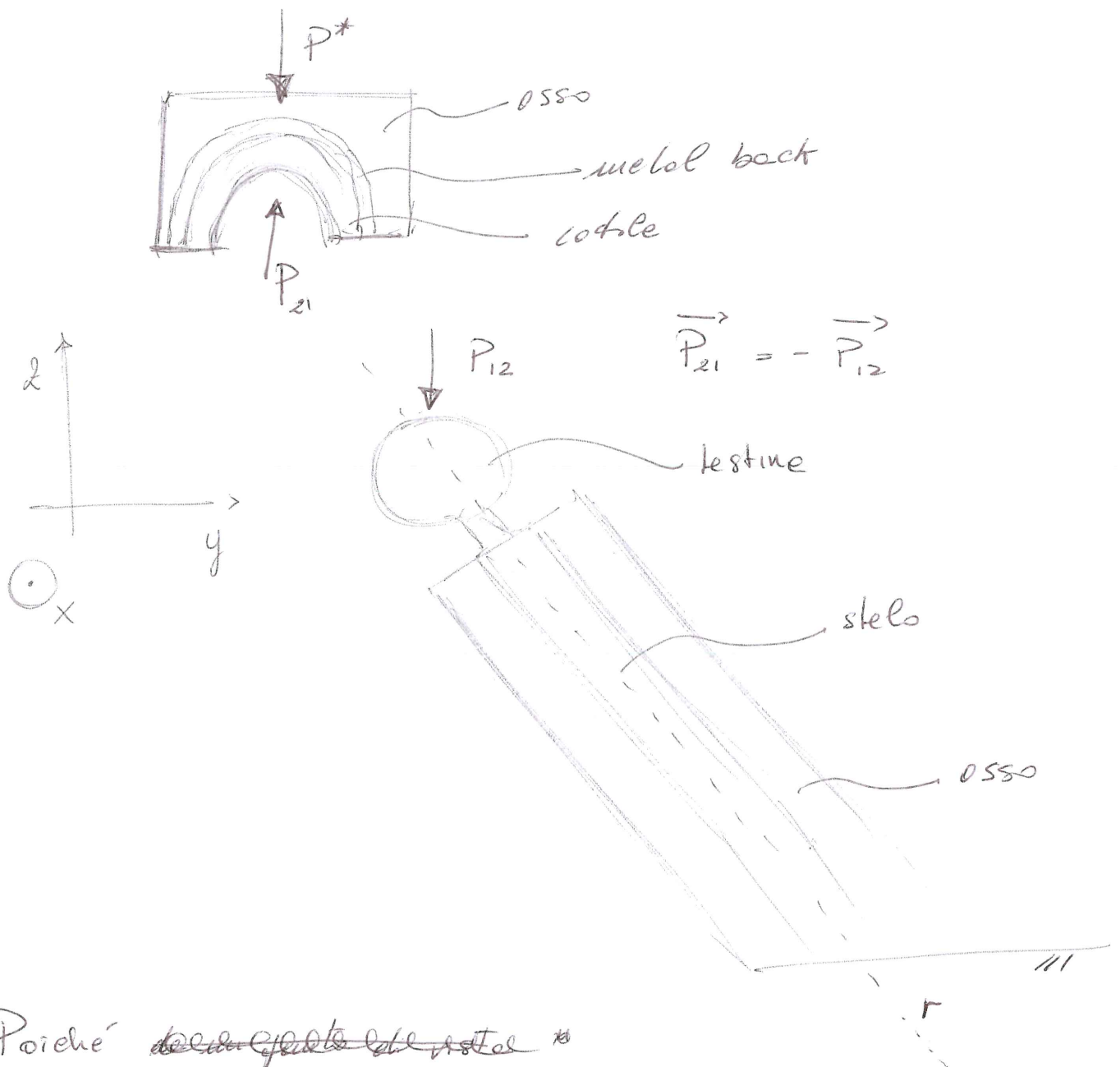
(Biomateriali per Organi e protesi ortopediche, Prof. Petrobasso)

→ per ipotesi si suppone che questa forza P^* sia diretta lungo z

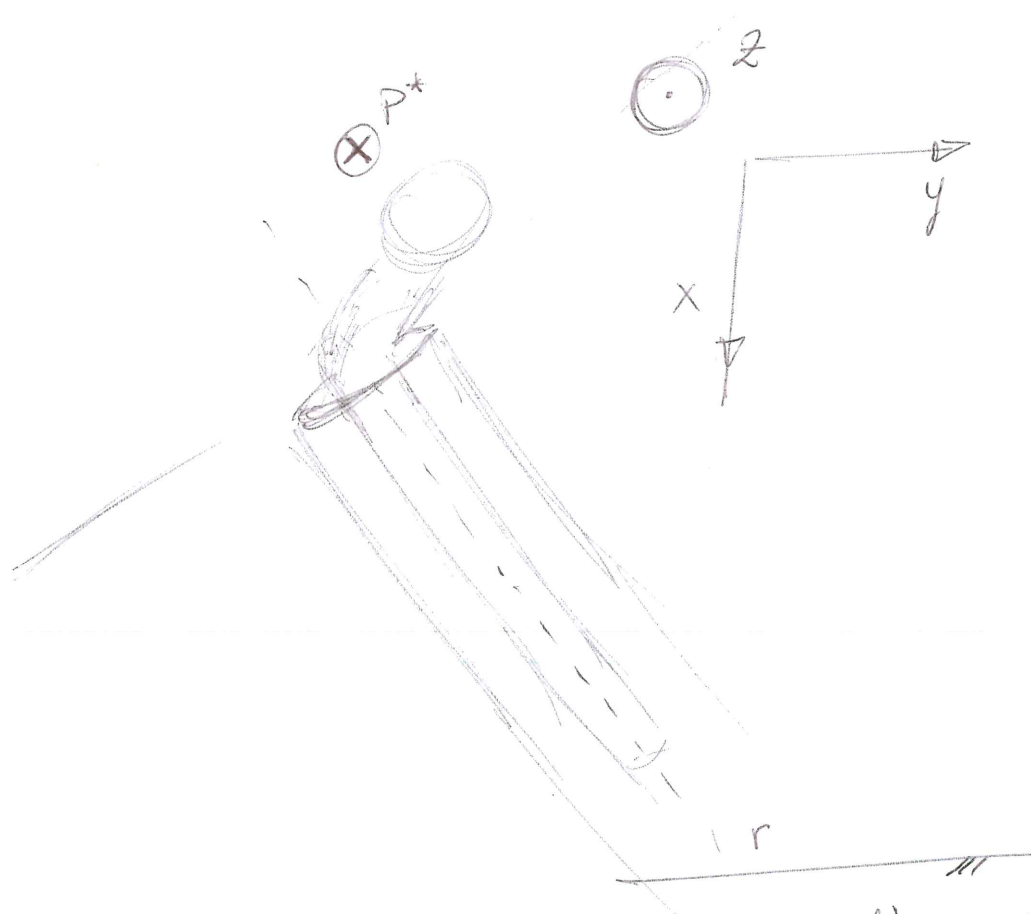
→ per una persona di 70 kg, il modulo delle forze vale $\approx 70 \cdot 10 \cdot 7.2 = 5040 \approx 5000 \text{ N}$

→ tale forza agisce sia sulla parte prossimale della protesi (metel back + cotile) che ~~generale~~ ~~meccanica~~ sul sistema testina + stelo.

→ ingrandendo il sistema



Perché ~~non è facile da realizzare~~ i fallimenti di un impianto di protesi d'anca avvengono anche per rotazione attorno all'asse r , e perché questa avviene a causa della forma a "elle" dello stelo si è deciso di modellare la parte femorale delle protesi d'anca con una forma più simile a quelle reali.



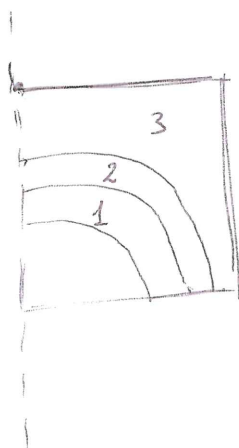
→ nota
il sistema
di riferimento

→ la forza P^* , non passante per l'asse r
genera il momento torcente ~~genera~~

→ modello ad elementi finiti

→ sistema osso + ~~stabil~~ back +

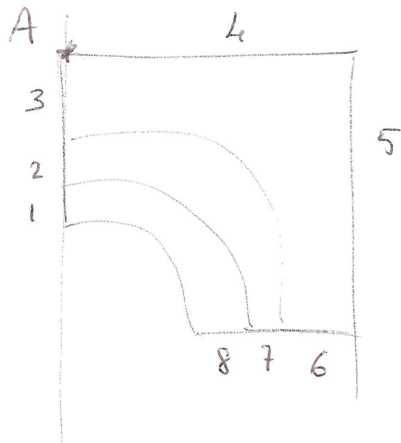
geometria: dato lo schema della sezione precedente,
si modella questo sistema come assial simmetrico



Conditione sui materiali

	Materiale	E	ν
1	UHMWPE	300 MPa	0.355
2	STELLITE	250 GPa	0.3
3	OSSO COMPATTO	metr. rig. osso	0.45

Condizioni al contorno e sui punti



contorno

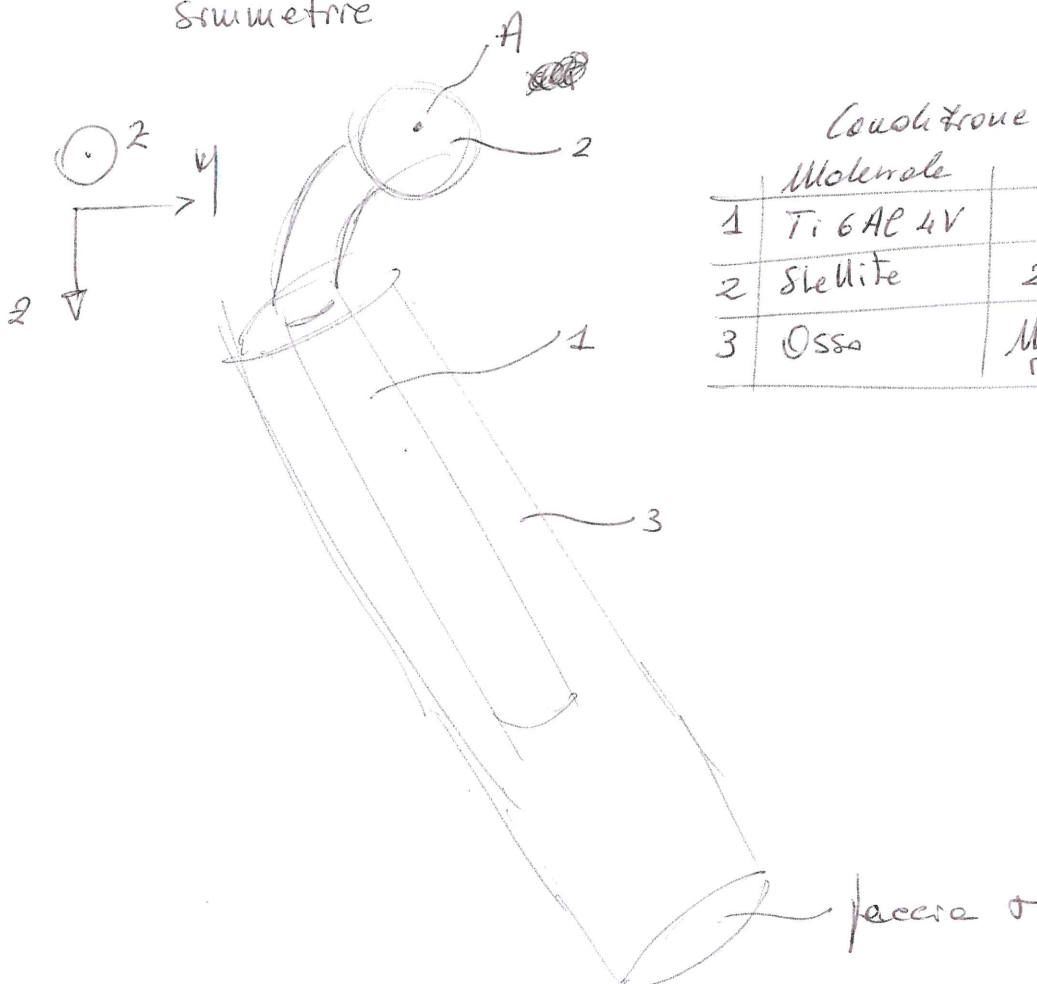
- 1, 2, 3 → assai simmetria
- 4, 5 → spostamento libero
- 6, 7, 8 → fisso (spostamento nullo)

$A = \text{forza} = 500 \text{ N}$
in direzione $-z$

Il modello è quindi completo.

→ sistema ~~testina~~ + stelo + osso

→ è necessario un modello 3D, non sono presenti
simmetrie



Condizione sui materiali

	Materiale	E	ν
1	Ti 6 Al 4 V	110 GPa	0.3
2	Stellite	250 GPa	0.3
3	Ossso	Mater n _f osso	0.45

Condizioni al contorno e sui giunti

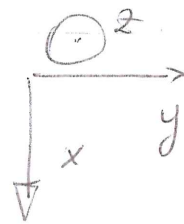
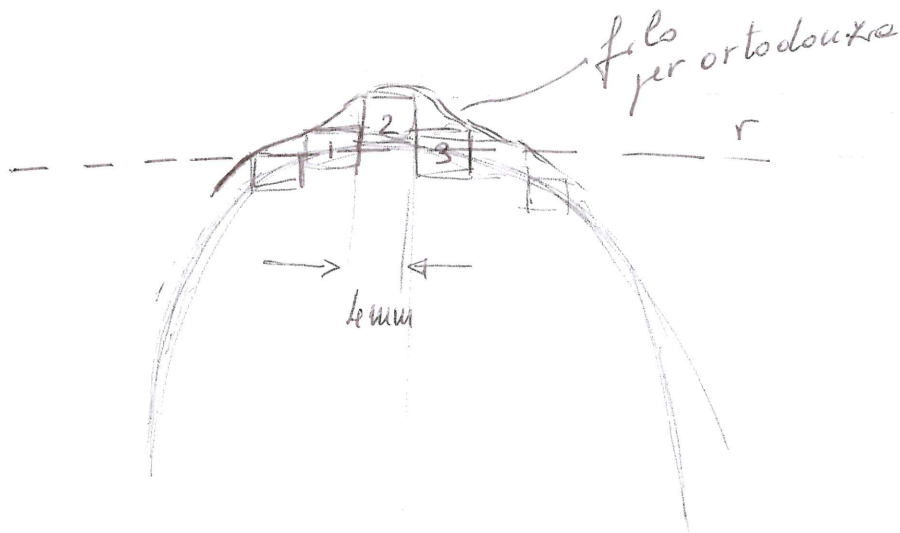
forza σ = spostamento nullo

giunto A = forza con direzione $-z$ e modulo
forza P^*

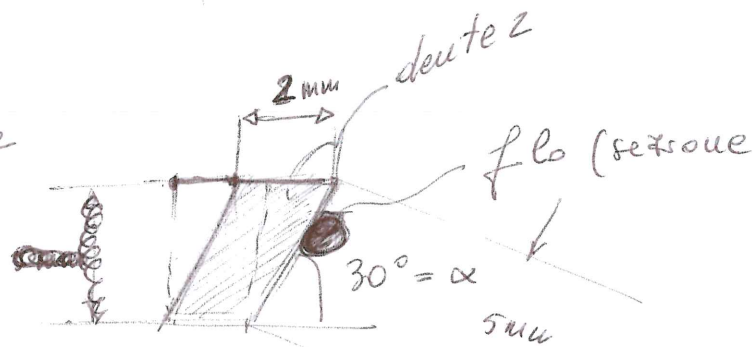
→ Il modello è quindi completo.

Per la differenza tra *plane stress* e
plain strain vedere le slide
presentate a lezione

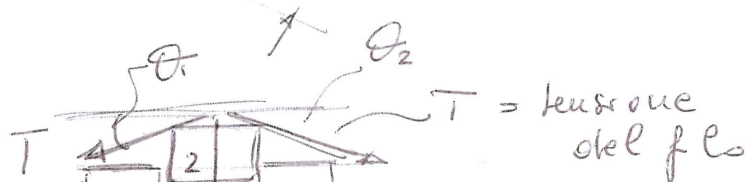
Esercizio 4



→ vista laterale



→ vista dall'alto



$T, -F$ = forze agenti sul filo

F è nota,

per ipotesi $\theta_1 = \theta_2 = \theta$

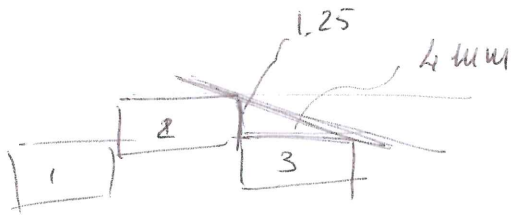
F = forze agenti sul dente = 45 N

è necessario trovare un modo per stimare θ
 approssimativamente il filo è appiattito e metà altezza del dente

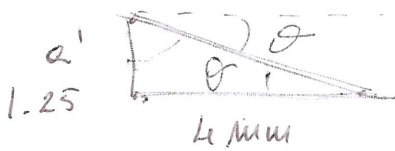


$$a' = \frac{5}{2} \sin 30^\circ = 1.25 \text{ mm}$$

l'angolo che il filo forma è quindi



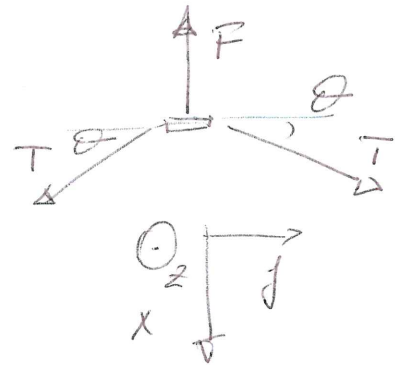
deuti 2 = deute 3



$$\theta = \arctan\left(\frac{1.25}{4}\right) = 17.3^\circ$$

→ equilibrio di forze lungo x
spunt sul filo

$$-F + 2T \sin \theta = 0$$



$$T = \frac{F}{2 \sin \theta} = \frac{45}{0.6} = 75 \text{ N}$$

* Vogliamo che il filo non vada incontro a snervamento

* scegliamo un coefficiente di sicurezza pari a 2

$$\sigma_{\text{filo ammissibile}} \leq \frac{\sigma_{\text{snerv}}}{2} = \frac{180 \text{ MPa}}{2} = 90 \text{ MPa}$$

$$\sigma_{\text{filo ammissibile}} = \frac{T}{\text{sezione}} = \frac{T}{\pi r_{\text{eff}}^2 \text{ di filo}^2} = \frac{T}{\pi r^2}$$

$$\frac{T}{\pi r^2} < 90 \text{ MPa} \rightarrow$$

$$\text{sezione filo} > \frac{75 \text{ N}}{90 \text{ MPa}} = 0.83 \times 10^{-6} \text{ m}^2 \Rightarrow r > 0.5 \text{ mm}$$