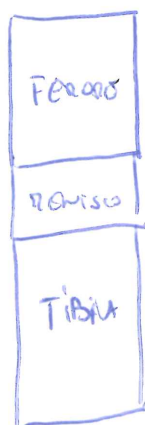


Esercizio 1.

(1)

Il modello completo di arto è



$$l_f = 50 \text{ cm}$$

$$\% \text{ femore} = 50\%$$

$$l_{\text{perisio}} = 2 \text{ cm}$$

$$\% \text{ perisio} = 2\%$$

$$l_{\text{Tibia}} = 48 \text{ cm}$$

$$\% \text{ tibia} = 48\%$$

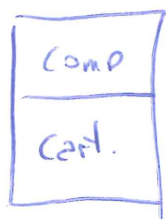
Calcolo il modulo elastico delle singole parti.

$$E_{\text{FEMORE}}^z = \frac{E_{\text{sp}} \cdot E_{\text{comp}}}{0.7 E_{\text{sp}} + 0.3 E_{\text{comp}}} = 1.56 \text{ GPa} \quad E_{\text{FEMORE}}^{xy} = 0.3 E_{\text{sp}} + 0.7 E_{\text{comp}} = 8.55 \text{ GPa}$$

$$E_{\text{TIBIA}}^z = \frac{E_{\text{sp}} \cdot E_{\text{comp}}}{0.8 E_{\text{sp}} + 0.2 E_{\text{comp}}} = 2.24 \text{ GPa} \quad E_{\text{TIBIA}}^{xy} = 0.2 E_{\text{sp}} + 0.8 E_{\text{comp}} = 9.7 \text{ GPa}$$

La struttura meniscale è composta da parte ossea, liquido sinoviale, legamenti e cartilagine. Trascuriamo il liquido sinoviale ed i legamenti e consideriamo solo la parte ossea (rotula) e cartilagine (Ecart) che saranno di spessore eguale.

$$E_{\text{MENISCO}}^z = \frac{E_{\text{comp}} \cdot E_{\text{cart}}}{0.5 E_{\text{comp}} + 0.5 E_{\text{cart}}} = 6.9 \text{ GPa} \quad E_{\text{MENISCO}}^{xy} = 0.5 E_{\text{comp}} + 0.5 E_{\text{cart}} = 6.5 \text{ GPa}$$



Modulo elastico complessivo arto.

$$\frac{1}{E_{\text{ARTO}}^z} = \frac{0.5}{E_{\text{fem}}^z} + \frac{0.48}{E_{\text{Tibia}}^z} + \frac{0.02}{E_{\text{MENISCO}}^z} = 0.54 \text{ GPa}$$

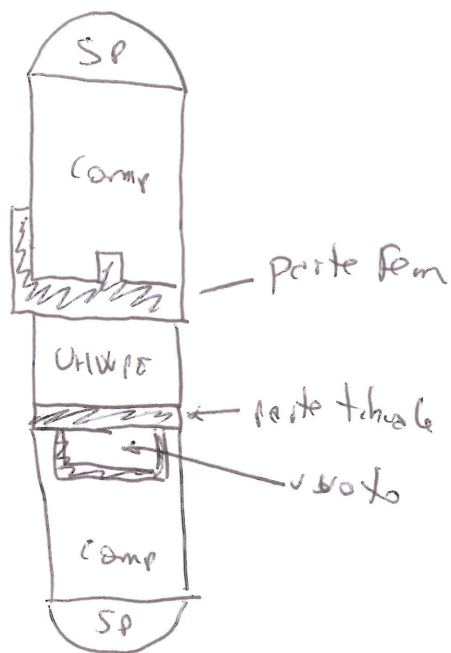
$$E_{\text{ARTO}}^{xy} = 0.5 E_{\text{fem}}^{xy} + 0.48 E_{\text{Tibia}}^{xy} + 0.02 E_{\text{MENISCO}}^{xy} = 9.1 \text{ GPa}$$

Poiché non so dove è distribuita e come è distribuito la porosità, temo a b  
 che per essere impreciso lo potrei fare con un modello elastico speso a 0.5 GR  
~~nel caso~~ se lo sento, e se non posso far, tenendo che la porosità sia  
 distribuita nel pieno  $x y$ .

$$E_{xy}^{\text{corrente}} = 9.1 (1-p)^5 = 9.1 (0.75)^5 = 2.15 \text{ GR}$$

$$E_z^{\text{corrente}} = 0.54 \text{ GR}$$

Il modello dello protesio è



Poiché non posso ottenere né la sequenza  
 meccanica né topologica del poroso posso  
 approssimare in prima istanza che

f protesio femorale = 15%. comparato bene  
 come se sostituisse tutta la parte spugnosa  
 del bone.

f menisco = 2%. dell'orb. per conservare  
 le lagune dell'orb.

f protesio + porosità = 15%. della parte  
 tibiale. Spugnosa tibiale.

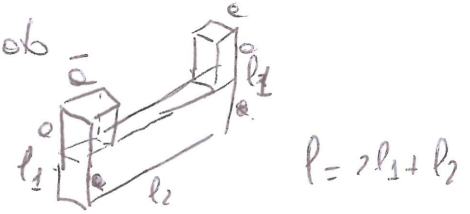
La parte tibiale dello protesio per calcolare la porosità che essi sono che  
 sostituire un modello l'oro spugnoso quindi:

$$0.5 = 240 (1-p)^5 \Rightarrow \left( \frac{0.5}{240} \right)^{\frac{1}{5}} = 1-p$$

$$0.3 = 1-p \Rightarrow p = 1 - 0.3 = 0.7$$

Componente tibiale da dimensionare

2 prototibiale, Spessore prototibiale, (3)  
Struttura di aggancio dello proto tibiale che è  
approssimabile ad un parallelepipedo <sup>che ha due lati</sup>  
misura lunghezza e lato



2 prototibiale = 2 tibio panele.

$$E_{xy} = f_{prot. panele} E_{p.t} + f_{comp} E_{comp} + f_{sp} E_{sp}$$

$$\frac{1}{E_z} = \frac{f_{prot. panele}}{E_{p.t}} + \frac{f_{comp}}{E_{comp}} + \frac{f_{sp}}{E_{sp}}$$

$$f_{prot. panele} + f_{comp} + f_{sp} = 1$$

$$V_{tot. tibiale} = \pi r^2 t \cdot (h_{comp} + l_{spans} + 2 \cdot SP_{prototibiale})$$

$$V_{spans} = \frac{2}{3} \pi r^2 SP_{spans}$$

$$V_{comp} = \pi r^2 t \cdot h_{comp} - [o^2 l_2 - 2o(l_1 - e)]$$

$$V_{prototibiale} = o^2 l_2 - 2o(l_1 - e)$$

$$V_{chiusura} = l_2 o^2 - 2e^3$$

$$V_{chiusura} = l_2 o^2 - 2e^3$$

Calcolo le barre ed ho il sistema per il calcolo.

4

$$\pi^{27} (h_{\text{comp}} + 2s_{\text{pay}} + s_{\text{ppl}} + 6h_{\text{ch}})$$

$$\text{Sint. fen.} \approx 2\pi \gamma_{ph} p + \frac{1}{2} \text{ 2f. sp. dete.}$$

$\gamma$ . disipazione =  $\frac{p \cdot t}{\text{dimensione geometrica o di sezione o di inamovibilità.}}$

1) Struttura più <sup>elastica</sup> ~~elastica~~ in direzione  $z$ , ~~perché~~ per via tessuto fibroso  
parte dell'osso mure e vero sostituito dallo fibroso questo non  
e unisce il valore di stress normale sopportabile dell'osso residuo e  
non oltre

3) mobilissime.

a) Vedere appalti in rete

b) tra 500 e 1000 Hz si percepiscono i suoni I-A-O-R  
tra 1000 e 2000 Hz si percepiscono i suoni P-H-G-C-H-S

Usando il filtro elemanne bando perdo questi suoni  
ed ora nel caso 1

b<sub>1</sub>) C --- L P CC --- V D-Π-N-

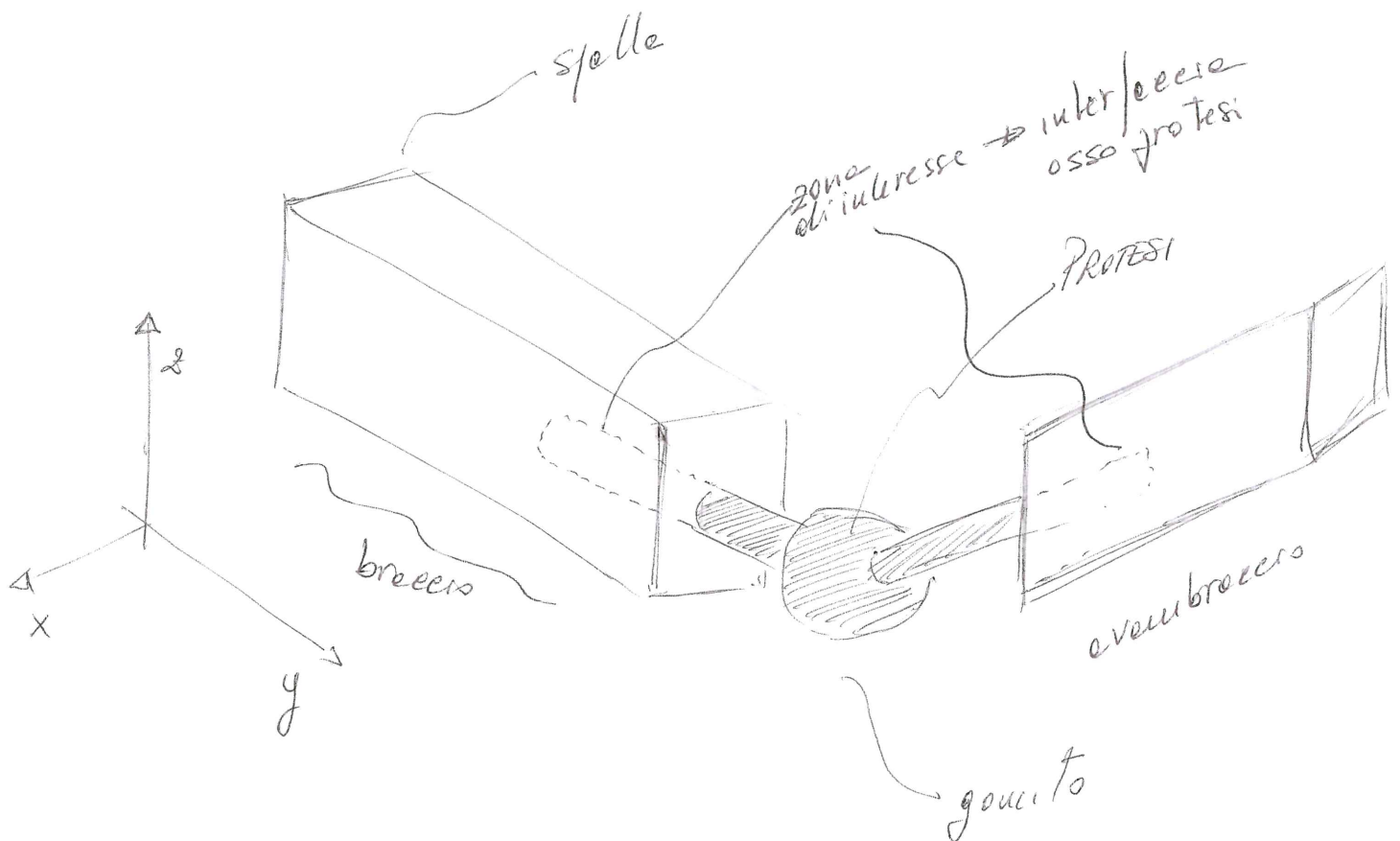
b<sub>2</sub>) --- L --- V D-Π-N-

## \* Analisi del tipo di geometria

→ Il problema richiede l'analisi dello stato di sforzo all'interfaccia tra due tessuti, e questo ci porta ad escludere modelli 2D

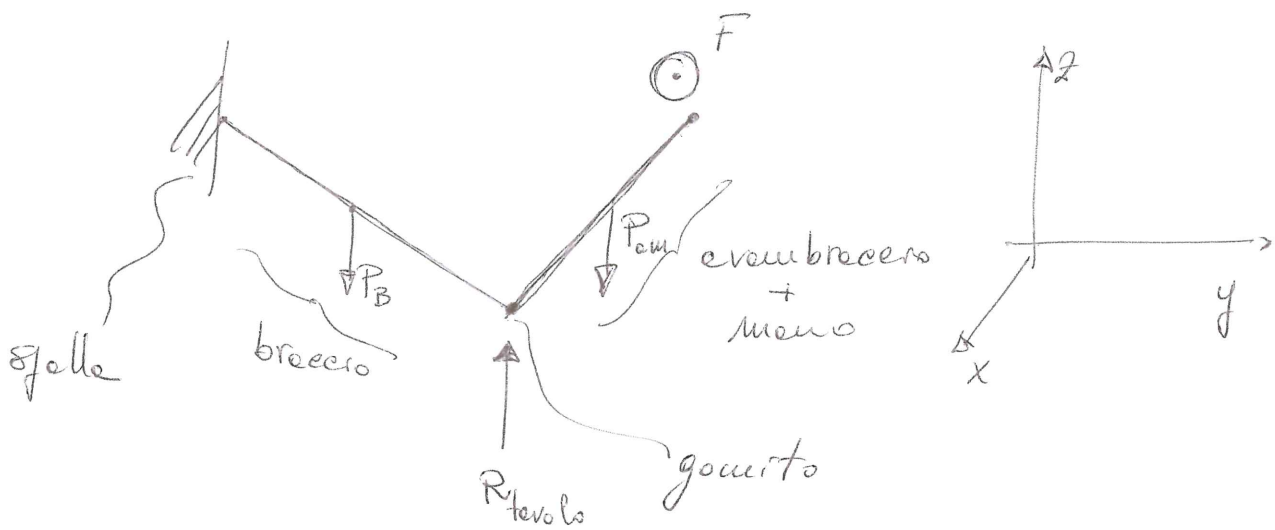
→ I modelli 2D (sia di tipo plain stress o plain strain) non sono utili perché i canali sono di tipo triassiale, mentre questi modelli prevedono dei canali ~~che~~ nel loro piano medio

→ Modello 3D



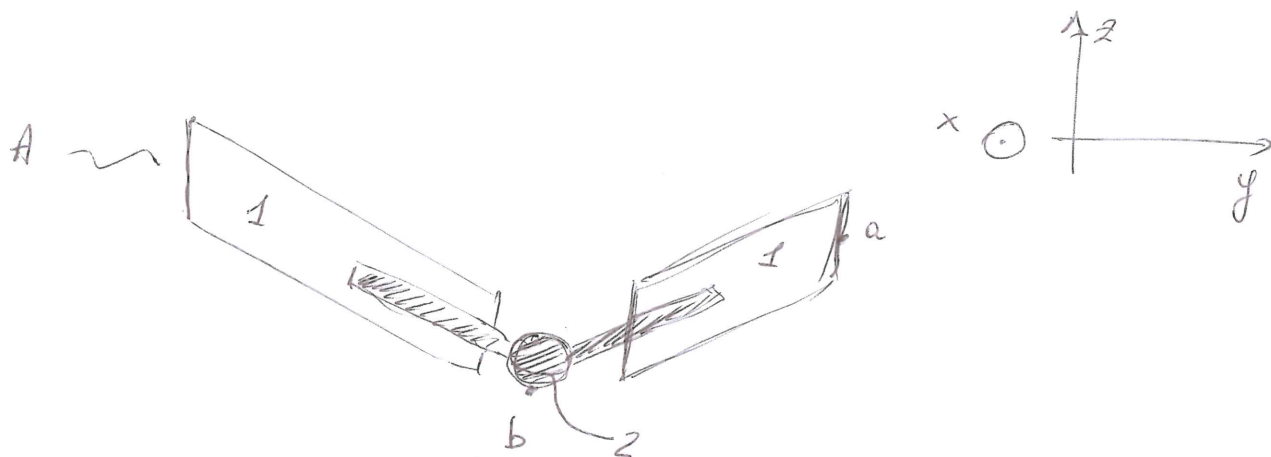


\* Lo schema di colcolo è rappresentato nella figura sottostante



- Il sistema è ancorato a livello della spalla
- C'è una reazione di appoggio del torolo dovuta al peso delle parti del corpo
- Non sono prese in considerazione le forze muscolari, ed il gomito, a livello di schema è visto come un maestro (in effetti è come una coppia rotazionale creata con un momento diretto orloggeramente al suo asse ⇒ inflessamente rigida.)
- La forza ~~muscolare~~  $F$  viene stimata in 300 N
- Le forze  $P_m$  e  $P_B$  verranno volutate come forze di volume
- $R_{torolo}$  verrà volutato come vincolo di spostamento lungo  $z$

# Analisi meccanica strutturale statica con geometria 3D



## Domini

		E	$\nu$	$\rho$
1	Osso	Materie rigide osso	0.45	<del>2000</del> kg/m <sup>3</sup>
2	Ti 6Al 4V	113 GPa	0.34	4430 kg/m <sup>3</sup>

A tutti i domini è associata una forza di volume  
per  $\rho \cdot g$  (forza di gravità) con  $g = -9.8 \text{ m/s}^2 \hat{z}$

## Contorno

Superficie A con spostamenti vincolati:

$$\rightarrow u_x = u_y = u_z = 0$$

Altre superfici con nessuna condizione

## Condizioni sulle linee

Nessuna condizione

## Condizioni sui punti

a Forza diretta lungo  $\hat{x}$   
e pari a 300 N

b Spostamento nullo in  
direzione  $\hat{z}$   
 $u_z = 0$

Per le domande teoriche vedere  
albanese