



Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino

Appunti universitari

Tesi di laurea

Cartoleria e cancelleria

Stampa file e fotocopie

Print on demand

Rilegature

NUMERO: 1708A -

ANNO: 2015

A P P U N T I

STUDENTE: Bettale Valentina

MATERIA: Progettazione di protesi e organi artificiali - prof. Bignardi (2015)

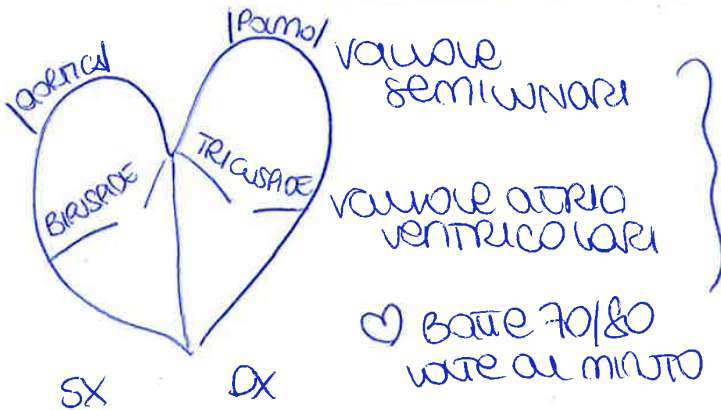
Il presente lavoro nasce dall'impegno dell'autore ed è distribuito in accordo con il Centro Appunti.

Tutti i diritti sono riservati. È vietata qualsiasi riproduzione, copia totale o parziale, dei contenuti inseriti nel presente volume, ivi inclusa la memorizzazione, rielaborazione, diffusione o distribuzione dei contenuti stessi mediante qualunque supporto magnetico o cartaceo, piattaforma tecnologica o rete telematica, senza previa autorizzazione scritta dell'autore.

ATTENZIONE: QUESTI APPUNTI SONO FATTI DA STUDENTIE NON SONO STATI VISIONATI DAL DOCENTE.
IL NOME DEL PROFESSORE, SERVE SOLO PER IDENTIFICARE IL CORSO.

PPOA_MORBIDUCI

TIPOLOGIE e SPECIFICHE DI PROGETTO DI PROTESI VALVOLARI CARDIACHE



SI APRONO/CHIUDONO GRAZIE AD UN

$$\Delta p$$

GARANTISCONO L'UNIDIREZIONALITÀ DEL FLUSSO DEL SANGUE

(NON DEVE ESSERE RETROGRADO)
 ostrimenti + lavoro x il \heartsuit
 = problema energetico

LE VALVOLE NON FUNZIONANO + SE:

- STENOSI / INSPESSIMENTO FOGUETI
- INCOMPETENZA FOGUETI (NON COAGULISCONO / FLUSSO RETROGRADO)

- ↑ INDIRIZZAMENTO FOGUETI
- ↓ ELASTICITÀ VALVOLE
- ↓ UME / STENOSI
- ↑ RESISTENZA IDRAULICA
- ↑ RE e FORZE CORIOLIS
- ↑ USI GR e ATTIVAZ. PT
- ↑ EMBOLI / ICTUS

PROBLEMI ENERGETICI x il \heartsuit

PATOLOGIE CHE COLPISCONO LE VALVOLE:

- FEZZI REUMATICHE: IRREGOLISCONO FOGUETI (↑ea)
- DIFETTI CONGENITI: SINOSI e AUMENTANO
- INFEZIONI BATTERICHE: INFIAMMAZIONE e CALCIFICAZIONE VALVOLE

PRIMA VALVOLA: CAGE-BALL



SUCCESSIVAMENTE LA GRIGIA VIENE APERTA VS SCHIACCIAMENTO GR

Gabbia in flexiglass
 Palla in silicone

Starr-Edwards: 1^a commerciale

GABBIA DIRIZIONATA VERSO L'AORTA SE PAORTA < P. VENTRICOLI SI PERMETTE L'ATTRAVERSOAMENTO DEL SANGUE

⚠ FLUSSO NON LAMINARE
 FLUSSO NON CENTRALIZZATO
 DANNEGGIAMENTO GR
 FORMAZIONE TROMBI
 S'INCALTRA LA PALLA X
 AMPRE UADI

ART. VS BIOLOGICA

- ⊖ emodinamica locale + alterata
- ↑ emboli
- ↑ emboli
- ⊖ trattamento farmacologico anticoagulante a vita
- ⊕ 15 anni ↘
- ⊕ soggetti giovani

- ⊕ emodinamica locale più fisiologica
- ⊖ più difficile da impiantare richiede misure specifiche
- ⊕ NO TRATTAMENTO
- ⊖ si usurano di + (+ fatica)
- ⊖ minore durata < 10 anni
- ⊖ sostituzione protesi difficile x CEC circolazione extra corporea

IMPO 1953: macchina / polmone x la circolazione extra corporea (senza cui non si poteva impiantare la valvola) riempita di soluzione fisiologica x non avere aria! no woto no sensore di airt x n

Vento max 4h
Pompa O2
Fideli
Aorta

9 comandamenti del progettista

- prevenire la formazione di emboli (aggregati di PT)
- garantire durabilità anche x difficoltà di un reimpianto
- facilitare e garantire la sicurezza dell'impianto per attivazione x sforzi di disagio bene essere utilizzabile
- preservare le funzionalità del tessuto adiacente (garantire la min. inattività possibile) aumenti di carezza e stiramento
- riduzione della turbolenza e non modificare l'emodinamica locale x motivi emergenza e sforzi di disagio
- minimizzare il danneggiamento della parte corpuscolata del sangue
- minimizzare il rumore x problemi sociali e individuali a materiche / accoppiamento meccanico
- utilizzo di materiali biocompatibili
- permettere metodi di sterilizzazione e immagazzinamento pena l'utilizzabilità

Caratterizzazione x una buona progettazione → GMP Good Manufacturing Practice
 prima tecniche sperimentali (TRIAL & ERROR)
 oggi tecniche computazionali con calcolo strutturale e simulazioni virtuali

in un individuo sano il moto non è mai turbolento → max transitorio in aorta ascendente

FASE PROCEDURA =



① si insemmina il FWSO con particelle insemminanti

▲ alla giusta concentrazione dipendono da λ del laser
 non troppe
 1 non poche

scattering se eccitate con luce con bersagli simile al FWSO / FW100 non devono modificare il FWSO stessa velocità → opportuna dimensione

$$v_p = v_f \left\{ \begin{array}{l} \text{ipotesti} \\ \text{impo } \times k \\ \text{similitudine} \\ v_p \end{array} \right.$$

② illuminazione del piano di moto con una sorgente luminosa laser e il laser passa attraverso 2 lenti < sferica : x quadrupole circolare : x w sferiche

③ acquisizione di una coppia di immagini successive in un dt noto con telecamera digitale a 90° del piano (telecamera 1 con lamina di luce laser)

④ processamento e analisi immagine (media d'insieme)



▲ alla **SPECKLE** = distribuzione casuale di luminosità prodotta dalla sovrapposizione e dall'interferenza delle immagini delle particelle (xl ce ne sono troppe) = luminosità diffusa
 (distribuzione) ottica sulle pareti

② sorgente di luce : il campo di moto deve essere illuminato con adeguata potenza nel dt

• laser continuo con attizzatore meccanico che lascia passare / interrompe il laser solo negli istanti pulsi

• laser pulsi meglio concentrando l'energia anche in intervalli di tempo brevi

impo una sorgente di luce coerente perché :

- piano + sottile vs rumore (piano di luce)
- ↑ bersagli di energia x uniformità
- λ precisa x minimizzare lo scattering
- controllo nel tempo della potenza emessa vs rumore
- molti tipi di particelle diffondono bene

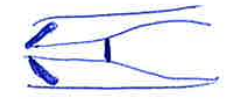
immagine → divisa in box → 2 box sfidati con sovrapposizione 30/50% → si misura spostamento s particelle (media d'insieme) → si calcola $v = s/t$ campo di velocità → dt settato sulla base della velocità delle particelle

VALUTAZIONE DI UNA VALVOLA PROTESICA CON PIV

Si utilizza un Banco di Prova con un circuito idraulico che simula al meglio il circolo sanguigno e che cerca di fornire portata (forma d'onda) e carico meccanico (impedenza) più simili possibili a quelli fisiologici tramite - motore - valvole - resistenze

si valutano quantitativamente le strutture dinami che con la telecamera =

- SERBATOI - TUBI RIGIDI STRUMENTO



10 più dopo la valvola (a valle) serve una struttura simile alla radice aortica con 3 seni di Valsalva, che ammassano la vena contracta, forniscono zone di ricambio e spingono il sangue nelle coronarie, aiutano i foglietti a chiudersi ed a coagulare

X CARATTERIZZARE IL DISPOSITIVO DAL PUNTO DI VISTA FIDUCIARIO BASTA FARE N MISURE IN M FASTI DEL CICLO CARDIACO E IN K ANNI SE SI VOLE VALUTARE UN VOLUME → servono X fare poi STATISTICA (computazionalmente onerosa)



(O > S)

LEAKAGE PROGETTATO APOSTATICAMENTE
 DINAMICO: RIMBALZO DEI FOGLIETTI O FLUSSO RETROGRADO → norme
 STATICO: volume di sangue che trapila verso il ventricolo a valvola chiusa

QUANTITÀ DI PROGETTAZIONE SU CUI CONCENTRARSI ESAME

- ① Effetti della spazatura delle maglie
 DIAMETRO DELLE MAGLIE / TUBO rispetto
 DIAMETRO DEL VASO
 CONDIZIONI EMODINAMICHE (DI FUSCO)

Grazie ad esse si ha un'idea della natura delle sollecitazioni meccaniche che lo STENT / VASO SUBIRÀ

- ② Design delle STENT: numero / spessore e larghezza degli elementi che compongono la maglia

- ③ Rapporto di distribuzione:
 QUANTO IL VASO SI DILATA x sapere come lo STENT deve reggerlo ed essere compatibile
 Rapporto tra pieni e vuoti che si alterano con effetti impo x le proprietà meccaniche

- ④ Comparazione tra condizioni di riposo e di massima dilatazione del vaso, come la struttura si comporta quando lo STENT si espande (dove c'è il rullo) → zone di rullo

- ⑤ Scarico = spessore che dice quanto lo STENT si protrude e quanto interagisce col torrente ematico disturbandolo, alterando vss e triggerando la patologia (le STENT)
- ⑥ Come si modifica la geometria vascolare dopo l'impianto x lo STENT deve adeguarsi alle variazioni di geometria

- ⑦ Effetti della curvatura del vaso, dipende dalla zona dell'impianto → lo STENT è sottoposto a certe sollecitazioni e deve essere abbastanza resistente ma soprattutto non deve occludersi

PARAMETRI QUANTITATIVAMENTE OSSERVABILI quantità da osservare x vedere se è un buon STENT

- Distribuzione degli sforzi di taglio su parete (vss)
- vettori delle velocità all'interno del vaso
- zone di rullo (ad esempio tra una maglia e l'altra ci sono particelle viti dove le particelle possono interagire)
- Profilo delle velocità

Funzionalità della cella

OGNI maglia deve essere progettata x garantire

- Resist. radiale
- espansione
- flessione x adeguarsi ai vasi curvi
- torsioni da seguire

si ottengono progettando in modo adeguato su elementi che compongono ogni

cella = struttura elementare dello stent che realizza una funzionalità completa ed autonoma

costituita da \neq elementi curvi, ognuno progettato con sezione variabile x ottimizzare la propria risposta meccanica alle sollecitazioni di espansione, torsione, flessione stent

IL PRINCIPALE FANCIOTTO È LA RESTENOSI 20/30%. CAUSATA DA TROMBI / PLASTINE / FIBRINA che aderisce allo stent

Disturbi metabolici (Fumo, Dieta)

piccolo diametro del wire

concentrazione degli stress alla fine dello stent = effetto del bordo

Disturbo del flusso

DOPO LO STENT:

- 1° ↑ Depositione sulle maglie di PTE e fibrina x inglobamento
- 2° ↑ Proliferazione delle cellule muscolari lisce (foam cells)
↑ Impiombamento x ricoprire stent
- 3° Depositione di matrice

↓ fino a restenosi

RESTENOSI

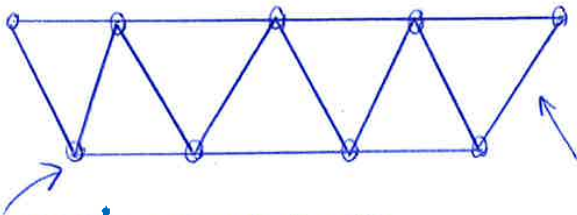
ESAME

* RITORNO ELASTICO:

DOPO AVER SFORZIATO IL PALLONCINO, SI PUÒ AVERE COLASSO MECCANICO DELLA STRUTTURA CHE PRODUCE UN WIRE PER LE FIBRE ELASTICHE DELLA TONACA MEDIA

COSTRUZIONE della MATRICE di RIGIDEZZA della STRUTTURA

partendo da una semplice struttura reticolata:



* **nodi** = solo solo cerniere x avere questo tipo di aste, altrimenti se fossero saldati, si avrebbero anche forze di torsione e flessione (mahe trascurabili)

si individuano un certo numero di aste e un certo numero di nodi (= giunzioni tra i singoli componenti)

* **aste** = elemento che reagisce solo a trazione e compressione = molla $f = kx$ a cui sono assegnati 2 spostamenti (assi di riferimento locali)



il moto è nel piano

In pratica si deve:

- scrivere la matrice di rigidità di ogni singolo elemento riferendosi ad un sistema globale
- scrivere " " " " globale della struttura

IL METODO DEGLI ELEMENTI FINITI (FEM)

= procedimento di discretizzazione che, attraverso l'uso di un modello matematico e di tecniche di calcolo di tipo numerico, rende possibile lo studio di problemi particolarmente complessi

Equazioni fondamentali + opportune approssimazioni

soluzione non esatta ma che fornisce indicazioni utili

→ in particolare a noi serve lo studio di problemi di meccanica di strutture lineari elastiche in campo statico

L'obiettivo è scrivere la relazione di rigidità x gli elementi significativi in cui si è descritto il sistema:

$$\{F\} = [K] \{f\}$$

F = forze
f = spostamenti
[K] = matrice di rigidità

e poi di scrivere la stessa relazione assoluta, per la struttura completa

② Passo

Bisogna scegliere una funzione che approssimi / descriva univocamente il campo degli spostamenti dell'elemento

- Di tipo polinomiale
- non fornisce una descrizione esatta
- solo una descrizione approssimata
- è sufficiente x dare risultati analitici di interesse ingegneristico

La funzione scelta deve soddisfare 4 requisiti fondamentali perché garantiscano una convergenza monotona verso il risultato esatto (non sono ma tutte e 4 necessarie, qualcuna è sufficiente)

① Garantire la possibilità di esprimere tutti i moti rigidi dell'elemento, senza che questo comporti l'insorgere di uno stato di tensione nell'elemento

(x avere tensione o devono essere forze ma non per forza quando lo si ruota o trasla)

② Garantire la possibilità di esprimere almeno tutti gli stati di deformazione costante su tutto l'elemento
non è richiesta la continuità del campo delle deformaz.
→ gli spostamenti non possono essere costanti, perché quando si deriva si otterrebbero derivate nulle
→ le deformazioni sono le derivate degli spostamenti

③ Garantire la continuità esterna, cioè la continuità del campo degli spostamenti fra gli elementi contigui nella struttura → durante la deformazione non si devono produrre strappi o sovrapposizioni / gli elementi non si possono staccare

④ essere priva di punti singolari nel suo dominio di definizione, x garantire la continuità interna, sempre del campo degli spostamenti

③ Passo

La funzione scelta, se calcolata con le coordinate dei nodi, deve assumere proprio i valori degli spostamenti nodali

In questa condizione si può sostituire il valore dei coefficienti α incogniti e usare come coefficienti gli spostamenti nodali.

→ Perciò le funzioni polinomiali calcolate nei nodi = devono coincidere con gli spostamenti nodali

$$\{f\} = \left[\left[\Phi(x_k) \right] \right] \{\alpha\} = [A] \{\alpha\} \rightarrow x_1, y_1, z_1 \text{ dei nodi}$$

$\{\epsilon\}$ = esprime la dipendenza del campo delle deformazioni del materiale dagli spostamenti nodali

5) Parao

Interviene il materiale.

Come prima, in ogni punto il materiale è sottoposto a tensioni \times la presenza del campo di deformazioni.

Si esprime allo stesso modo la misura delle tensioni $\{\sigma(x_k)\}$ con un vettore le cui componenti sono funzioni delle coordinate x_k del punto considerato.

$$\{\sigma(x_k)\} = [D] \{\epsilon(x_k)\}$$

Tensioni e deformazioni sono legate tramite la matrice di rigidità che contiene le caratteristiche elastiche del materiale = matrice costitutiva del materiale

↓
 quadrata
 $6 \times 6 = 36$
 ma essendo
 simmetrica
 → bastano 21

Dipende dal materiale è unare, isotropo / anisotropo

$$\begin{bmatrix} \sigma_{11} \\ \sigma_{22} \\ \sigma_{33} \\ \sigma_{12} \\ \sigma_{13} \\ \sigma_{23} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \checkmark & 0 \\ 0 & \checkmark \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \epsilon_{11} \\ \epsilon_{22} \\ \epsilon_{33} \\ \epsilon_{12} \\ \epsilon_{13} \\ \epsilon_{23} \end{bmatrix}$$

↓
 12 compartimenti
 sono disaccoppiati
 solo $\epsilon \rightarrow \sigma, \gamma \rightarrow \tau$
 NO $\epsilon \rightarrow \tau, \gamma \rightarrow \sigma$

↓
 21
 $\sigma \leftrightarrow \epsilon$

6) Parao

Bisogna scrivere $[D]$:

Si determinano le forze nodali equivalenti al campo delle tensioni $\{\sigma(x_k)\}$ generate dal campo degli spostamenti $\{\delta\}$ e da $\{f\}$.

→ Per farlo si calcolano le risultanti delle tensioni lungo i bordi dell'elemento, integrando le tensioni ma ci sono difficoltà derivanti dalla non continuità del campo delle deformazioni, perciò le tensioni all'interfaccia non sono equilibrate



Gli elementi si scambiano forze solo attraverso i nodi che hanno in comune → sono l'unica interfaccia tra l'elemento e il mondo esterno

→ Si ricorre a metodi energetici come il principio dei lavori virtuali

la matrice di rigidità e'

$$[k] = \int [B]^T [D] [B] dV \quad = \quad \begin{matrix} \text{I termini} \\ \text{sono solo} \\ \text{valori approssimati} \end{matrix}$$

- si integra su volume / superficie / linea di seconda delle dimensioni dell'elemento
- valori non esatti xk abbiamo inventato un sistema, meglio e ui, meglio e k
- solo in pochi casi l'integrale si risolve x via analitica, spesso e + conveniente eseguirlo x via numerica, introducendo x un'ulteriore approssimazione

siccome si scambiano forze solo sui nodi, non si possono applicare forze di superficie (pressioni) o di volume (peso) → ma il software riesce a calcolare in automatico forze nodali equivalenti, modificando le equazioni dei lavori. Ieri se forze presenti tensioni residue o un campo di deformazioni indipendenti.

In definitiva la Relazione di rigidità e'

$$\{f\} + \{f_p\} + \{f_v\} + \{f_e\} + \{f_o\} = [k] \{f\}$$

⑦ passo

scrivere una relazione x svolgere il calcolo del valore delle tensioni sulla base degli spostamenti nodali

$$\{\sigma(x_k)\} = [D][B] \{f\} = [D] \{\epsilon\}$$

↓ materiale
↓ funzioni di forma

$$\{\sigma(x_k)\} = [H] \{f\} \quad \text{più compatta}$$

→ termini funzioni delle coordinate xk

SI INVERTONO LE EQUAZIONI X CALCOLARE LA MATRICE INVERSA $[A]^{-1}$

$$\begin{aligned} \alpha_1 &= u_1 \\ \alpha_2 &= \frac{(u_2 - u_1)}{L} \end{aligned} \rightarrow [A]^{-1} = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ -\frac{1}{L} & \frac{1}{L} \end{bmatrix}$$

IL VETTORE DEI COEFFICIENTI α SI CALCOLA MOLTIPLICANDO $[A]^{-1}$ PER IL VETTORE DEGLI SPOSTAMENTI NODALI.

$$\{u(x)\} = \{\delta(x)\} = [\Phi(x)][A]^{-1}\{f\} = [N]\{f\}$$

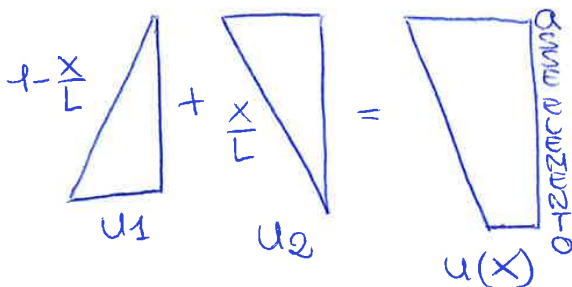
↓
campo
degli
spostamenti

↓
spostamenti
nodali

→ MATRICE CHE
CONTIENE LE
FUNZIONI DI FORMA

$$[N] = \left[1 - \frac{x}{L}; \frac{x}{L} \right]$$

LA RICOLA DA $u(x)$
IN FUNZIONE DI u_1 E u_2



SI SOMMANO I 2 CONTRIBUTI
DEI SPOSTAMENTI COMPLESSIVI
DEI 2 NODI (FUNZIONI DI FORMA)
X OTTENERE LO SPOSTAMENTO
LINEARE COMPLESSIVO $u(x)$

LA FUNZIONE ERA $u(x) = \alpha_1 + \alpha_2 x$ $[1 \ x]$
ORA LA FUNZIONE DI FORMA, AL POSTO DEGLI α_1 E α_2
HA GLI SPOSTAMENTI NODALI $\left[1 - \frac{x}{L} \right]$ CONTENUTI IN $[N]$

④
COME DEFORMAZIONE CARATTERISTICA SI SCEGLIE
L'ALLUNGAMENTO

$$E_x = \frac{du}{dx} \quad \left(\begin{array}{l} \text{SI HA UNA SOLA DEFORMAZIONE} \\ (= \text{IL VETTORE DELLE DEFORMAZIONI}) \\ \text{E' MONOCOMPONENTE} \end{array} \right)$$

$$\left. \begin{aligned} u(x) &= \alpha_1 + \alpha_2 x \\ \frac{du}{dx} &= \alpha_2 = E_x \end{aligned} \right\} \text{IL CAMPO DELLE DEFORMAZIONI} \\ \text{RISULTA COSTANTE SU TUTTA L'ALTA.}$$

LA DEFORMAZIONE DI UN ELEMENTO LINEARE E PERCIO' COSTANTE, NON VARIANO NEU' ELEMENTO, MA VARIANO IN MODO DISCONTINUO TRA I VARI ELEMENTI, SI COMMETTE PERCIO' PER FORZA UN'ERRORE E LO STEREO SCEGLIE PER ALTA, TRIA, TETRAEDRO.

IL VETTORE DELLE DEFORMAZIONI SI PUO' RISCRIVERE
 $\{E(x)\} = [C][\alpha] = [C][A]^{-1}\{f\} = [B]\{f\}$ DERIVATA DI $[N]$

$$[C] = [0, 1], [B] = \left[-\frac{1}{L}, \frac{1}{L} \right] \text{ COSTANTE! TUTTI I SUOI TERMINI SONO INDIPENDENTI DA } x$$

● **Quantità di progettazione x uno stent e Parametri quantitativamente osservabili**

- Effetto della **spaziosità** e del **diametro** delle masse dello stent del diametro del vaso e delle **condizioni del flusso** / emodinamiche per avere un'idea della natura delle **sollecitazioni meccaniche** che lo stent subirà
- **Design dello stent**: **numero, larghezza e spessore** degli elementi che compongono la maglia → lo spessore dice quanto lo stent si protrude nel vaso e interagisce col torreno ematico disturbando e alterando gli strati
- Rapporto di distribuzione di **flusso** e **velocità** che si alterano (nella maglia) con effetti importanti x le proprietà meccaniche
- Confronto tra le condizioni di **riposo** e di massima **velocità** del vaso, per sapere come lo stent deve seguirlo e quanto essere **compiante**
- Valutare quanto la struttura si **accorcia** durante l'espansione perché se è troppo rigida non riuscirà a contenere più le placche e potrebbe rompersi lungo i bordi
- Valutare come si modifica la **geometria del vaso dopo l'impianto** perché lo stent deve seguirlo adeguando ad esso
- Valutare gli effetti della **curvatura** del vaso che dipenderà dalla **zona** dell'impianto per cui lo stent è sottoposto a certe sollecitazioni e deve seguirlo senza accorcersi

- le quantità osservabili sono invece:

- Distribuzione delle velocità all'interno del vaso
- Distribuzione degli stress lungo il vaso
- Zone di ristagno (tra 1 massa e l'altra C) sono importanti
- Profilo delle velocità

7 + 4

● CARATTERISTICHE STENT IDEALE e come si TRADUCCONO IN SPECIFICHE DI PROGETTO

Le caratteristiche dello stent ideale sono

- Raggiungere agevolmente la lesione, che si traduce come specifica di progetto nel garantire una grande flessibilità dello stent dal punto di vista meccanico
- Potersi posizionare correttamente all'interno del vaso → cioè garantire la flessibilità dello stent in scopia
- Non accorciarsi durante l'espansione → cioè garantire un accorciamento nullo
- avere minima trombogenicità (potenziale del dispositivo di generare un trombo se interagisce con il sangue → cioè si può pensare di utilizzare il carbonio come rivestimento garantire una struttura sottile per non disturbare il normale ematico garantire degli spazi allargati, per evitare la stasi del sangue garantire delle superfici molto lisce, perché la rugosità incrementa la formazione di trombi
- Garantire la pervietà del vaso → cioè garantire resistenza alla compressione radiale
- Alterare minimamente l'elasticità naturale della coronaria → cioè garantire un accoppiamento elastico ottimale con la parete del vaso, le proprietà meccaniche dello stent infatti devono essere le stesse del vaso, pena un mismatch meccanico che può provocare il fallimento della struttura per zone di elevata concentrazione degli sforzi

6 punti

● Principali Cause della Restenosi e suo malfunzionamento

La Restenosi è la principale causa di fallimento di un impianto di stent (20-30% di possibilità di Restenosi)

I fattori che contribuiscono alla Restenosi sono

- L'adesione di Trombi, Piastrine, Fibrina alla struttura dello stent
- Disordini metabolici, il fumo etc
- un piccolo diametro del lume
- la concentrazione degli sforzi ai bordi dello stent
- flusso disturbato nella regione dello stent

ma i 3 principali fattori sono:

- il ritorno elastico = in quanto dopo aver sganciato il panoncino si può avere un carico meccanico della struttura che produce una perdita di proprietà meccaniche e diminuzione del lume (per le fibre elastiche della tunica media)
- la proliferazione neointimale = cioè la formazione di uno strato di cellule ed ECM dell'intima nel sito dell'inguria
- il rimodellamento negativo = in quanto le forze in gioco sono tali da indurre la formazione di strutture fibrose dentro l'arteria, modificando le proprietà del vaso e diminuendo la sezione di passaggio

Il meccanismo della Restenosi è guidato dalla **fluidodinamica locale** e segue il seguente procedimento:

Se ci sono condizioni tali per cui le cellule sentono un assottigliamento degli sforzi di taglio, si innescano un'iperplasia dell'intima che si ispessisce e produce una diminuzione del lume del vaso. Di conseguenza, siccome nel vaso deve passare sempre la stessa portata si avrà un aumento degli sforzi di taglio.

Se questo aumento è sufficiente a riportare gli sforzi ad un valore / livello fisiologico, l'ispessimento si blocca e si ha un feedback positivo.

Altrimenti non si riesce a bloccare il meccanismo l'iperplasia dell'intima procede e si ha un feedback negativo che porta alla Restenosi.

● **DESCRIZIONE FEM E IPOTESI E RILAZIONE MATRICE**

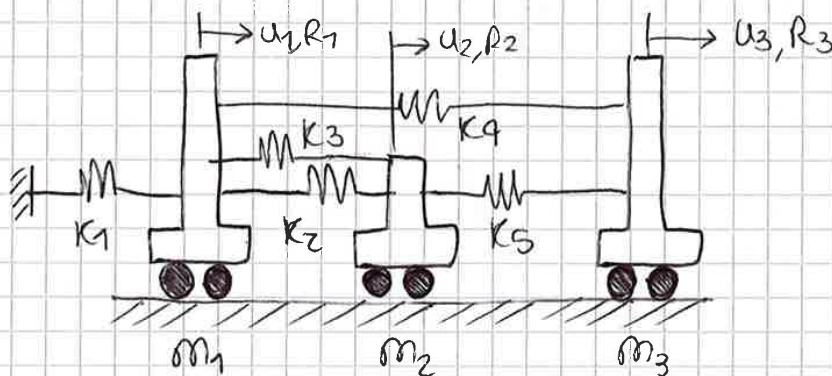
IL METODO FEM SERVE PER CONDURRE L'ANALISI LINEARE DI SOLIDI E STRUTTURE E SI BASA SU 3 IPOTESI FONDAMENTALI

- SPOSTAMENTI INFINITAMENTE PICCOLI
- ELASTICITÀ LINEARE DEL MATERIALE
- AGENZA DI CONTATTI

I PASSI DI QUESTO METODO CHE REGOLANO PER RISOLVERE LA MATRICE SONO

- SI PARTE DAL MODELLO FLESSO
- DISCRETIZZA IL MODELLO FLESSO IN ELEMENTI (NON LO FACCIAMO PERCHÉ È GIÀ UN MODELLO DISCRETI)
- SI SCRIVONO LE EQUAZIONI DI OGNI ELEMENTO
- SI TROVA UNA MATRICE DELLA STRUTTURA COMPLETA
- SI RISOLVONO LE SOLUZIONI/EQUAZIONI
- SI ANALIZZANO I RISULTATI OTTENUTI

AD ESEMPIO PER LA NOSTRA STRUTTURA



SI IPOTIZZA CHE LE COLONNE ABBIANO SOLO M E RIGIDEZZA ∞

SI IPOTIZZA CHE LE MOLE ABBIANO MASSA NULLA

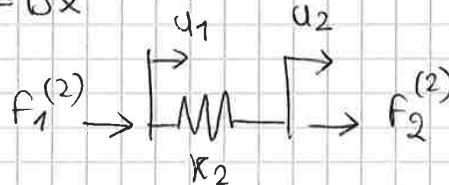
LA STRUTTURA COMPLETTA HA 3 GDL

SI SCRIVONO LE EQUAZIONI DI CONSERVAZIONE DEGLI SPOSTAMENTI PER OGNI ELEMENTO

$$k_1 u_1 = F_1^{(1)}$$

$$\begin{matrix} 1 = SX \\ 2 = OX \end{matrix}$$

$$k_2 \begin{bmatrix} 1 & -1 \\ -1 & 1 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} u_1 \\ u_2 \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} F_1^{(2)} \\ F_2^{(2)} \end{Bmatrix}$$



$$k_3 \begin{bmatrix} 1 & -1 \\ -1 & 1 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} u_1 \\ u_2 \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} F_1^{(3)} \\ F_2^{(3)} \end{Bmatrix}$$

$$k_4 \begin{bmatrix} 1 & -1 \\ -1 & 1 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} u_1 \\ u_3 \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} F_1^{(4)} \\ F_2^{(4)} \end{Bmatrix}$$

$$k_5 \begin{bmatrix} 1 & -1 \\ -1 & 1 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} u_2 \\ u_3 \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} F_1^{(5)} \\ F_2^{(5)} \end{Bmatrix}$$

SI SCRIVONO L'EQUAZIONI DI EQUILIBRIO DELLE FORZE

$$\begin{cases} F_1^{(1)} + F_1^{(2)} + F_1^{(3)} + F_1^{(4)} = R_1 \\ F_2^{(2)} + F_2^{(3)} + F_1^{(5)} = R_2 \\ F_2^{(5)} + F_2^{(4)} = R_3 \end{cases}$$

SI SCRIVE L'EQUAZIONE COSTITUTIVA DEL MATERIALE

$$[k] \{u\} = \{R\}$$

$$\{u\} = \begin{Bmatrix} u_1 \\ u_2 \\ u_3 \end{Bmatrix} \quad \{R\} = \begin{Bmatrix} R_1 \\ R_2 \\ R_3 \end{Bmatrix}$$

$$[k] = \begin{bmatrix} k_1+k_2+k_3 & -k_2-k_3 & -k_4 \\ -k_2-k_3 & k_2+k_3 & -k_5 \\ -k_4 & -k_5 & k_4+k_5 \end{bmatrix}$$

STRUTTURA LABILE, NON VINCOLATA
det [k] = 0

$\{\delta(x_k)\}$ e $\{\epsilon(x_k)\}$ sono legati perciò da operazioni di differenziazione

Per gli elementi alga, piani e solidi x misurare le deformazioni si utilizzano come grandezze gli sui spostamenti e le distorsioni → esempio: $\epsilon_x = \frac{\partial u}{\partial x}$, $\epsilon_y = \frac{\partial v}{\partial y}$, $\epsilon_z = \frac{\partial w}{\partial z}$

$$\{\epsilon(x_k)\} = \frac{d\{\delta(x_k)\}}{d(x_k)}$$

Per gli elementi trave e piastrine che si deformano fuori dal piano (flessioni) x misurare le deformazioni si usa la curvatura → $\{\epsilon(x_k)\} = \frac{d^2\{\delta(x_k)\}}{d(x_k)^2}$

Tornando a prima

$$\{\delta(x_k)\} = [\Phi(x_k)] [A]^{-1} \{f\}$$

$$= [N(x_k)] \{f\}$$

$$d\{\delta(x_k)\} = [C] [A]^{-1} \{f\}$$

$$= [B] \{f\} = \{\epsilon(x_k)\}$$

$[C]$ = derivata delle funzioni di approssimazione

$[B]$ = derivata delle funzioni di forma

si vede che il campo delle deformazioni $\{\epsilon(x_k)\}$ dipende dal campo degli spostamenti nodali $\{f\}$ attraverso la matrice $[B]$

5) Scrivere il campo delle tensioni in funzione del campo delle deformazioni dell'elemento

Il campo delle tensioni è espresso da $\{\sigma(x_k)\}$ ed è legato a $\{\epsilon(x_k)\}$ attraverso la matrice costitutiva del materiale, che contiene le caratteristiche elastiche del materiale

$$\{\sigma(x_k)\} = [D] \{\epsilon(x_k)\}$$

$[D]$ matrice di rigidità o elasticità

6) Ricavare la relazione tra carichi nodali e gli spostamenti nodali $\{f\}$

Determinare le forze nodali equivalenti al campo delle tensioni $\{\sigma(x_k)\}$ ricordando che su elementi si scambiano forze solo attraverso i nodi che hanno in comune

Soltanto se si ricorre a metodi energetici si applica il PLV principio dei lavori virtuali

che si sceglie un vettore di spostamenti nodali virtuali e poi si equaguna il lavoro virtuale

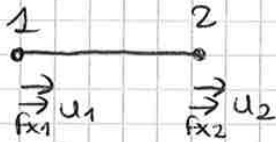
delle forze esterne ed il lavoro virtuale delle forze interne per ottenere la matrice $[E]$

● ELEMENTO ALTA

- ① Rettangola
sezione costante
solo trazione e compressione

sistema riferimento $\begin{matrix} 1 \\ \longrightarrow \end{matrix}$ asse x

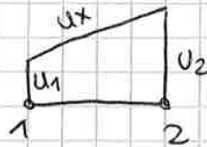
nodii 2 in corrispondenza delle estremità (16dl x nodi)



$$\{\delta\} = \{u(x)\}$$

$$\{f\} = \begin{Bmatrix} u_1 \\ u_2 \end{Bmatrix}$$

$$\{F\} = \begin{Bmatrix} F_{x1} \\ F_{x2} \end{Bmatrix}$$



② $u(x) = \alpha_1 + \alpha_2 x$

③ $u(x_1) = u_1 = u(0) = \alpha_1$
 $u(x_2) = u_2 = u(L) = \alpha_1 + \alpha_2 L$

$$\{f\} = [A] \{\alpha\} = \begin{Bmatrix} u_1 \\ u_2 \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 1 & L \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \alpha_1 \\ \alpha_2 \end{Bmatrix}$$

$$\begin{bmatrix} -\frac{1}{L} & \frac{1}{L} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} u_1 \\ u_2 \end{Bmatrix}$$

$$-\frac{1}{L} u_1 + \frac{1}{L} u_2$$

$$-\frac{1}{L} \alpha_1 + \frac{1}{L} (\alpha_1 + \alpha_2 L)$$

$$-\frac{1}{L} \alpha_1 + \frac{1}{L} \alpha_1 + \alpha_2$$

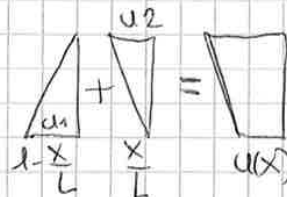
$$\alpha_1 = u_1$$

$$\alpha_2 = \frac{u_2 - u_1}{L}$$

$$\{\alpha\} = [A^{-1}] \{f\} = \begin{Bmatrix} \alpha_1 \\ \alpha_2 \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ -\frac{1}{L} & \frac{1}{L} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} u_1 \\ u_2 \end{Bmatrix}$$

$$\rightarrow \{\delta(x)\} = [\Phi(x_k)] \{\alpha\} = [\Phi(x_k)] [A]^{-1} \{f\} = [N] \{f\}$$

$$[N] = \begin{bmatrix} 1 - \frac{x}{L} \\ \frac{x}{L} \end{bmatrix}$$

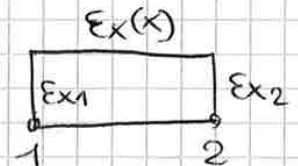


④ $\{\epsilon(x_k)\} = \frac{d\{\delta(x_k)\}}{dx}$

$$\{\delta(x_k)\} = [N] \{f\}$$

$$\{\epsilon(x_k)\} = [B] \{f\}$$

$$[B] = \begin{bmatrix} -\frac{1}{L} \\ \frac{1}{L} \end{bmatrix} \text{ costante}$$



$$\epsilon_x = \frac{du}{dx} = \frac{d(\alpha_1 + \alpha_2 x)}{dx} \stackrel{\text{RIGA}}{=} \alpha_2$$

$$\begin{Bmatrix} \epsilon_{x1} \\ \epsilon_{x2} \end{Bmatrix} = [B] \{f\} = \begin{bmatrix} -\frac{1}{L} \\ \frac{1}{L} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} u_1 \\ u_2 \end{Bmatrix} \Rightarrow \begin{matrix} \epsilon_{x1} = -\frac{u_1}{L} \\ \epsilon_{x2} = \frac{u_2}{L} \end{matrix} \alpha_2$$

7 passi (formule)

1) definire elemento

2) scegliere funzione approssimativa

3) scrivere δ in funzione di f

$$\{f\} = [\Phi(x_k)] \{\alpha\}$$

Le funzioni con i nodi come coordinate devono assumere i valori di f

$$\{f\} = [A] \{\alpha\}$$

$$\{\alpha\} = [A]^{-1} \{f\}$$

matrice funzioni di forma e sua derivata

$$\{\delta(x_k)\} = [\Phi(x_k)] [A]^{-1} \{f\} = [N] \{f\}$$

4) $\{E(x_k)\} = \text{diff} \{\delta(x_k)\} = [C][A]^{-1} \{f\} = [B] \{f\}$

5) $\{\sigma(x_k)\} = [D] \{E(x_k)\}$

matrice di elasticità

6) PLV

$$\{f\}^*$$

$$L_{est} = \{f\}^{*T} \{f\}$$

$$dL_{int} = \{E\}^{*T} \{\sigma\} dV$$

$$\{E^*\} = [B] \{f^*\}$$

$$\{\sigma\} = [D][B] \{f\}$$

$$L_{int} = \int \{f^*\}^T [B]^T [D][B] \{f\} dV$$

$$L_{int} = \{f^*\}^T \left[\int \dots dV \right] \{f\}$$

$$L_{est} = L_{int} \rightsquigarrow \{f\} = [K] \{f\}$$

7) $\{\sigma(x_k)\} = [D][B] \{f\} = [H] \{f\} = [D] \{E\}$

X COSTA



2) $u = u(x) = \alpha_1 + \alpha_2 x$

3) $u(u_1) = u(0) = \alpha_1$

$$u(u_2) = u(L) = \alpha_1 + \alpha_2 L$$

$$\alpha_1 = u_1$$

$$\alpha_2 = \frac{u_2 - u_1}{L}$$

$$\{f\} = [\Phi(x_k)] \{\alpha\}$$

$$\begin{bmatrix} 1 & 0 \\ -1 & L \end{bmatrix} = A \quad \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ -1 & L \end{bmatrix} = A^{-1}$$

$$\{\alpha\} = [A]^{-1} \{f\}$$

Cognome.....Nome.....

**Seconda parte esame PROGETTAZIONE DI PROTESI ED ORGANI
ARTIFICIALI**

Importare le immagini 360 e 375.

Realizzare un modello rispettando le geometrie e i materiali (osso corticale e osso spongioso) presenti sulle immagini; riempire l'osso spongioso di un elemento metallico emergente per una quota pari a circa 1 cm, completamente conforme con la superficie interna dell'osso.

Incastrare solo una decina di nodi appartenenti all'osso corticale in corrispondenza della base e caricare l'elemento metallico con una coppia di circa 10000 Nm (direzione verticale, verso orario, (ottenere la sollecitazione richiesta mediante l'applicazione di opportune forze).

Caratterizzare l'osso corticale con $E = 20$ GPa, l'osso spongioso con $E = 0,5$ GPa e l'elemento metallico con $E = 100$ GPa.

Coefficiente di Poisson = 0,3 per tutti i materiali.

Visualizzare: gli spostamenti lungo l'asse verticale, le tensioni di von Mises in tutto il modello e le tensioni sigma lungo l'asse verticale solo nell'osso spongioso.

Viste e sezioni sulle quali visualizzare i risultati sono a scelta del candidato. Se lo si ritiene necessario visualizzare anche altri parametri che si ritengono utili al commento del comportamento strutturale della struttura realizzata, sottoposta ai carichi e ai vincoli indicati.


I vari passaggi realizzativi del modello, il modello stesso, compresa la visualizzazione dei carichi e dei vincoli imposti, i risultati ottenuti e i commenti dovranno essere riportati su una presentazione in PowerPoint denominata Cognome Nome 11 09 14.ppt da caricare sulla pagina dell'insegnamento nell'artella "Elaborati".


PPOA PROVA DI LABORATORIO:

Esplora risorse - D - Poli - PPOA - MIMICS - File.exe per aprirlo (non funziona l'icona sul desktop)

File - Import Images - trovo immagini - scelgo una tengo premuto ctrl e seleziono l'altra - add- scelgo la directory - clicco su convert - close

File - open project - trovo file tibia1 - apro - sulla x in alto dell'immagine in basso a destra clicco TOP - clicco sulla barra l'ultima immagine a destra per far comparire la finestra

Inizio con thresholding icona : scelgo gli intervalli (fino a 1250) facendo dx e sx clicco su apply - green lo rinomino corticale, basta cliccarci sopra e gli cambio colore in rosso - faccio create e viene fuori yellow lo rinomino spongioso e ci metto colore azzurro e ci metto su la bandierina e gli cambio gli intervalli (da 600 a 1240, non si deve sovrapporre con corticale ma deve essere continuo), clicco apply... con modifiche cambio 600 -1550 - 1600 -fine

Per disegnare clicco su .

Ricordo la suddivisione fatta:

... solo corticale

.... corticale e spongioso

.... spongioso e corona corticale

epifisi solo cort

diafisi due corone (centro)

su polylines a destra clicco create e seleziono tutte e due le mask

poi seleziono le due polylines (ctrl) e clicco iges export

salvo e porto su RHINO (esegui come amministratore)

File - import - file.igs - centro le immagini - elimino se ci sn pezzi in più

Salvo nel formato .3dm

Modifica - modelli - modifica modelli - icona a destra di foglio cort_int cort_est spo e protesi

Per il piano superfici – estrudo – dritto *Surface – Extrude – Straight*, e clicco dal segmento in su → controllo di avere visibili tutti i layer così faccio il piano ed il segmento grandi abbastanza.

Split : dopo aver cliccato il comando, selezionare tutte le curve relative a corticale esterno, interno e spongioso, e dopo aver premuto invio selezionare il piano di suddivisione precedentemente creato.

Disegno i segmenti verticali nell'ambito del *layer* corretto, nascondo meta modello con *Hide* e disegno i segmenti sulla metà rimanente.
SU UNA SOLA META DELLE DUE!!!!!! SERVE IL COMANDO END

poi disegno i segmenti orizzontali tra cort est e corti nt e tra corti int e spong sopra e sotto

chiudere superficie superiore della protesi, chiudere superficie inferiore della protesi

Creare tutte le superfici delimitanti i due volumi di osso spongioso ed osso corticale: *Surface – Edge Curves (superfici da curve di bordo)*

superfici superiori e inferiori che delimitano tutti i volumi.

- con *Surface – Planar Curves* per ogni emi-superficie, la protesi in alto e in basso
→ SE NON C'è LA PROTESI CHIUDO LO SPONGIOSO!!!!!!

a sto punto si salvano i tre file: protesi, corticale, spongioso

poi si modificano per avere i volumi

poi si salvano i tre file iges

→ salvare

PATRAN

- File - new - tibia_esame al posto di .db - a destra MD NASTRAN - ok
- Group - create - a dx scrivo i tre nomi cort spo protesi e apply ogni volta - con group - post visualizzo un layer alla volta per importare i file iges con file - import - al posto di parasolid metto iges a dx per visualizzare i file - importare - yes for all ad ogni avviso
- Se dovessi cancellare un gruppo appena importato???
- se volessi costruire le superfici su patran:
geometry – delete – surface – box
geometry – create – surface – edges – selezione 4 bordi come su rhino
- Cambio colori - display - prima riga - group: un gruppo alla volta - colore - apply

protesi (per calcolarla uso geometry - show - point - distance e seleziono e due punti e mi viene fuori la tabellina) input properties - selected solito - add ok - apply

per la pressione vedo sui fogli

- Analisi : entire model - nome del job - solution type linear static - subcases - seleziono tutti e due i default - poi output request - element strains - ok - apply → se nno va procedere ad aprire nastran - selezioni il file unico che c'è .bdf - poi su patran xdb - selected results file - apply
- RISULTATI
- VON MISES PIU DEFORMATA Risultati - results - create - quick plot - prima vignetta - stress sensor -von mises - displacement traslation - tolgo le superfici sotto e vedo solo la mesh - tolgo anche forze e il resto se voglio con display - load/bc/elem.props - deseleziono displacement force pressure con hide all e clicco apply - poi in display - plot/erase clicco erase sotto la voce geometry - poi in results - create - quick plot - clicco su penultima immagine - deseleziono show undeformed e apply - vedo la mia immagine
- si allarga il blu per estendere i colori *Display - Ranges* -Assegnare un nome al *range* da creare - scelgo i range -*Calculate* - Deselezionare gli attributi *Allow Overwrite* e *Force Result Update* - *Apply* e *Close* - Su *Results - Fringe Attributes* (terzo disegno) cliccare *Range* (Fig. 45) e selezionare il nuovo range appena creato. Cliccare infine su *OK*.
- (→ vedo delle esse rosse fuori range e si vede che sta ruotando in più c'è il rosso/colorato dove ci sono i vincoli)
- TENSIONI LUNGO L'ASSE e deformata - create - quick plot - prima vignetta - stress sensor - z component - displacement translation - apply
- SPOSTAMENTI e deformata - results - create - quick plot - prima vignetta - displacement - z component - displacement - apply - cambiare di nuovo il range - disply - range - start value - (→ non si vede nulla perché ruotando di sicuro non cambia la componente verticale)
- SOLO DEFORMATA create - deformation - displacement trasl - se ce già qualcosa prima faccio sopra results - delete - quello che non voglio apply
- Viene visualizzata la configurazione del deformata del modello in bianco, mantenendo in blu la configurazione indeformata.
- TENSIONI SIGMA lungo l'asse solo nell osso spongioso: display - finite element - edges - apply - result - create - frigne - seconda figurina -