



**Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino**

**Appunti universitari**

**Tesi di laurea**

**Cartoleria e cancelleria**

**Stampa file e fotocopie**

**Print on demand**

**Rilegature**

NUMERO: 1698A -

ANNO: 2015

# **A P P U N T I**

STUDENTE: Tortorici

MATERIA: Progettazione di Protesi e Organi Artificiali.  
Prof. Bignardi

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.**

# **PROGETTAZIONE DI PROTESI E ORGANI ARTIFICIALI**

**Lezioni: Bignardi, Audenino, Morbiducci**

## INDICE

Progettazione meccanica di un sistema protesi-osso .....	2
Tipologie e specifiche di progetto di protesi valvolari cardiache.....	4
Studio sui seni di Valsalva.....	14
Biomeccanica del ginocchio.....	15
Introduzione al metodo degli elementi finiti .....	17
Conferenza Piavani.....	25
Tecniche di rivascularizzazione .....	29

limite di questi metodi analitici era che non si teneva conto della curvatura degli steli e dei carichi di torsione, quindi non si poteva simulare il comportamento degli steli anatomici e si commettevano errori grandi.

A dare una risposta a queste esigenze è stata l'introduzione dell'uso dei metodi numerici nei primi anni '70, in particolare del **metodo degli elementi finiti** (FEM). FEM attualmente è lo strumento più valido per condurre analisi strutturali in ambito biomeccanico, in particolare in campo ortopedico e idintostomatologico, in quanto, unitamente a una rappresentazione degli elementi ossei che può essere molto soddisfacente, permette di approssimare la variazione continua delle caratteristiche meccaniche dell'osso, tenendo conto della sua disomogeneità e anisotropia. Un modello FEM descrive i 4 aspetti fondamentali di una struttura:

- geometria;
- proprietà dei materiali costituenti;
- condizioni di carico;
- condizioni al contorno e di interfaccia.

Il procedimento consiste nel suddividere una struttura complessa in un insieme di elementi semplici di forma geometrica e caratteristiche ben definite, connessi tra loro. Questa schematizzazione simula la struttura reale e permette di affrontare la risoluzione per via numerica del problema in esame, una volta definite le condizioni di vincolo e di carico. Il risultato di questa procedura iniziale è definito *mesh*.

Con il metodo degli elementi finiti, quindi, si simula il comportamento strutturale di un sistema continuo (corpo unico) sostituendolo con un sistema discreto (corpo suddiviso in più parti), costituito da un certo numero di elementi, dei quali si devono poi definire le proprietà meccaniche.

Grazie a questa metodologia è possibile valutare il comportamento fisico di singole strutture o di strutture complesse formate da più componenti che interagiscono fra loro e quindi studiare distribuzioni di tensione o di temperatura o di qualsiasi altra grandezza fisica in corpi di forma semplice o complessa, omogenei o eterogenei, isotropi o anisotropi.

La vera abilità dell'analista sta nel costruire un modello che simuli bene la realtà senza eccedere in finezza di discretizzazione nei punti di scarso interesse strutturale e nell'individuare i vincoli e i carichi che rispecchino la fisica del problema. L'applicazione di questo metodo richiede quindi una buona conoscenza teorica di base che permetta una scelta mirata degli elementi da utilizzare, in relazione all'analisi che si vuol condurre, e una interpretazione critica dei risultati ottenuti alla luce delle limitazioni e delle approssimazioni del metodo. È inoltre necessaria una costante attenzione alle analisi sperimentali che permettono di validare le approssimazioni ipotizzate.

La realizzazione di un modello e l'analisi strutturale agli elementi finiti si sviluppano nelle seguenti fasi:

- preparazione del modello geometrico;
- discretizzazione dell'intero volume in elementi finiti (tetraedri o parallelepipedi);
- assegnazione delle proprietà meccaniche dei materiali;
- identificazione dei carichi e dei vincoli;
- scelta del tipo di soluzione (analisi statica o dinamica, lineare o non lineare, ecc);
- analisi dei risultati.

Pur con le approssimazioni introdotte nella maggioranza dei modelli per quanto riguarda le proprietà meccaniche dell'osso (isotropia, omogeneità, comportamento lineare), l'uso di questi modelli ha permesso di raggiungere una comprensione di massima del meccanismo osso – impianto per quanto riguarda le condizioni di interfaccia osso – protesi e le condizioni di carico e di vincolo. In particolare, per gli impianti ortopedici è stato possibile stabilire regole di carattere generale che permettono di evitare errori grossolani, in quanto permettono di capire quali soluzioni dovrebbero essere escluse prima di procedere alla fase esecutiva del progetto.

Per esempio nell'artroplastica di ginocchio si sono introdotte la *copertura* (il componente tibiale

pesantemente le prestazioni emodinamiche. Stenosi e incompetenza riducono l'efficienza idraulica del cuore. Se il cuore lavora di più, tende anche a ingrossarsi e a un certo punto perde la capacità di contrarsi. (ESAME!)

Le valvole cardiache sono definite come sostituti funzionali e non come organi artificiali.

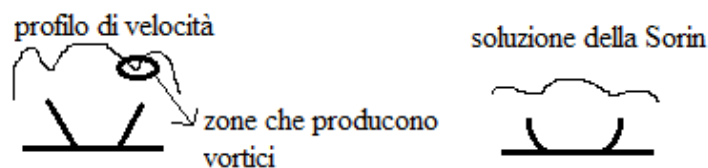
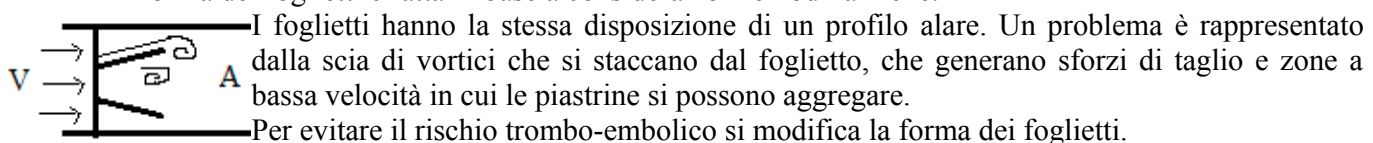
Schema:

- test in vitro dell'idrodinamica del modello di valvola progettato;
- modellizzazione in silico (al pc) del modello di valvola usando le condizioni al contorno misurate in vitro;
- risultati numerici relativi alla cinematica dei foglietti: validazione per confronto con i test in vitro;
- una volta validati, i risultati della simulazione numerica sono usati per valutare i potenziali danni al sangue associati con il modello usando un modello matematico.

Dopo le prime valvole a pallina, si sono usate valvole con un solo foglietto. In seguito si è passati a valvole con due foglietti, che hanno prestazioni emodinamiche nettamente superiori. Il golden standard è rappresentato dalla St Jude Medical, che quindi fa da riferimento a tutte le altre.

Il golden standard è il dispositivo che sta sul mercato da più tempo, quindi le sue prestazioni sono ben note e si sa che ha una buona affidabilità.

I materiali delle protesi valvolari devono essere leggeri e biocompatibili; la progettazione della forma dei foglietti è fatta in base a considerazioni emodinamiche.



I foglietti sono incernierati con perni: è un punto in cui il sangue può stagnare e di conseguenza coagulare. Se coagula, non permette più il movimento. Sorin ha proposto un accoppiamento basculante, tramite il quale il sangue stagnante viene ripulito e non coagula più: però c'è il problema dell'usura.

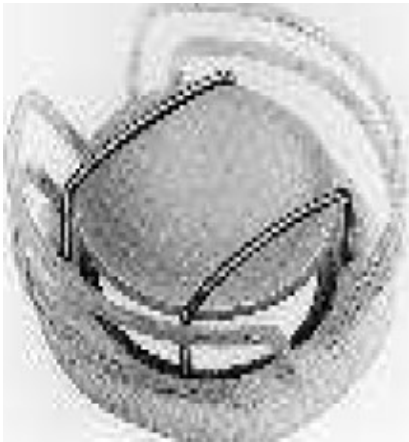
Esistono anche valvole biologiche fatte con materiale animale decellularizzato. Possono essere:

- *stented*: il tessuto è montato su uno scheletro metallico per garantire supporto meccanico;
- *stentless*: foglietti ricuciti a mimare la valvola naturale.

Tra le due c'è differenza nella distribuzione dei carichi: le stented hanno concentrazioni di sforzi sulle cuspidi.

Una valvola meccanica altera di più l'emodinamica locale, anche se l'emolisi è quasi irrilevante e il potenziale trombo-embolico è sotto controllo. In più il paziente è soggetto a un trattamento farmacologico anticoagulante vita natural durante, che invece non è necessario con una valvola biologica. Le valvole biologiche, però durano meno. Una protesi meccanica ha una durata di circa 15 anni e si preferisce impiantarla in soggetti giovani; una protesi biologica dura meno di 10 anni e si preferisce impiantarla in soggetti anziani. Quando una protesi va sostituita bisogna operare andando in circolazione extracorporea, che è una procedura molto pesante per il paziente e non può essere sopportata per più di 4 ore consecutive. Al giorno d'oggi le sostituzioni valvolari sono interventi di routine (20 minuti): il resto del tempo serve a entrare e uscire dalla circolazione extracorporea (che può essere a flusso pulsatile e a flusso continuo). Il cuore si deve fermare e riprendere a battere progressivamente. All'inizio il circuito va riempito di soluzione fisiologica.

maggior centralizzazione del getto. Si riducono il danneggiamento dei globuli rossi e l'ingenerazione di strutture emodinamiche. Tuttavia la fisiologia non è del tutto rispettata (il getto è ancora troppo lateralizzato), è comunque emolitica e la gabbietta è una struttura troppo rischiosa (si usura e si rompe facilmente, quindi il foglietto si stacca). (true story)



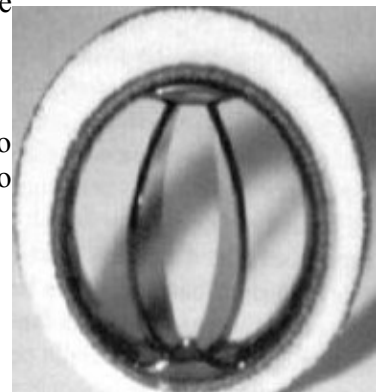
Si è provato con una valvola con disco ingabbiato, con una sola flangia che va su e giù. Un solo commento: minchiata. Non si ha un getto centralizzato e lo schiacciamento dei globuli rossi è persino maggiore di quello della valvola a palla.



La valvola a doppia flangia è composta da due foglietti semicircolari tenuti in posizione da un perno accoppiato ad un recesso nell'anello. Anche l'anello di sutura deve avere caratteristiche meccaniche appropriate. Le valvole a doppia flangia vengono fatte in carbonio pirolitico e alcune hanno un'anima in grafite per una maggior leggerezza. Con questo sistema il sangue può passare attraverso tre orifizi, ottenendo un flusso centralizzato più fisiologico. I foglietti da chiusi non si toccano per evitare interferenza, che potrebbe portare a rottura. Lo spazio tra i due foglietti chiusi comporta la presenza di flusso retrogrado quando la valvola è chiusa: è utile perchè garantisce il lavaggio di quella zona. Lo stesso vale per lo spazio tra foglietti e anello. Questo *effetto washout* impedisce la coagulazione del sangue fermo. Tuttavia si possono creare getti turbolenti e quindi emolisi: il gap va progettato con attenzione, facendo un bilancio tra costi e benefici (serve backflow per evitare la coagulazione, ma la

turbolenza non deve essere troppo elevata). Il backflow pulisce anche l'accoppiamento perno-recesso.

Il modello Bicarbon della Sorin introduce alcune migliorie: accoppiamento perno-recesso basculante, foglietti curvi (aumenta il diametro idraulico dell'orifizio centrale), foglietti più leggeri grazie all'anima in grafite.



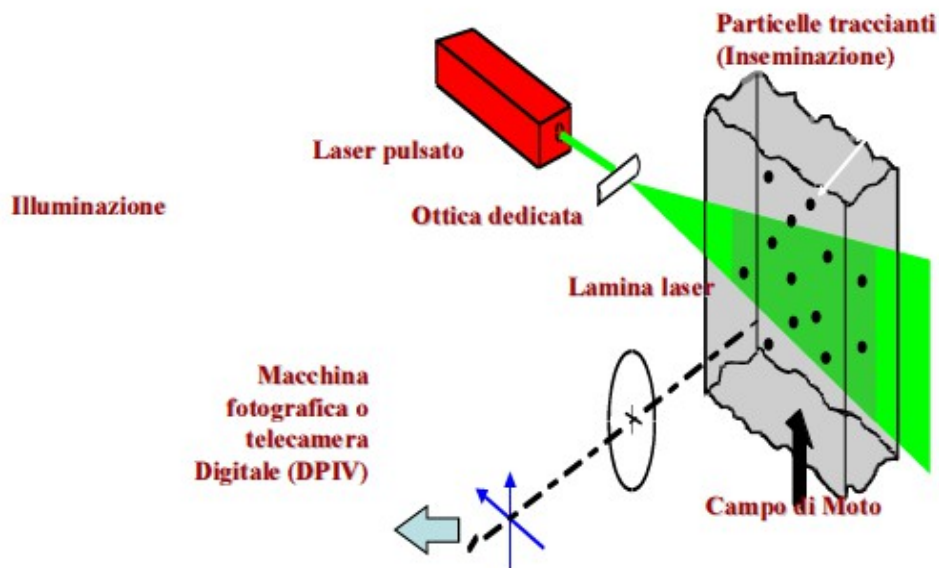
Le valvole biologiche possono essere fatte con pericardio bovino o con tessuto valvolare suino opportunamente decellularizzati (trattamento con glutaraldeide). Il problema è che la glutaraldeide a volte non riesce ad eliminare tutte le cellule e può danneggiare il tessuto. Possono essere stented o stentless (ottenute rimuovendo l'intera radice aortica suina: sono più difficili da impiantare). Alcune valvole di ultima generazione sono sutureless (sutura solo in 4 punti).

Per farlo, è necessario svolgere un'inseminazione del flusso tramite particelle scatteranti (particelle che, colpite con luce coerente, la scatterano). Non siamo interessati alla velocità delle particelle, bensì a quella del fluido: le particelle, quindi, non devono modificare le linee di corrente del fluido (vel particelle = vel fluido). Bisogna valutare la scelta delle particelle in base al fluido: se sono troppo pesanti, affondano e non le si ritrova nel piano, quindi generano rumore (idem se sono troppo leggere e galleggiano).

Dopo l'inseminazione, bisogna illuminare il piano di misura. Si acquisisce una coppia di immagini distanziate da un intervallo di tempo  $dt$  noto, poi se ne fa l'analisi.

Ricapitolando:

1. inseminazione del flusso tramite particelle scatteranti;
2. illuminazione del campo di moto in esame;
3. acquisizione di una coppia di immagini successive (intervallo  $dt$ );
4. analisi dell'immagine: processamento.



La telecamera va posta a  $90^\circ$  rispetto al piano di moto, se no si riceve una proiezione del campo di moto (immagine angolata). La scelta delle particelle dipende anche dalla lunghezza d'onda del laser. Funzionamento del laser: in una cavità si eccitano dei modi, che si amplificano fino a produrre un fascio collimato. Si genera una lama di luce tramite delle lenti (una sferica e una cilindrica). Si deve allargare il fascio e controllarne lo spessore, se no si genera rumore.

Occorre esser certi di poter assumere:

**vel particella = vel fluido !!!!!**

come inseminante si può usare anche fumo, latte (ma modifica le linee di corrente) o una miscela di carbonio e silicone.

Si ipotizza che la particella sia una piccola sfera in moto rispetto al fluido a bassa velocità. Si può studiare la legge di moto e calcolare se la stessa segue abbastanza fedelmente il fluido o se la sua velocità è troppo differente da quella del fluido. (!!)

La PIV non segue una singola particella, ma fa una media di gruppi di particelle: ci deve essere una concentrazione minima: almeno una particella per unità di volume (consente di ridurre anche il rumore). Una concentrazione troppo elevata è dannosa perchè non si riescono a distinguere le singole particelle (fenomeno di speckle: distribuzione casuale di intensità luminosa).

Se il campo di moto è turbolento, bisogna acquisire la coppia di immagini su tanti cicli e farne la statistica.

Si preferisce usare una sorgente di luce coerente per le seguenti ragioni:

- è più facile produrre un piano di luce sottile;
- si ottengono densità di energia più elevate;
- la lunghezza d'onda è precisa;
- si ha un buon controllo nel tempo della potenza emessa (se non si dà la stessa potenza dopo  $dt$  si introduce rumore);
- esistono molte particelle che diffondono bene questo tipo di luce.

Dopo l'acquisizione, le immagini sono divise in una serie di *interrogation box*; tra la prima e la seconda immagine, le *interrogation box* sono shiftate in modo da avere una sovrapposizione del 30-50%. Si misura lo spostamento di un gruppo di particelle nell'*interrogation box*. Ottenuto lo spostamento medio  $s$  e noto  $dt$ , si può trovare la velocità:  $v = s/t$ . Per ogni *box* si ottiene un vettore rappresentativo.

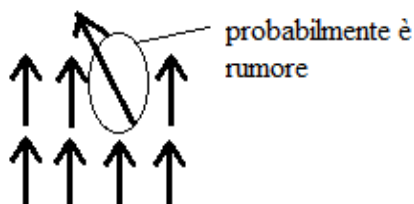
Se la velocità è elevata,  $dt$  deve essere piccolo;  $dt$  va settato avendo un'idea delle velocità medie, se no si misura solo rumore.

Per il processamento si usa la crosscorrelazione. Il picco di correlazione si sposta della stessa quantità di cui si sono spostate le particelle. La crosscorrelazione, però, è un problema computazionalmente molto oneroso. Per ottenere  $N$  campi di moto, devo ottenere  $2N$  immagini; se ho  $M$  particelle, devo fare  $2N \times M$  crosscorrelazioni; se ho  $K$  piani, ne devo fare  $2N \times M \times K$ .

L'equivalente della crosscorrelazione (nel  $t$ ) in frequenza è una moltiplicazione: più facile! Per questo si prende ciascuna coppia di immagini, si calcola la trasformata di Fourier veloce (FFT), si fa il prodotto e poi si antitrasforma.

L'antitrasformata del prodotto delle FFT è la funzione di correlazione: presenta una serie di picchi. Il picco più alto è il picco di correlazione, la cui distanza e posizione rispetto all'origine permettono di calcolare la velocità media. Gli altri picchi sono rumore.

A volte è difficile capire quale sia il picco di correlazione; se si ottiene un vettore marcatamente diverso da quelli intorno, probabilmente è rumore.



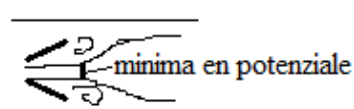
In un caso come quello in figura, il vettore non viene valutato e viene sostituito dalla media degli 8 vettori che lo circondano.

Tramite un **simulatore di circolo** si vogliono fornire una forma d'onda e un carico simili a quelli fisiologici. Si ottimizzano componenti con impedenza meccanica simile a quella del sistema cardiovascolare. L'impedenza è data da inerzia, capacità (conduttanza) e resistenza.

La resistenza è simulata con uno stringitubo.

La capacità è simulata con un serbatoio chiuso contenente aria (il livello di liquido varia a seconda della portata).

Per modellizzare il flusso in maniera realistica, a valle del piano valvolare bisogna mettere una struttura che assomigli alla radice aortica (presenta i seni di Valsalva).



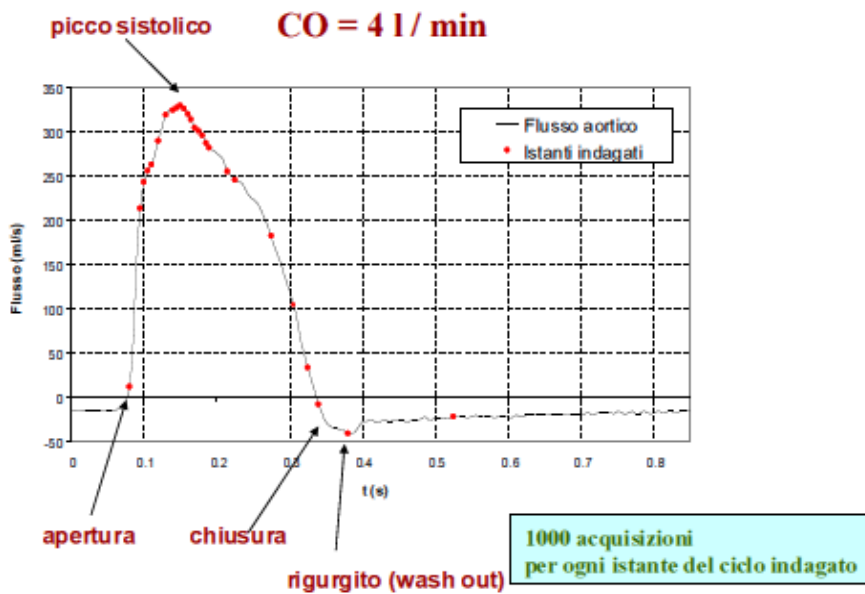
Minima en potenziale -> vel massima -> diametro minimo (vena contracta).

Con i seni di Valsalva la vena contracta si allarga (c'è meno caduta di pressione) perchè i ricircoli finiscono nei seni: si

dissipa meno energia.

Inoltre alcuni dei seni alloggianno l'inizio delle arterie coronarie; durante il ciclo cardiaco, l'effetto





Per l'analisi euleriana del campo di moto, si fanno diverse misure con la PIV in n fasi del ciclo. C'è bisogno di media e fluttuazioni associate per poter caratterizzare la turbolenza. Una caratterizzazione completa richiede Tbyte di dati, che poi vanno processati. Al picco sistolico si ha la massima eiezione, poi il flusso decelera. Infine c'è del leakage che serve per il wash out: il volume di rigurgito è l'area sottesa fino alla sistole successiva. Il leakage si divide in **dinamico** e **statico**. Il leakage dinamico è riferito alla prima fase ed è dovuto al rimbalzo dei foglietti o alla chiusura della valvola. Il leakage statico è il volume di sangue che trafila nel

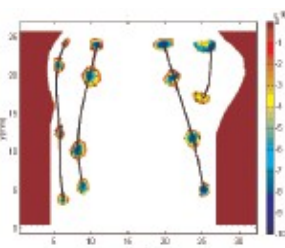
ventricolo a valvola ferma. La portata del leakage dinamico è maggiore di quella del leakage statico. Progettando il dispositivo bisogna valutare le prestazioni del leakage: per esempio, se quello dinamico è troppo grande, la valvola è troppo lenta a rispondere a variazioni di pressione. Se ne ha un'idea in base all'inerzia dei foglietti. Il volume di rigurgito dinamico accettabile è indicato dalle norme.

Si può calcolare la **vorticità** come:  $\vec{\omega} = \nabla \times \vec{v}$  cioè come composizione dei gradienti della velocità nello spazio. Descrive la rotazione dell'elemento fluido nel campo di moto: è l'asse di spin.

Vortice -> vorticità non nulla  
vorticità -x-> vortice.

Dalle misure PIV si può calcolare: 
$$\vec{\omega} = \begin{pmatrix} i & j & k \\ \frac{\delta}{\delta x} & \frac{\delta}{\delta y} & \frac{\delta}{\delta z} \\ u & v & w \end{pmatrix}$$

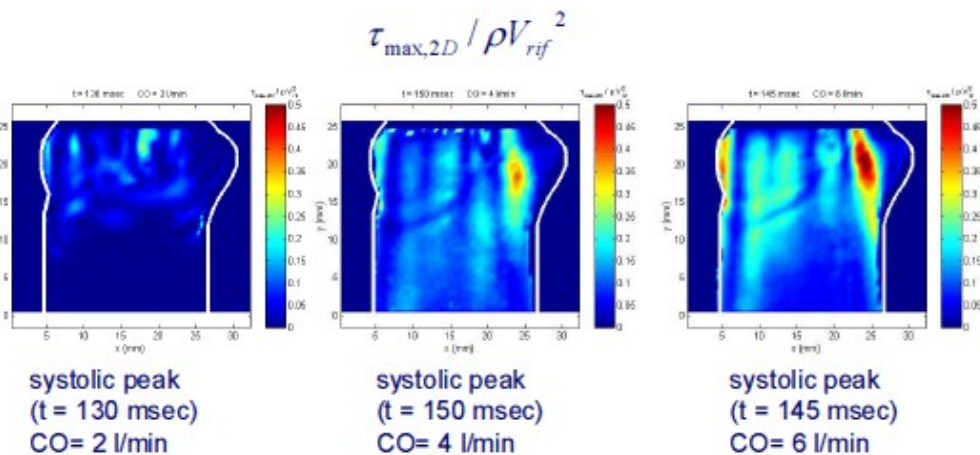
In realtà con la telecamera si ha solo la proiezione del moto su un piano. Si trovano vortici controrotanti che si spostano, poi se ne generano altri. Si può studiare lo shedding dei vortici rilasciati dai foglietti. Si può estrarre una grandezza che identifica il centro di un vortice: se ne può calcolare la traiettoria e caratterizzare il comportamento del dispositivo.



Per ora si è parlato solo di grandezze medie che caratterizzano il campo di moto, per le quali servono poche misure. Con una statistica robusta (e quindi con tante misure) si può valutare la turbolenza. Per calcolare il tensore degli sforzi viscosi basta un numero basso di immagini; per calcolare il tensore degli sforzi di Reynolds (relativo alle fluttuazioni) servono tante immagini. Entrambi possono essere costruiti a partire da misure di PIV.

Il **TSSmax** (turbulent shear stress maximus) indica i valori massimi di  $\tau$  turbolento nel campo di moto:  $TSS_{MAX} = \frac{\sigma_1 - \sigma_2}{2}$

Si possono plottare le mappe di TSSmax. I valori massimi si misurano nelle zone tra le regioni a bassa velocità dei seni e il getto che esce dagli orifizi. C'è molta instabilità, quindi molte fluttuazioni.



Una pompa volumetrica ha un pistone spinto con legge di spostamento che segue il duty cycle del ventricolo, cioè un'onda sinusoidale sbilanciata verso la diastole (1/3 sistole – 2/3 diastole). Significa che per 300 ms il pistone viene spinto in avanti e per 700 ms torna indietro.

In un circuito separato c'è una sacca ventricolare che viene compressa dal fluido usato per lo spostamento. Un circuito secondario contiene una valvola meccanica di controllo, un reservoir e la valvola aortica da testare. Tra valvola aortica e reservoir sono inseriti elementi di resistenza e compliance. La compliance è la capacità di un vaso di rispondere a una  $\Delta p$  con una  $\Delta V$ . Un vaso rigido ha compliance nulla.

La resistenza viene simulata con un oggetto che riduce il lume del tubo (strizione). Aumentando la strizione, aumenta la resistenza.

La compliance è simulata ponendo il circuito in comunicazione con camere in cui si può insufflare più o meno aria. C'è una compliance periferica e una aortica.

I sensori presenti nel circuito sono trasduttori di pressione (ventricolare e aortico), sensore di pressione mitralico, flussimetro magnetico tra ventricolo e valvola aortica. Dunque si misurano flusso e pressione.

Il fluido di test è acqua e sale ( $\rho = 1000 \text{ kg/m}^3$ ).

Si studia se i seni di Valsalva riducono il  $\Delta p$  indipendentemente dalla compliance della radice aortica. La radice aortica cambia forma durante il ciclo cardiaco perché è compliant, mentre la protesi è rigida. Ci si chiede: cosa cambia mettendo un vaso rigido con seni rispetto a un vaso rigido senza seni?

Per costruire la radice aortica se ne fa un calco in materiale polimerico, poi si caricano strati di silicone fino a raggiungere prestazioni di compliance simili a quelle del vaso. Si sutura la valvola cardiaca e si taglia la radice aortica come si fa in chirurgia.

Si fanno test stazionari e test non stazionari. Questo perché nel ciclo cardiaco si possono avere portate diverse e con i test stazionari si "fotografa" istanti del ciclo cardiaco.

Si sperimentano 3 size di valvole, misurando sempre  $\Delta p$  e EOA.

La normativa di riferimento è la ISO 5840, che contiene glossario, classificazione del grado di patologia, requisiti delle valvole e test per verificarli.

Si vede che la configurazione retta è peggio di quella con i seni, specialmente per Q alti. Il fenomeno si amplifica riducendo la size.

Conclusione: la configurazione con i seni di Valsalva ha un diametro di passaggio maggiore rispetto all'configurazione retta. Quindi è importante la compliance del vaso, ma anche la presenza dei seni, che impedisce un aumento sproporzionato di  $\Delta p$ . Non è certo da cosa dipenda questo effetto: bisognerebbe studiare le zone di ricircolo (con array di sensori o con visualizzazione del flusso).

## BIOMECCANICA DEL GINOCCHIO

L'articolazione di ginocchio consiste di più parti ed è in realtà composta da 3 articolazioni diverse. La cartilagine riduce la pressione di contatto.

Le possibili patologie del ginocchio sono:

- crescita ossea (osteofiti) -> limita il range di movimento;
- degenerazione della cartilagine -> c'è contatto osso-osso e quindi dolore.

In caso di patologie si deve intervenire con una protesi. Può essere protesizzata anche la rotula. Per inserire l'impianto bisogna tagliare la struttura legamentosa, alterando la performance dell'articolazione.

Al giorno d'oggi i pazienti sono giovani (circa 60 anni) e attivi. In passato i criteri di progettazione erano volti al permettere al soggetto di camminare e a rimuovere il dolore. Adesso non basta: il paziente vuole poter svolgere tutte le attività che svolgeva prima della protesi.

Per fornire linee guida e per evitare situazioni critiche un esempio è lo studio fatto sulle protesi di revisione. Tali protesi hanno uno stelo perchè a causa del riassorbimento osseo in prossimità della protesi non è possibile mettere lo stesso modello già usato. Spesso, però, i pazienti che necessitano queste protesi hanno anche una protesi d'anca. Ci si chiede quale debba essere la distanza ottimale tra gli steli delle due protesi per minimizzare la probabilità di rottura dell'osso. Si simulano la camminata e la condizione di carico che produce una frattura, cioè la caduta. Nella caduta, però, si rompe il collo del femore; per simulare la rottura della diafisi dell'osso si usa un sistema di flessione a 4 punti applicato in diverse direzioni (M-L, L-M, A-P e P-A). La simulazione prende in considerazione diverse misure di steli.

**Bisogna saper interpretare i risultati.**

## INTRODUZIONE AL METODO DEGLI ELEMENTI FINITI

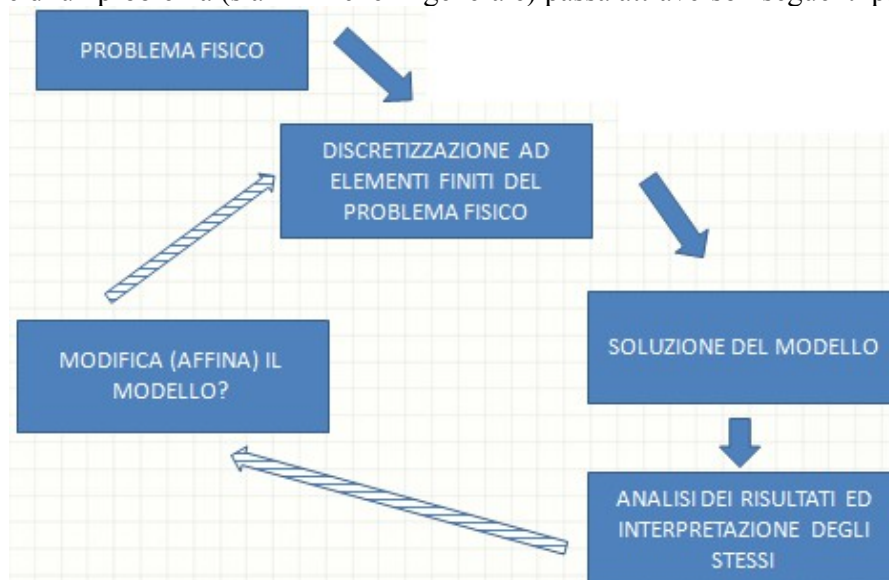
Il metodo degli elementi finiti (FEM) si basa sulle seguenti ipotesi:

- spostamenti infinitamente piccoli -> la struttura caricata è uguale alla struttura non caricata. In realtà ci sono non linearità geometriche;
- elasticità lineare del materiale -> ci può essere sia il caso isotropo che quello anisotropo. In realtà ci sono non linearità del materiale;
- assenza di contatti.

La soluzione di un problema FEM lineare elastico comporta l'inversione di una matrice. Si può imporre una forza e calcolare una deformazione o vice versa.

FEM discretizza un sistema continuo con degli elementi, di cui bisogna avere equazioni che ne descrivono il comportamento. Bisogna avere una matrice che leghi le forze e le deformazioni dell'elemento. A partire da queste matrici di rigidezza bisogna svolgere un processo di assemblaggio che permetta di ottenere una matrice che descriva l'intera struttura. A questo punto si possono scrivere equazioni per la struttura, che poi vanno risolte.

La risoluzione di un problema (sia FEM che in generale) passa attraverso i seguenti passaggi:



Il problema fisico è continuo e tridimensionale. La discretizzazione comporta l'introduzione di errori. Una volta che si è trovata la soluzione del modello bisogna valutare se il risultato abbia senso.

Dove esistono gradienti di tensione e deformazione bassi si possono anche usare mesh grossolane. Nei punti di contatto, invece, bisogna avere mesh più fini.

Nei metodi alle differenze finite si hanno soluzioni solo in punti, mentre col FEM la soluzione è

- **equazioni costitutive** che legano forze a spostamenti.

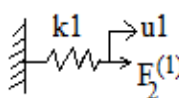
Di solito le equazioni di equilibrio sono solo approssimativamente soddisfatte perchè c'è discontinuità tra gli elementi.

Qualsiasi non linearità fa passare da un calcolo singolo (inversione di una matrice) a un calcolo iterativo. Normalmente la matrice è piuttosto grossa (circa 10 000 elementi).

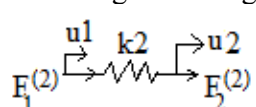
In generale il sistema di riferimento della struttura è diverso da quello di un singolo elemento.

Si ottengono discretizzazioni approssimate: gli errori tendono a zero al tendere a zero delle dimensioni degli elementi.

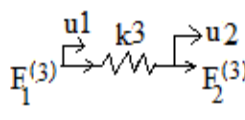
Per risolvere il problema si parte scrivendo le matrici di rigidità degli elementi.



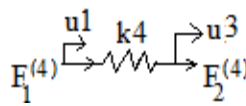
$$k_1 u_1 = F_2^{(1)}$$



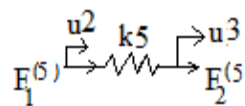
$$k_2 \begin{bmatrix} 1 & -1 \\ -1 & 1 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} u_1 \\ u_2 \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} F_1^{(2)} \\ F_2^{(2)} \end{Bmatrix}$$



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



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



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

In questo modo abbiamo scritto le equazioni costitutive. Abbiamo anche già applicato le equazioni di congruenza agli spostamenti, in quanto abbiamo posto:

$$\begin{aligned} u_1^{(2)} &= u_2^{(1)} = u_1^{(3)} = u_1^{(4)} = u_1 \\ u_2^{(2)} &= u_2^{(3)} = u_1^{(5)} = u_2 \\ u_2^{(4)} &= u_2^{(5)} = u_3 \end{aligned}$$

Scriviamo le equazioni di equilibrio:

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

Vogliamo scrivere tutto nella forma:  $[k]\{u\} = \{R\}$ , dove  $[k]$  è caratteristica della struttura e:

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

Si nota che le reazioni degli elementi (forze F) scompaiono. La matrice  $[k]$  è ottenibile come somma dei contributi dei singoli elementi.

$$\begin{bmatrix} k_1 + k_2 + k_3 + k_4 & -k_2 - k_3 & -k_4 \\ -k_2 - k_3 & k_2 + k_3 + k_5 & -k_5 \\ -k_4 & -k_5 & k_4 + k_5 \end{bmatrix} \rightarrow [k] = \sum_{i=1}^5 [k]^{(i)}$$

Abbiamo risolto il problema statico.

Con le sole equazioni di equilibrio si possono risolvere solo problemi isostatici. Con FEM si possono risolvere anche i problemi iperstatici e quelli dinamici (labili). Nel caso di un problema dinamico, si ottengono i primi 6 modi a frequenza nulla (quelli superiori sono modi propri).

Soluzione di un problema dinamico:

$$[k]\{u(t)\} = \{R(t)\} - [M]\{\ddot{u}(t)\}$$

**Scegliere una opportuna funzione per approssimare il campo degli spostamenti per ogni punto dell'elemento:** se si hanno errori grandi si deve usare una mesh più fitta. Affinchè la funzione scelta tenda a quella esatta al tendere a zero della dimensione degli elementi, tale funzione deve soddisfare 4 condizioni:

- esprimere tutti i moti rigidi dell'elemento senza che questo comporti l'insorgere di uno stato di tensione nell'elemento stesso (cioè non se non ci sono forze applicate non si devono generare tensioni semplicemente spostando l'elemento);
- esprimere almeno tutti gli stati di deformazione costante su tutto l'elemento (ricordando che la deformazione è la derivata dello spostamento; se gli spostamenti sono uguali in tutto l'elemento, allora le deformazioni sono nulle e quindi la tensione è nulla. Alcuni elementi semplici possono esprimere solo stati di deformazione costanti);
- garantire la continuità nel campo degli spostamenti tra elementi contigui nella struttura, ossia durante la deformazione della struttura non devono prodursi strappi o sovrapposizioni (invece può capitare che le deformazioni siano discontinue);
- non ci devono essere punti singolari, cioè la continuità degli spostamenti deve essere valida anche all'interno di uno stesso elemento.

Indicando con  $\delta_i$  lo spostamento  $i$ -esimo, per ciascun punto dell'elemento si potrà scrivere:

$$\begin{aligned} \delta_1(x_k) &= \alpha_1 \phi_{11}(x_k) + \alpha_2 \phi_{12}(x_k) + \dots + \alpha_n \phi_{1n}(x_k) \\ \delta_2(x_k) &= \alpha_1 \phi_{21}(x_k) + \alpha_2 \phi_{22}(x_k) + \dots + \alpha_n \phi_{2n}(x_k) \\ &\dots \\ \delta_i(x_k) &= \alpha_1 \phi_{i1}(x_k) + \alpha_2 \phi_{i2}(x_k) + \dots + \alpha_n \phi_{in}(x_k) \\ &\dots \end{aligned}$$

dove  $x_k$  sono le coordinate del punto considerato nel sistema di riferimento locale,  $\phi_{ij}$  sono le funzioni polinomiali scelte, calcolate in tale punto, e  $\alpha_j$  sono i coefficienti della combinazione lineare delle funzioni. Il valore dei coefficienti  $\alpha_j$  per il momento è incognito: essi devono essere almeno in numero complessivamente pari al numero dei gdl dell'elemento, ossia al numero delle componenti del vettore  $\{f\}$  attraverso il quale potranno porsi delle condizioni al contorno. Organizzando il tutto in forma matriciale si ha:

$$\{\delta(x_k)\} = [\phi(x_k)]\{\alpha\}$$

Per esempio per l'asta si può approssimare il campo degli spostamenti come:  $u(x) = \alpha_1 + \alpha_2 x$

o in forma matriciale come:  $\{u\} = [1, x]\{\alpha_1, \alpha_2\}^T$

Per l'elemento solido si ipotizza che i gdl di ciascun punto siano indipendenti: dei 24 parametri, 8 sono relativi a  $u$ , 8 sono relativi a  $v$  e 8 sono relativi a  $w$ . Si inventano delle funzioni di approssimazione polinomiali, poi si verifica che le 4 condizioni siano verificate. Per esempio:

$$\begin{aligned} u &= \alpha_1 + \alpha_2 x + \alpha_3 y + \alpha_4 z + \alpha_5 xy + \alpha_6 xz + \alpha_7 yz + \alpha_8 xyz \\ v &= \alpha_9 + \alpha_{10} x + \alpha_{11} y + \alpha_{12} z + \alpha_{13} xy + \alpha_{14} xz + \alpha_{15} yz + \alpha_{16} xyz \\ w &= \alpha_{17} + \alpha_{18} x + \alpha_{19} y + \alpha_{20} z + \alpha_{21} xy + \alpha_{22} xz + \alpha_{23} yz + \alpha_{24} xyz \end{aligned}$$

**Legare il campo degli spostamenti dell'elemento agli spostamenti nodali:** la funzione scelta per descrivere il campo degli spostamenti deve essere tale da assumere proprio i valori degli spostamenti nodali allorchè venga calcolata sostituendo per le coordinate  $x_k$  le coordinate dei nodi. Questa condizione permette di calcolare i valori incogniti dei coefficienti  $\alpha_j$ . In pratica si vogliono sostituire i coefficienti  $\alpha_j$  con coefficienti degli spostamenti nodali.

Il risultato del calcolo può essere scritto in forma matriciale:

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

dove  $[A]$  raccoglie il valore delle funzioni  $\phi_{ij}$  calcolate nei vari nodi. È una matrice quadrata e può essere invertita, rendendo noti i valori dei coefficienti:  $\{\alpha\} = [A]^{-1}\{f\}$

Avendo ricavato il vettore dei coefficienti, è noto l'intero campo degli spostamenti di ogni punto dell'elemento. Il campo degli spostamenti può essere scritto in funzione degli spostamenti nodali:

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

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

La matrice  $[D]$  è la matrice rigidezza o di elasticità del materiale; è quadrata.

Per esempio la matrice  $[D]$  dell'elemento solido ha 36 coefficienti (dimensioni 6x6), tuttavia essendo una matrice simmetrica se il materiale è anisotropo si devono conoscere solo 21 coefficienti. Se il materiale è isotropo si hanno comportamenti disaccoppiati, cioè se si applicano solo  $\sigma$  si generano solo  $\varepsilon$ , se si applicano solo  $\tau$  si generano solo  $\gamma$ . In questo caso basta conoscere 2 coefficienti, il modulo di Young e il coefficiente di Poisson, in quanto vale:

$$\varepsilon_x = \frac{1}{E} [\sigma_x - \nu(\sigma_y + \sigma_z)]$$

Se nella struttura è presente un campo di tensione residuo  $\{\sigma_0\}$  (per esempio dovuto a lavorazioni meccaniche) o se una parte  $\{\varepsilon_0\}$  del campo delle deformazioni non sia dovuta alle tensioni applicate (per es per dilatazione termica), allora il legame tra tensioni e deformazioni deve essere espresso nella forma:

$$\{\sigma(x_k)\} = [D] \{ \{\varepsilon(x_k)\} - \{\varepsilon_0\} \} + \{\sigma_0\}$$

**Ricavare i carichi nodali equivalenti al campo degli spostamenti e scrivere quindi la matrice di rigidezza dell'elemento:** si vogliono determinare le forze nodali equivalenti al campo delle tensioni  $\{\sigma(x_k)\}$  generate dal campo degli spostamenti  $\{\delta\}$  e quindi, in ultima analisi, dagli spostamenti nodali  $\{f\}$ . Gli elementi si scambiano forze solo attraverso i nodi che hanno in comune. Per risolvere il problema non si integra il campo delle tensioni (potrebbe non essere equilibrato perchè non si sono imposte deformazioni continue), ma si sfruttano metodi energetici come il principio dei lavori virtuali.

L'equazione dei lavori virtuali prescrive che, se una struttura o in questo caso un elemento finito viene sottoposta a un campo di spostamenti qualsiasi che sia congruente e rispettoso dei vincoli (il campo di spostamenti è detto virtuale perchè è solo ipotizzato), il lavoro totale virtuale eseguito dalle forze esterne applicate alla struttura in conseguenza dello spostamento virtuale dei loro punti di applicazione è uguale al lavoro totale virtuale eseguito dalle tensioni interne della struttura in conseguenza del campo di deformazioni (virtuali) indotte dal campo di spostamenti virtuali compiuti.

Si indica con  $\{f^*\}$  un vettore di spostamenti nodali virtuali. Il lavoro virtuale eseguito dalle forze esterne, nell'ipotesi che alla struttura siano applicate solo forze nodali (concentrate), vale:

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

Il campo delle deformazioni virtuali, indotto dagli spostamenti nodali virtuali imposti, può essere calcolato come:

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

Il lavoro virtuale elementare eseguito dalle tensioni interne alla struttura per ogni volumetto elementare di materiale  $dVol$  vale:

$$dL_{int} = \{\varepsilon^*\}^T \{\sigma\} dVol$$

Il campo delle tensioni può essere calcolato come:

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

Si usa il vettore degli spostamenti reali  $\{f\}$  perchè si tratta del campo delle tensioni effettivamente agenti nell'elemento.

Il lavoro totale virtuale delle tensioni interne risulta:

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

Poichè  $\{f^*\}$  e  $\{f\}$  sono costanti rispetto alla variabile di integrazione, possono essere portati fuori:

$$L_{int} = \{f^*\}^T \int ([B]^T [D] dVol) \{f\}$$

Si impone l'uguaglianza tra lavoro interno e lavoro esterno:

$$\{F\} = \int ([B]^T [D] dVol) \{f\}$$

Se si confronta quanto ottenuto con l'espressione di rigidezza:  $\{F\} = [K] \{f\}$  si può esplicitare la matrice di rigidezza come:

## CONFERENZA PIAVANI

Il ginocchio è composto da 3 articolazioni: femoro-rotulea, femoro-tibiale mediale e femoro-tibiale laterale.

La cartilagine articolare aiuta nello scorrimento: in genere è di tessuto ialino ed è spessa da 0,2 a 6 mm. Facilita una reciproca e più morbida concordanza dei capi articolari e riduce l'usura degli stessi nelle sollecitazioni fisiologiche e nei microtraumi.

I legamenti crociati prevengono dislocazioni antero-posteriori e medio-laterali e trattengono insieme le ossa articolari nei movimenti di flessione-estensione.

I legamenti collaterali prevengono movimenti medio-laterali e rafforzano la struttura articolare nella fase di estensione, fornendo un'ulteriore stabilità quando il ginocchio deve sopportare il peso di tutto il corpo.

I menischi sono strutture fibrocartilaginose a forma di cuneo interposte tra le superfici articolari femoro-tibiali e posizionate ai margini dei condili della tibia.

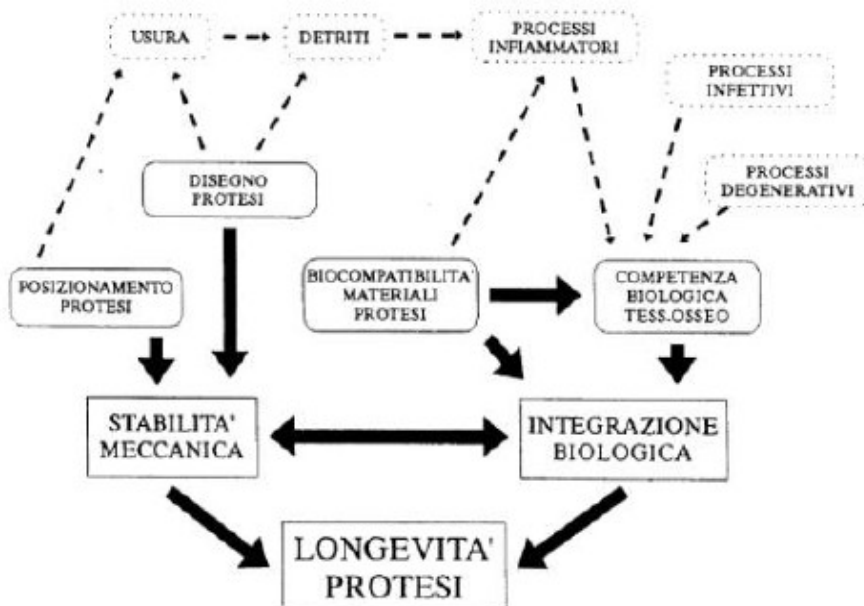
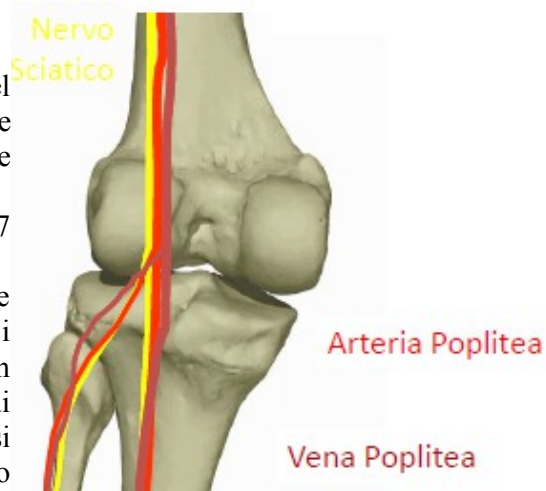
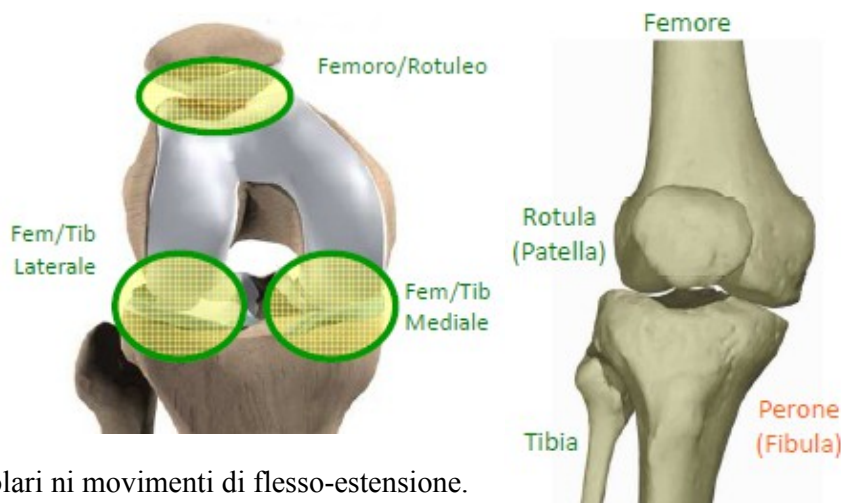
Nell'articolazione ci sono anche legamenti extracapsulari.

Nervi e vasi sanguigni scorrono nella parte posteriore del ginocchio: per questo l'approccio chirurgico è sempre anteriore (per quanto riguarda altre articolazioni, per es l'anca, ci sono invece diversi approcci).

Il ginocchio deve sopportare carichi molto importanti (fino a 7 volte il peso corporeo).

I materiali per protesi sono leghe di Co-Cr-Mo, che possono essere lucidate a specchio per ridurre l'attrito (il Ti non lo permette). Si possono anche usare leghe di Ti per protesi non cementate, in quanto hanno un rivestimento poroso che consente all'osso di ricrescere. Tra la componente tibiale e quella femorale si inseriscono inserti in PE ad alto peso molecolare. Si distinguono diversi tipi di PE in base alla sterilizzazione, che ne riduce le proprietà. Si può usare anche del cemento in PMMA, che funge da materiale riempitivo (non è una colla!) tra protesi e osso.

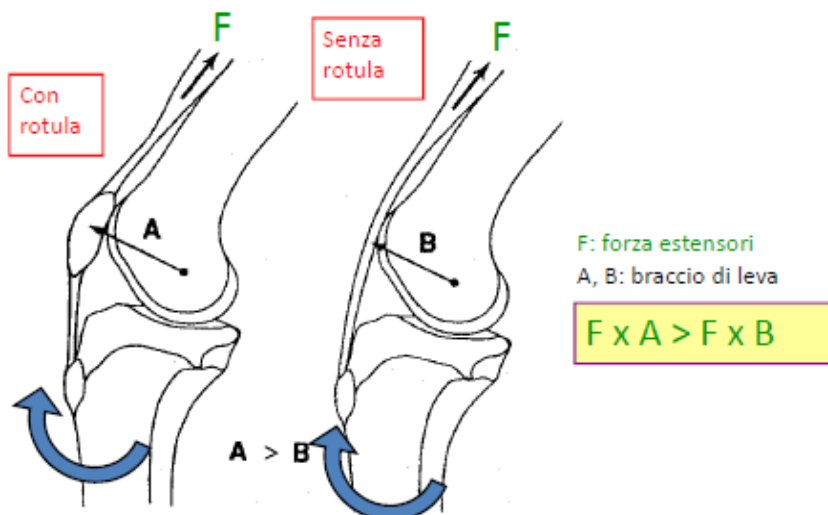
La sopravvivenza di una protesi dipende da molti fattori sia meccanici che biologici.



- stabilità **dinamica**: dipende dalla forza muscolare.

Il movimento di **roll-back** (rotoscivolamento) consente una flessione fino a 140°; è possibile grazie alla geometria ossea, all'apparato legamentoso e all'anatomia meniscale. Se l'articolazione rotolasse e basta, si lusserebbe. Se scivolasse e basta, si avrebbe poca flessione. L'unione dei movimenti di rotolamento e di scivolamento, invece, garantisce più stabilità e più flessione.

La **rotula** sposta il braccio di leva del quadricipite, aumentandone l'efficacia. Grazie alla presenza della rotula, i muscoli compiono il 20-30% di lavoro in meno. Una simile struttura è presente nella gamba ma non nel braccio perchè l'arto inferiore gestisce carichi molto maggiori rispetto al superiore.



Patologie del ginocchio:

- **artrosi**: in particolare gonartrosi. È una malattia degenerativa che interessa le articolazioni che vengono sottoposte a un'eccessiva compressione. Consiste in un'alterazione della cartilagine che riveste le ossa della zona interessata;
- **varismo**: comporta un'artrosi secondaria del comparto mediale;
- **valgismo**: comporta un'artrosi secondaria del comparto laterale;
- **reumatismo**: è un termine generico che si usa per indicare sindromi e malattie acute o croniche con origini diverse. Il reumatismo è caratterizzato essenzialmente da dolori articolari e muscolari, più o meno diffusi e persistenti. L'artite reumatoide si differenzia dall'osteoartrosi perchè interessa inizialmente la membrana sinoviale e non la cartilagine. L'osso diventa molto soffice e la membrana sinoviale è ipertrofica e carica di sangue;
- **osteoporosi**: malattia sistemica dello scheletro che causa un progressivo aumento della fragilità delle ossa. C'è una demineralizzazione delle ossa, una ridotta massa ossea e un deterioramento della microarchitettura del tessuto osseo. Come conseguenza si ha un aumento della fragilità e della predisposizione alle fratture. Colpisce soprattutto persone anziane e donne (per problemi ormonali legati alla menopausa);
- **tumori**.

La protesi vengono impiantate nel caso di **dolore**. Le protesi sono un compromesso tra stabilità e cinematica dell'articolazione e ne esistono molti modelli. Gli scopi dell'artroplastica sono:

- **eliminazione del dolore**;
- ripristino del movimento;
- correzione delle deformità;
- stabilità a lungo termine.



La **navigazione** è un sistema in grado di rilevare (a partire da imaging) i centri di rotazione e quindi l'asse meccanico della gamba. È la base per il successivo corretto allineamento delle guide di taglio e, di conseguenza, degli impianti finali.

Il **CAS** (computer assisted surgery) è un intervento eseguito con l'ausilio del computer. L'obiettivo è quello di posizionare con la massima precisione l'impianto finale.

Vantaggi:

- precisione nel ripristino degli assi meccanici, nel bilancio legamentoso e nelle resezioni;
- stabilità dell'impianto in tutto il ROM (range of movement) e stabilità primaria elevata;
- riduzione degli out-liers (-> riproducibilità asse meccanico);
- possibilità di documentare l'intervento (a fini legali);
- ricerca continua e innovazioni tecnologiche più rapide;
- sistemi ibridi disponibili per impianti di aziende differenti;
- disponibilità per un numero crescente di chirurgie ortopediche.

Svantaggi:

- maggior invasività a livello dei tessuti e del tempo operatorio;
- maggior necessità di supporto tecnico e di personale in sala;
- maggior rischio di infezioni;
- curva di apprendimento;
- arma a doppio taglio nelle mani di chirurghi inesperti: ogni dato proposto dal computer deve essere attentamente valutato;
- maggior investimento da parte dell'azienda.

Un nuovo tipo di navigazione consente di resecare il femore senza l'approccio intramidollare (che è molto invasivo): **patient specific cutting block**. A partire da imaging si costruiscono modelli di protesi e si propone il tipo di taglio, il tutto per un paziente specifico. L'azienda sviluppa mascherine di taglio che vengono appoggiate sull'osso: il chirurgo ci deve tagliare intorno. È un approccio extramidollare e consente di ottenere resezioni perfette. Lo svantaggio è che, dovendo preparare il caso per ogni paziente, è un processo lungo.

Un'altra opzione è la guida di taglio extramidollare computerizzata, controllata tramite un'app. Calcola l'asse meccanico, non c'è il problema delle infezioni, non è invasivo e consente un controllo preciso della resezione.

Protesi ingegneristicamente perfette sono molto fallimentari a causa della difficoltà di impianto. Protesi più semplici sono meno performanti, ma più semplici da impiantare.

## TECNICHE DI RIVASCOLARIZZAZIONE

La rivascolarizzazione consiste nel rendere di nuovo operativo un distretto vascolare che non lo è più. In altre parole, si vuole rigarantire la perfusione sanguigna là dove è venuta meno. Può venire meno a causa dell'insorgenza di *placche*, generate da una fluidodinamica disturbata (aterosclerosi). A causa delle placche il sangue non perfonde, quindi a valle dell'ostruzione i tessuti non vengono alimentati. Se si occlude un'arteria coronarica si parla di infarto miocardico: le cellule necrotizzano, quindi non si ha più azione meccanica pompante.

Le placche si possono formare in:

- arterie coronariche;
- biforcazione carotidea;
- biforcazione iliaca;
- branching aortico (si dipartono arterie che portano il sangue agli organi).

Si vede che le placche si formano per lo più in corrispondenza di biforcazioni, dove l'emodinamica

rimanere in situ! Presenta una serie di problemi meccanici: infatti bisogna garantire che rimanga in situ, resti aperto e che risponda alle sollecitazioni del vaso. Non deve avere proprietà meccaniche troppo diverse da quelle del vaso, altrimenti c'è un mismatch che porta alla riflessione delle onde pressorie e quindi a un disturbo del flusso.

Complicazioni dell'angioplastica:

- ✗ possibile rottura della placca:
  - formazione di un trombo -> occlusione;
  - pezzi che svolazzano nel lume -> disturbo dell'emodinamica -> innesco di patologie della parete;
- ✗ rottura del vaso;
- ✗ chiusura improvvisa del vaso (la struttura collassa);
- ✗ soluzione subottimale (non si riporta mai il lume del vaso alle condizioni pre-placca);
- ✗ restenosi (richiede interventi di riapertura).

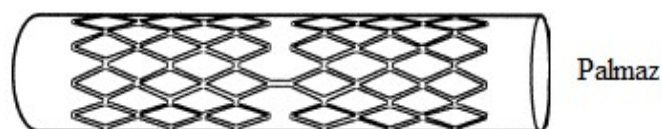
Spesso l'angioplastica è accompagnata da trattamenti farmacologici: in certi casi essi possono bloccare la restenosi, ma di solito non lo fanno.

Vantaggi degli stent in confronto alla PTCA:

- ✓ prevengono la chiusura improvvisa del vaso;
- ✓ trattengono eventuali pezzi svolazzanti;
- ✓ riducono la restenosi (fino al 30-50% in meno);
- ✓ gli stent coronarici sono associati a una percentuale di reintervento minore;
- ✓ percentuali di morte e morbilità basse e confrontabili con la PTCA.

La PTCA, però, costa molto di meno.

Gli stent sono reti in forma tubulare in acciaio o in nitinol (lega a memoria di forma che riduce le malapposizioni). Se lo stent non viene posizionato in modo corretto, gli spigoli possono tagliare il vaso oppure può creare un ostacolo all'emodinamica locale. Gli stent per arterie possono essere coronarici, carotidei, femorali e renali; esistono anche stent da usare non nelle arterie, per esempio in trachea, bronchi, uretere, dotti biliari. Gli stent si usano in clinica dagli anni '80; il primo design è stato quello *palmaz*.



Le maglie devono garantire una serie di prestazioni meccaniche: non è ammesso un fallimento dell'impianto, in quanto provocherebbe un infarto. Il design delle maglie è il risultato di una strategia di progettazione.

**Quantità di interesse (ESAME!!):**

- spaziatura tra le maglie;
- diametro degli avvolgimenti in confronto al diametro dei vasi;
- diametro degli avvolgimenti in confronto alle condizioni emodinamiche;  
*Questi primi punti sono relativi alla natura delle sollecitazioni meccaniche*
- numero, spessore e larghezza degli elementi che compongono una maglia;  
*In particolare lo spessore indica quanto lo stent si protude nel lume, cioè quanto disturba il torrente ematico. Se è troppo spesso, disturba il flusso abbassando il WSS e quindi abbassando la velocità: questo può provocare la formazione di trombi o un ispessimento*

La restenosi può verificarsi anche in presenza dello stent. Essa è dovuta a una reazione tra stent e sangue (adesione di piastrine), a una concentrazione di stress ai bordi dello stent e/o a un disturbo del flusso nella regione dello stent.

Dopo l'impianto si innesca una cascata di eventi: c'è un aumento della deposizione di piastrine e fibrina (c'è un tentativo di inglobamento dello stent nella parete), poi una proliferazione di cellule muscolari lisce e infine una deposizione di matrice extracellulare. Se questi fenomeni vanno fuori controllo, possibile che si verifichi restenosi.

**Cause di restenosi (ESAME!!):**

- ritorno elastico (collasso meccanico);
- proliferazione neointimale;
- rimodellamento negativo: le forze in gioco inducono la formazione di strutture fibrose nella tunica avventizia (la più esterna).

**Meccanismo della restenosi (ESAME!!):** diminuisce WSS -> aumenta la proliferazione di cellule muscolari lisce (con ispessimento dell'intima) -> diminuisce il diametro del vaso -> aumenta WSS.

Se l'aumento di WSS non reinstaura condizioni fisiologiche, non si blocca l'ispessimento dell'intima. Si vede come il processo sia guidato dalla fluidodinamica locale, quindi dalla geometria dei vasi.

