



UNIVERSITÀ POLITECNICA DELLE MARCHE
FACOLTÀ DI INGEGNERIA

Corso di Laurea triennale in Ingegneria Biomedica

**SIMULAZIONI NUMERICHE 2D DELL'APERTURA DI UNA VALVOLA
AORTICA DURANTE LA FASE SISTOLICA.**

**2D NUMERICAL SIMULATION OF THE OPENING OF THE AORTIC VALVE
DURING THE SYSTOLIC PHASE.**

Tesi di laurea di:

Greta Di Marino

Relatore:

Maurizio Brocchini

Correlatore:

Dott. Ing. Gianluca Zitti

Anno accademico 2019/2020

Sommario:

Abstract	3
Capitolo 1- Introduzione.....	4
1.1 Presentazione dell'apertura della valvola aortica al variare di parametri fisici.	4
1.2.1 Il ciclo cardiaco	5
1.2.2 La funzione degli atri come prima pompa	7
1.2.3 Funzione dei ventricoli come pompa	7
1.2.4 Funzione delle valvole cardiache	7
1.2.5 Curva della pressione aortica	9
1.2.6 Anatomia delle arterie coronarie.....	9
1.2.4 Frequenza cardiaca	10
1.3 Scopo	16
Capitolo 2 – Metodi	17
2.1 Fluidodinamica computazionale.....	17
2.1.1 Metodi dei volumi finiti	18
2.1.2 Errore di discretizzazione e di linearizzazione	21
2.2 Definizione fisica del problema	21
2.2.1 Determinazione della Mesh	22
2.3 Modellazione numerica	25
2.4 Campagna numerica	30
Capitolo 3 -Risultati	32
3.1 Elementi valutati per analizzare il problema	32
3.1.1 Angolo di apertura.....	32
3.1.2 Velocità angolare.....	32
3.1.3 Flusso in ingresso e in uscita	33
3.1.4 Momento dovuto al flusso	33
3.2 Simulazioni.....	33
Capitolo 4- Discussione e Conclusione	48
4.1 Comparazione delle simulazioni	48
4.1.1 Confronto tra i Test SSV_I4_k0, SSV_I2_k0 e SSV_I5_k0	48
4.1.2 Confronto tra il Test SSV_I2_k0.1, SSV_I2_k0.25 e SSV_I2_k0.5	51
4.1.3 Confronto tra i Test SSV_I5_k0, SSV_I2_k0.1 e CSV_I5_k0.1	53
4.2 Conclusione	56
Bibliografia.....	57

Abstract

L'obiettivo di questa tesi è stato quello di riprodurre l'apertura della valvola aortica, parametrizzandone le caratteristiche di inerzia e di rigidità, avvalendosi di simulazioni numeriche, eseguite mediante l'utilizzo del software, Ansys Fluent 19.2.

L'apertura della valvola aortica è stata simulata riproducendo il flusso durante la fase sistolica, utilizzando due geometrie bidimensionali, che considerano il tratto di radice aortica studiato assialsimmetrico, senza e con il seno di Valsalva.

Le caratteristiche inerziali e di rigidità sono state simulate mediante un momento di inerzia ed una rigidità concentrata, rispettivamente. Il ruolo di queste due variabili e della geometria della radice aortica è stato analizzato attraverso l'esecuzione di sette prove: nelle prime tre simulazioni si è variato il valore dell'inerzia e nelle successive tre quello della rigidità. Nell'ultima prova, invece, si è introdotto il seno di Valsalva nel modello geometrico, per valutare come questo influisca sull'apertura della valvola.

Il primo test, con l'inerzia minore ($I = 4 \times 10^{-5} \text{Kgm}^2$) e rigidità nulla, ha evidenziato come tale valore dell'inerzia determini un moto oscillatorio della valvola dopo l'apertura. Nelle prove con inerzia maggiore, queste oscillazioni dopo l'apertura non sono presenti. Un moto retrogrado della valvola dopo la massima apertura è stato riscontrato anche nelle prove in cui è stata variata k .

Nella situazione reale, al termine della fase sistolica, la valvola si richiude, anche grazie allo sviluppo di un vortice a valle della valvola. Quindi, le condizioni che meglio riproducono il comportamento della valvola sono quelle che favoriscono un moto oscillatorio o retrogrado dopo la massima apertura. Tale condizione è riscontrabile nei risultati, di alcuni test. In particolare, il primo test potrebbe rappresentare la condizione più adeguata per riprodurre la valvola aortica

Capitolo 1- Introduzione

1.1 Presentazione dell'apertura della valvola aortica al variare di parametri fisici.

Lo studio affrontato in questa tesi analizza l'apertura della valvola aortica in fase sistolica, rappresentando la valvola cardiaca con un'approssimazione della realtà, in uno spazio bidimensionale.

L'obiettivo della tesi è pertanto analizzare il comportamento della valvola aortica, poiché questa è essenziale nella vita dell'uomo; infatti è una delle quattro valvole cardiache e ha l'importante funzione di garantire che il sangue ricco di ossigeno non torni indietro, assicurando l'unidirezionalità.

In particolar modo si vuole osservare, attraverso prove numeriche, come la valvola si apra, in relazione alla sua inerzia e alla sua rigidità. Alla valvola aortica è stata associata una determinata inerzia e una molla rotazionale. Questi due parametri fisici sono stati variati per osservare la dinamica dell'apertura della valvola, tra cui il tempo necessario, così da trovare i valori più adatti a riprodurre un tempo di apertura simile a quello reale. Un altro fattore determinante è stato la creazione di due geometrie che simulassero la valvola e il suo comportamento immerso in un fluido, il sangue.

Per sviluppare questo studio sono state eseguite ricerche bibliografiche sull'anatomia del cuore, sulla funzione della valvola aortica e su come questa debba aprirsi in fase sistolica, garantendo l'unidirezionalità del sangue. Sono state fatte inoltre, analisi fisiche sulla valvola e su come il comportamento del flusso sanguigno condizioni il suo movimento.

1.2 Anatomia del cuore

Il sistema cardiovascolare è costituito da tre elementi: il sangue, i vasi e il cuore.

Il cuore è una pompa muscolare che distribuisce il flusso di sangue nei vasi. La cavità del cuore è divisa in quattro aree: due aree atriali (atrio destro e atrio sinistro) e due aree ventricolari (ventricolo destro e ventricolo sinistro). Le due cavità di destra (atrio e ventricolo) sono comunicanti tra loro grazie all'orifizio atrio-ventricolare destro, il quale viene ciclicamente chiuso dalla valvola tricuspide. Le due cavità di sinistra sono in comunicazione tramite l'orifizio atrio-ventricolare sinistro, chiuso ciclicamente dalla valvola bicuspidale o mitrale. [1]

Nella Figura 1 è possibile riscontrare l'anatomia del cuore, la separazione tra la cavità di destra e quella di sinistra e come il flusso sanguigno fluisce al suo interno, quest'ultimo è dato dalle frecce. La separazione detta in precedenza avviene ad opera di due setti: quello interatriale (che separa i due atri) e quello interventricolare (che separa i due ventricoli). Il funzionamento della valvola tricuspide (formata da tre lembi connettivali) e quello della valvola mitrale (formata da due lembi connettivali) consentono al sangue di scorrere lungo una sola direzione, a partire dagli atri, fino ad arrivare ai ventricoli, e non viceversa. Il ventricolo di destra trae origine dall'arteria polmonare, ed è separato da questa attraverso la valvola polmonare (costituita da tre lembi connettivali). Il ventricolo sinistro riceve dall'atrio sinistro il sangue ricco di ossigeno per spingerlo a sua volta, attraverso la valvola aortica, nell'aorta, la grande arteria che lo distribuisce in tutto l'organismo. Queste due valvole consentono al sangue di fluire dal ventricolo al vaso sanguigno (arteria polmonare e aorta), senza che questo possa cambiare direzione. L'atrio destro riceve sangue dalla periferia tramite due vene: la vena cava superiore e la vena cava inferiore. Al contrario, l'atrio sinistro riceve sangue arterioso (ricco di ossigeno) dalle quattro vene polmonari. [1]

Ogni atrio è una pompa di adescamento debole per il ventricolo che aiuta a spostare il sangue nel ventricolo. La principale forza di pompaggio sono i ventricoli, questi spingono il sangue dal ventricolo destro attraverso la circolazione polmonare o dal ventricolo sinistro attraverso la circolazione periferica. All'interno del cuore

vi sono dei meccanismi particolari che determinano la ritmicità cardiaca, ossia una continua successione di contrazioni cardiache, questi trasmettono potenziali d'azione in tutto il muscolo cardiaco che causa il battito ritmico del cuore.

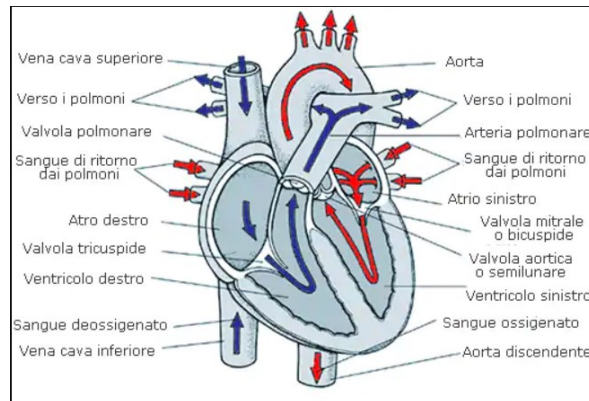


Figura 1. Anatomia e circolazione sanguigna all'interno del cuore. Le cavità destre del cuore (compresi i vasi che vi giungono e vi dipartono) sono colorate di azzurro, mentre le cavità sinistre (anche in questo caso, vasi compresi) sono evidenziate con il colore rosso. La parte rossa riguarda il sangue ossigenato, mentre la parte blu quello da ossigenare. [1]

1.2.1 Il ciclo cardiaco

Nella Figura 2 è possibile visualizzare il ciclo cardiaco che è composto da un periodo di rilassamento che si chiama diastole, durante il quale il cuore si riempie di sangue, seguito da un periodo di contrazione chiamato sistole, in cui il cuore si svuota. [2] Dalla figura si evince che l'inizio del ciclo cardiaco è dato dalla diastole atriale e ventricolare, questo implica che sia gli atri che i ventricoli sono rilassati e vi è il riempimento dei ventricoli. In seguito, avviene la sistole atriale che spinge un'ulteriore quantità di sangue nei ventricoli, poi vi è la sistole ventricolare che si divide in due fasi; nella prima fase vi è la chiusura delle valvole atrio-ventricolari, si produce il primo tono cardiaco e nella seconda fase la pressione ventricolare aumenta, si aprono le valvole semilunari e si ha la spinta del sangue nelle arterie. Infine, vi è la diastole ventricolare dove i ventricoli si distendono, le valvole semilunari si chiudono e si produce il secondo tono cardiaco. [3]

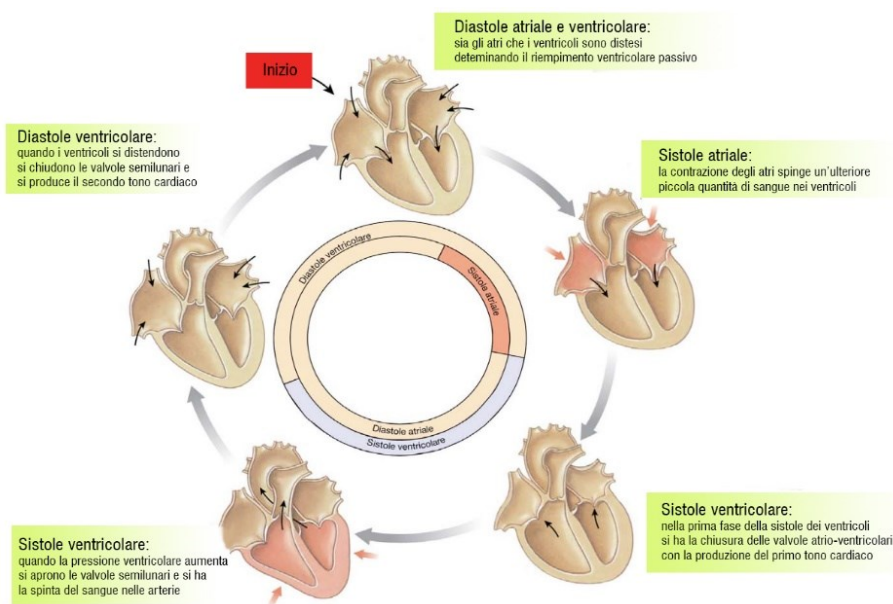


Figura 2. Ciclo cardiaco. [3]

Il ciclo cardiaco può essere definito come il susseguirsi di due periodi, la sistole e la diastole. A loro volta sono suddivisi in fasi, le quali sono: la contrazione isovolumetrica, eiezione, rilasciamento isovolumetrico, riempimento rapido, diastasi e sistole atriale. Questo è ben rappresentato nel diagramma di Wiggers, in Figura 3, dove sono mostrati i differenti eventi durante il ciclo cardiaco nella parte sinistra del cuore. Le prime tre curve evidenziano come varia la pressione nell'aorta, nell'atrio sinistro e nel ventricolo sinistro. La quarta curva definisce i cambiamenti di volume nel ventricolo sinistro, la quinta è l'elettrocardiogramma e infine la sesta è un fonocardiogramma, il quale ricorda il suono prodotto dalla pompa del cuore, principalmente dalle valvole cardiache. [2]

Nella Figura 3 è possibile vedere le diverse fasi del ciclo cardiaco per la funzione del ventricolo sinistro. Nella contrazione isovolumetrica è visibile un aumento della pressione intraventricolare, che comporta la chiusura della valvola mitralica. Inoltre, in questo momento la camera ventricolare è chiusa poiché la valvola mitrale e quella aortica lo sono. Al termine di questa fase la pressione raggiunge gli 80 mmHg, valore di pressione che il ventricolo contraendosi deve superare affinché la valvola aortica si apra e avvenga l'eiezione del sangue nell'aorta. La fase di eiezione si identifica con l'apertura della valvola aortica, dove vi è un aumento della pressione nell'aorta e una diminuzione del volume ventricolare; il picco di pressione si aggira tra i 125mmHg e i 130mmHg. Il successivo periodo di eiezione inizia quando la curva del volume ventricolare mostra un rallentamento della velocità di efflusso e termina alla fine dell'eiezione, con una pressione di circa 100 mmHg. Nella seconda fase avviene una caduta della pressione intraventricolare che termina con la fine della sistole e con la chiusura della valvola aortica, punto che determina la prima parte del secondo dei toni cardiaci.

Durante il rilasciamento isovolumetrico, le valvole semilunari aortiche si chiudono, avviene il secondo tono cardiaco e la pressione subisce un ulteriore calo sino allo zero al fine di permettere che il sangue fluisca dall'atrio, camera a bassa pressione, al ventricolo, camera ad alta pressione.

La fase di riempimento rapido ventricolare coincide con la risalita della curva di volume ventricolare e l'apertura della valvola mitrale. La fase di riempimento lento, o diastasi, si identifica con una piccola variazione nella curva del volume ventricolare, che si associa a vibrazioni a bassa frequenza definite terzo tono. Le pressioni in atrio e in ventricolo aumentano lentamente, così che il ventricolo si riempie passivamente sino a quando interviene la sistole atriale, individuabile nell'onda 'a' del tracciato pressorio atriale e nel quarto tono cardiaco. [4]

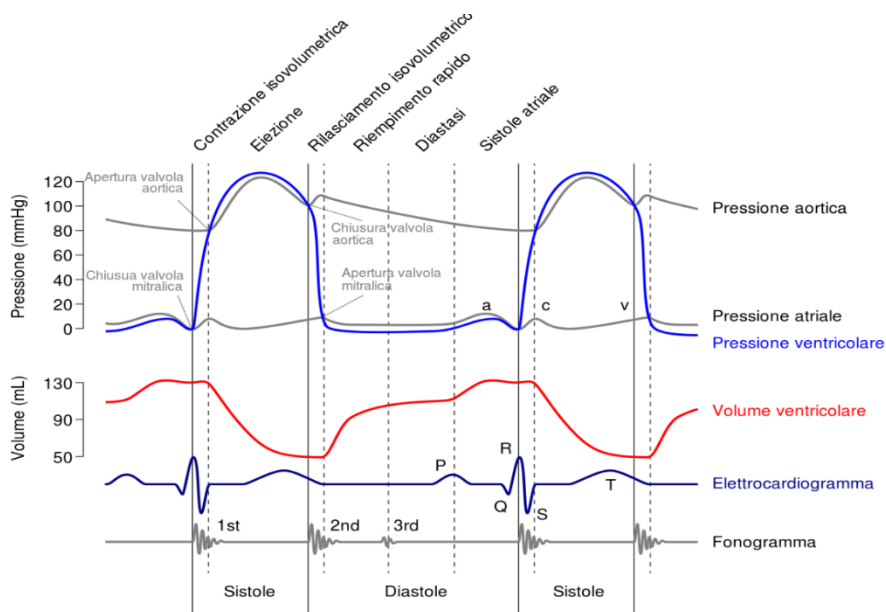


Figura 3. Eventi del ciclo cardiaco per la funzione ventricolare sinistra, che mostrano cambiamenti nella pressione atriale sinistra, pressione ventricolare sinistra, pressione aortica, volume ventricolare, elettrocardiogramma e fonocardiogramma. [4]

1.2.2 La funzione degli atri come prima pompa

Normalmente il sangue fluisce in maniera continua dalle grandi vene verso gli atri; circa l'80% dei flussi sanguigni fluisce direttamente dagli atri nei ventricoli, anche prima della contrazione atriale. Quindi, la contrazione degli atri di solito provoca un ulteriore riempimento del 20% dei ventricoli. Pertanto, gli atri funzionano semplicemente come pompe di innesco che aumentano il pompaggio ventricolare efficace fino al 20%. In ogni caso, il cuore può continuare a funzionare nella maggior parte delle condizioni anche senza questo ulteriore implemento del 20%, perché normalmente ha la capacità di pompare dal 300 al 400% in più di sangue di quanto richiesto dal corpo a riposo. Pertanto, quando gli atri non funzionano, è improbabile che la differenza sia notata a meno che si prenda in considerazione una persona in esercizio; quindi segni acuti di insufficienza cardiaca di tanto in tanto si possono sviluppare, in particolare condizioni come la mancanza di respiro. [2]

1.2.3 Funzione dei ventricoli come pompa

Nella fase di riempimento dei ventricoli ossia durante la sistole ventricolare, grande quantità di sangue si accumulano nell' atrio destro e sinistro a causa delle valvole atrio-ventricolari (A-V) chiuse. Difatti, quando la fase sistolica è finita e le pressioni ventricolari diminuiscono di nuovo ai loro bassi valori diastolici, il moderato aumento delle pressioni che si sono sviluppate negli atri durante la sistole ventricolare spinge immediatamente le valvole A-V ad aprirsi permettendo al sangue di fluire rapidamente nei ventricoli, come è mostrato nella Figura 3 dall'aumento della curva del volume del ventricolare sinistro. Questo è chiamato periodo di rapido riempimento dei ventricoli. Il periodo di riempimento rapido dura circa il primo terzo di diastole. Durante la terza metà di diastole, solo una piccola quantità di sangue scorre normalmente nei ventricoli; questo sangue che continua a svuotarsi dalle vene negli atri e passa attraverso questi direttamente nei ventricoli. Durante l'ultimo terzo della diastole, la contrazione atriale dà un'ulteriore spinta all'afflusso di sangue nei ventricoli; questo rappresenta circa il 20% del riempimento dei ventricoli durante ciascun ciclo cardiaco. [2]

1.2.4 Funzione delle valvole cardiache

Funzione delle valvole atrioventricolari:

Le valvole A-V (il tricuspide e valvole mitraliche) impediscono il reflusso di sangue dai ventricoli agli atri durante la sistole, la valvola semilunare (le valvole dell'arteria aortica e polmonare) previene il reflusso dall'aorta e dalle arterie polmonari nei ventricoli durante la diastole. In Figura 4, per il ventricolo sinistro, sono mostrate queste valvole che si chiudono e si aprono passivamente, cioè si chiudono quando il gradiente di pressione spinge indietro il sangue, e si aprono quando il gradiente di pressione forza il sangue in avanti. [2]

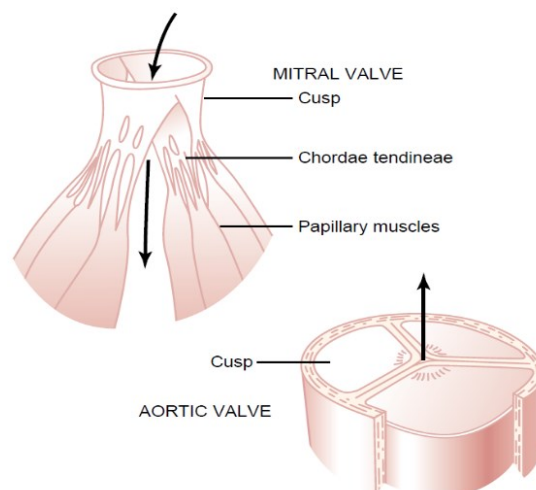


Figura 4. Valvole mitrali e aortiche (Valvole ventricolari sinistre). [2]

Le valvole dell'arteria aortica e polmonare:

Le valvole semilunari dell'arteria aortica e polmonare funzionano in modo abbastanza diverso dalle valvole A-V. Innanzitutto, le alte pressioni nelle arterie alla fine della sistole fanno scattare nuovamente le valvole semilunari nella posizione chiusa, in contrasto con la chiusura molto più morbida delle valvole A-V. Secondo, a causa delle aperture più piccole, la velocità di espulsione del sangue attraverso le valvole aortiche e polmonari è molto maggiore di quelle attraverso le valvole A-V molto più grandi. Anche, a causa della rapida chiusura e della rapida espulsione, i bordi delle valvole aortiche e polmonari sono soggetti all'abrasione meccanica molto maggiore di quanto non lo siano le valvole A-V. Infine, le valvole A-V sono sostenute dalle corde tendinee¹ a differenza delle valvole semilunari che non lo sono. Dall'anatomia delle valvole aortiche e polmonari (come mostrato per la valvola aortica nella parte inferiore della Figura 4) che devono essere costruite con una struttura particolarmente resistente ma molto flessibile di tessuto fibroso per resistere agli stress fisici extra.

La valvola aortica, o semilunare aortica, si trova nell'orifizio che collega il ventricolo sinistro del cuore e l'aorta. Essa svolge un ruolo fondamentale: regola il flusso di sangue ossigenato proveniente dal cuore verso organi e tessuti, garantendone l'unidirezionalità.

Il ciclo cardiaco si compone, infatti, di due fasi: una fase di rilassamento (diastole) e una di contrazione (sistole). Atri e ventricoli si contraggono in maniera coordinata: prima gli atri e poi i ventricoli.

Durante la fase di diastole, le valvole tra atri e ventricoli sono aperte e il sangue scorre liberamente tra camere e atri. In questa fase le valvole semilunari sono chiuse, impedendo che il sangue entri nei letti vascolari.

Durante la fase di sistole, quando la pressione del sangue è maggiore nel ventricolo, la valvola è aperta permettendo il passaggio del sangue nell'aorta. Successivamente, quando la pressione è maggiore nell'aorta, la valvola si richiude e non permette che il sangue ritorni al cuore. [5]

Il meccanismo di apertura e chiusura dipende dal gradiente di pressione, cioè dalla differenza di pressione esistente tra il compartimento ventricolare e l'aorta. Infatti:

- Quando nel ventricolo sinistro la pressione è maggiore che nell'aorta, la valvola si apre, favorendo l'efflusso sanguigno. L'aumento di pressione intra-ventricolare dipende dalla contrazione sistolica ventricolare.
- Quando si esaurisce la contrazione sistolica ventricolare e il sangue è fluito nell'aorta, la pressione nell'aorta è superiore rispetto a quella del ventricolo. Ciò determina la chiusura della valvola aortica. [5]

In particolare, la valvola aortica è una valvola costituita da tre membrane (cuspidi) costituite principalmente da collagene che assumono la forma di una semiluna. La valvola è posta su un anello muscolare e connessa attraverso di questo alla parete del cuore. [5]

La valvola aortica presidia il passaggio tra il ventricolo sinistro e l'aorta con la funzione di assicurare che il sangue ossigenato non torni indietro.

La valvola aortica è composta dai seguenti elementi anatomici:

- L'orifizio è delimitato dall'anello valvolare. La superficie dell'orifizio misura, nell'adulto, un valore compreso tra 2,5 e 3,5 cm²; il suo diametro, invece, misura 20 mm.

¹ Le corde tendinee sono dei filamenti di tessuto connettivo.

- È tricuspide, cioè ha tre lembi (o cuspidi) di forma semilunare. Le cuspidi sono disposte, sull'anello valvolare, in modo sfalsato, tale da impedire il reflusso di sangue, una volta che la valvola è chiusa. I lembi sono costituiti da tessuto connettivo lasso, ricco di fibre collagene ed elastiche. [5]

I difetti della valvola aortica possono alterare il funzionamento della circolazione: la stenosi aortica e l'insufficienza aortica.

1.2.5 Curva della pressione aortica

Quando il ventricolo sinistro si contrae, la pressione ventricolare aumenta rapidamente fino all'apertura della valvola aortica. Quindi, dopo l'apertura della valvola, la pressione nel ventricolo aumenta molto meno rapidamente, come mostrato nella Figura 3, perché il sangue fuoriesce immediatamente dal ventricolo nell'aorta e poi nelle arterie di distribuzione sistemica. L'ingresso di sangue nelle arterie provoca che le pareti di queste arterie si stendano e la pressione aumenta a circa 120 mmHg. Successivamente, alla fine della sistole, dopo il ventricolo sinistro smette di espellere il sangue e la valvola aortica si chiude, le pareti elastiche delle arterie mantengono una pressione elevata nelle arterie, anche durante la diastole. Una cosiddetta incisura si verifica nella curva della pressione aortica quando la valvola aortica si chiude. Ciò è causato da un breve periodo di flusso di sangue all'indietro immediatamente prima della chiusura della valvola, seguita da una cessazione improvvisa del reflusso. Dopo che la valvola aortica si è chiusa, la pressione nell'aorta diminuisce lentamente durante la diastole perché il sangue immagazzinato nelle arterie elastiche distese scorre continuamente attraverso i vasi periferici torna di nuovo alle vene. Prima che il ventricolo si contragga di nuovo, la pressione aortica è scesa a circa 80 mmHg (pressione diastolica), che rappresenta i due terzi della pressione massima di 120 mmHg (pressione sistolica) che si verifica nell'aorta durante la contrazione ventricolare. Le curve di pressione nel ventricolo destro e le arterie polmonari sono simili a quelle dell'aorta, tranne che le pressioni sono solo circa un sesto in più. [2]

1.2.6 Anatomia delle arterie coronarie

Le coronarie sono le due arterie del corpo umano, che hanno il fondamentale compito di ossigenare il tessuto muscolare del cuore e i muscoli papillari delle valvole atrio-ventricolari, al fine di mantenere in salute quest'ultimo e ottimizzarne indirettamente la funzionalità.

Le arterie coronarie si dividono in arteria coronaria destra e sinistra, e sono i vasi arteriosi e per mezzo delle sue ramificazioni, denominate branche, si estendono su tutta la superficie esterna del cuore e provvedono a rifornire di sangue ossigenato il miocardio².

Nella Figura 5 è possibile vedere che le due coronarie si originano nel primissimo tratto dell'aorta ascendente, appena sopra la valvola aortica, e presentano tre insenature note come i seni aortici. Queste due arterie si biforcano una sulla porzione destra del cuore e l'altra su quella di sinistra, in modo da nutrire in maniera esaustiva tutti i tessuti del cuore. [6]

L'arteria coronaria sinistra origina dal seno aortico sinistro e si divide in arteria discendente anteriore e arteria circonflessa, ed ha il compito di irrorare l'atrio e la maggior parte del ventricolo sinistro, una porzione del ventricolo destro e la parte anteriore del setto. [7]

L'arteria coronaria destra invece, origina dal seno aortico destro e decorre nel solco atrioventricolare, circondando il margine acuto nel solco coronario posteriore fino alla "*crux cordis*", dove origina il ramo interventricolare posteriore. Essa va ad irrorare l'atrio destro, il ventricolo destro e la parte posteriore del ventricolo sinistro e del setto interventricolare. [7]

² Il miocardio è il muscolo del cuore.

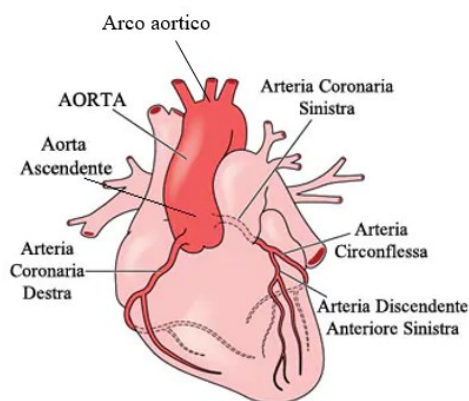


Figura 5. Rappresentazione del cuore con l'arteria coronaria destra e l'arteria coronaria sinistra.

Principali varianti anatomiche:

Le anomalie delle coronarie sono generalmente associate a cardiopatie congenite e dalla presenza di valvola aortica bicuspid, e possono essere la causa di ischemia, infarto miocardico e morte improvvisa in giovani adulti. [8]

Nella figura 6 sono poste a confronto una situazione anatomica normale (A) e una patologica (B). L'anomalia più frequente è rappresentata dall'arteria circonflessa, che si origina direttamente dall'arteria coronaria destra invece che dal tronco principale della coronaria sinistra (TPCS), presentando un decorso retro-aortico rispetto al solco atrio-ventricolare di sinistra (B). Anomalie più rare, invece, sono dovute all'assenza del TPCS (C) e all'arteria coronaria destra che origina dal TPCS o dal seno aortico sinistro, presentando quindi un decorso inter-arterioso (D). [8]

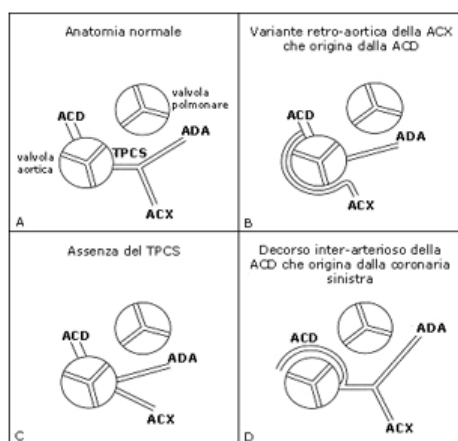


Figura 6. A: situazione anatomica normale.

B: nella variante più frequente, la ACX origina dalla ACD o direttamente dal seno aortico di Valsalva destro, presentando decorso retro-aortico.

C: la seconda anomalia in ordine di frequenza è rappresentata dall'assenza del TPCS con ADA e ACX che originano autonomamente dal seno aortico di Valsalva sinistra.

D: in questa anomalia, molto rara e critica dal punto di vista clinico, la ACD origina dal TPCS o dal seno aortico sinistro, decorrendo quindi verso destra tra radice aortica e TEVD.

ACD = arteria coronaria destra; TPCS = tronco principale della coronaria sinistra; ADA = arteria discendente anteriore; ACX = arteria circonflessa. [8]

1.2.4 Frequenza cardiaca

Si definisce frequenza cardiaca il numero di battiti che il cuore compie in un minuto o bpm (battiti per minuto), i valori ritenuti normali negli adulti variano tra 60 e 90 bpm mentre nei bambini questi valori sono più elevati. A ogni battito (o pulsazione) il muscolo cardiaco si contrae per pompare il sangue in tutto il corpo. La pressione arteriosa deriva dalla forza che il cuore imprime al sangue a ogni pulsazione, rappresenta la spinta che il sangue esercita sulle pareti dei vasi sanguigni arteriosi mentre scorre al loro interno. In aggiunta, battito cardiaco e pressione arteriosa non sono necessariamente correlati tra loro; infatti anche se il cuore si mette a battere più velocemente non è detto che la pressione salga di conseguenza, perché il sistema nervoso

potrebbe intervenire favorendo la dilatazione dei vasi sanguigni mantenendo quindi il valore costante nonostante l'aumento della forza. [9]

La frequenza varia in modo naturale a seconda sia dell'età, sia dell'attività che si sta svolgendo, sia dell'allenamento fisico. Può essere misurata la frequenza cardiaca:

- a riposo, che corrisponde al numero di pulsazioni (al minuto) del cuore in condizioni di inattività fisica;
- massima, ovvero il valore massimo di battiti al minuto raggiungibile dal cuore sotto sforzo;
- di recupero, che corrisponde al valore che raggiunge il battito cardiaco due minuti dopo aver smesso di fare esercizio fisico.

Esistono poi condizioni patologiche che aumentano, diminuiscono o alterano la frequenza dei battiti del cuore con conseguenze più o meno gravi. [10]

Moltissimi fattori possono influenzare la frequenza del battito cardiaco, alcuni sono:

1. attività fisica;
2. temperatura e umidità dell'aria (se aumentano, il cuore può accelerare di conseguenza, per un massimo di 5-10 battiti in più al minuto);
3. posizione del corpo (soprattutto se ci si è appena spostati, mentre dopo un paio di minuti il battito torna a livelli basali a prescindere dalla posizione);
4. sensazioni, emozioni, stress, ... (la frequenza cardiaca è sotto il controllo del sistema nervoso);
5. il peso corporeo (generalmente chi è in sovrappeso ha una frequenza cardiaca più alta);
6. l'alimentazione, in quanto è noto come un consumo di bevande gasate o eccitanti faccia aumentare la frequenza; inoltre, secondo recenti studi, anche una dieta in generale troppo ricca di zuccheri sembra in grado di aumentare la frequenza cardiaca.
7. età;
8. genere, le donne tendono ad avere frequenze cardiache più alte rispetto agli uomini. Ciò è dovuto alla dimensione del cuore: più piccolo è il cuore, minore è il volume sistolico e quindi la frequenza della pompa deve essere più alta;
9. gravidanza, aumenta la frequenza cardiaca nelle donne a causa dei cambiamenti ormonali e dell'aumento del bisogno di ossigeno, la frequenza cardiaca aumenta.
10. farmaci (betabloccanti, per la tiroide ...);
11. infezione acuta o ritardata porta ad un aumento della frequenza cardiaca e della temperatura corporea a causa delle reazioni infiammatorie nel corpo;
12. cuore, in quanto i difetti cardiaci possono causare un aumento della frequenza cardiaca. Se un cuore soffre di un disturbo funzionale, l'aumento della frequenza cardiaca può essere una compensazione per questo malfunzionamento del cuore;
13. vasi sanguigni;
14. tiroide;
15. ormoni;

La frequenza cardiaca a riposo di un uomo è di circa 70bpm e di una donna è di circa 75bpm, mentre nei neonati è di circa 130-150 bpm. Una frequenza cardiaca più bassa a riposo implica una miglior funzionalità cardiaca e una migliore forma fisica, infatti in atleti ben allenati è comune trovare valori sensibilmente inferiori e compresi tra 40 e 60 bpm. Inoltre, la frequenza cardiaca varia anche a seconda del momento della giornata, ad esempio durante la fase del sonno i valori sono più bassi mentre dopo i pasti sono più alti. [10]

La formula per stimare la frequenza cardiaca massima³ è $FC_{max} = 208 - (0,7 \times \text{età})$. In caso di attività di moderata intensità la frequenza cardiaca di una persona dovrebbe essere dal 50% al 70% della sua frequenza cardiaca massima, mentre in caso di attività fisica intensa la frequenza dovrebbe essere compresa tra il 70% e l'80% di quella massima. Durante l'attività fisica è quindi normale osservare un aumento anche sensibile del battito, che tornerà a valori basali al termine dell'esercizio (più si è allenati, più rapida sarà la diminuzione); quando l'attività sportiva è sporadica, è possibile e normale che la frequenza cardiaca impieghi più tempo a tornare a livelli basali dopo lo sforzo fisico. [9] Quando la frequenza cardiaca scende al di sotto dei valori minimi considerati normali si parla di bradicardia, tale fenomeno può manifestarsi anche in modo fisiologico, per esempio negli sportivi e qualche volta negli anziani. In questi casi la frequenza cardiaca a riposo può essere inferiore ai 50 battiti al minuto, senza causare disagi, mentre la bradicardia grave e di rapida insorgenza può invece richiedere un trattamento d'urgenza, come nel caso di un infarto; nelle forme croniche o in tutte quelle condizioni a rischio di bradicardia grave può essere indicato l'impianto di un pacemaker. Invece si definisce tachicardia la situazione nella quale si riscontrano valori al di sopra di quelli massimi per ciascuna età, la quale può essere dovuta a eventi fisiologici (per esempio gravidanza, disturbi gastrointestinali, sforzi fisici, stress) o a consumo eccessivo di caffè, alcol o sostanze stupefacenti, più spesso, però, è la spia di altre malattie, come aterosclerosi o insufficienza coronarica. Certe forme di tachicardia non richiedono alcun trattamento, mentre in altri casi è necessario intervenire con i farmaci. [10]

Frequenza cardiaca sotto sforzo:

La misurazione dell'allenamento fisico è in rapporto diretto con la frequenza cardiaca: perché la pratica sportiva sia salutare, è importante che durante il movimento la frequenza cardiaca non raggiunga livelli troppo elevati e, allo stesso tempo, non sia troppo bassa, altrimenti l'allenamento risulterebbe inefficace e non permettere di migliorare e/o mantenere la propria forma fisica. Conoscendo la frequenza cardiaca a riposo e quella massima, è possibile calcolare la frequenza cardiaca di riserva (che deriva dalla differenza tra la frequenza cardiaca massima e quella a riposo) e pianificare poi l'intensità dell'allenamento. Si può cioè calcolare la frequenza cardiaca ideale (o target heart rate) che si dovrebbe mantenere durante lo svolgimento della pratica sportiva e di fitness. Per calcolarla si usa la formula di Karvonen, che moltiplica la frequenza di riserva per la percentuale di intensità di lavoro che si intende svolgere (l'intensità corretta può variare dal 60% al 90% rispetto alla frequenza massima, per esempio si consiglia del 60-70% per i principianti). Al risultato ottenuto si aggiunge poi la frequenza a riposo. In ambito sportivo, infine, può essere utile, ai fini della pianificazione dell'allenamento, conoscere anche la soglia anaerobica, cioè il valore di frequenza cardiaca oltre il quale si produce più acido lattico di quello che si riesce a smaltire, cala il livello di ossigeno nel sangue, il respiro si fa più veloce e calano le prestazioni. Il valore di questa soglia, che si misura in maniera accurata dal medico, col dosaggio dell'acido lattico sotto sforzo progressivo, varia in funzione del grado di allenamento (per esempio nei soggetti non allenati si aggira attorno al 65-70% della (frequenza cardiaca) massima, negli sportivi intorno all'85%-90%) e gli sportivi che intendono innalzarlo (per migliorare così la propria efficienza) devono generalmente allenarsi a una frequenza cardiaca prossima a quella di soglia anaerobica. [10]

Frequenza cardiaca sotto stress:

Il Sistema Nervoso Autonomo è quella porzione del Sistema Nervoso Periferico deputata alla gestione di una serie di attività automatiche, inconsapevoli e involontarie relative al mantenimento dell'omeostasi (l'attitudine propria degli organismi viventi a conservare le proprie caratteristiche al variare delle condizioni

³ La frequenza cardiaca massima rappresenta il massimo valore raggiungibile da un cuore sotto sforzo.

esterne dell'ambiente tramite meccanismi di autoregolazione), si pensi al battito cardiaco, la pressione sanguigna o la digestione.

Il Sistema Nervoso Autonomo è suddiviso in tre sottosistemi:

- simpatico - regola le funzioni che richiedono l'impiego di energia immagazzinata, es. situazioni di lotta o fuga, situazione di allarme e stress;
- parasimpatico - regola le funzioni che incrementano le riserve di energia, es. motilità intestinale e riposo;
- enterico - regola il complesso delle attività intestinali, tramite circa 100 milioni di neuroni, e la secrezione di più di trenta neurotrasmettitori.

Il sistema simpatico ha una funzione stimolante, eccitante, contraente; presiede al sistema di adattamento attacco e fuga, preparando l'organismo ad affrontare il pericolo. In pochi istanti il cuore aumenta la forza e la frequenza contrattile, i bronchi, la pupilla ed i vasi sanguigni dei muscoli appendicolari e del sistema coronarico si dilatano, mentre a livello epatico viene stimolata la glicogenolisi. Invece il sistema parasimpatico stimola la quiete, il rilassamento, il riposo, la digestione e l'immagazzinamento di energia. In seguito agli stimoli del sistema parasimpatico, aumentano le secrezioni digestive (salivari, gastriche, biliari, enteriche e pancreatiche), l'attività peristaltica viene esaltata, la pupilla si restringe, diminuisce la frequenza cardiaca, si costringono i bronchi e viene favorita la minzione. Pertanto, possiamo constatare che il sistema simpatico si contrappone a quello parasimpatico, inoltre questi due sistemi lavorano in perfetta sinergia.

In un corpo sano le attività dei tre sottosistemi tendono a mantenere un equilibrio dinamico funzionale alla situazione vissuta o percepita, lungo l'intero arco temporale della giornata, alternando fasi nelle quali vi è prevalente attività di un ramo, con altre nelle quali vi è cooperazione o complementarità. L'attività armonica dei tre rami del Sistema Nervoso Autonomo si riflette in una condizione di generale benessere psicofisico, un elevato livello di energia, uno stato di notevole vitalità e, soprattutto, l'assenza dei malesseri tipici dell'azione prevalente di uno dei sistemi (es. cattiva digestione per simpaticotonia da stress cronico).

Un fenomeno di grande rilevanza e studio è la Variabilità della Frequenza Cardiaca, la Heart Rate Variability (HRV), cioè la differenza nei tempi di contrazione tra un battito e l'altro, nell'ordine di alcuni millisecondi. Questo cambio spontaneo nella frequenza di contrazione cardiaca si è visto essere correlata con le interazioni pressorie dell'attività respiratoria e con le influenze esercitate dai rami del sistema nervoso simpatico e parasimpatico sul muscolo cardiaco. Un corpo sano con un sistema cardiovascolare in salute mostrerà, in condizione di riposo, una sorprendente irregolarità fra battiti cardiaci e una notevole Variabilità della Frequenza Cardiaca; viceversa un organismo soggetto a stress cronico avrà un ritmo cardiaco molto regolare e con scarse variazioni. L'analisi della Variabilità della Frequenza Cardiaca permette di comprendere, in pochi minuti, lo stato di attività del Sistema Nervoso Autonomo e conoscere se vi è una iper- o ipo- attività, poco funzionale, di uno dei due rami e intervenire per ristabilire il corretto equilibrio. Questa valutazione può essere effettuata mediante l'utilizzo di un qualsiasi strumento o software per il biofeedback, purché dotato di sensori di rilevazione del segnale cardiaco (sensore fotopleletismografico o a impulsi) di buona qualità e di un processore sufficientemente potente per gestire una mole di dati minimizzando le occasioni di errore. Quindi, in modo semplice e non invasivo è possibile aprire una finestra per l'analisi della Variabilità della Frequenza Cardiaca e scansionare l'attività cardiaca in alcuni momenti della giornata (mattino - pomeriggio - sera) e comprendere ad esempio se vi è stato il recupero da un intenso stress fisico o emotivo, ma anche se il carico di allenamento è sufficiente o eccessivo. Inoltre, è possibile comprendere quanto la persistenza di alcuni stati d'animo o il reiterarsi di alcune emozioni negative (loop emotivo) possano influire sul sistema nervoso autonomo e modificare il normale andamento della Variabilità della Frequenza Cardiaca. I diversi tipi di analisi nel dominio del tempo e delle frequenze cardiache forniscono indicatori specifici a valenza

multipla. Ad esempio, nel dominio del tempo il dato maggiormente conosciuto e usato dagli sportivi e da coloro che debbono mantenere elevate prestazioni intellettive è il “root mean square of successive differences” (rMSSD) che riporta la misura dell'attività del sistema parasimpatico in uno specifico arco temporale. Un valore basso di rMSSD è indice di una scarsa attività parasimpatica e di difficoltà nel recupero da uno sforzo fisico o da una situazione ad elevato stress emotivo. Nella figura 7 è possibile vedere le curve associate alla Very Low Frequency, alla Low Frequency e alla High Frequency. Nel dominio delle frequenze il dato di maggiore interesse è quello relativo alle 3 zone di oscillazione cardiaca, ognuna delle quali riflette specifiche attività del Sistema Nervoso Autonomo:

- fascia Very Low Frequency - VLF, comprende le oscillazioni fra 0,0033 e 0,03 Hz, rappresenta i cambiamenti più lenti del battito cardiaco ed è direttamente correlata con le attività di termoregolazione corporea e al ciclo ormonale; (figura 7)
- fascia Low Frequency - LF, comprende le oscillazioni fra 0,03 e 0,15 Hz, rappresenta i cambiamenti lenti del battito cardiaco ed è un indice di attività simpatica, e dell'efficacia del loop barocettoriale, fra i sistemi cardiovascolare e respiratorio, nella fascia di Hz; (figura 7)
- fascia High Frequency - HF, comprende le oscillazioni fra 0,15 a 0,40 Hz, rappresenta i cambiamenti più veloci dovuti all'attività parasimpatica. (figura 7) [11]

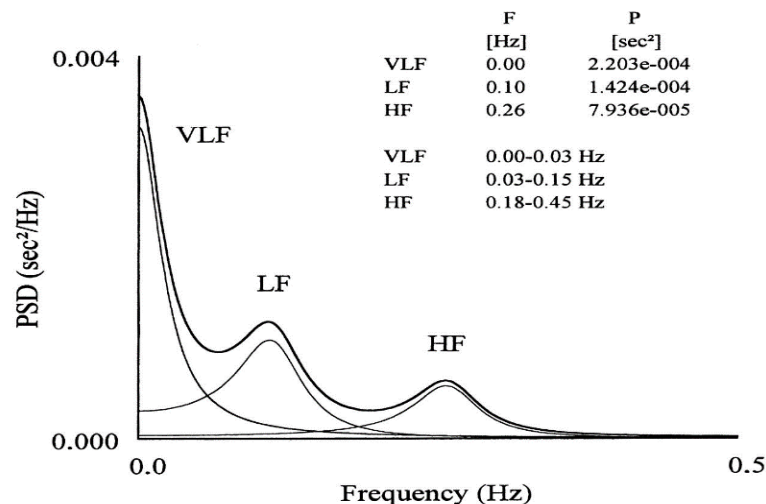


Figura 7. Heart rate variability. Densità spettrale di potenza (PSD) in ordinate e frequenza cardiaca in ascissa. Tre curve che esprimono: la Very low variability, low variability e high variability. [18]

È stato dimostrato che periodi di stress cronico generano un incremento delle frequenze cardiache nella fascia di bassa frequenza con una perdita di attività in quella elevata, rispecchiando il naturale incremento dell'attività del sistema simpatico a scapito di quello parasimpatico. Vi è un range di oscillazione delle frequenze cardiache di grande complessità e interesse per il mantenimento del benessere psicofisico che i ricercatori HeartMath hanno denominato zona di Coerenza Cardiaca e corrisponde alla fascia compresa fra i 0,10 e i 0,12 Hz, ovvero la zona di oscillazione del loop barocettoriale. In alcune condizioni è possibile apprezzare una particolare combinazione di attività simpatica e parasimpatica altamente funzionale al raggiungimento della risonanza e sincronizzazione dei sistemi oscillatori interni. Questo permette di ottenere elevati benefici fisici e psicologici in quanto ottimizza le funzioni dei sistemi respiratorio, cardiovascolare, ormonale e immunitario, oltre a un notevole risparmio energetico. La ricerca scientifica dell'Istituto HeartMath ha permesso di comprendere quanto sia importante per un buon recupero psicofisico, dopo intensi allenamenti o importanti stress emotivi, allenarsi a generare e mantenere lo stato di Coerenza

Cardiaca. Uno stato di elevato equilibrio incrementa la velocità di recupero e conferisce una grande calma e lucidità mentale. [11]

Frequenza cardiaca influenzato dal peso corporeo:

L'eccesso di peso e il conseguente accumulo di massa grassa rappresenta una delle cause più frequenti e importanti dell'aumento dei battiti cardiaci e del rischio cardiovascolare, sia nell'uomo che nella donna; in quest'ultima soprattutto dopo la menopausa, quando calano gli estrogeni, gli ormoni femminili per eccellenza. Al contrario di quanto si pensi, il grasso accumulato (tessuto adiposo) non è un organo inerte ma intensamente vascolarizzato, cioè molto ricco di vasi sanguigni che apportano sostanze nutritive e che ne consentono il ruolo di deposito dell'energia vitale da sfruttare in caso di necessità. Ad ogni chilo di peso in eccesso aumenta il lavoro del cuore. Avere più vasi quindi maggiore sangue che scorre comporta un sovraccarico del cuore che deve pompare più sangue del dovuto. Il risultato finale sarà un aumento dei battiti cardiaci (frequenza cardiaca), della pressione arteriosa (maggiore rischio di ipertensione arteriosa) e del lavoro cardiaco, che nel loro insieme incrementano il rischio di malattie cardiovascolari, che aumenta anche con l'aumentare dell'età. [12] Sia il flusso sanguigno basale sia quello dopo pasto, sono ridotti nel tessuto adiposo dei pazienti obesi. Pertanto, l'aumento del volume plasmatico e del flusso sanguigno che si verifica nell'obesità è dovuto all'aumento della massa magra e del muscolo scheletrico in particolare, e non all'espansione del tessuto adiposo. L'aumento del volume plasmatico è a sua volta responsabile dell'incremento della gittata e della portata cardiaca e, a più lungo termine, dell'aumento della massa del ventricolo sinistro. D'altra parte, l'aumento dell'output cardiaco è dovuto anche alle maggiori richieste metaboliche che derivano dall'aumento della massa corporea e pertanto, per uno specifico livello di attività fisica, il lavoro cardiaco dei pazienti obesi è aumentato. Considerando che la frequenza non si modifica significativamente nell'obesità, l'incremento della portata cardiaca è dovuto fondamentalmente all'aumento della gittata cardiaca. Sebbene l'output cardiaco e il volume plasmatico siano aumentati nell'obesità, le resistenze periferiche totali sono ridotte, almeno sino a quando non diventa clinicamente rilevante l'aterosclerosi arteriosa. L'aumento del volume plasmatico e del ritorno venoso al cuore inducono incremento della pressione di riempimento e disfunzione diastolica del ventricolo sinistro. Tali fenomeni si accentuano durante l'esercizio fisico, persino nei periodi di dieta ipocalorica. Nei pazienti obesi l'aumento della pressione di riempimento e del volume del ventricolo sinistro predispone alla dilatazione della camera ventricolare e lo stress della parete che ne deriva favorisce l'ipertrofia, l'aumento del volume del ventricolo sinistro, che nell'obesità è più tipicamente di tipo eccentrico. L'ipertrofia del ventricolo sinistro non è un fenomeno costante nell'obeso e non è necessariamente proporzionale al BMI. In alcuni casi sono presenti la disfunzione endoteliale e la sistole ipercinetica, mentre è assente la ipertrofia cardiaca. D'altra parte, quando si è sviluppata ipertrofia del ventricolo sinistro, segue frequentemente disfunzione sistolica di tale ventricolo. Quando si è sviluppata ipertrofia del ventricolo sinistro, può secondariamente svilupparsi la dilatazione dell'atrio sinistro che aumenta il rischio di fibrillazione atriale e tali fenomeni si verificano persino nei pazienti obesi normotesi. La dilatazione dell'atrio sinistro può essere effetto delle alterazioni a carico del ventricolo sinistro (ipertrofia e disfunzione diastolica) e dell'ipertensione arteriosa, ma può rappresentare un meccanismo fisiologico di adattamento all'espansione del volume plasmatico. Infine, il paziente obeso può presentare un aumento della pressione di riempimento dell'atrio destro e un incremento delle resistenze vascolari polmonari, che può essere espressione di cause di ipertensione polmonare quali la sindrome delle apnee durante il sonno o di ricorrente tromboembolismo polmonare. [13] Anche l'anoressia ha ripercussioni sull'andamento della frequenza cardiaca, infatti coloro che hanno sofferto da adolescenti di anoressia, procurandosi, anche se per brevi periodi, dei black-out alimentari, hanno buone probabilità di sviluppare alcune malattie cardiache anche a distanza di molti anni. Il dimagrimento indotto dall'anoressia provoca la

perdita di massa muscolare. Questo processo è complicato da modificazioni elettrolitiche e minerali e può causare, oltre alla perdita di peso e alla difficoltà di deambulazione, aritmie e morti improvvise. Queste aritmie, in particolare la bradicardia (con diminuzione del ritmo di pulsazione a 40-50 battiti al minuto) avvengono in risposta al tentativo dell'organismo di conservare energia, riducendo il lavoro cardiaco. I meccanismi patogenici sembrano essere la perdita di elettroliti, riduzione del glicogeno situato nelle cellule cardiache, atrofia miofibrillare, edema interstiziale, tumefazione mitocondriale e attivazione di proteine calciodipendenti. Oltre alla bradicardia (solitamente d'origine sinusale) sono comuni extrasistoli atriali e ventricolari, anomalie di conduzione e un allungamento dell'intervallo QT. L'intervallo QT indica il tempo di contrazione ventricolare (sistole ventricolare) e normalmente è di circa 0,30-0,40s. [14]

1.3 Scopo

Nella tesi è stato trattato il comportamento della valvola aortica in fase sistolica, fase caratterizzata da una maggiore pressione nel ventricolo che permette la sua apertura e il passaggio del sangue nell'aorta. Per realizzare questo studio sono state rappresentate due geometrie in uno spazio bidimensionale; la prima geometria consiste nella raffigurazione di un rettangolo con una valvola posizionata nella parte superiore-centrale della figura mentre la seconda geometria è simile alla prima, con l'inserimento di un semicerchio, rappresentante il seno di Valsalva. Alla valvola è stata associata una molla rotazionale e una cerniera, vincolo cinematico che permette la sola rotazione.

Lo scopo della tesi è studiare l'apertura della valvola aortica variando i parametri fisici: l'inerzia e l'elasticità della molla.

Capitolo 2 – Metodi

2.1 Fluidodinamica computazionale

La fluidodinamica computazione (Computational Fluid Dynamics, CFD) è una tecnica che usa l'analisi numerica e algoritmi per risolvere ed analizzare i problemi di fluidodinamica mediante l'utilizzo di un computer. La CFD permette di risolvere le equazioni di Navier-Stokes, o delle loro approssimazioni, che esprimono in forma matematica la meccanica dei fluidi.

Nella tesi vengono eseguite delle simulazioni numeriche, attraverso l'utilizzo del software Ansys Fluent 19.2 per risolvere i problemi di proprio interesse, in particolare i modelli matematici, utilizzando il metodo dei volumi finiti. Il modello matematico consiste in un set di equazioni di governo, definite su di un dominio⁴, con opportune condizioni al contorno. L'Ansys fluent risolve le leggi che governano la fluidodinamica sulla base del metodo della CFD, convertendo le equazioni di governo in equazioni algebriche

Il flusso di un fluido è governato da tre leggi di conservazione, le quali sono: le leggi di conservazioni della massa, della quantità di moto e dell'energia, però quest'ultima può essere trascurata se il fluido preso in considerazione è incomprimibile⁵. Queste leggi possono essere scritte in forma differenziale o in forma integrale. Nel caso differenziale viene descritto cosa accade ad una particella infinitesimale mentre nella forma integrale si analizza il comportamento di quantità integrali del fluido all'interno di un volume di controllo. Tali leggi sono:

	Legge di conservazione della massa:	Legge di conservazione della quantità di moto:
La forma differenziale	$\nabla \cdot \mathbf{v} = 0$	$\rho (\mathbf{v} \nabla) \mathbf{v} = -\nabla p + \mu \nabla^2 \mathbf{v}$
La forma integrale	$\int_{S_0} \mathbf{v} \cdot \hat{\mathbf{n}} dS = 0$	$\int \rho \mathbf{v} (\mathbf{v} \cdot \hat{\mathbf{n}}) dS = - \int p \hat{\mathbf{n}} dS + F_{visc}$

Tabella 1. Leggi di conservazioni in forma differenziale e integrale. Le leggi che governano il flusso di un fluido.

Dove:

- \mathbf{v} è il vettore velocità;
- ∇ è il gradiente;
- $\nabla \cdot \mathbf{v} = 0$ è la divergenza del vettore velocità;
- ρ è la densità;
- p è la pressione;
- ∇p è il gradiente di pressione;
- μ è il coefficiente di viscosità;
- $\hat{\mathbf{n}}$ è il versore normale;
- S è la superficie;
- F_{visc} è la forza viscosa.

In particolare, è importante precisare che queste leggi sono contenute nella legge di Navier-Stokes, questa è la legge che governa i fluidi. Questa legge può essere scritta in forma adimensionale introducendo delle

⁴ Il dominio in Ansys viene definito con la geometria.

⁵ Un fluido incomprimibile è un fluido in cui la densità è costante.

coordinate e delle variabili adimensionali. Dove, si suppone che L è la lunghezza di scala del sistema e V è una velocità generica. Definiamo:

$$\mathbf{x}^* = \frac{\mathbf{x}}{L} \quad \mathbf{v}^* = \frac{\mathbf{v}}{V}, \quad t^* = \frac{t}{L/V}, \quad p^* = \frac{p}{\rho V L}$$

Inserendo queste variabili all'interno della legge di Navier-Stokes, si ottiene la stessa in forma adimensionale.

$$\frac{\partial \mathbf{v}^*}{\partial t^*} + (\nabla^* \mathbf{v}^*) \mathbf{v}^* = -\nabla^* p^* + \frac{1}{Re} \nabla^{*2} \mathbf{v}^* + \mathbf{b}^*$$

- $\frac{\partial \mathbf{v}^*}{\partial t^*}$ è la derivata parziale della velocità rispetto al tempo.
- $(\nabla^* \mathbf{v}^*)$ è il gradiente della velocità.
- \mathbf{v}^* è la velocità.
- $-\nabla^* p^*$ è il gradiente della pressione.
- Re è il numero di Reynold, che esprime quanto influisce il flusso, ossia il fenomeno inerziale, rispetto alla viscosità, che invece è legata a fenomeni di parete e di diffusione. Il numero di Reynolds in un canale è data dalla formula: $Re = \frac{v \cdot D}{\nu}$, dove v è la velocità lungo il canale, D è il diametro del canale e ν è la viscosità cinematica che è dato dal rapporto della viscosità dinamica sulla densità, $\nu = \frac{\mu}{\rho}$.
- $\nabla^{*2} \mathbf{v}^*$ è il Laplaciano⁶ della velocità.
- \mathbf{b}^* è l'azione di volume. [15]

Difatti, questa equazione è derivabile dalla **legge della conservazione della massa** e dalla **legge della conservazione della quantità di moto**. [15] Questa legge viene determinata in condizioni particolari in cui il fluido è newtoniano e incomprimibile. Le equazioni di Navier-Stokes sono in grado di descrivere qualsiasi flusso fluido, ossia descrivono il comportamento macroscopico di un fluido in movimento.

2.1.1 Metodi dei volumi finiti

Il software usa i metodi numerici trasformando le equazioni di governo in equazioni algebriche, linearizzandole.

Ansys risolve numericamente le equazioni di governo utilizzando il metodo dei volumi finiti, che consiste nel suddividere il dominio fluido in piccoli volumi di controllo⁷, chiamate celle, attraverso la discretizzazione⁸. Le equazioni di governo, in forma integrale, vengono applicate ad ogni singola cella, in questo modo si hanno un insieme di equazioni algebriche. In questo caso, si applicano le leggi fondamentali, leggi della conservazione della quantità di moto e della massa, ad un volume finito nel dominio del flusso. In particolare, il vettore velocità e la pressione sono le incognite del problema, che vengono analizzati su particolari punti della cella, detti nodi, che possono corrispondere con i vertici o con i centri delle celle. Questo metodo viene usato per facilitare il lavoro, le incognite vengono calcolate in specifici punti anziché cercare le funzioni all'interno della cella. Le leggi di conservazione della massa e della quantità di moto vengono applicate nella parte centrale della cella, si generano le equazioni algebriche, che entrano in relazione con le celle vicine e si ricavano le due componenti della velocità e la pressione. Quindi il problema non lineare viene semplificato, convertendo questo sistema in un insieme di equazioni algebriche, facilmente risolvibili da un calcolatore.

⁶ $\nabla^{*2} \mathbf{v}^* = \{ \nabla^{*2} \mathbf{v}^*_x, \nabla^{*2} \mathbf{v}^*_y, \nabla^{*2} \mathbf{v}^*_z \}$ il Laplaciano.

⁷ Il volume di controllo è un volume sempre più piccolo all'interno di un elemento.

⁸ Discretizzazione è il processo in cui si riduce il problema ad un insieme finito di valori, conserva la quantità per ogni singola cella.

Attraverso un esempio, molto simile allo studio affrontato, può essere spiegato in maniera esaustiva come il processo di discretizzazione viene eseguito dal software, Ansys. Si consideri un dominio rettangolare, caratterizzato da due bordi di parete e due bordi aperti, nei quali avviene un flusso. Si applica la legge di conservazione della massa in forma integrale su di un volume di controllo, su ogni singola cella. Essendo il fluido incomprimibile, non vi è accumulo di massa e si può esplicitare che la massa in ingresso è uguale a quella in uscita del volume di controllo, per la legge di conservazione della massa. Dalla geometria rappresentata in Figura 8, si constata che il flusso viaggia in maniera positiva da sinistra a destra, in direzione dell'ascisse, con una portata massica in ingresso uguale ad una portata massica in uscita, ossia il flusso è costante. Da questa constatazione, è possibile affermare che la velocità in ingresso è uguale a quello in uscita.

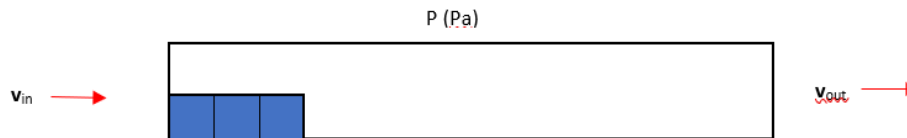


Figura 8. Rappresentazione di un rettangolo suddiviso in celle, raffigurate dai quadratini di colore blu.

Considerando un regime stazionario⁹, il dominio è suddiviso in celle. Il processo di linearizzazione delle equazioni prevede che le incognite vengono definite al centro delle celle, metodo del volume finito a cella centrata. Innanzitutto, la legge di conservazione della massa in forma integrale viene applicata ad ogni cella, bilanciando i flussi entranti ed uscenti da ogni superficie del volume di controllo, sulle quali si assume che la velocità sia la media tra le velocità definite nel centro delle celle adiacenti. Tale approssimazione genererà un errore (e_1).

In particolare, viene analizzata la cella 1 di Figura 9.

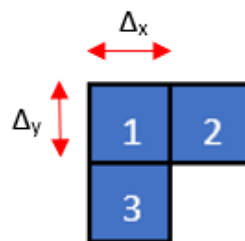


Figura 9. Enumerazione delle celle.

La faccia a destra è attraversata dalla portata volumetrica (Q_{1-2}):

$$Q_{1-2} = u_{1-2}\Delta_y + e_1 \quad (1)$$

Dove Δ_x e Δ_y rappresentano i lati della cella. La velocità in direzione x viene espressa grazie all'interpolazione dei valori di velocità assunti al centro delle celle 1 e 2, cioè la media delle due velocità, inserendo così un nuovo errore:

$$u_{1-2} = \frac{u_1 + u_2}{2} + e_2 \quad (2)$$

⁹ Un regime si dice stazionario se mantiene un comportamento costante.

Il flusso viene ricavato attraverso le altre facce, rispettando le condizioni al contorno. Sostituendo l'equazione (2) nella (1), si ottiene:

$$Q_{1-2} = \frac{u_1 + u_2}{2} \Delta y \quad (3)$$

Infine, allo stesso modo, per calcolare la portata massica che attraversa la faccia 1-2, bisogna interpolare la velocità della cella 1 e della cella 2, nella direzione y. Inoltre, il contributo della faccia superiore e a sinistra è nullo.

La legge di conservazione della massa per la cella 1 può essere scritta nella seguente maniera (in questo caso si evita di riportare gli errori):

$$\frac{\Delta y}{2} u_1 + \frac{\Delta x}{2} u_2 + \frac{\Delta y}{2} v_1 + \frac{\Delta x}{2} v_3 = v \Delta x \Delta y \quad (4)$$

Questo significa che la quantità di massa o volume che lascia il volume di controllo è uguale alla massa o al volume che entra nel volume di controllo. Significa anche che la quantità di massa in uscita da questo volume o cella di controllo entrerà nella cella vicina. E non ci sarà alcuna perdita di massa. Ciò significa che la conservazione della massa è garantita per ogni volume di controllo. E la massa che esce dal volume di controllo sarà pari alla massa che entra nel volume di controllo.

Questa procedura può essere applicata anche alla legge di conservazione della quantità di moto, che però presenta termini non lineari. Data la forma integrale dell'equazione della quantità di moto:

$$\int \rho v (v \hat{n}) dS = - \int p \hat{n} dS + F_{visc} \quad (5)$$

Il primo termine rappresenta il flusso di moto in uscita dal volume di controllo che viene scelto. Il secondo è la forza di pressione sulla superficie di controllo. Il terzo è la forza viscosa sulla superficie di controllo. Il primo è un termine non lineare poiché abbiamo un prodotto di velocità per una componente di velocità. In questo caso bisogna linearizzare l'equazione. Ad esempio, calcolando la quantità di moto in uscita, in direzione x tra la cella 1 e la 2 si ha:

$$M_{x,1-2} = \rho u_{1-2} u_{1-2} \Delta y + e = \rho \left(\frac{u_1 + u_2}{2} \right)^2 \Delta y + e_1 + e_2 \quad (6)$$

Dove:

$M_{x,1-2}$ è il flusso della quantità di moto in direzione x;

I termini non lineari u_1^2, u_2^2 e $u_1 u_2$ vengono linearizzati nella seguente maniera:

I termini non lineari, u_1^2, u_2^2 e $u_1 u_2$ vengono linearizzati nella seguente maniera

La variabile velocità u viene espressa con un valore ipotizzato più una correzione di tale valore.

$$u = u_{ipotizzato} + \Delta u \quad (7)$$

Se si ha una funzione di u , questa può essere sviluppata in serie di Taylor:

$$f(u) = f(u_{ipotizzato} + \Delta u) = f(u_{ipotizzato}) + \Delta u f'(u_{ipotizzato}) + \frac{\Delta u^2}{2} f'' + \text{errore} \quad (8)$$

Se si considera ad esempio la funzione quadratica:

$f(u) = u^2, f(u_{ipotizzato}) = u_{ipotizzato}^2, f'(u) = 2u$ e $f'(u_{ipotizzato}) = 2u_{ipotizzato}$ e inserendolo nuovamente nella serie di Taylor, si ottiene:

$$u^2 = u_{ipotizzato}^2 + \Delta u 2u_{ipotizzato} + \text{errore di linearizzazione} \quad (9)$$

Tale processo viene applicato a tutti i termini non lineari delle equazioni di bilancio, la quale poi viene risolta in maniera iterativa, ovvero la soluzione tentativo ogni volta viene aggiornata con il valore calcolato Δu , fino al raggiungimento di un errore di linearizzazione accettabile.

2.1.2 Errore di discretizzazione e di linearizzazione

Nel processo descritto, sono stati introdotti due errori: di linearizzazione e di discretizzazione. Il primo deriva dalla linearizzazione delle equazioni, dove viene ipotizzato un valore e si itera il processo più volte fino ad ottenere un risultato con un errore minimo, stabilendo un valore di tolleranza. Il processo iterativo termina quando gli squilibri di massa e di quantità di moto sono al di sotto di alcune tolleranze stabilite. Il secondo errore è determinato dalla discretizzazione in equazioni algebriche delle leggi di conservazione. L'errore dinalee può essere diminuito in due modi: Per il primo si determina un numero maggiore di celle nel dominio, così da migliorare la qualità della mesh; per il secondo si aumenta il numero di nodi per ogni cella, così da aumentare il livello di accuratezza dell'interpolazione. Inoltre, bisogna evidenziare che diminuendo un tipo di errore può aumentare l'altro, pertanto, bisogna fare molta attenzione alla costruzione della mesh.

2.2 Definizione fisica del problema

La struttura geometrica è stata realizzata con Ansys Fluent. Le geometrie prese in considerazione nella tesi sono due.

In Figura 10 è riportata la prima geometria, costituita da un rettangolo, che rappresenta una riduzione assialsimmetrica della radice aortica, rappresentata come un canale circolare al cui interno scorre un fluido, il sangue. Il rettangolo minore, collocato nella parte centrale del dominio, riproduce la valvola aortica.

L'intero dominio ha una lunghezza di 0.1m e un'altezza di 0.015m, mentre la valvola possiede uno spessore (s) di 0.002m e una lunghezza (L) di 0.014m. Le ricerche bibliografiche effettuate nei capitoli precedenti sono state essenziali per conoscere il diametro reale della valvola aortica, di 0.02m, quindi un raggio di 0.01m. Nella rappresentazione geometrica della valvola, la lunghezza è di 0.014m, che indica il raggio della valvola, quindi questo valore si avvicina molto a quello reale.

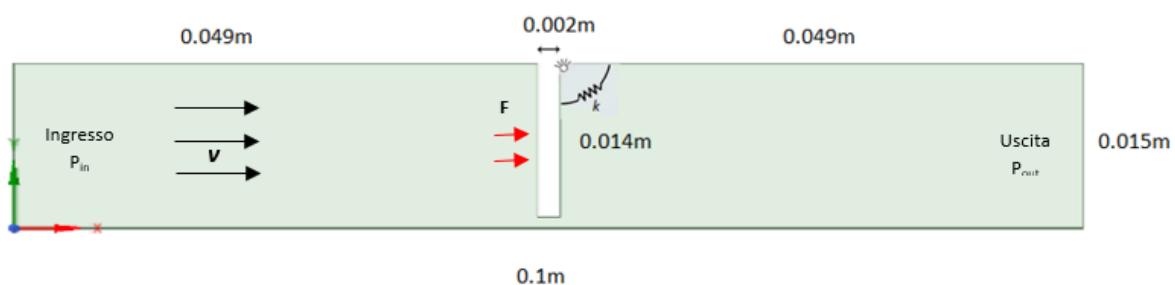


Figura 10. Rappresentazione geometrica del rettangolo con la valvola posizionata centralmente.

In Figura 10, in basso a sinistra è stato assegnato il sistema di riferimento, x-y, di origine (0;0).

Nel punto di coordinate (0.051; 0.015) è stata posta una cerniera agente sulla valvola. La molla rotazionale ha lo scopo di simulare l'elasticità del tessuto che costituisce la valvola reale. Questa è posizionata nel punto (0.051;0.015), con una determinata rigidità della molla (k). La molla si oppone al naturale moto del corpo.

In Figura 11 è riportata la seconda geometria studiata, analoga alla precedente, con l'aggiunta di un semicerchio, a destra del rettangolo minore, che simula la presenza del seno di Valsalva¹⁰.

In Figura 11, in basso a sinistra è stato assegnato il sistema di riferimento, x-y, di origine (0;0).

Le dimensioni assegnate al rettangolo maggiore e al rettangolo minore sono le stesse della prima geometria. Al semicerchio è stato assegnato un diametro di 0.036m. Anche in questa seconda rappresentazione è stata posta una molla rotazionale e una cerniera, nel punto di coordinate (0.051; 0.015).

A livello anatomico il diametro del seno di Valsalva può variare tra 0.029m e 0.045m, questo valore cambia a seconda dell'età, del peso e dell'altezza dell'individuo. Quindi è stato scelto un diametro di mezzo tra questi due valori limiti, pertanto, è stato scelto 0.036m. [16]

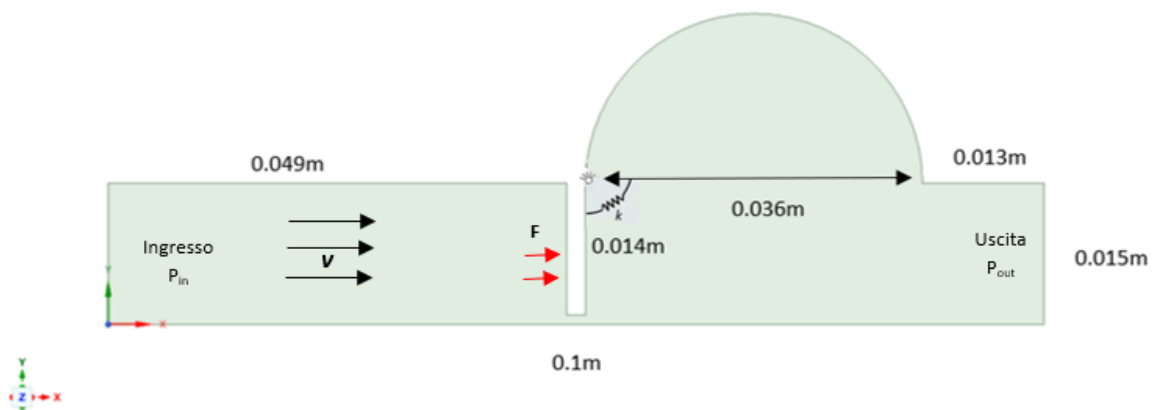


Figura 11. Rappresentazione geometrica del rettangolo con la valvola posizionata centralmente e semicerchio, che indica il seno di Valsalva.

A livello fisico, la valvola possiede un proprio momento d'inerzia che si oppone al moto del corpo.

Per stimare l'inerzia sono state fatte alcune assunzioni: la prima è considerare la valvola come un'asta monodimensionale, con asse di rotazione passante per un estremo, la seconda è stata assegnare lo spessore e una profondità unitaria, essendo il problema bidimensionale.

L'inerzia della valvola è stata stimata dalla seguente formula:

$$I = \frac{1}{3} \rho_V \times s \times 1 \times L^3 = \frac{1}{3} \rho_l L^3 = \frac{1}{3} \times 2.13 \times (0.014^3) = 1.96 \times 10^{-6} \text{Kgm}^2$$

Dove:

ρ_V è la densità di volume della valvola;

ρ_l è la densità lineare;

2.2.1 Determinazione della Mesh

Nella seconda fase del lavoro è stata generata la mesh. La geometria determinata nel passo precedente viene importata nella sezione 'Mesh' del software, dove vengono applicate due diversi tipi di 'Face sizing': uno a

¹⁰ I seni di Valsalva, noti anche come seni aortici, sono gli spazi anatomici della radice aortica delimitati internamente dai lembi della valvola aortica ed esternamente dai rigonfiamenti esterni della parete aortica.

tutto il rettangolo e l'altro in prossimità della valvola. Attraverso questa opzione, viene assegnata la dimensione delle celle e il tipo di mesh. Con riferimento alla Figura 12, si evidenzia che la mesh utilizzata nel rettangolo è di tipo triangolare e la dimensione delle celle è di 0.002m. Nella parte circostante la valvola è stata definita una sfera, centrata nel punto (0.05; 0.015)-definita rispetto al sistema di riferimento determinato nella sezione precedente-dove è stata usata una mesh più fitta, di dimensione 0.0003m e sempre di tipo triangolare. Con questa mesh si hanno 10314 elementi.

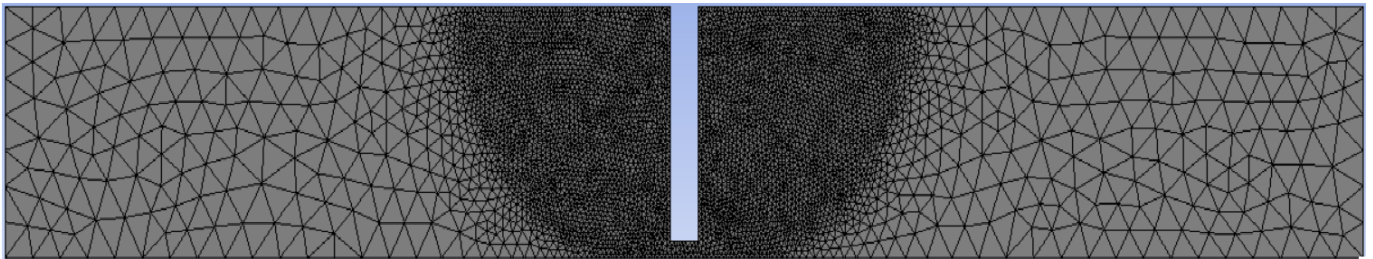


Figura 12. Mesh della geometria. Nella parte limitrofa alla valvola è stata centrata una sfera nel punto (0.05;0.015) con una mesh più fitta di dimensioni 0.0003m. Nella parte restante è stata conferita una mesh di 0.002m. Entrambe di forma triangolare.

In aggiunta, nella fase della 'Mesh', vengono assegnate etichette ai vari elementi che compongono la geometria, in "Named Selections". Nella figura 13, si evidenziano i nomi assegnati ad ogni singolo elemento. Parete, valvola, ingresso, uscita e asse.

Ad ogni bordo, caratterizzato dall'etichetta, è stata assegnata un'opportuna condizione al contorno. Con riferimento alla Figura 13, alla 'Parete', alla 'Valvola' e all'Asse sono state assegnate le condizioni di parete (Wall). In particolare, l'Asse ha una tensione tangenziale nulla, pertanto, la velocità del fluido ha un valore non nullo. Mentre, in prossimità della Parete e della Valvola, la tensione tangenziale è diversa da zero, quindi, la velocità del fluido è nulla. In ingresso è stata data la condizione di 'pressure-inlet', con il valore di pressione massima, di 120mmHg, 15999Pa. In uscita è stata data la condizione di 'pressure-outlet', con il valore di pressione minima, di 80mmHg, 10666Pa.

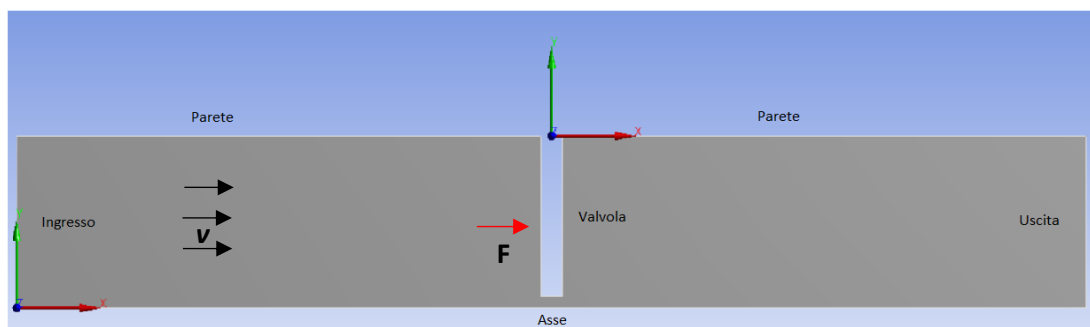


Figura 13. Dalla sezione 'Named Selections' sono stati assegnati i nomi degli elementi trattati.

Nella seconda geometria utilizzata vi è una mesh simile alla precedente, però la sfera di raffittimento è stata posta nel punto (0.065;0.015)–definita rispetto al sistema di riferimento determinato nella sezione precedente-e ha un raggio di 0.022m. Questo si è ritenuto necessario per avere una mesh più fitta sia in prossimità della valvola che del seno di Valsalva. Con questa mesh si hanno 26710 elementi. (Figura 14)

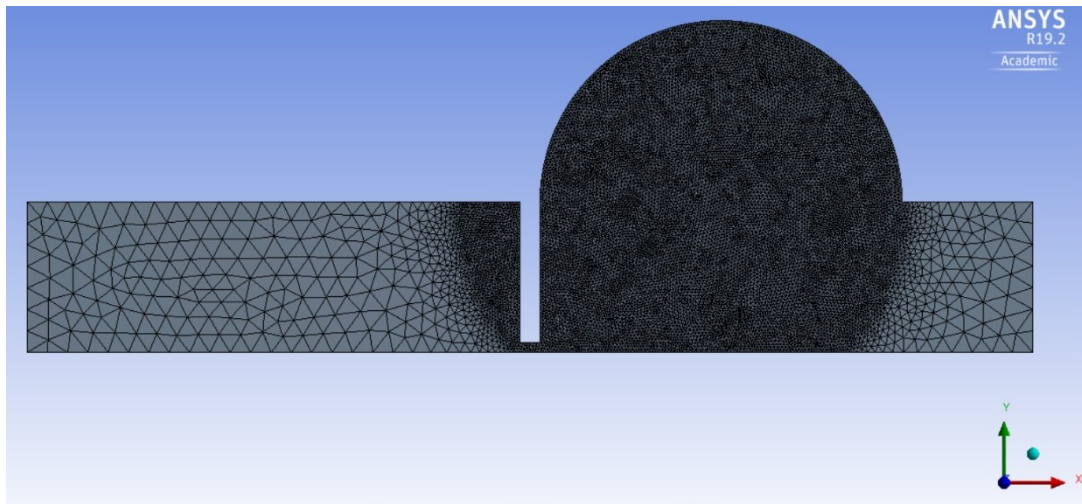


Figura 14. Mesh della geometria. Nella parte limitrofa alla valvola è stata centrata una sfera nel punto (0.065;0.015) e raggio di 0.022m con una mesh più fitta di dimensioni 0.0003m. Nella parte restante è stata conferita una mesh di 0.002m. Entrambe di forma triangolare.

In Figura 15 sono stati riportati i nomi assegnati ad ogni singolo elemento della geometria, i quali sono: Parete, Valvola, Asse, Ingresso e Uscita.

Ad ognuno di questi elementi è stata assegnata un'opportuna condizione al contorno. Con riferimento alla Figura 15, alla 'Parete', alla 'Valvola' e all'Asse sono state assegnate le condizioni di parete (Wall). In particolare, l'Asse ha una tensione tangenziale nulla, pertanto, la velocità del fluido ha un valore non nullo. Mentre, in prossimità della Parete e della Valvola, la tensione tangenziale è diversa da zero, quindi, la velocità del fluido è nulla. In ingresso è stata data la condizione di 'pressure-inlet', con il valore di pressione massima, di 120mmHg, 15999Pa. In uscita è stata data la condizione di 'pressure-outlet', con il valore di pressione minima, di 80mmHg, 10666Pa.

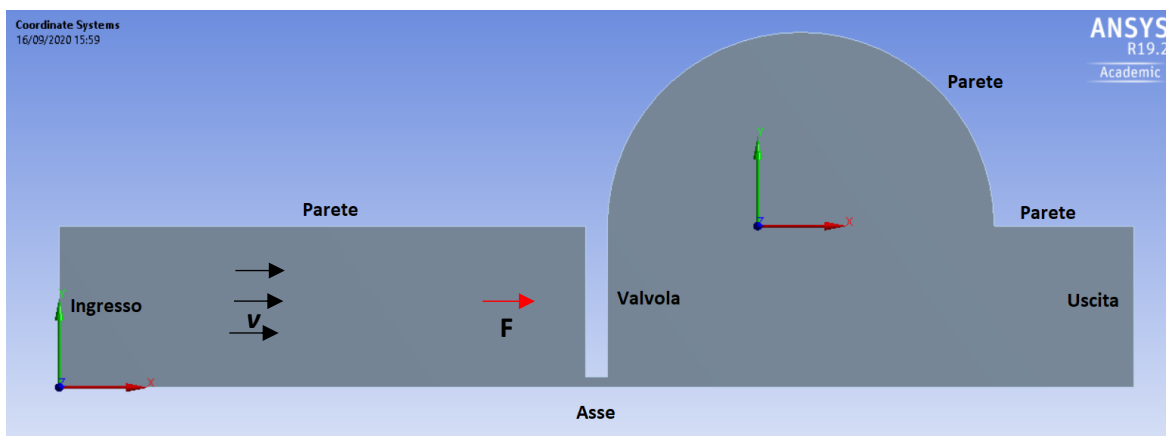


Figura 15. Dalla sezione 'Named Selections' sono stati assegnati i nomi degli elementi trattati.

In queste simulazioni è stato assegnato un gradiente di pressione per simulare il flusso; data dalla pressione in ingresso e in uscita. Difatti i fluidi si muovono sempre dalle aree di alta pressione a quelle di bassa. Le variazioni di pressione influenzano se una valvola è aperta o chiusa. Dalle ricerche bibliografiche fatte in precedenza, si evince che la valvola aortica si apre quando la pressione aortica cresce, fino al raggiungimento di un valore massimo di 125-130mmHg, e si chiude quando questa decresce.

La pressione generata dalla dinamica del flusso sulla superficie della valvola origina una spinta, che può essere vista come la forza applicata, che deve bilanciare il momento generato della cerniera e il contributo inerziale.

L'arresto del movimento della valvola avverrà quando la risultante delle pressioni sulla valvola equilibrerà la reazione della molla.

I valori di pressione in ingresso e in uscita sono stati ricavati dalle ricerche bibliografiche, eseguite nel capitolo precedente.

2.3 Modellazione numerica

Simulazioni fluidodinamiche con Ansys Fluent:

Le prove numeriche sono state effettuate mediante l'utilizzo del software Ansys Fluent 19.2. In questa fase si impongono le condizioni che esprimono la fisica del sistema da analizzare.

La pagina delle attività generali, riportata in Figura 16, consente di configurare alcune impostazioni generiche. Nel comando 'Type' è stato scelto 'Pressure-Based', che abilita l'algoritmo risolutivo di Navier-Stokes basato sulla pressione. Questo approccio è stato sviluppato per flussi incomprimibili a bassa velocità. Con riferimento alla Figura 16, dal menu di setup, si può impostare un tipo di prova statico, 'steady' o dinamico, 'transient'. Il primo è riferito alla risoluzione di un flusso costante nel tempo, mentre il secondo è riferito ad una soluzione dipendente nel tempo. In questo caso è stato scelto il secondo, poiché il software deve studiare l'andamento del flusso con la valvola in movimento.

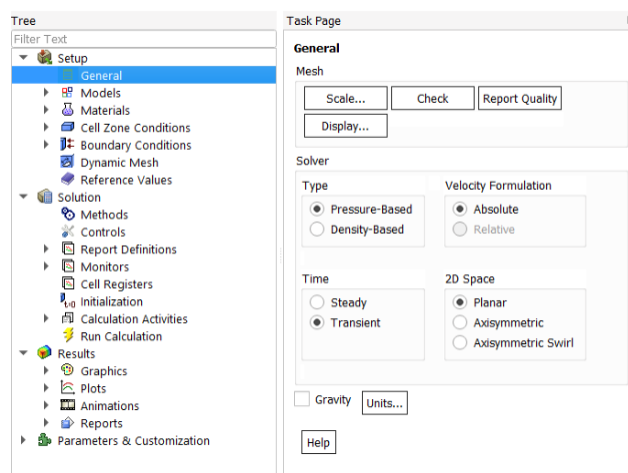


Figura 16. Opzione per definire una simulazione stazionaria o transiente.

In “Model”, è stato modellato il fluido come viscoso. (Figura 17)

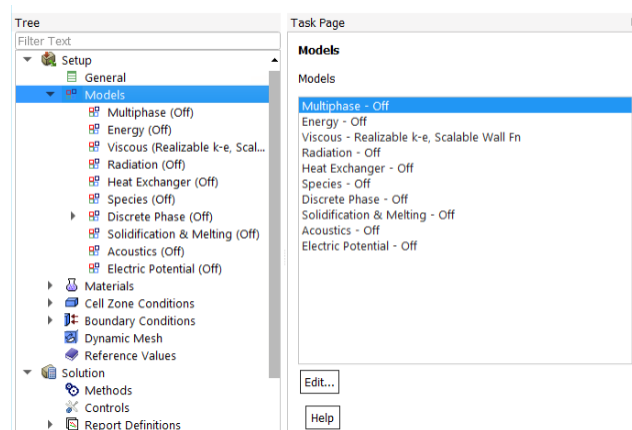


Figura 17. Opzione del tipo di modello selezionato, viscoso.

Con riferimento alla Figura 18, è stato scelto un modello ‘k-epsilon’, che specifica il flusso turbolento da calcolare, utilizzando uno dei tre modelli (Standard, RNG e Realizable). Il modello usato è ‘Realizable’, che è più preciso e più robusto degli altri due.

I flussi turbolenti sono influenzati dalla presenza delle pareti. In ‘Near-Wall Treatment’ è stato impostato ‘Scalable Wall Function’. La ‘Wall Function’ evita la necessità di modificare i modelli di turbolenza per tener conto della presenza della parete.

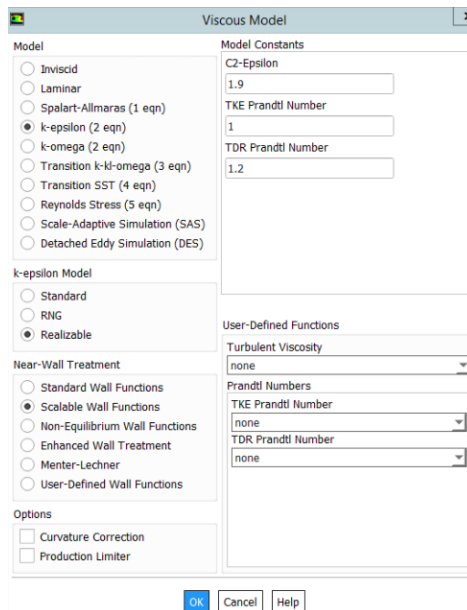


Figura 18. Opzione del tipo di modello selezionato, viscoso (laminare).

Successivamente, in ‘Materials’ è stato scelto il tipo di materiale trattato, tra fluido e solido. Scelto il materiale fluido, definito con il nome ‘blood’ e assegnatogli i valori di densità di 1065Kg/m^3 e di viscosità di 0.0453Kg/ms relativi al sangue. In seguito, nella ‘Cell Zone Condition’, è stato possibile stabilire il materiale che fluisce nel dominio. (Figura 19)

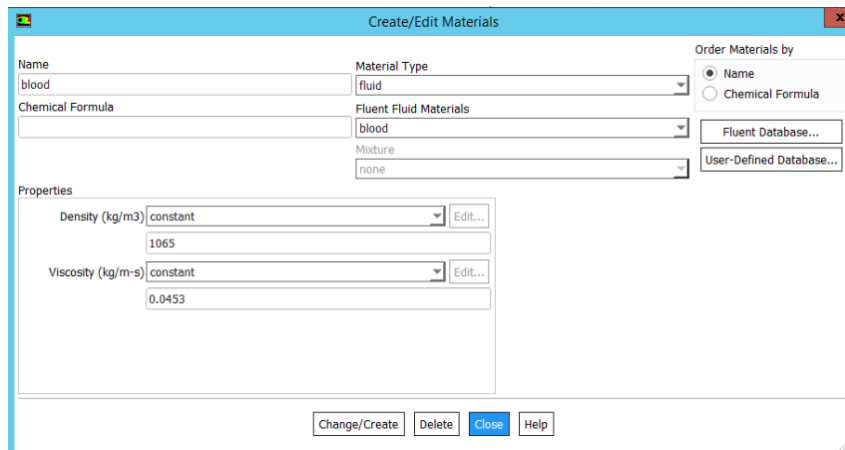


Figura 19. Opzione del materiale, 'blood'.

Nella sezione “Boundary Condition” del menu sono state indicate le condizioni al contorno definite per il problema in esame, ovvero la pressione massima in ingresso e minima in uscita, la prima è di 120mmHg o 15999Pa e la seconda 80mmHg o 10666Pa. È stata assegnata la definizione di parete nelle restanti parti, in particolar modo alla parete ‘Asse’ è stata impostata una tensione tangenziale nulla e nelle altre parti non nulla.

L’opzione ‘Dynamic Mesh’ viene impostata per modellare i flussi in cui la forma del dominio cambia nel tempo a causa di un movimento, come quello che avviene nel momento in cui la valvola si sta aprendo. La ‘Dinamic Mesh’ è necessaria per definire la cinematica della valvola.

Nella Dinamic mesh è stato impostata la tecnica di remeshing, la quale è necessaria poichè la valvola dovendosi aprire, comporta un cambiamento della mesh originale che deve essere ricalcolata e corretta. In “Mesh Method Settings” sono stati stabiliti lo Smoothing e il Remeshing. (Figura 20)

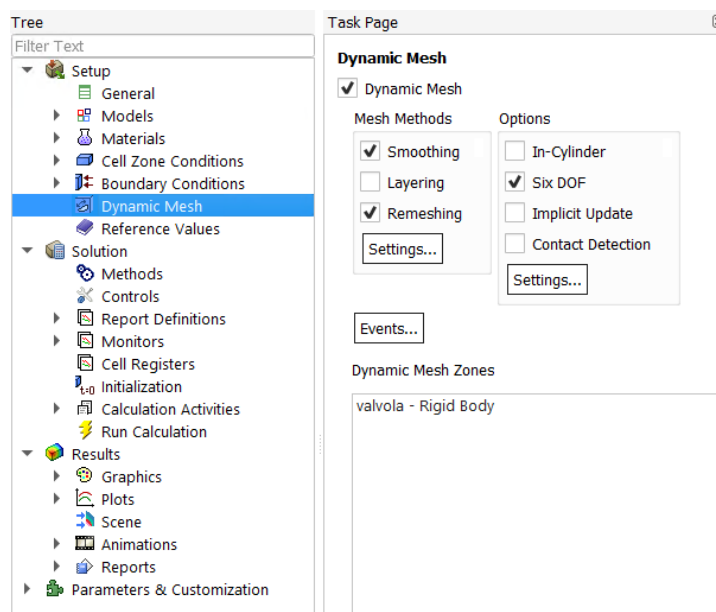


Figura 20. Opzione della Dynamic Mesh.

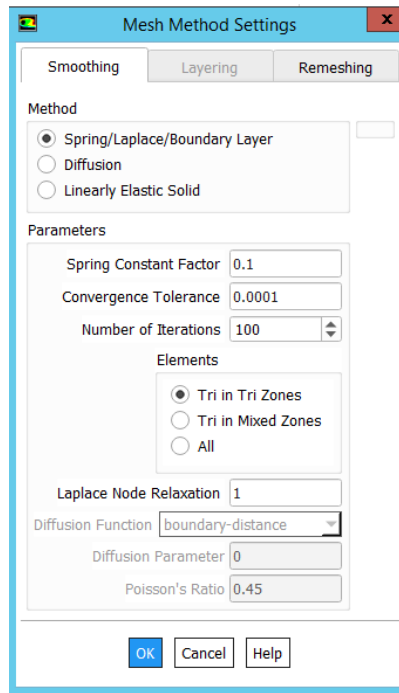


Figura 21. Opzione Smoothing in Mesh Method Settings

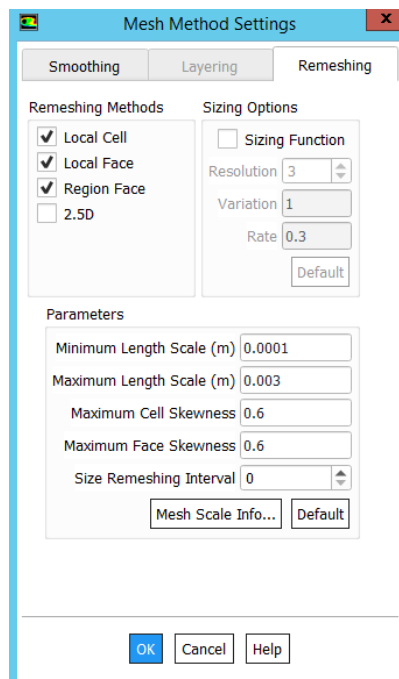


Figura 22. Opzione di Remeshing in Mesh Method Settings.

Nella sezione Options è stata definita la dinamica della valvola, come un sistema a 6 gradi di liberta, assegnando i valori d'inerzia, I , e rigidezza della molla, k , alla valvola. Inoltre, in questo punto è stato assegnato il punto di rotazione della valvola, (0.051; 0.015). (Figura 23)

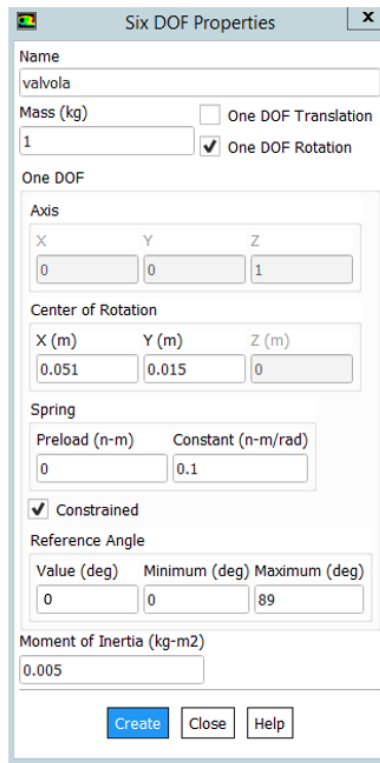


Figura 23. Opzione delle proprietà scelte per la valvola.

La simulazione viene inizializzata, con la standard initialization.

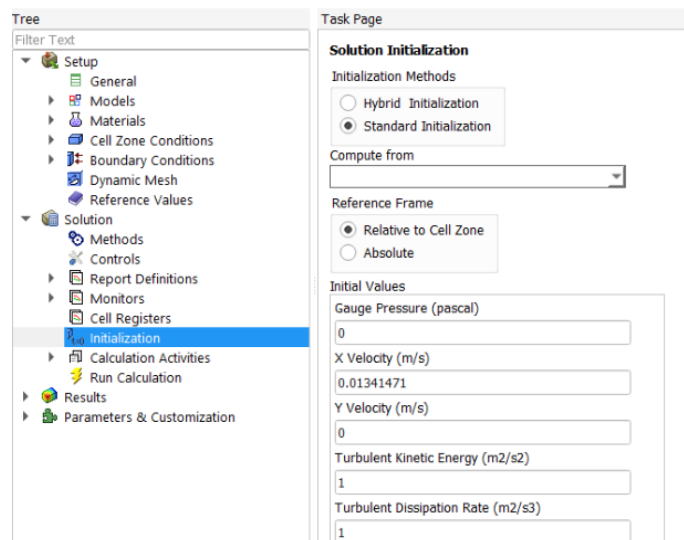


Figura 24. Fase di inizializzazione della simulazione.

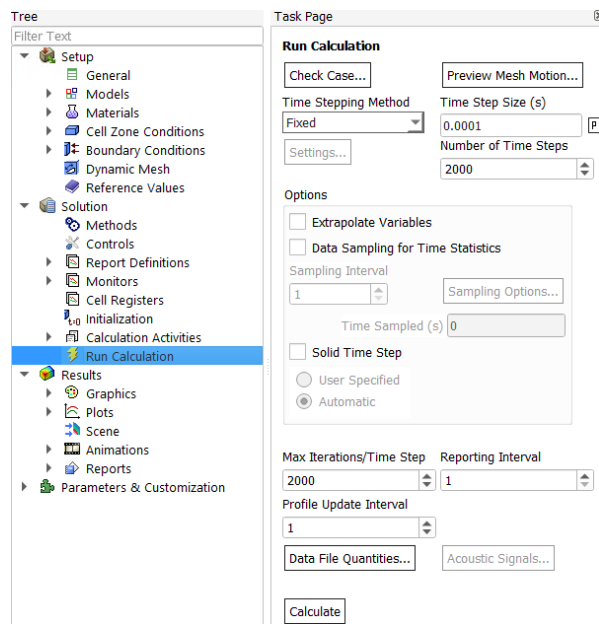


Figura 25. Impostazioni del calcolo della soluzione della simulazione dinamica.

Le simulazioni vengono fatte calcolare per un numero di time step di 2000, con time step size di 0.001, per un tempo totale simulato di 0.2s.

2.4 Campagna numerica

In questo capitolo sono stati riportati i valori di pressione, d'inerzia e di rigidità della molla impiegati nell'esecuzione delle prove.

I valori impostati nei Test:

Nelle prove eseguite sono stati assegnati diversi valori d'inerzia, di rigidità della molla e di pressione in ingresso e in uscita. I valori di pressione in ingresso e in uscita sono i medesimi per tutte le simulazioni. I valori di inerzia e di rigidità della molla sono stati attribuiti e variati nelle prove, per osservare come influiscano nell'andamento di apertura della valvola. Un ulteriore raffronto è stato eseguito mediante l'impiego di due geometrie, quella senza e con il seno di Valsalva.

Nelle prime tre prove sono stati impostati gli stessi valori di pressione in ingresso e in uscita e di rigidità ma si è variato il momento di inerzia per ogni test. La geometria usata in queste prove è la prima, il rettangolo con la valvola posizionata centralmente senza il seno di Valsalva

In particolare, il valore d'inerzia di $1.96 \times 10^{-6} \text{Kgm}^2$ calcolato nel capitolo precedente ha riscontrato un problema nella gestione numerica del software, che non è in grado di gestire l'apertura della valvola, restituendo errore. Per questo motivo, nelle prove successive sono stati impostati valori di inerzia maggiori, il minor valore che il software riesce a gestire è di $4 \times 10^{-5} \text{Kgm}^2$.

Nelle seguenti prove effettuate, SSV_I4_k0, SSV_I2_k0 e SSV_I5_k0, sono stati impostati tali valori:

	SSV_I4_k0	SSV_I2_k0	SSV_I5_k0
Ingresso [Pa]	15999	15999	15999
Uscita [Pa]	10666	10666	10666
Momento d'inerzia (I) [Kgm ²]	4×10 ⁻⁵	2×10 ⁻³	5×10 ⁻³
Costante elastica (k) [Nm/rad]	0	0	0

Tabella 3. Nella tabella sono riportati i valori in ingresso, in uscita, momento d'inerzia e costante elastica dei test SSV_I4_k0, SSV_I2_k0 e SSV_I5_k0.

Nei successivi tre test è stata usata la medesima geometria senza il seno di Valsalva, sono stati impostati i valori di pressione in ingresso e in uscita e di inerzia uguali per ognuna delle tre simulazioni. In tali prove, invece, sono stati variati i valori di rigidità per ciascun test, considerando un valore di primo tentativo di 0.25 Nm/rad.

Nelle seguenti prove effettuate, SSV_I2_k0.1, SSV_I2_k0.25 e SSV_I2_k0.5 sono stati impostati tali valori:

	SSV_I2_k0.1	SSV_I2_k0.25	SSV_I2_k0.5
Ingresso [Pa]	15999	15999	15999
Uscita [Pa]	10666	10666	10666
Momento d'inerzia (I) [Kgm ²]	2×10 ⁻³	2×10 ⁻³	2×10 ⁻³
Costante elastica (k) [Nm/rad]	0.1	0.25	0.5

Tabella 4. Nella tabella sono riportati i valori in ingresso, in uscita, momento d'inerzia e costante elastica dei test SSV_I2_k0.1, SSV_I2_k0.25 e SSV_I2_k0.5.

Infine, nell'ultima prova effettuata è stata usata la geometria con il seno di Valsalva. Sono stati impostati i seguenti valori:

	CSV_I5_k0.1
Ingresso [Pa]	15999
Uscita [Pa]	10666
Momento d'inerzia (I) [Kgm ²]	5×10 ⁻³
Costante elastica (k) [Nm/rad]	0.1

Tabella 5. Nella tabella sono riportati i valori in ingresso, in uscita, momento d'inerzia e costante elastica del test CSV_I5_k0.1.

Capitolo 3 -Risultati

3.1 Elementi valutati per analizzare il problema

Dalle simulazioni svolte sono stati valutati i seguenti risultati: l'angolo di apertura e la velocità angolare della valvola, il flusso in ingresso e in uscita sui bordi aperti e il momento dovuto al flusso rispetto al punto di applicazione.

3.1.1 Angolo di apertura

Per determinare l'angolo di apertura è stata fatta un'analisi trigonometrica della rappresentazione geometrica della valvola, come in Figura 26. Durante l'apertura della valvola, il punto estremo della valvola si sposta e raggiunge un valore x massimo. Il punto x_0 è 0.051m, corrispondente all'estremità della valvola quando questa è chiusa. L è 0.014m, la lunghezza della valvola. θ è l'angolo che si forma tra la valvola quando è chiusa e quando si sta aprendo.

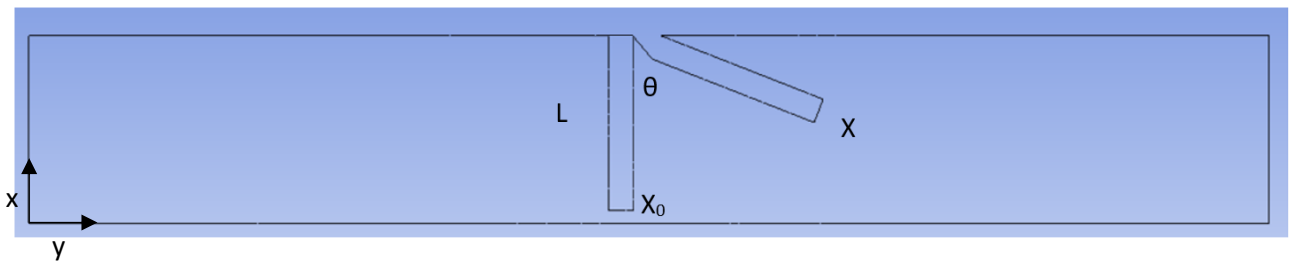


Figura 26. Rappresentazione della geometria con l'apertura della valvola.

La formula che si ricava è la seguente:

$$\theta = \text{asin}\left(\frac{x - x_0}{L}\right) = \text{asin}\left(\frac{x - 0.051}{0.014}\right) [\text{deg}]$$

L è 0.014m, indica l'intera lunghezza della valvola.

3.1.2 Velocità angolare

Per calcolare la velocità angolare si è usata la seguente formula:

$$\omega = \left(\frac{v}{L}\right) * \frac{v_x}{|v_x|} = \left(\frac{v}{0.014}\right) \frac{v_x}{|v_x|} [\text{s}^{-1}]$$

v indica il modulo della velocità massima della valvola;

L è 0.014m, indica l'intera lunghezza della valvola;

$\frac{v_x}{|v_x|}$ è il versore della velocità, che ne determina il verso.

3.1.3 Flusso in ingresso e in uscita

Per determinare il flusso in ingresso e in uscita, Q , è stata usata l'equazione impostata nel software. L'equazione è:

$$Q = \int_A (\rho \vec{v} \cdot \hat{n}) dA$$

Dove:

A è l'area dell'ingresso o dell'uscita;

\vec{v} è un vettore di velocità;

ρ è la densità del fluido;

\hat{n} è il versore normale alla superficie.

3.1.4 Momento dovuto al flusso

Per determinare il momento dovuto al flusso, T , è stata usata l'equazione impostata nel software. L'equazione è:

$$T = \left(\int_s (\vec{r} \times \vec{t}) dS \right) \cdot \hat{a}$$

Dove:

S rappresenta le superfici della valvola;

\vec{t} è il vettore delle tensioni;

\vec{r} è la posizione del punto di applicazione della tensione;

3.2 Simulazioni

Test SSV_I4_k0

La prova ha come momento di inerzia $4 \times 10^{-5} \text{Kgm}^2$ e costante elastica di 0Nm/rad , senza seno di Valsalva.

Angolo di apertura:

Con riferimento alla Figura 27, l'angolo di apertura della valvola oscilla nel tempo. Nella tabella 6 sono riportati i punti massimi:

Tempo (s)	Angolo di apertura (deg)
0.045	88.4515
0.086	88.5089
0.124	88.3029
0.0161	88.1473
0.2	88.1342

Tabella 6. Nella tabella sono stati riportati i valori dell'angolo di apertura in determinati istanti di tempo.

Nella Figura 27, l'angolo di apertura della valvola ha una crescita repentina nei primi istanti e successivamente la curva decresce rapidamente, quindi la valvola torna indietro. In seguito, l'angolo di apertura della valvola

ha un ulteriore picco, che prosegue in tale maniera anche nei tempi successivi. Tale oscillazione è dovuta dal momento di inerzia molto piccolo.

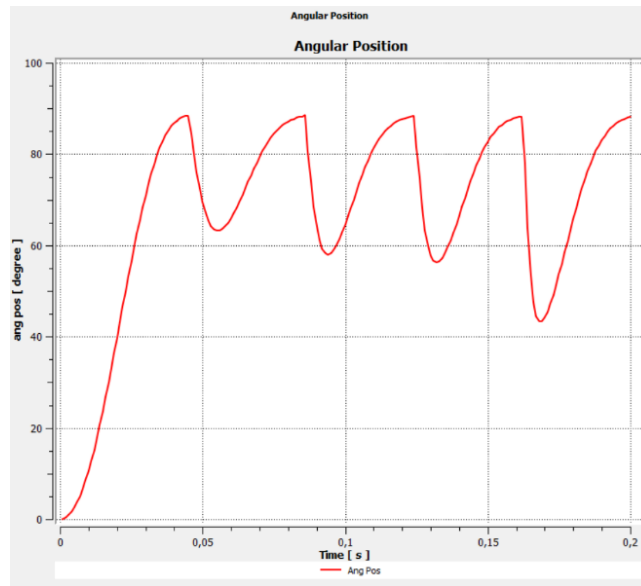


Figura 27. Angolo di apertura. Valvola con momento d'inerzia $4 \times 10^{-5} \text{Kg m}^2$ e $k=0 \text{Nm/rad}$.

Velocità angolare:

Nella Figura 28, è riportata la velocità angolare, dove si evidenzia un'oscillazione, con dei picchi molto evidenti.

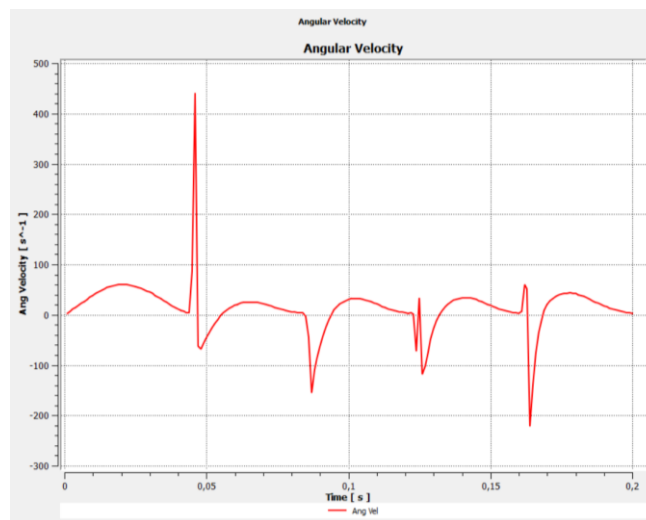


Figura 28. Velocità angolare. Valvola con momento d'inerzia, I , $4 \times 10^{-5} \text{Kg m}^2$ e costante elastica, k , 0Nm/rad .

Flusso in ingresso e in uscita:

Nella Figura 29, si evidenzia un aumento repentino dei flussi in ingresso e in uscita per poi, negli istanti successivi oscillare.

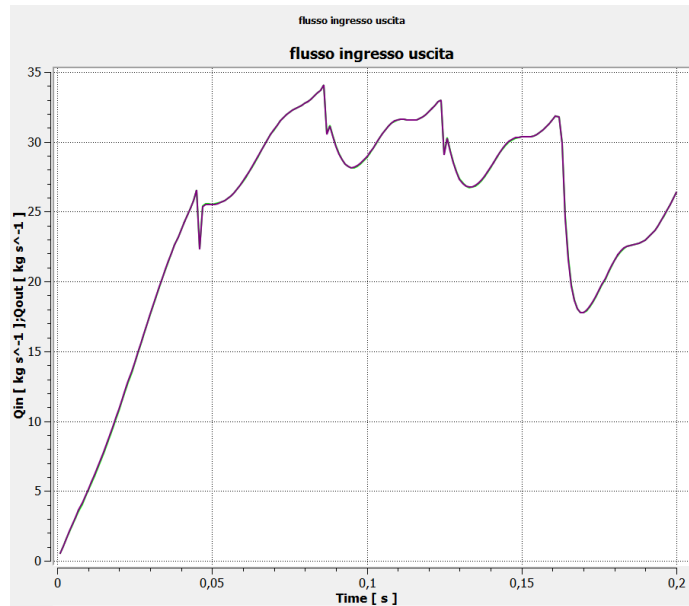


Figura 29. Flusso in ingresso e in uscita. Valvola con momento d'inerzia, $I, 4 \times 10^{-5} \text{Kgm}^2$ e costante elastica, $k, 0 \text{Nm/rad}$.

Momento dovuto al flusso:

Nella Figura 30, il momento dovuto al flusso possiede picchi positivi e negativi. In Figura 31 è stato analizzato il momento dovuto al flusso, in un valore delle ordinate comprese tra -10J e 10J, dove si evidenzia che tra i picchi positivi e negativi la curva non ha un andamento costante a 0J ma continua ad oscillare.

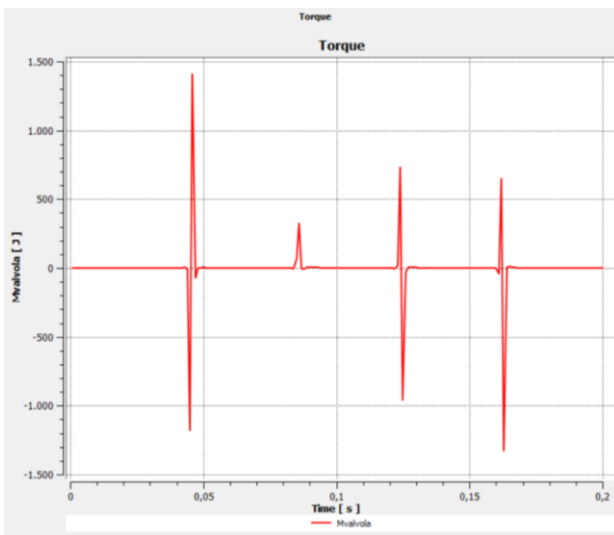


Figura 30. Momento dovuto al flusso. Valvola con momento d'inerzia, $I, 4 \times 10^{-5} \text{Kgm}^2$ e costante elastica, $k, 0 \text{Nm/rad}$.

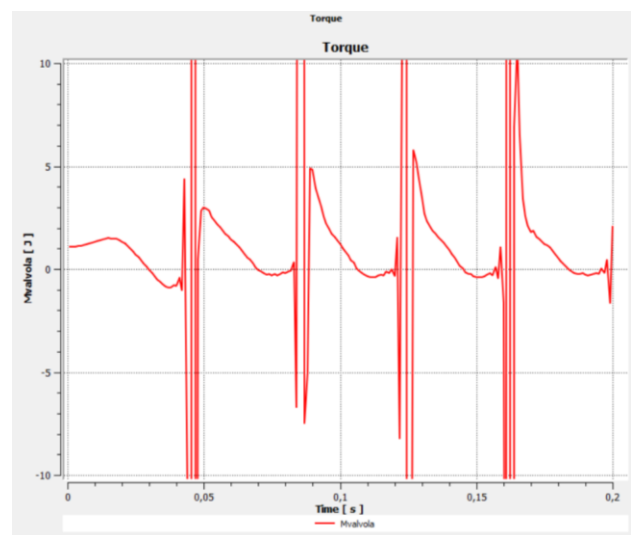


Figura 31. Momento dovuto al flusso. Valvola con momento d'inerzia, $I, 4 \times 10^{-5} \text{Kgm}^2$ e costante elastica, $k, 0 \text{Nm/rad}$. Valore delle ordinate compreso tra -10J e 10J.

Test SSV_I2_k0

La prova ha come momento d'inerzia $2 \times 10^{-3} \text{Kgm}^2$ e costante elastica di 0Nm/rad , senza il seno di Valsalva.

Angolo di apertura:

Nella Figura 32, l'angolo di apertura ha una crescita repentina nei primi 0.123s fino a 88.5272 gradi, successivamente detiene un andamento costante fino a 0.2s.

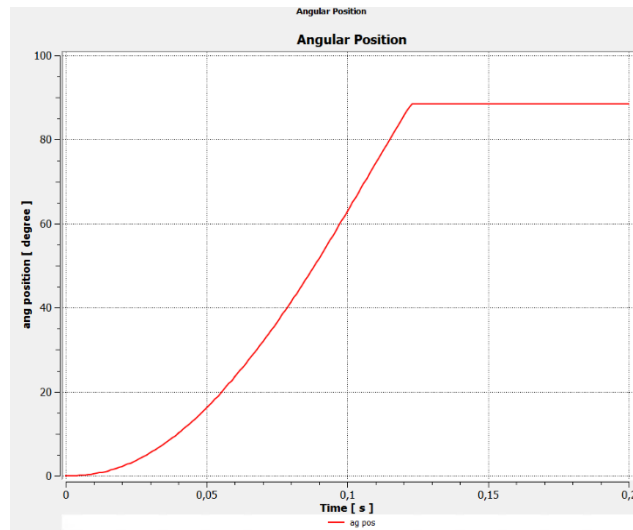


Figura 32. Angolo di apertura. Valvola con momento d'inerzia $2 \times 10^{-3} \text{Kgm}^2$ e $k=0 \text{Nm/rad}$.

Velocità angolare:

Nella Figura 33, la velocità angolare subisce un aumento repentino nel primo tratto, successivamente decresce, prima più lentamente e poi istantaneamente a 0rad/s e infine resta costante in questo modo fino a 0.2s.

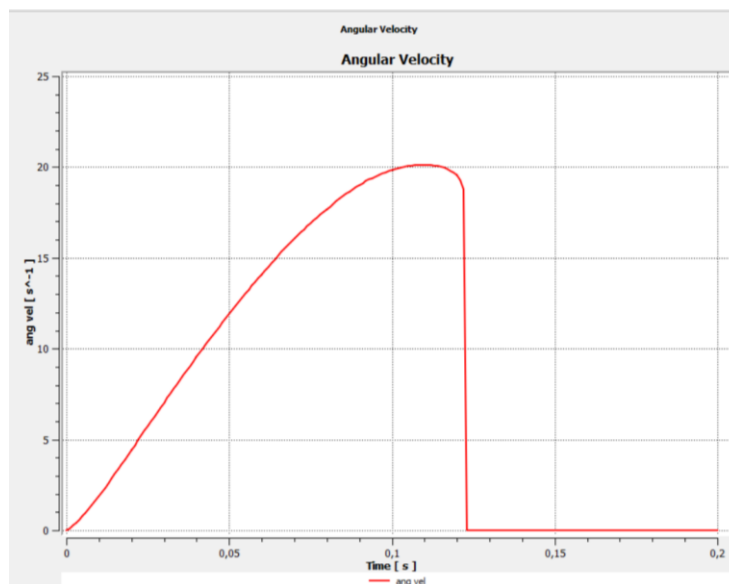


Figura 33. Velocità angolare. Valvola con momento d'inerzia, $I, 2 \times 10^{-3} \text{Kgm}^2$ e costante elastica, $k, 0 \text{Nm/rad}$.

Flusso in ingresso e in uscita:

Nella Figura 34, è rappresentato il flusso in ingresso e in uscita, che evidenzia un tratto iniziale con una crescita progressiva, successivamente questa crescita avviene molto più rapidamente e poi tende a stabilizzarsi.

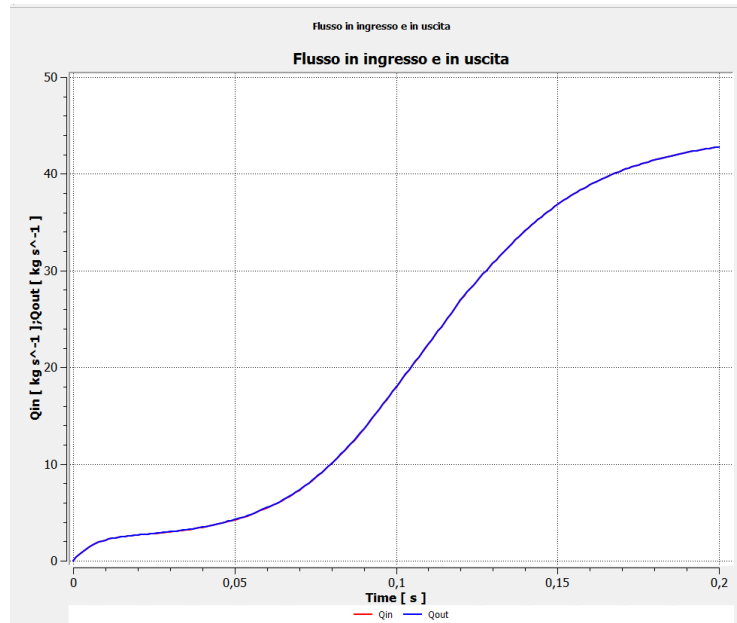


Figura 34. Flusso in ingresso e in uscita. Valvola con momento d'inerzia, $I, 2 \times 10^{-3} \text{Kg m}^2$ e costante elastica, $k, 0 \text{Nm/rad}$

Momento dovuto al flusso:

Nella Figura 35, il momento dovuto al flusso presenta una crescita progressiva per poi decrescere negativamente e infine, torna nuovamente positivo per poi diminuire nuovamente e stabilizzarsi poco al di sotto dello 0 J.

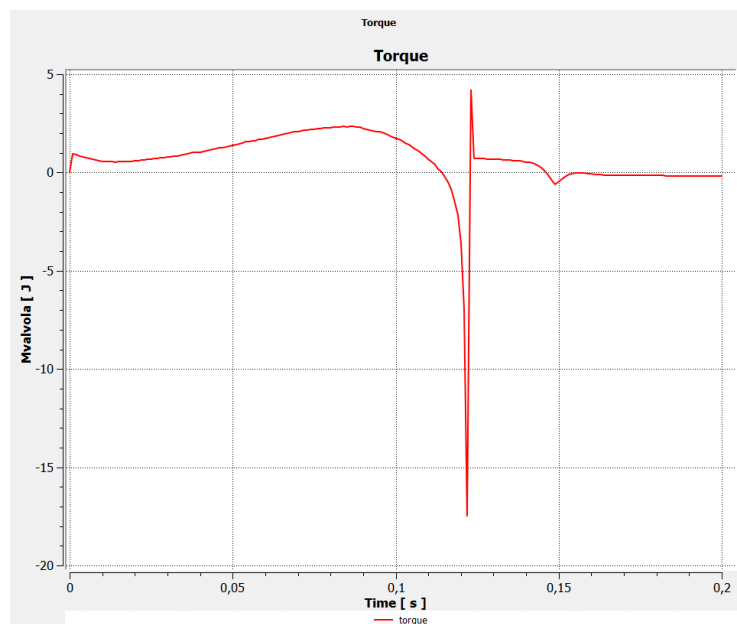


Figura 35. Momento dovuto al flusso. Valvola con momento d'inerzia, $I, 2 \times 10^{-3} \text{Kg m}^2$ e costante elastica, $k, 0 \text{Nm/rad}$.

Test SSV_15_k0

La prova ha come momento d'inerzia $5 \times 10^{-3} \text{Kgm}^2$ e costante elastica di 0Nm/rad , senza il seno di Valsalva.

Angolo di apertura:

Nella Figura 36, è stato rappresentato l'angolo di apertura della valvola, vi è un aumento progressivo di questo per poi stabilizzarsi.

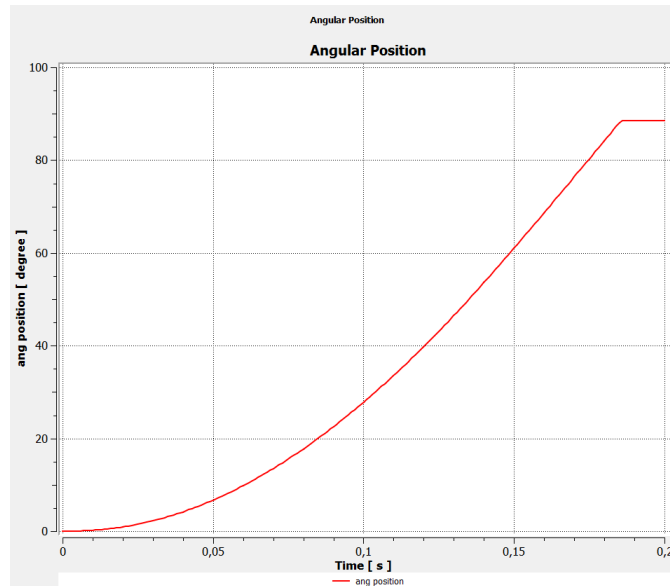


Figura 36. Angolo di apertura. Valvola con momento d'inerzia, $I, 5 \times 10^{-3} \text{Kgm}^2$ e costante elastica, $k, 0 \text{Nm/rad}$.

Velocità angolare:

Nella Figura 37, la velocità angolare subisce un aumento repentino nel primo tratto poi decresce, prima in modo progressivo e infine istantaneamente a 0rad/s e rimane costante in tale maniera fino a 0.2s.

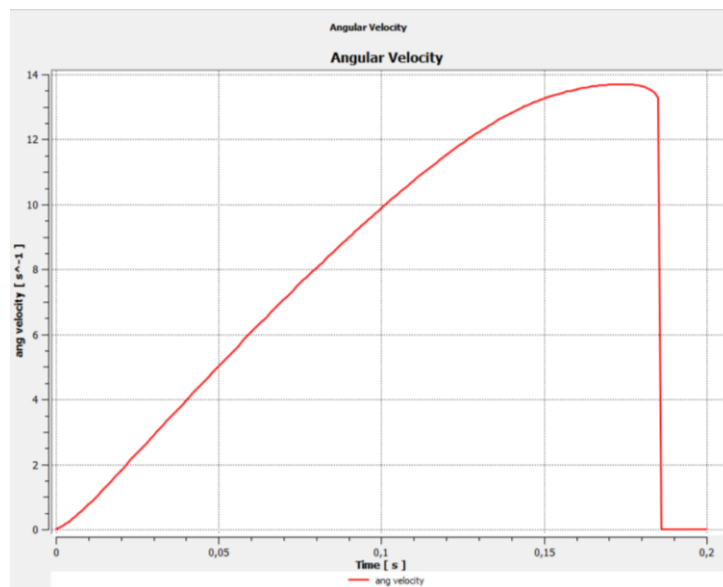


Figura 37. Velocità angolare. Valvola con momento d'inerzia, $I, 5 \times 10^{-3} \text{Kgm}^2$ e costante elastica, $k, 0 \text{Nm/rad}$.

Flusso in ingresso e in uscita:

Nella Figura 38, è rappresentato il flusso in ingresso e in uscita, il quale presenta un tratto iniziale in cui vi è una crescita progressiva, successivamente questa crescita avviene molto più velocemente.

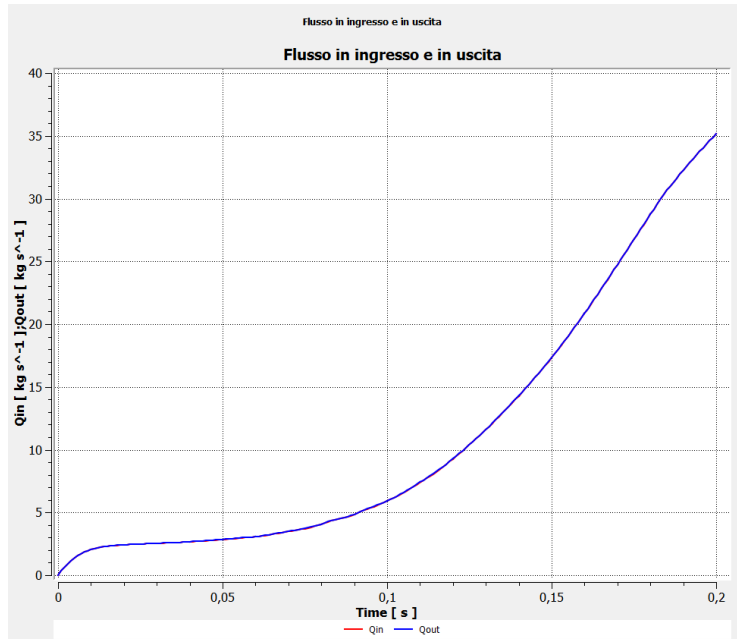


Figura 38. Flusso in ingresso e in uscita. Valvola con momento d'inerzia, $I, 5 \times 10^{-3} \text{Kg m}^2$ e costante elastica, $k, 0 \text{Nm/rad}$.

Momento dovuto al flusso:

Nella Figura 39, il momento dovuto al flusso presenta una crescita progressiva per poi decrescere negativamente e infine tornare nuovamente positivo. Il picco negativo determina l'arresto della valvola.

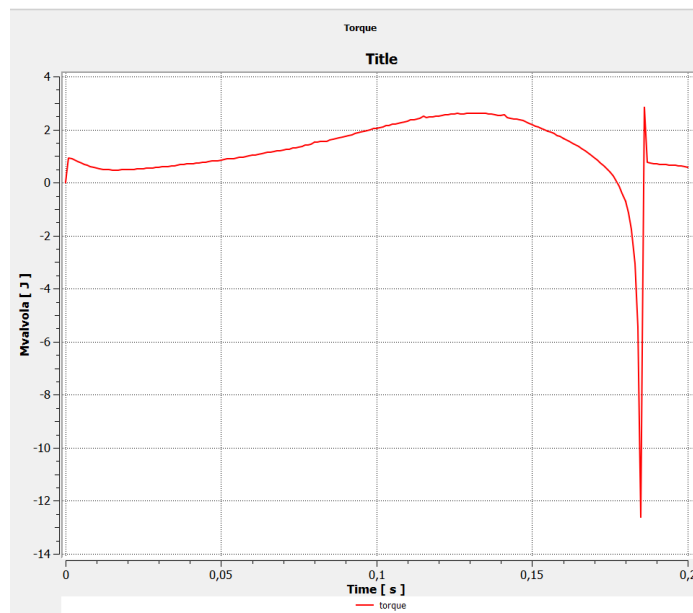


Figura 39. Momento dovuto al flusso. Valvola con momento d'inerzia, $I, 5 \times 10^{-3} \text{Kg m}^2$ e costante elastica, $k, 0 \text{Nm/rad}$.

Test SSV_I2_k0.1

La prova ha come momento d'inerzia $2 \times 10^{-3} \text{Kgm}^2$ e costante elastica di 0.1Nm/rad , senza il seno di Valsalva.

Angolo di apertura:

Nella Figura 40, l'angolo di apertura della valvola subisce una crescita repentina nei primi 0.128s e poi decresce leggermente fino a 0.2s. Difatti, una constatazione fondamentale da fare è che a 0.2s la valvola si apre di 84.0361 gradi mentre l'apertura massima di 88.5278 gradi si ottiene a 0.128s, quindi, la valvola torna indietro dopo aver raggiunto il picco massimo.

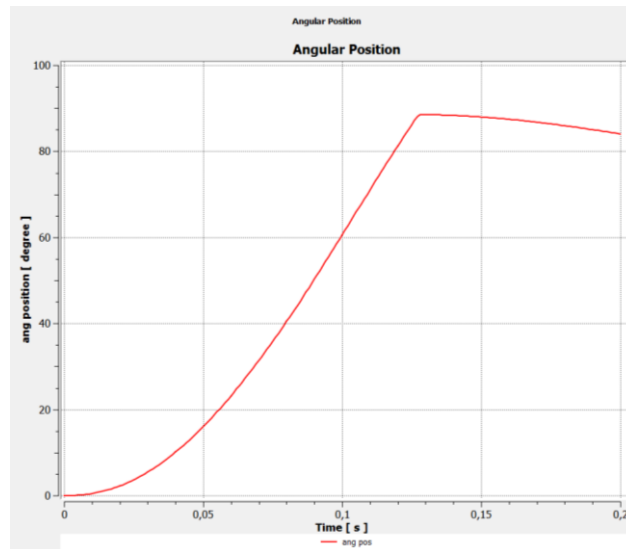


Figura 40. Angolo di apertura. Valvola con momento d'inerzia, $I, 2 \times 10^{-3} \text{Kgm}^2$ e costante elastica, $k, 0.1 \text{Nm/rad}$.

Velocità angolare:

Nella Figura 41, è rappresentata la velocità angolare compresa tra 0s e 0.127s, dove si evidenzia una crescita repentina, poi decresce leggermente negli istanti successivi. In Figura 42 è rappresentata la curva della velocità angolare in un valore di ascisse compreso 0.129s e 0.2s, dove si rileva un decadimento a valori negativi dovuto all'arretramento della valvola.

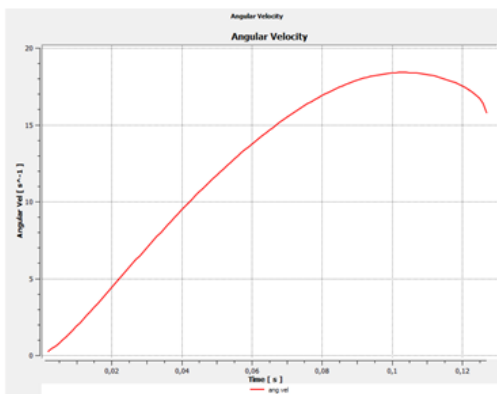


Figura 41. Velocità angolare. Valvola con momento d'inerzia, $I, 2 \times 10^{-3} \text{Kgm}^2$ e costante elastica, $k, 0.1 \text{Nm/rad}$. Valore delle ascisse compreso tra 0s e 0.127s.

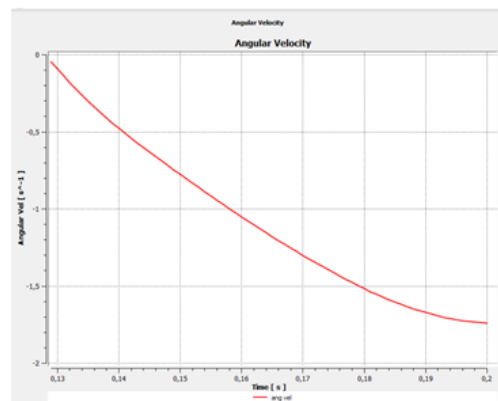


Figura 42. Velocità angolare. Valvola con momento d'inerzia, $I, 2 \times 10^{-3} \text{Kgm}^2$ e costante elastica, $k, 0.1 \text{Nm/rad}$. Valore delle ascisse compreso tra 0.129s e 0.2s.

Flusso in ingresso e in uscita:

Nella Figura 43 il flusso detiene una crescita progressiva nei primi istanti, in seguito la pendenza della curva aumenta, quindi subisce una crescita più repentina, per poi divenire costante.

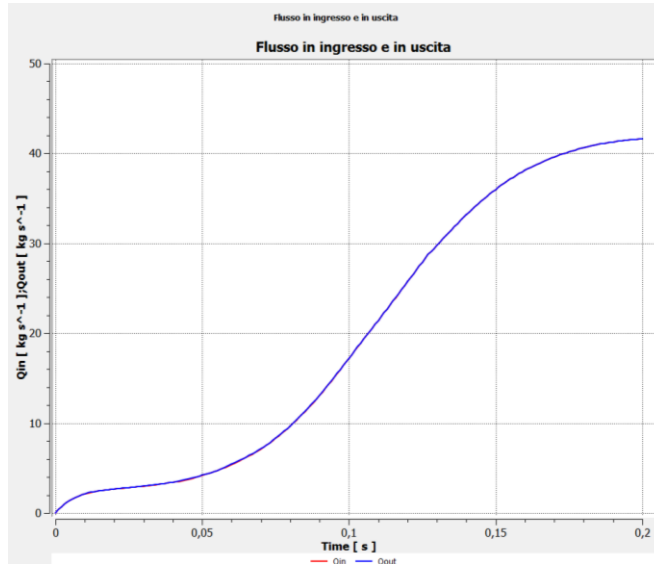


Figura 43. Flusso in ingresso e in uscita. Valvola con momento d'inerzia, $I, 2 \times 10^{-3} \text{Kg m}^2$ e costante elastica, $k, 0.1 \text{Nm/rad}$.

Momento dovuto al flusso:

Nella Figura 44, il momento dovuto al flusso ha una crescita progressiva però poi decresce fino a giungere a valori negativi e infine crescere fino a valori positivi. Il picco negativo rappresenta l'arresto della valvola.

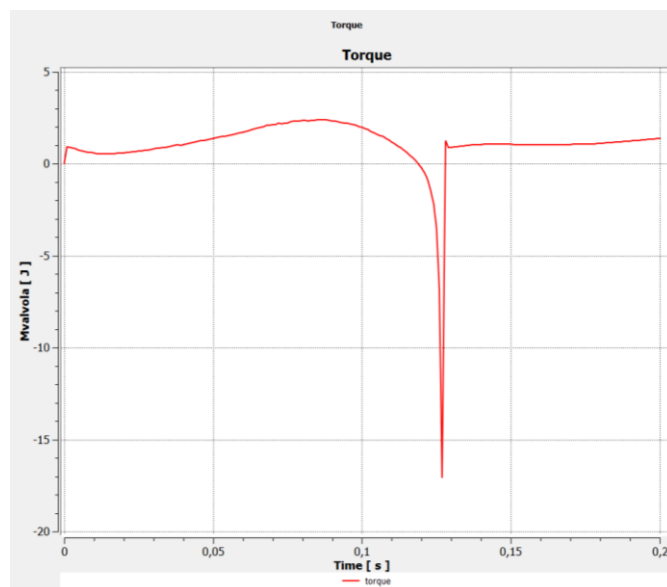


Figura 44. momento dovuto al flusso. Valvola con momento d'inerzia, $I, 2 \times 10^{-3} \text{Kg m}^2$ e costante elastica, $k, 0.1 \text{Nm/rad}$.

Test SSV_I2_k0.25

La prova ha come momento d'inerzia $2 \times 10^{-3} \text{Kgm}^2$ e costante elastica di 0.25Nm/rad , senza il seno di Valsalva.

Angolo di apertura:

Nella Figura 45, l'angolo di apertura della valvola subisce una crescita repentina nei primi 0.139s e poi decresce leggermente fino a 0.2s. Difatti, la simulazione detiene un'apertura massima di 88.5278 gradi in 0.139s, mentre a 0.2s la valvola ha un'apertura di 76.4789, quindi, la valvola torna indietro dopo aver raggiunto il picco massimo.

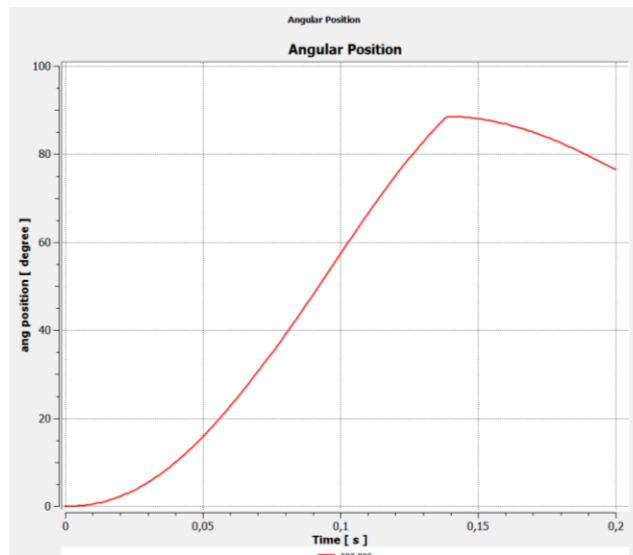


Figura 45. Angolo di apertura. Valvola con momento d'inerzia, $I, 2 \times 10^{-3} \text{Kgm}^2$ e costante elastica, $k, 0.25 \text{Nm/rad}$.

Velocità angolare:

Nella Figura 46, la velocità angolare ha una crescita repentina, poi decresce prima in modo graduale e dopo repentino fino allo 0rad/s e infine decresce a valori negativi.

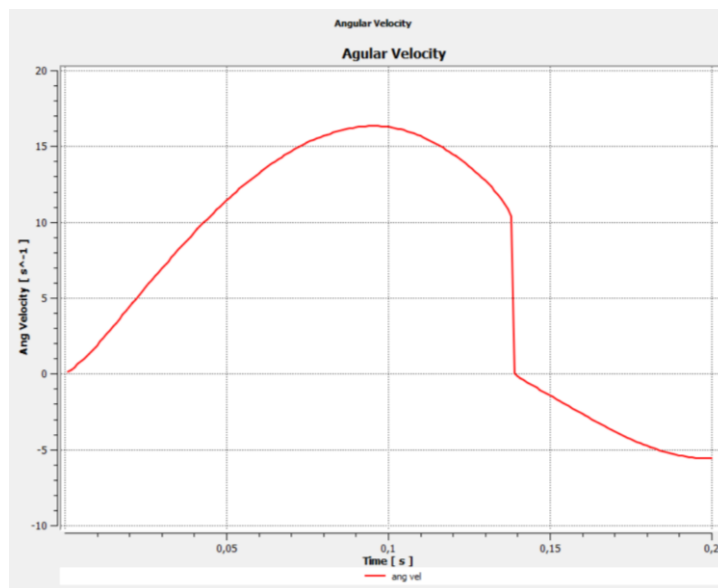


Figura 46. Velocità angolare. Valvola con momento d'inerzia, $I, 2 \times 10^{-3} \text{Kgm}^2$ e costante elastica, $k, 0.25 \text{Nm/rad}$

Flusso in ingresso e in uscita:

Nella Figura 47, il flusso detiene una crescita progressiva nei primi istanti di tempo fino a circa 0.07s, per poi aumentare rapidamente

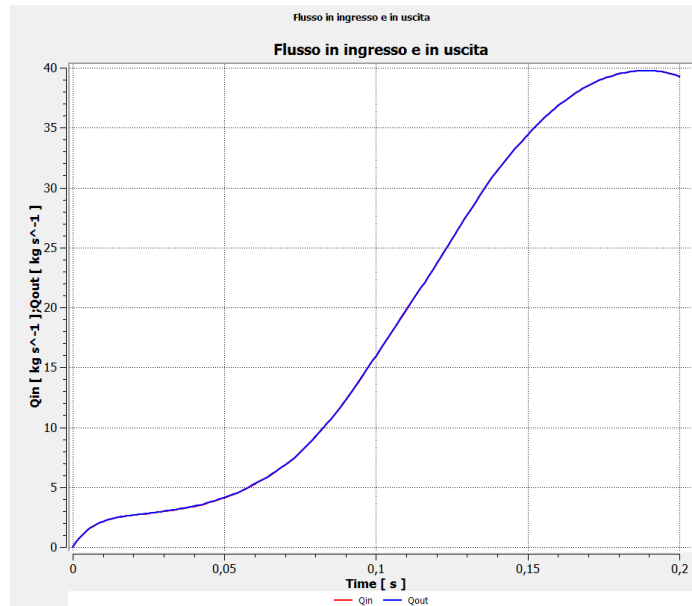


Figura 47. Flusso in ingresso e in uscita. Valvola con momento d'inerzia, $I, 2 \times 10^{-3} \text{Kg} \cdot \text{m}^2$ e costante elastica, $k, 0.25 \text{Nm/rad}$.

Momento dovuto al flusso:

Nella Figura 48, rappresentante il momento dovuto al flusso ha una crescita pressoché costante però più ripida della precedente però successivamente decresce in modo repentino fino a giungere a valori negativi per poi infine crescere fino a valori positivi. Il picco negativo rappresenta il punto di arresto della valvola.

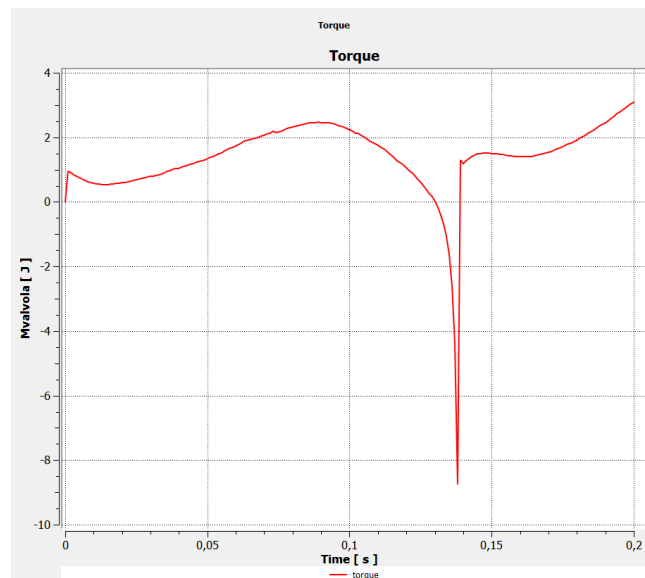


Figura 48. Momento dovuto al flusso. Valvola con momento d'inerzia, $I, 2 \times 10^{-3} \text{Kg} \cdot \text{m}^2$ e costante elastica, $k, 0.25 \text{Nm/rad}$.

Test SSV_I2_k0.5

La prova ha come momento d'inerzia $2 \times 10^{-3} \text{Kgm}^2$ e costante elastica di 0.5Nm/rad , senza il seno di Valsalva.

Angolo di apertura:

Nella Figura 49, l'angolo di apertura della valvola subisce una crescita repentina nei primi 0.161s e poi decresce leggermente. La simulazione mostra un'apertura massima di 77.53 gradi in 0.161s, però a 0.2s la valvola ha un'apertura di 68.6191, quindi, la valvola torna indietro dopo aver raggiunto il picco massimo.

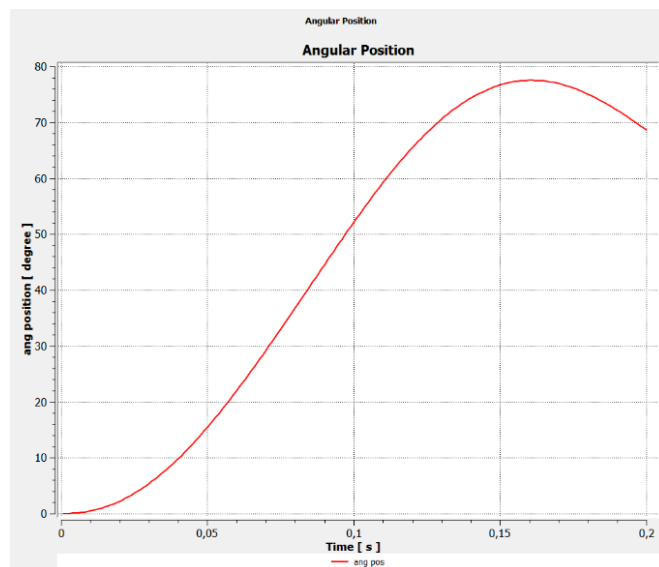


Figura 49. Angolo di apertura. Valvola con momento d'inerzia, $I, 2 \times 10^{-3} \text{Kgm}^2$ e costante elastica, $k, 0.5 \text{Nm/rad}$.

Velocità angolare:

Nella Figura 50, la velocità angolare ha una crescita iniziale, successivamente decresce fino a 0rad/s e negli istanti finali decresce a valori negativi.

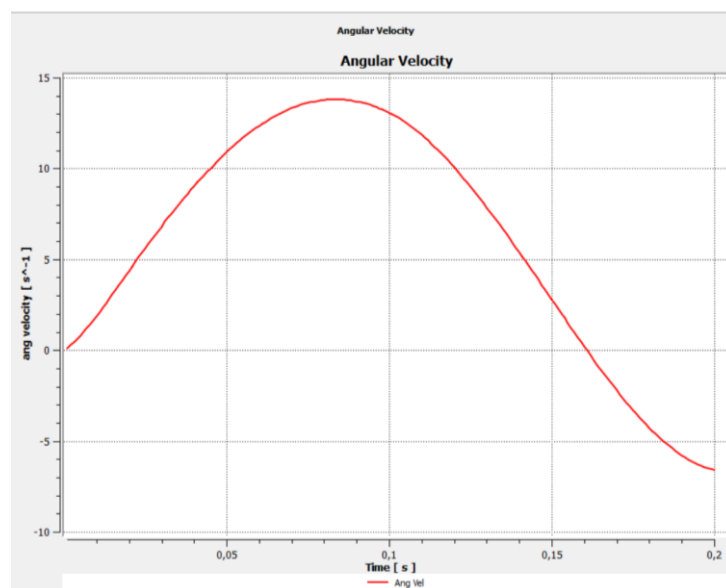


Figura 50. Velocità angolare. Valvola con momento d'inerzia, $I, 2 \times 10^{-3} \text{Kgm}^2$ e costante elastica, $k, 0.5 \text{Nm/rad}$.

Flusso in ingresso e in uscita:

Nella Figura 51, il flusso detiene una crescita progressiva nei primi istanti di tempo, successivamente aumenta, ossia subisce una crescita repentina e infine decrescere nuovamente.

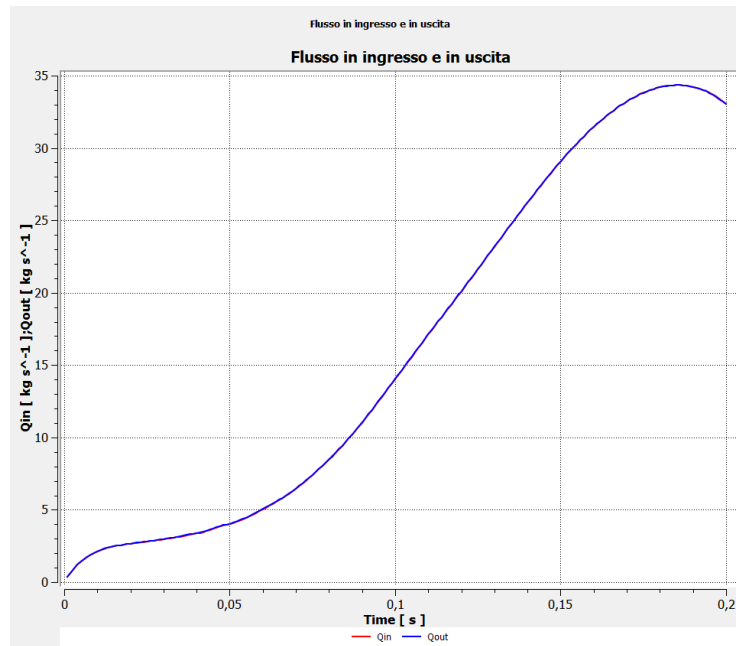


Figura 51. Flusso in ingresso e in uscita. Valvola con momento d'inerzia, $I, 2 \times 10^{-3} \text{Kg m}^2$ e costante elastica, $k, 0.5 \text{Nm/rad}$.

Momento dovuto al flusso:

Nella Figura 52, il momento dovuto al flusso nei primi istanti diminuisce, successivamente cresce, poi decresce nuovamente infine aumenta in maniera repentina. Inoltre, dalla Figura 52 si evince che l'andamento ha delle leggere oscillazioni.

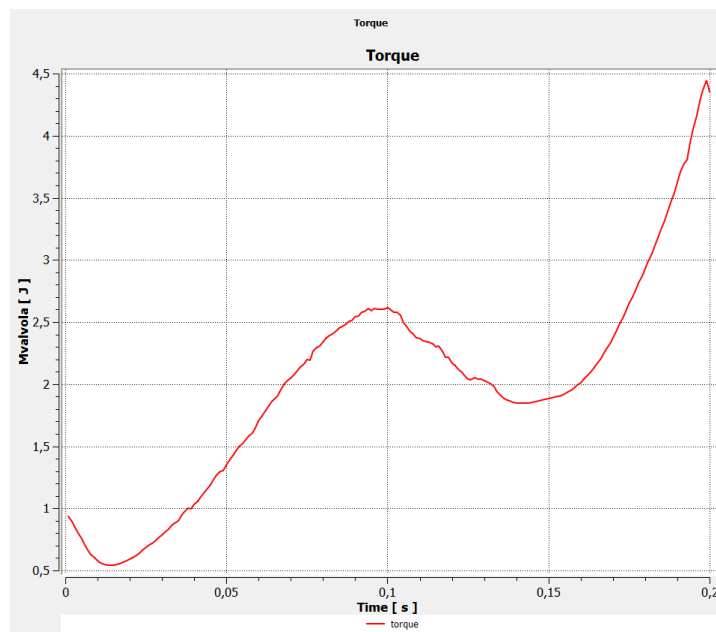


Figura 52. Momento dovuto al flusso. Valvola con momento d'inerzia, $I, 2 \times 10^{-3} \text{Kg m}^2$ e costante elastica, $k, 0.5 \text{Nm/rad}$.

Test CSV_I5_k0.1

La prova ha come momento d'inerzia $5 \times 10^{-3} \text{Kgm}^2$ e costante elastica di 0.1Nm/rad , con il seno di Valsalva.

Angolo di apertura:

Nella Figura 53, si evince una crescita prima progressiva dell'angolo di apertura. L'apertura raggiunta è di 88.5278 gradi al tempo 0.197s.

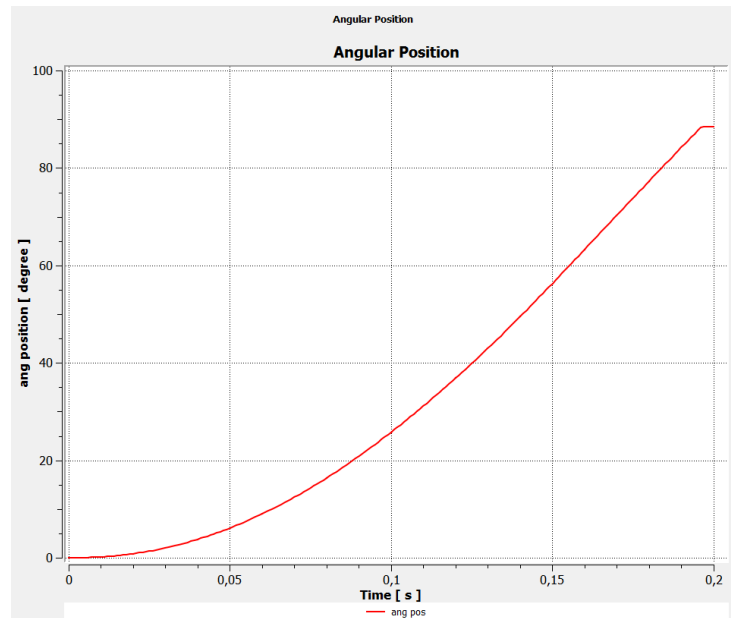


Figura 53. Angolo di apertura. Valvola con momento d'inerzia, $I, 5 \times 10^{-3} \text{Kgm}^2$ e costante elastica, $k, 0.1 \text{Nm/rad}$.

Velocità angolare:

Nella Figura 54, si ha una crescita repentina della velocità angolare per poi decrescere, prima progressivamente e infine istantaneamente a 0rad/s .

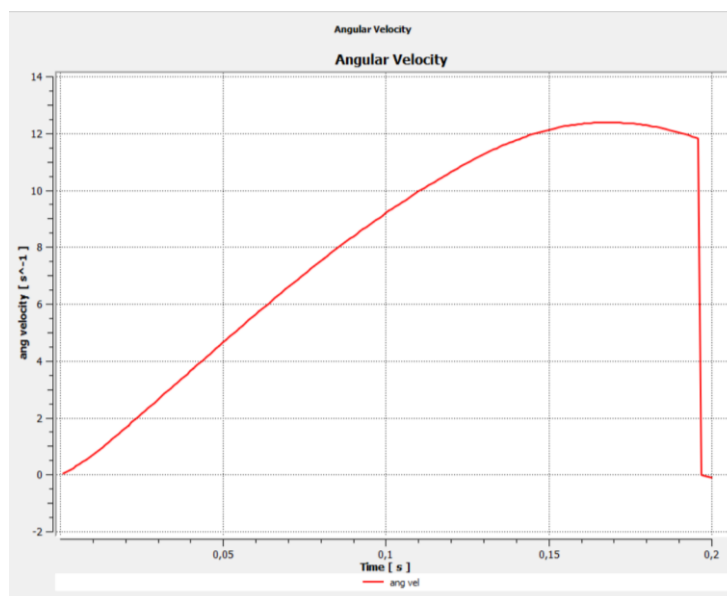


Figura 54. Velocità angolare. Valvola con momento d'inerzia, $I, 5 \times 10^{-3} \text{Kgm}^2$ e costante elastica, $k, 0.1 \text{Nm/rad}$.

Flusso in ingresso e in uscita:

Nella Figura 55, si evince una crescita pressoché costante nel primo tratto e successivamente una crescita molto più rapida.

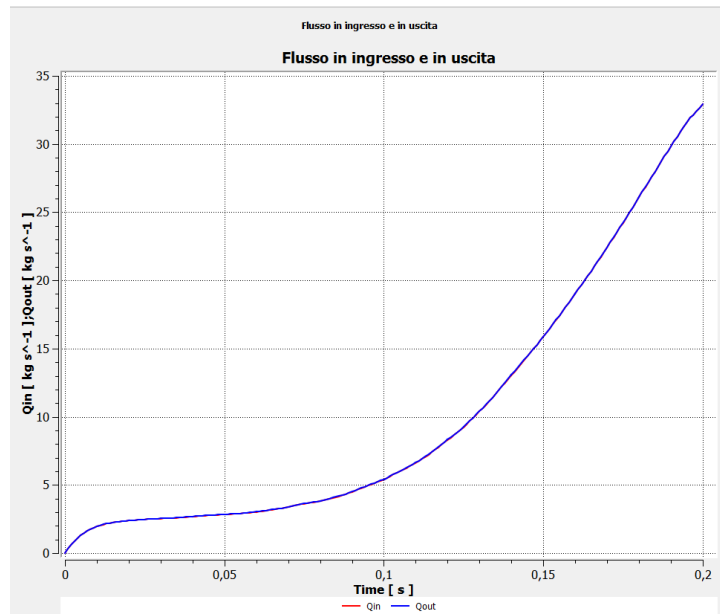


Figura 55. Flusso in ingresso e in uscita. Valvola con momento d'inerzia, $I, 5 \times 10^{-3} \text{Kg m}^2$ e costante elastica, $k, 0.1 \text{Nm/rad}$.

Momento dovuto al flusso:

Nella Figura 56, il momento dovuto al flusso ha una crescita quasi istantanea per poi decrescere e successivamente crescere in maniera progressiva fino a circa 0.14s e poi decrescere repentinamente fino a 0.196s, punto di picco minimo, infine cresce nuovamente leggermente e poi resta costante. Anche in questo caso la curva del momento dovuto al flusso ha delle leggere oscillazioni.

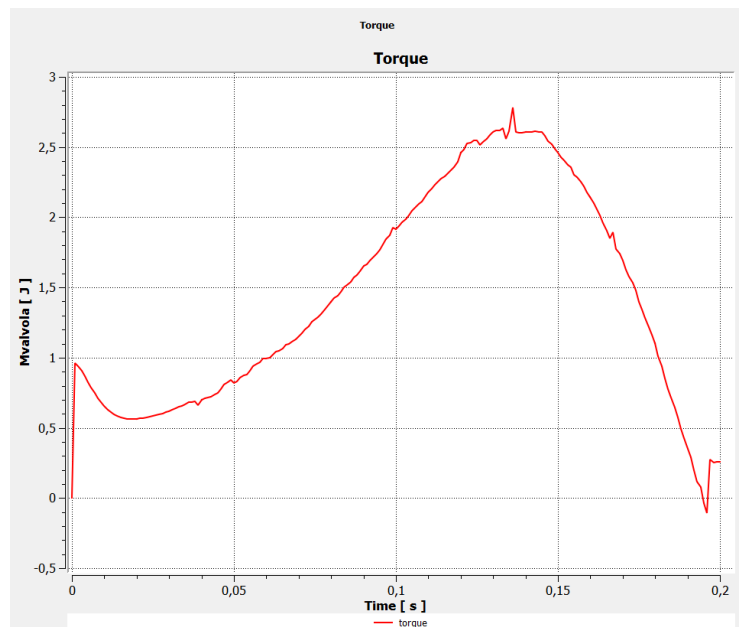


Figura 56. Momento dovuto al flusso. Valvola con momento d'inerzia, $I, 5 \times 10^{-3} \text{Kg m}^2$ e costante elastica, $k, 0.1 \text{Nm/rad}$.

Capitolo 4- Discussione e Conclusione

4.1 Comparazione delle simulazioni

In questo capitolo sono state confrontate le prove realizzate.

4.1.1 Confronto tra i Test SSV_I4_k0, SSV_I2_k0 e SSV_I5_k0

Il primo confronto è stato eseguito tra i Test SSV_I4_k0, SSV_I2_k0 e SSV_I5_k0, quindi le prove che hanno la stessa rigidezza della molla e diverso valore d'inerzia. Questa comparazione è stata realizzata per mostrare quanto l'inerzia influisca sul moto della valvola. Sono stati equiparati i grafici dell'angolo di apertura, della velocità angolare, del flusso in ingresso e in uscita e del momento dovuto al flusso.

Angolo di apertura:

Nel primo test, SSV_I4_k0, è stata assegnata un'inerzia di $4 \times 10^{-5} \text{Kgm}^2$, questa ha un valore molto basso rispetto alle altre, differisce di due ordini di grandezza. Dal primo grafico in Figura 57 rappresentante l'angolo di apertura, si evidenzia un andamento oscillatorio, con dei picchi, in cui la curva cresce molto rapidamente e negli istanti successivi decresce repentinamente. Questo moto determina l'apertura e la seguente parziale chiusura della valvola, che può essere confrontabile con la situazione reale. Nella realtà la valvola aortica si apre e successivamente si chiude. Questo andamento non è riscontrabile nei due test successivi, SSV_I2_k0 e SSV_I5_k0, nella quale si nota un andamento pressoché simile. Nel test SSV_I2_k0, con l'inerzia di $2 \times 10^{-3} \text{Kgm}^2$, la valvola raggiunge il valore massimo di apertura, di 88.5272 gradi in 0.123s. Nel secondo grafico in Figura 58 rappresentante l'angolo di apertura, la curva ha un aumento repentino dell'angolo di apertura fino a 0.123s, mentre negli istanti successivi si mantiene costante. Un andamento molto simile è riscontrabile nel test SSV_I5_k0, con l'inerzia di $5 \times 10^{-3} \text{Kgm}^2$, dove la valvola si apre più lentamente, di 88.5272 gradi in 0.186s, a causa del momento d'inerzia ancora più elevato. Difatti, nel terzo grafico della Figura 57 rappresentante l'angolo di apertura si nota una crescita progressiva della curva, fino a 0.186s, con una pendenza minore della precedente, e negli istanti successivi diviene costante.

Facendo riferimento all'andamento degli ultimi due grafici, SSV_I2_k0 e SSV_I5_k0, si evidenzia che un valore di inerzia più elevato e una rigidezza della molla nulla, determinano un'apertura graduale della valvola che infine prosegue in modo costante, quindi la valvola rimane aperta con il passare del tempo. Tale constatazione tende a discostarsi dalla situazione reale, poiché la valvola aortica dopo essersi aperta dovrà chiudersi.

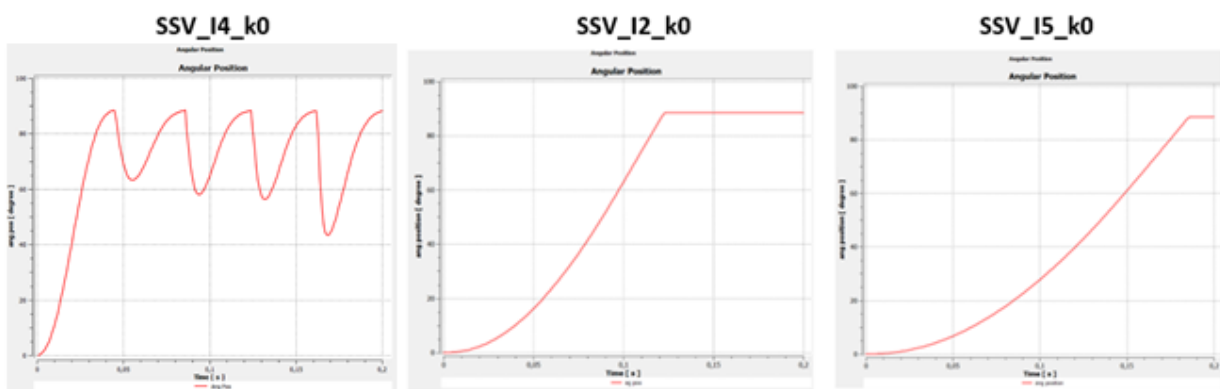


Figura 57. Grafici dell'angolo di apertura a confronto dei test SSV_I4_k0, SSV_I2_k0 e SSV_I5_k0.

Velocità angolare:

Il primo grafico in Figura 58 rappresentante la velocità angolare del test SSV_14_k0, evidenzia un andamento oscillatorio differente dagli altri due test. In questo caso la velocità angolare ha valori positivi e negativi dovuti all'apertura e alla conseguente chiusura della valvola, in cui sta tornando indietro. Nel secondo grafico, test SSV_12_k0, e nel terzo grafico, test SSV_15_k0, della Figura 58, si evidenziano curve di velocità molto simili tra loro ma con tempi scala differenti. In questi due casi finali, la velocità diviene costante a 0rad/s poiché la valvola sta proseguendo in maniera lineare.

L'inerzia del primo test molto più bassa delle altre due prove determina una differenza sostanziale nel grafico della velocità angolare.

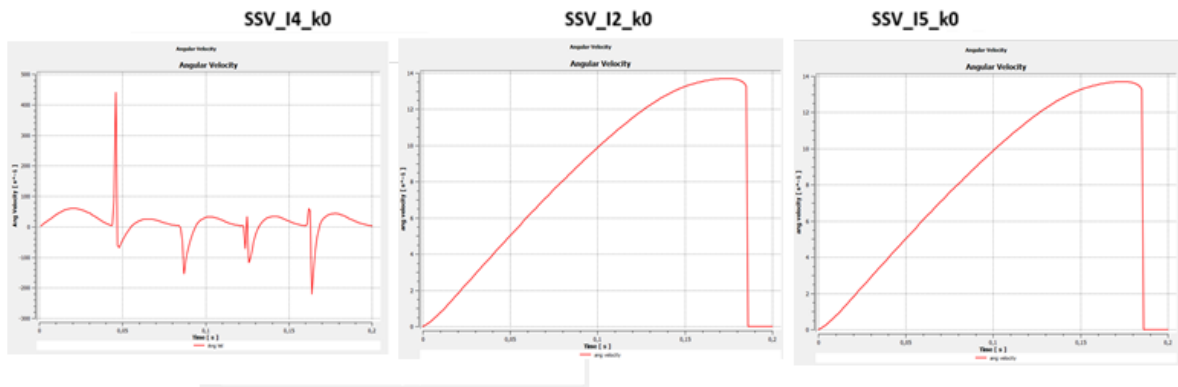


Figura 58. Grafici della velocità angolare a confronto dei test SSV_14_k0, SSV_12_k0 e SSV_15_k0.

Flusso in ingresso e in uscita:

Il primo grafico della Figura 59 rappresenta il flusso in ingresso e in uscita del test SSV_14_k0, dove si evince nuovamente un andamento oscillatorio molto diverso dagli altri due test SSV_12_k0 e SSV_15_k0. Nel secondo grafico della Figura 59, il test SSV_12_k0, ha una crescita senza oscillazioni e negli ultimi istanti si stabilizza. Un andamento pressoché simile è riscontrabile nel test SSV_15_k0, dove è presente una crescita iniziale minore, per un intervallo di tempo più lungo, e un aumento repentino nell'ultimo tratto, che cresce e non si stabilizza. Il flusso maggiore in 0.2s si raggiunge nel test SSV_12_k0.

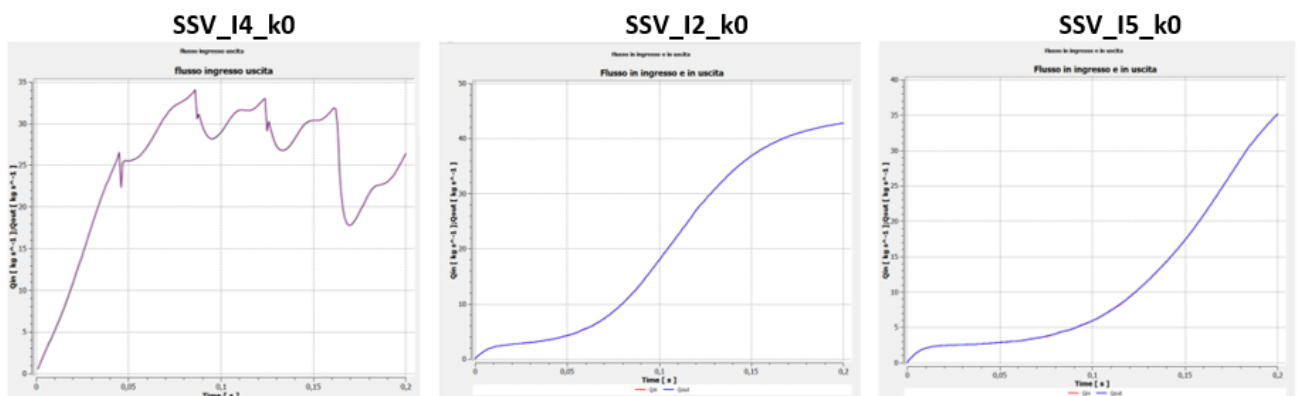


Figura 59. Grafici del flusso in ingresso ed esterno a confronto dei test SSV_14_k0, SSV_12_k0 e SSV_15_k0.

In questo punto è stato eseguito un ulteriore confronto, il flusso in ingresso e in uscita, con la gittata cardiaca a riposo e sotto-sforzo. La gittata cardiaca o portata cardiaca è il volume di sangue che il ventricolo destro e il ventricolo sinistro riescono ad espellere in un minuto attraverso l'arteria polmonare e l'aorta. La gittata cardiaca viene calcolata come il prodotto tra la gittata sistolica e la frequenza cardiaca. [17]

$$GC = GS(ml) \times fc(s^{-1})$$

La gittata cardiaca a riposo ha un valore di 0.085Kgs^{-1} e quella sotto-sforzo di 0.2143Kgs^{-1} . Difatti, comparando questi valori con i grafici in Figura 59, si evince che il flusso in ingresso e in uscita ha valori molto più elevati di questi. Il valore massimo del flusso in ingresso e in uscita è di 34.0591Kgs^{-1} per il test SSV_I4_k0, di 42.76Kgs^{-1} per il test SSV_I2_k0 e di 35.15Kgs^{-1} per il test SSV_I5_k0. I valori di gittata cardiaca non sono riprodotti bene quindi i test hanno bisogno di altri miglioramenti per riprodurre correttamente il fenomeno. Quindi, impostando in ingresso e in uscita i valori di pressione massima e minima, questi generano flussi molto più elevati che permettono l'apertura della valvola in tempi brevi.

Momento dovuto al flusso:

Il primo grafico in Figura 60 rappresenta il momento dovuto al flusso del test SSV_I4_k0, dove si evidenzia un'oscillazione, con picchi positivi e negativi. Questa crescita e decrescita avviene in maniera molto rapida. Questo andamento oscillatorio non è riscontrabile nei test successivi SSV_I2_k0 e SSV_I5_k0. Il secondo e terzo grafico in Figura 60, test SSV_I2_k0 e SSV_I5_k0, hanno entrambi una crescita lenta nel primo tratto e un decremento in maniera repentina fino a valori negati, formando un picco, e in seguito crescono nuovamente fino a valori positivi. Questo primo tratto è il medesimo per entrambi i test, ma il test SSV_I2_k0 negli istanti finali diviene costante mentre non accade per il test SSV_I5_k0.

I picchi negativi, riscontrabili in tutti e tre i grafici, determinano il punto di arresto della valvola.

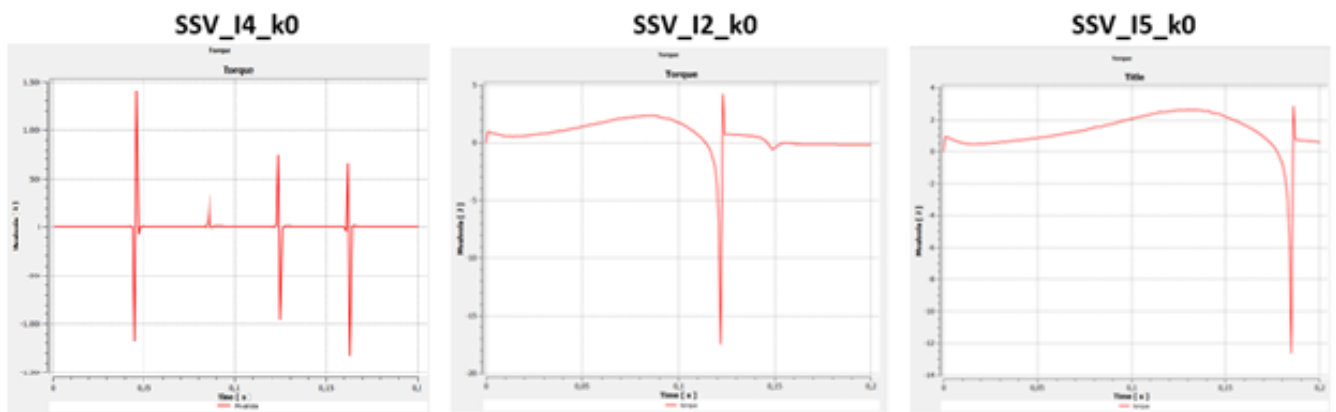


Figura 60. Grafici del momento dovuto al flusso a confronto dei test SSV_I4_k0, SSV_I2_k0 e SSV_I5_k0.

4.1.2 Confronto tra il Test SSV_I2_k0.1, SSV_I2_k0.25 e SSV_I2_k0.5

Il secondo confronto è stato eseguito tra i Test SSV_I2_k0.1, SSV_I2_k0.25 e SSV_I2_k0.5, quindi le prove che hanno la stessa inerzia e diverso valore di rigidezza della molla. Questa comparazione è stata realizzata per mostrare quanto la rigidezza della molla influisca sul moto della valvola. Sono stati equiparati i grafici dell'angolo di apertura, della velocità angolare, del flusso in ingresso e in uscita e del momento dovuto al flusso.

Angolo di apertura:

Nel primo grafico in Figura 61 rappresentante l'angolo di apertura del test, SSV_I2_k0.1, a cui è stata assegnata una rigidezza della molla, k , di 0.1Nm/rad. Nel secondo grafico è rappresentato il test SSV_I2_k0.25, a cui è stata data una rigidezza della molla di 0.25 Nm/rad. Le prime due curve in Figura 61 evidenziano andamenti molto simili ma con tempi scala differenti. Il primo test ha un decremento finale meno ripido del successivo. L'ultimo test, SSV_I2_k0.5, rappresentante l'angolo di apertura in Figura 61 ha un andamento della curva diverso dalle precedenti, con una transazione da apertura a chiusura più liscia, mentre i primi due test giungono ad una condizione limite.

L'andamento decrescente della curva evidenzia un arretramento della valvola che è confrontabile in minima parte con la situazione reale, poiché, la valvola aortica si apre e successivamente deve chiudersi. Nei casi studiati, la valvola retrocede però in tempi troppo lunghi rispetto alla realtà.

I tempi di apertura sono tutti diversi, a causa del valore di k , difatti, più è grande e più questo ostacola il moto della valvola. Inoltre, il test SSV_I2_k0.5, con k maggiore, non presenta un angolo di apertura massimo di 88.5278 gradi come le altre prove, quindi non si apre totalmente ma decade prima.

Una rigidezza della molla maggiore di 0.5Nm/rad potrebbe determinare un angolo di apertura ancora minore e la valvola avrebbe una parziale apertura.

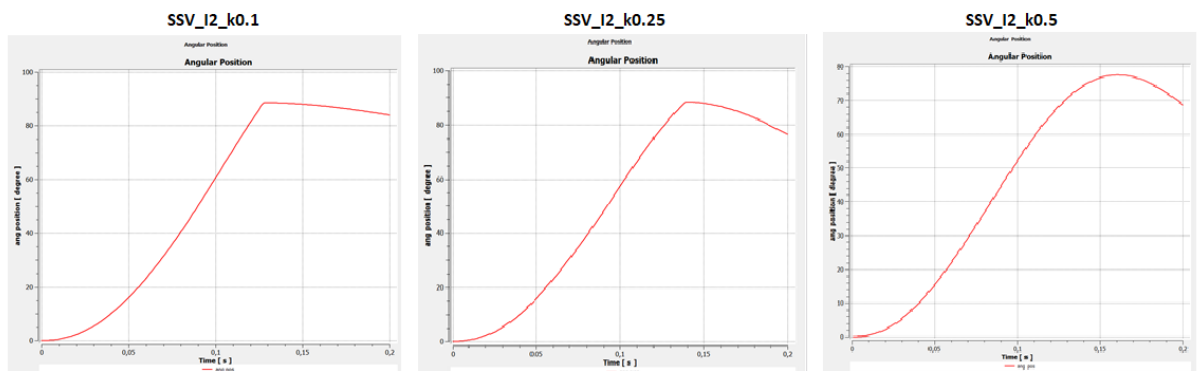


Figura 61. Grafici dell'angolo di apertura a confronto dei test SSV_I2_k0.1, SSV_I2_k0.25 e SSV_I2_k0.5.

Velocità angolare:

Nel primo grafico in Figura 62 sono rappresentati i test, SSV_I2_k0.1, SSV_I2_k0.25 e SSV_I2_k0.5, da cui si evidenziano curve di velocità angolare molto simili ma con tempi scala e valori di velocità diversi. L'ultimo grafico ha un decremento più liscio dei due. L'andamento finale è decrescente poiché la valvola sta retrocedendo, come evidenziato nei grafici della figura precedente, rappresentante l'angolo di apertura. Inoltre, le velocità angolare massima raggiunta nelle tre simulazioni, decresce con l'aumentare della

rigidezza della molla. Nel test SSV_I2_k0.5, con rigidezza della molla maggiore rispetto alle altre prove, si rileva una curva senza decadimenti bruschi, quindi graduale.

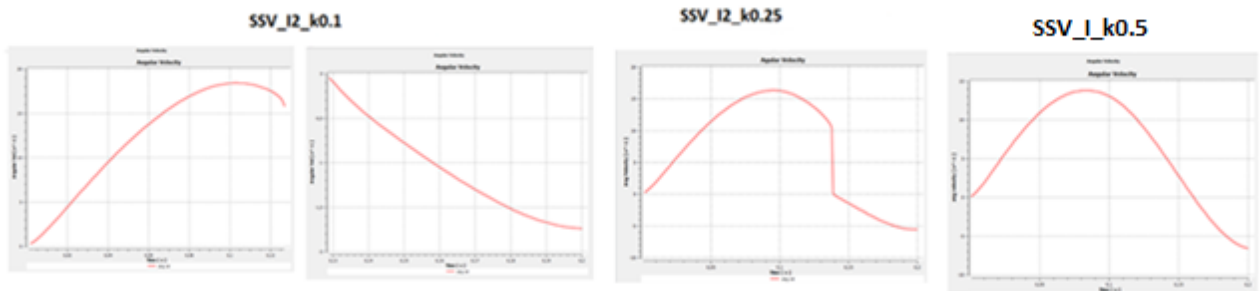


Figura 62. Grafici della velocità angolare a confronto dei test SSV_I2_k0.1, SSV_I2_k0.25 e SSV_I2_k0.5.

Flusso in ingresso e in uscita:

Nei grafici in Figura 63 sono rappresentati i test, SSV_I2_k0.1, SSV_I2_k0.25 SSV_I2_0.5, da cui si rilevano il flusso in ingresso e in uscita. Da questi grafici si evidenzia un andamento della curva simile per tutte e tre le prove, ma in tempi scala diversi. Un ulteriore differenza è presente nel primo grafico che ha un andamento finale della curva costante mentre nelle prove successive la curva subisce un decremento, nel test SSV_I2_k0.25 è meno evidente che nel test SSV_I2_k0.5. Inoltre, sull’asse delle ordinate è possibile osservare i valori attribuiti al flusso, da cui si evince che con l’aumentare della rigidezza della molla i valori attribuiti al flusso sono minori. Quindi maggiore è la rigidezza della molla, k, e minore è il flusso in ingresso e in uscita.

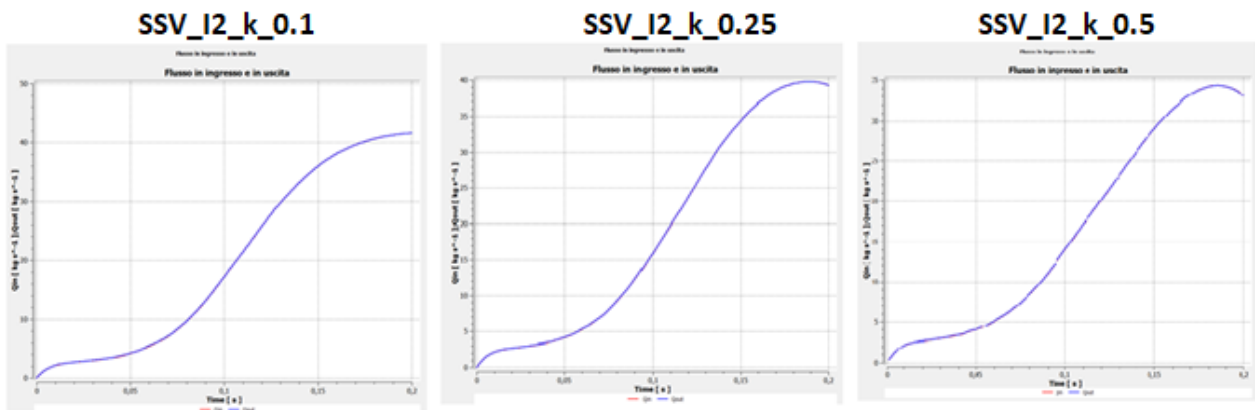


Figura 63. Grafici del flusso in ingresso e in uscita a confronto dei test SSV_I2_k0.1, SSV_I2_k0.25 e SSV_I2_k0.5.

In questo punto è stato eseguito un ulteriore confronto, il flusso in ingresso e in uscita, con la gittata cardiaca a riposo e sotto-sforzo.

La gittata cardiaca a riposo ha un valore di 0.085Kgs⁻¹ e quella sotto-sforzo di 0.2143Kgs⁻¹. Difatti, comparando questi valori con i grafici in Figura 63, si evince che il flusso in ingresso e in uscita ha valori molto più elevati di questi. Il valore massimo del flusso in ingresso e in uscita è di 41.6168Kgs⁻¹ per il test SSV_I2_k0.1, di

39.76Kgs⁻¹ per il test SSV_I2_k0.25 e di 34.3486Kgs⁻¹ per il test SSV_I2_k0.5. I valori di gittata cardiaca non sono riprodotti bene quindi i test hanno bisogno di altri miglioramenti per riprodurre correttamente il fenomeno. Quindi, impostando in ingresso e in uscita i valori di pressione massima e minima, questi generano flussi molto più elevati che permettono l'apertura in tempi minori.

Momento dovuto al flusso:

Nei grafici in Figura 64 sono rappresentati i test, SSV_I2_k0.1, SSV_I2_k0.25 SSV_I2_0.5, da cui si rilevano il momento dovuto al flusso. Da questi grafici si evidenzia un andamento della curva simile per tutte e tre le prove, ma la curva dell'ultimo test non presenta il picco negativo. Il secondo grafico ha una crescita iniziale più rapida del primo test però giunge a valori minori. Negli istanti finali, il primo test ha un andamento con una leggera crescita mentre il secondo presenta un aumento evidente del momento. I primi due test raggiungono valori negativi mentre il terzo, quello con una rigidezza della molla più elevata, subisce un decremento nella curva ma non a valori negativi.

I picchi negativi nei primi due grafici e il decadimento nell'ultimo sono dovuti all'arresto della valvola, e la successiva crescita implica un'accelerazione del moto.

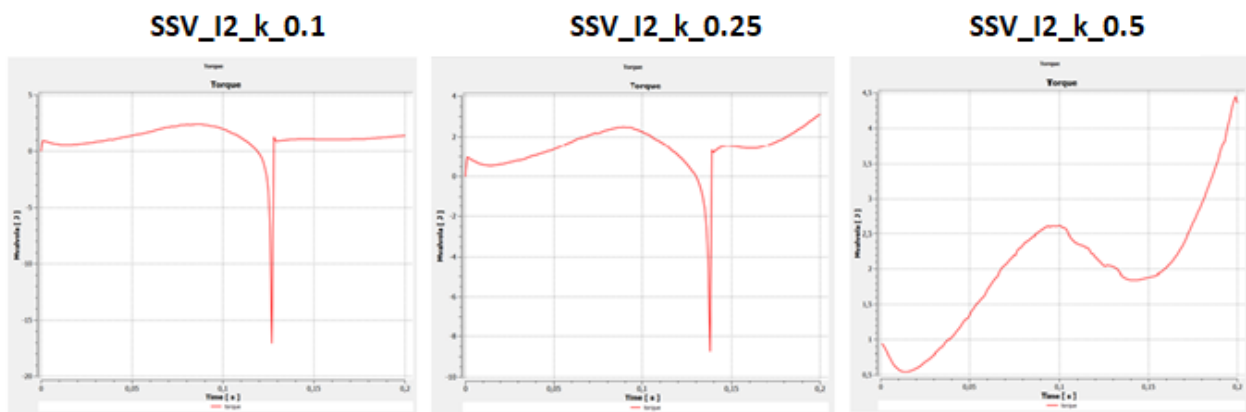


Figura 64. Grafici de momento dovuto al flusso a confronto dei test SSV_I2_k0.1, SSV_I2_k0.25 e SSV_I2_k0.5.

4.1.3 Confronto tra i Test SSV_I5_k0, SSV_I2_k0.1 e CSV_I5_k0.1

Nei test seguenti sono state comparate tre prove diverse; le prime due hanno la medesima geometria e differenti valori d'inerzia e di rigidezza della molla e nell'ultimo test è stata usata una differente geometria e diversi parametri fisici. Nei primi due test è stata applicata la prima geometria, senza il semicerchio mentre nell'ultima prova è stata impiegata la seconda geometria, quella avente il seno di Valsalva.

I test confrontati:

	Inerzia [Kgm ²]	Rigidezza della molla [Nm/rad]
SSV_I5_k0	5×10 ⁻³	0
SSV_I2_k0.1	2×10 ⁻³	0.1
CSV_I5_0.1	5×10 ⁻³	0.1

Tabella 7. I valori d'inerzia e rigidità della molla assegnati ai seguenti test.

Angolo di apertura:

Nella Figura 65 sono stati confrontati i grafici dell'angolo di apertura di tre prove. Nel primo grafico, il test SSV_I5_k0, evidenzia un aumento dell'angolo di apertura graduale, arrivando ad un'apertura massima della valvola di 88.5278 gradi e proseguire in maniera costante. In questo primo test la valvola resta aperta dopo aver raggiunto il valore massimo di apertura, quindi diverso dal caso reale in cui la valvola dopo essersi aperta deve richiudersi. Nel grafico successivo, SSV_I2_k2, si mostra un aumento progressivo nel primo tratto, con un tempo di apertura massima minore rispetto al test precedente. Nel tratto finale non prosegue in modo costante ma decresce leggermente. Questo decadimento è dovuto alla rigidezza della molla che continua ad influenzare il suo moto. In questo caso l'arretramento della valvola implica che si sta chiudendo, ma lentamente rispetto alla realtà. Nell'ultimo test, CSV_I5_k0.1, dove è stata utilizzata una geometria diversa dalle precedenti, quella con il seno di Valsalva, si nota un'apertura della valvola graduale, in tempi più lunghi, difatti, la valvola ha un'apertura di 88.5278 gradi in 0.197s.

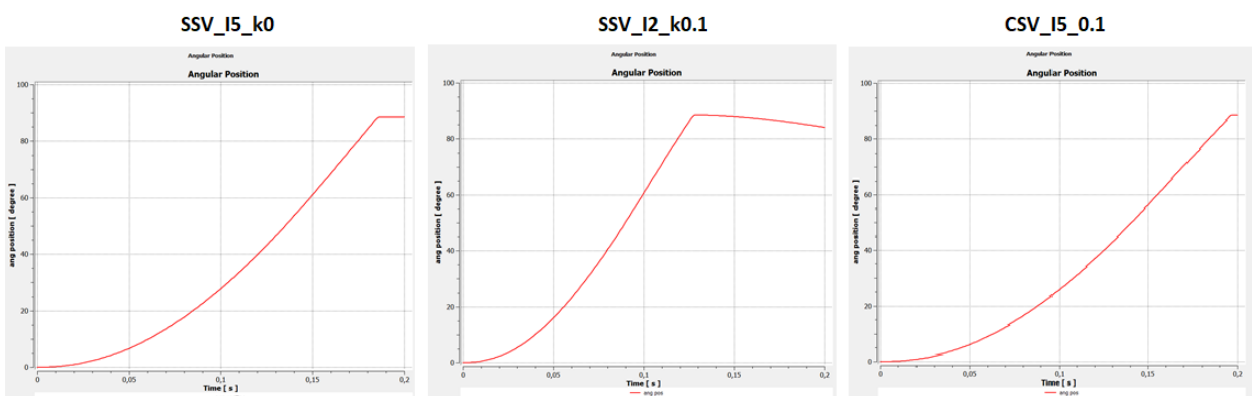


Figura 65. Grafici dell'angolo di apertura a confronto dei test SSV_I5_k0, SSV_I2_k0.1 e CSV_I5_k0.1.

Velocità angolare:

Nella Figura 66 sono state confrontate i grafici della velocità angolare dei test SSV_I5_k0, SSV_I2_k0.1 e CSV_I5_k0.1, in cui si evidenzia un andamento della velocità molto simile. I test SSV_I5_k0 e CSV_I5_k0.1 hanno la stessa inerzia e differente rigidezza della molla e geometria. Il primo test raggiunge una velocità massima leggermente più elevata dell'ultimo test, quindi l'inerzia influisce molto sul moto della valvola. Il grafico della velocità angolare del test SSV_I2_k0.1 mostra un decadimento evidente a valori negativi, che è dovuto alla rigidezza della molla. I valori negativi nel secondo test è dovuto all'arretramento della valvola.

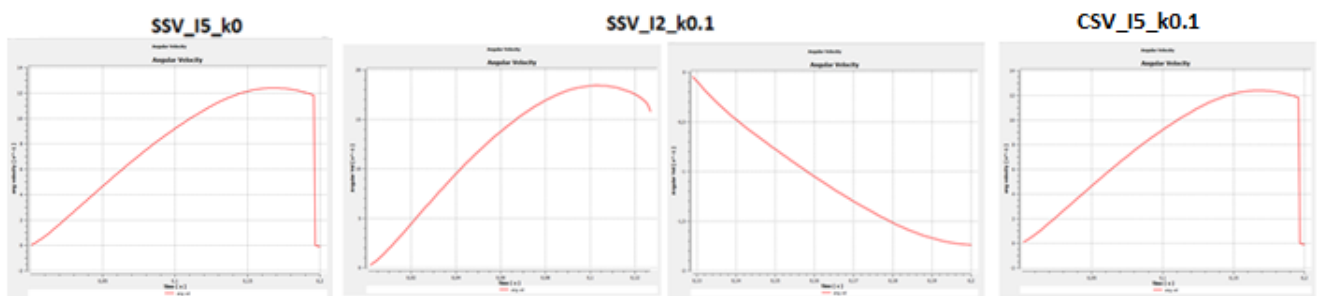


Figura 66. Grafici della velocità angolare a confronto dei test SSV_I5_k0, SSV_I2_k0.1 e CSV_I5_k0.1.

Flusso in ingresso e in uscita:

Nella Figura 67 sono stati confrontati i grafici del flusso in ingresso e in uscita. Nel primo grafico, SSV_I5_k0, è presente un aumento graduale del flusso per poi crescere rapidamente fino ad un valore massimo. Mentre nel secondo grafico, test SSV_I2_k0.1, si evince un andamento simile al precedente solo che negli istanti successivi, il flusso cresce limitatamente e sta diventando costante. I valori del flusso sono maggiori della prova precedente. Nel terzo grafico, test CSV_I5_k0.1, si evidenzia un andamento molto simile al primo però i valori del flusso in ingresso e in uscita sono minori di entrambe le simulazioni precedenti, questo continua a crescere negli ultimi istanti.

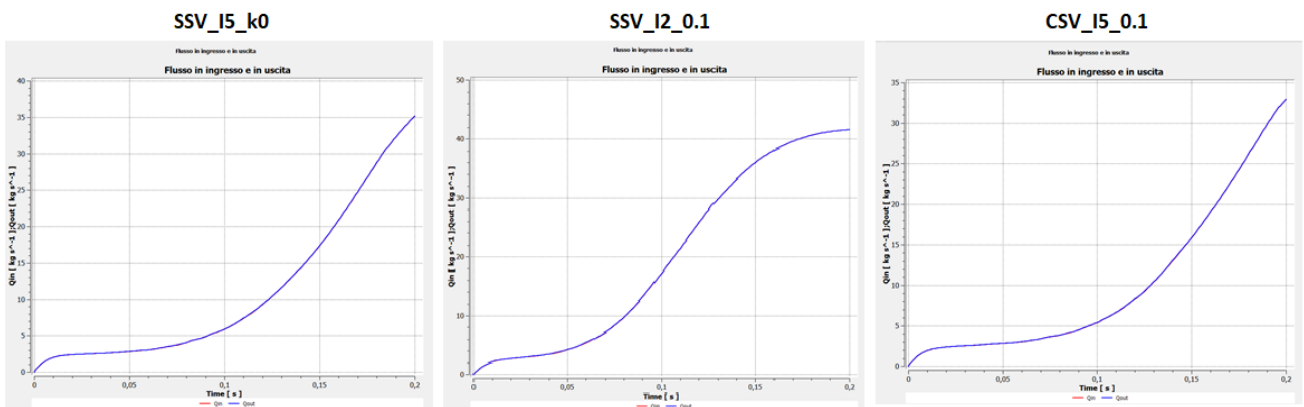


Figura 67. Grafici del flusso in ingresso e in uscita a confronto dei test SSV_I5_k0, SSV_I2_k0.0.1 e CSV_I5_k0.1.

In questo punto è stato eseguito un ulteriore confronto, il flusso in ingresso e in uscita, con la gittata cardiaca a riposo e sotto-sforzo. La gittata cardiaca a riposo ha un valore di 0.085Kgs^{-1} e quella sotto-sforzo di 0.2143Kgs^{-1} . Difatti, comparando questi valori con i grafici in Figura 67, si evince che il flusso in ingresso e in uscita ha valori molto più elevati di questi. Il valore massimo del flusso in ingresso e in uscita è di 35.15Kgs^{-1} per il test SSV_I5_k0, di 41.61Kgs^{-1} per il test SSV_I2_k0.1 e di 32.92Kgs^{-1} per il test CSV_I5_k0.1. Nonostante i flussi confrontati precedenti siano più bassi comunque non sono paragonabili a quelli di gittata, sempre molto più bassi.

Momento dovuto al flusso:

Nel Figura 68 sono stati confrontati i grafici del momento dovuto al flusso. I test SSV_I5_k0, SSV_I2_0.1 e CSV_I5_k0.1 hanno gli andamenti delle curve simili ma con tempi scala differenti. Un ulteriore differenza è che l'ultimo test presenta un picco negativo, ma con valori molto piccoli al di sotto dello zero, a differenza delle altre due prove. Il test SSV_I5_k0.1 presenta delle piccole oscillazioni.

I picchi negativi nei primi due grafici e il decadimento nell'ultimo sono dovuti all'arresto della valvola, e la successiva crescita implica un'accelerazione del moto.

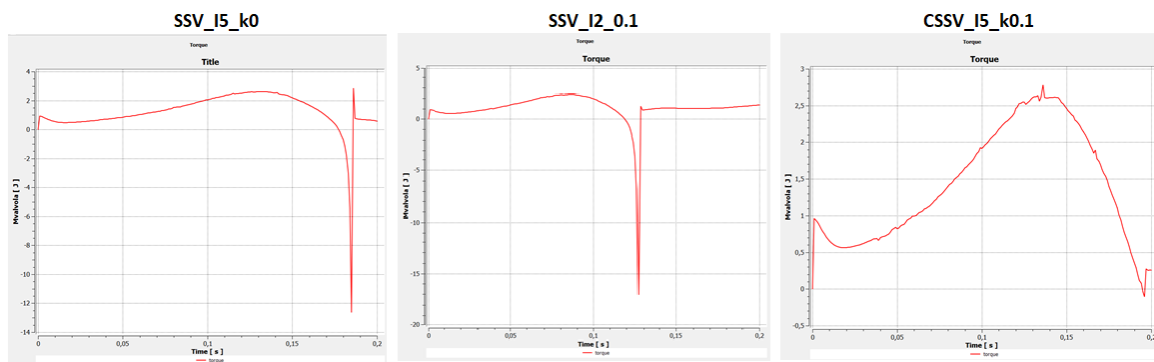


Figura 68. Grafici del momento dovuto al flusso a confronto dei test SSV_I5_k0, SSV_I2_k0.0.1 e CSSV_I5_k0.1.

4.2 Conclusione

Al fine di studiare il comportamento della valvola aortica in fase sistolica, in funzione di due parametri fisici, l'inerzia e la rigidezza della molla, sono stati confrontati determinati valori e come variando quest'ultimi il moto della valvola cambi. Un ulteriore confronto è stato fatto tra le due diverse geometrie. Dai valori d'inerzia stimati e dai valori di rigidezza della molla variati precedentemente si determinano quelli impiegati nelle prove, dove nelle simulazioni successive vengono impostati valori maggiori.

Per analizzare l'andamento della valvola, sono state eseguite sette simulazioni, le prime sei con la medesima geometria e l'ultima con l'aggiunta del seno di Valsalva. Nelle prime tre sono stati impostati diversi valori dell'inerzia ma stessa rigidezza della molla di 0Nm/rad . Nei successivi tre test sono stati impostati diversi valori di rigidezza della molla ma stessa inerzia di $2 \times 10^{-3}\text{Kg}\cdot\text{m}^2$. Nell'ultimo test si spiega come i parametri fisici e una geometria più articolata influiscano sull'andamento della valvola. Tali studi hanno permesso di analizzare quanto questi parametri condizionino il movimento della valvola e il tempo di apertura.

Nelle varie simulazioni affrontate l'andamento del primo test, SSV_I4_k0, si avvicina maggiormente alla situazione reale per quanto riguarda l'apertura e la successiva chiusura della valvola, poiché la valvola aortica è caratterizzata da un'apertura in fase sistolica e da una successiva chiusura. Questo movimento della valvola però avviene in tempi troppo brevi. Nella curva rappresentante l'angolo di apertura del test SSV_I4_k0, si è osservato un andamento oscillatorio della valvola, in cui si evince il raggiungimento massimo di apertura e il successivo arretramento, a valori molto bassi. Mentre nelle prove con una rigidezza della molla non nulla, si evidenzia un indietro della valvola minore rispetto al primo test. Nelle successive prove, dove sono stati impostati valori più grandi d'inerzia, si è evidenziato che maggiore è questo parametro e più graduale è l'apertura della valvola; e dopo essersi aperta completamente prosegue in modo costante. L'inserimento della molla rotazionale ha rilevato che dopo aver raggiunta la massima apertura, la valvola torna leggermente indietro e che quindi l'inerzia non influenza più il moto.

In conclusione, per avere un andamento più attinente alla realtà, dove al termine della fase sistolica la valvola aortica deve richiudersi rapidamente, è necessario un determinato valore di inerzia e di rigidezza della molla. Le condizioni che meglio riproducono il comportamento della valvola sono quelle in cui è presente un moto oscillatorio o un andamento retrogrado della valvola. A tal fine, la prima prova è quella che meglio rappresenta tale condizione, poiché la valvola ha un'apertura massima e infine presenta una chiusura maggiore rispetto agli altri test. Mentre le simulazioni in cui il moto è retrogrado, la valvola si sta richiudendo, solo che questo avviene in tempi troppo brevi rispetto alla realtà.

Questo studio ha permesso di osservare quanto questi parametri fisici influenzino il movimento e il tempo di apertura della valvola aortica.

Bibliografia

- [1] A. L. Léo Testut, in *Miologia-Angiologia, in Trattato di anatomia umana. Anatomia descrittiva e microscopica – Organogenesi*, Torino, UTET, 1973.
- [2] G. e. Hall, in *Medical Physiology*, Elsevier Saunders.
- [3] G. e. a. D.Savana, in *Biologia.Blu*, Zanichelli, 2011.
- [4] CJ Wiggers, «Modern Aspects of Circulation in Health and Disease,» 1915.
- [5] L. Testut, «Collo-Torace-Addome, in Trattato di anatomia topografica, con applicazioni medico-chirurgiche,» Torino, UTET, 1998.
- [6] Gianni Losano, Mario Marzilli, Mariano Ferrari, *La circolazione coronarica: fisiopatologia clinica e farmacoterapia*, Piccin, 1998.
- [7] e. a. Giuseppe Anastasi, «Trattato di anatomia umana, 4ª edizione,» Milano, Edi.Ermes, 2006.
- [8] Bunce NH, Lorenz CH, Keegan J, Lesser J, Reyes EM, Firmin DN, Pennell DJ. «Coronary artery anomalies: assessment with free-breathing three-dimensional coronary MR angiography.,» 2003.
- [9] Daniel Limmer, Michael F. O'Keefe, «Emergency Care, 10a ed,» Upper Saddle River, New Jersey, Edward Pearson, Prentice Hall, 2005.
- [10] L.S., Lilly, in *Pathophysiology of Heart Disease., 2007ª ed*, Baltimore, Lippincott Williams & Wilkins.
- [11] McCraty R., Atkinson M., Tomasino D., Bradley R.T, «The coherent heart.,» *HeartMath Reserch Center, Institute of HeartMath*, 2006.
- [12] Chintala KK, Krishna BH, N MR, « Heart rate variability in overweight health care students: correlation with visceral fat.,» *J Clin Diagn Res*, 2015.
- [13] G. D. Pergola, «Rischio cardiovascolare nell'obesità.,» *Dipartimento delle Emergenze e dei Trapianti di Organi, Sezione di Medicina Interna, Endocrinologia e Malattie Metaboliche Università di Bari*.
- [14] M. e. a. Petretta, «Heart rate variability as a measure of autonomic nervous system function in anorexia nervosa.,» *Clinical cardiology 20.3*, 1997.
- [15] G. Zitti, *Materiale del corso di Meccanica dei solidi e delle strutture*.
- [16] A Evangelista. F A Flachskampf. R Erbel. et all., «Behalf of the European Association of Echocardiography, Echocardiography in aortic diseases: EAE recommendations for clinical practice,» *European Journal of Echocardiography*, 2010.
- [17] E.Carbone, F.Cicirata, G.Aicardi, *Fisiologia: dalle molecole ai sistemi integrati*, Napoli: EdiSES, 2008.
- [18] E. e. a. Petrucci, «Assessment of heart rate variability changes during dipyridamole-induced myocardial ischemia: A time variant spectral approach.,» *J Am Coll Cardiol 28*, 1996.