

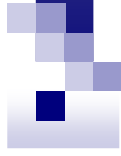
Corso di Bioingegneria

Corso di Laurea in Medicina e
Chirurgia

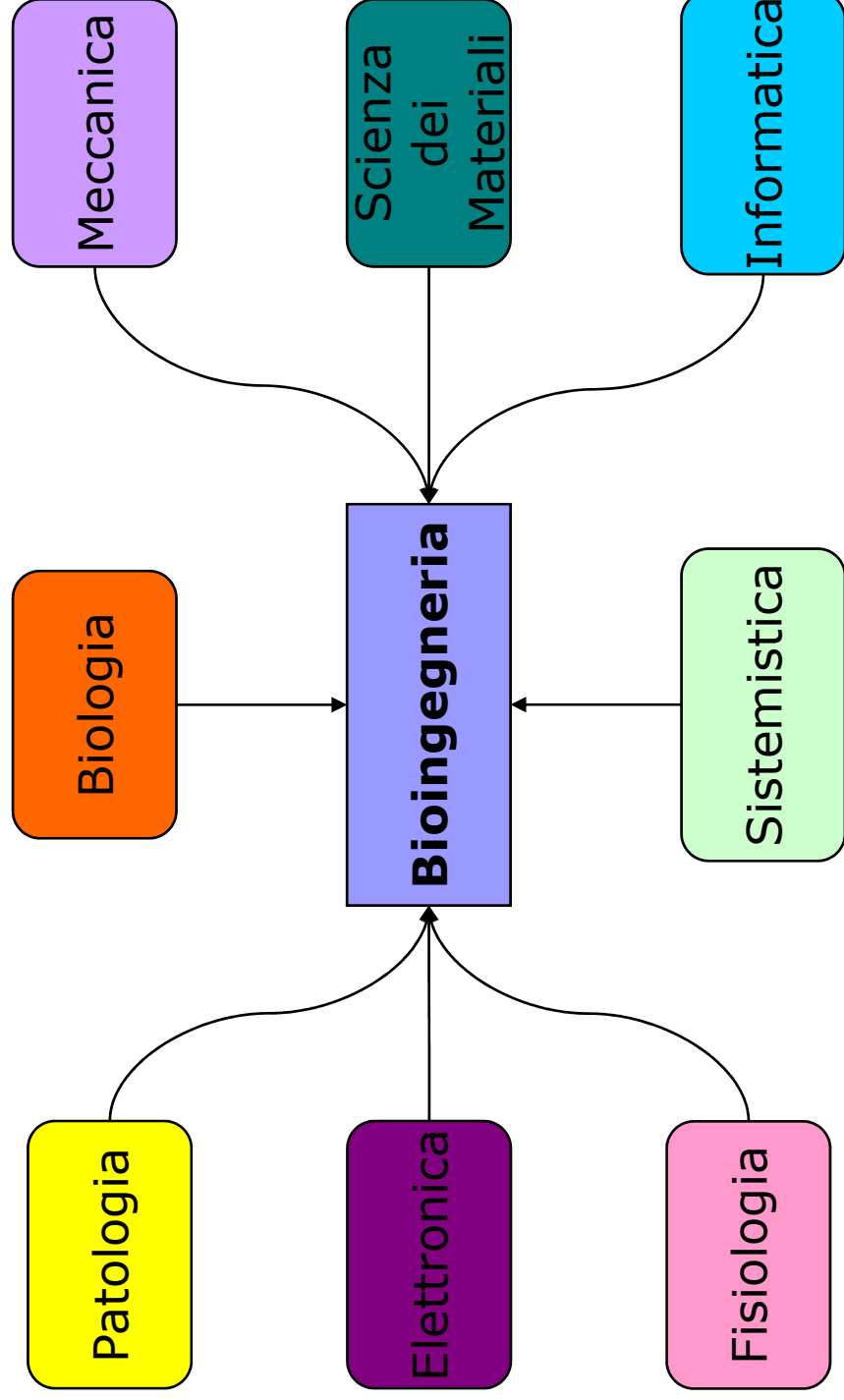


La Bioingegneria

“L’ingegneria Biomedica (o bioingegneria) è la disciplina che utilizza le metodologie e le tecnologie proprie dell’ingegneria al fine di comprendere, definire e risolvere problemi che interessano la biologia, la medicina e la pratica clinica”

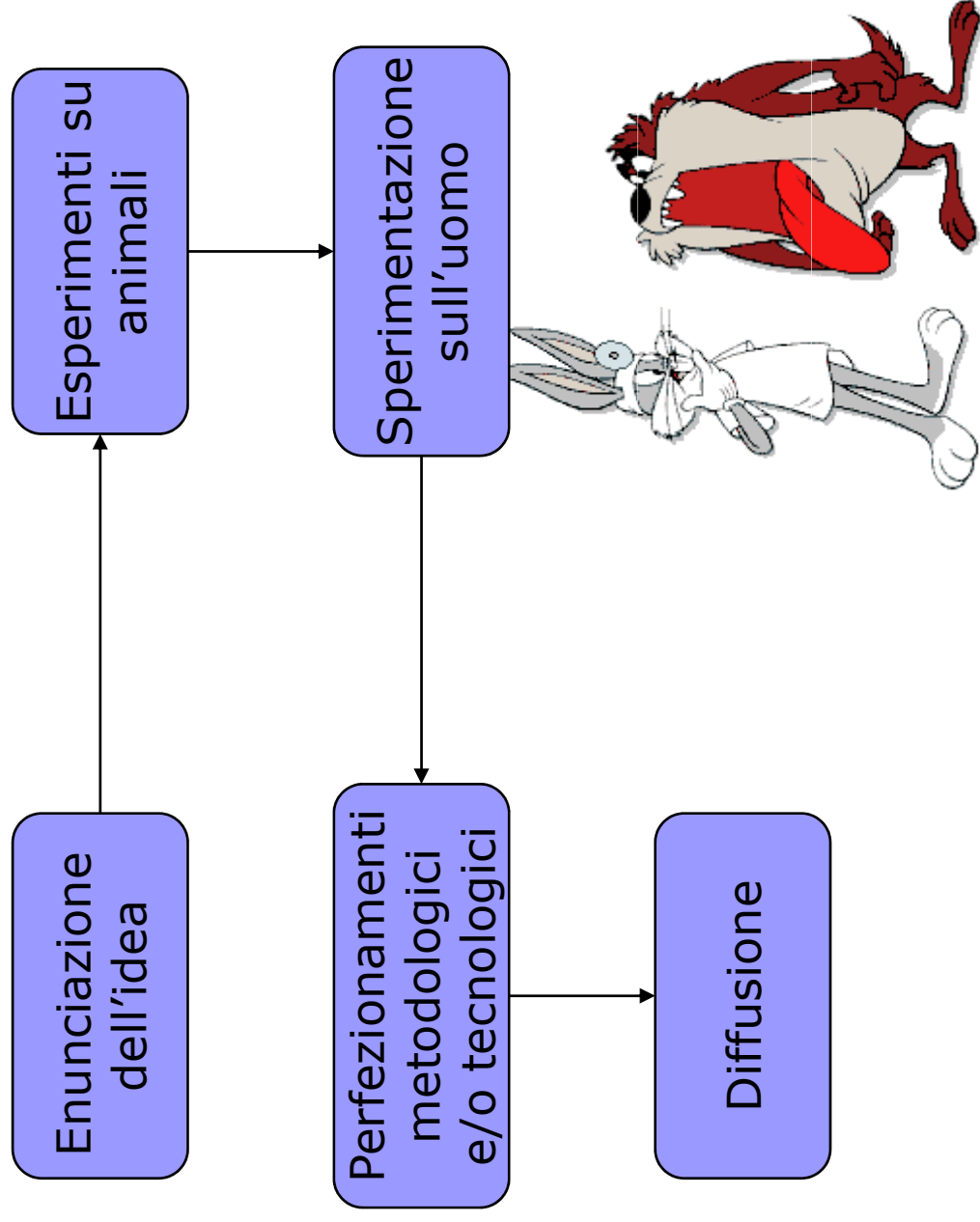


La Bioingegneria



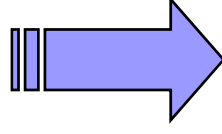


Evoluzione della metodologia



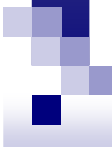
Innovazione

- Diagnosi: non più basata sulle informazioni date dal paziente
- Fase chirurgica e terapeutica: possibilità di scegliere tra diverse soluzioni




“Ruolo del medico”





Finalità dell'ingegneria biomedica:

- Aumentare le conoscenze di base in medicina e biologia (*“bioengineering”*);
- Sviluppare strumenti, materiali, dispositivi diagnostici e terapeutici, organi artificiali e altri supporti tecnologici di interesse in medicina (*“medical engineering”*);
- Migliorare la qualità del servizio sanitario, soprattutto per quanto dipende dalla sua organizzazione e dalla appropriata acquisizione e gestione delle apparecchiature (*“Clinical engineering”*);



Finalità dell'ingegneria biomedica:

- Risolvere i problemi relativi allo sviluppo, alla scelta, alla diffusione, all'assistenza e all'impiego di ausili e protesi per disabili (*“Rehabilitation engineering”*);
- Mantenere e migliorare la qualità dell'ambiente e proteggere gli esseri viventi da agenti tossici e inquinanti (*“bio-environmental engineering”*);

Areae disciplinari specifiche

- Bioelectronics
- Biomechanics
- Medical electronics
- Medical informatics





Contributi dell'ingegneria biomedica all'avanzamento della medicina negli

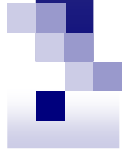
ultimi 30 anni:

- **Dialisi renale;**
- **Circolazione extracorporea;**
- **Valvola cardiaca artificiale;**
- **Tecnologie di acquisizione ed elaborazione delle immagini;**
- **Catetere di Swan-Ganz**
- **Automazione dell'analisi chimica del sangue;**
- **Protesi d'anca;**
- **Stimolatore cardiaco;**
- **Respiratore artificiale;**
- **Dispositivi a fibre ottiche;**



Fattori di sviluppo:

- **Progresso Tecnologico**
(Materiali, miniaturizzazione, ...)
- **Progresso dei Calcolatori elettronici** (Sviluppo di apparecchiature, simulazione, ...)
- **Progresso della matematica applicata** (dati, segnali, immagini, ...)



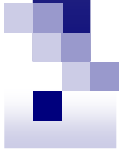
Ruolo della Bioingegneria nell'assistenza sanitaria

- **Prevenzione primaria**
- **Prevenzione secondaria o diagnosi precoce**
- **Diagnosi**
- **Terapia**
- **Riabilitazione**



Organo

- Ogni parte di un organismo vivente, formata da più tessuti, capace di svolgere una funzione particolare e definita.
- Unità morfologicamente definibile, costituita dall'associazione di tessuti, che svolgono funzioni integrate.
- Ciascun organo opera nell'ambito di un apparato o sistema che riunisce organi differenti e che permette lo svolgersi in maniera coordinata del complesso di funzioni di più organi.



Organi artificiali

- Dispositivo atto a sostituire, generalmente in parte, provvisoriamente o permanentemente, le funzioni dell'organo naturale corrispondente, la cui funzione è stata persa in seguito ad un evento patologico o traumatico.
- Questi dispositivi integrano processi fisici, meccanici, elettrici, chimici e biologici che ottengono il risultato di sostituire una parte delle funzioni dell'organo naturale e contribuiscono a diminuire l'impatto della carenza dell'organo naturale, o della sua funzione, nella vita del paziente.



Tipi di organo artificiale:

impiantati, o extracorporei

- Cuore artificiale impiantato
- Rene artificiale (emodialisi extracorporea)

per uso temporaneo, periodico o permanente

- Fegato artificiale, dispositivi di assistenza ventricolare (temporanei)
- Dialisi periodica
- Pancreas artificiale (permanente)

dispositivi per uso clinico corrente e quelli in fase sperimentale

- Emodialisi
- Retina artificiale

dispositivi completi o le parti artificiali

- Valvole cardiache, Protesi articolari, ...



Esempi di organo artificiale:

Organi artificiali completi (sostituiscono interamente l'organo, ma non tutte le sue funzioni):

- Cuore
- Polmone
- Rene
- Pancreas
- Fegato

Organi sensoriali:

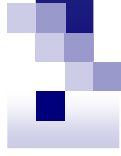
- Impianti cocleari
- Cristallino artificiale (protesi)
- Retina artificiale

Organi esterni:

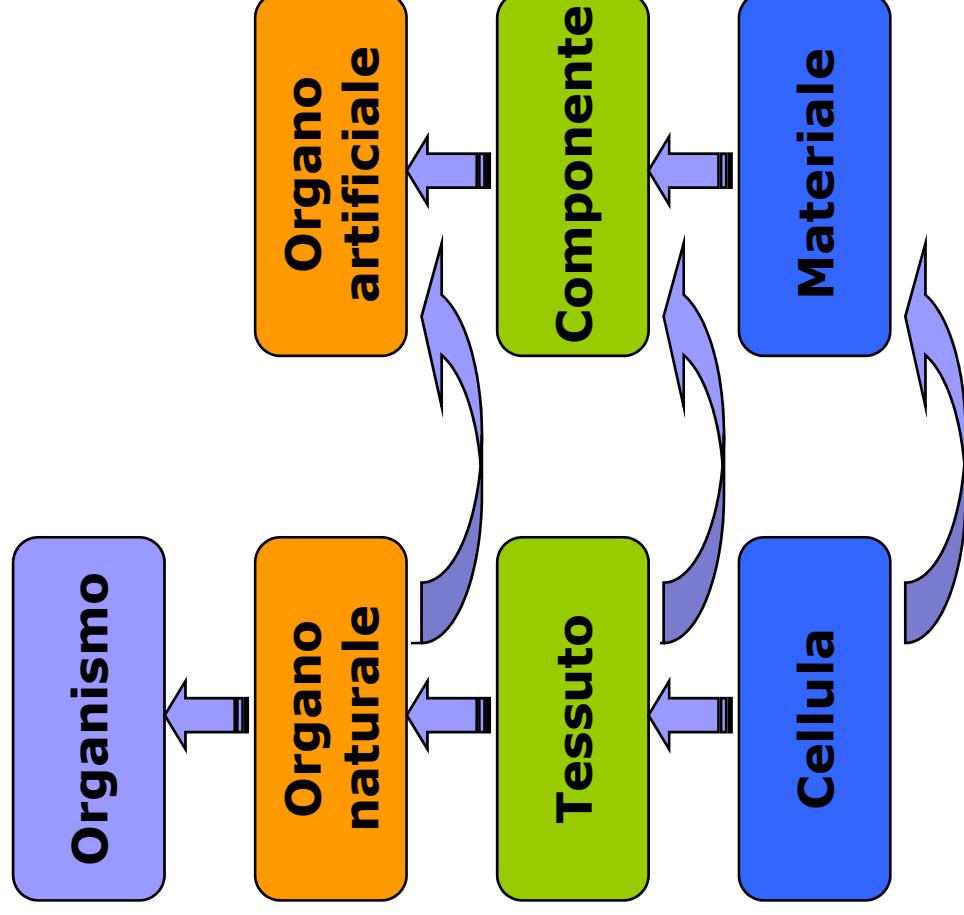
- Arti
- Mani artificiali
- Pelle
- ...

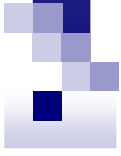
Organi Bio-artificiali

- Integrano materiale biologico di origine umana o animale (es. fegato artificiale, pancreas bio-artificiale con impianto di materiale biologico)



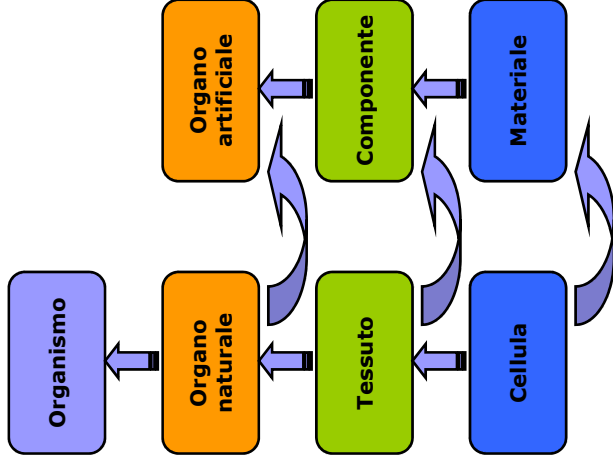
Organi Naturali / Organi artificiali





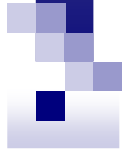
Organi Naturali / Organi artificiali

- L'organo si trova ad un livello gerarchico molto elevato di specializzazione;
- Le cellule e i materiali non hanno capacità funzionali proprie, se si escludono gli aspetti metabolici e riproduttivi delle cellule;
- I tessuti e i componenti svolgono funzioni elementari (ad es. conversione, accumulazione o trasmissione di energia; supporto meccanico);



Il funzionamento degli organi è definito dall'accoppiamento e dall'integrazione degli obiettivi funzionali dei tessuti e dei componenti, i quali concorrono alla funzione peculiare dell'organo.

Ciascun organo è in grado di funzionare solo grazie alle relazioni che lo legano agli altri organi dello stesso organismo.



Progetto e sviluppo di organi artificiali

- La metodologia di progettazione e sviluppo dei prodotti industriali e quindi biomedicali si è notevolmente evoluta con l'avvento dei metodi computazionali (ad es. fluidodinamica, simulazione numerica);
- Ciò che distingue il progetto degli organi artificiali rispetto ad altri settori industriali è l'interattività fra il dispositivo tecnologico e l'organismo ospite. Aspetti di questa interattività sono:
 - la biocompatibilità;
 - l'interattività ha caratteristiche dinamiche;
 - il rischio del "trasferimento di patologia";
 - i fenomeni di interattività si generano in concomitanza di fenomeni locali prima di essere apprezzabili su scala globale (ad es. il fenomeno della coagulazione del sangue che circola in una protesi valvolare cardiaca: fluidodinamica locale).
- La progettazione e lo sviluppo degli organi artificiali richiedono competenze e professionalità in molteplici campi della scienza e tecnologia.



Struttura e parti costituenti

Disegno architettuale

- Specifiche di massima
- Scelte di base
- Modellistica
- Scelta delle tecnologie appropriate

Interfaccia verso il paziente

- Cateteri/cannule
- Elettrodi
- Membrana
- Connessione vascolare permanente
- Interfaccia cutanea o tissutale
- Interfaccia di sensore
- Sistemi permanenti, impiantabili, multiuso, monouso

Sistemi di connessione e trasporto

- Tubazioni
- Cavi elettrici
- Sistemi ad utilizzo multiplo o monouso



Struttura e parti costituenti

Sistemi di attuazione fisica, chimica o biologica mediante meccanismi attivi o passivi

- Riscaldatori
- Pompe (elettriche, pneumatiche, ...)
- Sistemi di diffusione e convezione
- Preparatori chimici
- Bio-reattori
- Stimolatori elettrici

Sensoristica specifica per il controllo di processo

- Sensori di flusso, temperatura, pressione, concentrazione, pH, livello ...
- Trattamento del segnale di processo

Sensoristica specifica per adattamento all'organismo

- Sensori fisici, chimici, biochimici, diretti ed indiretti
- Trattamento dei segnali biologici ed estrazione degli osservabili necessari



Struttura e parti costituenti

Sorgenti di energia

- Controllo del rilascio di energia al paziente (meccanica, termica, elettrica)
- Controllo dei consumi
- Accumulo di energia (sistemi indossabili, impiantabili, sistemi non interrompibili) e sistemi di ricarica
- Rispetto di norme di sicurezza

Sorgenti di materiali di apporto

- Sistemi di contenimento
- Ciclo di vita, logistica, approvvigionamento

Sistema di smaltimento di scorie di processo

- Sistemi di eliminazione e contenimento
- Conferimento di rifiuti speciali

Sistema di smaltimento dell'energia dissipata

- Efficienza energetica e limitazione del calore spurio prodotto
- Sistemi di estrazione di calore



Struttura e parti costituenti

Sistema di supervisione e controllo (hardware e software)

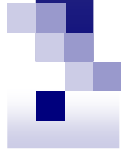
- Sistemi digitali in tempo reale
- Tecnologia dei sistemi di controllo robusti (analogici e digitali)
- Tecnologia di sistemi di controllo “mission critical”: fail safe, ridondanza, sistemi a prova di guasto, sistemi in grado di degradare in modo controllato
- Sistema indipendente di allarme
- Sistema di sostentamento in caso di mancanza di alimentazione

Sistemi di trasmissione e immagazzinamento dati

- Cablati o senza fili
- Reti locali, reti geografiche, internet
- Integrazione con dati da altre fonti
- Problemi di affidabilità ed integrità della informazione scambiata (protocolli sicuri), controllo remoto dei parametri e della gestione della terapia
- Problemi di integrità e affidabilità dell’informazione immagazzinata (sistemi di immagazzinamento dati sicuri)
- Problemi di riservatezza dei dati clinici

Sistema di interfaccia di comando, programmazione, intervento

- Ingegneria della struttura e rappresentazione dell’informazione
- Immediatezza, semplicità, efficacia, coerenza formale, ...
- Modalità di rappresentazione multipla dell’informazione

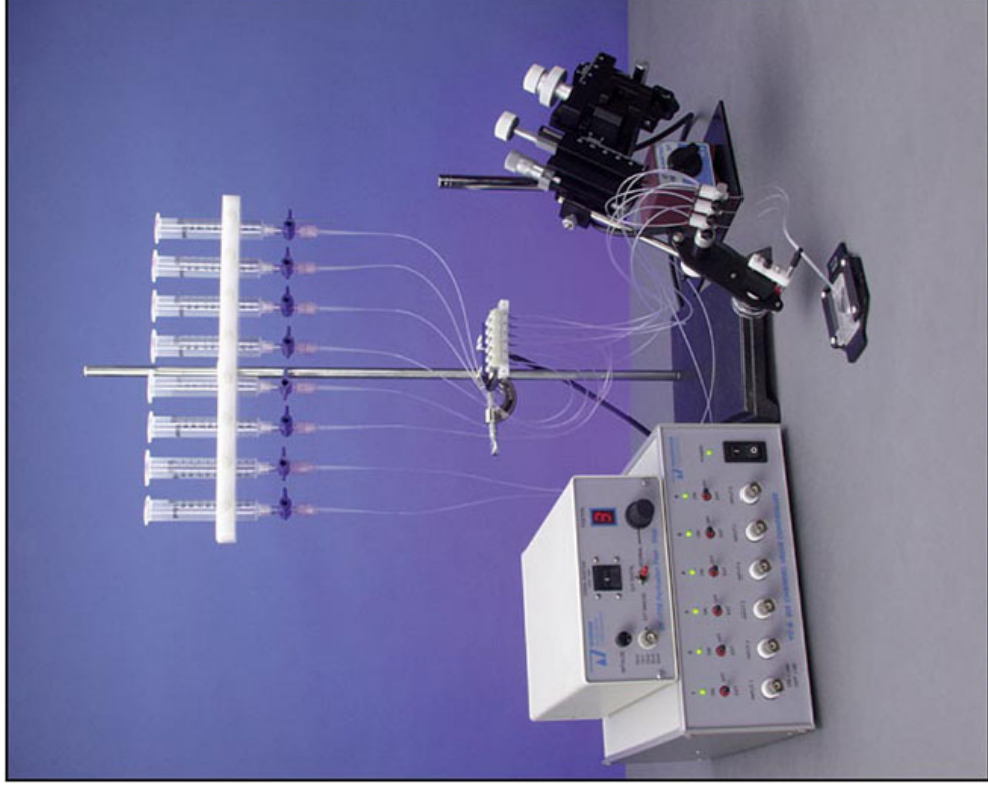


Cuore artificiale



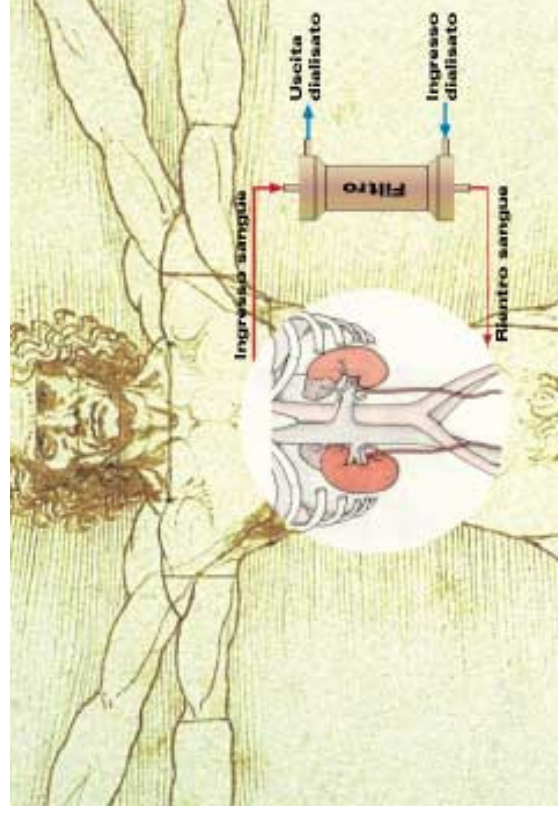
Polmone artificiale (sistemi di perfusione)

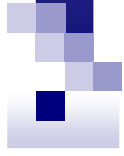
- a gorgogliamento
- a film
- polmoni di animali
- a dischi
- a membrana
- fibre ossigenanti





Rene artificiale



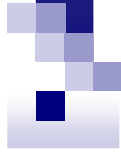


Pancreas artificiale e fegato artificiale

- Micropompe
- Dispositivo di emergenza



Bioingegneria del sistema cardiovascolare



Il sistema cardiocircolatorio

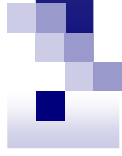


S. Hales (1733)



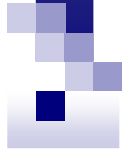
Evoluzione del pensiero scientifico sul sistema cardiovascolare:

- *Galeno* (131-201 d.c.) – Il sangue è prodotto all'interno del corpo
- *William Harvey* (1578-1658) – Concetto di circolazione del sangue
- *Marcello Malpighi* (1628-1694) – Scoperta della funzione dei capillari
- *Alfonso Borelli* (1608-1679) – Movimenti del cuore
- *Stephen Hales* (1677-1761)- Misura diretta della pressione sanguigna



Evoluzione del pensiero scientifico sul sistema cardiovascolare:

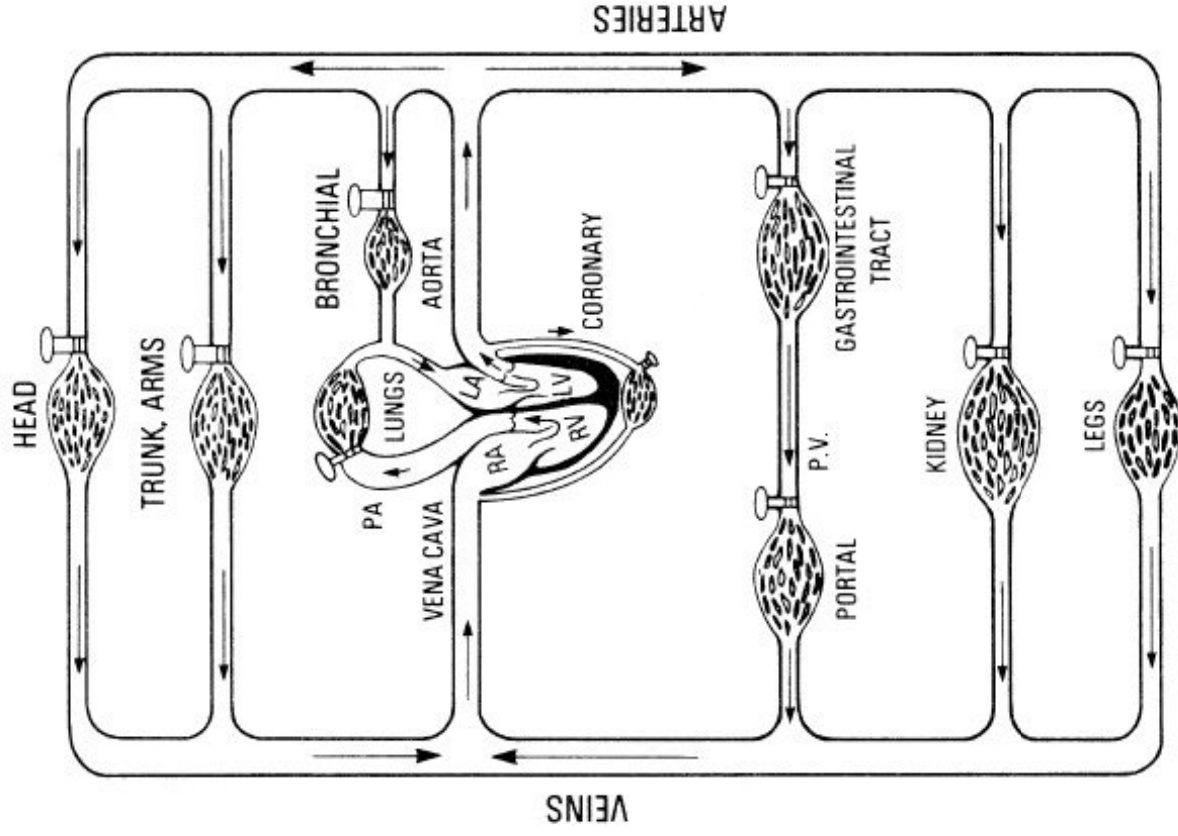
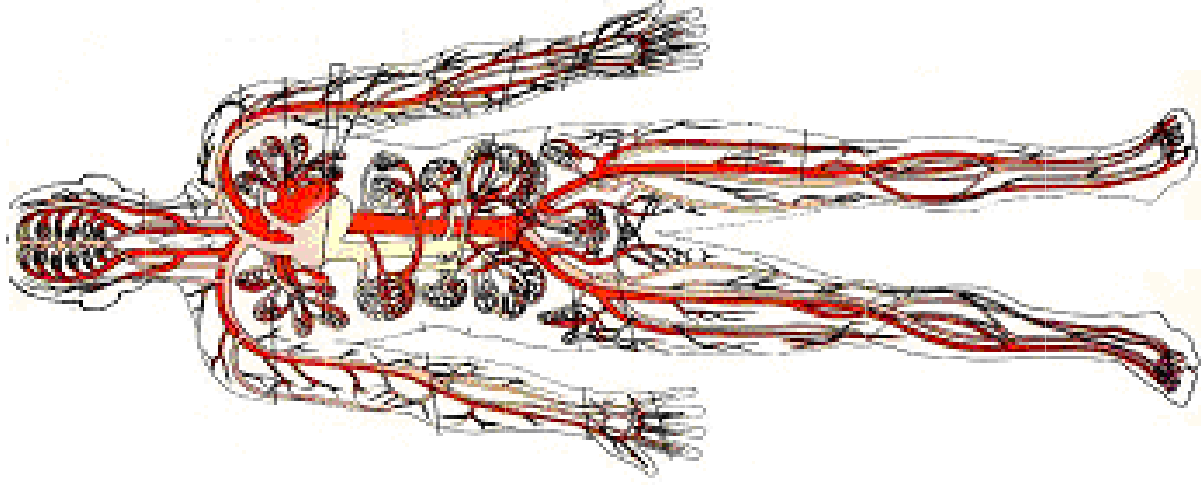
- *Bernoulli, Leonard Euler, Gorge Stokes, Claude Navier, Jan Louis M. Poiseuille (18°-19° secolo)*
 - Sviluppo della fluidodinamica teorica
- *Riva-Rocci (1896) Hill e Barnard (1897)* – Misura indiretta della pressione arteriosa (sfigmomanometro)
- *Otto Frank (1865-1944)* – Funzione dell'elasticità arteriosa e delle resistenze periferiche
- *Einthoven (1903)* - Elettrocardiografo



Funzioni del sistema cardiocircolatorio

- Trasportare in ogni punto sostanze utili al metabolismo cellulare (ossigeno, glucosio, amminoacidi, acidi grassi, vitamine, H₂O)
- Asportare le sostanze di scarto

Sistema Cardiocircolatorio



Atrio: pompa
d'innescio

Ventricolo:
pompa di
potenza

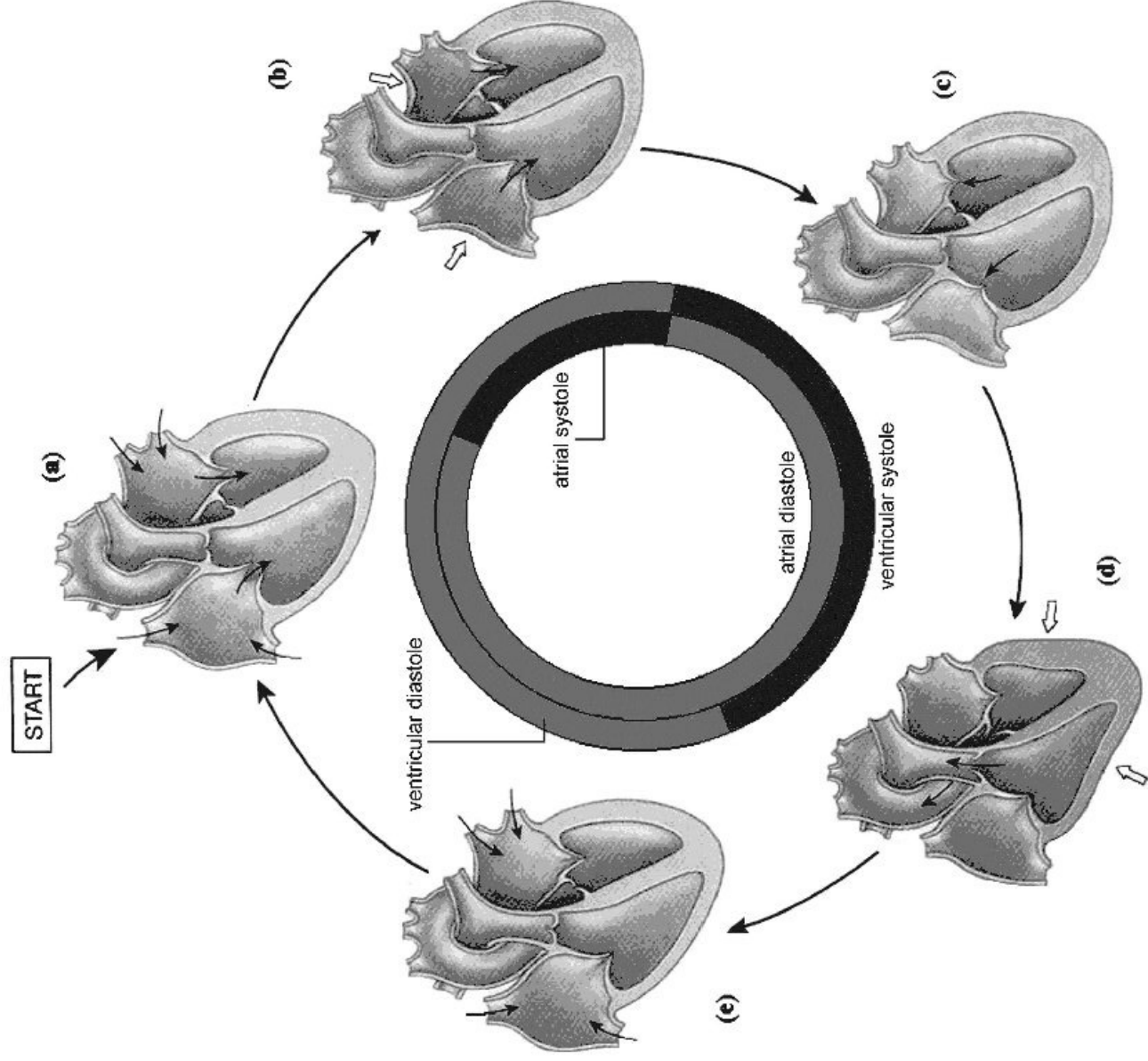
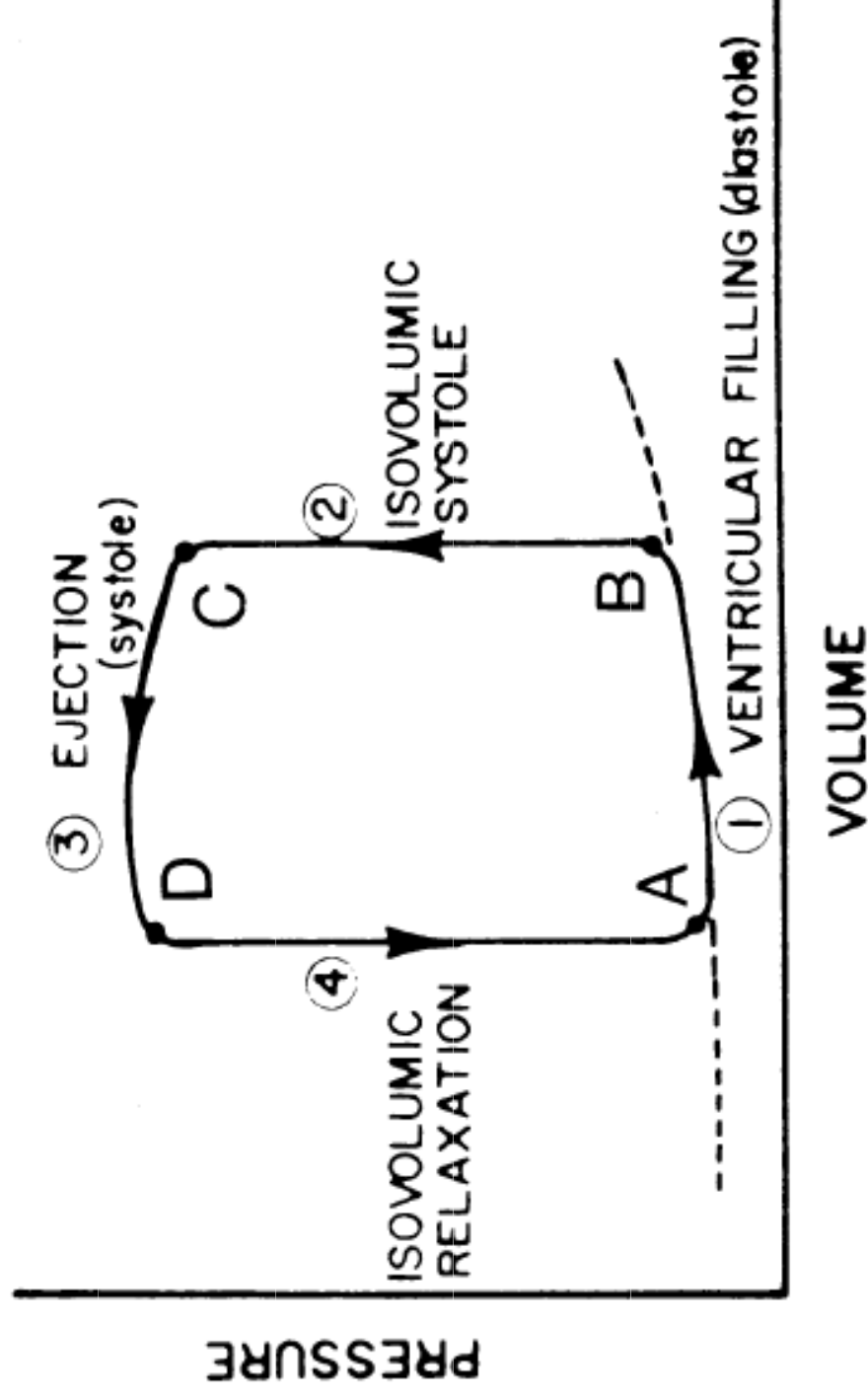
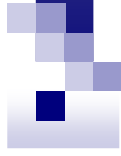




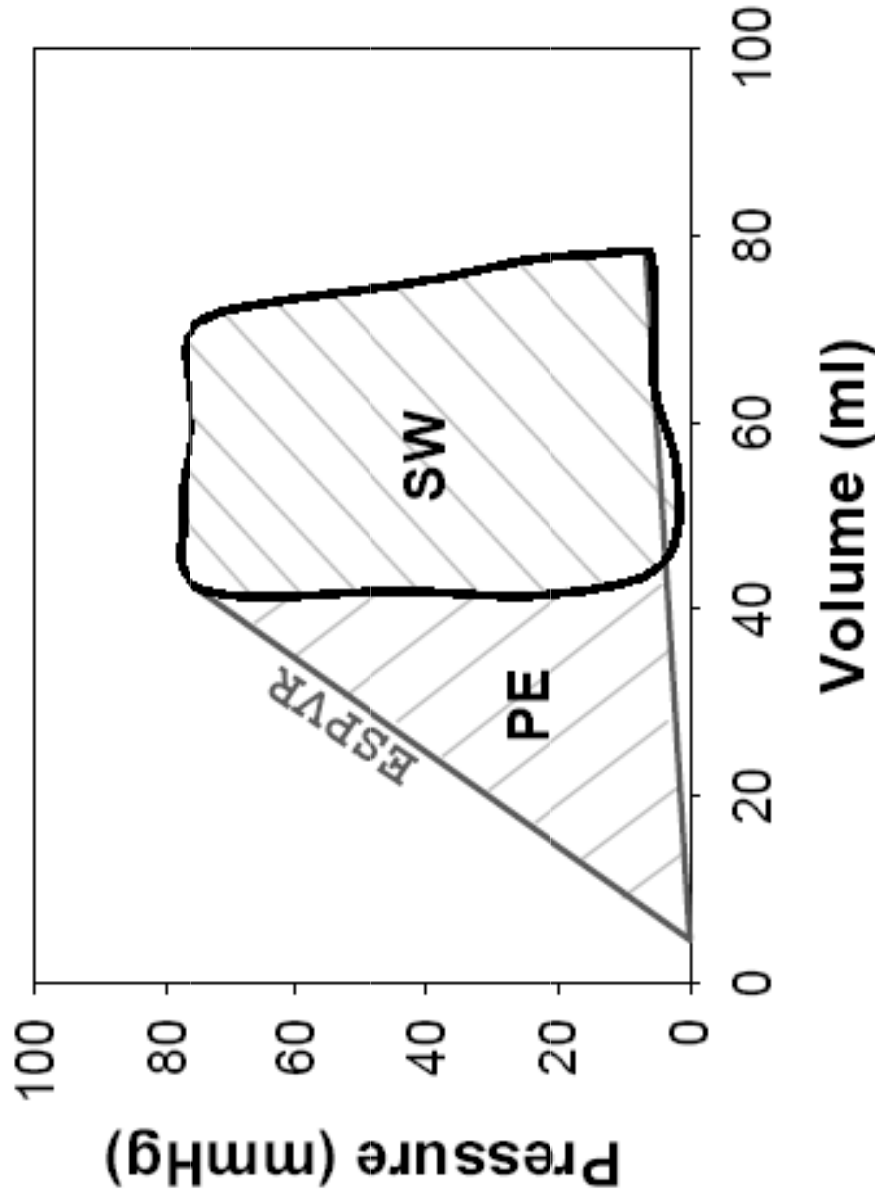
Diagramma Pressione-Volume

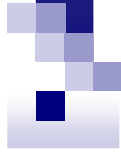




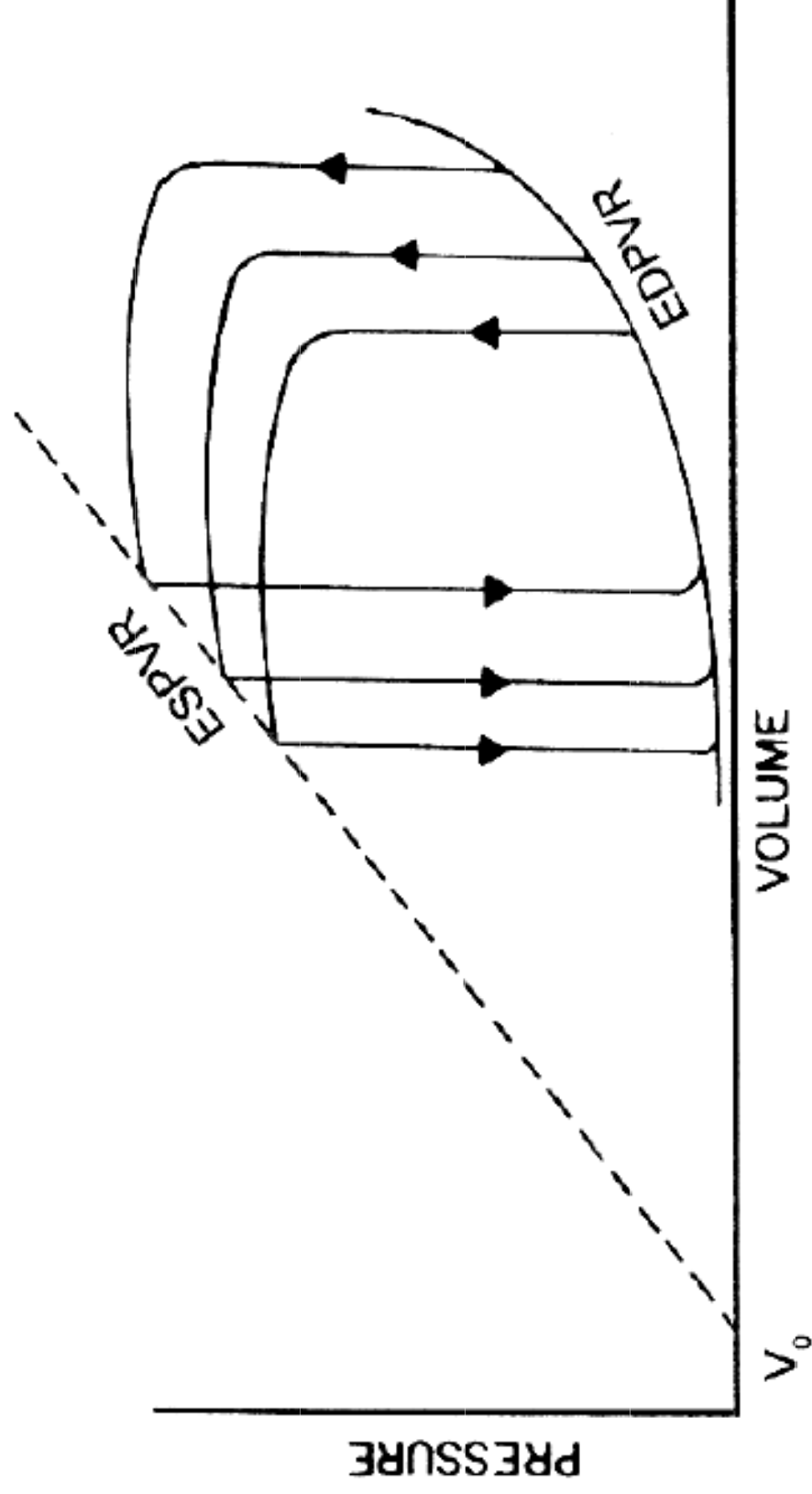
Considerazioni energetiche

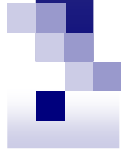
- PE: Energia Potenziale
- SW: Stroke Work



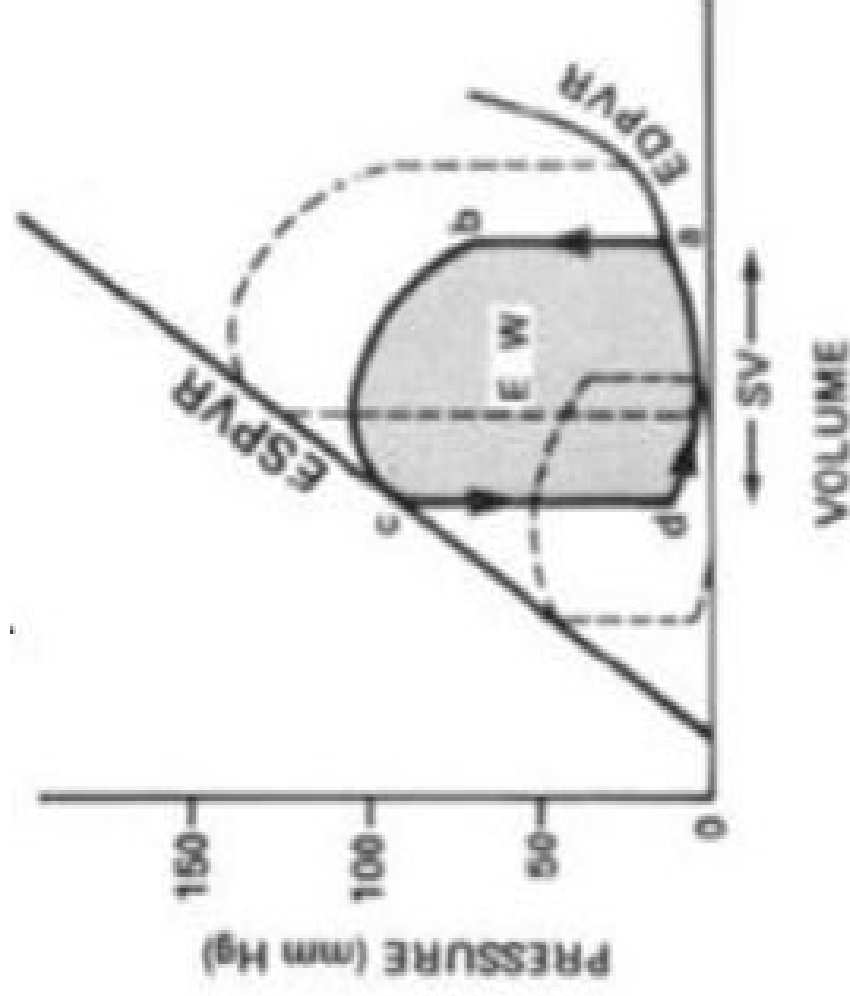


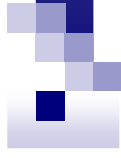
Variazione del PV-loop



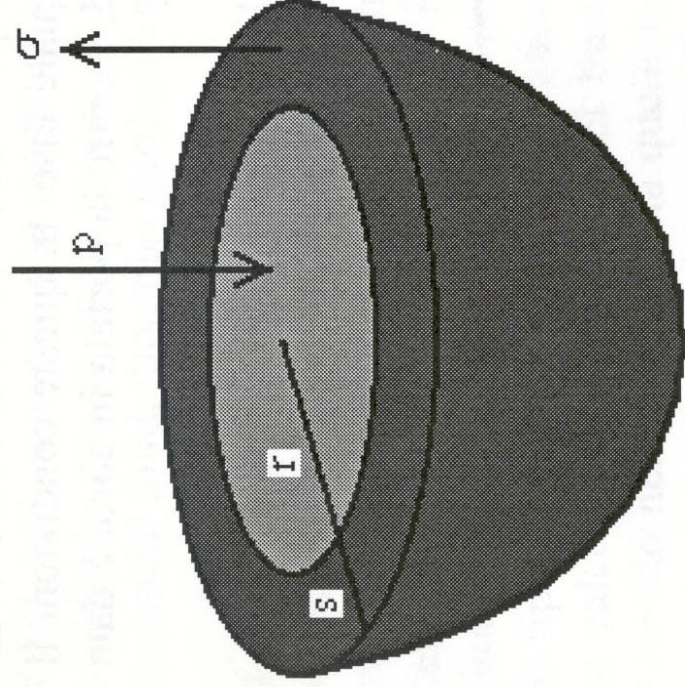


Variazione del P-V loop





Stress di parete

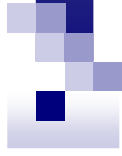


Modelli del sistema cardiovascolare

Modello???

“Qualsiasi sistema concepibile a livello astratto o materiale che, rappresentando e riproducendo l'oggetto reale in esame, può sostituirsi all'originale per fornire utili informazioni sul suo comportamento reale”





Procedura di sperimentazione modellistica

- Conversione dell'oggetto reale in un modello;
- Sperimentazione sul modello;
- Riconversione del modello nell'oggetto originale con estrapolazione, dallo studio effettuato sul modello, a risultati ritenuti validi per l'oggetto reale.

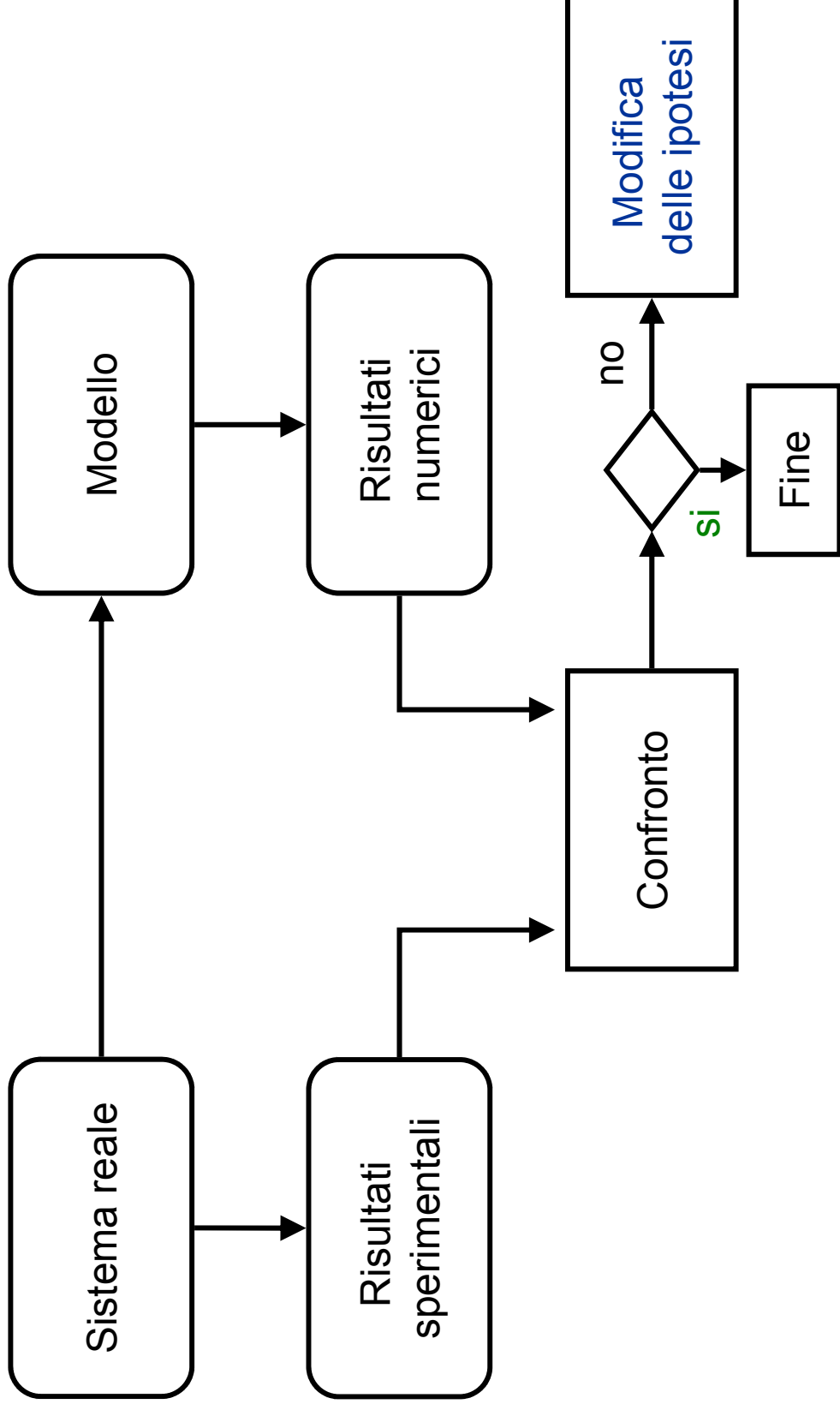


Requisiti di un modello

- Somiglianza all'originale
- Semplicità
- Spiegabilità
- Adeguatezza allo scopo

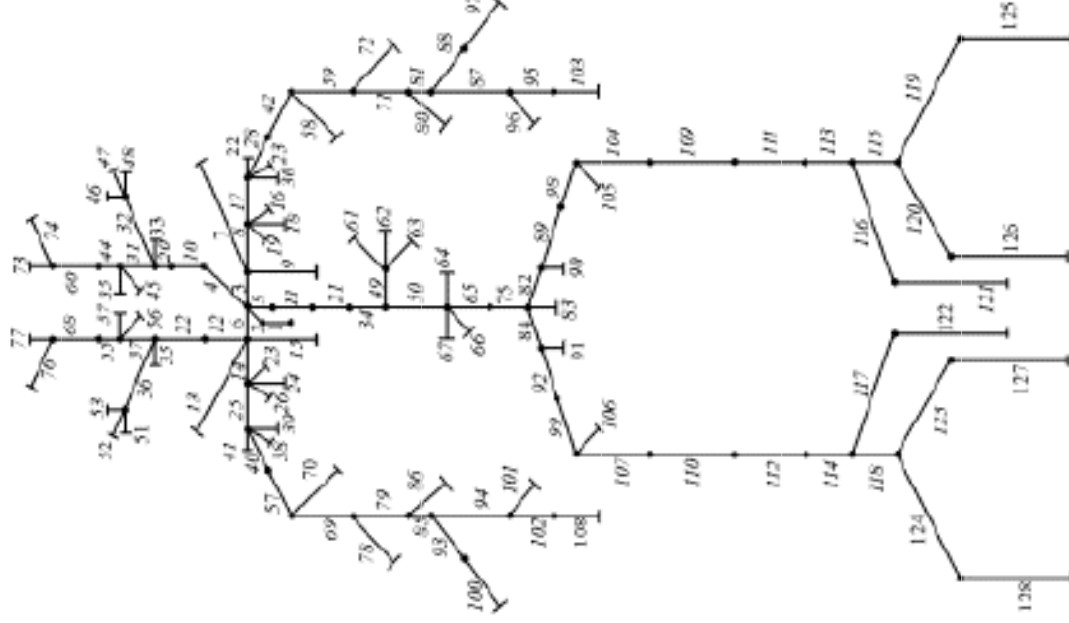
Struttura omomorfa

Il processo di modellizzazione

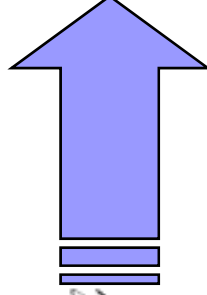




Modellistica del sistema arterioso

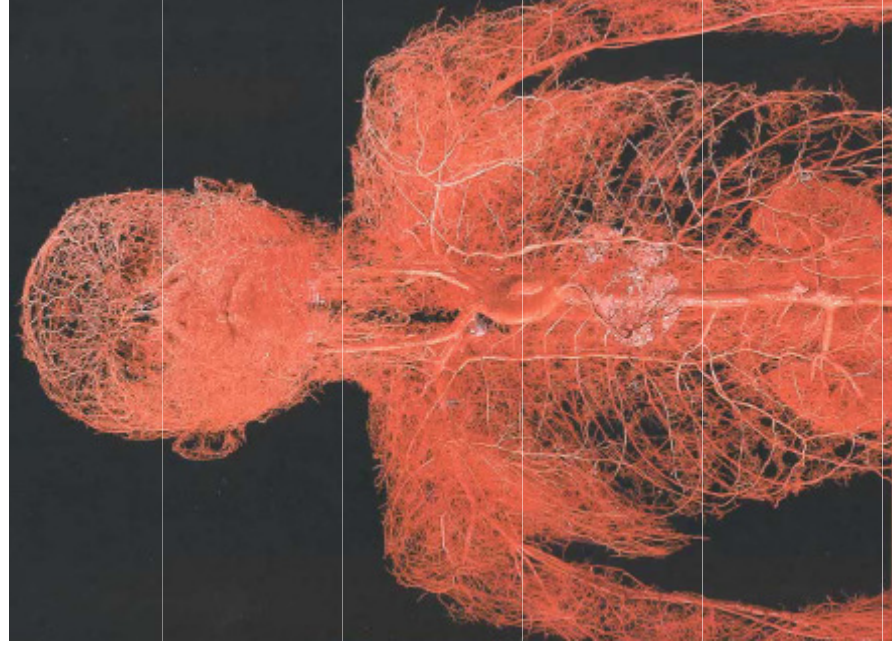


Corrispondenza
diretta fra modello
matematico e
struttura anatomica
del sistema



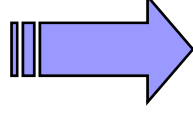


Modellistica del sistema



Non è possibile
rappresentare con un
modello tutto il sistema
vascolare

Troppi vasi
Complessità computazionale
elevata

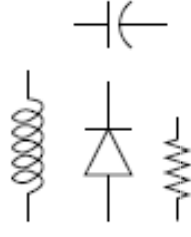


Accuratezza del sistema

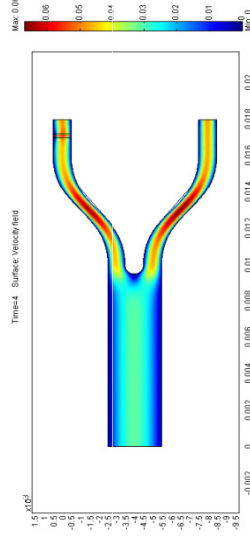


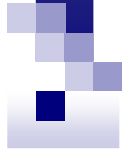
Modellistica del sistema

- **Modelli a parametri concentrati**, in cui si concentrano le cause e gli effetti in compartimenti e si costruiscono le relazioni tra le variabili di tali compartimenti.



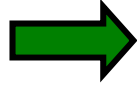
- **Modelli a parametri distribuiti**, in cui cause ed effetti non possono essere compartimentalizzati.



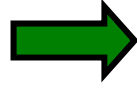


Modello a parametri concentrati

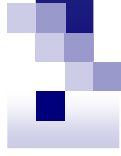
Si concentrano le cause e gli effetti in compartimenti e si costruiscono le relazioni tra le variabili di tali compartimenti.



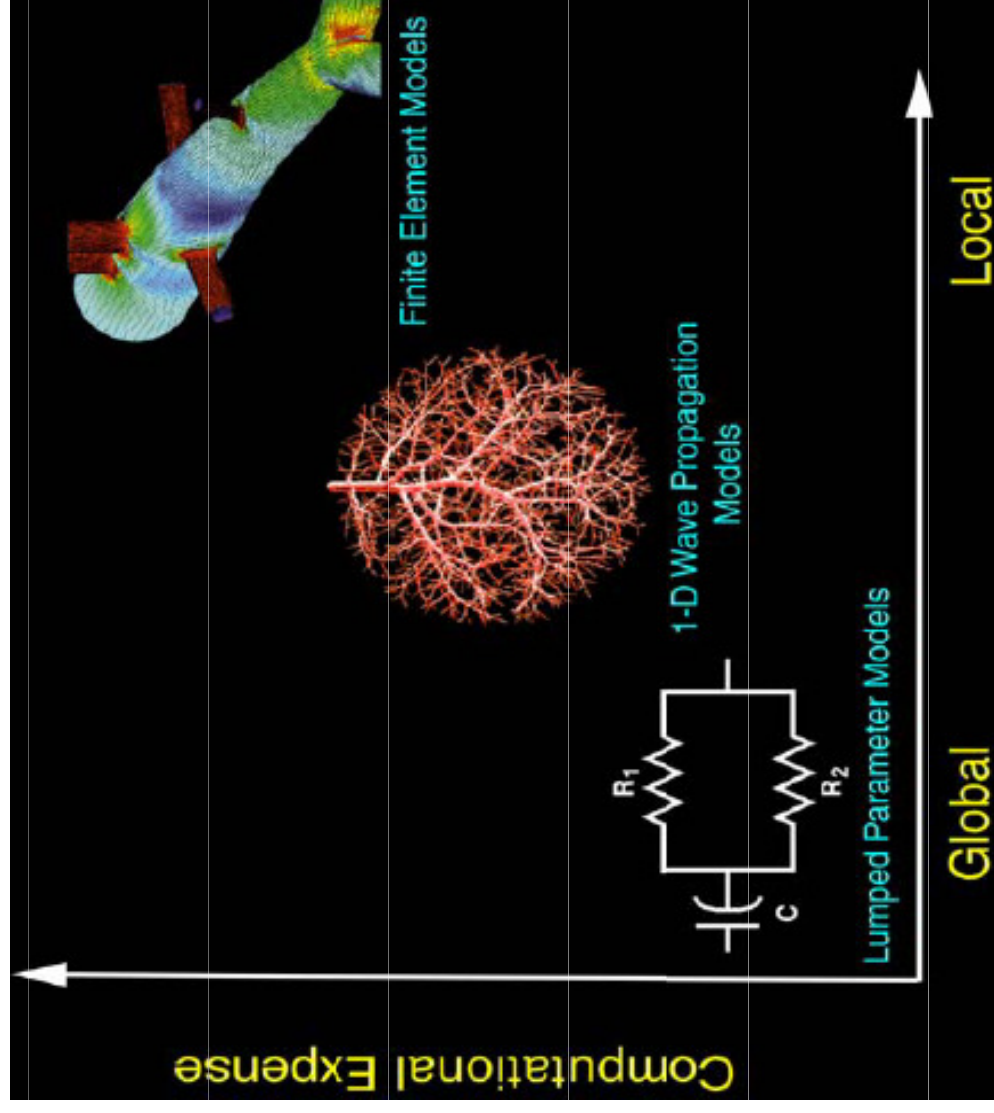
Buoni risultati a fronte di una grande
semplicità

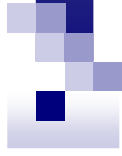


Ipotesi restrittive sul comportamento del sangue (fluido newtoniano e flusso laminare)



Modello a parametri concentrati

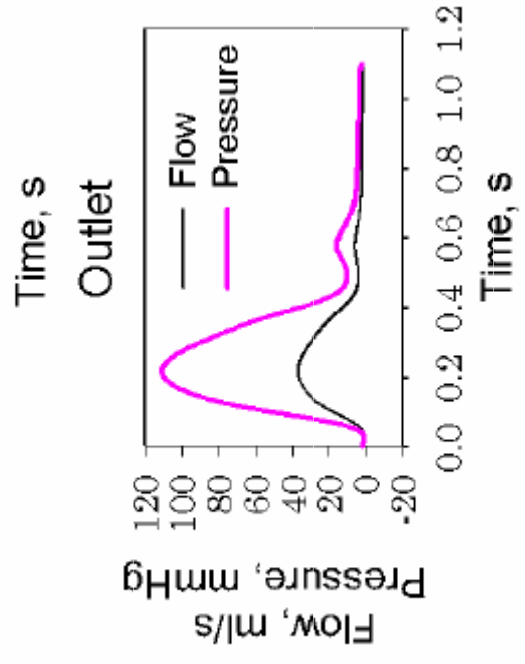
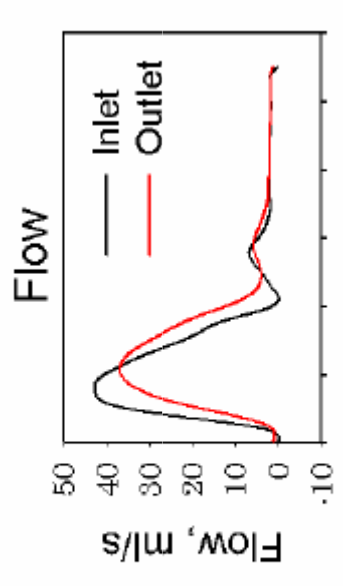
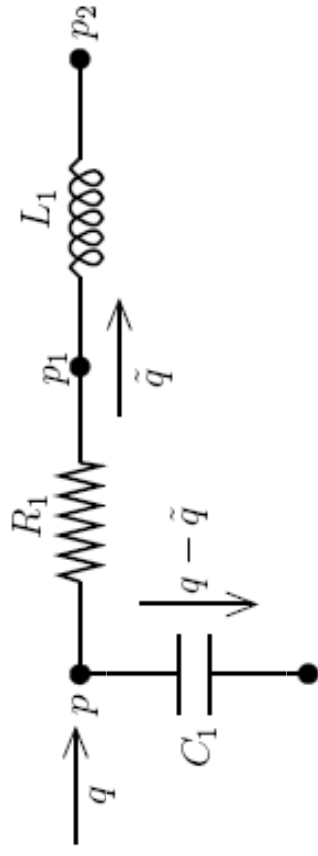
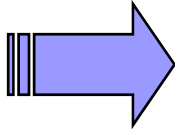
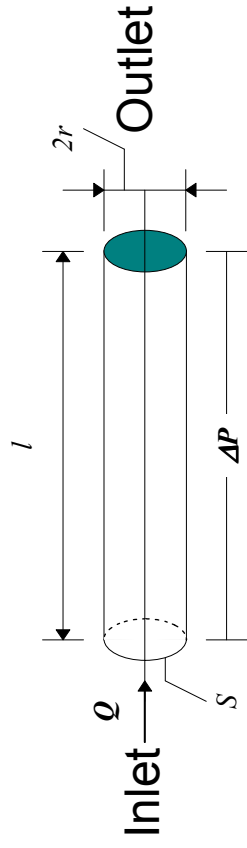




Parametri Concentrati

- Resistenza μ, ϕ, l
- Elasticità dei vasi E
- Inerzia del fluido ρ, l, ϕ
- Forza di gravità g

Effetti su un singolo vaso

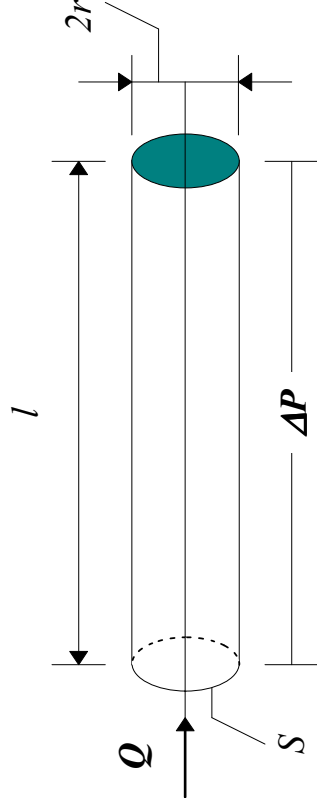


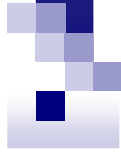


Componenti resistive

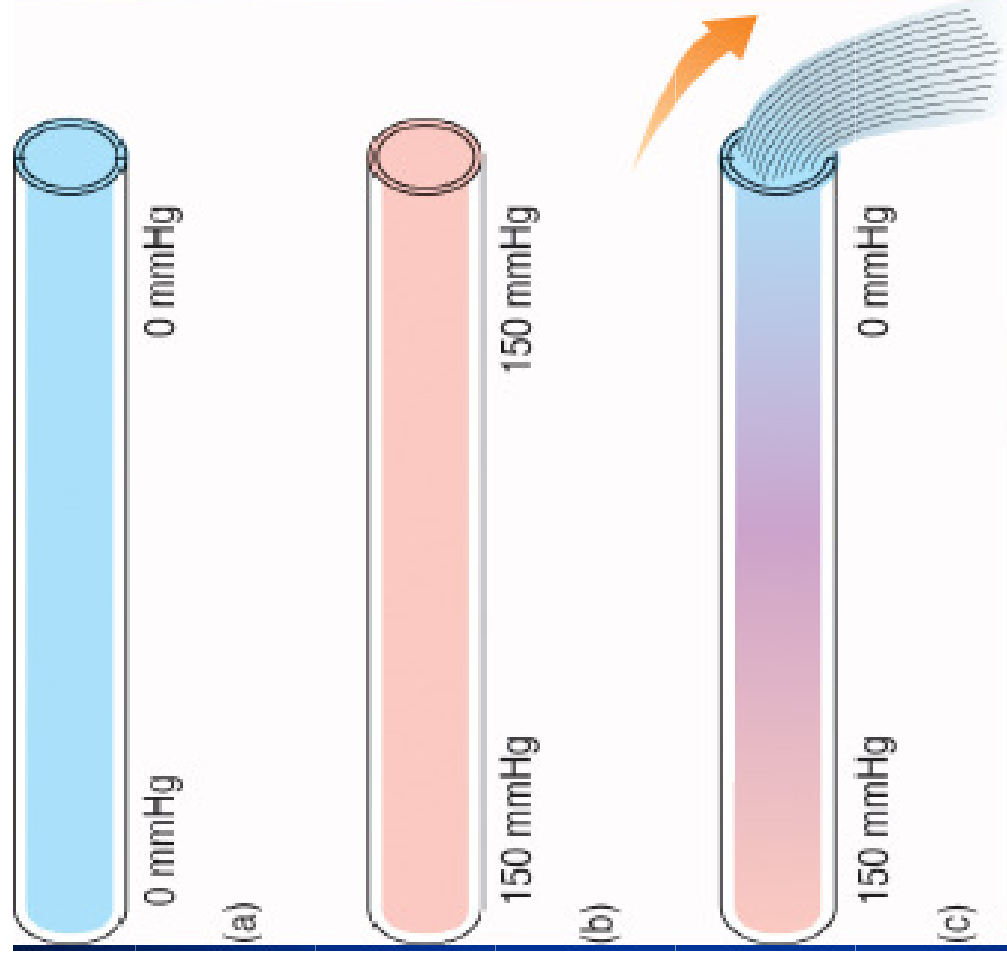
$$\Delta P = Q \cdot R$$

$$R = \frac{8\mu l}{\pi r^4}$$

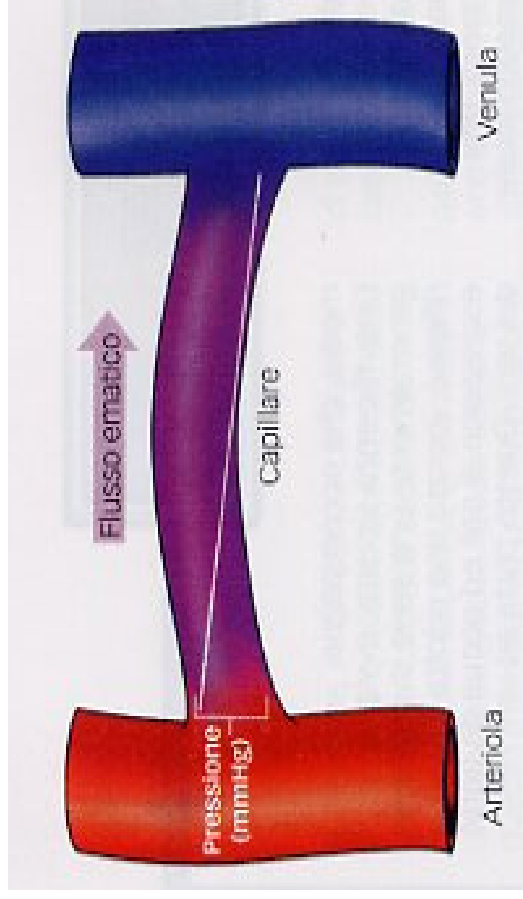
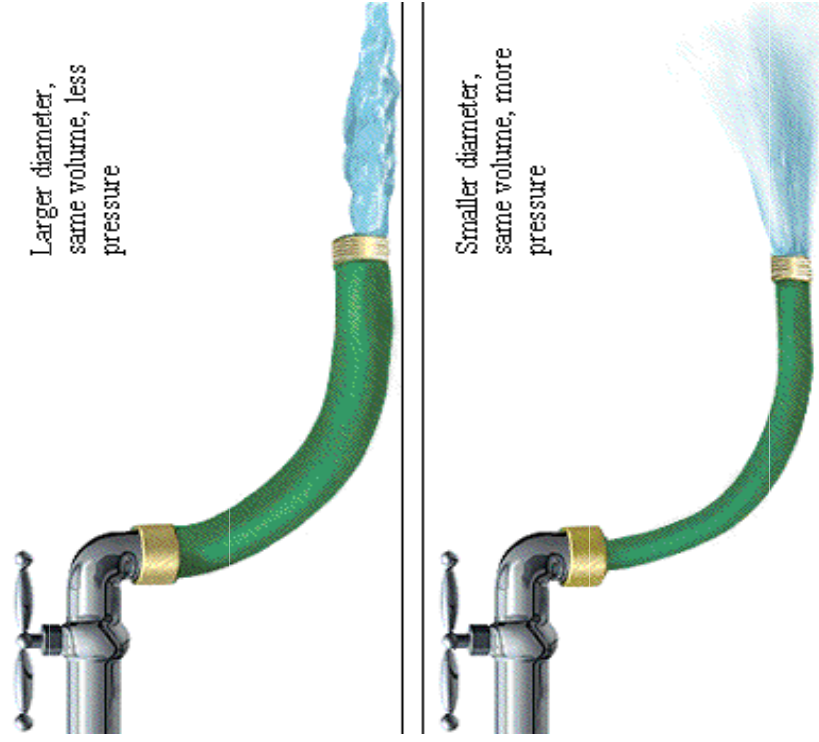




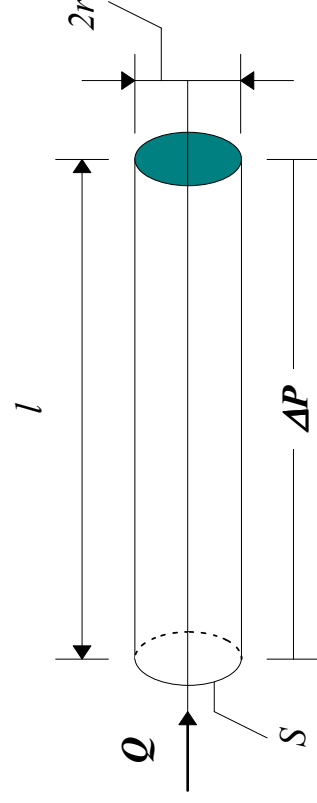
Legge di Poiseuille



Legge di Poiseuille

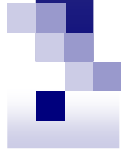


Componenti inerziali



$$\Delta P \cdot S = \text{forza} = \text{massa} \cdot \text{accelerazione} = \rho S l \left(\frac{\dot{Q}}{S} \right)$$

$$L = \rho \frac{l}{S}$$



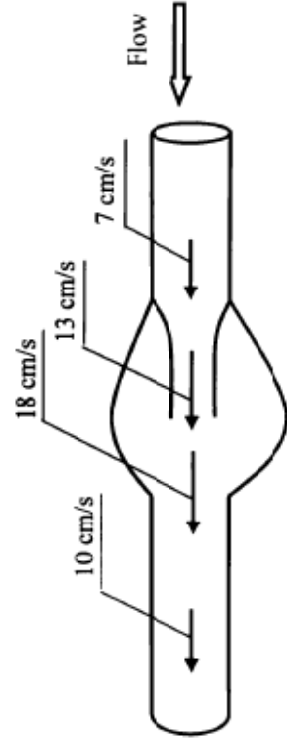
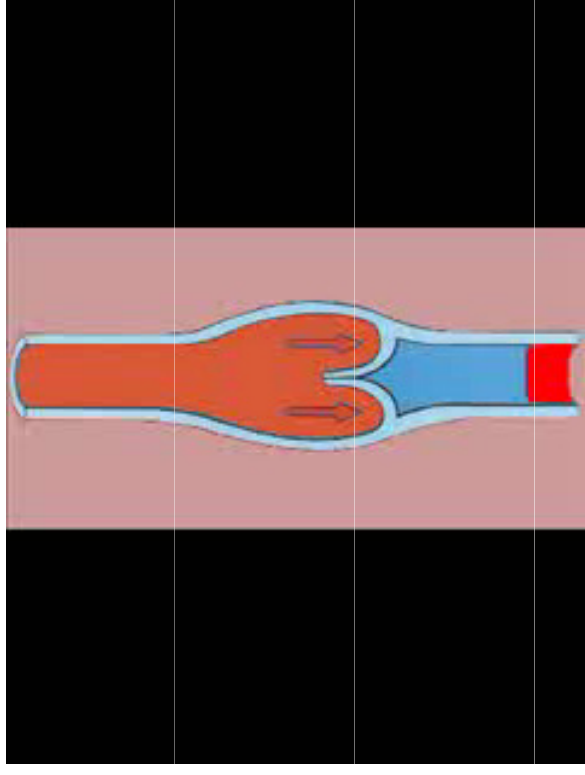
Componenti elastiche

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta P}$$

$$C = C_u \pi r^2 l$$

$$C_u = \text{Capacità unitaria} \begin{cases} 5 * 10^{-4} \left[\frac{1}{\text{mmHg}} \right] & \text{Superficiale} \\ 2,25 * 10^{-4} \left[\frac{1}{\text{mmHg}} \right] & \text{Profondo} \end{cases}$$

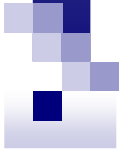
Le valvole



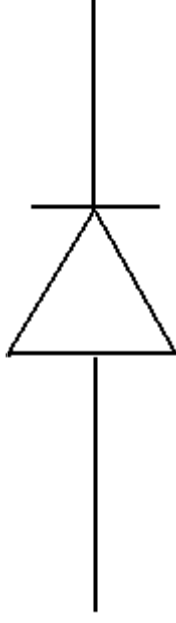
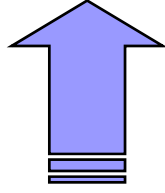
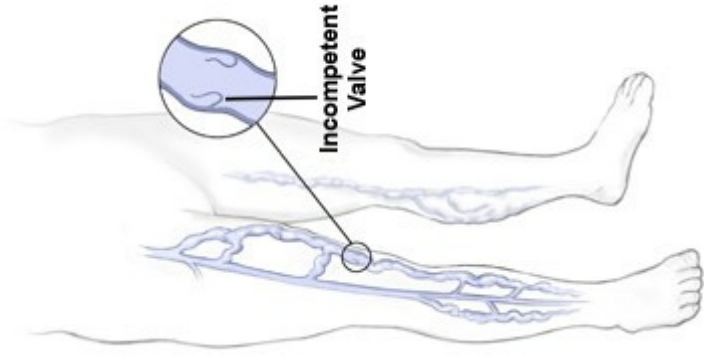
— Velocity - - - Flow rate

$$\Delta P_{\text{valv}}(t) = K_{\text{valv}} \cdot Q_{\text{valv}}(t)^2$$

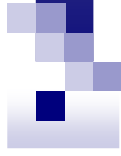




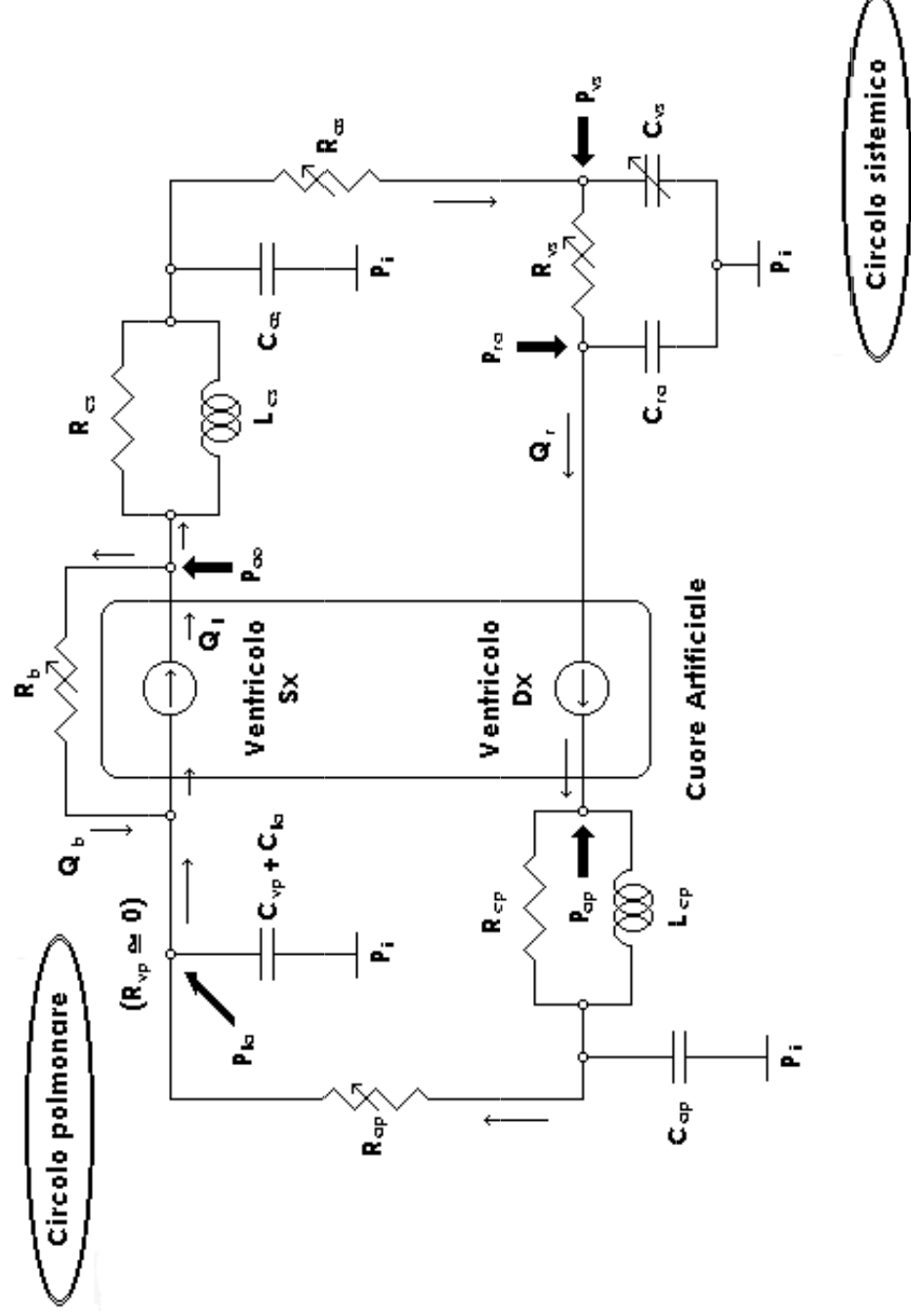
Valvole



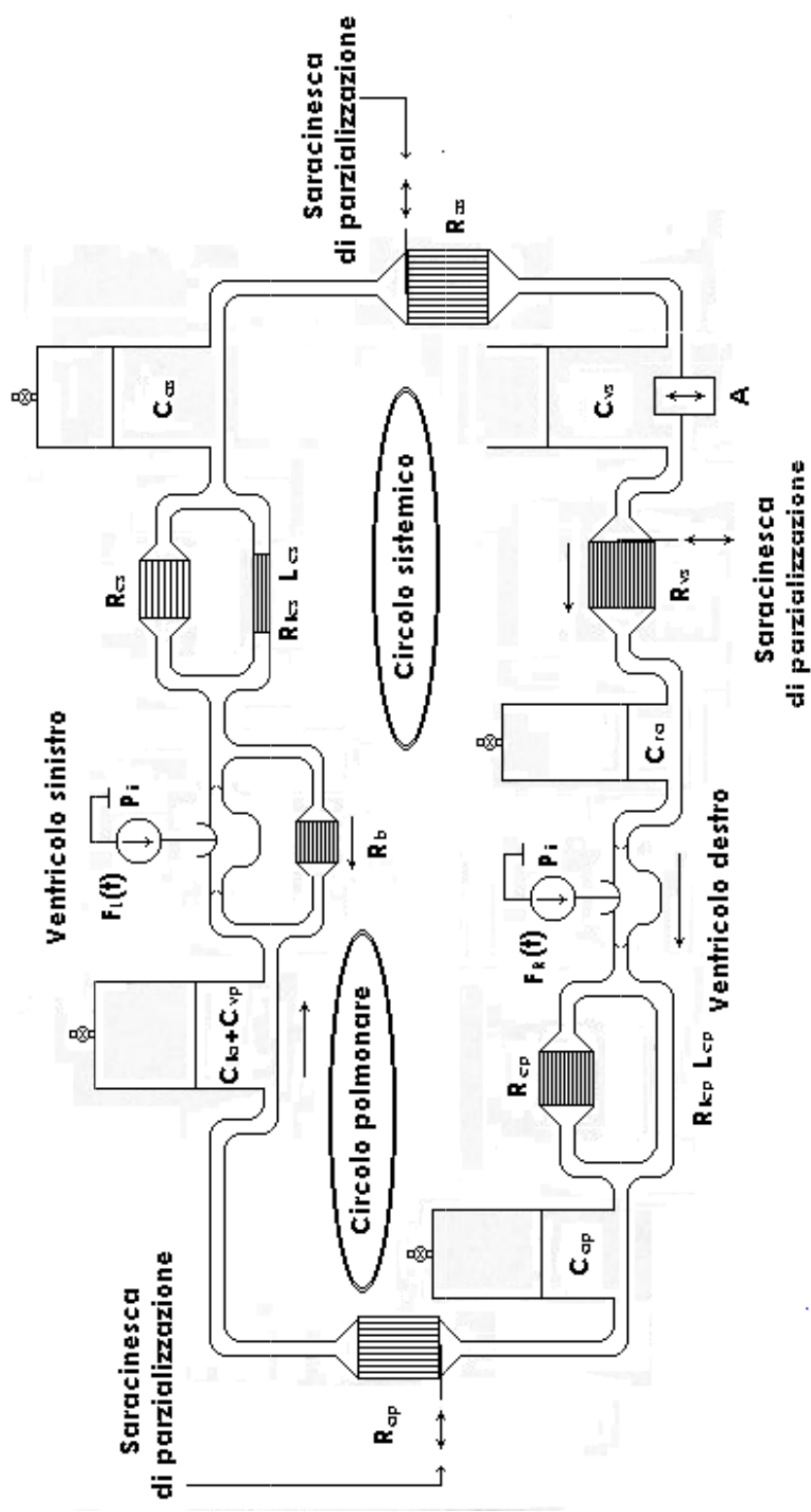
diodo



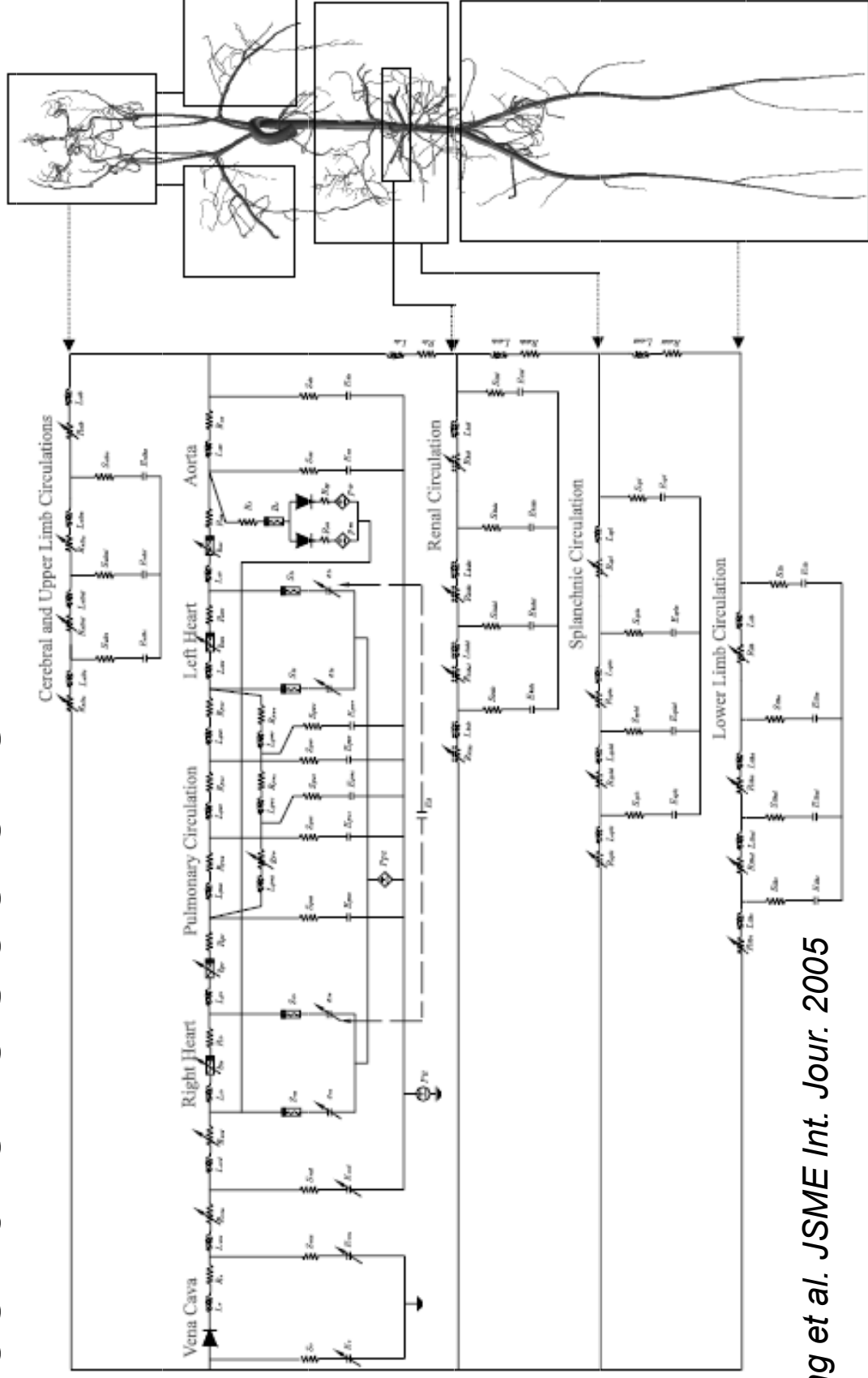
Modello elettrico



Modello idraulico



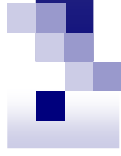
Modellistica del sistema cardiovascolare



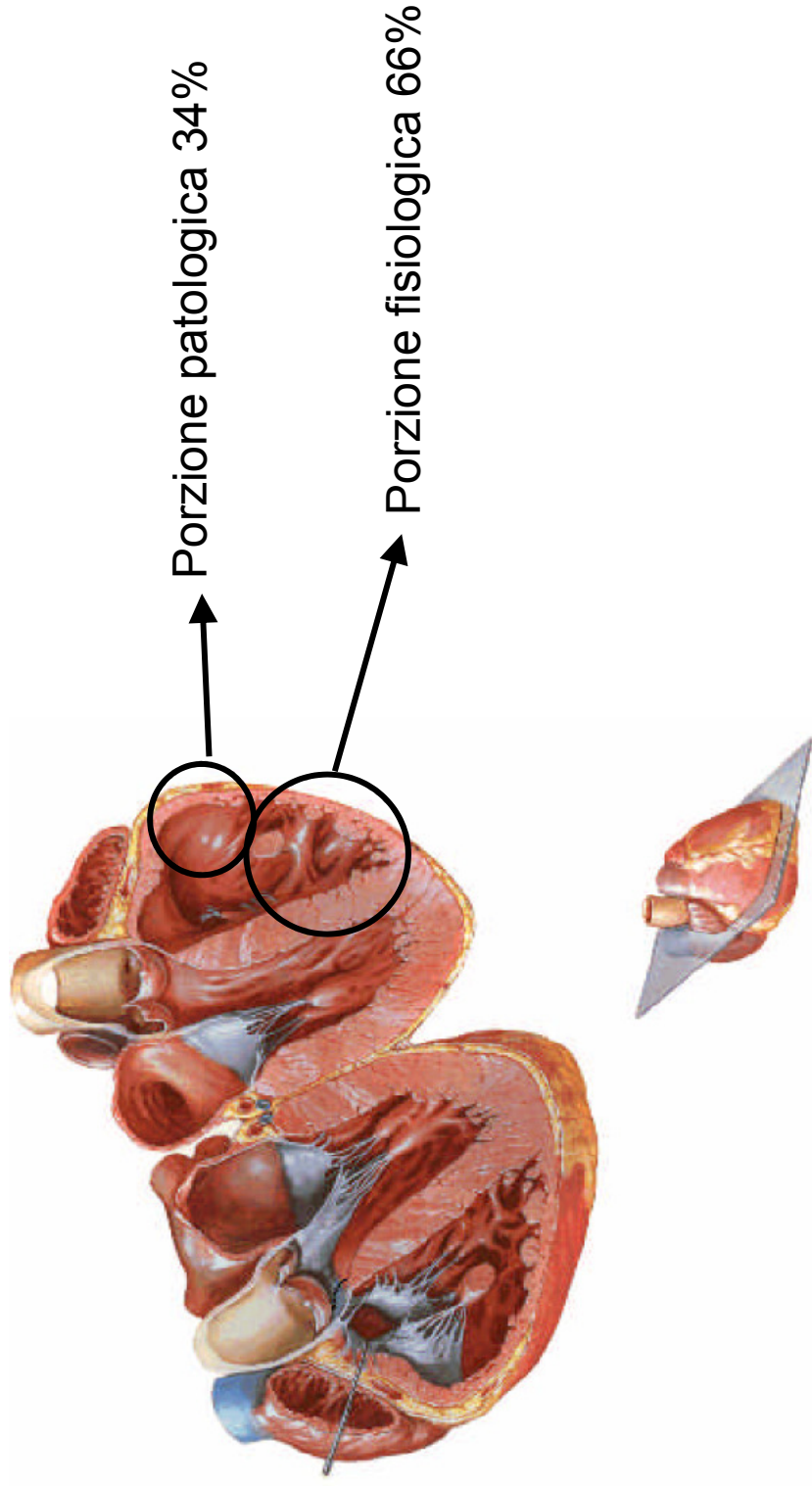
Liang et al. JSME Int. Jour. 2005

Applicazioni 1

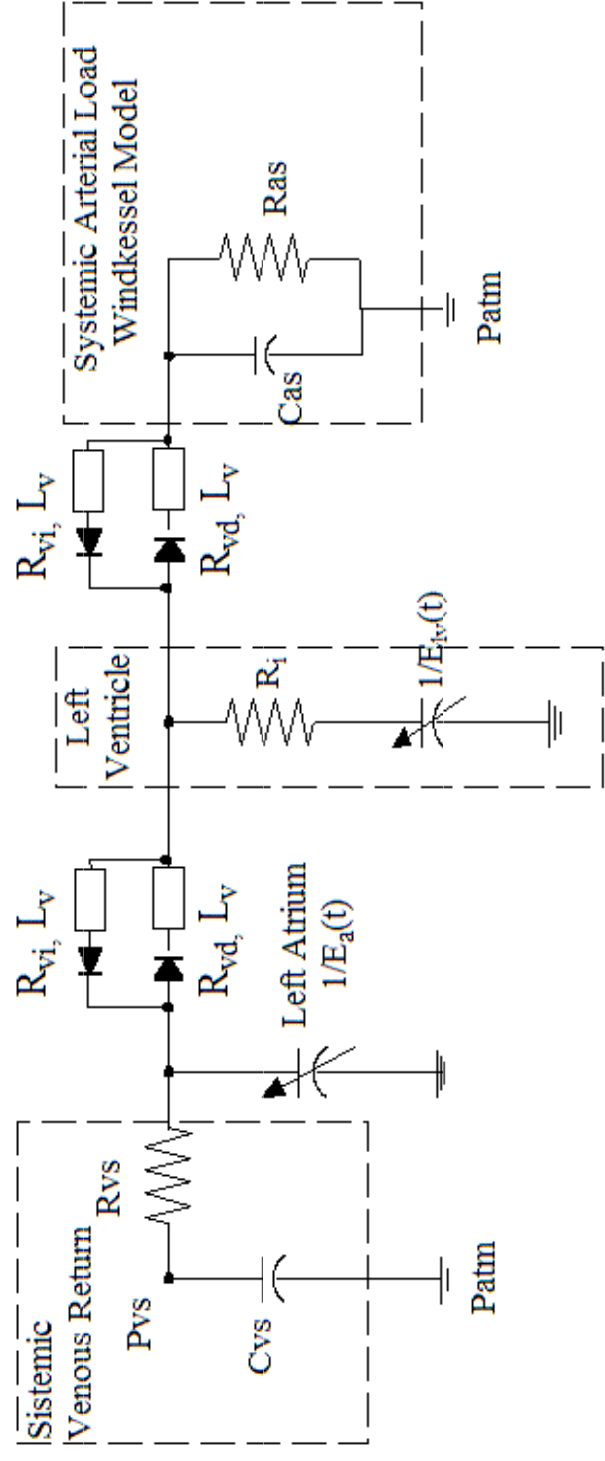
Ischemia e dissincronia ventricolare

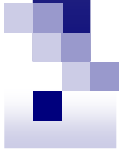


Ischemia e dissincronia ventricolare



Il modello

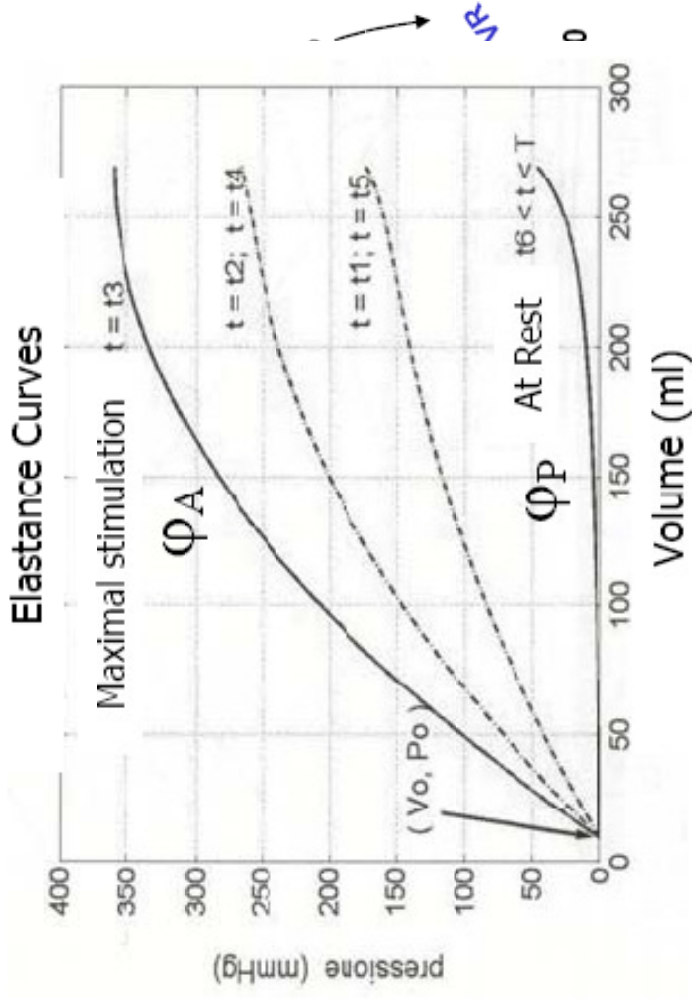




Il modello del ventricolo

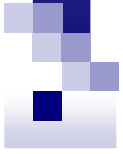
$$\varphi[V(t), t] = \varphi_p[V(t)] + (\varphi_a[V(t)] - \varphi_p[V(t)]) * F_{iso}(\theta)$$

$$F_{iso}(t) = \begin{cases} \frac{1 - \cos\left(\frac{\pi}{T_1}\right)}{2}; & 0 \leq t < T_1 \\ \frac{\left[1 - \cos\left(\frac{\pi(t - T_1 - T_2)}{T_2}\right)\right]}{2}; & T_1 \leq t < T_1 + T_2 \\ 0; & T_1 + T_2 \leq t < T \end{cases}$$

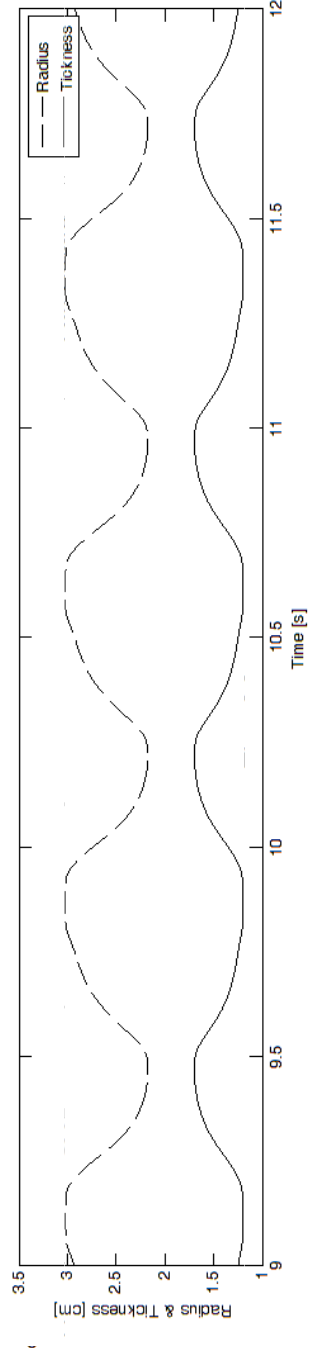
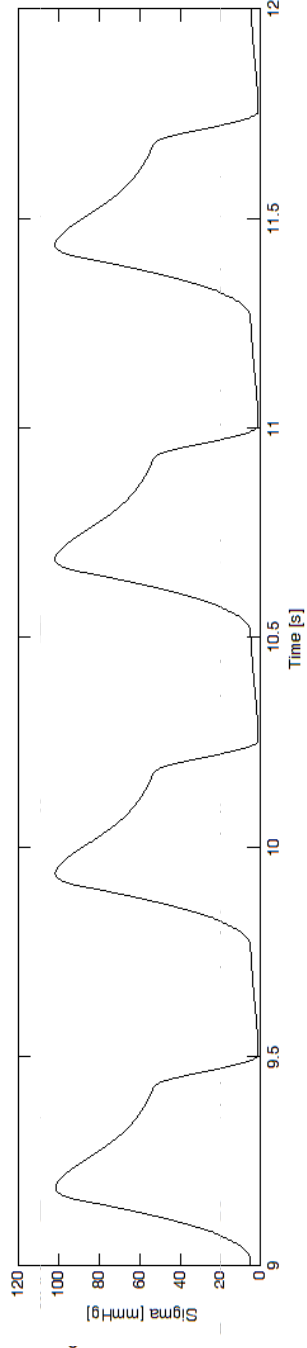
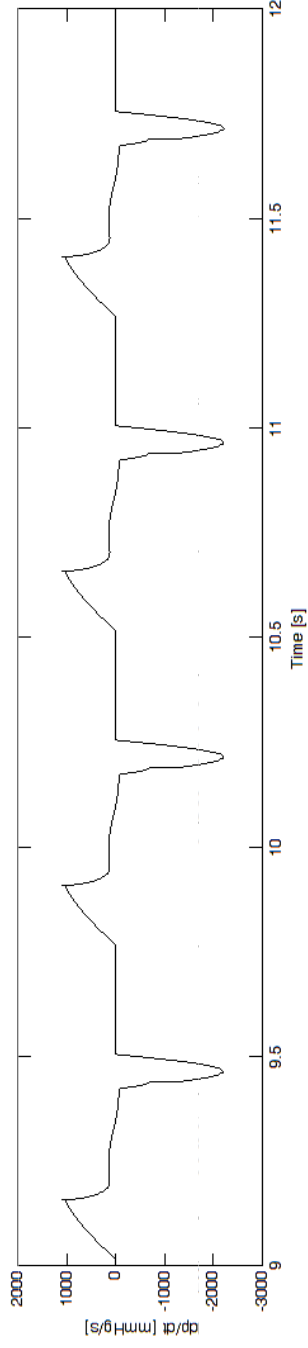


Parametri

<i>Parameters</i>		<i>Cases</i>			<i>Description</i>	
<i>Symbol</i>	<i>Units</i>	<i>PH</i>	<i>RD</i>	<i>IS</i>	<i>RD+IS</i>	
HR	<i>bpm</i>	80	80	80	80	Heart Rate (bpm)
P*₁	<i>mmHg</i>	480	480	480	480	LV's pressure coordinate for the vertex of the φ_a parabolic function (physiological region)
P*₂	<i>mmHg</i>	480	480	150	150	LV's pressure coordinate for the vertex of the φ_a parabolic function (pathological region)
PP	%	0	34	34	34	LV's pathological volume percentage
Δ	%	0	30	0	30	Intraventricular phase lag percentage

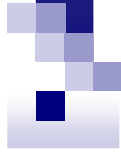


Ventricolo fisiologico

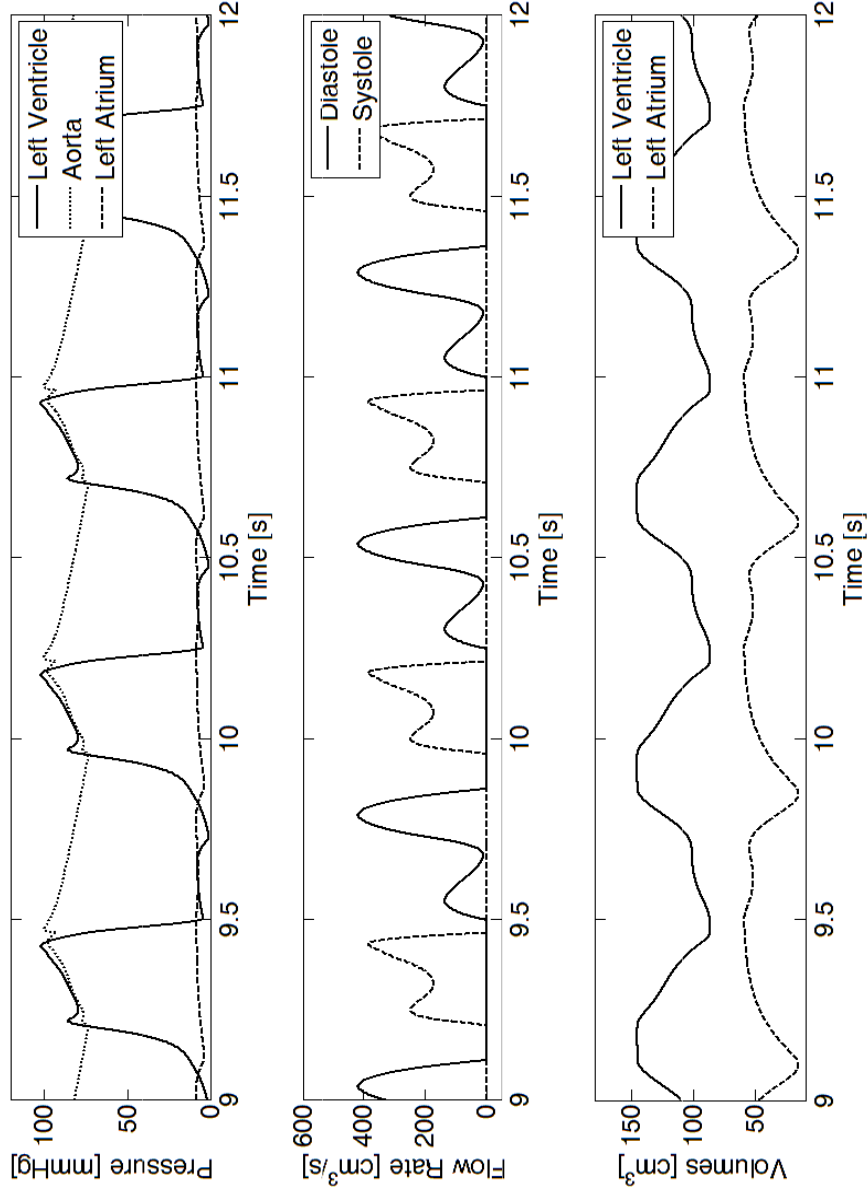


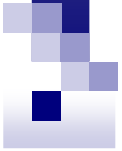
Risultati

<i>Results</i>	PH	RD	IS	RD+IS	
η	0,76	0,53	0,62	0,43	Efficiency
dp/dt_{max}	1609,01	2355,06	971,40	2666,32	Maximum value of dp/dt
P_{Ao-ave}	99,51	86,64	83,53	96,25	Average aortic pressure (mmHg)
P_{At-ave}	6,50	5,81	6,53	5,97	Average left atrial pressure (mmHg)
Q_{A-ave}	5,51	4,11	4,38	3,33	Average flow rate in Aorta (l/min)
r_{max}	3,03	3,32	3,28	3,42	End diastolic radius
SV	71,59	58,69	57,72	51,50	Stroke Volume
V_{AED}	59,22	45,70	59,33	59,01	Maximum left atrial volume (cm ³)
V_{AES}	27,62	15,61	32,96	21,64	Minimum left atrial volume (cm ³)
V_{mean}	79,41	116,16	109,34	142,05	LV's mean volume
V_{VED}	115,20	145,50	138,20	167,80	Left end-diastolic Volume (cm ³)
V_{VES}	43,61	86,81	80,48	116,30	Left end-systolic Volume (cm ³)
w_{min}	1,25	1,22	1,16	1,06	End diastolic wall thickness
σ	94,39	109,20	106,21	124,70	Systolic ventricular wall stress
P_0	0,00	0,16	0,28	2,92	y-coordinate of the ventricular elastance curve rotation point
V_0	10,00	15,16	12,64	69,83	x-coordinate of the ventricular elastance curve rotation point
t_{ic}	0,11	0,13	0,15	0,10	Duration of the isometric contraction

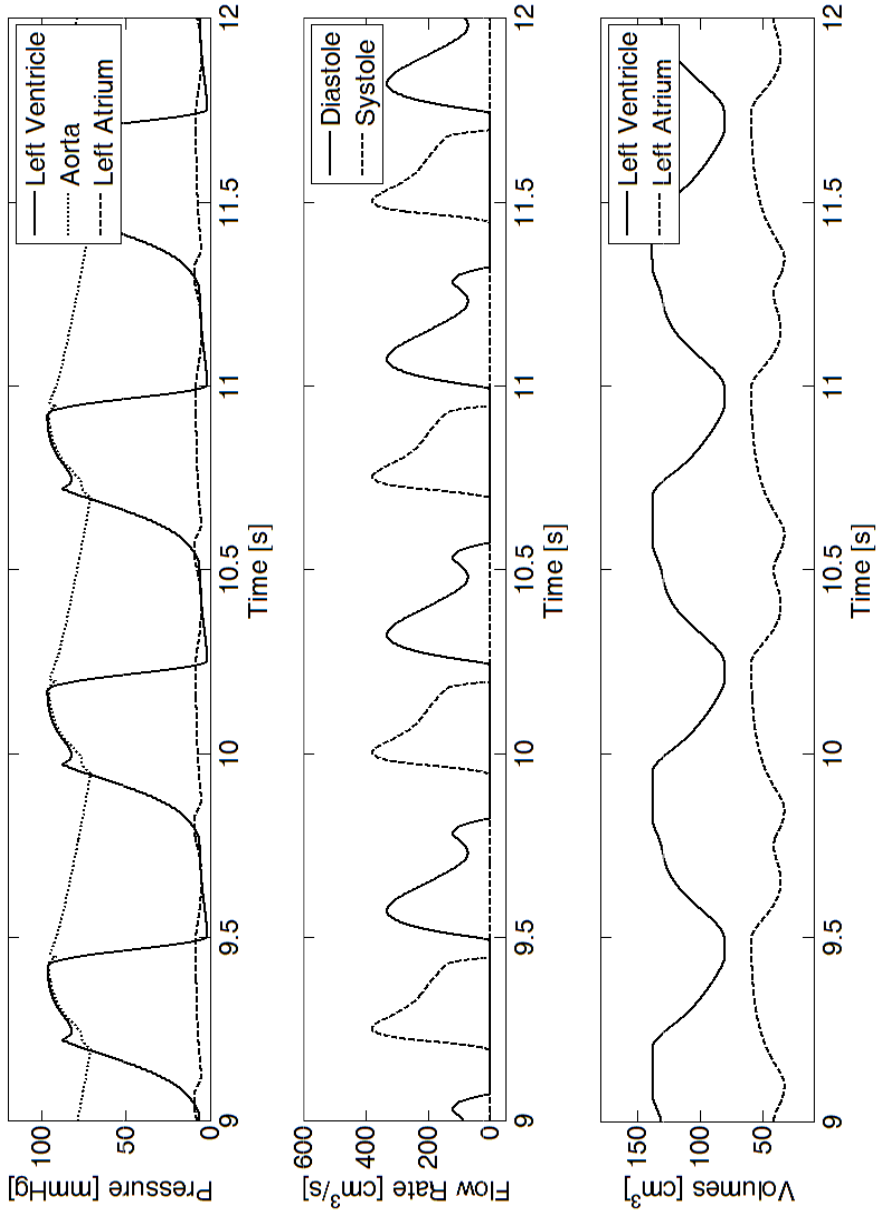


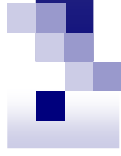
Dissincronia regionale



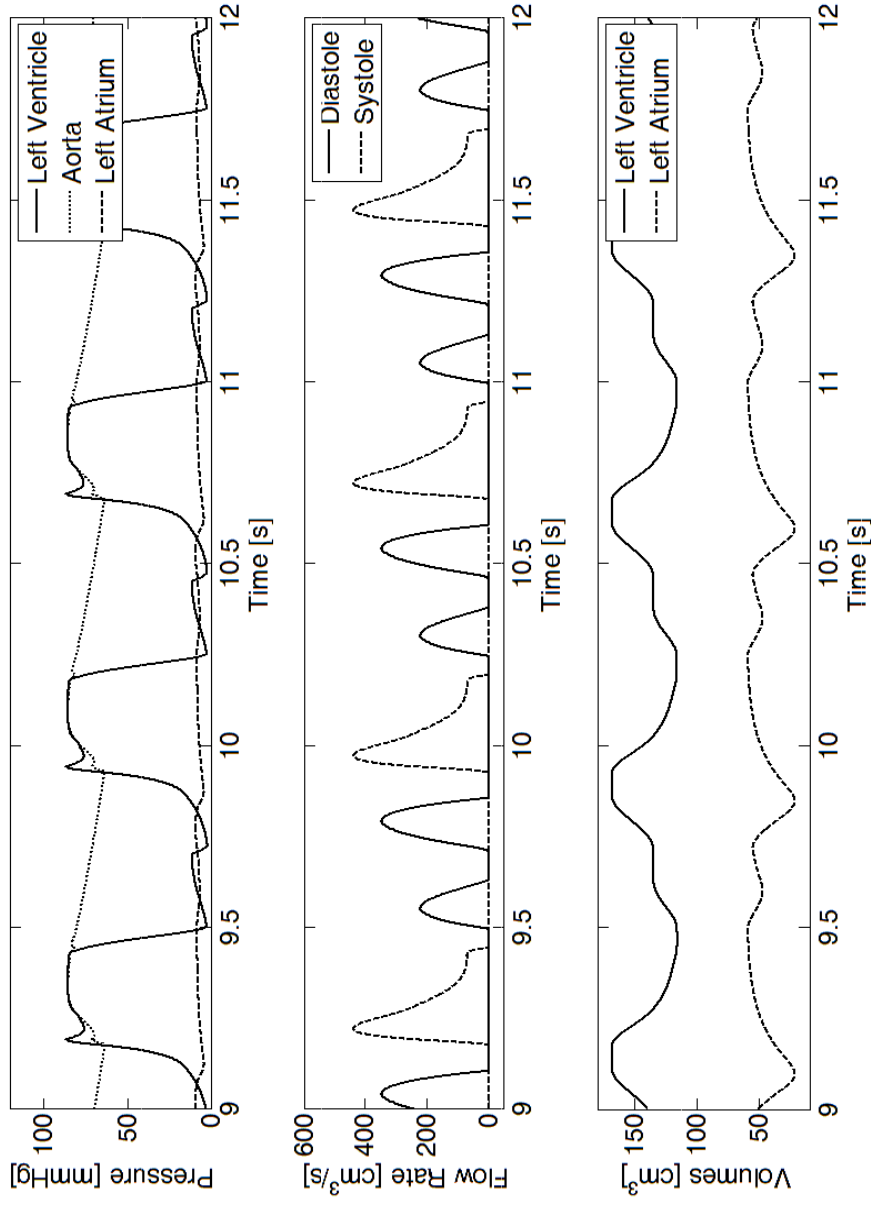


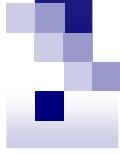
Ischemia



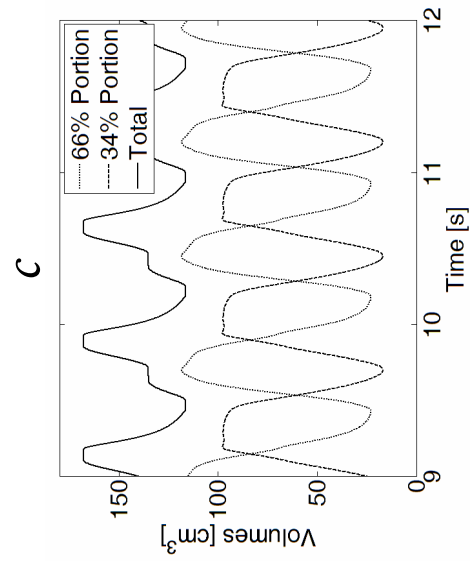
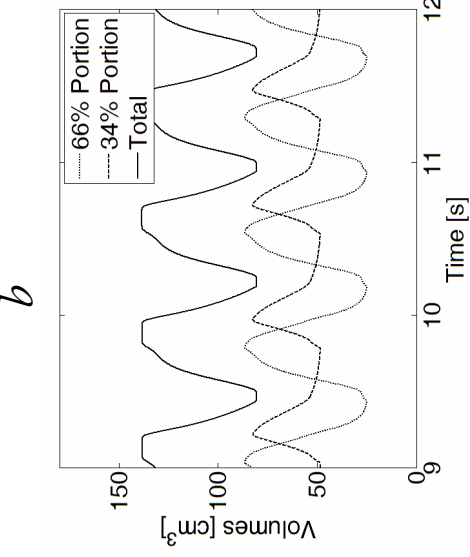
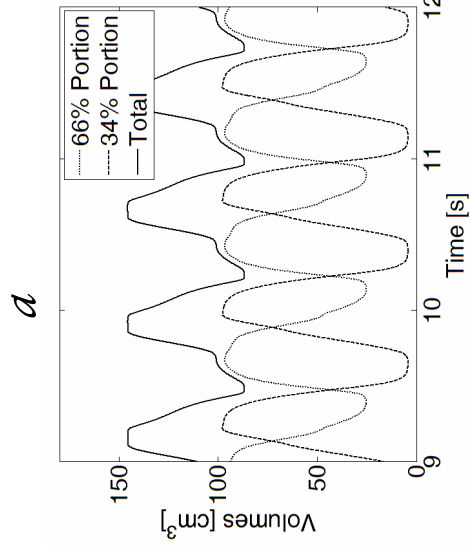
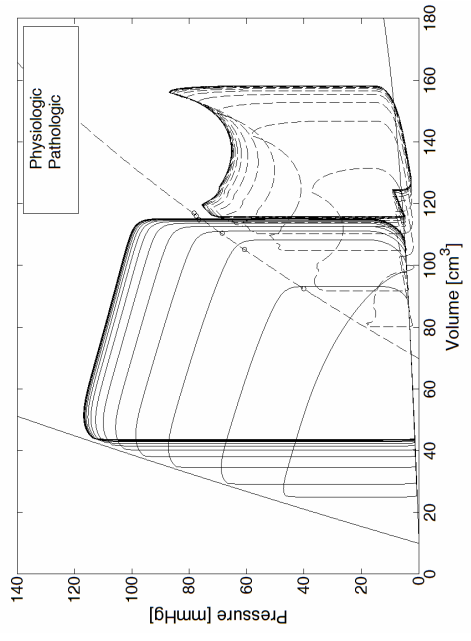
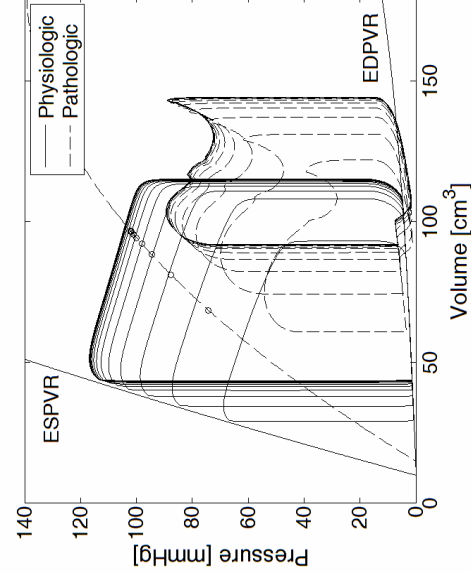
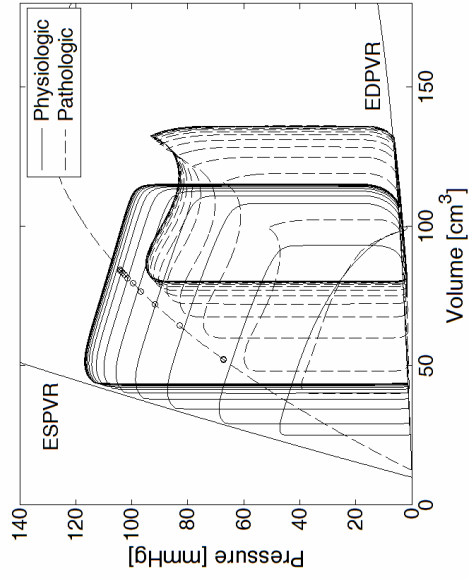


Ischemia + Dissincronia





Ventricolo fisiologico



b

a

b

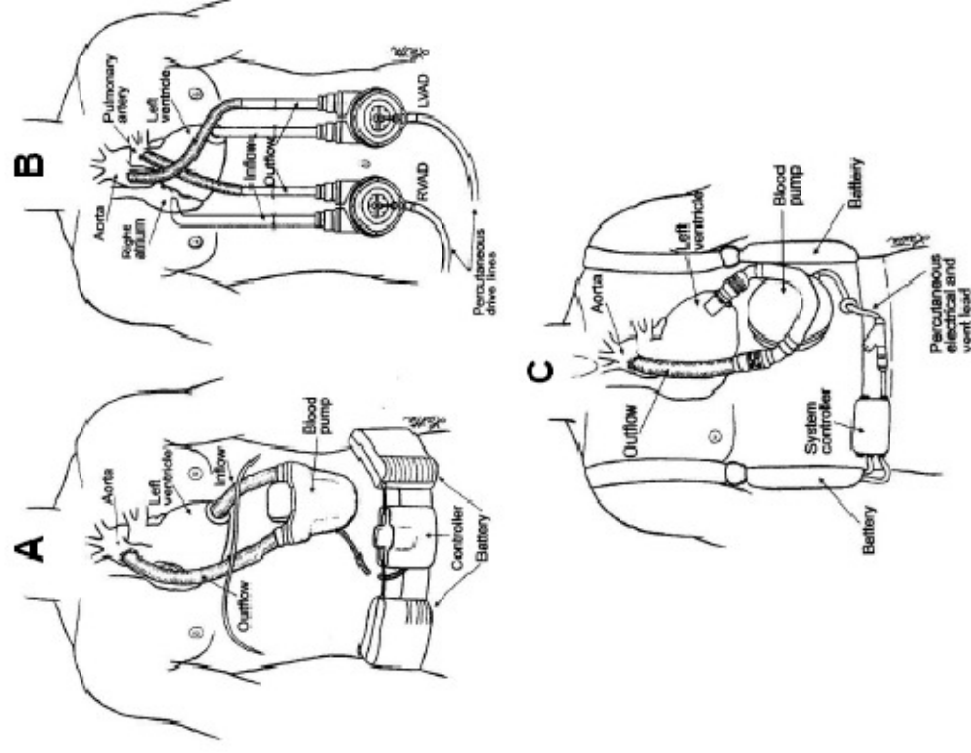
c

a

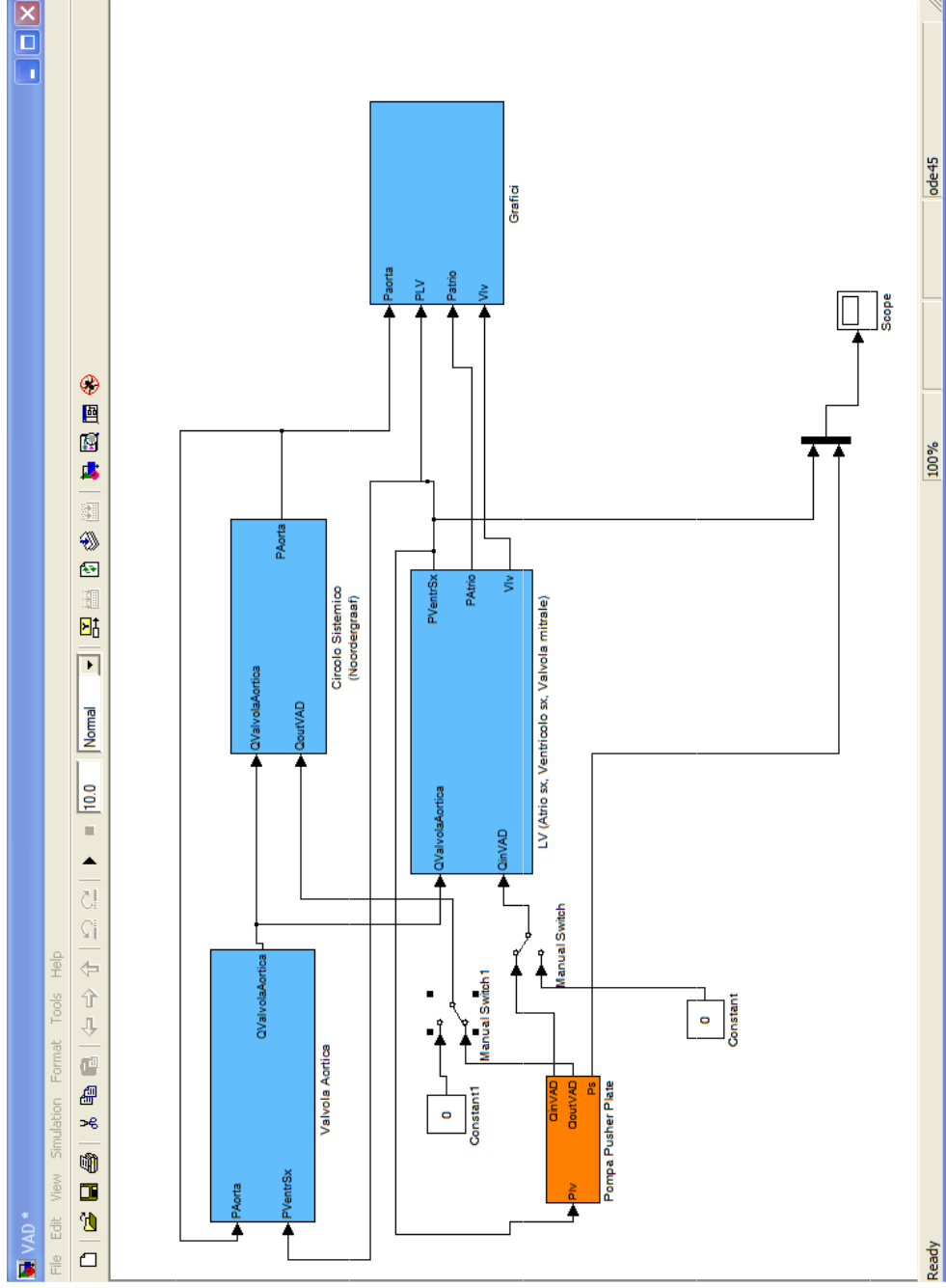
Applicazioni 2

VAD – Ventricle Assist Device

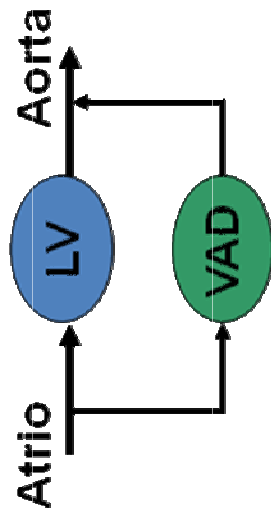
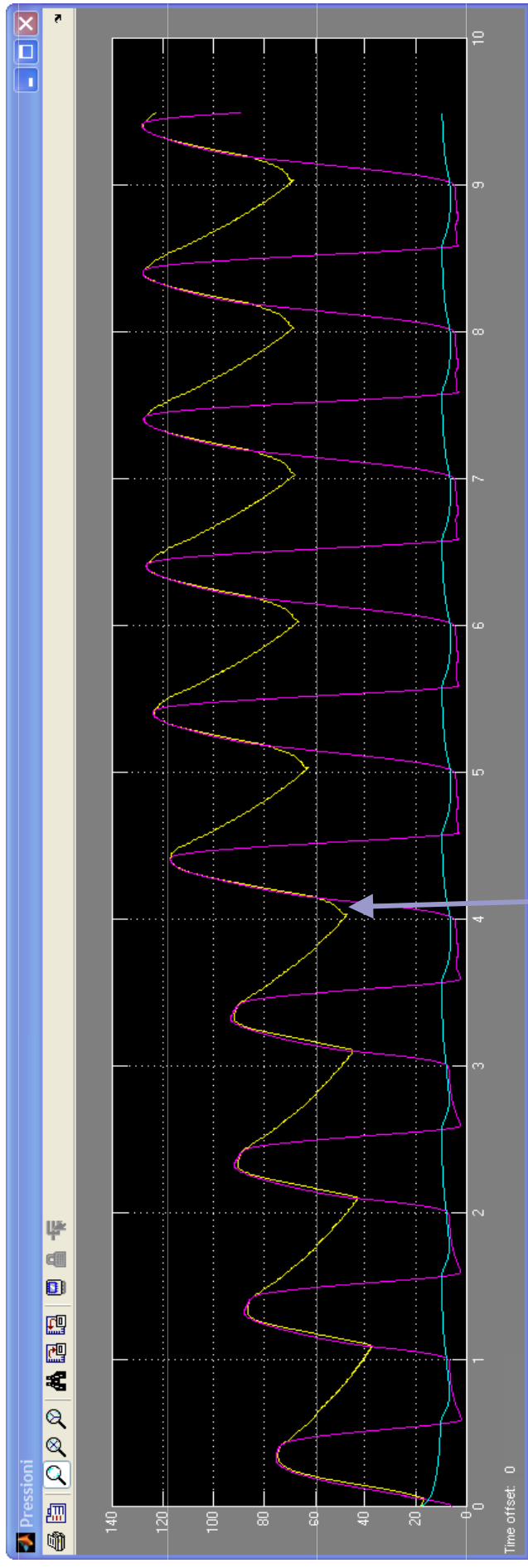
Ventricle Assist Device



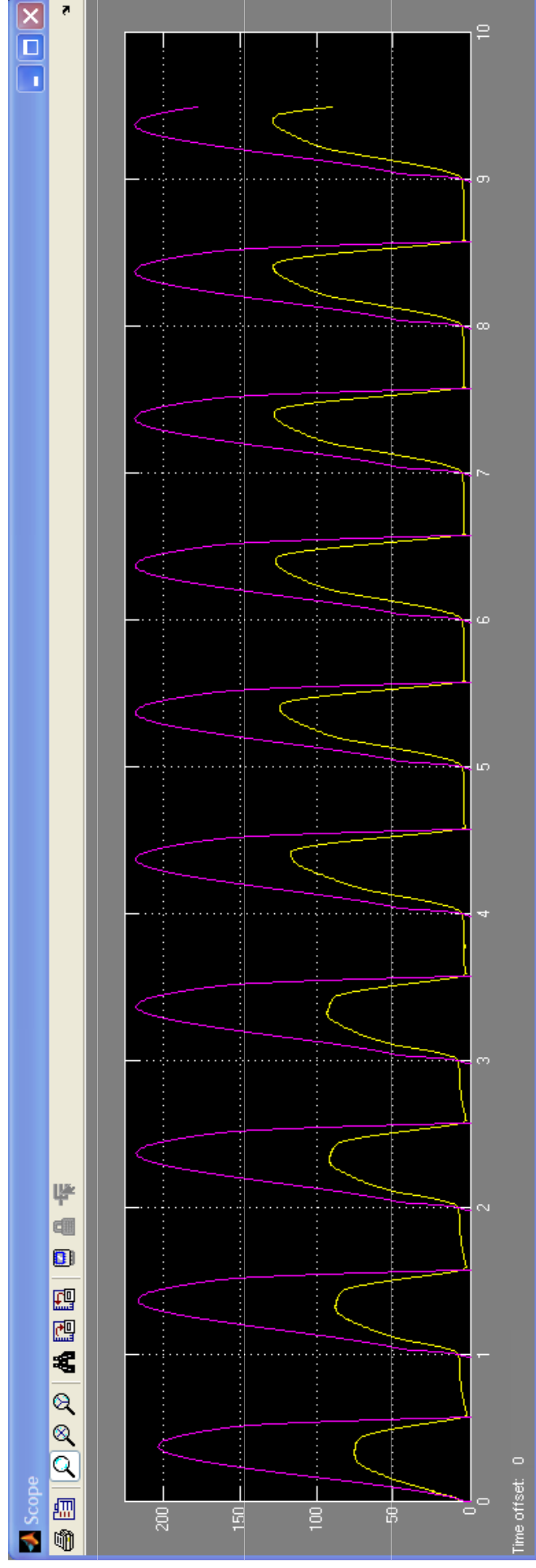
Il modello

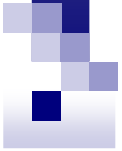


VAD apicale (Parallelo)

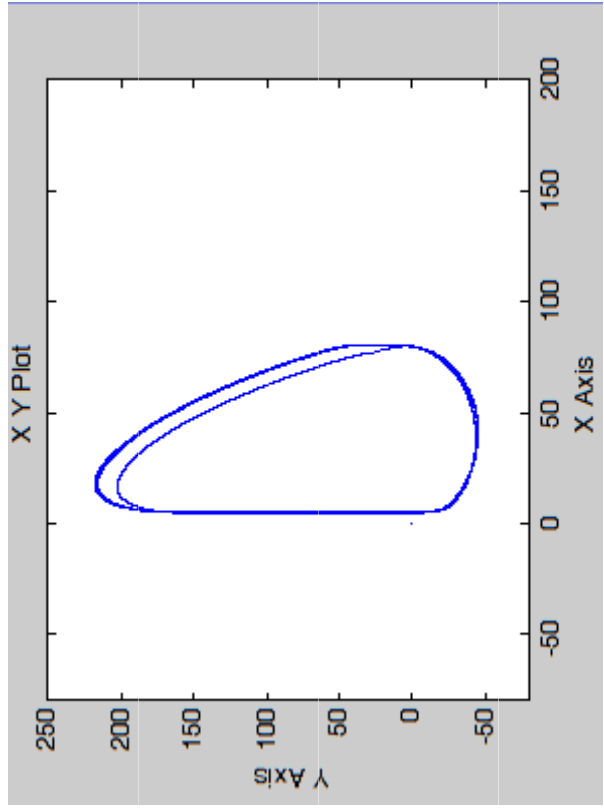
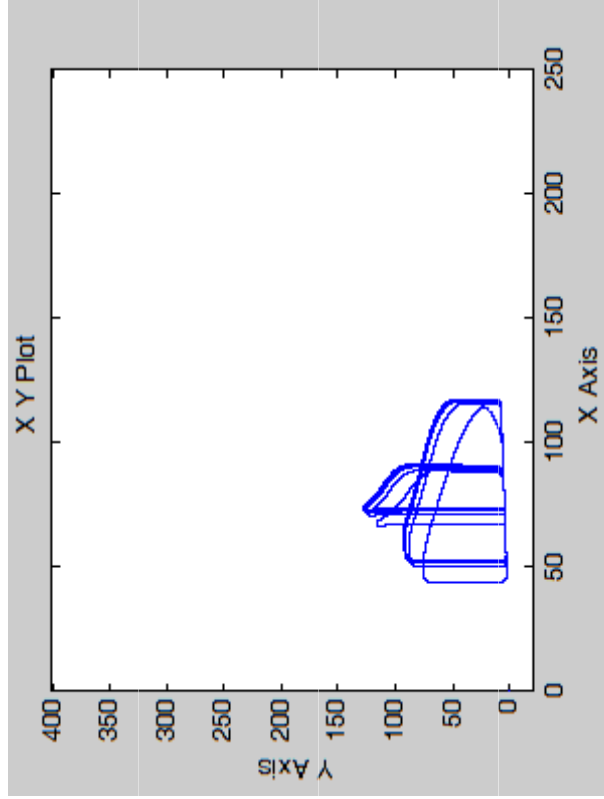


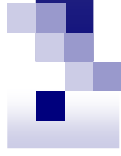
VAD apicale (parallelo)



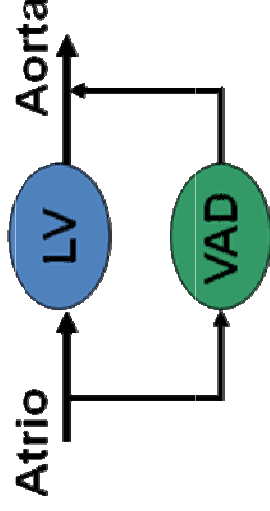
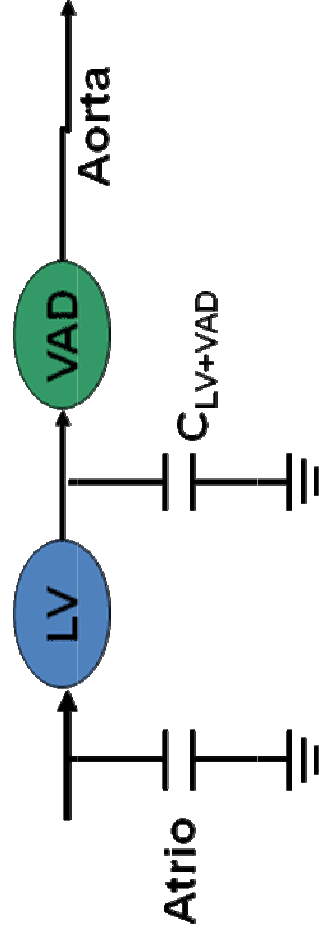
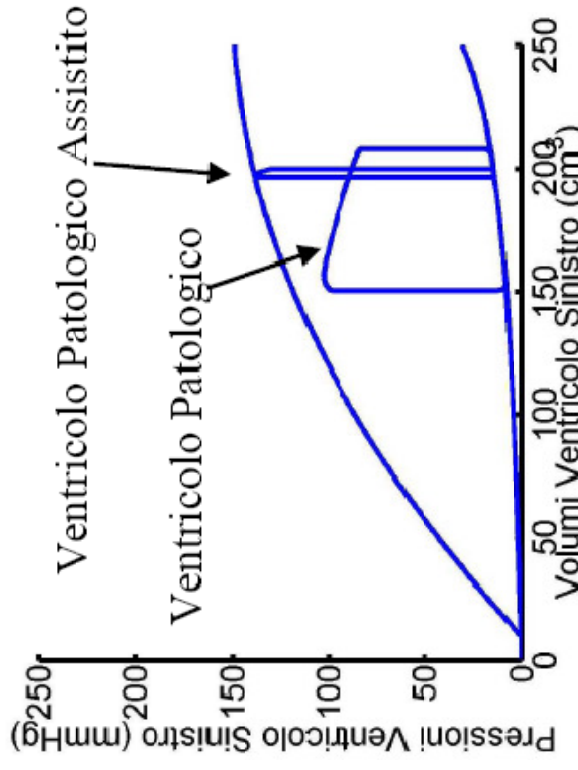
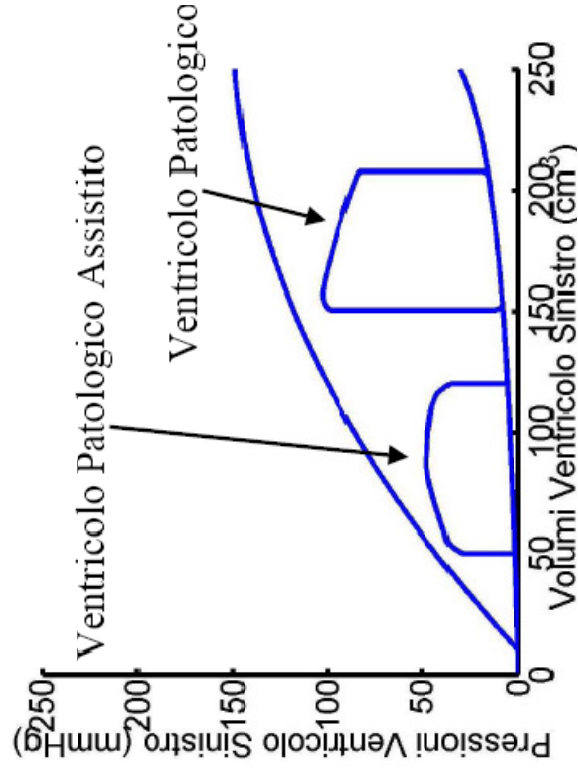


PV-Loop





Tipi di funzionamento



Applicazioni 3

IVC – Insufficienza venosa cronica



Il sistema venoso

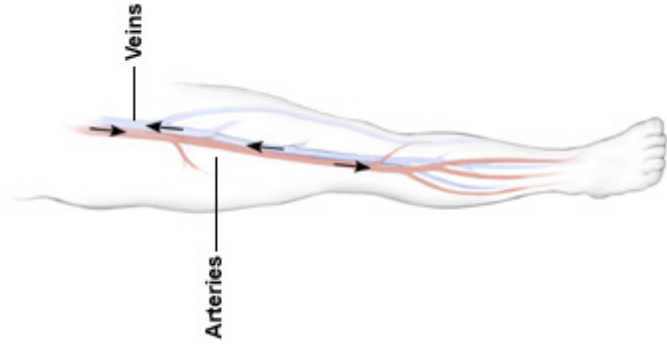
Per molto tempo le vene sono state semplicemente considerate come vasi di ricollezionamento del sangue refluo al cuore. In realtà i vasi venosi risultano avere importanti funzioni:

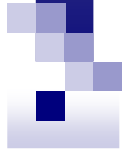
- Avendo una grande compliance possono alloggiare grandi quantità di sangue mettendolo a disposizione qualora ce ne sia bisogno
- Grazie all'azione delle pompe venose spingono il sangue verso il cuore regolando la gittata cardiaca

Il sistema venoso

Le grandezze emodinamiche fondamentali nei vari tratti venosi variano dinamicamente in funzione di:

- output cardiaco
- stimoli esterni
- variazioni posturali ed ambientali

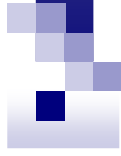




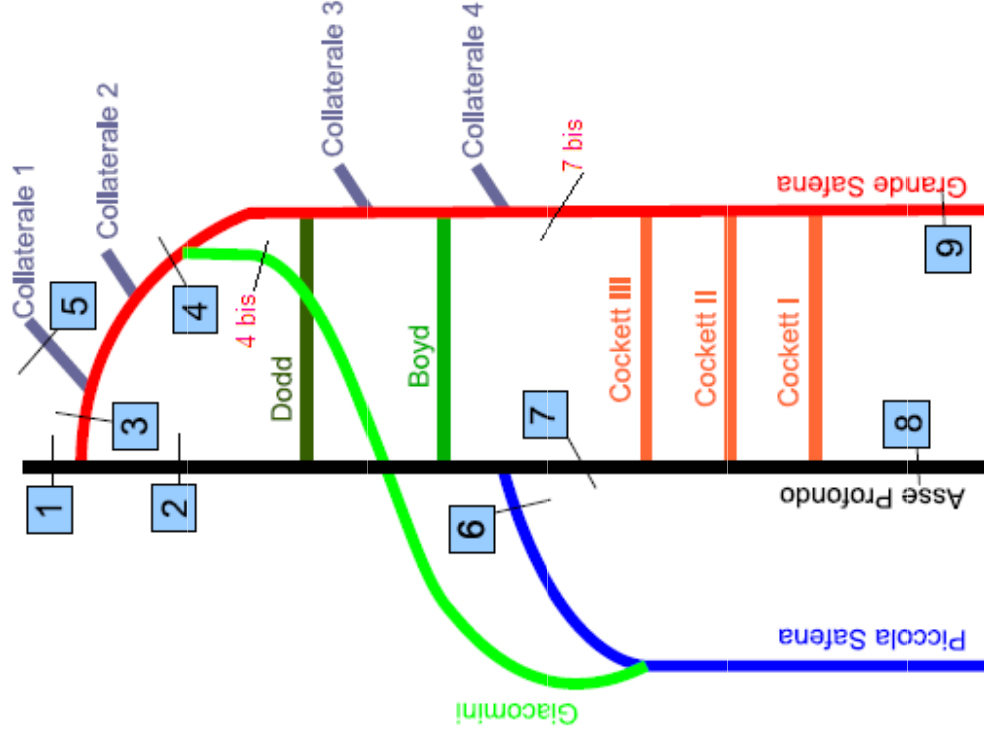
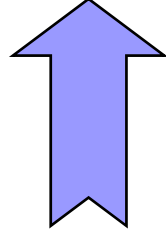
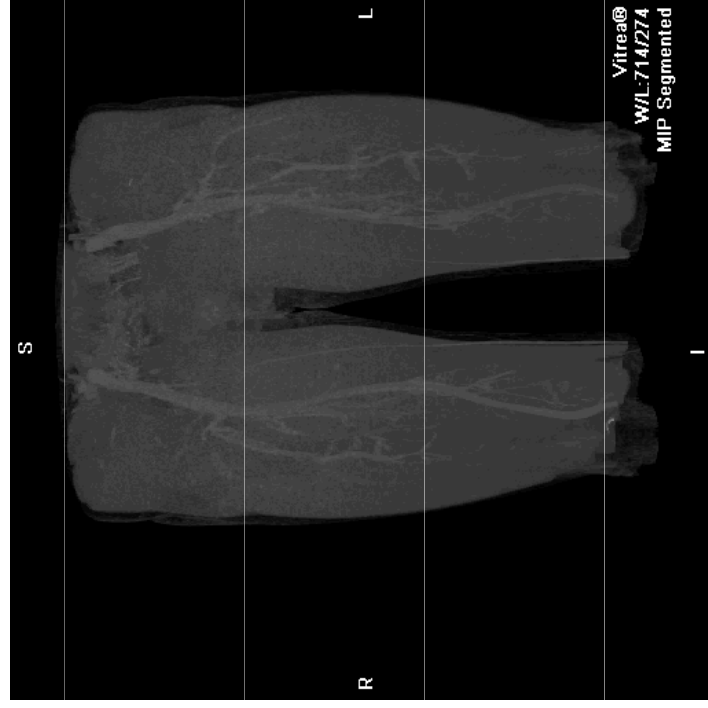
Modellistica del sistema venoso

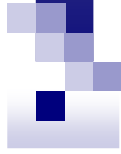
Realizzare un modello in grado di:

- Riprodurre il funzionamento fisiologico del sistema venoso di un arto inferiore
- Fornire indicazioni riguardo le possibili cause che possono provocare un determinato regime emodinamico
- Individuare gli scenari che si prospettano a seguito di determinate soluzioni chirurgiche

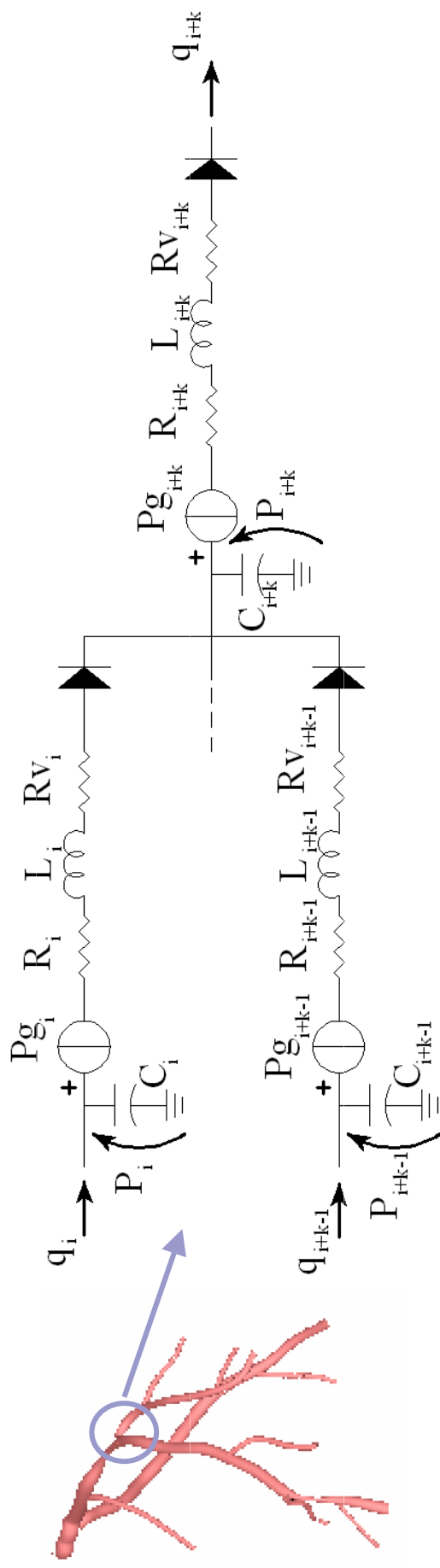


Rappresentazione del sistema venoso dell'arto inferiore





Scelte progettuali

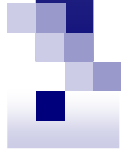


$$\dot{q}_j = \frac{P_j - P_{i+k}}{L_j} - \frac{R_j}{L_j} q_j - \frac{1}{L_j} P^{g_{i+k-1}} - \frac{R_{vj}}{L_j} q_j$$

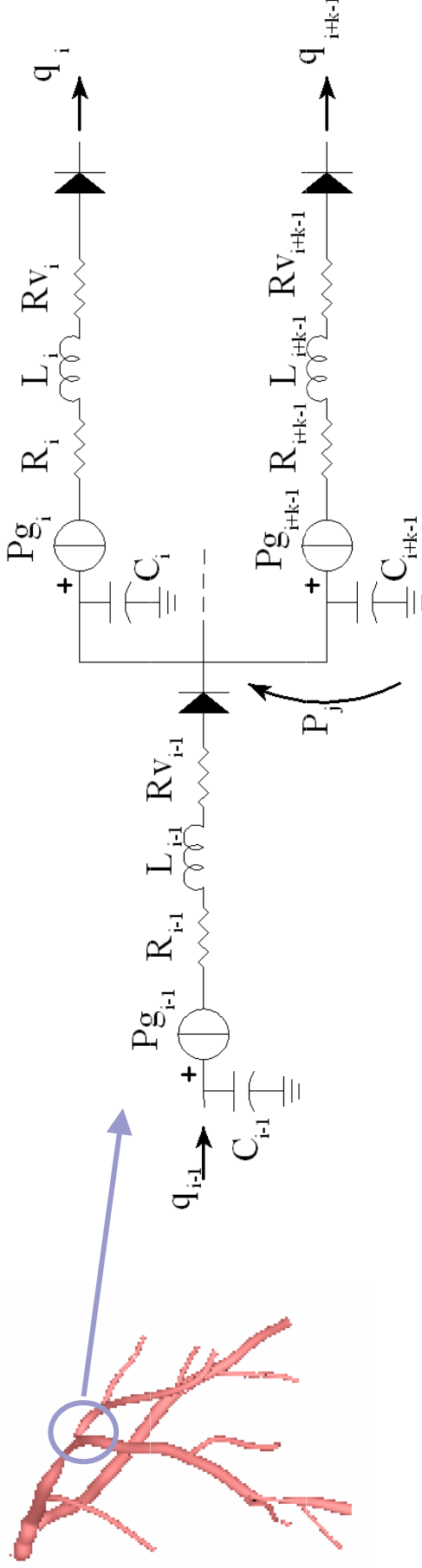
$$\dot{P}_{i+k} = \frac{1}{C_{i+k}} \left(\sum_{j=i}^{i+k-1} q_j - q_{i+k} \right) \quad j = i, \dots, i+k-1$$

Con:
i = indice di numerazione assoluta dei tratti della rete;
k = indice di numerazione dei tratti affluenti.

Per:
j = $i, \dots, i+k-1$



Scelte progettuali



$$\dot{q}_{i-1} = \frac{P_{i-1} - P_j}{L_{i-1}} - \frac{R_{i-1}}{L_{i-1}} q_{i-1} - \frac{1}{L_{i-1}} P_{g_{i-1}} - \frac{R_{v_{i-1}}}{L_{i-1}} q_{i-1}$$

$$\dot{P}_j = \frac{1}{i+k-1} \left(\sum_{j=i} C_j q_{i-1} - \sum_{j=i}^{i+k-1} q_j \right) \quad j = i, \dots, i+k-1$$

Con:
 i = indice di numerazione assoluta dei tratti della rete;

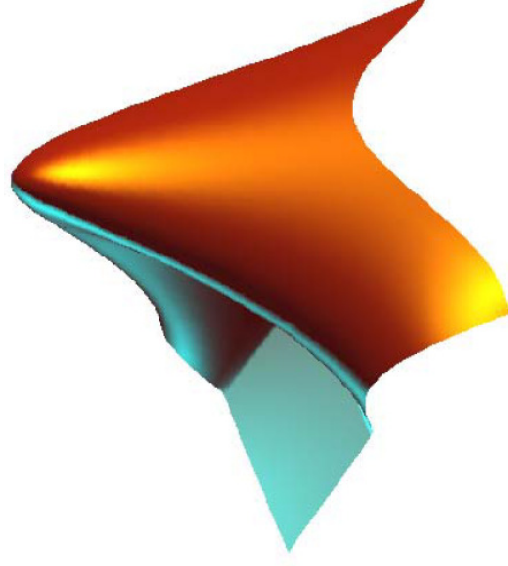
k = indice di numerazione dei tratti affluenti.

Per:
 $j = i, \dots, i+k-1$

Scelte progettuali

- Elemento di testa

$$\dot{P}_i = \frac{1}{C_i}(Q_{Li} - Q_i)$$

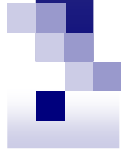


Con:

Matlab & Simulink

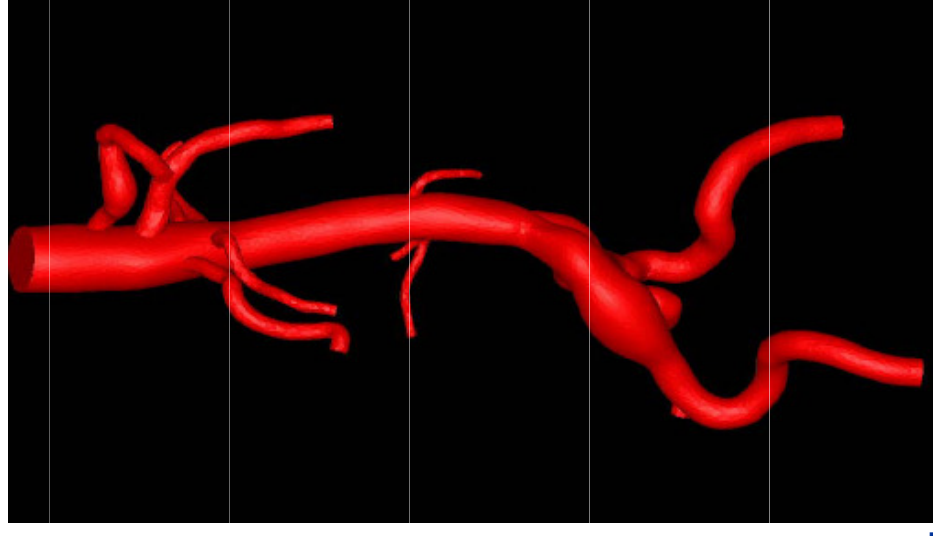
Q_{Li} = portata misurata all'inizio del tratto d'ingresso;

Q_i = portata che attraversa la serie della resistenza R_i e dell'induttanza L_i.



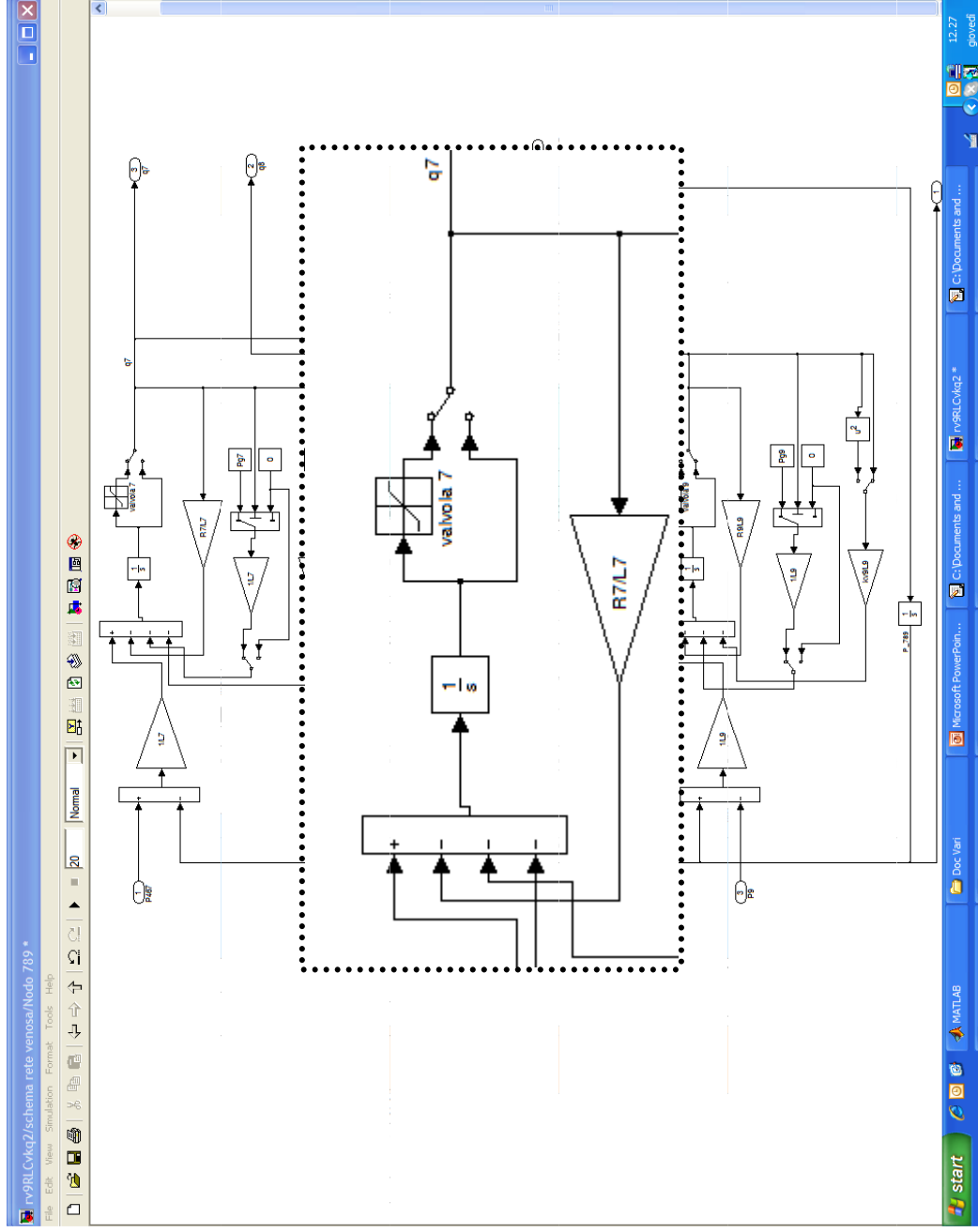
Stima dei parametri

	1	2	3	4	5	6	7	8	9
C l/mmHg	7.156e-5	9.621e-5	6.283e-5	7.156e-5	9.621e-5	6.283e-5	7.156e-5	6.734e-4	0.001
R mmHg*s/l	9.315	25.456	477.505	9.3158	25.456	477.505	9.315	178.194	18.631
L mmHg l ⁻¹ s ²	6.189	10.232	62.672	6.189	10.232	62.672	6.189	71.625	12.379

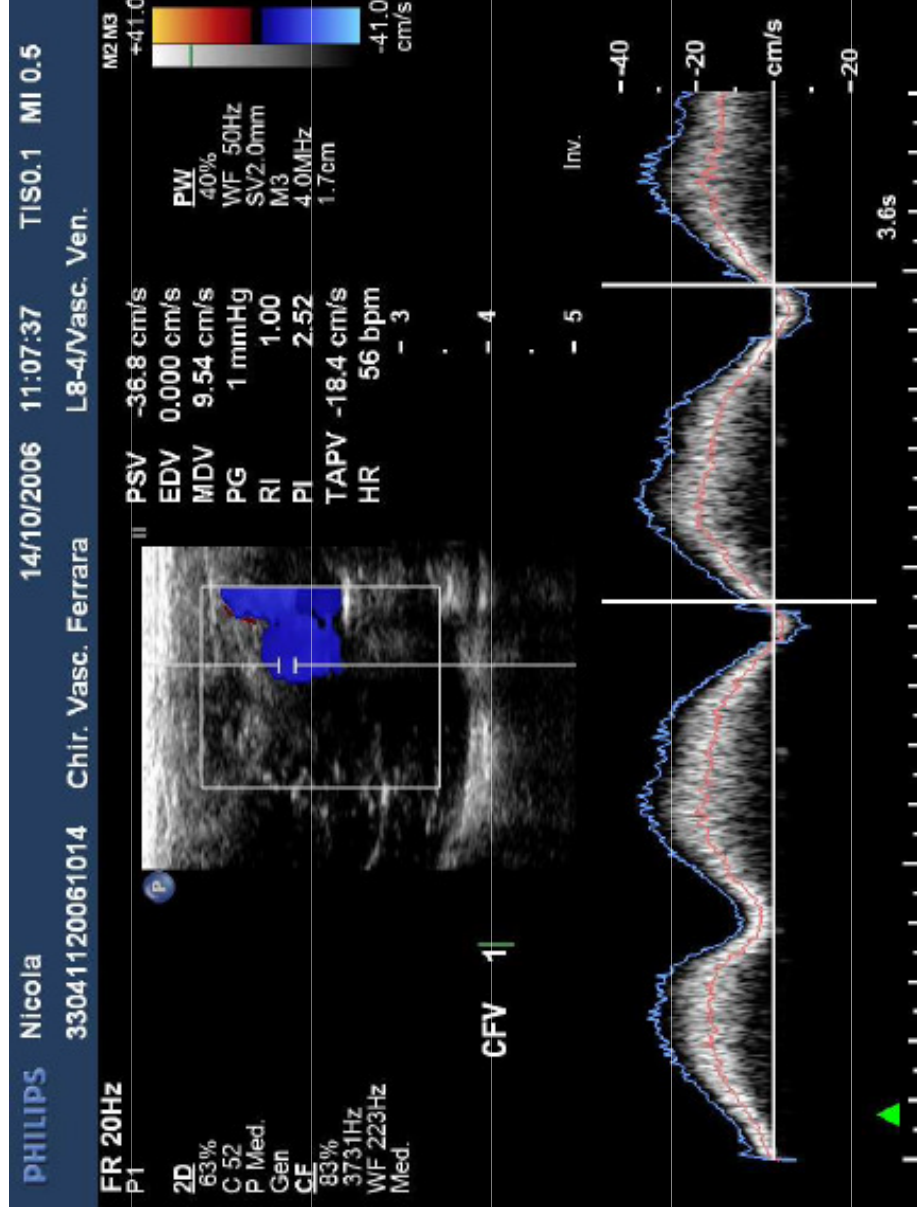


Neglén et al – Journal of Vascular surgery – 2004
Avolio et al – Medical & Biological – 1980
Snyder et al – IEEE Transaction on Biomedical Engineering – 1988

Il Modello



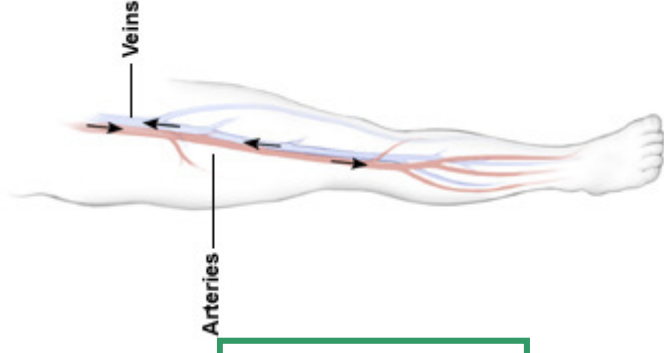
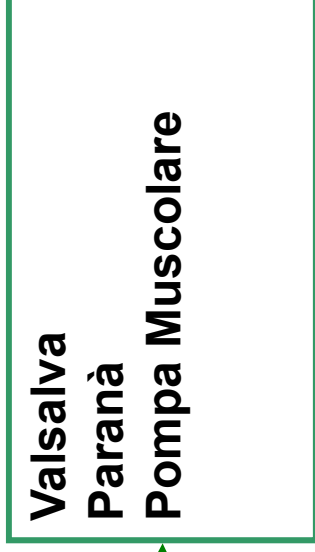
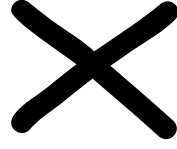
Acquisizione dei dati



Simulazioni

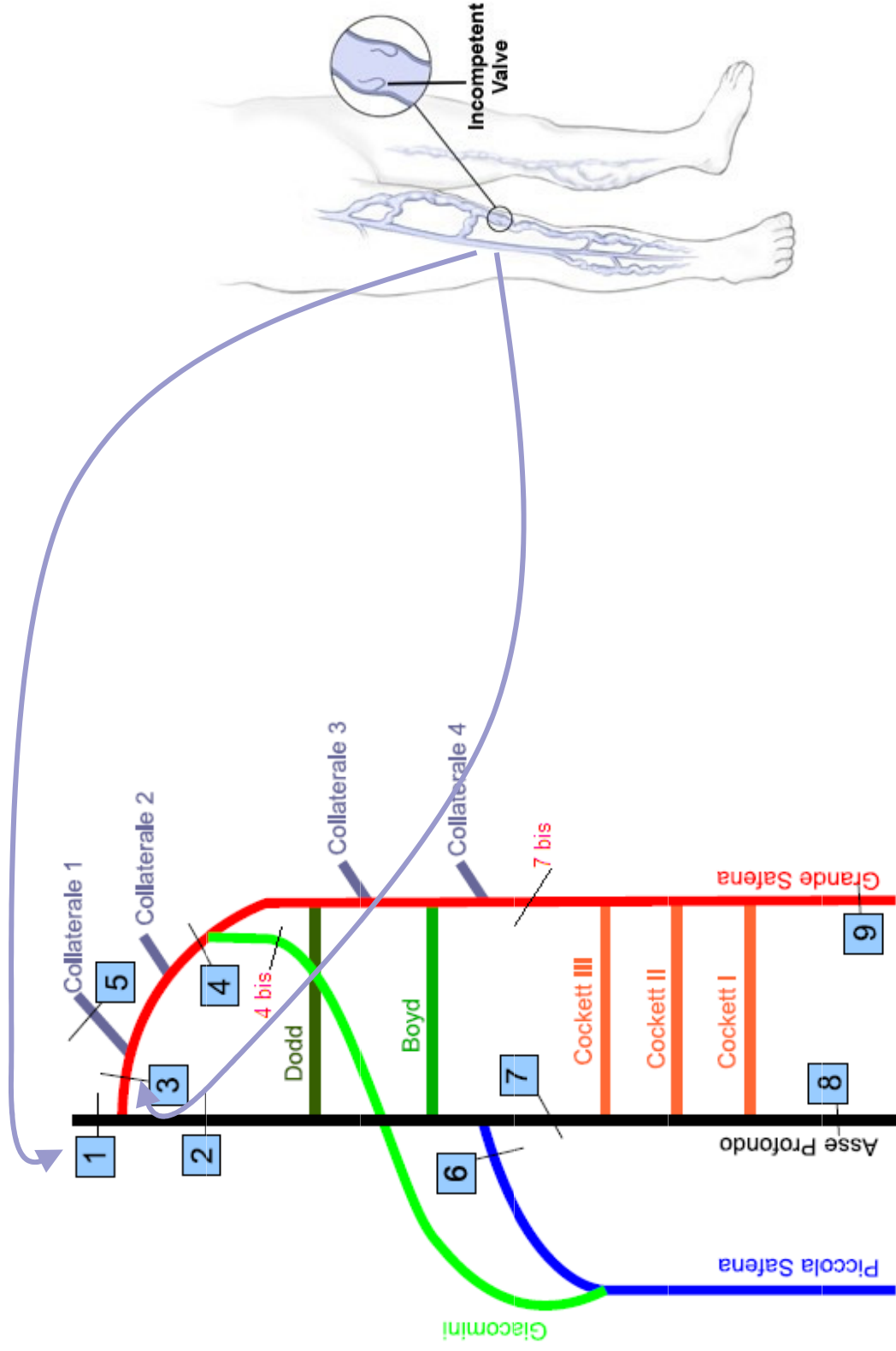
Le grandezze emodinamiche variano dinamicamente in funzione di:

- ~~output cardiaco~~
- ~~stimoli esterni~~
- variazioni posturali ed ambientali

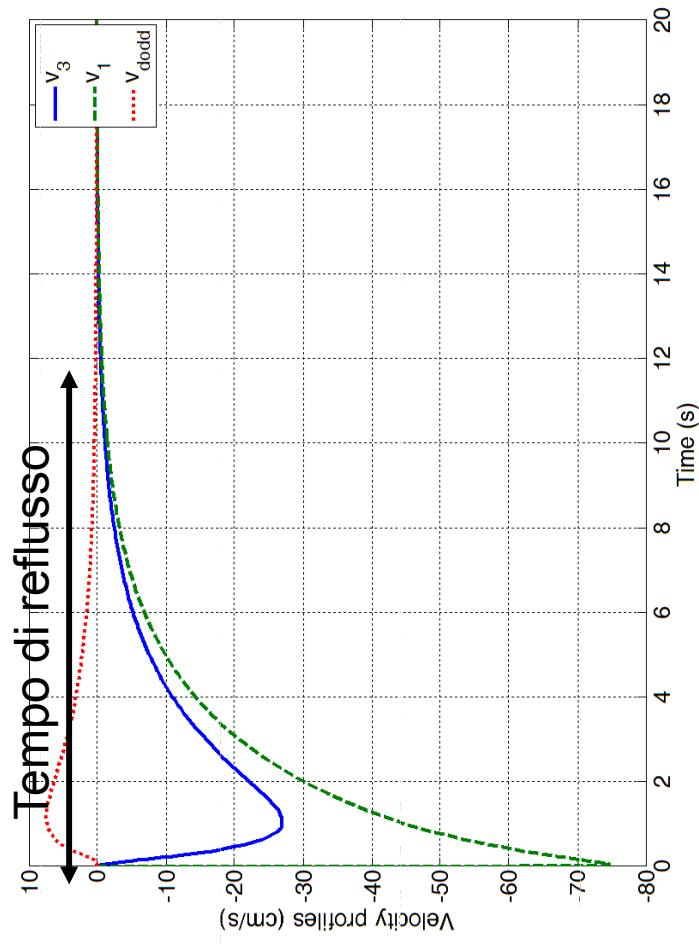
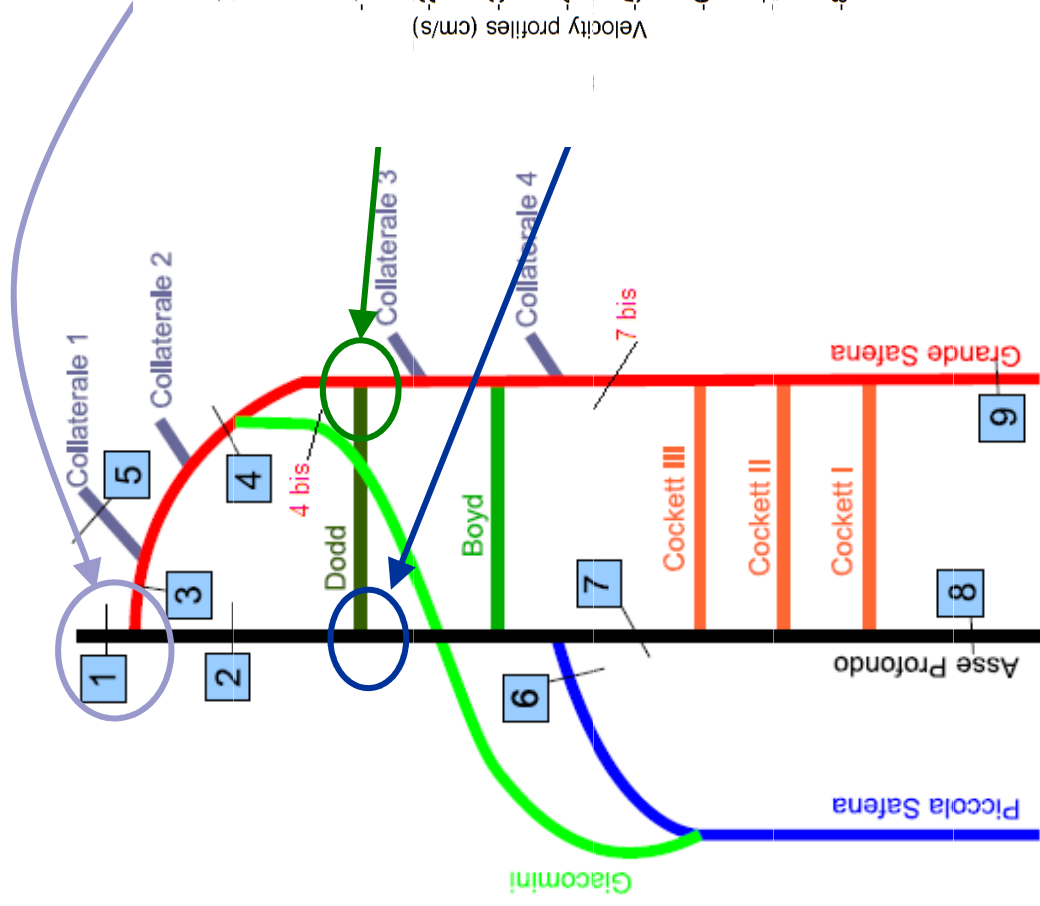


www.vascutech.com

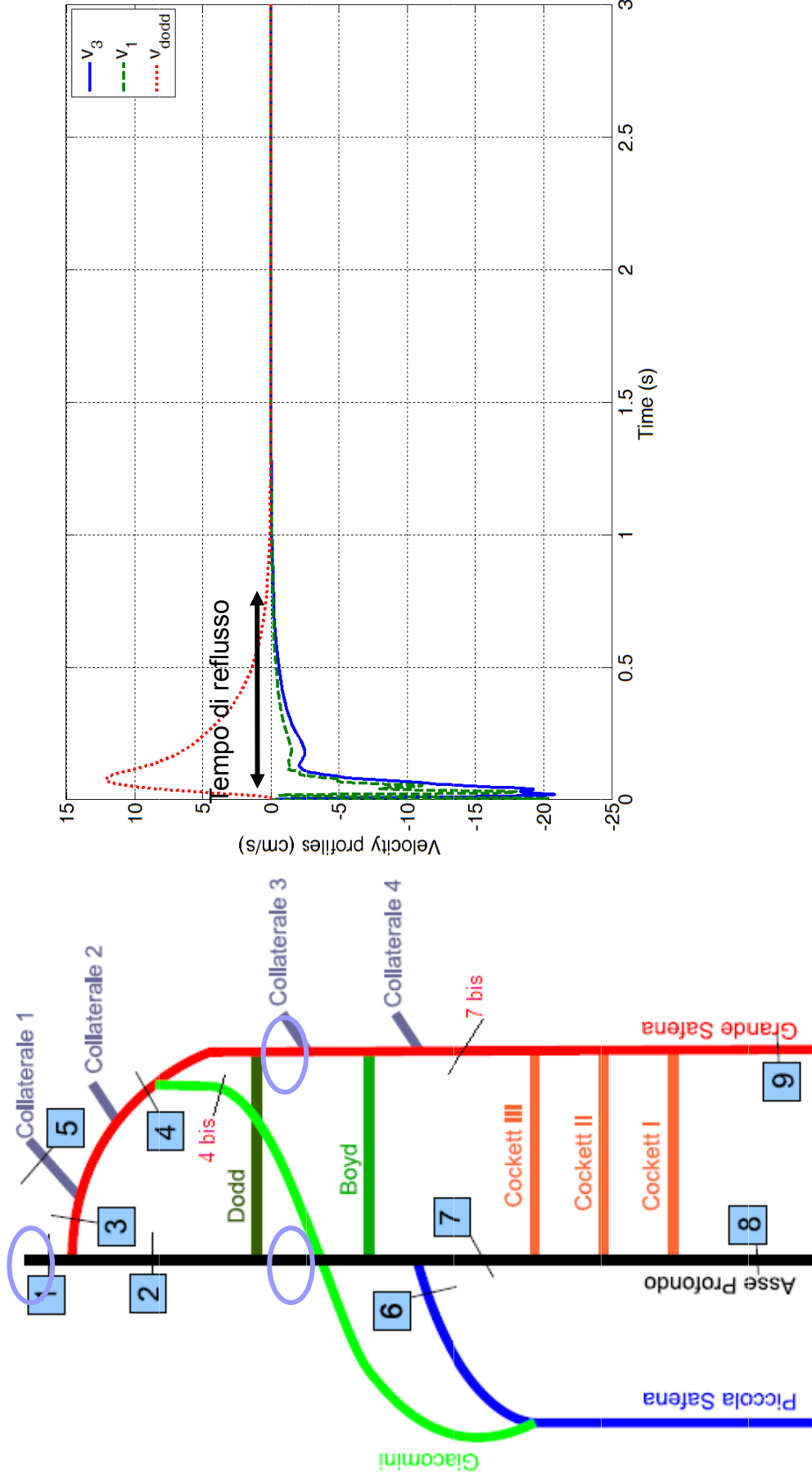
Simulazioni

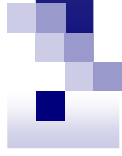


Risultati



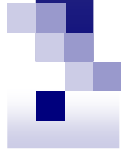
Applicazioni in ambito diagnostico



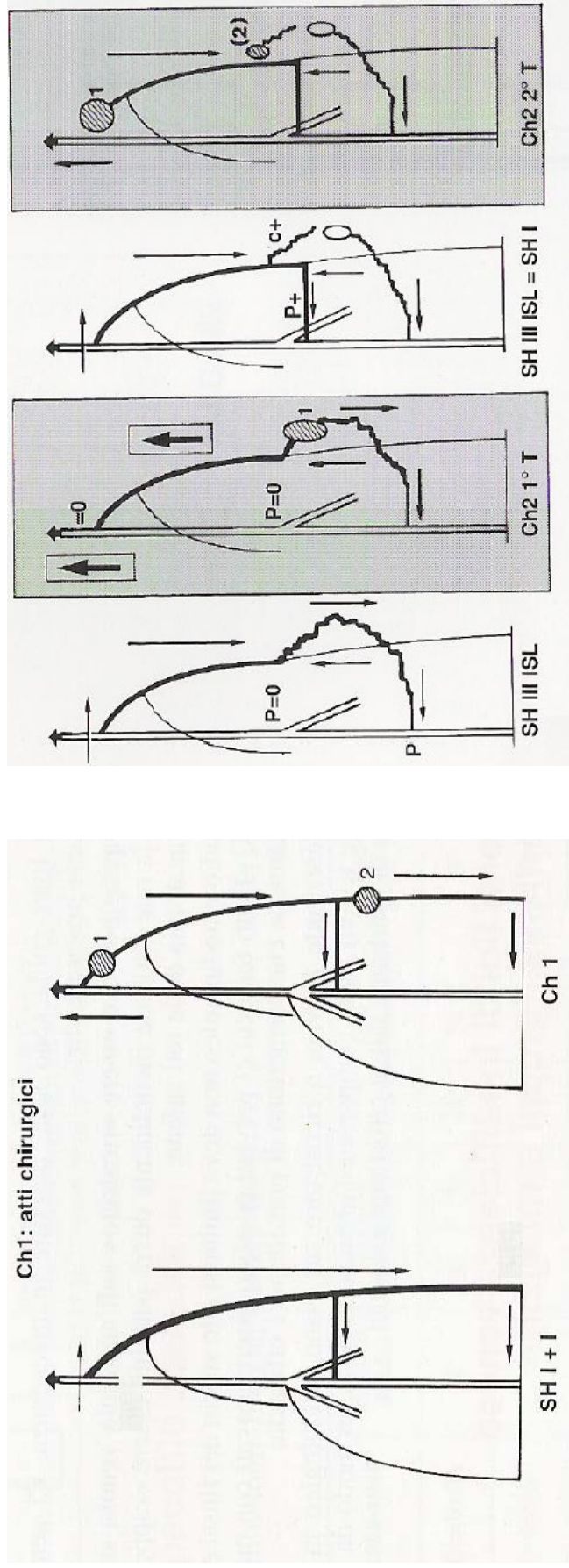


Supporto alla chirurgia conservativa


- Obliterazione con radiofrequenza
- Trattamento laser endovenoso
- Legatura endoscopica delle perforanti
- Valvuloplastica
- C.H.I.V.A.



Rimodellamento della rete varicosa



Franceschi – 1978
Bailly et al – 1990



Metodo degli elementi finiti

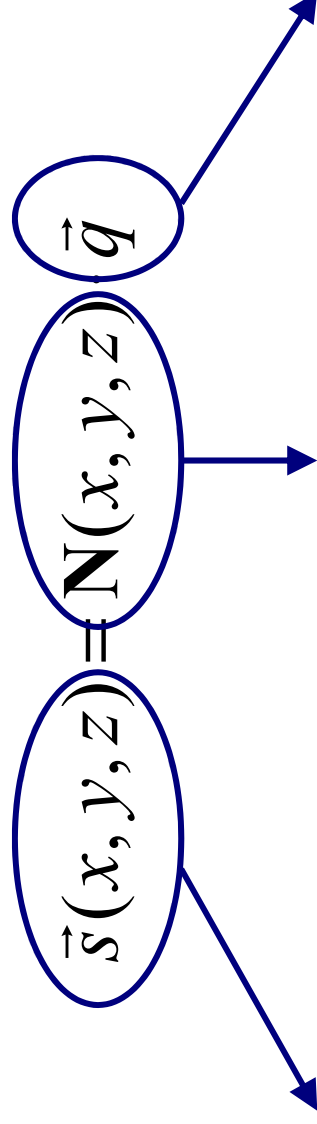
Concetti fondamentali

Il Metodo degli Elementi Finiti

Cenni

Metodo di risoluzione delle equazioni differenziali di governo del problema fisico mediante:

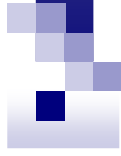
- ✓ discretizzazione del dominio in *elementi* di forma opportuna, collegati tra loro in punti detti *nod*i
- ✓ adozione di un opportuno *modello di spostamento* per i punti del dominio mediante l'utilizzo di *funzioni di forma* opportune



spostamento nel punto $P(x,y,z)$

funzione di forma

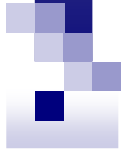
vettore spostamenti nodali



Il Metodo degli Elementi Finiti

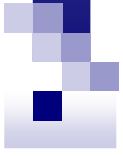
Cenni (continua)

- ✓ scrittura delle espressioni per le deformazioni e per le tensioni
- ✓ scrittura della energia di deformazione elastica
- ✓ definizione della matrice di rigidezza
- ✓ scrittura del problema statico
- ✓ imposizione delle condizioni di vincolo
- ✓ risoluzione del problema statico mediante tecniche di algebra lineare

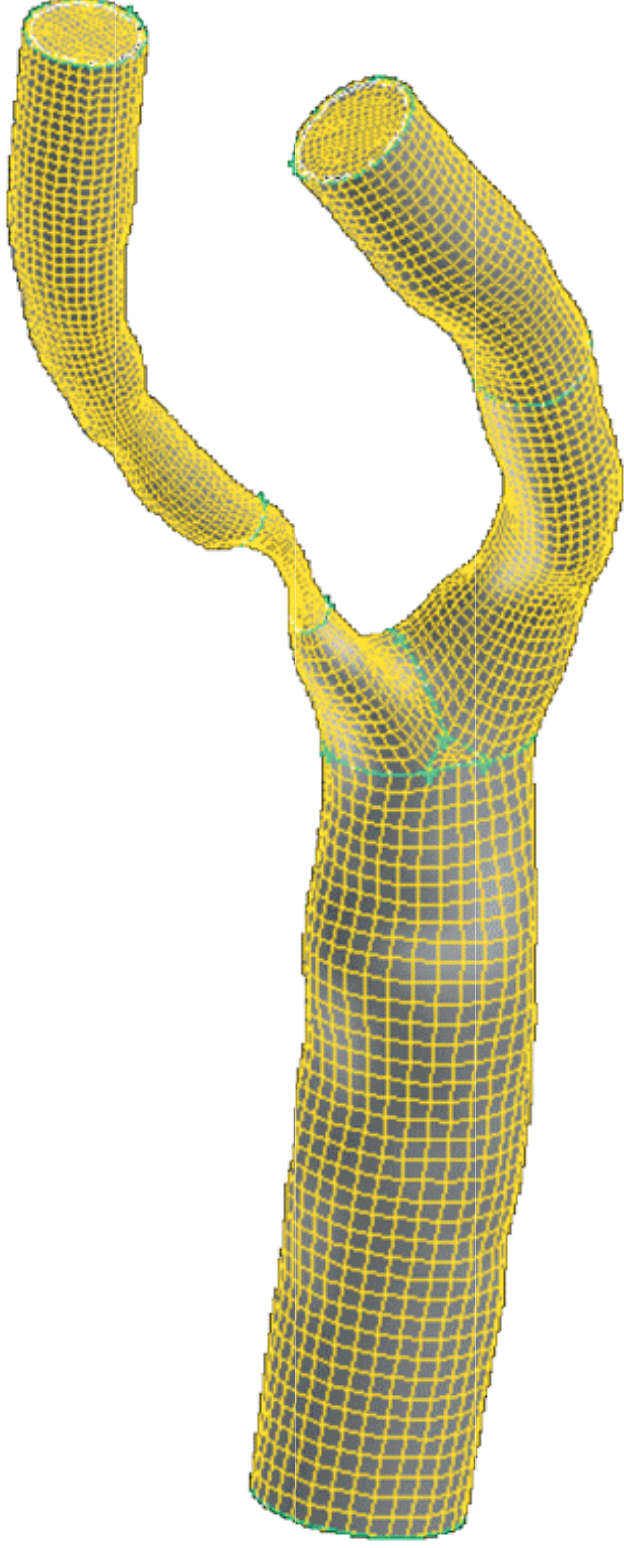


FEM solution: maining steps

- ✓ definition of the physical problem
- ✓ creation of the spatial geometry
- ✓ definition of the physical properties
- ✓ definition of the boundary conditions
- ✓ meshing (discretization of the spatial domain)
- ✓ solution
- ✓ postprocessing

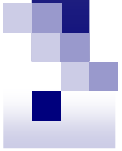


Meshing

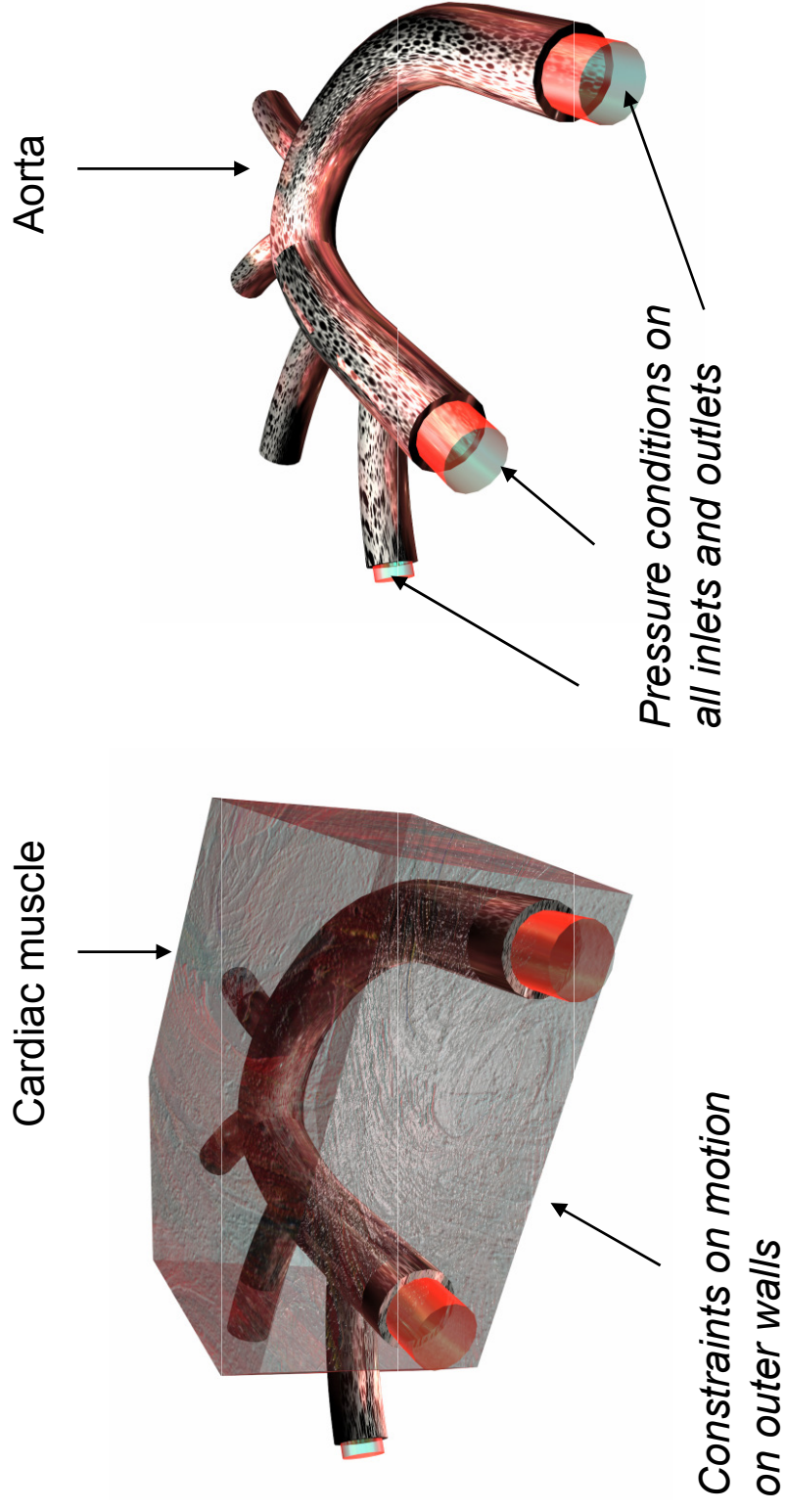


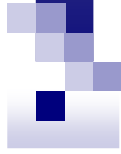
Applicazioni 1

Analisi strutturale dell'aorta in
un bambino



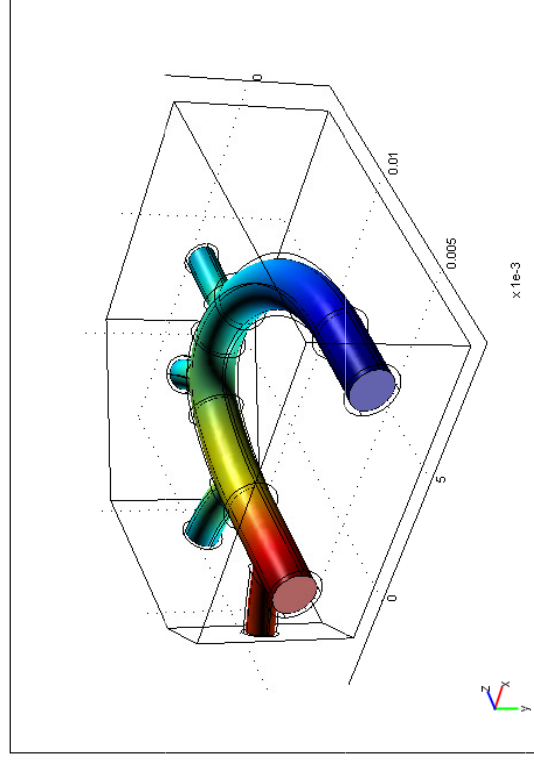
Il problema





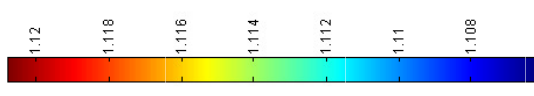
Risultati – Il Flusso

ztime(61)=1.5 Boundary: p



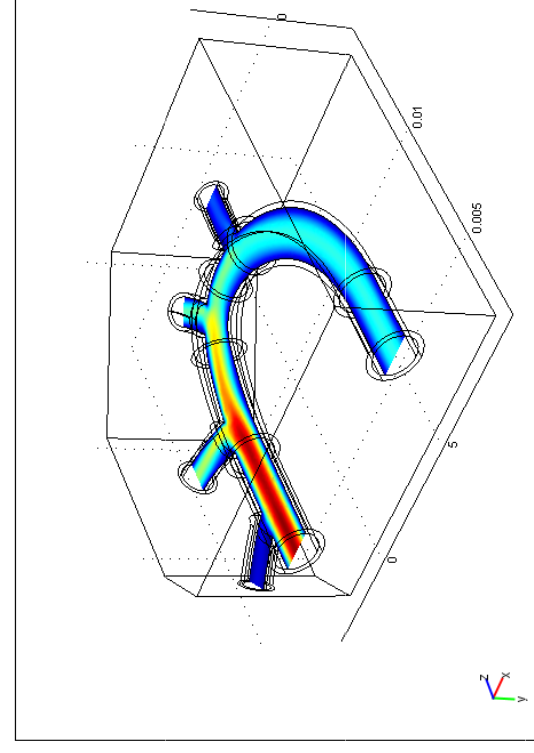
Pressure

Max: 1.121e4
x10⁴



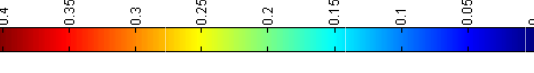
Min: 1.106e4

ztime(61)=1.5 Slice: Velocity field



Velocity

Max: 0.406



Min: 0



Risultati – Analisi strutturale

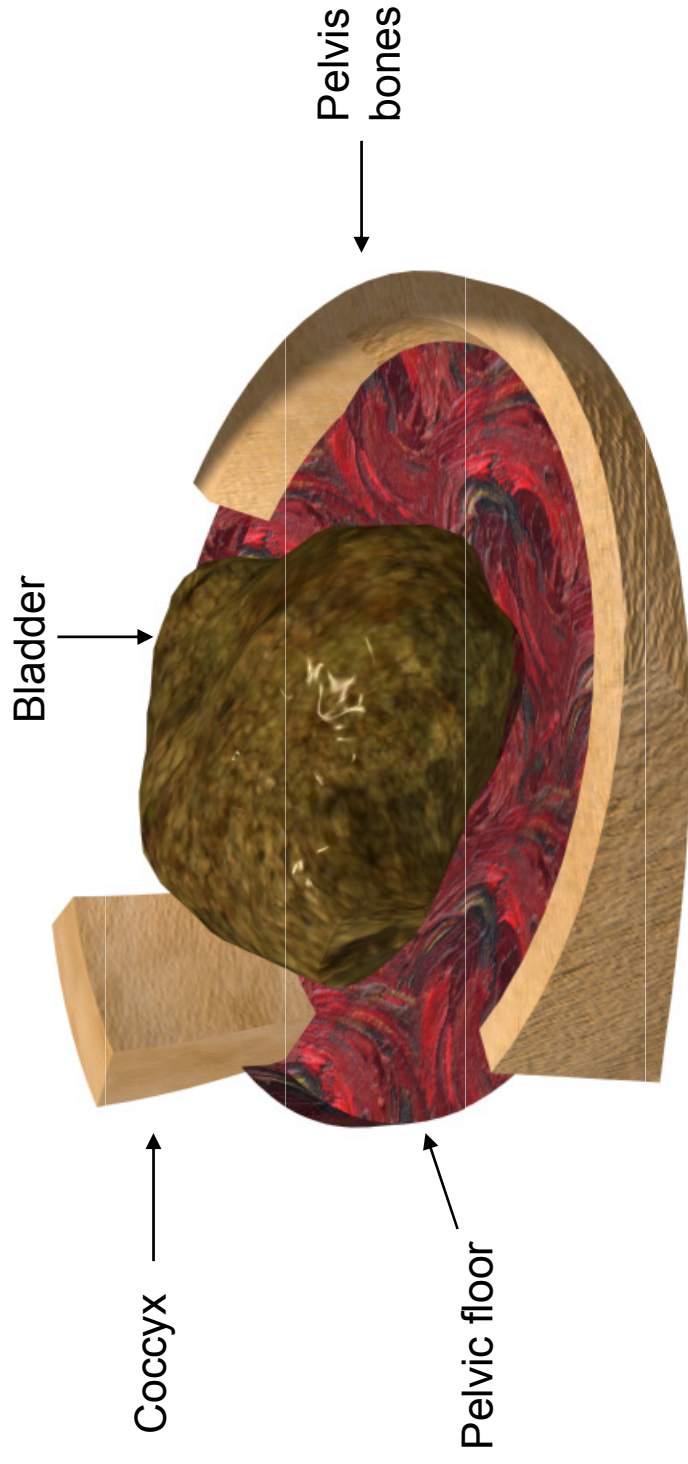


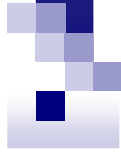
Applicazioni 2

Dinamica della vescica
urinaria

II Problema

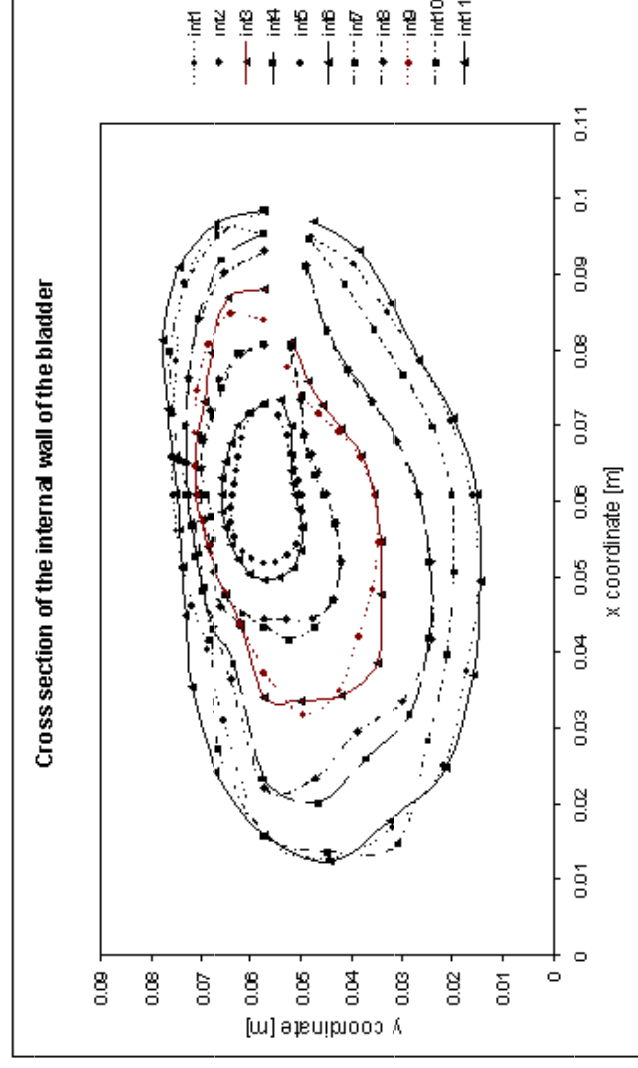
The bladder is described in detail. The pelvic floor and the bones of the pelvis are schematically described.





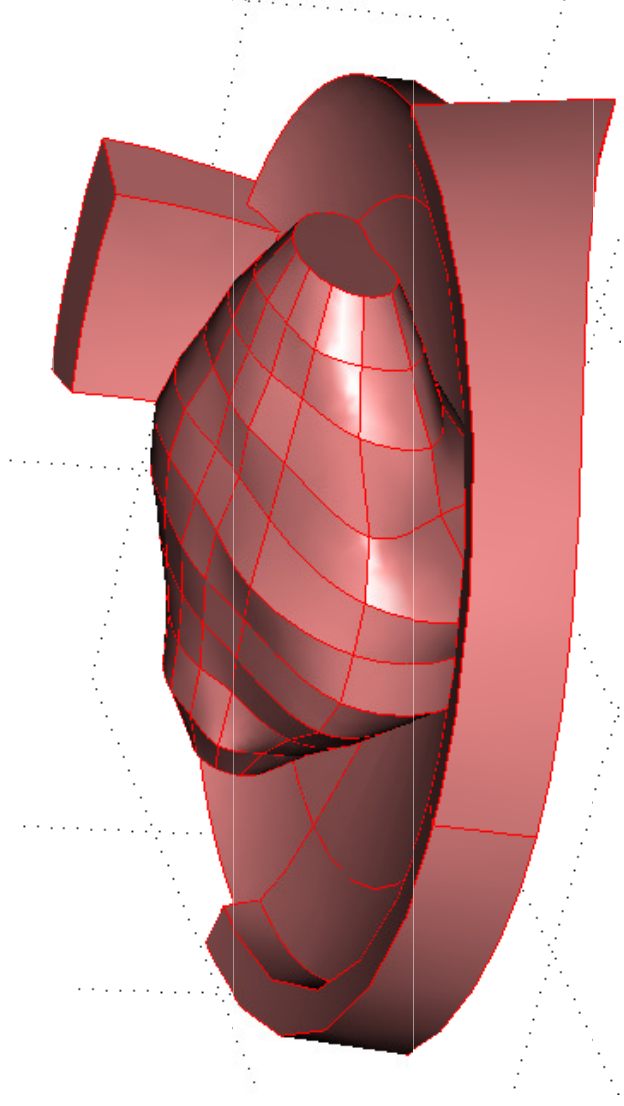
Riconoscimento della geometria

The bladder geometry is created using contour curves obtained from CAT-scans. These scans give the shape of the inner and outer walls of the bladder. The curves are unified using the “loft” function in FEMLAB to create the 3D geometry.





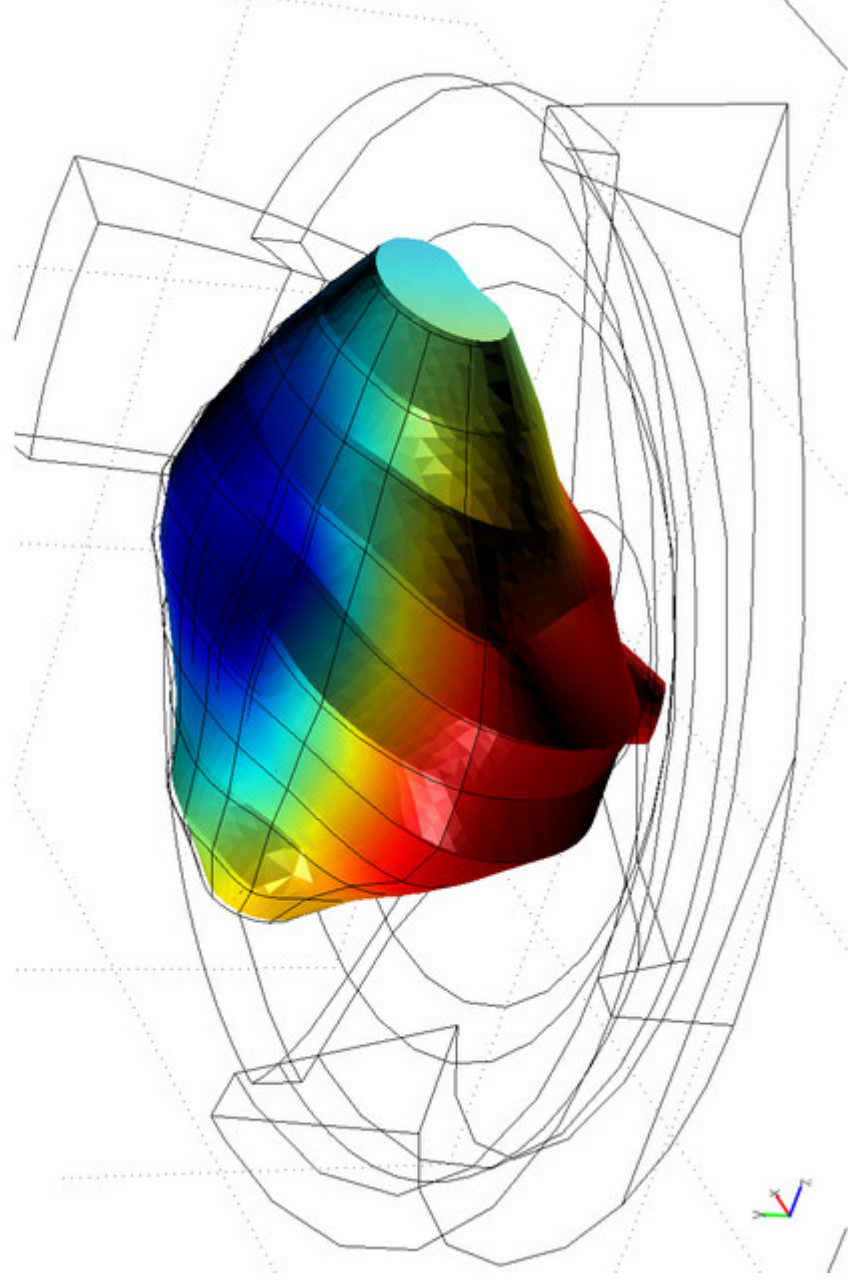
Geometria in FEMLAB



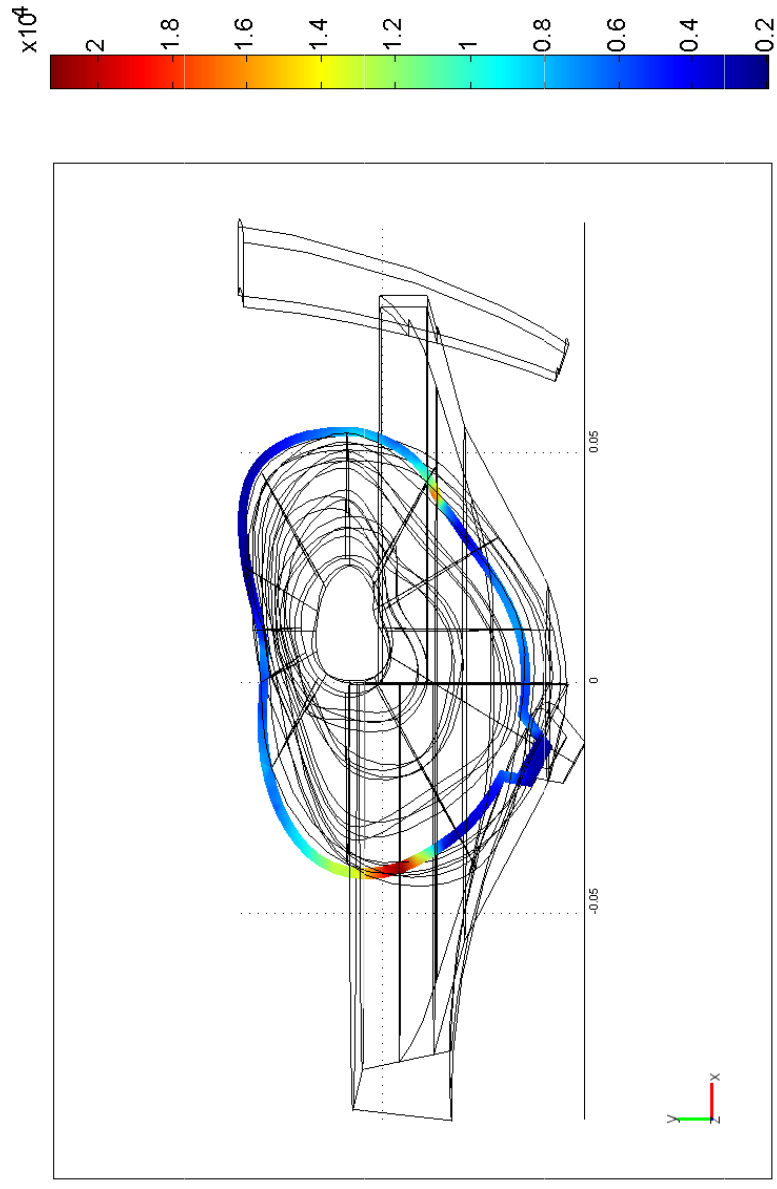
The pelvic floor and the bones are created in FEMLAB's CAD tool.



Risultati – Deformazioni della vescica



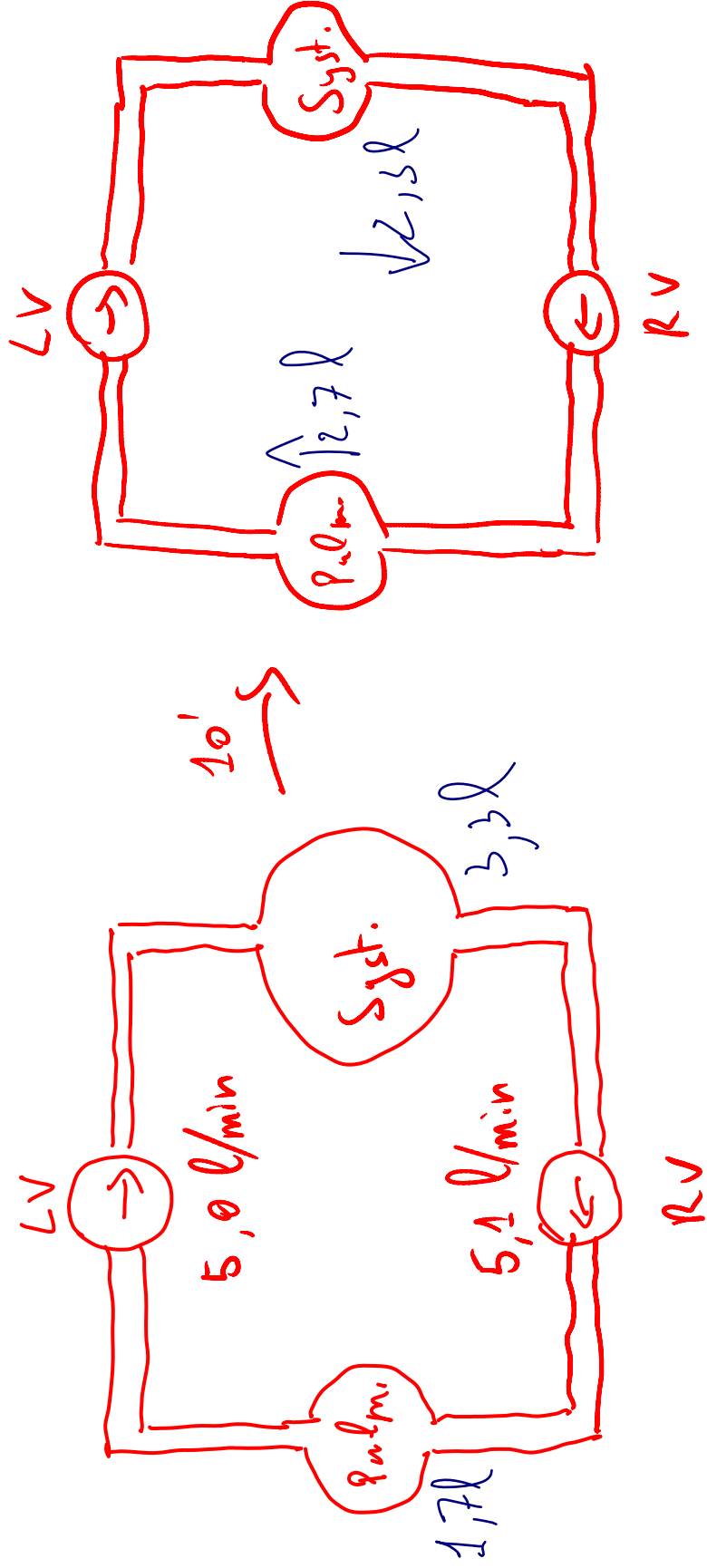
Risultati



- Peak Stresses and Deformation of the Bladder Walls

Regolazione di portata

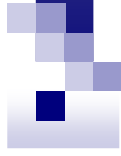
Scompenso cardiaco



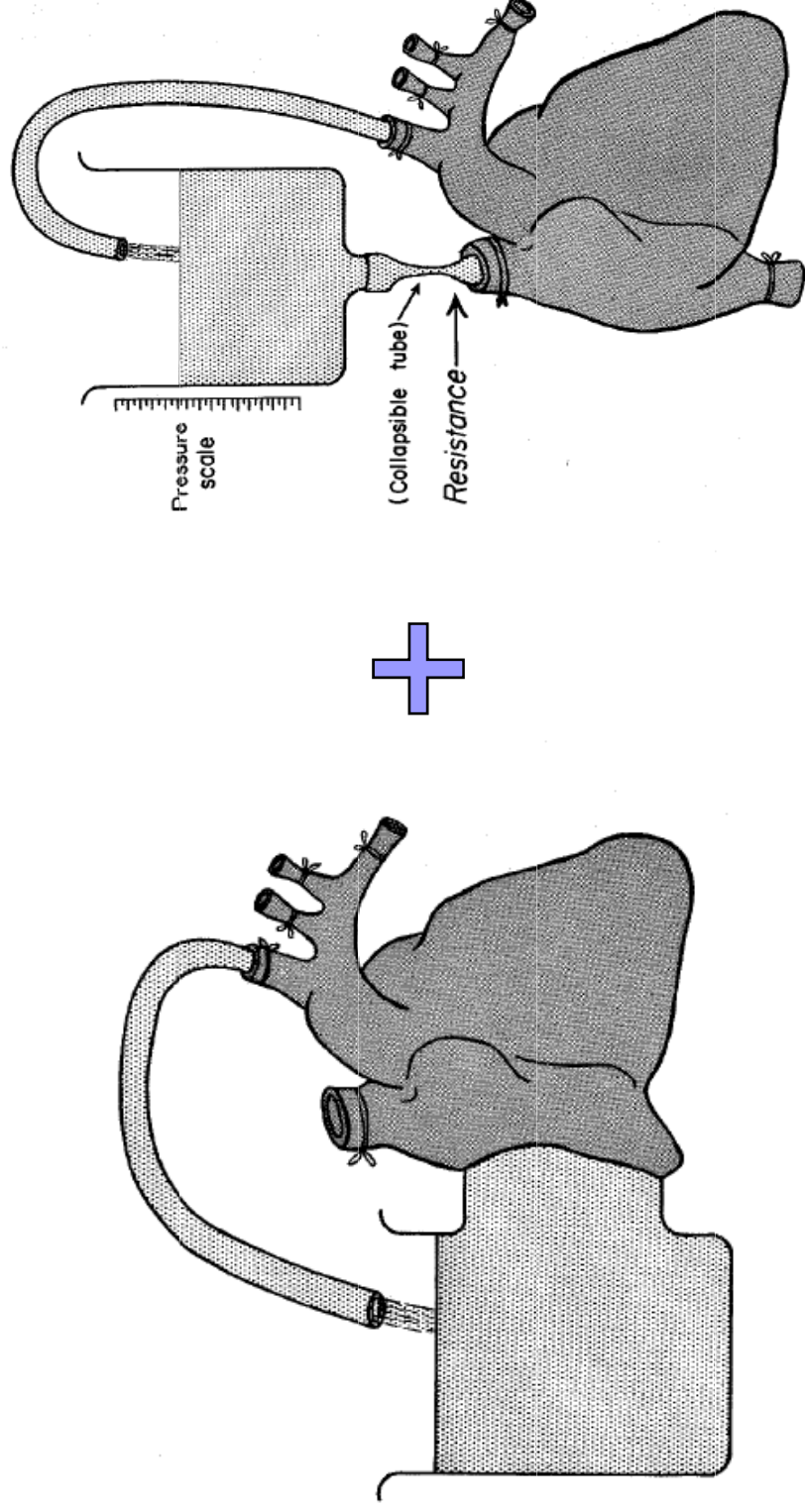


Scompenso cardiaco

	$P_{\text{atrio sx}}$ (mmHg)	P_{aorta} (mmHg)	Q_{LV} (l/min)	$P_{\text{atrio dx}}$ (mmHg)	$P_{\text{art. Pol.}}$ (mmHg)	Q_{RV} (l/min)	Vol. Sist.	Vol. Pol.
Stato norm.	10	100	5	5	25	5	3.3	1.7
Situazione di scompenso dovuta ad una riduzione di contrattilità di LV	10	95	4.90	4.90	25	4.90	Si riduce di circa 150 cm³	Aumenta di circa 150 cm³
	12	90	4.80	4.85	26	4.85		
	14	88	4.72	4.80	28	4.80		
	16	86	4.68	4.75	29	4.75		
	17	85	4.65	4.7	30	4.70		
	18	84	4.63	4.65	30	4.65		
Equilibrio								

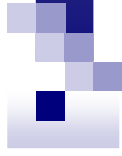


Regolazione di portata



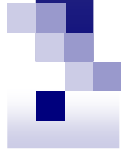
Portata dipendente dal cuore

Portata dipendente dal
circolo periferico

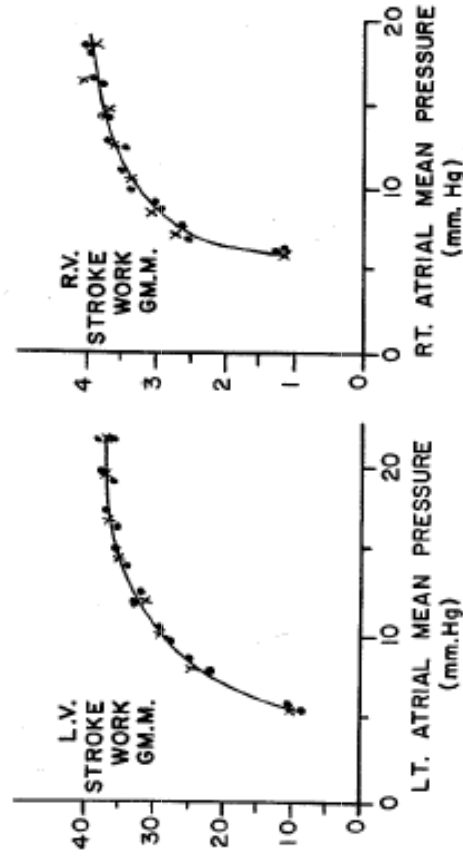
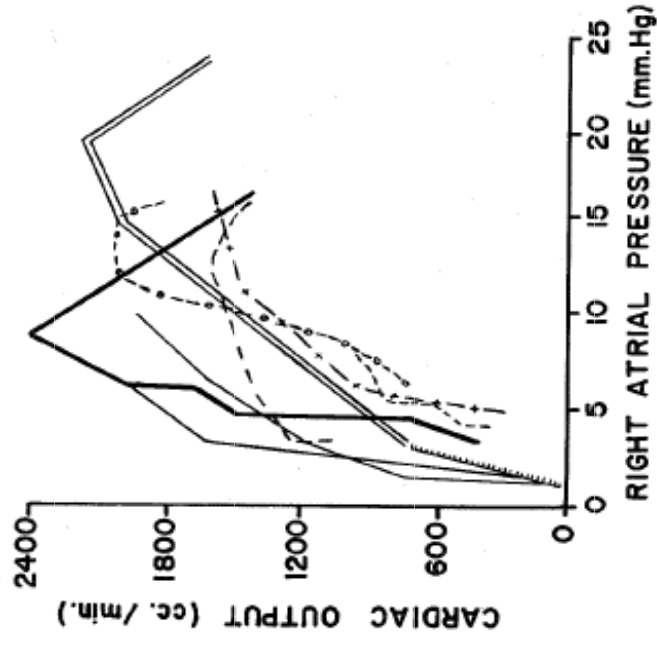


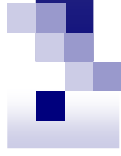
Legge di Frank-Starling (1918)

- **I Formulazione:** *Quanto più il cuore viene riempito durante la diastole, tanto maggiore sarà la quantità di sangue eiettata nell'aorta.*
- **II Formulazione:** *la portata è controllata dal ritorno venoso (fattori periferici), finché le prestazioni richieste rientrano in quelle possibili dal cuore.*

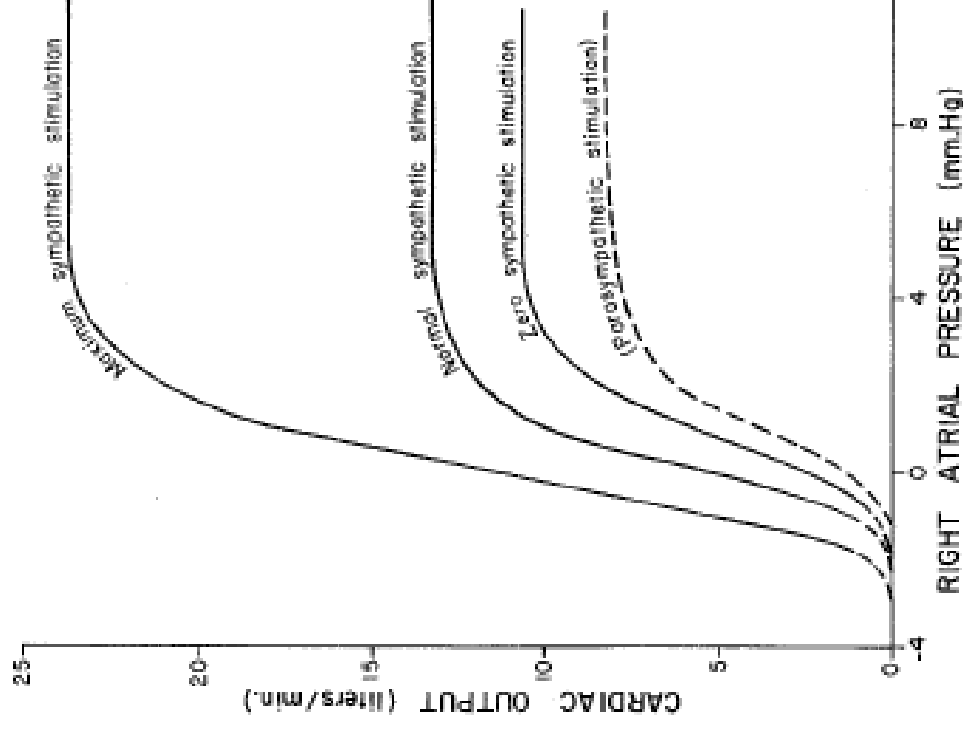


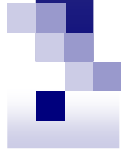
Funzione portata - preload



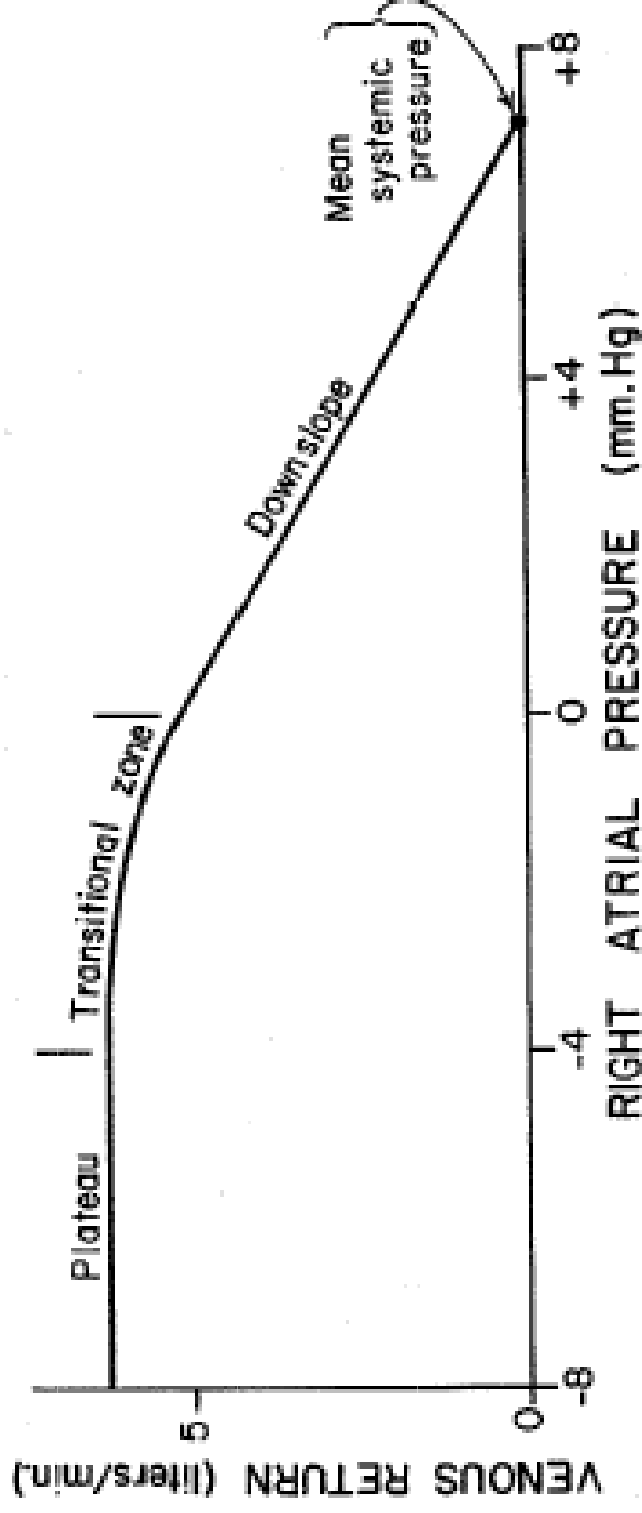


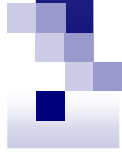
Effetto della stimolazione simpatica e parasimpatica





Ritorno venoso





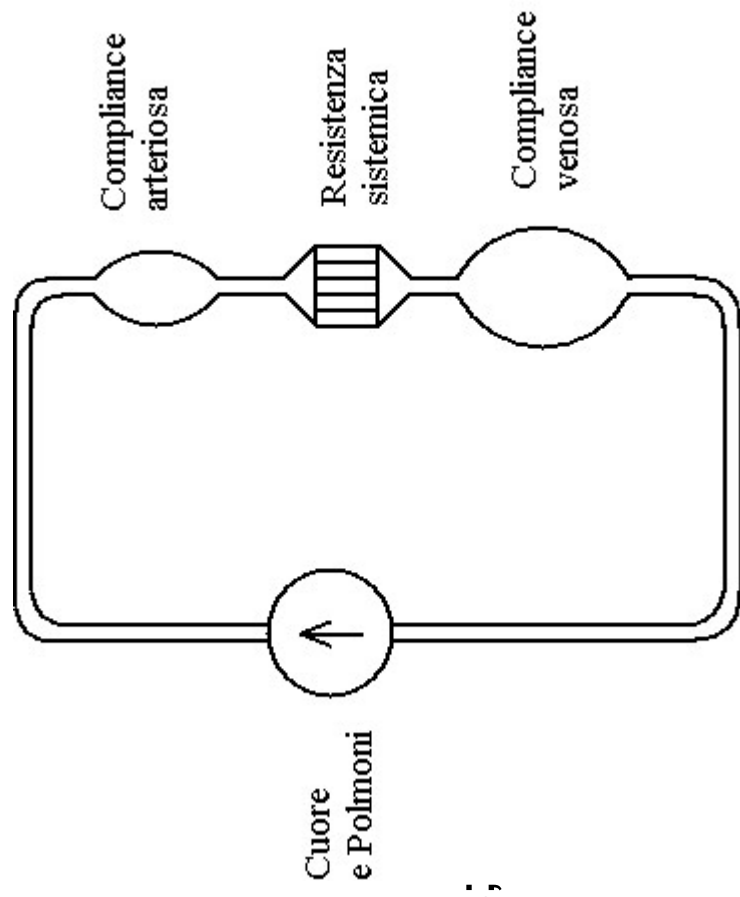
Modello di Guyton

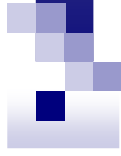
(regolazione della portata cardiaca).

Dal sistema cardiovascolare nella sua complessità, si passa ad una sua semplice schematizzazione.

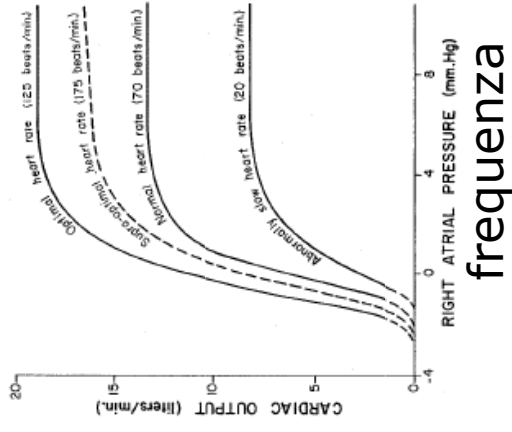
Semplificazioni:

- una sola pompa ed un solo circolo;
- nessuna analisi fluidodinamica;
- pressione uniforme nelle compliances;
- relazione lineare tra pressione e volume nelle compliances;
- assenza di fenomeni inerziali;
- resistenza idraulica R costante, indipendente dalla portata che la attraversa.

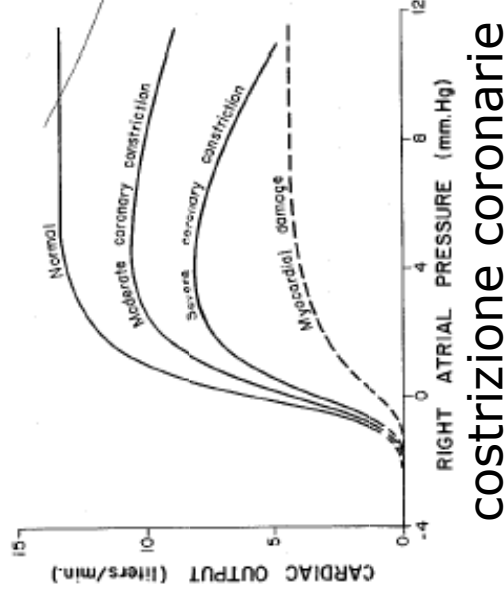




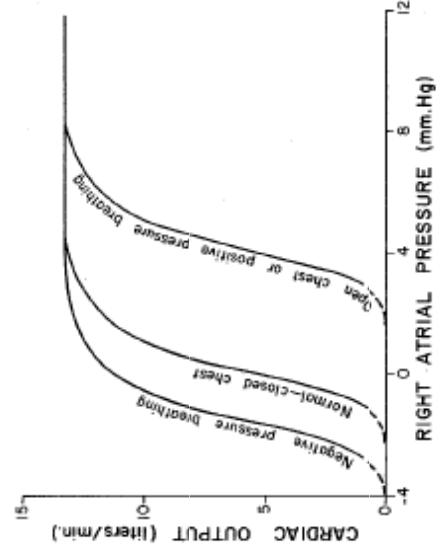
Cause di variazione della portata cardiaca



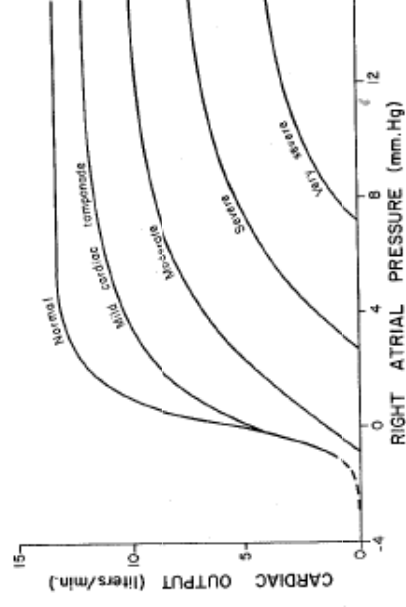
frequenza



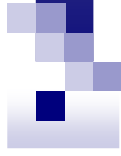
costrizione coronarie



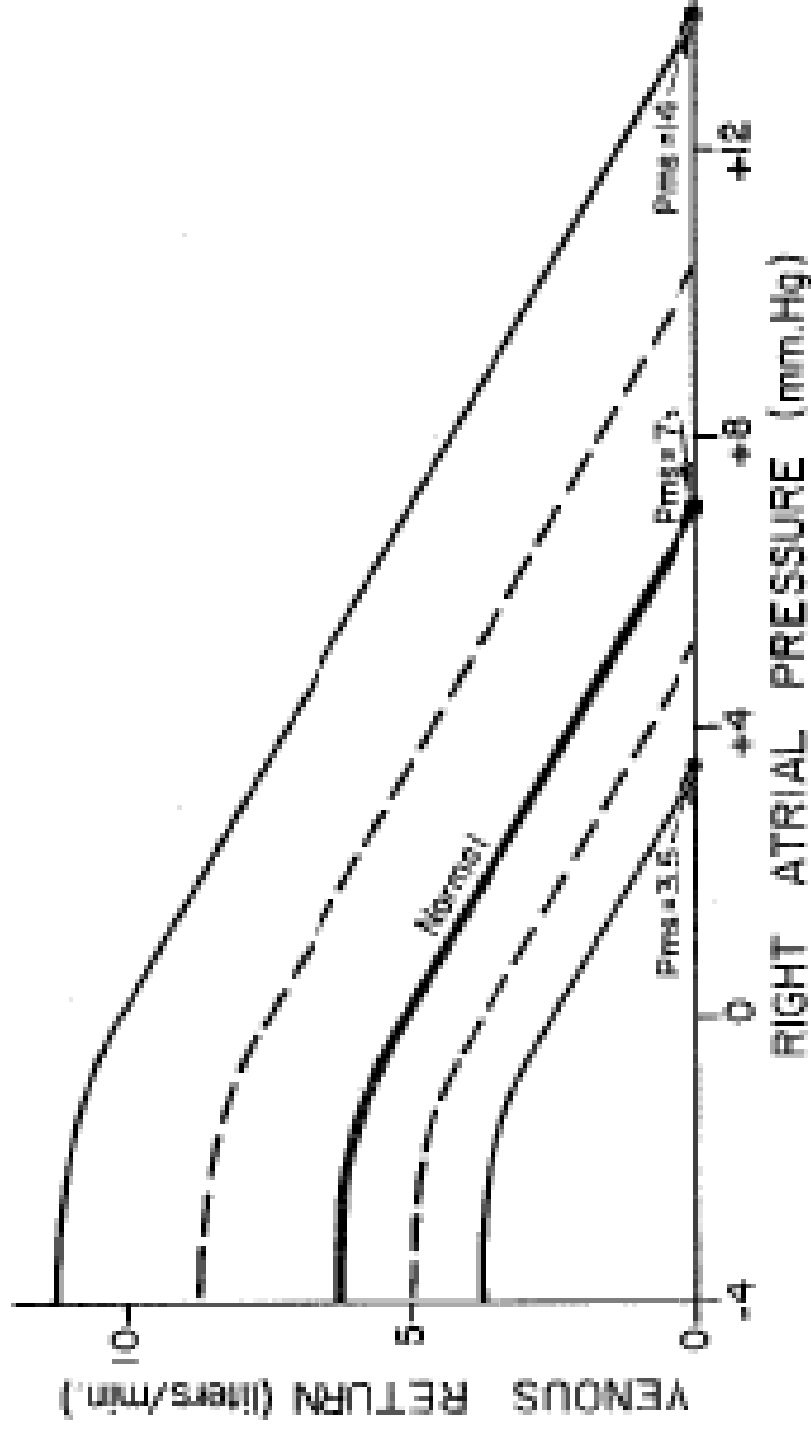
respirazione

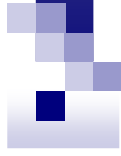


pressione intratoracica

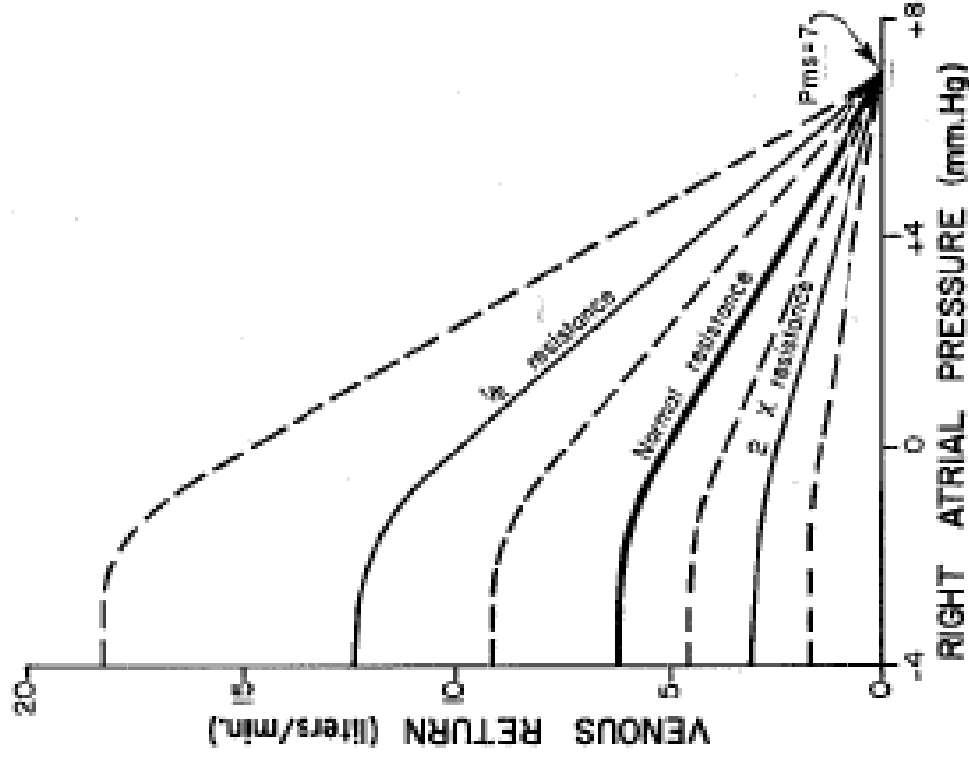


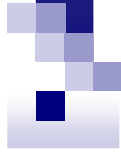
Effetto della Pmc



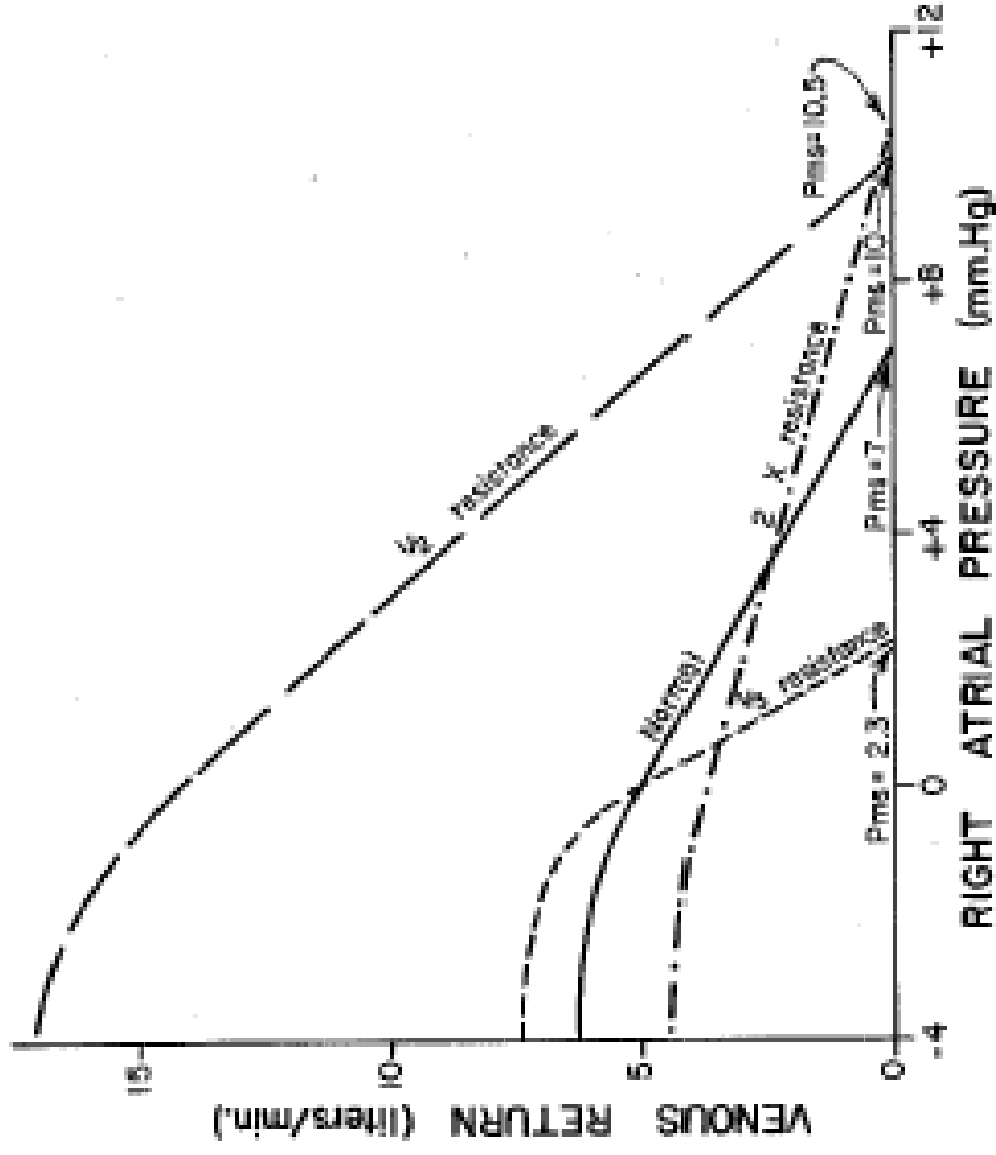


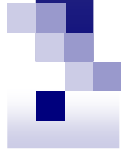
Effetto delle variazioni di resistenza



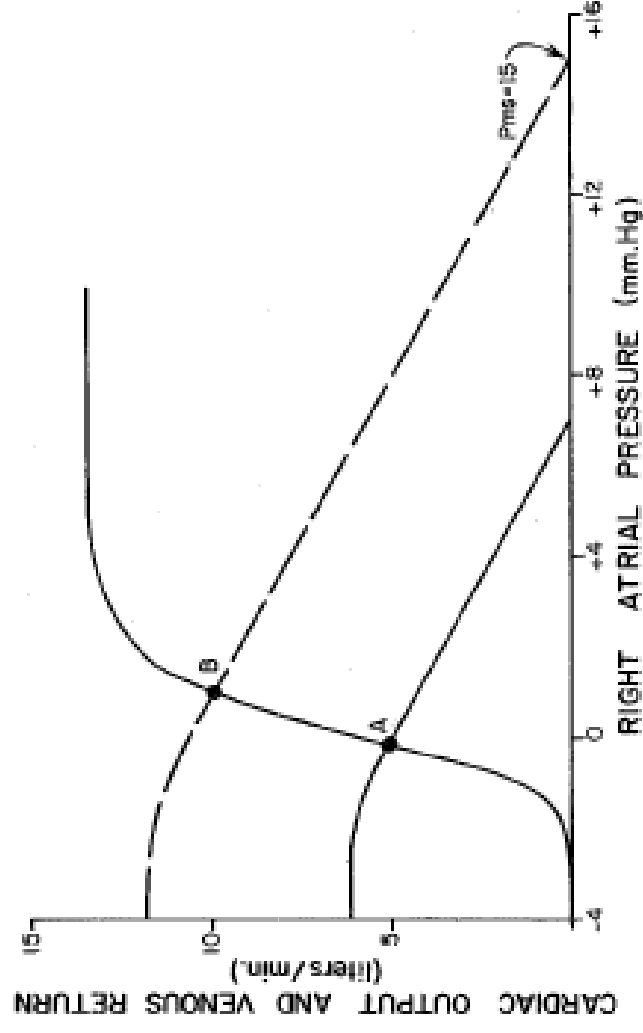
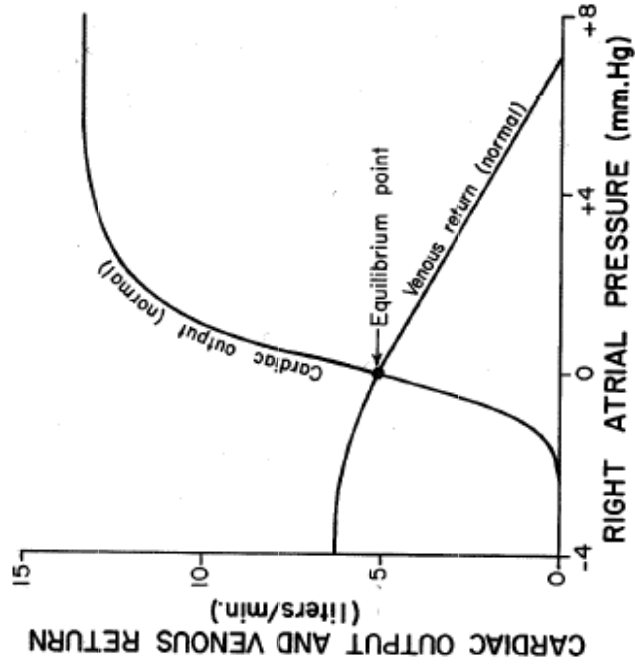


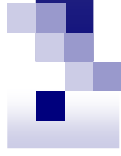
Modifiche della Pmc e della Resistenza



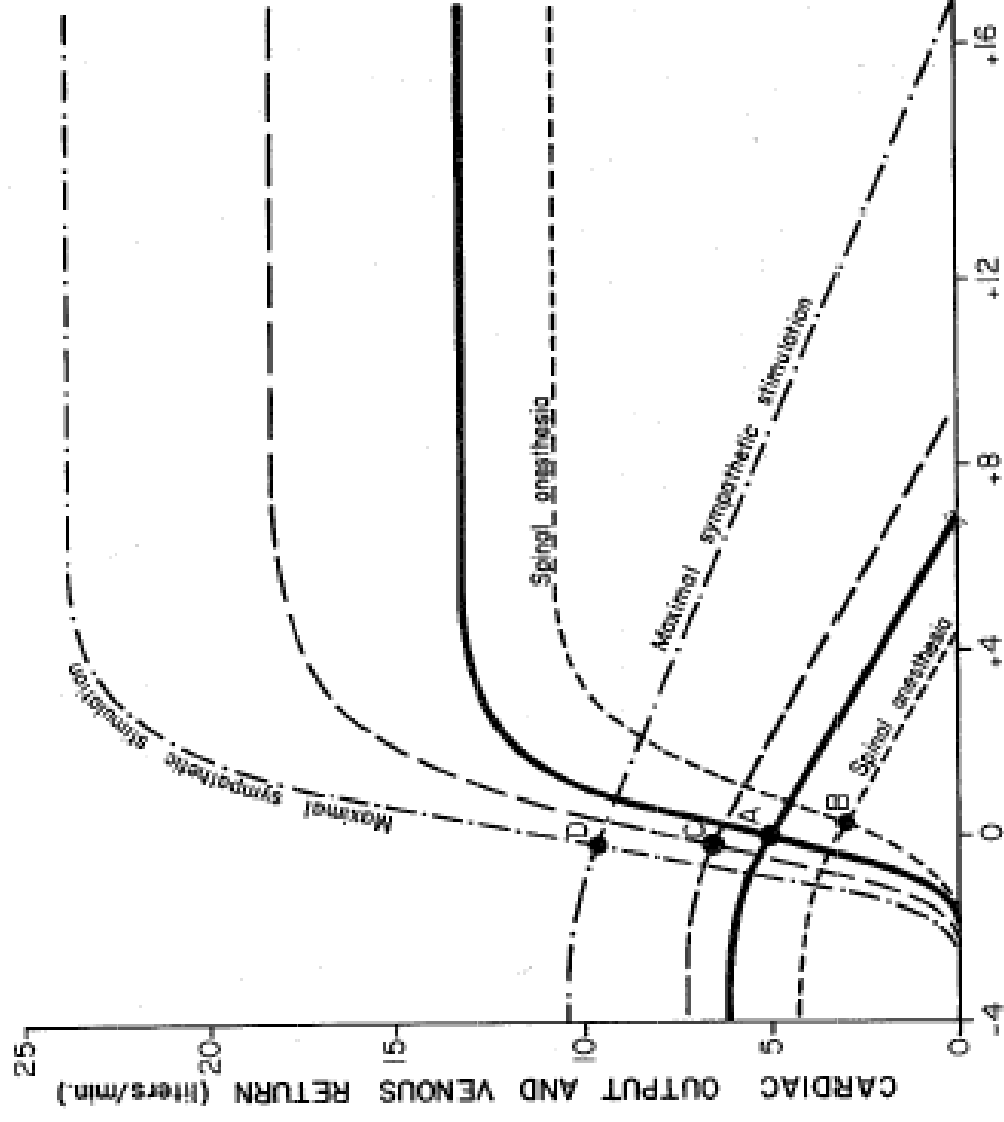


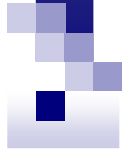
Regolazione della portata



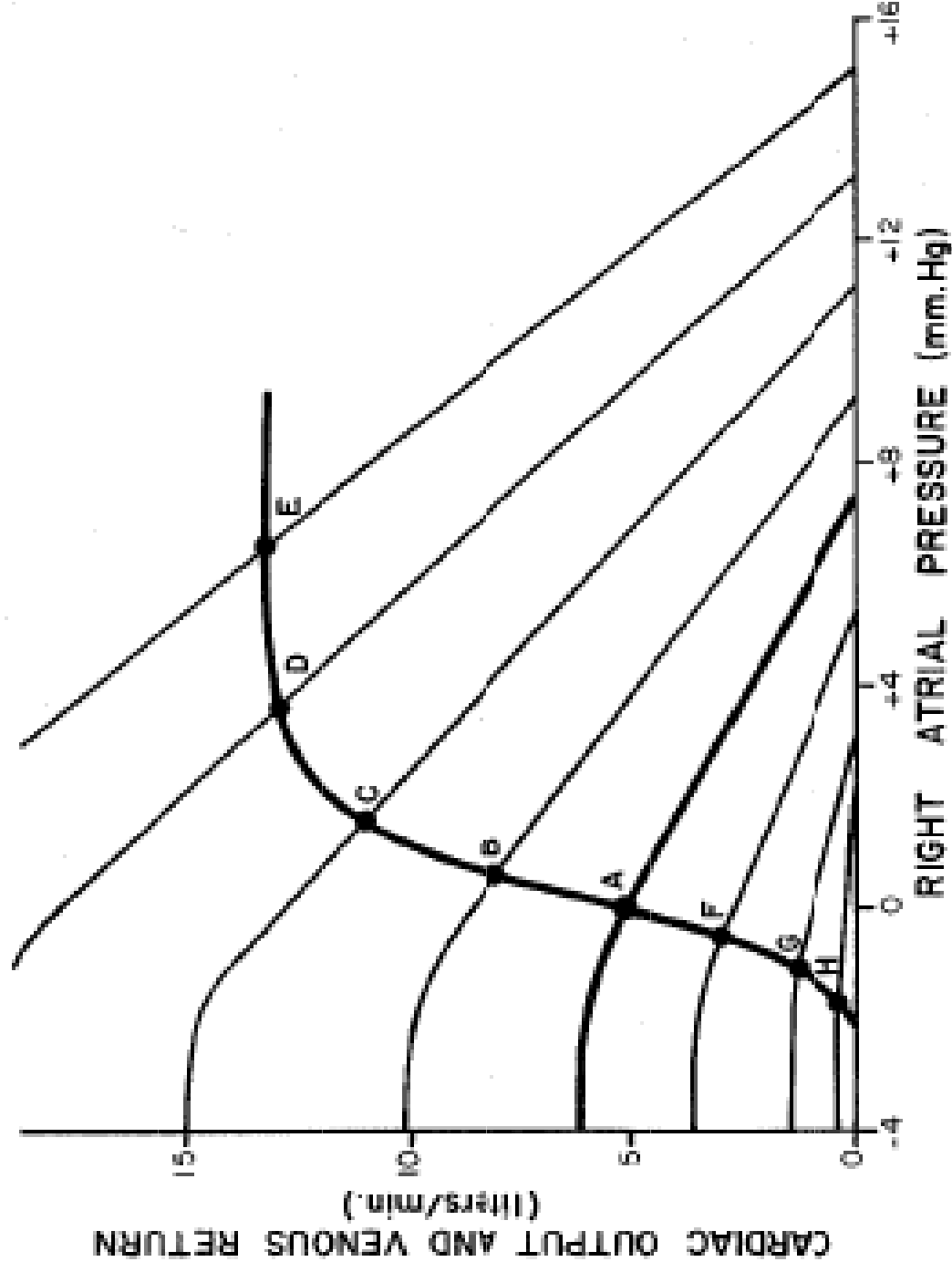


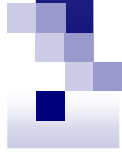
Effetto di una stimolazione simpatica media (C), max (D) e inibizione simpatica (B)



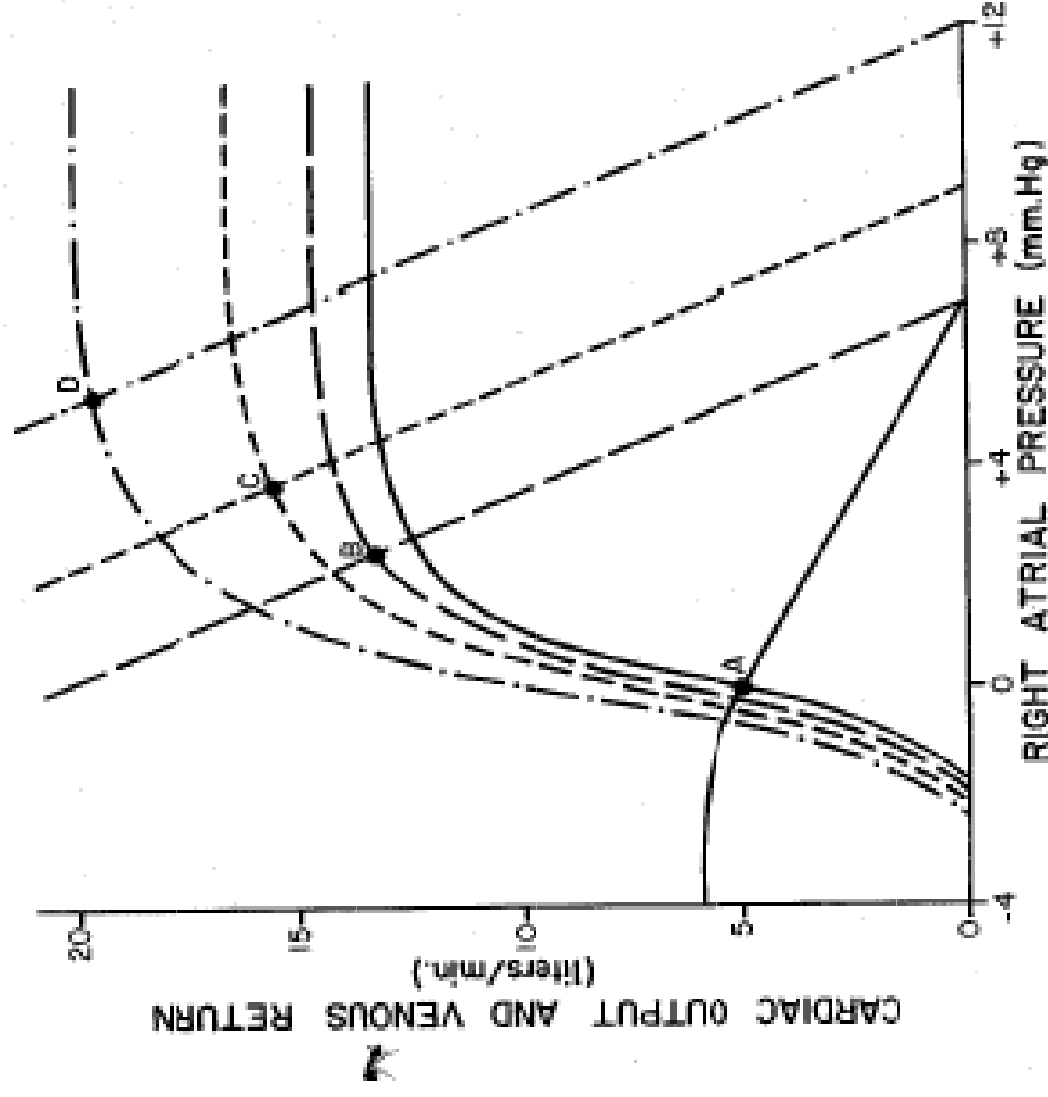


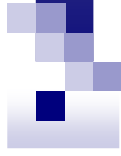
Variazione del CO dovuto ad un aumento di volume di sangue





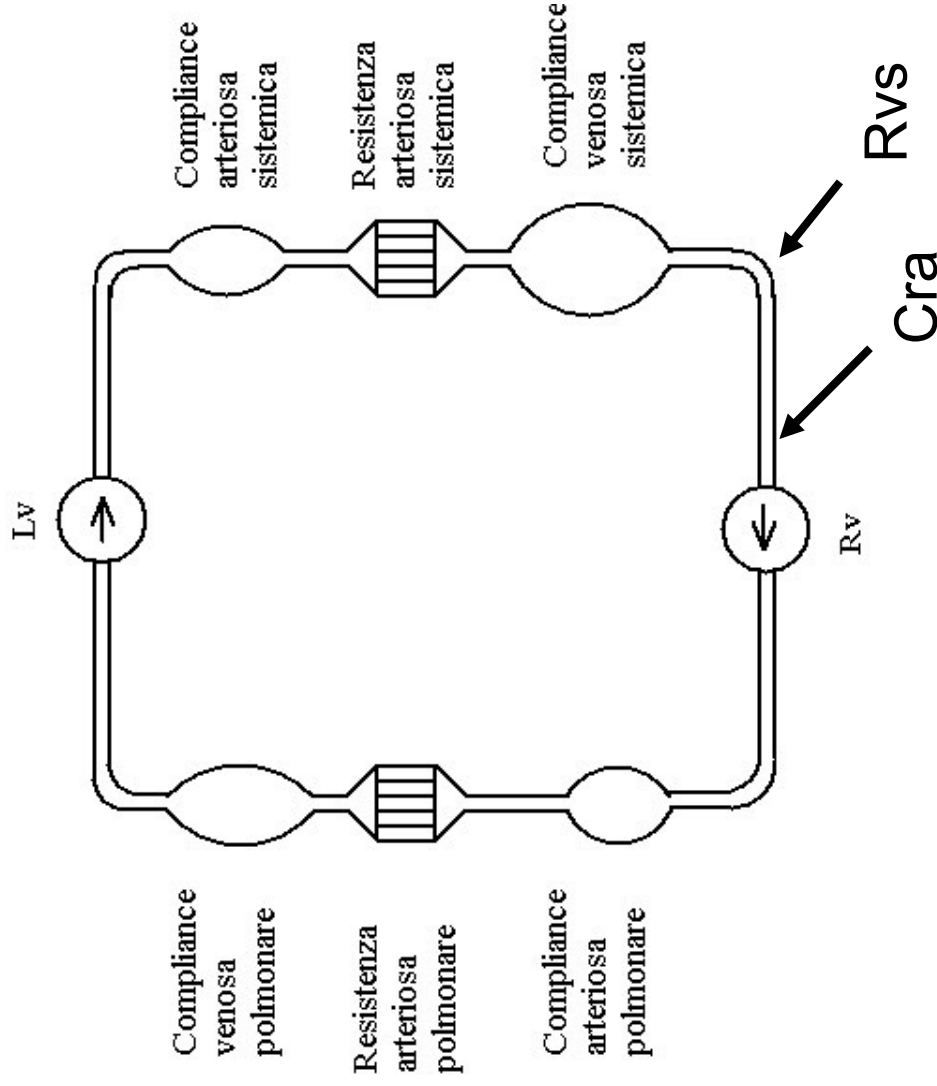
Variazione di CO dovuta all'apertura di una fistola artero-venosa





Modello di Guyton ad due

pompe...





Bibliografia

- A.C. Guyton *Circulatory Physiology:*
Cardiac output and its regulation W.B.
Saunders Company