

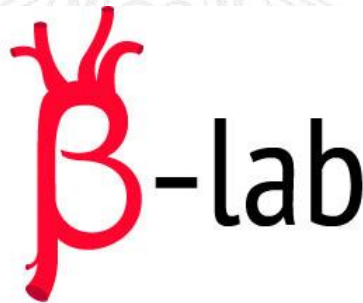
Analisi in-vitro della biomeccanica aortica: uso dell'ecografo per misure non-invasive

Candidato: Marco Meccariello

Relatore: Dr. Michele Conti



Universitair Medisch Centrum
Utrecht



I.R.C.C.S.
POLICLINICO
SAN DONATO

Endograft



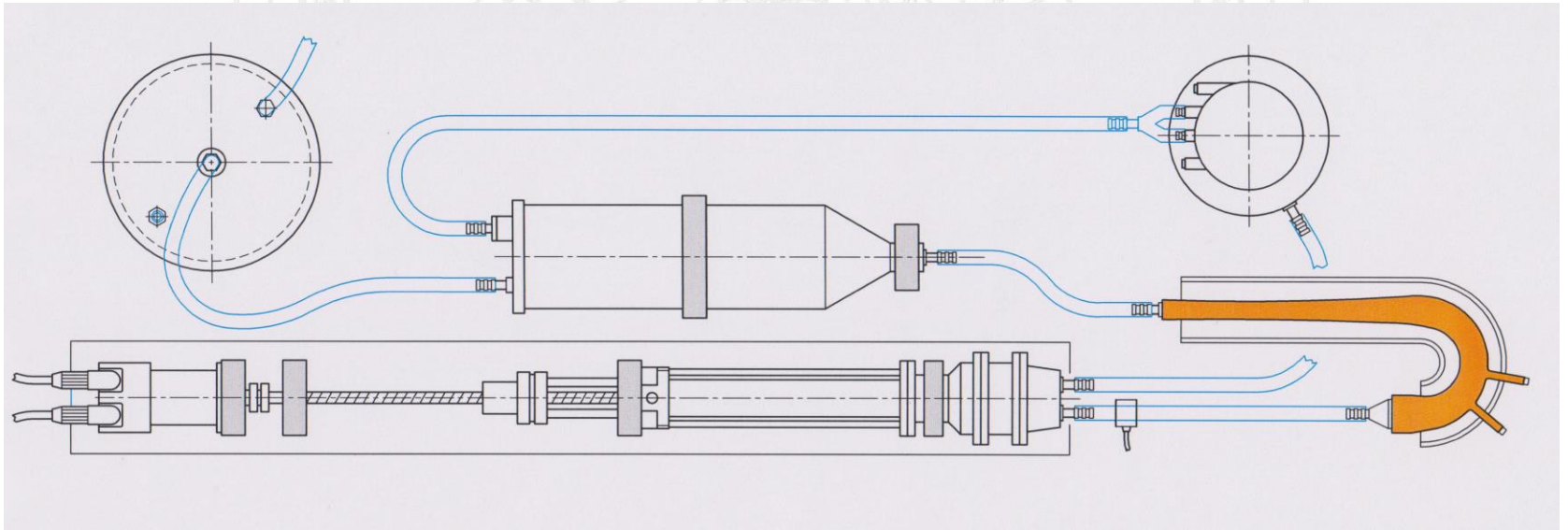
Patologie aortiche trattate con l'uso dell'endograft:

- Dissezione aortica → Scissione della tonaca media in vero e falso lume
- Aneurisma aortico → Dilatazione abnorme di un tratto dell'aorta

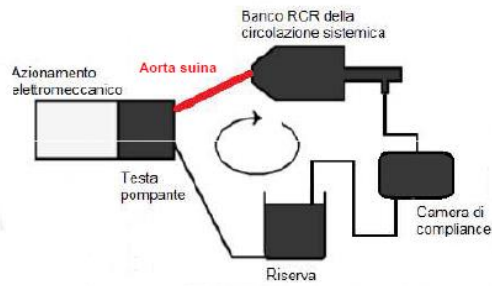
Che cos'è il β -lab?

Obiettivo delle attività BetaLab: studiare biomeccanica endografting aortico

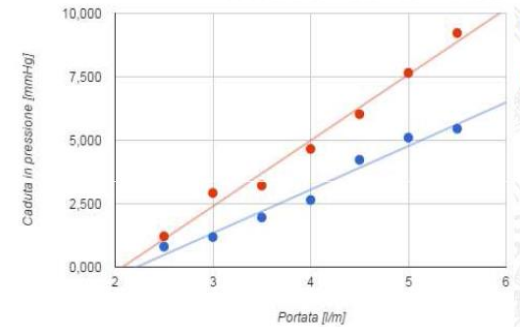
- Modelli in vitro/ ex-vitro
- Pulse duplicator



Obiettivo generale

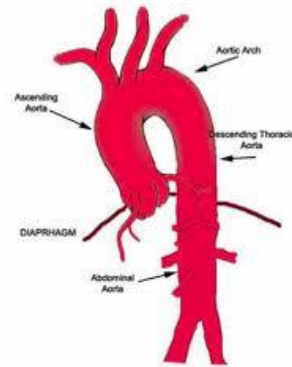


Studio dell'emodinamica



Pulse duplicator
+
Endograft

Proprietà biomeccaniche aorta



Studio della morfometria



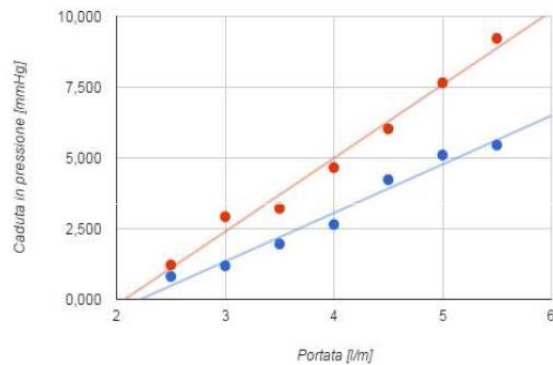
Integrare pulse duplicator con sistema di imaging

Attività svolta: primo set-up con ecografo

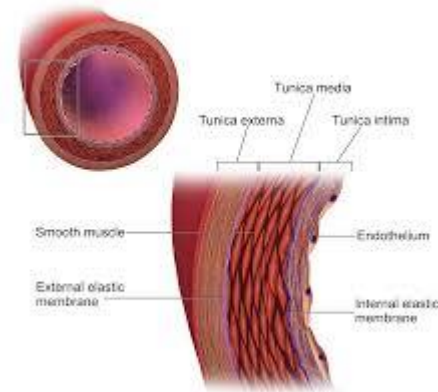
1) Misure di diametro con e senza endograft



2) Proprietà biomeccaniche aorta



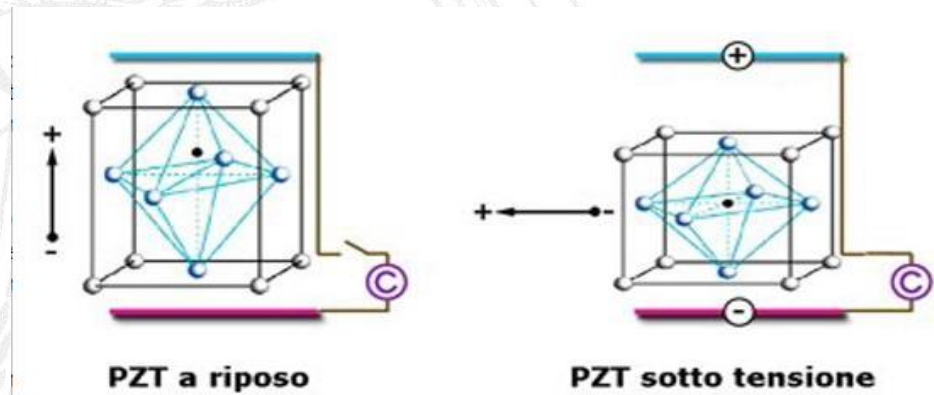
The Structure of an Artery Wall



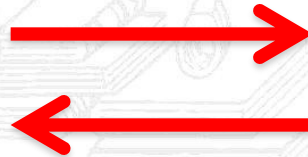
L'ecografia: principi fisici

E' una metodica di diagnostica per immagini che si basa sull'impiego di onde meccaniche di elevata frequenza ($f > 20$ kHz)

Principio fisico: piezoelettricità



**Tensione
elettrica**



**Vibrazione
(ultrasuoni)**

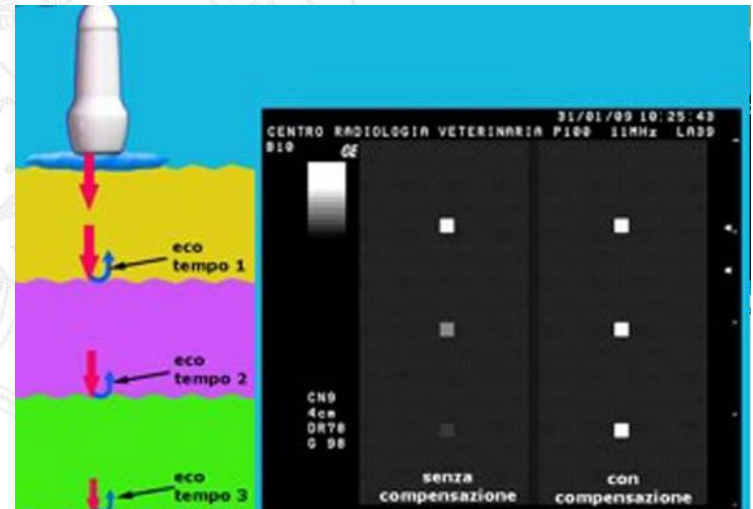
Questa proprietà dei materiali piezoelettrici fa sì che la sonda funzioni sia da emettitore che da antenna

L'ecografia: acquisizione immagine

La sonda trasmette piccoli “pacchetti” di ultrasuoni per 1% del tempo, per il restante 99% la sonda resta in ascolto degli echi di ritorno

Gli echi sono caratterizzati da:

- Velocità di propagazione (impedenza)
- L'attenuazione si verifica principalmente per:
 - riflessione
 - trasmissione
 - rifrazione



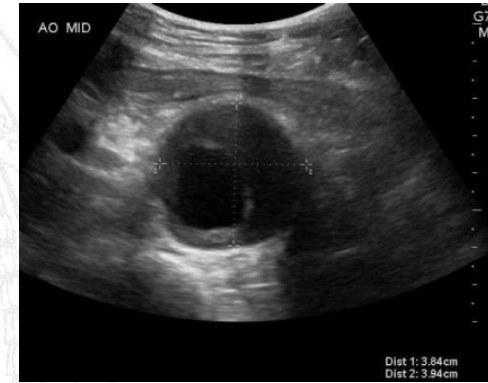
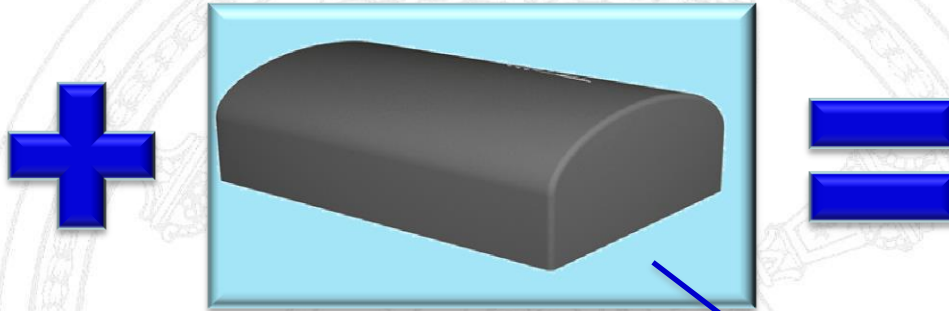
Ricostruzione dell'immagine

A seconda del ritardo e dell'intensità con cui arrivano alla sonda, gli echi vengono disposti nella matrice dell'immagine

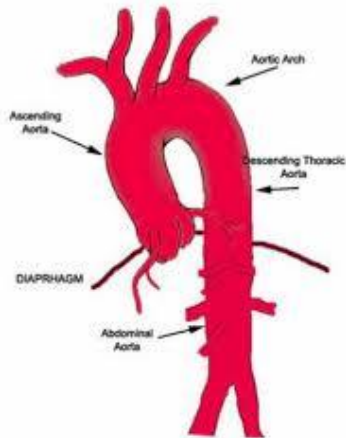
echi precoci = zone superficiali

echi tardivi = zone profonde

Problema...



**MODELLO
TISSUTALE???**



Modello Tissutale

Obiettivo: Ricerca di una materiale che abbia le stesse caratteristiche ecografiche del tessuto animale

➤ **Composto 1₁**

- 4 bustine metamucil (20 gr di bucce di psillio)
- 20 gr di gelatina alimentare
- 250 ml di acqua

Caratteristiche :

- Resistente
- Riutilizzabile
- Migliore ecogenicità

OK!!

1



➤ **Composto 2**

- 30 gr di gelatina alimentare
- 280 ml di acqua
- 20 ml succo di limone

Caratteristiche:

- Trasparenza
- Riutilizzabile
- Tempo di conservazione maggior rispetto al composto 1

2



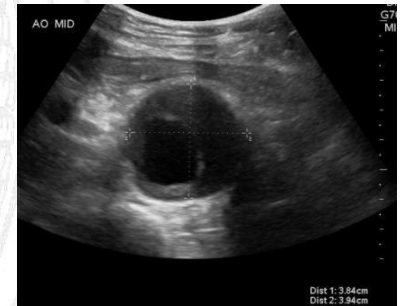
1 Riferimenti : McNamara MP, McNamara ME: [“Preparation of a homemade ultrasound biopsy phantom”](#). 1989

Sistema di acquisizione

Ecografo
(Acuson Antares Premium Edition)



Pompa in
continua

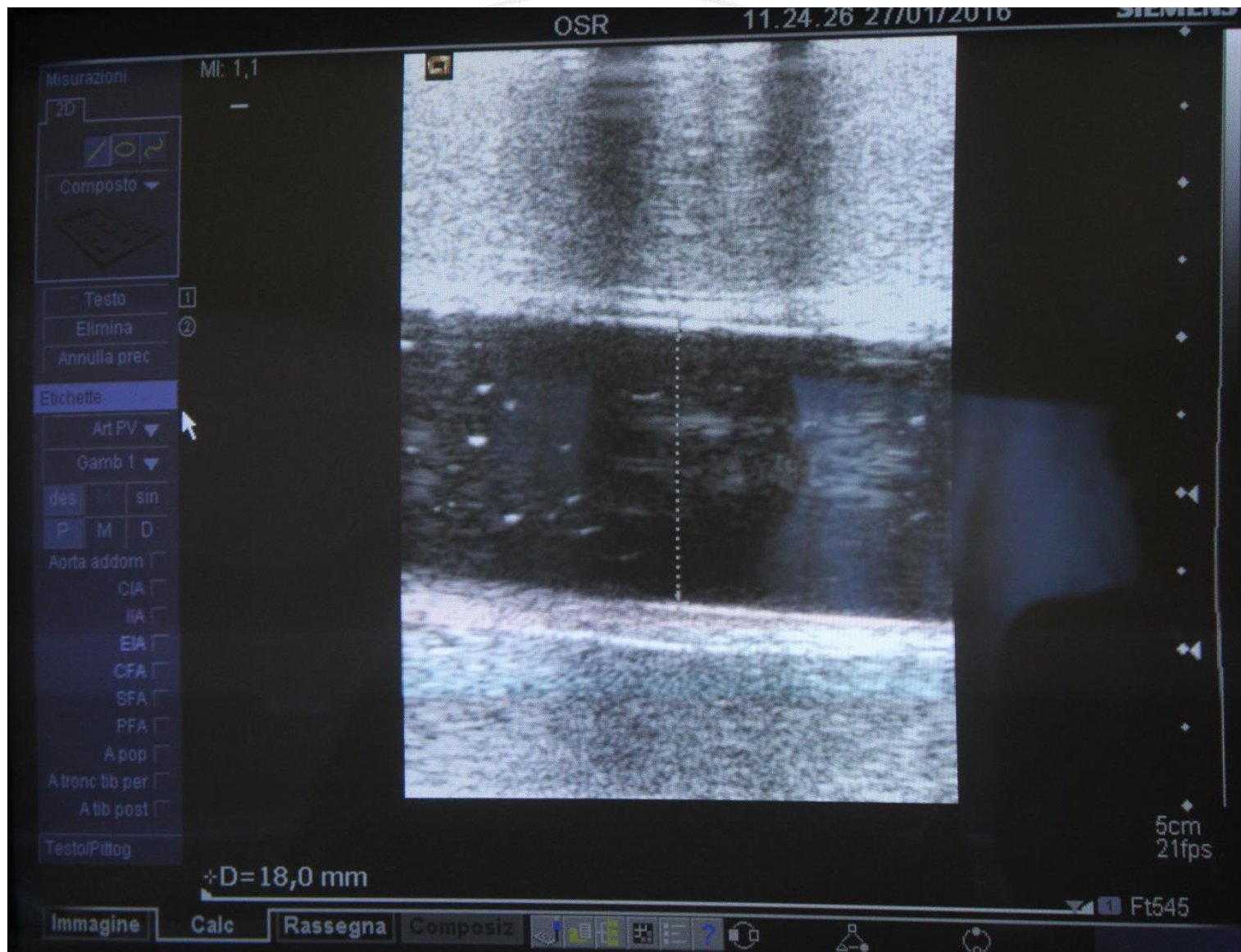


Immagine

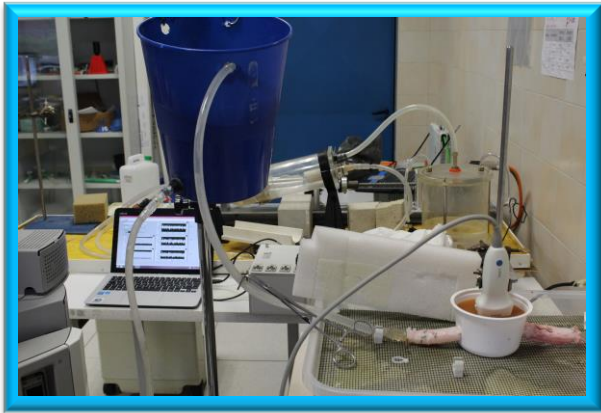
Aorta
discendente



Misurazioni diametro aorta



Protocollo



Collego l'aorta al circuito



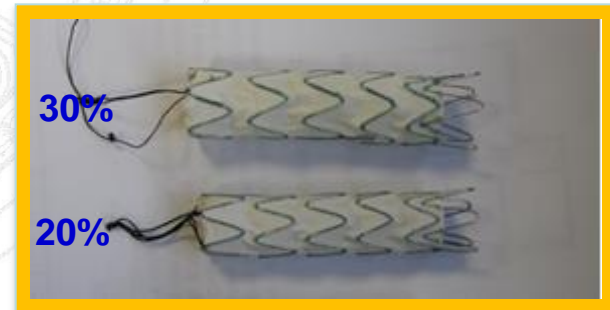
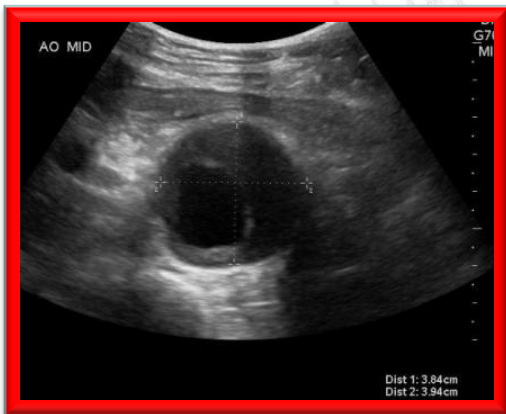
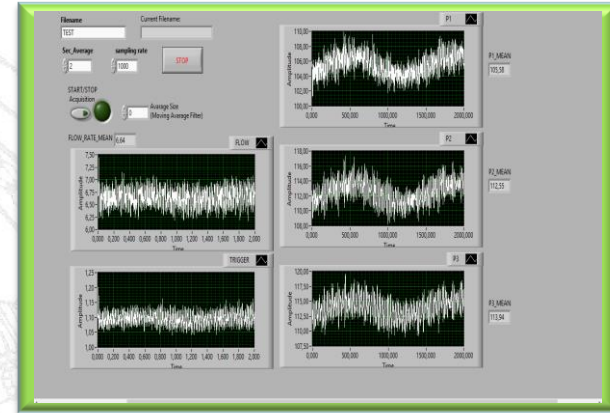
Porto la pressione a 100 mmHg: Misuro il diametro



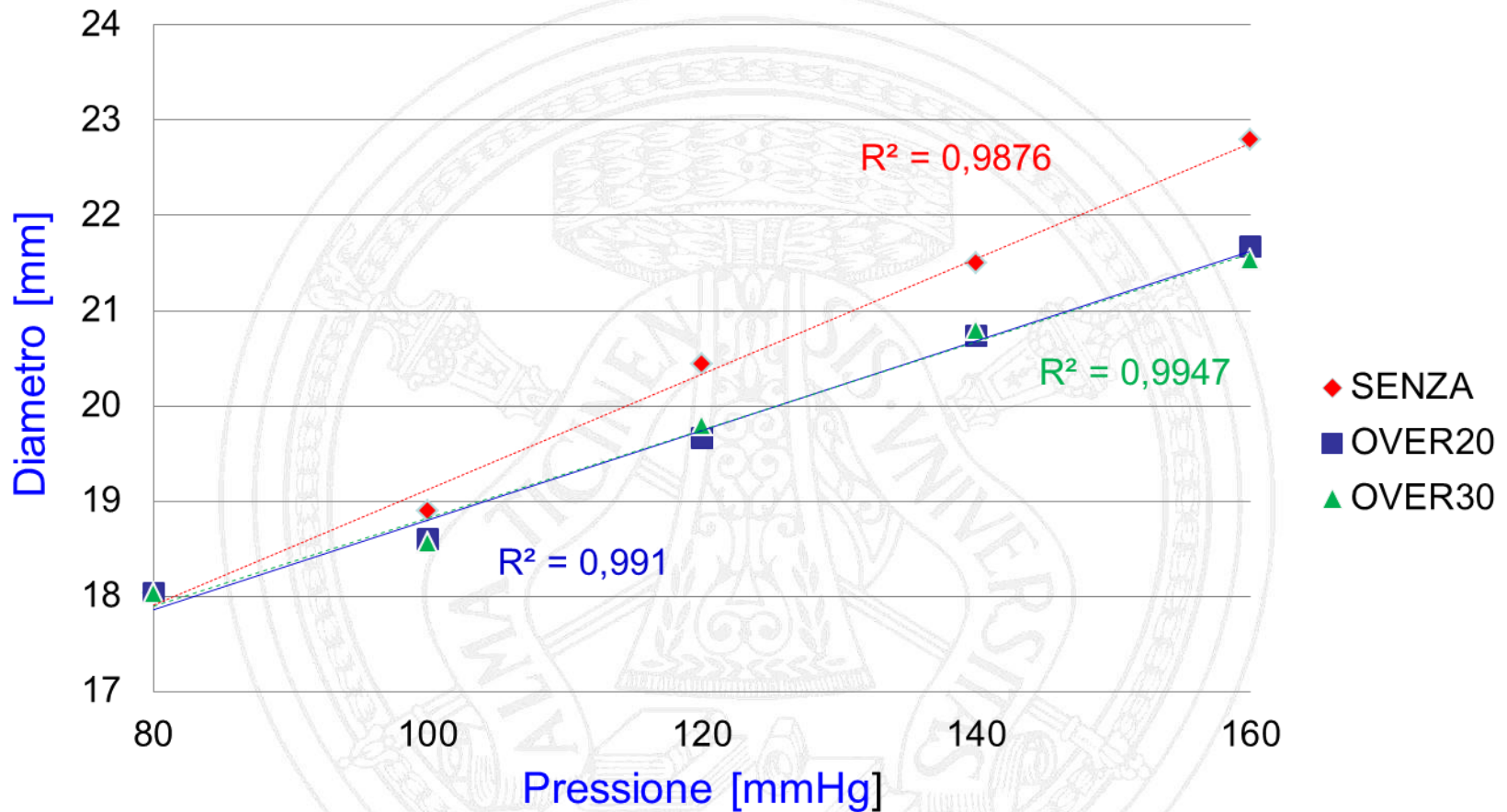
Scelta oversize endograft 20% 30%



Misure di diametro con e senza endograft a diverse pressioni



Risultati (1): rapporto diametro/pressione



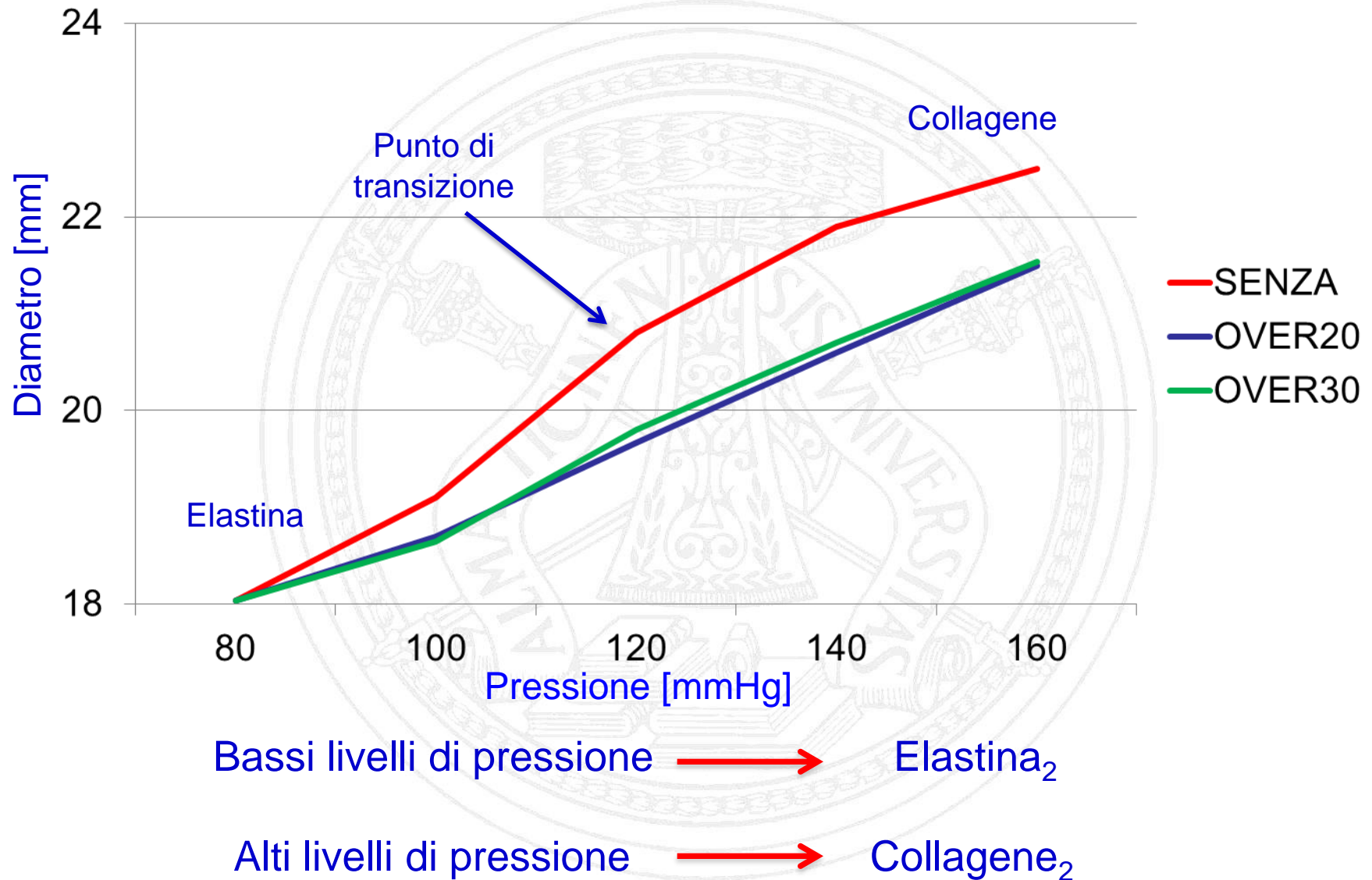
Risultato: andamento lineare!!!

SENZA → SENZA ENDOGRAFT

OVER20 → CON ENDOGRAFT (Medtronic Captivia diametro 22 mm lunghezza 100 mm)

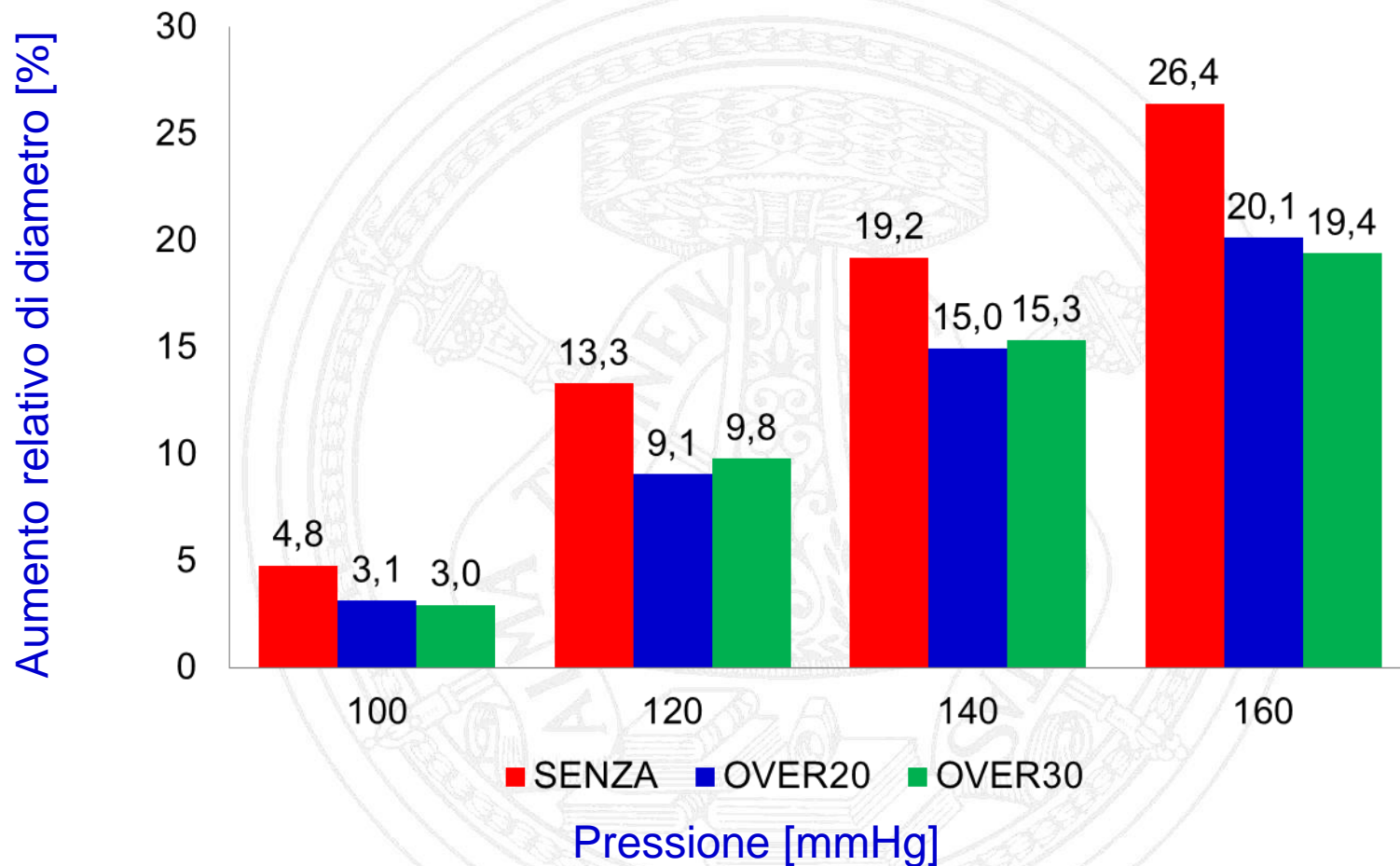
OVER30 → CON ENDOGRAFT (Medtronic Captivia diametro 24mm lunghezza 100 mm)

Risultati (2): una possibile interpretazione



2 Riferimenti: Lanne, T., Stale, H., Bengtsson, H. et al. 1992a: "Non invasive measurement of diameter changes in the distal abdominal aorta in man". Ultrasound in Medicine and Biology

Risultati (3): focus sull'impatto dell'oversizing



Risultato: cambiamento significativo della capacità di espansione radiale su tutti i livelli di pressione tra aorta con e senza endograft

Uso Ecografo: limitazioni e considerazioni

➤ **Ecografo**

- Modello datato; scarsa flessibilità; di difficile uso senza la guida di un utente esperto che sappia usarlo
- Non riusciamo ad esportare immagine
- Sonda rovinata (bande verticali) → immagini poco ripetibili e non molto affidabili

➤ **Modello porcino**

- Necessità di un medico per preparare il campione
- Presenza di Leakage che rende l'esperimento di non facilissima realizzazione
- Test limitato a poche aorte; la stessa aorta è stata usata per i vari endograft comportando un deterioramento del modello

➤ Gelatina perde le sue caratteristiche ecografiche; necessità di avere un phantom commerciale (200 Euro) che garantisca una maggiore stabilità

➤ Non facile controllare temperatura

➤ Poca letteratura di riferimento sull'uso dell'ecografia con gli endograft

Proprietà biomeccaniche

Table 4.1 Definitions and units of various indices of arterial stiffness

Index	Equation	Units (cgs)
Arterial distensibility	$(D_s - D_d)/(P_s - P_d)D_d$	cm ² /dyne
Arterial compliance	$(D_s - D_d)/(P_s - P_d)$	cm ³ /dyne
Volume elastic modulus	$[(P_s - P_d)/(V_s - V_d)]/V_d$	dyne/cm ²
Peterson's elastic modulus	$[(P_s - P_d)D_d]/(D_s - D_d)$	dyne/cm ²
Young's elastic modulus	$[(P_s - P_d)D_d]/(D_s - D_d)h$	dyne/cm
Pulse wave velocity	$(z_1 - z_2)/(t_1 - t_2)$	cm/s
Pressure augmentation	$(P_s - P_i)$	dyne/cm ²
Augmentation index	$[(P_s - P_i)/(P_s - P_d)] \times 100$	Percent
Characteristic impedance	$(P_i - P_d)/\text{Peak flow (or velocity)}$	dyne-s/cm ⁵ or dyne-s/cm ³
Stiffness index (β)	$[D_d \ln(P_s/P_d)]/(D_s - D_d)$	Non- dimensional
Large artery elasticity index (or capacitive compliance, C_1)	Relation between arterial volume fall and pressure decline during exponential diastolic pressure decay	cm ⁵ /dyne
Small artery elasticity index (or oscillatory compliance, C_2)	Relation between oscillating arterial volume change and oscillating pressure change around exponential diastolic pressure decay	cm ⁵ /dyne

P , pressure; D , diameter; V , volume; h , wall thickness; $(z_1 - z_2)$, distance between measuring sites; $(t_1 - t_2)$, travel time of pulse; d , diastole; i , inflection point; \ln , natural logarithm; s , systole.

Riferimenti:

3 Wilmer Nichols, Michael O'Rourke, Charalambos Vlachopoulos "McDonald's Blood Flow in Arteries ", Sixth Edition Theoretical and Clinical Principles

Modulo di Peterson: confronto in letteratura

➤ Modulo elastico di Peterson ₄

Livello di pressione richiesto per l'incremento (teorico) del 100% del diametro a partire dal diametro a riposo di un vaso a lunghezza fissa

$$E_p = \frac{(P_s - P_d) * D_d}{(D_s - D_d)}$$

L'inverso E_p è stato indicato come la compliace arteriosa da Gosling₅ (1976) e più recentemente come la distensibilità arteriosa da O'Rourke₆ (2002)

E_p [N/mm ²]	Aorta discendente
Suino in vivo ₇	0,042
Suino in vitro ₈	0,04
Suino	0,039

Riferimenti

4 Peterson, L.H., Jensen, R.E. and Parnell, J. 1960: "Mechanical properties of arteries in vivo". Circulation Research

5 Newman, D.L., Gosling, R.G. and Bowden, N.L.R. 1971: "Changes in aortic distensibility and area ratio with the development of atherosclerosis". Atherosclerosis

6 Hirata, K., Vlachopoulos, C., Adji, A. and O'Rourke, M.F. 2002: "Reproducibility of pulse wave analysis in a double-blind study". Journal of Hypertension

7 Jungsil Kim, Seungik Baek "Circumferential variations of mechanical behavior of the porcine thoracic aorta during the inflation test" Department of Mechanical Engineering, Michigan State University, USA 2011

8 Slørdahl SA1, Piene H, Linker DT, Vik A. 1991: "Segmental aortic wall stiffness from intravascular ultrasound at normal and subnormal aortic pressure in pigs".

Modulo di Peterson: con e senza endograft

E_p [N/mm^2]

Aorta discendente

SENZA

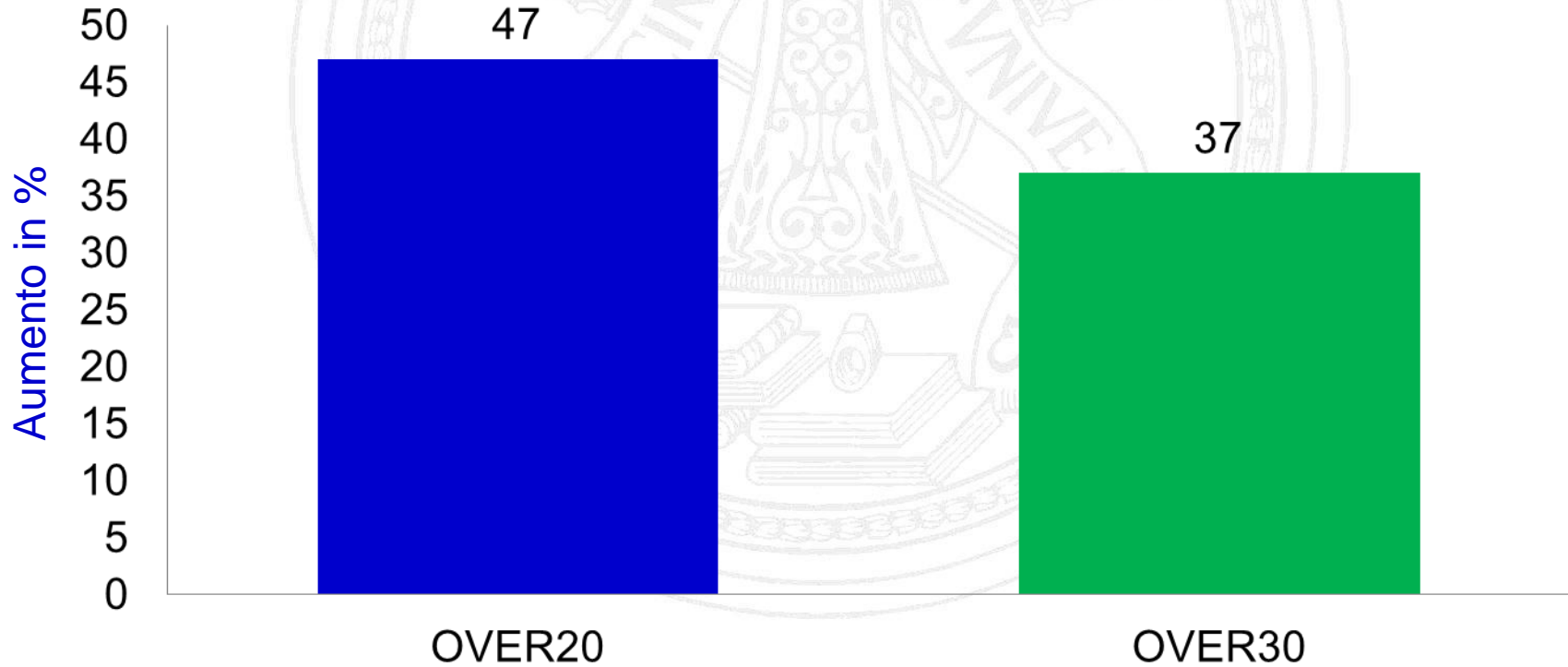
0,039

OVER20

0,058

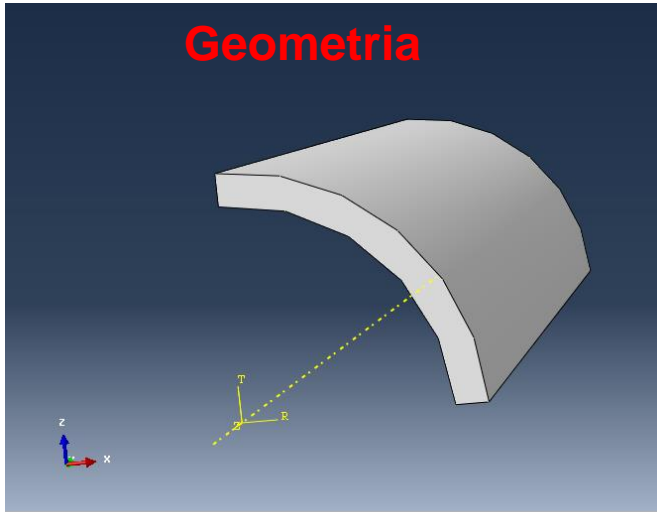
OVER30

0,054



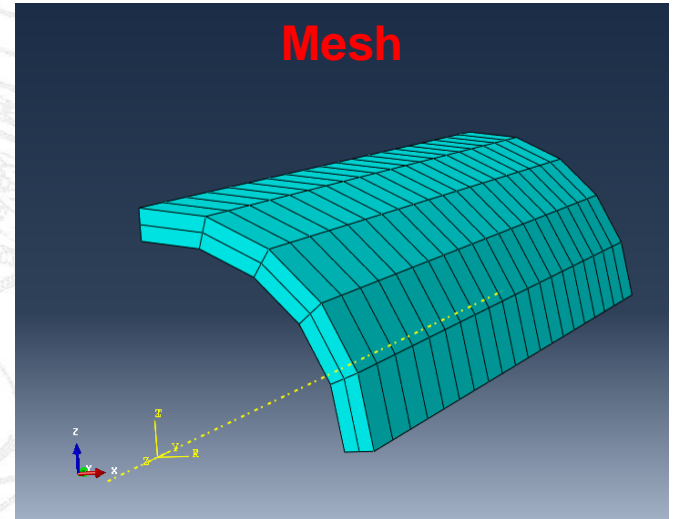
Simulazioni aorta porcina senza endograft

Geometria



Click the mouse in a viewport to pan the view

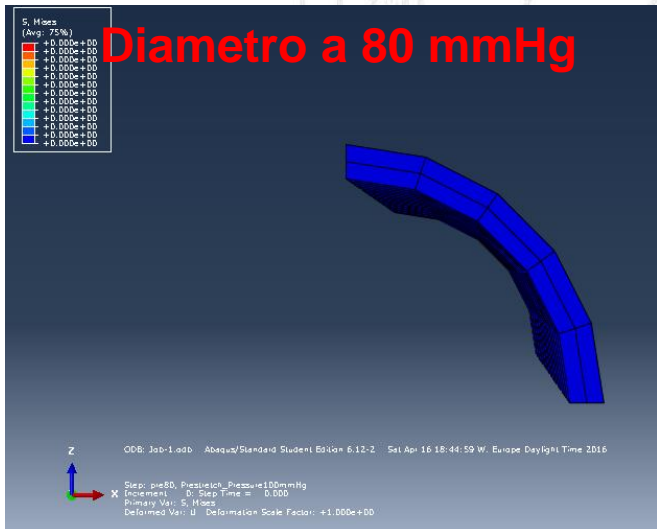
Mesh



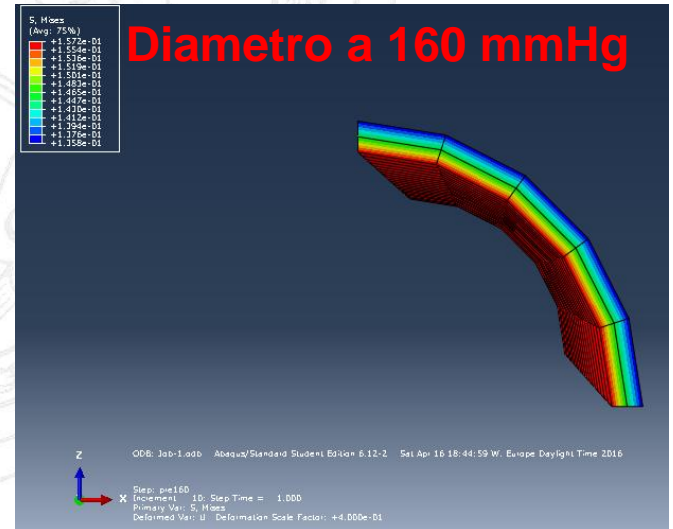
3D
SIMULIA

ABAQUS

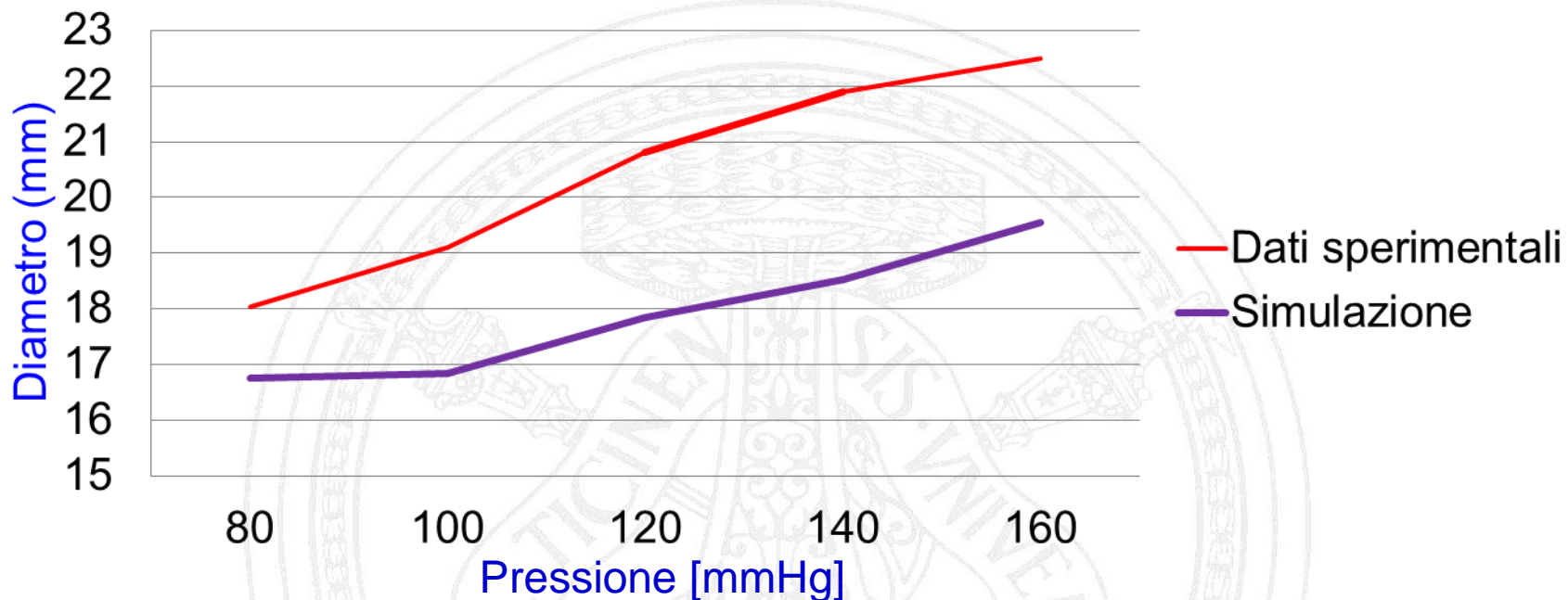
Diametro a 80 mmHg



Diametro a 160 mmHg



Confronto dati sperimentali con la simulazione



Realtà

Materiale con comportamento non lineare

Materiale non omogeneo (3 strati)

Comportamento anisotropo

Vincolo esterno della gelatina

Errore e variabilità di misura

Simulazione (Modello)

Modello lineare elastico

Materiale omogeneo

Modello isotropo

Assenza di vincoli esterni

Conclusioni

- **Set up di un sistema sperimentale per la misura non invasiva del diametro dell'aorta per gli esperimenti effettuati in betalab**
 - Provata la fattibilità di combinare ecografo e modello porcino ex-vivo
 - Esperimenti da standardizzare ulteriormente
 - Migliorare attrezzatura da concordare con i medici
- **Analisi della letteratura**
 - Ci sono pochi articoli sull'ecografo/endograft/aorta
 - Vari indicatori biomeccanici non sempre congruenti fra loro
- **Simulazioni strutturali**
 - Uso software abaqus per modello semplificato vaso
 - Differenza con dati sperimentali che necessita approfondimento

Grazie per l'attenzione

- Michele Conti per avermi seguito durante tutto il percorso
- Chiara Grassi per avermi guidato nell'apprendimento dell'uso dell'ecografo
- Hector de Beaufort per la preparazione delle aorte
- Margherita Coda per l'assistenza nella realizzazione degli esperimenti

Attrezzatura consigliata dai medici



Esate Mylab 30 Gold
Costo 25 000 €



Sonda Lineare
LA532

Risoluzione

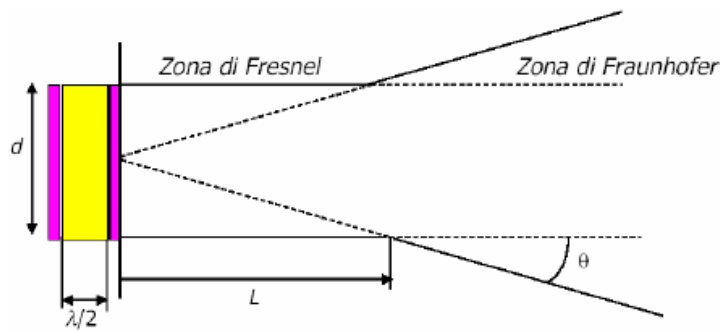
- **Risoluzione Assiale:** capacità di differenziare lungo l'asse di propagazione del fascio

$$R.A. = \frac{S_{pl}}{2}$$

Migliora con l'aumentare delle frequenza e quindi con il diminuire della lunghezza d'onda S_{pl}

- **Risoluzione Laterale:** capacità di discriminazione tra due oggetti vicini, posti l'uno di fianco all'altro alla stessa profondità

Dipende dalle dimensioni dei cristalli piezoelettrici



$$L = \frac{d^2}{4\lambda} = \frac{fd^2}{4c}$$

B Mode

L'ampiezza(intensità) dell'eco modula la luminosità del punto sullo schermo mentre il ritardo modula l'asse verticale

