



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PADOVA

UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI PADOVA

Dipartimento di Ingegneria Industriale DII

Corso di Laurea in Ingegneria Meccanica

Fattibilità della produzione diretta mediante
manifattura additiva di prototipi di arco aortico
umano per prove di emodinamica e per il training
di futuri chirurghi vascolari

Relatore

Prof. Paolo Francesco Bariani

Correlatore

Dott. Matteo Bellin

Laureando: Matteo Contin

Matricola: 1110906

Anno Accademico 2016/2017

Indice

Introduzione	7
Capitolo 1 Lo stato dell'arte del prototipo.....	9
1.1 La situazione attuale	9
1.2 Il materiale utilizzato: gomma siliconica per modellismo	11
1.3 Le problematiche del metodo attuale e del silicone	13
Capitolo 2 I fondamenti della manifattura additiva.....	15
2.1 La manifattura additiva	15
2.2 Una tecnologia simile alla Polyjet 3D Printing: La stereolitografia	18
2.3 I fotopolimeri e la fotopolimerizzazione	19
2.4 Polyjet 3D printing	21
2.5 Pro e contro della Polyjet 3D printing	25
Capitolo 3 Teoria della iperelasticità non lineare.....	29
3.1 Ipotesi di lavoro	29
3.2 Formulazione matematica.....	30
Capitolo 4 Trazione monoassiale	35
4.1 La normativa ISO	35
4.2 Procedura di prova.....	37
4.3 Risultati e loro analisi	40
4.4 Confronto con i dati dalla letteratura	42
4.5 Considerazioni sulle prove a trazione.....	45
4.6 Confronto tra i provini $xy - yx$	48
Capitolo 5 Prova equibiassiale.....	59

5.1 Set up sperimentale.....	59
5.2 Provini	61
5.3 Risultati e confronto con il silicone	63
5.4 Considerazioni sulle prove	66
Capitolo 6 Prova di compliance.....	69
6.1 Definizioni	69
6.2 La misurazione della compliance	70
6.3 Risultati e confronto tra i vari spessori	73
6.4 Confronto con il silicone	76
6.5 Estrapolazione dati equibiassiali	80
Capitolo 7 Prova a Creep	85
7.1 Definizione e normative.....	85
7.2 La realizzazione dei test.....	86
7.3 Risultati e considerazioni	89
Capitolo 8 Analisi della superficie interna	93
8.1 Il set up sperimentale.....	93
8.2 Procedura di analisi adottata.....	95
8.3 Risultati	97
8.4 Discussione dei risultati	100
Capitolo 9 Comportamento a fatica	103
9.1 Considerazioni preliminari.....	103
9.2 Il dispositivo per il test a fatica.....	105
9.3 Procedura utilizzata	108
9.4 Risultati delle prove	111
9.5 Problemi nell'esecuzione delle prove.....	113

Conclusioni e sviluppi futuri	115
Conclusioni e discussione dei risultati.....	115
Sviluppi futuri.....	119
Elenco delle figure	121
Bibliografia	125

Introduzione

Il presente lavoro di tesi si inserisce in un progetto più ampio attualmente in essere all'interno dell'Università di Padova nell'ambito della Fluidodinamica Cardiovascolare, sviluppato dal gruppo di ricerca "HER-Healing Research". Quest'ultimo, nato dalla collaborazione di chirurghi cardiovascolari da un lato e di ingegneri meccanici afferenti al laboratorio Te.Si. del Dipartimento di Ingegneria Industriale e ingegneri afferenti al Dipartimento di Ingegneria Civile Edile ed Ambientale dall'altro, ha come obiettivo principale lo studio, attraverso un approccio teorico e sperimentale, delle proprietà di dispositivi protesici cardiovascolari e degli effetti da questi prodotti nell'organismo.

Uno dei progetti del gruppo attualmente in corso è lo studio del flusso sanguigno all'interno di un pulse duplicator, un apparato che permette il test di dispositivi cardiovascolari attraverso una simulazione del sistema cardiocircolatorio. Assieme a questo apparato è stato sviluppato e realizzato un modello tridimensionale di arco aortico umano in silicone, successivamente messo alla prova.

Lo scopo di questa tesi è verificare la fattibilità della produzione del suddetto arco aortico mediante processo di manifattura additiva affinché sia montato all'interno del pulse duplicator, con l'obiettivo finale di poter realizzare un modello artificiale con sangue pulsante che possa diventare un banco di prova in cui gli allievi chirurgici

cardiovascolari possano esercitarsi nell'impianto di stent o in operazioni a cuore aperto.

La manifattura additiva, nello specifico la tecnologia del Polyjet printing, rappresenterebbe un enorme passo avanti verso questo traguardo per la relativa facilità di utilizzo, la velocità di produzione di pezzi con superfici complesse freeform e la semplicità delle operazioni di post processing.

La tesi si struttura in nove capitoli. Dopo un excursus nel primo e secondo capitolo sullo stato dell'arte di tecnologia e attuale metodo di fabbricazione, si passa alla descrizione delle basi matematiche che definiscono il modello iperelastico del materiale nel terzo capitolo. Dal capitolo quattro al capitolo nove si presentano le prove meccaniche eseguite per caratterizzare il materiale e i loro risultati. Seguono le conclusioni e i possibili sviluppi futuri.

Capitolo 1

Lo stato dell'arte del prototipo

1.1 La situazione attuale

La prima versione del modello dell'arco aortico costruita nel laboratorio Te.Si. di Rovigo era stata realizzata attraverso la tecnica di colata in stampo di ABS con anima interna in cera.

Lo stampo è stato costruito mediante manifattura additiva a partire da un modello digitale di aorta realizzato internamente al gruppo He.R.. Il modello è stato originato a partire da immagini da tomografo computerizzato fornite dall'Ospedale di Padova. Sono state utilizzate scansioni di pazienti con arteria aortica ritenute indicative per uno studio medio di popolazione.

Una volta acquisito il modello virtuale (visibile in figura 1), questo è stato convertito in formato STL e stampato in ABS attraverso la stampante Stratasys Dimension 1200es già presente in laboratorio.

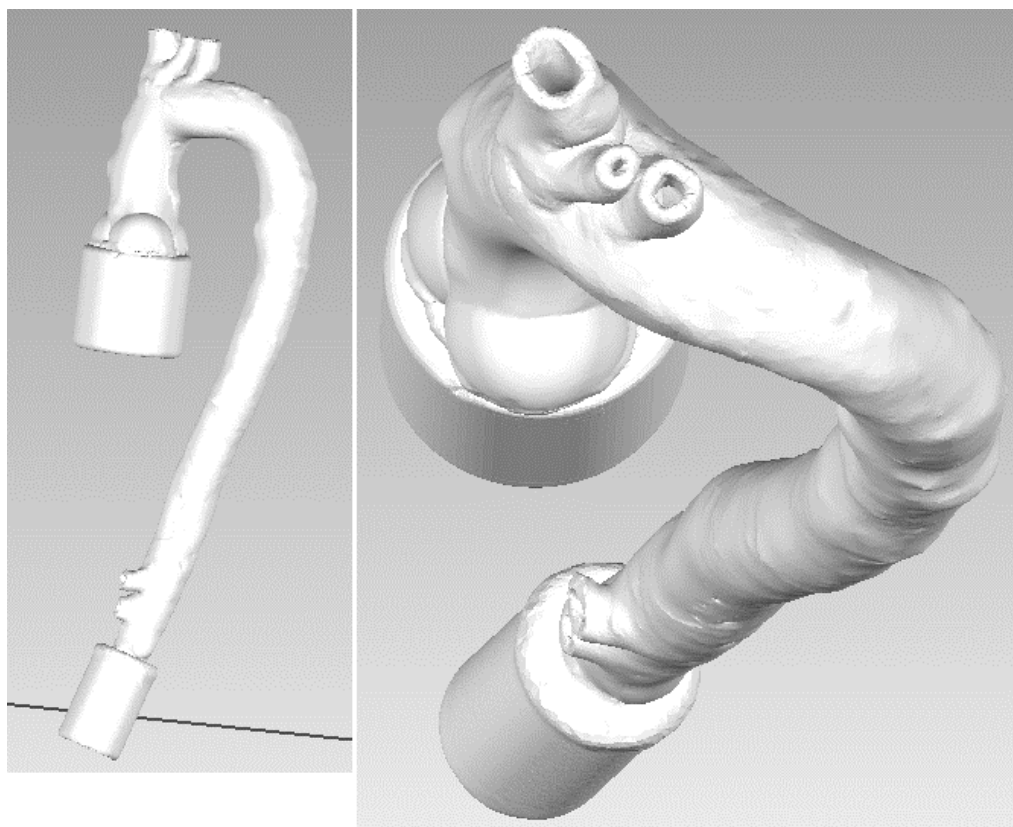


Figura 1 Modello digitale dell'arco aortico

Questa stampante funziona con la tecnologia FDM (fused deposition modeling), che utilizza un estrusore posizionato su una testa mobile nel piano x-y che, appena completato un layer, si alza nella direzione z finché non viene riprodotto interamente il pezzo strato dopo strato. Lo stampo in ABS è costituito da quattro facce separate e combacianti tra loro, per tenere in considerazione la complessità geometrica dell'arco aortico, che si sviluppa in due piani, rendendo impossibile l'uso di uno stampo tradizionale a due facce. Esso è dotato di supporti passanti posti in corrispondenza delle derivazioni fisiologiche, coronariche e succlavia e in altri punti per supportare l'anima durante la colata di silicone, che deve mantenere uno spessore circonferenziale costante di circa 2.5 mm. Per evitare l'intrappolamento di bolle d'aria lo stampo presenta opportune uscite per l'aria oltre che il canale di colata.

Per replicare la superficie interna dell'arco aortico in un primo momento veniva usata un'anima in cera che, una volta colato e fatto solidificare il silicone, veniva eliminata ponendo il modello in forno a circa 100°C, temperatura che permette la fusione della cera ma non il danneggiamento del silicone. Una volta eliminata l'anima il prototipo è pronto all'uso.

Nella seconda versione dello stampo è stato abbandonato l'uso dell'anima in cera poiché non era abbastanza resistente e il procedimento per realizzarla era dispendioso, sia in materiale che in tempo. Per questo motivo l'anima in cera è stata sostituita da un'anima in ABS stampata, come lo stampo, con la Dimension 1200es, in modo da garantire una buona resistenza ed eliminare le varie precauzioni che dovevano essere prese per non danneggiare il modello in cera. Una volta stampata e messa in posizione l'anima sui supporti dello stampo preesistenti, il silicone può essere colato come in precedenza. Una volta avvenuta la reazione di poliaddizione nel silicone lo stampo può essere aperto e si può procedere alla rimozione dell'anima attraverso lo scioglimento della stessa con acetone, un solvente dell'ABS. Questa procedura permette di risparmiare tempo e non apporta costi ulteriori.

1.2 Il materiale utilizzato: gomma siliconica per modellismo

Nella scelta del materiale una caratteristica importante è la durezza; in base alla letteratura è stato stimato che una durezza di 30 Shore A possa essere un valore simile a quello di un'aorta reale. Il materiale finora impiegato è un silicone utilizzato nel modellismo, il Cristal

Rubber della Prochima, di cui si riportano di seguito le specifiche (dati forniti dal produttore [1]):

- Durezza Shore A, 24 ore (DIN 53505): 30 punti (campione $h = 6 \text{ mm}$);
- resistenza a rottura (DIN 53504): $1,5 \text{ MPa}$ (film $h = 2 \text{ mm}$);
- allungamento a rottura (DIN 53504): 200% (film $h = 2 \text{ mm}$);
- resistenza a lacerazione (DIN 53515): 5 kN/m (film $h = 2 \text{ mm}$);
- ritiro lineare $< 0,1\%$ (7 gg dopo l'indurimento, 23°C);
- dilatazione termica $4 \cdot 10^{-4} \text{ cm/cm}^\circ\text{C}$;
- tenuta termica puntuale $> 160^\circ\text{C}$.

La Cristal Rubber è una gomma siliconica liquida per poliaddizione e vulcanizza a freddo con l'aggiunta del 10% di catalizzatore Pt-cure. Per poter utilizzare il materiale è necessario mescolare accuratamente e lentamente i due componenti per non inglobare eccessive bolle d'aria, con l'accortezza di raschiare le pareti e il fondo del recipiente, in modo da ottenere una miscela omogenea in tutta la massa.

La Cristal Rubber ha un tempo di indurimento abbastanza rapido rispetto alle gomme tradizionali, inoltre questo tempo si riduce con l'aumentare della temperatura ambiente. A 20°C la fase di indurimento inizia dopo 2 ore, e vulcanizza in 6 - 8 ore.

Le gomme per poliaddizione, contrariamente a quelle per condensazione, richiedono particolari attenzioni in quanto non tollerano alcune sostanze che ne inibiscono la catalisi. In primo luogo non si possono usare attrezzi, contenitori o spatole che sono state usati con le normali gomme per condensazione; i due tipi sono assolutamente incompatibili ed il minimo contatto può impedire la catalisi.

Bisogna inoltre fare attenzione al materiale dei pezzi che si utilizzano come modello; questi non deve contenere, anche in minima traccia le

seguenti sostanze: gomme e catalizzatori del tipo per condensazione; plastilina e stucco da vetro (escluse le plastiline a base di cera); PVC; stagno; ammine; colle poli-neopreniche; resine in poliestere e stucchi a base poliestere; gomme naturali e sintetiche; prodotti che contengono anche minime tracce di zolfo e derivati.

1.3 Le problematiche del metodo attuale e del silicone

La tecnica della colata in stampo non è semplice, vi sono infatti molti fattori da tenere in considerazione che vanno dall'uso di distaccanti appropriati, al versare il silicone in maniera adeguata per evitare gli intrappolamenti d'aria, alla cautela nella fase di estrazione per evitare rotture e tagli sul modello.

Il materiale utilizzato è un silicone per poliaddizione che, come precedentemente illustrato, è incompatibile con molte sostanze. Il contatto con esse blocca la polimerizzazione lasciando parte del materiale in stato liquido, rendendo inutilizzabile il prototipo.

I tempi per una completa polimerizzazione sono lunghi, circa due giorni se condotta a temperatura ambiente e circa due-tre ore in forno a 60°C, a cui va aggiunto il tempo necessario all'estrazione dallo stampo e allo scioglimento dell'anima in ABS.

La preparazione del silicone è complessa, poiché il materiale è formato da due componenti, la gomma base e un catalizzatore, che deve essere dosato in maniera ottimale con una bilancia di precisione. Anche la fase di miscelazione non è priva di problemi dato che bisogna incorporare al meglio il catalizzatore facendo però attenzione a non creare bolle d'aria che poi verrebbero colate nello stampo portando a dei difetti nel modello. A questo proposito anche la viscosità risulta

essere un parametro importante e non deve essere elevata essendo causa di bolle non eliminabili una volta solidificato. Il problema in taluni casi può essere limitato effettuando la procedura di colatura sottovuoto, ma oltre una certa soglia di valori di viscosità anche questo espediente porta a risultati non soddisfacenti.

Alla luce di questi problemi insiti nel processo di produzione, si sta volgendo lo sguardo alla tecnologia di manifattura additiva, che permetterebbe di ovviare alle carenze della colata in stampo oltre che velocizzare la produzione dei modelli ad un costo moderato.

La tecnologia di manifattura additiva permetterebbe di realizzare un prototipo direttamente dalle immagini del tomografo computerizzato, una volta elaborate con gli opportuni software, riducendo di molto i tempi di lavoro e abbattendo i costi di manodopera e di materiale.

Un ulteriore vantaggio della tecnica di costruzione attraverso manifattura additiva è la riduzione drastica del lavoro manuale necessario, infatti l'operatore deve solo caricare il materiale nella stampante, inserire il modello nel programma e aspettare che si concluda l'operazione di stampaggio. L'unica operazione di post-processing necessaria a questo punto è la solubilizzazione del materiale di supporto in acqua e soda, che non richiede l'intervento diretto dell'operatore, il quale inserisce semplicemente la parte prodotta in una apposita vasca con una pompa di ricircolo per aumentare il contatto tra la superficie del pezzo e il liquido solvente.

Capitolo 2

I fondamenti della manifattura additiva

2.1 La manifattura additiva

Indipendentemente dalle diverse tecniche utilizzate nei sistemi di manifattura additiva sviluppati, si usa generalmente lo stesso approccio di base, descritto di seguito:

1. Un componente è modellato attraverso un sistema CAD. Il modello che descrive la parte fisica da costruire deve essere rappresentato da una superficie chiusa che definisca univocamente un volume chiuso. Questo significa che i dati devono specificare la superficie interna, quella esterna e la linea di confine. Nel momento in cui si usa una tecnica basata sulla modellazione solida, questo requisito diventa ridondante poiché un modello solido valido ha per definizione un volume chiuso. Ciò consente che tutte le sezioni orizzontali che sono fondamentali per creare un oggetto solido da manifattura additiva siano delle curve chiuse.
2. Il solido o il modello di superficie che deve essere costruito è successivamente convertito nel formato file detto STL (Stereolithography). Questo formato approssima le superfici

del modello usando il poligono più semplice, il triangolo. Superfici con curvature complesse devono utilizzare molti triangoli e questo comporta dimensioni molto grandi per il file STL.

3. Un programma analizza il file STL che definisce il modello da costruire e lo suddivide in sezioni trasversali. Queste sezioni trasversali sono ricreate sistematicamente attraverso la solidificazione o di liquidi o di polveri e poi combinati per formare il modello tridimensionale.
4. Un'altra possibilità è che le sezioni trasversali siano laminazioni sottili di materiale già solido e siano incollate tra di loro con degli adesivi specifici in modo da costruire il modello.

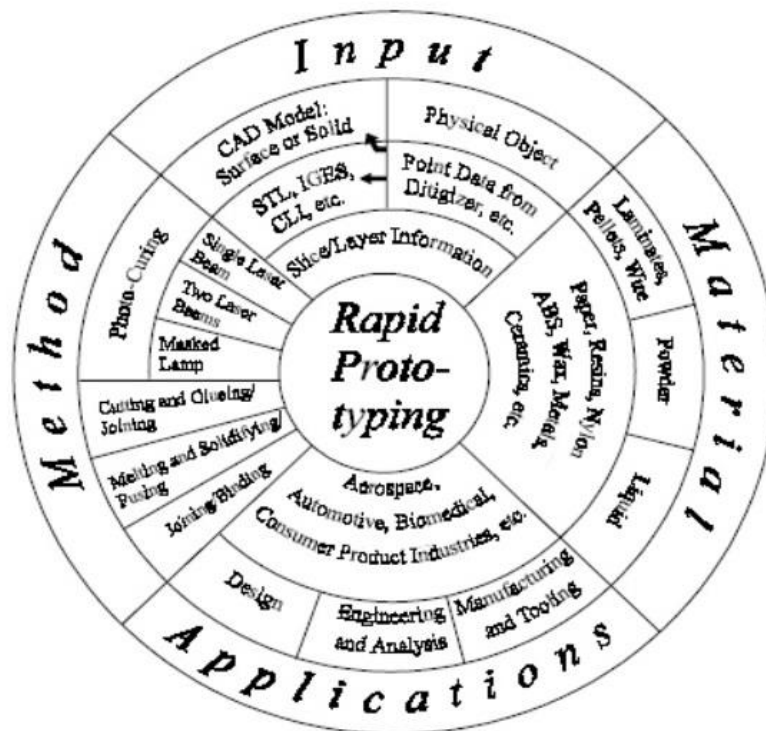


Figura 2 Ruota della manifattura additiva

Con riferimento alla figura 2 si possono elencare quattro aspetti fondamentali della manifattura additiva:

- Input
- Metodo
- Materiale
- Applicazioni

Di seguito si analizzano questi quattro aspetti.

Input

Si riferisce alle informazioni elettroniche richieste per descrivere l'oggetto in tre dimensioni. Gli approcci possibili sono due: un modello computerizzato o un modello fisico.

Il modello computerizzato, come già detto, può essere un modello di superficie oppure di solido. Il modello fisico invece richiede l'acquisizione di dati con un metodo di reverse engineering, ad esempio utilizzando una macchina di misura a coordinate o un tomografo computerizzato. In questo modo vari punti vengono catturati e con essi si va successivamente a ricostruire un modello CAD.

Metodo

Le principali categorie sono: fotopolimerizzazione; taglio e giunzione; fusione e solidificazione; giunzione e unione.

La fotopolimerizzazione può essere ulteriormente suddivisa nelle categorie di fascio laser singolo, doppio fascio laser e lampada mascherata.

Materiale

Lo stato iniziale del materiale può rientrare in una delle seguenti forme: solido, liquido o polvere.

I materiali solidi possono essere in pellet, filo o laminato. Tra i vari materiali ci sono carta, polimeri, cere, resine, metalli e ceramiche.

Applicazioni

Queste possono essere raggruppate in:

- Design
- Analisi ingegneristica e pianificazione
- Produzione

Tra le varie tipologie di industrie che possono trarre beneficio dall'uso della manifattura additiva ci sono la aerospaziale, l'automobilistica, la biomedica, l'elettrica e elettronica.

2.2 Una tecnologia simile alla Polyjet 3D Printing: La stereolitografia

Questo processo crea oggetti tridimensionali in materiale plastico direttamente da file CAD. Il processo inizia con il riempimento della vasca con resina fotosensibile e il posizionamento della piattaforma mobile appena al di sotto della superficie del liquido.

Un file CAD viene convertito in formato STL in modo che il programma della macchina riesca a processare i dati riguardanti il modello. In questa fase vengono aggiunti al modello dei supporti, che vengono sezionati così come il modello stesso.

A questo punto un sistema a scansione ottica computerizzato dirige e focalizza un fascio laser lungo il percorso stabilito nel passaggio precedente in modo da solidificare una sezione bidimensionale del modello, dello spessore di un layer. Successivamente la piattaforma mobile scende di una quantità sufficiente a coprire il layer appena stampato. Una spazzola livellante o una lama con sottovuoto si muovono lungo la superficie per garantire una copertura omogenea del componente così da permettere al laser di solidificare il layer successivo.

2.3 I fotopolimeri e la fotopolimerizzazione

Esistono molti tipi di fotopolimeri che possono essere solidificati grazie all'esposizione a radiazioni elettromagnetiche, comprendenti le lunghezze d'onda nei raggi gamma, raggi X, UV e visibile, oppure grazie all'esposizione a fasci di elettroni.

La maggior parte dei fotopolimeri utilizzati commercialmente solidificano grazie all'azione di raggi UV. Questo tipo di fotopolimeri è costituito da fotoiniziatori e monomeri liquidi reattivi.

La fotopolimerizzazione è una tipologia di polimerizzazione iniziata da un processo fotochimico il cui punto d'inizio è la somministrazione di energia da una fonte di radiazioni.

Solitamente la polimerizzazione di fotopolimeri è una reazione esotermica o energeticamente favorevole, tuttavia nella maggior parte dei casi la formulazione viene studiata in modo da essere non reattiva a temperatura ambiente.

Affinché la reazione avvenga ad una velocità accettabile e ragionevole è richiesto un catalizzatore, solitamente un radicale libero che può

essere generato termicamente o fotochimicamente da un fotoiniziatore che reagisce con un fotone attinico.

Il processo di fotopolimerizzazione [2], illustrato in figura 3, si svolge secondo i seguenti passaggi:

1. Le molecole di fotoiniziatore P_i , mescolate ai monomeri M , sono esposte ad una fonte UV di fotoni attinici di energia $h\nu$ (con h costante di Plank e ν frequenza della radiazione)
2. I fotoiniziatori assorbono parte dei fotoni e passano ad uno stato eccitato. Dopo varie trasformazioni chimiche alcuni di essi sono convertiti in molecole iniziatrici della reazione $P^\bullet$.
3. Queste molecole reagiscono quindi con i monomeri creando una molecola iniziatrice di polimerizzazione $PM^\bullet$.
4. Si ha così l'inizio della reazione a catena, che continua ad aggiungere monomeri alla molecola in formazione fintanto che non intervenga un processo di inibizione della reazione. Tanto più a lungo continua la reazione, tanto maggiore sarà il peso molecolare del polimero.

Se i monomeri di partenza hanno tre o più gruppi chimici reattivi, il polimero risultante avrà catene interconnesse tra loro.

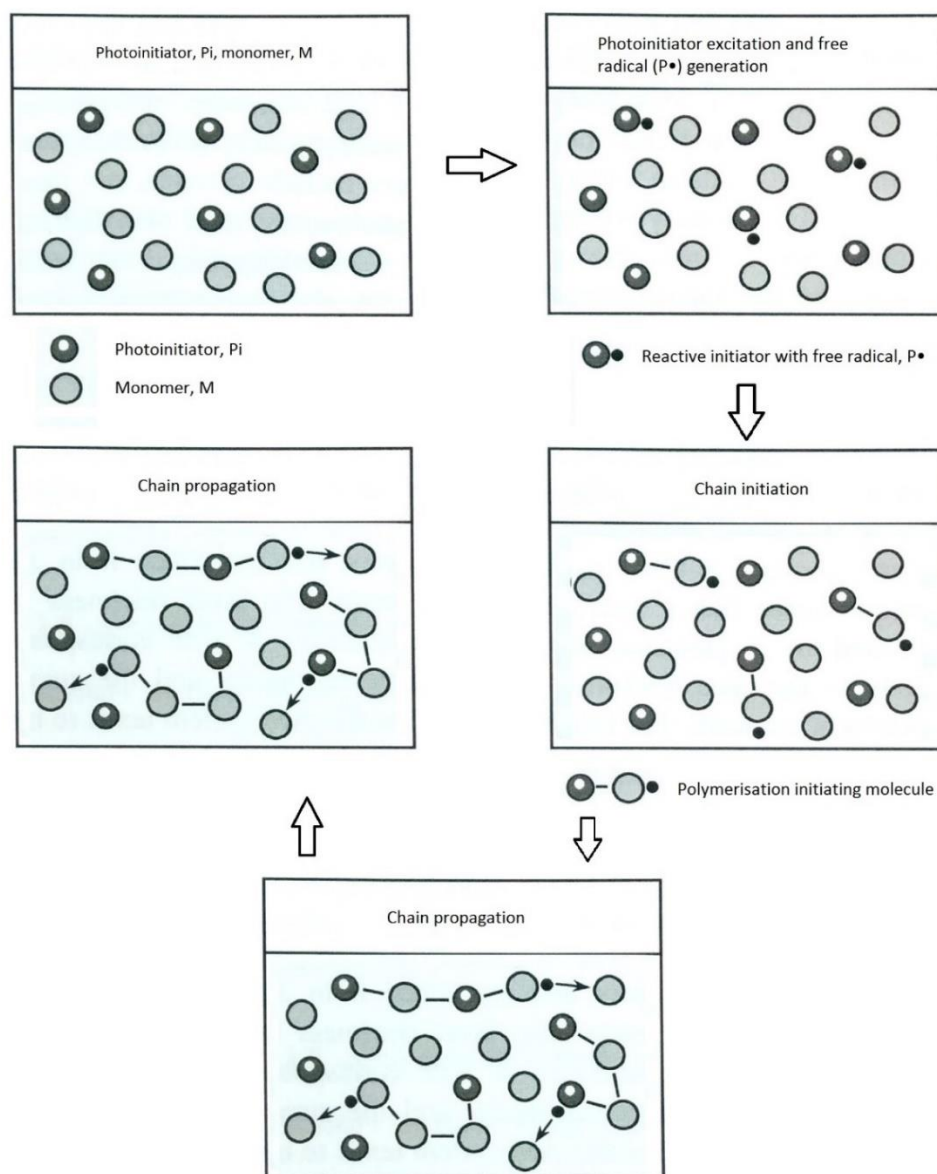


Figura 3 Processo di fotopolimerizzazione

2.4 Polyjet 3D printing

Come anche per altre tecnologie di manifattura additiva, la Polyjet direct 3D printing necessita di un modello del componente progettato attraverso un software CAD e successivamente esportato come un file STL (STereo Lithography interface format). Questo passaggio

trasforma il modello CAD da un insieme di superfici in un insieme di triangoli interconnessi che permettono di discretizzarlo. Ad ogni triangolo sono associate le coordinate dei vertici in X, Y e Z e un vettore per descrivere l'orientazione della normale alla superficie.

A questo punto il file viene elaborato ulteriormente attraverso il software Objet (sviluppato dall'azienda Stratasys) che divide il modello in layer individuali di una determinata altezza e converte queste informazioni in G-Code, una lista di movimenti che la macchina deve compiere per poter completare la stampa.

Il principio su cui si basa il processo Polyjet è il seguente:

1. Le testine di stampa spruzzano il quantitativo richiesto di materiale con lo stesso procedimento utilizzato dalle stampanti a getto di inchiostro. Appena dopo essere stato spruzzato, il materiale viene solidificato attraverso luce UV somministrata da una lampada integrata nella testa di stampa. I componenti sono costruiti a strati a partire da un fotopolimero, con un processo di fotopolimerizzazione simile a quello precedentemente descritto per la stereolitografia.
2. Le testine sono mosse solamente lungo gli assi X-Y e ciascuna passata (layer) del processo produttivo è una sezione del componente precedentemente elaborata dal software.
3. Al completamento di una sezione trasversale, il piano di costruzione mobile viene abbassato per permettere al layer successivo di essere stampato. La posizione in Z del piano è calcolata accuratamente e il piano è livellato in modo da garantire l'uniformità del layer.
4. Sia il materiale costituente il componente, sia il materiale di supporto sono solidificati appena esposti alla luce UV della lampada integrata. Una volta completata la produzione del

pezzo il materiale di supporto è facilmente rimuovibile attraverso un getto d'acqua.

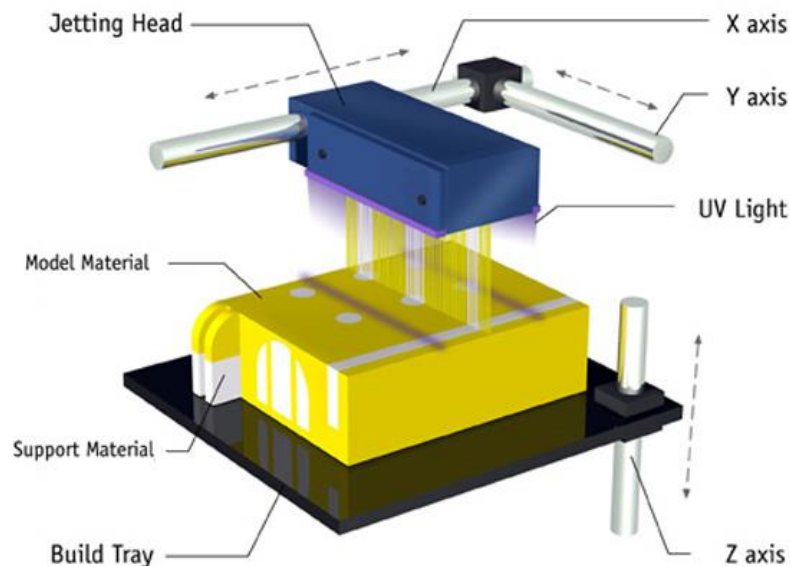


Figura 4 Vista d'assieme del processo Polyjet 3D Printing

Il processo offre una risoluzione relativamente alta nel piano di costruzione X-Y (risoluzione di 600 dpi) con layer di spessore 32 μm (in impostazione “High Speed”) o 16 μm (in impostazione “High Quality”).

Per fornire un'impalcatura e dare stabilità alle gocce di polimero spruzzato, le componenti stampate sono rivestite completamente da materiale di supporto. Le superfici superiori possono essere rivestite per fornire una finitura superficiale uniforme indicata come “matte” cioè opaca. È possibile però, a discrezione dell'operatore, lasciare la superficie superiore non rivestita, in modo da ottenere una finitura superficiale detta “glossy”, cioè lucida. Questo tipo di finitura è ottimale per prodotti in cui la componente estetica è importante.

La stampante utilizzata in questo lavoro è una Objet 350 Connex 3. Essa ha otto testine di stampa con altrettanti ugelli che possono stampare simultaneamente tre materiali differenti oltre al materiale di supporto.

Durante la stampa il gruppo testine si muove lungo l'asse X e depositano materiale in due traslazioni avanti-indietro che costituiscono una passata. La deposizione avviene solamente nella prima traslazione in andata, mentre le altre sono necessarie per completare la solidificazione. Nel momento in cui viene completata una passata, il gruppo testine si sposta lungo l'asse Y del piano per eseguire la passata successiva. La larghezza di questa è definita dal numero di testine al momento attive per quel determinato materiale nella macchina, variabile che dipende dal numero di materiali caricati.

Tra un layer ed il successivo il gruppo testine di stampa si sposta leggermente per compensare la presenza di eventuali vuoti nella stampa dovuti a ugelli di stampa otturati.

Una caratteristica fondamentale della tecnologia Polyjet è la possibilità di combinare diversi materiali di stampa all'interno dello stesso modello 3D durante la medesima stampa. In questo modo si possono ottenere materiali con proprietà meccaniche intermedie rispetto a quelli di partenza e una vasta gamma di colori.

Nella figura 5 è possibile apprezzare la gamma di materiali compatibili con la tecnologia Polyjet.



Figura 5 Tipologie di materiali stampabili attraverso la Polyjet 3D Printing

2.5 Pro e contro della Polyjet 3D printing

La tecnologia ha i seguenti vantaggi:

- Alta qualità. I layer possono essere sottili fino a 16 μm .
- Alta accuratezza. È possibile costruire pareti sottili e dettagli particolareggiati fino a 600 μm a seconda delle proprietà del materiale stampato.
- Alta velocità di lavorazione.
- Vasta gamma di materiali tra cui scegliere, da simil-polipropilene al simil-ABS fino alla simil-gomma.
- Facile manutenibilità della testa stampante, in cui si può sostituire anche una sola testina alla volta senza dover per questo cambiare l'intera testa. Il che si traduce in risparmio economico e in risparmio di tempo.
- Processo sicuro e pulito. L'utente non è esposto al contatto diretto con le resine liquide durante la costruzione del modello e il materiale di supporto è non tossico.

- Combinazione di materiali e colori differenti all'interno dello stesso pezzo.

Esistono però i seguenti svantaggi:

- Per la rimozione del materiale di supporto è necessario un getto d'acqua in pressione. Questo può danneggiare parti piccole, sottili o delicate dunque è necessario prestare particolare attenzione durante la fase di pulitura del pezzo.
- Il materiale di supporto che viene lavato via non può essere riutilizzato costituendo così un costo ulteriore.

Nella tabella sottostante sono riportati i criteri consigliati dal costruttore per una stampa ottimale.

Regole di costruzione per la Objet	Descrizione	Effetto	Motivazione
Regola X-Y-Z	Posizionare la dimensione maggiore lungo l'asse X	Tempo di costruzione totale ridotto	Riduce il numero di passate di stampa
	Posizionare la dimensione intermedia lungo l'asse Y		Riduce il numero totale di layer
	Posizionare la dimensione minore lungo l'asse Z		

Alto a sinistra	Posizionare la parte più alta sulla sinistra del piano di stampa	Tempo di costruzione totale ridotto	Riduce gli spostamenti necessari alla testa di stampa per creare la parte
Rientri in alto	Orienta verso l'alto superfici con rientranze	Costo totale della parte ridotto	Riduce il consumo di materiale di supporto
Finitura superficiale	Orienta caratteristiche finemente dettagliate verso l'alto	Miglior finitura superficiale e costo ridotto	Miglior risoluzione lungo l'asse Z Riduce il consumo di materiale di supporto

Tabella 1 Linee guida per una stampa ottimale [3]

Capitolo 3

Teoria della iperelasticità non lineare

3.1 Ipotesi di lavoro

Il materiale selezionato per questo studio è il Tango Plus. Esso è un fotopolimero definito simil-gomma in quanto è flessibile ed è considerabile come incomprimibile.

Ad un livello macroscopico si può osservare che:

- Il fotopolimero può essere sottoposto ad una grande deformazione e la recupera totalmente
- A bassa velocità di deformazione gli effetti della viscosità e dell'isteresi possono essere trascurati
- Il volume del pezzo non cambia con carichi arbitrariamente alti
- Esiste una direzione preferenziale di danneggiamento poiché il processo produttivo del prodotto finale è basato sulla deposizione di strati sottili di materiale (16 μm)

È perciò ragionevole considerare un modello di comportamento di iperelasticità e incomprimibilità in condizioni quasi-statiche. A seconda della qualità del processo di produzione, dalla direzione dei layer e i carichi applicati, il materiale può essere considerato ortotropo o isotropo.

Adottando una semplificazione in questo lavoro si considera il materiale come isotropo. Questa è un'assunzione forte, ma permette di applicare la teoria dell'iperelasticità non lineare.

3.2 Formulazione matematica

Questa teoria è stata sviluppata inizialmente da R.W. Ogden nel 1972 [4] che da allora ne ha portato avanti lo studio e ha pubblicato vari articoli a riguardo [5], [6], [7].

Si considerino deformazioni classificate come deformazioni pure omogenee nella forma

$$x_1 = \lambda_1 X_1, \quad x_2 = \lambda_2 X_2, \quad x_3 = \lambda_3 X_3,$$

dove (X_1, X_2, X_3) sono coordinate rettangolari cartesiane che identificano le particelle di materiale in condizioni di assenza di carico, (x_1, x_2, x_3) sono le corrispondenti coordinate deformate rispetto agli stessi assi, e i coefficienti $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ sono costanti positive definite allungamenti principali della deformazione.

Gli assi principali di deformazione coincidono con le direzioni delle coordinate cartesiane e sono fissi al variare del valore degli allungamenti.

Nella teoria dell'iperelasticità esiste una funzione W dell'energia di deformazione (detta anche funzione dell'energia immagazzinata) definita per unità di volume. Essa dipende simmetricamente da $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$, cioè

$$W(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) = W(\lambda_1, \lambda_3, \lambda_2) = W(\lambda_2, \lambda_1, \lambda_3)$$

Per un materiale incomprimibile vale la relazione

$$\lambda_1 \lambda_2 \lambda_3 = 1$$

Le tensioni principali di Cauchy σ_i , $i \in \{1,2,3\}$ sono in relazione con le deformazioni attraverso la funzione W secondo le equazioni

$$\sigma_i = \lambda_i \frac{\partial W}{\partial \lambda_i} - p,$$

dove p è il moltiplicatore Lagrangiano associato alla condizione di incomprimibilità ($\lambda_1 \lambda_2 \lambda_3 = 1$).

Le tensioni nominali t_i sono date da

$$t_i = \frac{\partial W}{\partial \lambda_i} - p \lambda_i^{-1} = \sigma_i \lambda_i^{-1}$$

Dato che il materiale è considerato incomprimibile, solo due deformazioni possono essere variate indipendentemente e dunque dei test biassiali sono sufficienti a determinare la forma di W . Ciò permette di esprimere W in funzione dei soli λ_1 e λ_2 in questo modo $\widehat{W}(\lambda_1, \lambda_2) = W(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_1^{-1} \lambda_2^{-1})$.

Ciò permette di eliminare p dall'espressione delle tensioni principali ed esprimere

$$\sigma_1 - \sigma_3 = \lambda_1 \frac{\partial \widehat{W}}{\partial \lambda_1}, \quad \sigma_2 - \sigma_3 = \lambda_2 \frac{\partial \widehat{W}}{\partial \lambda_2}$$

Nel caso di stress piano si ha la condizione $\sigma_3 = 0$ di tensione normale al piano nulla. In termini di tensioni nominali si ha semplicemente

$$t_1 = \frac{\partial \hat{W}}{\partial \lambda_1} , \quad t_2 = \frac{\partial \hat{W}}{\partial \lambda_2} ,$$

che fornisce due relazioni tra λ_1 , λ_2 e t_1 , t_2 .

Il modello proposto da Ogden nel 1972 per la funzione $\hat{W}$ è il seguente

$$\hat{W}(\lambda_1, \lambda_2) = \sum_{p=1}^N \frac{\mu_p}{\alpha_p} (\lambda_1^{\alpha_p} + \lambda_2^{\alpha_p} + \lambda_3^{\alpha_p} - 3)$$

dove μ_i e α_i sono costanti del materiale, l'ultima non necessariamente intera e N l'ordine del modello.

Le costanti devono soddisfare la seguente condizione

$$\sum_{p=1}^N \mu_p \alpha_p = 2\mu$$

dove μ è il modulo di taglio (elasticità tangenziale).

Tensione monoassiale

Per la tensione semplice si pone $t_2 = 0$ e $t_1 = t$. Per simmetria dunque, il vincolo di incomprimibilità diventa $\lambda_2 = \lambda_3 = \lambda_1^{-\frac{1}{2}}$ e $\lambda_1 = \lambda$. Essendo le tensioni σ_2 e σ_3 nulle si ottiene:

$$\sigma_1 = \sum_{p=1}^N \mu_p (\lambda^{\alpha_p} - \lambda^{-\frac{\alpha_p}{2}})$$

Tensione equibiassiale

Nel caso di tensione equibiassiale due tensioni principali sono uguali tra loro. Ponendo ad esempio $\sigma_2 = \sigma_3 = \sigma_E$ e di conseguenza $\sigma_1 = 0$ si ottiene la seguente formulazione:

$$\sigma_E = \sum_{p=1}^N \mu_p (\lambda^{\alpha_p} - \lambda^{-2\alpha_p})$$

Prove sperimentali

Analizzando la letteratura in materia di materiali plastici utilizzati per la prototipazione rapida si nota una grande carenza di studi a riguardo della tecnologia Polyjet rispetto ad altre tipologie più consolidate come la stereolitografia o la FDM (fused deposition modeling). Gli articoli scientifici che trattano la stampa via Polyjet poi, si concentrano principalmente sulla gamma di materiali rigidi come i simil-ABS, simil-polipropilene [8], o Fullcure 720 [9], [10] e in maniera marginale sulla gamma dei simil-gomma in cui rientra il Tango Plus.

I dati forniti dalla casa produttrice [11] sono limitati a proprietà base come la tensione a rottura, l'elongazione a rottura, la temperatura di transizione vetrosa e la durezza.

Per questo motivo si è deciso di studiare in maniera più approfondita il materiale eseguendo le seguenti caratterizzazioni:

- Trazione monoassiale
- Trazione equibiassiale
- Test di compliance
- Test a creep a temperatura ambiente e a 37°C

- Analisi della superficie interna attraverso il profilometro
- Test a fatica

Capitolo 4

Trazione monoassiale

4.1 La normativa ISO

I test sono stati svolti in ottemperanza alla normativa ISO 37:2005, per quanto riguarda sia le dimensioni del provino, sia la procedura sperimentale. Questa normativa descrive un metodo per la determinazione delle proprietà tensili di gomme vulcanizzate e termoplastiche.

Le proprietà che possono essere determinate sono la resistenza a trazione, l'allungamento a rottura, la tensione ad una data deformazione, la deformazione ad una data tensione e tensione e deformazione a snervamento (se presente). Le misure di tensione e deformazione a snervamento infatti si manifestano solo in alcuni elastomeri termoplastici e alcuni altri composti.

Sono stati utilizzati provini cosiddetti ad osso di cane (“tipo 2”) mostrati in figura 6 e con le dimensioni presenti in tabella 2:

A	Lunghezza totale (mm)	75
B	Larghezza degli estremi (mm)	12.5±1
C	Lunghezza della porzione stretta (mm)	25±1

D	Larghezza della porzione stretta (mm)	4±1
E	Raggio di transizione esterno (mm)	8±0.5
F	Raggio di transizione interno (mm)	12.5±1
	Spessore (mm)	2.0±0.2

Tabella 2 Specifiche dei provini ad osso di cane di tipo 2

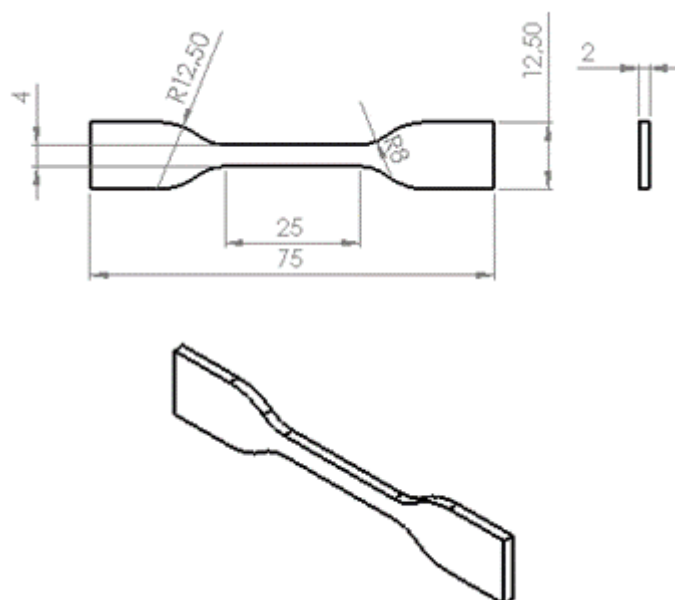


Figura 6 Misure dei provini ad osso di cane utilizzati.

La norma ISO 37:2005 fa riferimento a gomma vulcanizzata o termoplastica quindi è stata presa come linea guida poiché alcune parti di essa non possono essere applicate come ad esempio le tempistiche di vulcanizzazione, assenti nel materiale testato in questo lavoro.

4.2 Procedura di prova

Durante le prove statiche di trazione si è voluto analizzare l'influenza dell'orientazione dei provini all'interno del piano di stampa (un esempio è riportato in figura 7). Sono dunque stati stampati dieci provini con lato lunghezza principale orientata lungo l'asse x del piano di stampa (denominati d'ora innanzi xy) e altri dieci provini orientati perpendicolarmente ai precedenti (chiamati yx), cioè con lunghezza principale lungo l'asse y .

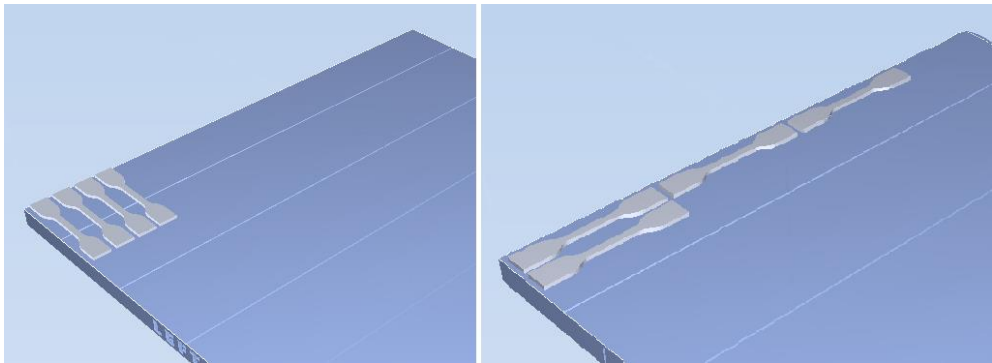


Figura 7 Le due diverse orientazioni dei provini sul piano di stampa.

Tutti i campioni sono stati stampati in impostazione “digital material” (quindi attraverso un processo più lento ma più accurato) e con finitura superficiale “matte” (opaca), ottenuta rivestendo completamente il campione con materiale di supporto, in modo da garantire maggiore uniformità alle superfici.

Per evitare effetti indesiderati dovuti ad un eventuale comportamento viscoelastico del materiale la prova è stata effettuata in condizioni quasi-statiche, imponendo una deformazione di 60 mm/min (1 mm/s) e frequenza di campionamento di 100 Hz. Questa scelta è stata fatta osservando il comportamento studiato da C. M. Roland nel suo studio

sulle proprietà meccaniche della gomma ad elevate deformazioni. [12].

La macchina di prova utilizzata è una MTS modello 322 presente nel laboratorio di ingegneria industriale di Padova con caratteristiche in tabella 3 e mostrata in figura 8.

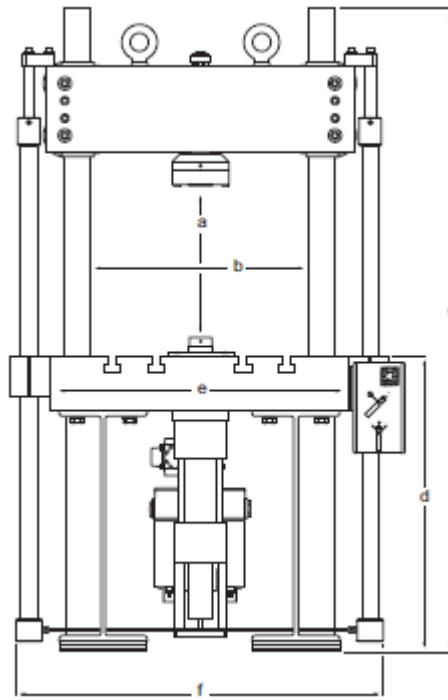


Figura 8 Vista d'insieme della MTS 322

Forza nominale	± 50 kN
Corsa del pistone	0-150 mm
Velocità del pistone	0.01-150 mm/s
Temperatura di misura	-129°C – +950°C
Frequenza di acquisizione	6000 Hz

Tabella 3 Specifiche tecniche MTS 322

Al fine di evitare il danneggiamento della porzione a contatto con le pinze si è proceduto all'utilizzo di spessori in cartone ondulato per fare da cuscinetto e distribuire più uniformemente la pressione di afferraggio sul provino.

Una volta posizionato il provino, sistemato i serraggi idraulici e azzerati i valori dei sensori di forza e spostamento, sono state condotte le prove.

I valori registrati dalla macchina presentavano un signal-to-noise ratio basso, si è dovuto perciò procedere al post-processing dei dati con un filtraggio. Per fare ciò è stato usato il programma MATLAB ed un filtro passabasso FIR.

Per studiare il comportamento del materiale si sono utilizzate la tensione e la deformazione ingegneristiche,

$$\sigma = \frac{F}{A_0}$$

dove F è la forza misurata dalla cella di carico della macchina e A_0 è la sezione indeformata del provino

$$\varepsilon = \frac{L - L_0}{L_0}$$

dove L è la lunghezza effettiva del provino ed L_0 è la lunghezza indeformata dello stesso.

Dopo aver filtrato i dati sperimentali si è proceduto a cercare un fit dei punti attraverso l'applicazione Curve fitting presente nel software Matlab, utilizzando la funzione Non Linear Least Square, cioè il metodo non lineare dei minimi quadrati. Questa è una tecnica di regressione che permette di trovare una funzione, rappresentata da una curva ottima, che si avvicini il più possibile ad un insieme di dati.

la funzione trovata deve essere quella che minimizza la somma dei quadrati delle distanze tra i dati osservati e quelli della curva che rappresenta la funzione stessa. La logica alla base del metodo è quella di approssimare il modello con una funzione lineare e poi raffinare i parametri attraverso iterazioni successive [13].

4.3 Risultati e loro analisi

Dal grafico sottostante si può notare come l'andamento della curva tensione-deformazione segua un andamento non lineare.

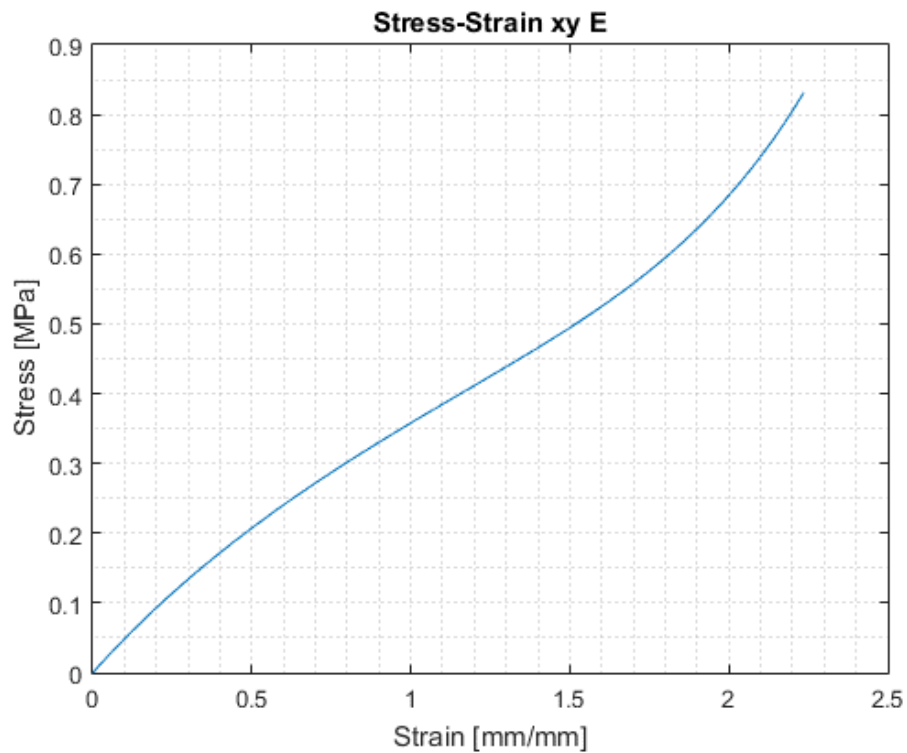


Figura 9 Curva tensione- deformazione per il provino xy_E

L'andamento della curva tensione-deformazione del provino E mostrata in figura 9, è ritenuta esemplificativa del comportamento del materiale

Le tensioni a rottura dei provini orientati secondo xy sono tutte nel range 0.65 – 0.85 MPa, di poco al di sotto delle caratteristiche meccaniche indicate dal costruttore per il materiale. Mentre, in linea di massima, il materiale ha un’elongazione a rottura che varia nel range 220-270%.

Per quanto riguarda invece i provini perpendicolari ai precedenti, cioè quelli con orientamento yx, le tensioni si attestano circa nel range 0.6 – 0.7 MPa, mentre l’elongazione percentuale è stata nel range 185-205%.

Nella tabella sottostante vengono riportati i valori di tensione e deformazione a rottura per ogni provino, suddivisi a seconda dell’orientamento rispetto al piano di stampa.

Provino	Orientamento	Tensione a rottura [MPa]	Deformazione a rottura [mm/mm]
A	xy	0.82	2.74
B_1	xy	0.69	2.22
B_2	xy	0.39	1.43
C	xy	0.79	2.34
D	xy	0.64	2.14
E	xy	0.81	2.23
F	xy	0.83	2.43
G	xy	0.77	2.24
H	xy	0.46	1.77
I	xy	0.86	2.56
L	xy	0.66	2.26
A	yx	0.69	1.98
B	yx	0.61	2.03
C	yx	0.66	1.9
D	yx	0.70	2.05

E	yx	0.68	2.01
F	yx	0.61	1.83
G	yx	0.63	1.89
H	yx	0.63	1.85
I	yx	0.65	2.06
L	yx	0.66	2.04

Tabella 4 Risultati delle prove di trazione monoassiale

I dati raccolti per il Tango Plus evidenziano delle differenze sostanziali rispetto al comportamento del silicone. Mentre quest'ultimo ha tensione a rottura di 1.5 MPa, il Tango Plus arriva solamente ad un massimo di 0.8 MPa. D'altro canto la deformazione a rottura è maggiore minore nel silicone, che con il 200% non raggiunge quella del Tango Plus che arriva fino a circa il 250%.

4.4 Confronto con i dati dalla letteratura

Per avere un riscontro sulla bontà dei dati raccolti si sono cercati in letteratura degli studi che avessero analizzato le proprietà meccaniche del Tango Plus così come è stato fatto in questo progetto di tesi.

In un loro studio del 2011 Berselli, Vassura, Pellicciari e Vertechy [14] hanno studiato il comportamento del Tango Plus per arrivare a definire, a partire dalla teoria di Ogden dell'iperelasticità non lineare, una funzione che, dato un indice di elongazione restituisse, con buona approssimazione, la tensione corrispondente.

I parametri della funzione di Ogden del quarto ordine da loro ottenuti sono presentati in tabella 5.

$\mu_1 = 6.8989 \times 10^{-5} \text{ Pa}$	$\alpha_1 = 0.0235$
$\mu_2 = 2.2271 \times 10^{-4} \text{ Pa}$	$\alpha_2 = 2.93$
$\mu_3 = -7.3759 \times 10^{-4} \text{ Pa}$	$\alpha_3 = -2.7366$
$\mu_4 = 1.0673 \times 10^{-3} \text{ Pa}$	$\alpha_4 = 5.5084$

Tabella 5 Parametri equazione di Ogden

Qui di seguito si è costruito un grafico di confronto tra la curva trovata in letteratura e quella ottenuta dal fit dei dati monoassiali di questo studio.

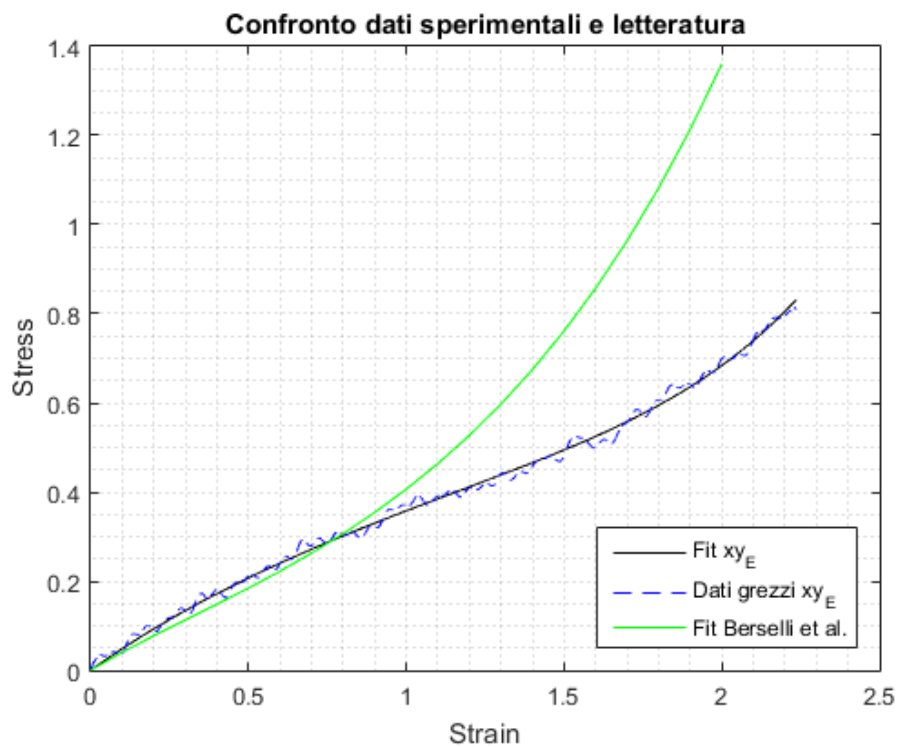


Figura 10 Confronto tra la letteratura e i dati ottenuti

Come è evidente dalla figura 10 i due fit sono diversi, soprattutto per quanto riguarda la tensione a rottura. Nei dati presi dalle prove monoassiali eseguite in laboratorio si arriva a tensioni a rottura attorno agli 0.8 MPa, mentre nel modello presentato da Berselli et al. Si osserva una crescita più rapida della curva tensione-deformazione già a partire da 0.4 MPa, fino ad arrivare a tensioni di rottura attorno a 1.4 MPa.

Per spiegare questa differenza si esclude la dimensione dei provini utilizzati poiché nei due casi essi sono identici (provini ad osso di cane di spessore 2 mm e lunghezza di misurazione 25 mm). Una sostanziale differenza è la storia di carico a cui sono stati sottoposti i provini. Mentre durante le prove in laboratorio si è scelto di portare i campioni fino a rottura in un unico step, nello studio in letteratura al contrario sono stati eseguiti più cicli successivi con diverse elongazioni, fino ad arrivare alla rottura.

Una ulteriore differenza esistente tra i due casi di studio è il materiale analizzato. Pur essendo entrambi Tango Plus prodotti dalla Stratasys, i due materiali hanno date di produzione e di analisi molto diverse. Il caso di studio di Berselli et al. è stato eseguito nel 2011, mentre i campioni del presente lavoro di tesi sono stati analizzati nel febbraio 2017. Questo fattore può essere fondamentale, in quanto la casa produttrice aggiorna costantemente i propri materiali, modificandone alcune proprietà meccaniche, purtroppo però senza lasciarne traccia se non in alcune schede tecniche.

Per cercare conferma di questa ipotesi si sono confrontati i risultati ottenuti in un altro studio presente in letteratura, condotto da Abtan, Richardson, e Thomas nell'ottobre 2016 [15], in cui si sono studiate le proprietà meccaniche del Tango Plus per un suo utilizzo in strutture che possono piegarsi su sé stesse (self-folding structure). I risultati

delle loro prove a trazione, riportate in figura 11, risultano essere coerenti con quanto trovato durante i test effettuati in laboratorio.

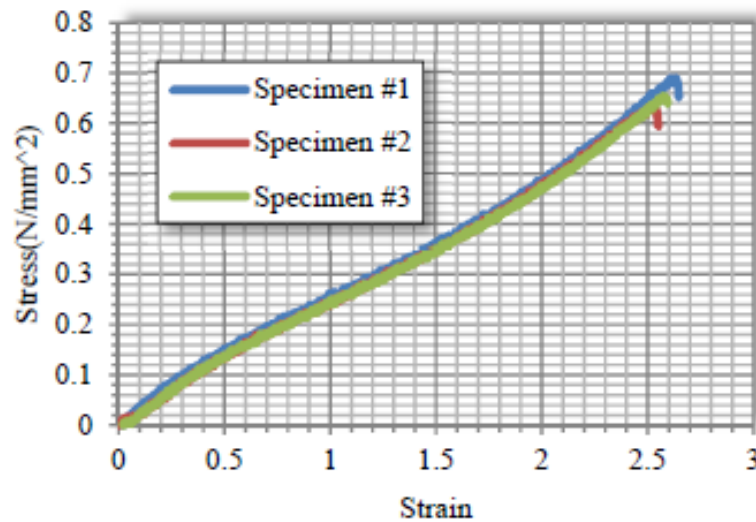


Figura 11 Dati di tensione-deformazione secondo Abtan et al.

Le tensioni a rottura sono infatti nell'intorno di 0.7 MPa e la deformazione a rottura tra 2.5 e 2.7.

Si può dunque affermare, con buona confidenza, che i dati rilevati ricalcano bene le proprietà del materiale e che dal 2011 ad oggi la sua formulazione, e di conseguenza le sue proprietà, sono variate.

4.5 Considerazioni sulle prove a trazione

Il provino xy_B non è da considerare come prova valida poiché una delle due ganasce non era sufficientemente serrata e il pezzo è scivolato. L'acquisizione della forza è stata quindi falsata e, di conseguenza, la prova interrotta. Si è deciso di ripetere la prova immediatamente, semplicemente riposizionando il provino e gli

spessori in cartone all'interno della ganascia. Dai dati ottenuti è evidente che la tensione e la deformazione a rottura hanno raggiunto valori di meno della metà rispetto a quanto ci si poteva aspettare dal confronto con gli altri campioni.

Questo può essere dovuto a due cause principali non interconnesse. La prima è che il materiale si sia parzialmente rovinato nella prima prova senza però mostrare segni evidenti di danneggiamento. Per fare un'analogia con i materiali metallici, all'inizio della seconda prova il materiale si poteva considerare come strizionato o eventualmente come precriccato, dunque ha evidenziato delle proprietà meccaniche di molto inferiori se paragonate agli altri provini.

La seconda possibile spiegazione è un comportamento viscoelastico del materiale. In questo caso l'errore commesso è stato quello di eseguire nuovamente la prova immediatamente, senza aspettare il recupero della componente viscosa della deformazione da parte del campione. Il provino quindi sarebbe stato posizionato nelle ganasce mentre stava recuperando questa deformazione e, nel momento in cui è stato bloccato, la tensione agente su di esso era non nulla. In questo modo, resettando l'indicatore di forza della macchina (come fatto all'inizio di ogni prova) si è andati a perdere l'indicazione del pretensionamento presente nel componente e di conseguenza è stata persa traccia di quella che avrebbe dovuto essere la prima metà della curva di trazione.

Considerato ciò si esclude questo campione dall'analisi.

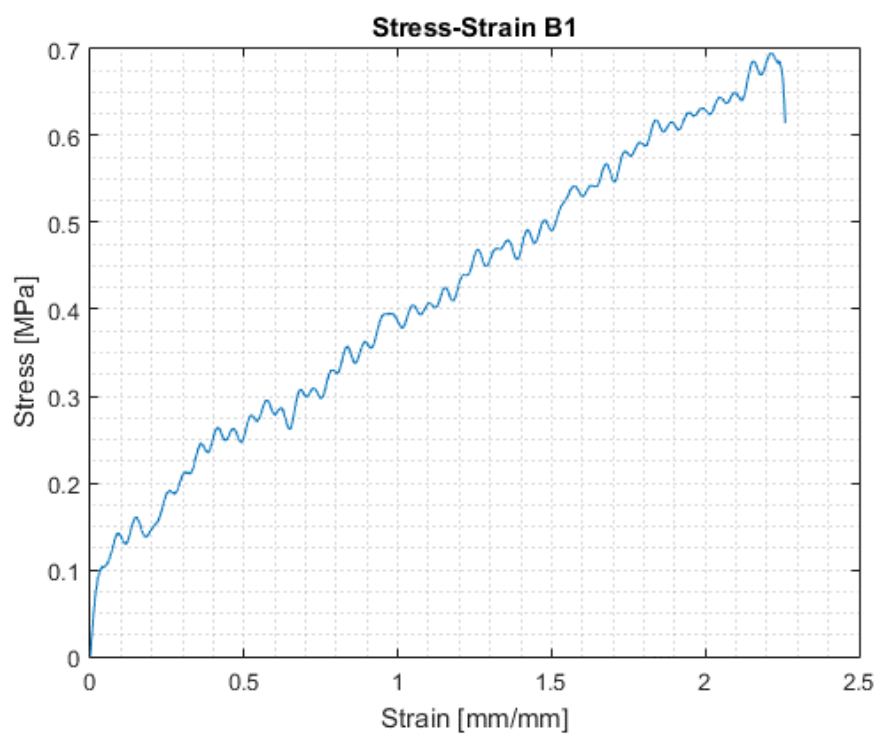


Figura 12 Curva con i dati grezzi di tensione-deformazione del provino xy_B1

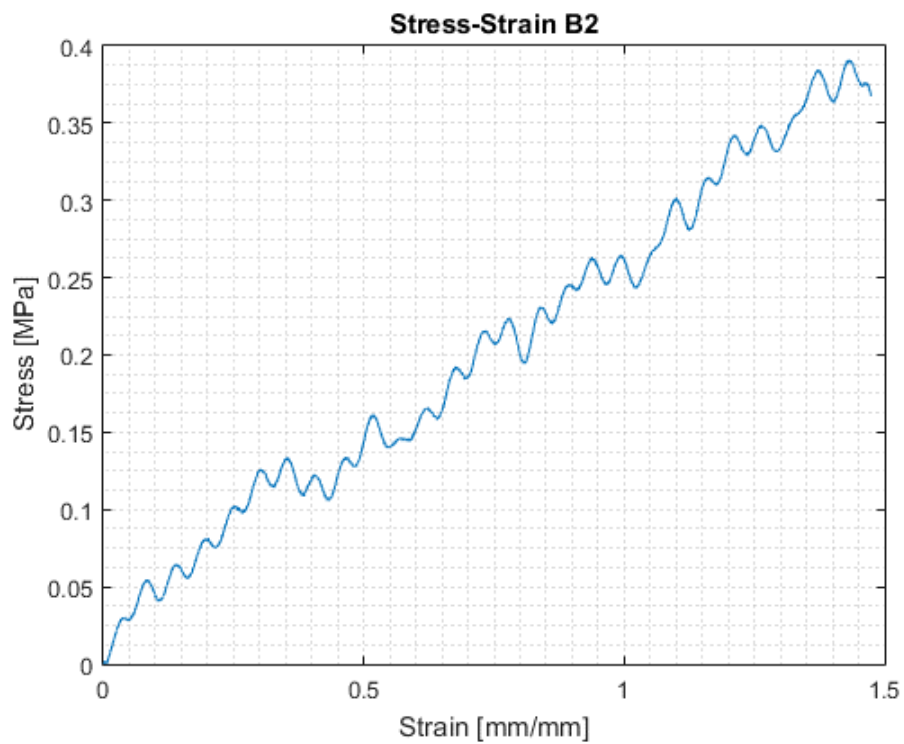


Figura 13 Curva con i dati grezzi di tensione-deformazione del provino xy_B2

Il provino xy_H invece è da considerare come un outlayer poiché ha presentato deformazione percentuale a rottura del 175%, mentre gli altri provini si sono tutti assestati su percentuali dal 220% in su.

4.6 Confronto tra i provini xy – yx

Per analizzare la possibile influenza dell'orientazione all'interno del piano di stampa sono state studiate due possibili posizioni. La prima prevede il provino con il lato più lungo allineato con l'asse x, la seconda allineato con l'asse y.

Come si può notare nella figura 14 sottostante infatti il processo di stampaggio viene eseguito a fasce rettangolari (path) a partire dal vertice in alto a sinistra. Una volta terminata una zona la testa di stampa si sposta alla successiva fino al completamento del lavoro.

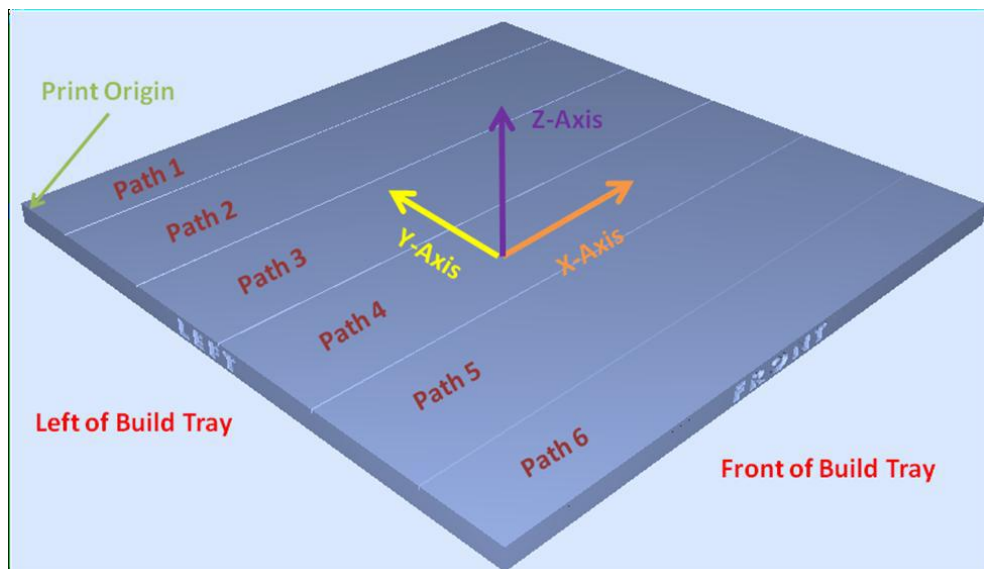


Figura 14 Il piano di stampa della Objet Connex 350 [8]

Nella fase preparatoria alla costruzione dei campioni si è prestata particolare attenzione al loro posizionamento nell'area di stampa per evitare situazioni in cui un provino fosse a cavallo di due fasce del piano. Se così fosse stato la porzione di componente nella prima fascia sarebbe stato sottoposto anche a parte dell'irraggiamento UV destinato alla porzione nella fascia successiva, determinando un diverso grado di fotopolimerizzazione nella zona di confine e di conseguenza diverse proprietà meccaniche. Date le modeste dimensioni e spessore dei provini questa differenza avrebbe potuto creare una sostanziale differenza nel comportamento tra la configurazione xy e quella yx.

Questa situazione può essere problematica se i componenti sono di modeste dimensioni, mentre per pezzi più grandi diventa trascurabile.

Sono stati realizzati dieci provini per tipo per avere una buona ripetibilità nelle misure e limitare l'effetto di eventuali errori di misura. I campioni sono stati stampati tutti lo stesso giorno e nello stesso lavoro di stampa, in modo da escludere differenze date dal tempo e dalla condizione di pulizia degli ugelli. Nel caso in cui qualche ugello fosse stato otturato infatti, i provini non avrebbero ricevuto una quantità uniforme di materiale, compromettendo la veridicità del confronto.

Per garantire uniformità di condizioni di prova i test di trazione monoassiale sono stati effettuati tutti nell'arco di due ore. Così facendo le condizioni di temperatura e umidità sono rimaste costanti nell'arco dei vari test, senza influenzare le prove.

Di seguito alcune immagini di confronto tra i provini xy e yx

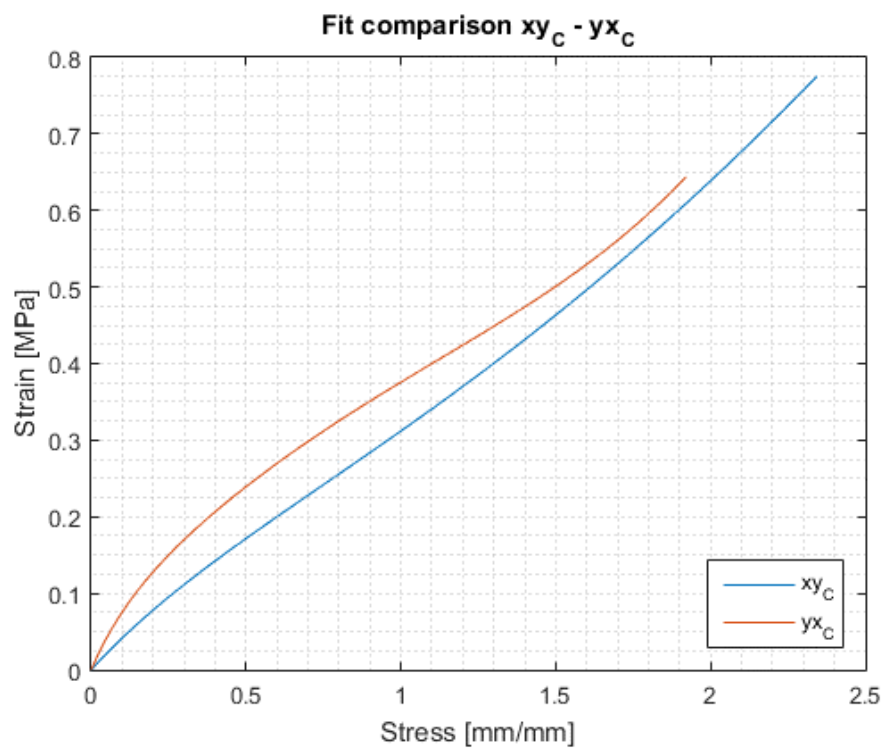


Figura 15 Confronto tra le curve di fit trovate per i provini xy_C e yx_C .

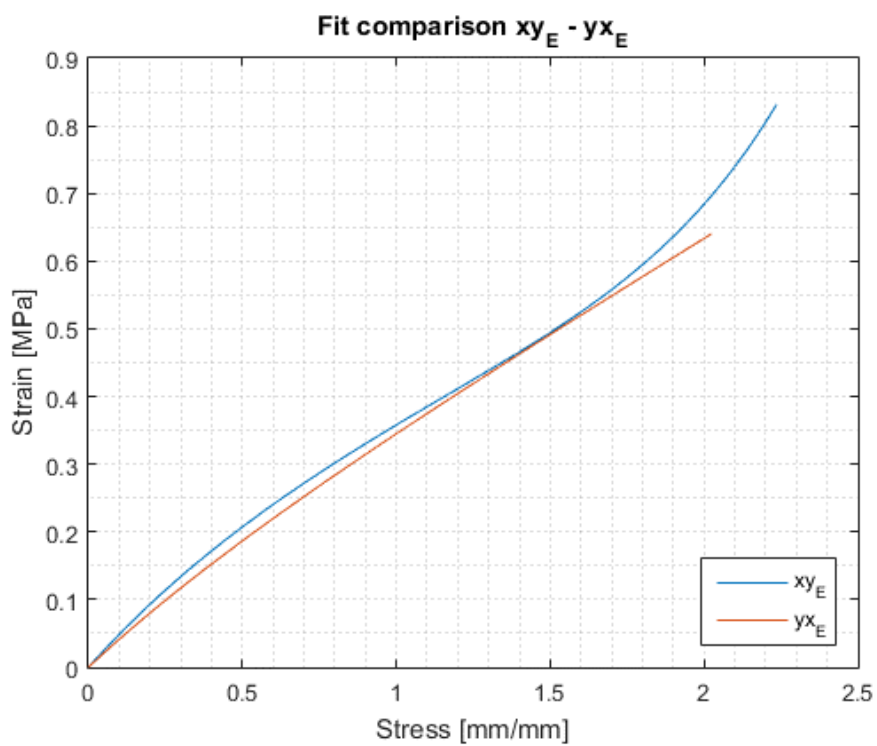


Figura 16 Confronto tra le curve di fit trovate per i provini xy_E e yx_E .

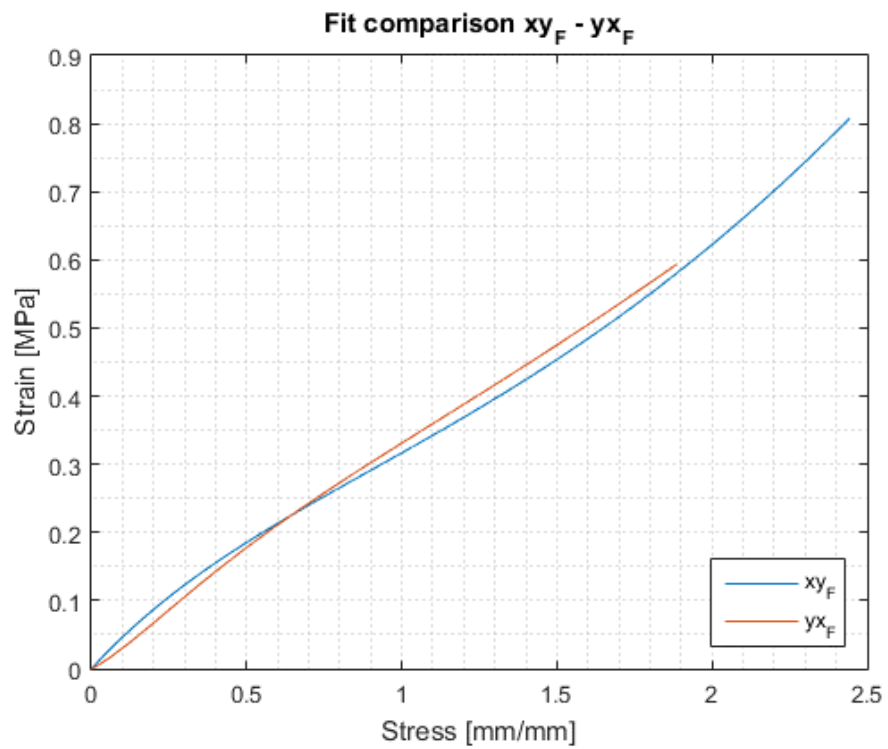


Figura 17 Confronto tra le curve di fit trovate per i provini xy_F e yx_F .

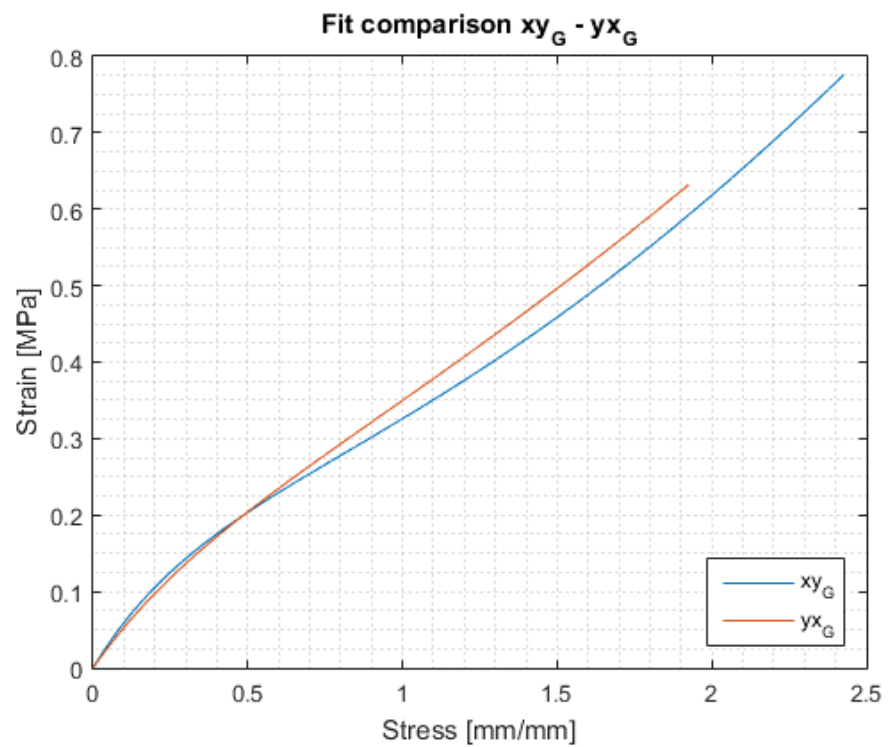


Figura 18 Confronto tra le curve di fit trovate per i provini xy_G e yx_G .

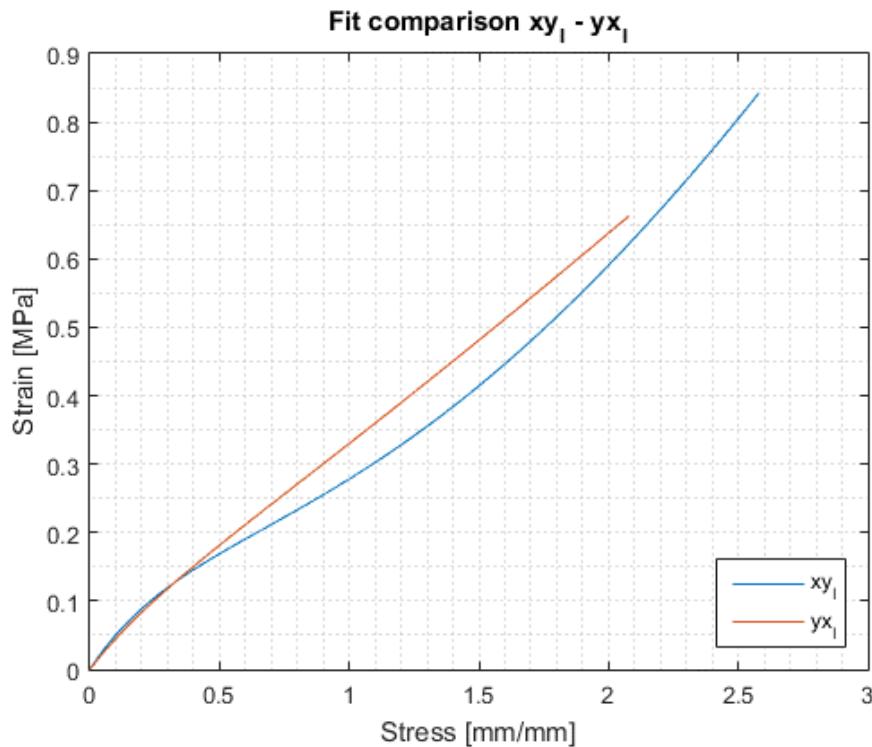


Figura 19 Confronto tra le curve di fit trovate per i provini xy_I e yx_I .

Dalle immagini 15 a 19 si può vedere come l'andamento delle curve di trazione non vari particolarmente con l'orientamento nel piano e venga mantenuto il comportamento di iperelasticità non lineare.

Osservando i grafici salta subito all'occhio il fatto che i provini orientati lungo l'asse y hanno proprietà meccaniche più scarse rispetto a quelli orientati lungo x . Le tensioni a rottura sono inferiori del 15-20% per i provini yx , mentre le deformazioni a rottura sono inferiori di circa il 20% rispetto ai provini xy . Questo è determinato dalla diversa disposizione dei layer nei due tipi di provini e dal modo in cui in essi si creano connessioni interlayer più o meno forti.

Una spiegazione di questo fenomeno la danno J. Mueller, S. E. Kim, K Shea e C. Daraio in un loro studio sulla correlazione tra parametri di processo e proprietà dei materiali stampati in 3D [16]. Il materiale da essi preso in esame è il Vero White Plus, un materiale molto più rigido del Tango Plus qui studiato. Il Vero White Plus infatti, secondo

i dati forniti dalla casa produttrice, ha tensione di snervamento di 50-65 MPa e allungamento a rottura del 10-25%.

Secondo il loro studio i provini più vicino alla posizione di inizio stampa, cioè x minimo e y massimo, ricevono un maggior irraggiamento UV rispetto a quelli più lontani perché la testa di stampa per ogni spostamento in y ritorna all'origine dell'asse x . Per i pezzi allineati parallelamente all'asse x sono utilizzati meno ugelli rispetto a quelli orientati lungo y , determinando un minor numero di interconnessioni del materiale tra i vari layer depositi. In figura 20 si possono vedere i punti di contatto tra i layer, colorati in bianco e arancione. Negli orientamenti XY e XZ ci sono meno linee di intersezione ma più lunghe rispetto a quelle negli orientamenti YX e YZ.

Inoltre, le intersezioni in questa orientazione sono allineate lungo la direzione di applicazione della forza nei test a trazione. Quando la lunghezza del provino è minore di quella degli ugelli, la differenza di esposizione alla luce UV è insignificante.

Per l'allineamento trasversale, la direzione verticale presenta più layer e di conseguenza più intersezioni, determinando un maggiore tempo di esposizione ai raggi UV. Questa differenza è evidente nel confronto tra i casi a), c) con meno layer e b), d) con più layer.

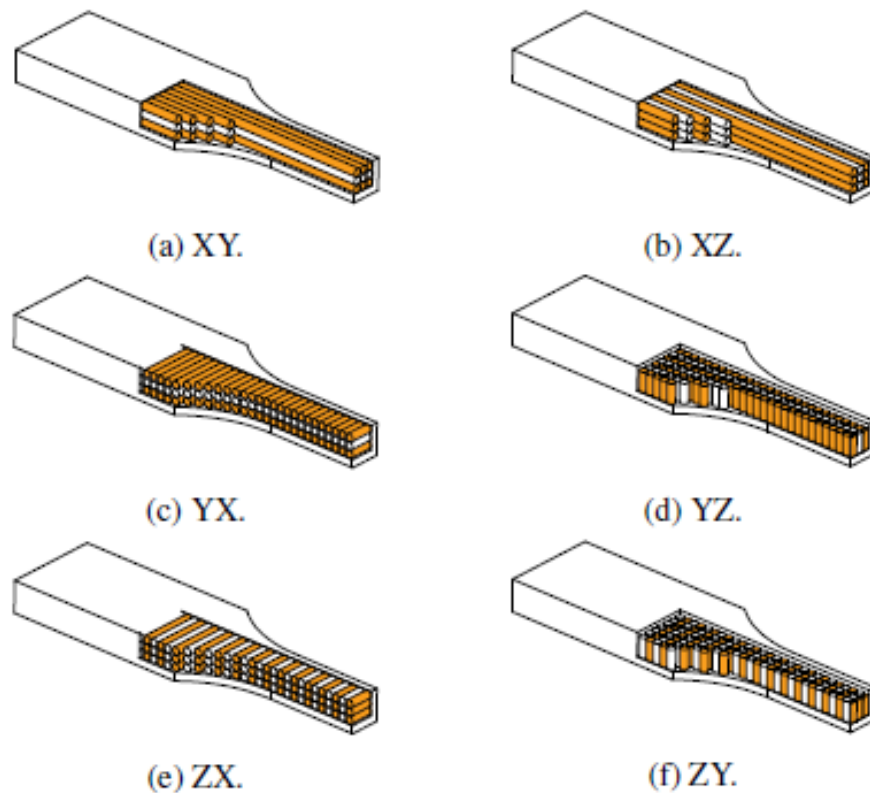


Figura 20 Possibili orientazioni spaziali dei provini

La spaziatura in x ricopre un ruolo minoritario dato che la testa di stampa si muove solamente avanti e indietro lungo x, indipendentemente da quanto superficie viene stampato in una passata. Il tempo di esposizione dunque rimane circa lo stesso tra l'andata e il ritorno della testina.

Per pezzi orientati lungo l'asse y e che dunque giacciono in due o più fasce del piano di stampa, la larghezza degli ugelli non è sufficiente a coprire la totalità della lunghezza del pezzo in una sola passata. Di conseguenza la testa si muove due o più volte in circa la stessa posizione, esponendo quelle aree del pezzo ad una quantità maggiore di luce UV.

Ciò porta ad un miglioramento delle proprietà meccaniche delle parti orientate lungo y.

Considerando le caratteristiche del materiale studiato, il Tango Plus, questa affermazione inverte il suo significato, infatti all'aumentare dell'esposizione ai raggi UV si riduce l'elasticità del materiale, situazione negativa ai nostri fini. Le parti orientate lungo x dunque risultano avere le migliori caratteristiche, arrivando ad una maggior elongazione a rottura.

I pezzi stampati con la tecnologia Polyjet dunque, contrariamente all'ipotesi presa per definirne il comportamento, presentano un certo grado di anisotropia, ed essa, secondo uno studio condotto da A. Kęsy e J. Kotliński [9], è un'altra possibile causa alla differenza prestazionale di pezzi con orientazioni diverse.

L'anisotropia nelle parti prodotte per mezzo di questa tecnologia può essere spiegata sulla base dell'analisi del legame che si crea tra i vari layer, assumendo che le tensioni di giunzione tra i layer di ogni orientazione sono costanti. Durante il processo di stampa, secondo lo studio, le parti laterali dei layer paralleli alle lampade UV assorbono più energia rispetto alla superficie perché:

- La distanza dalla lampada ad un bordo è minore rispetto alla distanza tra la lampada e alcune parti sulla superficie del pezzo, come è schematizzato in figura 21.

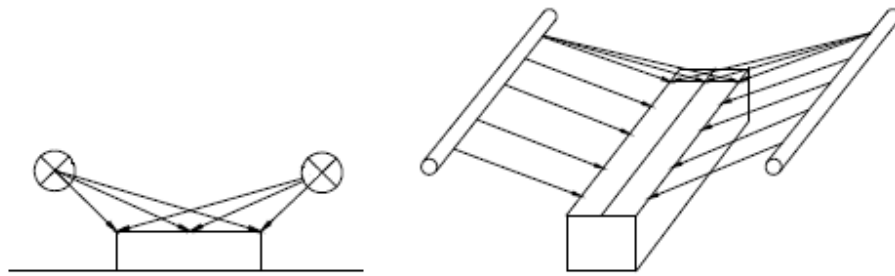


Figura 21 Distanza effettiva tra le lampade UV e le varie zone del componente stampato.

- La lampada ad ogni passata illumina la superficie superiore e in più anche la parte laterale del layer appena creato, come si vede in figura 22.

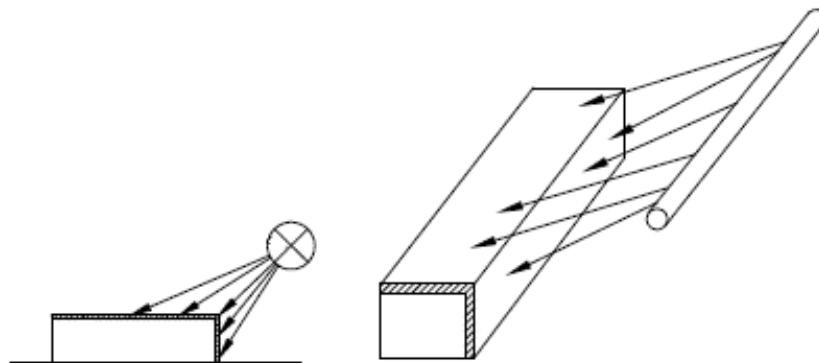


Figura 22 Le varie zone del componente illuminate da una singola lampada.

- La superficie laterale è irradiata sia durante la passata di deposizione del fotopolimero, sia durante la passata di polimerizzazione dello strato appena deposto, come evidenziato in figura 23.

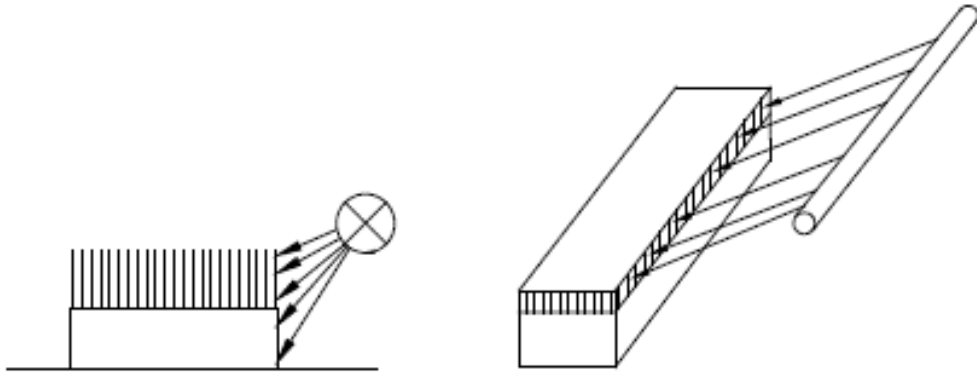


Figura 23 L'irraggiamento della superficie laterale durante la passata.

Per le ragioni qui sopra elencate gli spigoli che sono paralleli all'asse x sono più densi e rigidi rispetto ad altre parti del prodotto e allo stesso tempo sono più resistenti. In questo modo i bordi assumono la funzione di una sorta di barre di rinforzo per il materiale lungo quella direzione.

Capitolo 5

Prova equibiassiale

Essendo idealizzabile con un tubo curvo soggetto a pressione interna, l'arco aortico è sicuramente soggetto a tensioni biassiali. Per questo motivo si è deciso di studiare il comportamento biassiale del materiale attraverso una prova di trazione su lamine.

Poiché nel laboratorio di Padova non è presente un macchinario per poter realizzare un test di questo tipo su materiali elastomerici, le prove di trazione biassiale sono state eseguite esternamente presso il laboratorio di ingegneria cardiovascolare dell'University College di Londra (UCL) da Luigi Di Micco, membro del gruppo He.R. e visiting student presso il suddetto ateneo. Questo laboratorio ha come obiettivo lo sviluppo e l'implementazione clinica di soluzioni terapeutiche per le malattie cardiovascolari ed è equipaggiato con strumenti per effettuare test su materiali biocompatibili e valutare l'efficacia e la durata di impianti cardiovascolari.

5.1 Set up sperimentale

Il macchinario utilizzato per i test è un BioTester della CellScale di cui in tabella 6 sono riportate le caratteristiche e si può vedere in figura 24.

Forza massima	23N
Celle di carico disponibili	0.5,1.5, 2.5, 5, 10, 23N
Accuratezza della forza	0.2% della capacità delle celle di carico
Massima apertura delle ganasce	80mm
Velocità massima	10mm/s
Massima frequenza di ciclo	2Hz
Velocità di acquisizione massima	100Hz

Tabella 6 Specifiche del BioTester CellScale.



Figura 24 BioTester della CellScale.

Esso è un dispositivo che permette di valutare le proprietà tensili di provini piccoli e delicati, come risultano essere la maggior parte dei campioni utilizzati in test biomedici. Le informazioni sulla

deformazione vengono registrate da un sistema DIC (Digital Image Correlation) integrato alla macchina e vengono successivamente elaborate dal software di analisi di immagini LabJoy.

Il fissaggio dei provini ai bracci della macchina avviene per mezzo di un sistema di rebbi mostrato in figura 25.

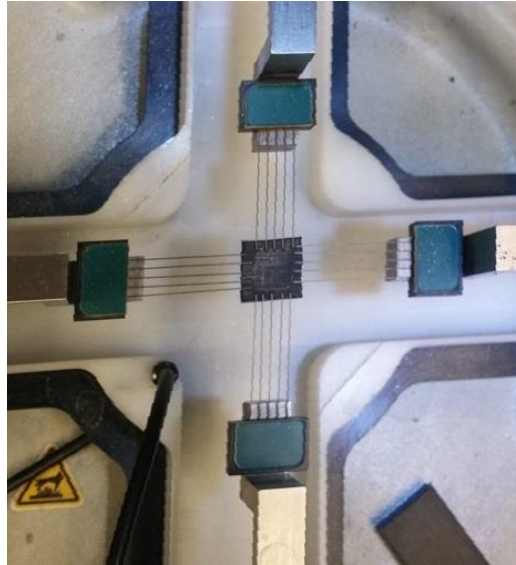


Figura 25 Sistema di fissaggio dei provini

5.2 Provini

I provini di partenza (mostrati in figura 26) sono delle lamine piane di dimensioni 40x120 mm e spessore 1.5 mm. Questi sono stati stampati nella Objet Connex 350 in modalità digital material e finitura matte, come fatto per i provini monoassiali. In questo modo si è ottenuta una superficie con esposizione uniforme ai raggi UV, eliminando questa variabile.

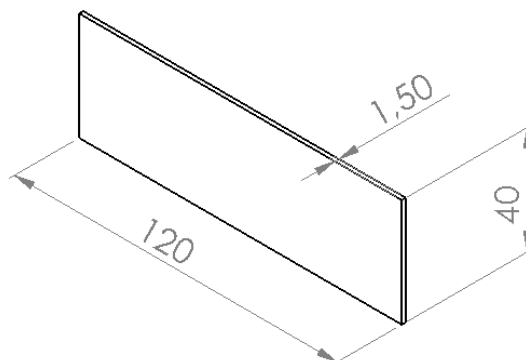


Figura 26 Specifiche delle lamine da cui si sono ottenuti i provini biassiali.

Le lamine sono state tagliate a misura per poter essere montate sulla macchina di prova, che accetta provini di piccole dimensioni, (10x10 mm).

Sono stati analizzati tre possibili orientamenti dei provini per studiarne l'eventuale variabilità delle proprietà. Riprendendo la nomenclatura utilizzata nelle prove monoassiali, lungo la direzione xy, yx e in posizione intermedia a questi, cioè a 45° rispetto all'asse x (e dunque y). Nella figura 27 sono mostrate queste tre orientazioni.

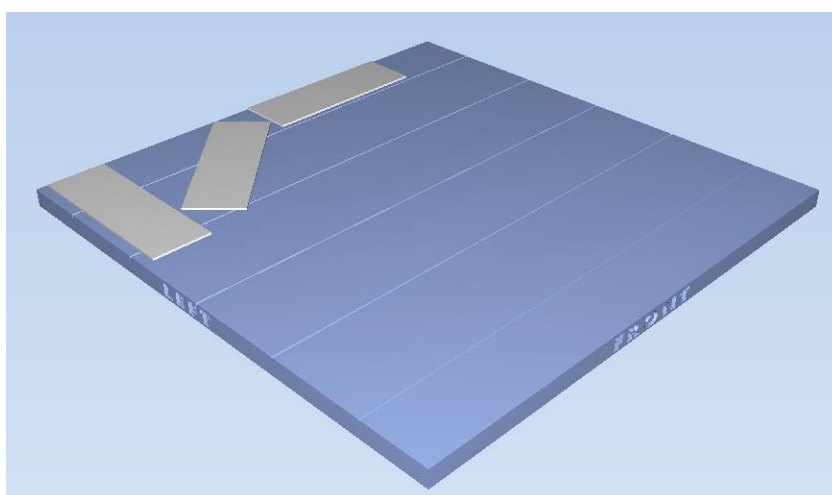


Figura 27 Orientazione dei provini biassiali all'interno dello stesso lavoro di stampa.

5.3 Risultati e confronto con il silicone

I test eseguiti consistono di due fasi, una di carico e una di scarico del provino, fino ad una deformazione massima del 25%.

Nelle figure da 28 a 30 sottostanti sono riportati i risultati delle varie prove per i diversi provini.

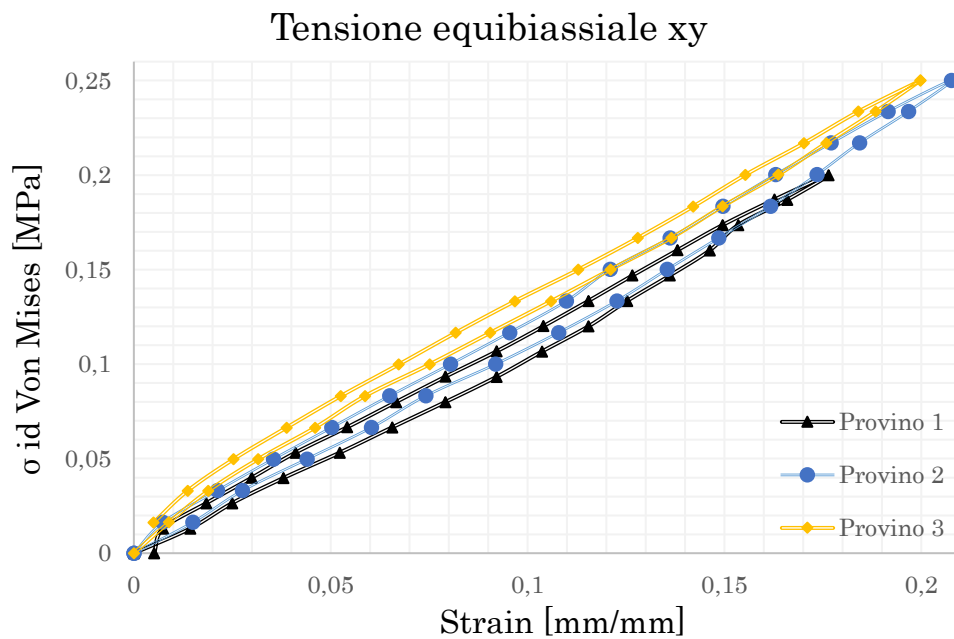


Figura 28 Test biassiali su provini stampati in direzione xy.

Così come nelle prove monoassiali, anche in questo tipo di test si osserva un andamento non lineare delle curve di carico. Si nota anche la presenza di un'area di isteresi, caratteristica dei materiali che, come il Tango Plus, presentano un comportamento viscoelastico.

Tensione equibiassiale y_x

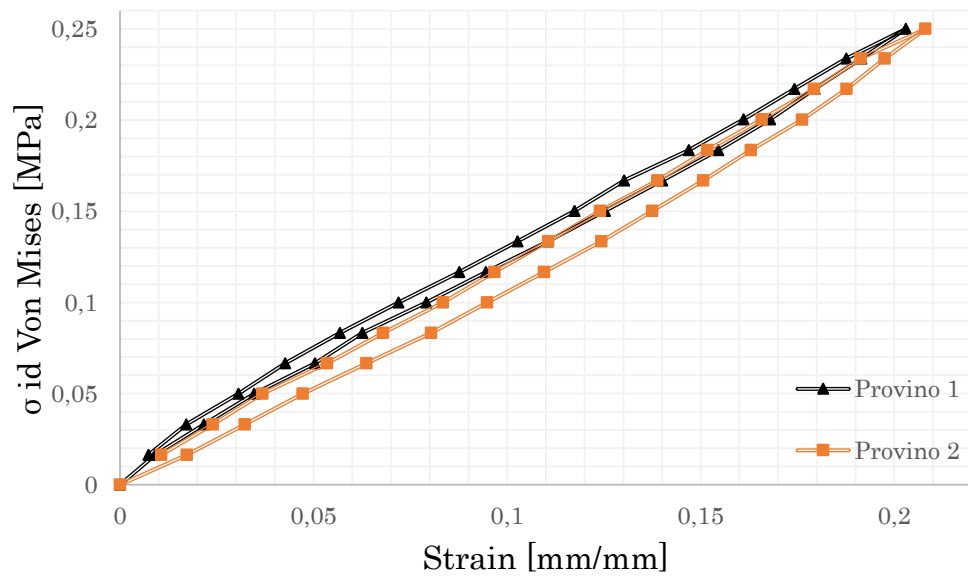


Figura 29 Test biassiali su provini stampati in direzione y_x .

Tensione equibiassiale 45°

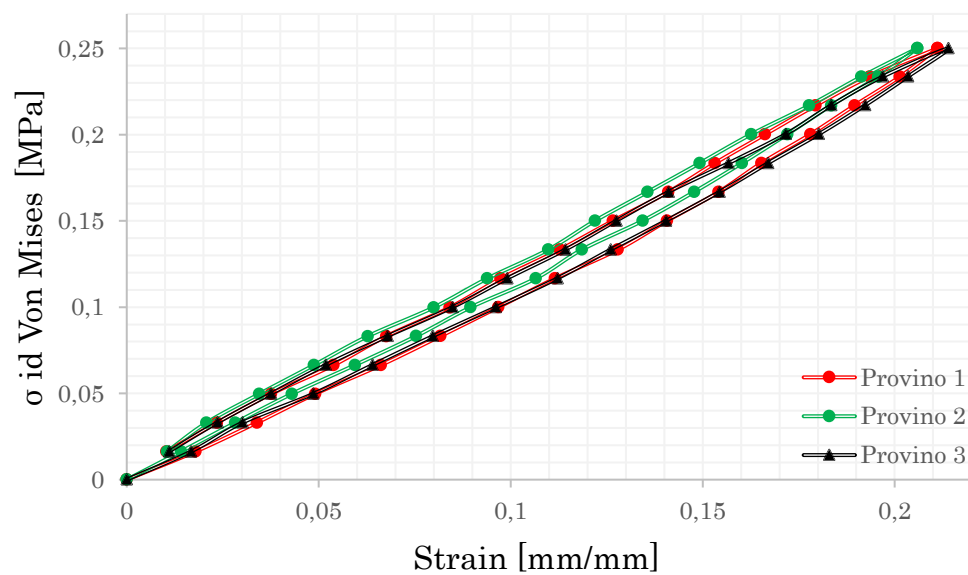


Figura 30 Test biassiali su provini stampati a 45° .

Tensione equibiassiale silicone

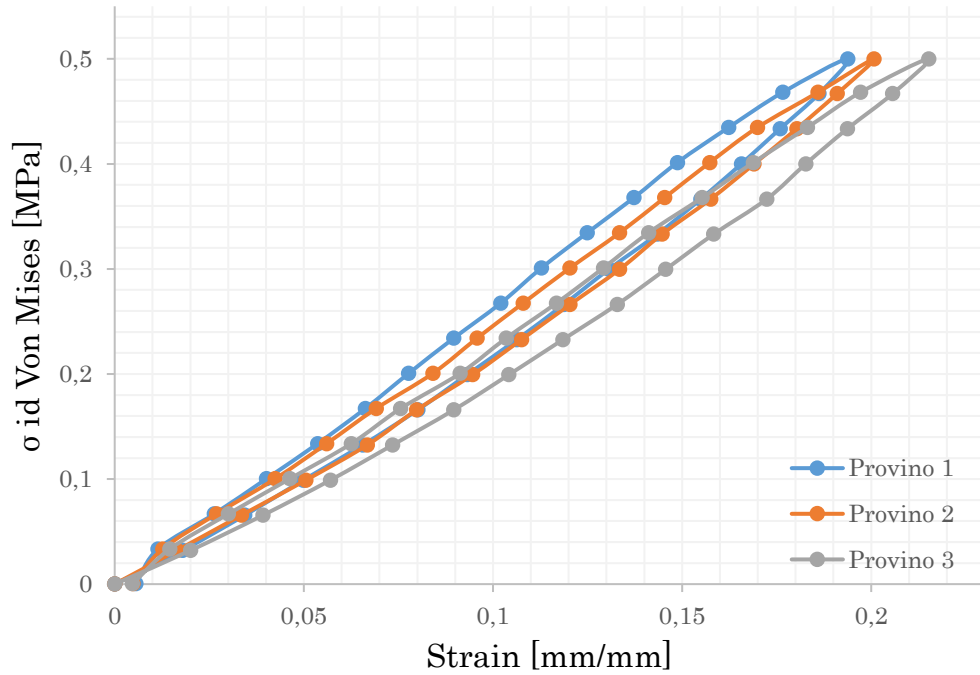


Figura 31 Test biassiali effettuati sul silicone.

In figura 31 si riportano i risultati dei test biassiali effettuati su provini in silicone. Dal confronto con il grafico del Tango Plus, mostrato in figura 32, si vede chiaramente che il modulo elastico del silicone è maggiore di quello del Tango Plus di circa il doppio. Nei prossimi capitoli si discuterà l'importanza di questa differenza.

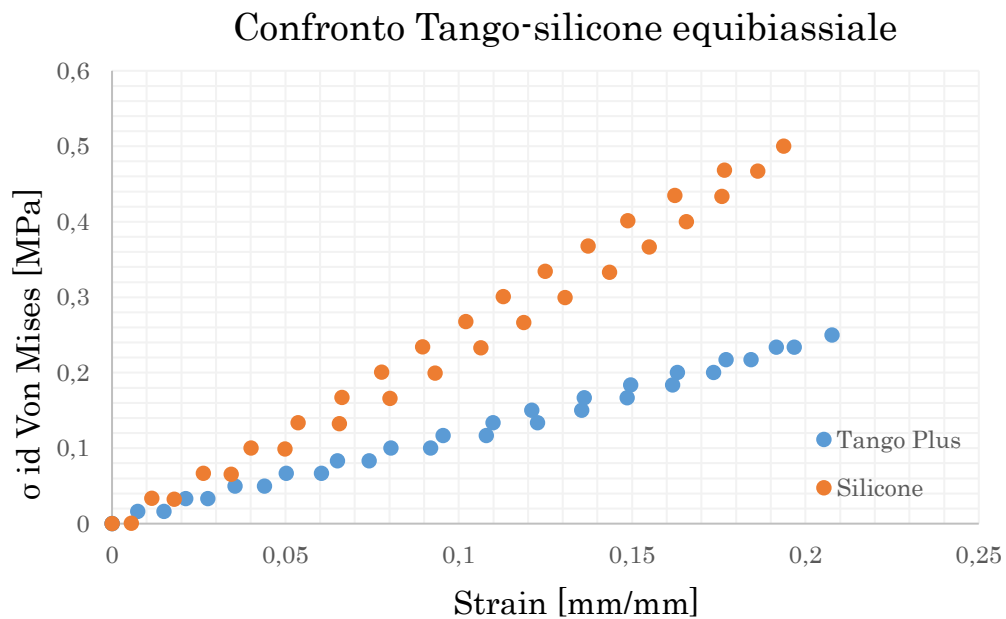


Figura 32 Confronto tra Tango Plus e silicone

5.4 Considerazioni sulle prove

Analizzando i dati delle varie prove non si riscontrano differenze evidenti nel comportamento dei provini al variare dell'orientazione nel piano di stampa. Non si esclude però che si possa verificare una situazione analoga a quanto riscontrato nella trazione monoassiale, cioè una differenza tra i due casi della resistenza a rottura, lievemente inferiore per i provini yx.

Un problema riscontrato durante lo svolgimento delle prove è stato la difficoltà di fissare il campione di materiale ai bracci di prova della macchina. Il metodo attualmente utilizzato prevede l'uso di rebbi che si conficcano direttamente nel materiale. Questo porta a due tipi di problemi:

- una difficile ripetibilità delle condizioni di misura tra un provino e l'altro data dalla procedura complessa di fissaggio;
- un indebolimento localizzato del materiale in corrispondenza dei supporti.

Il loro fissaggio infatti crea degli intagli nel materiale che lo indeboliscono e vanno a falsare le misurazioni, soprattutto quelle a rottura. Nel caso specifico questo problema ha impedito lo studio del comportamento del materiale a deformazioni maggiori del 25%, infatti già al 30% si è verificata la rottura del provino in corrispondenza dei supporti.

Capitolo 6

Prova di compliance

6.1 Definizioni

In fisiologia la compliance è una grandezza che esprime la capacità intrinseca dei vasi sanguigni di dilatarsi elasticamente sotto l'effetto di una pressione sanguigna crescente, per poi restringersi restituendo il volume di sangue accumulato sotto l'effetto di una pressione sanguigna decrescente.

La compliance di un vaso sanguigno è funzione dell'elasticità delle pareti e costituisce una misura dei rapporti tra le variazioni di pressione e le variazioni di volume.

Da un punto di vista matematico ha la seguente formulazione:

$$C = \Delta V / \Delta p$$

dove ΔV è la variazione di volume ($V - V_0$) e Δp è la variazione di pressione ($p - p_0$).

La compliance è dunque pari al rapporto fra la variazione di volume e la variazione di pressione ed è espressa in ml/mmHg.

Un parametro alternativo alla compliance per analizzare il recupero elastico del materiale è la distensibilità, definita come:

$$D = C/V_0$$

Essa serve ad avere un indice che mette in relazione non più variazione di volume e variazione di pressione, bensì l'incremento, adimensionale in questo caso, di volume che si è avuto durante la prova.

Una diretta conseguenza della compliance dei vasi sanguigni è quella di rendere l'aorta come un “secondo cuore”. La sua elasticità infatti le permette di gonfiarsi durante la sistole cardiaca, aumentando la pressione al suo interno e sgonfiarsi rilasciando gradualmente il sangue durante la diastole, diminuendo la pressione al suo interno. In questo modo crea un effetto di smorzamento delle pulsazioni cardiache rendendo il flusso sanguigno più omogeneo.

6.2 La misurazione della compliance

Per eseguire le prove di compliance sul materiale si è utilizzato un dispositivo costruito all'interno del laboratorio di Padova del gruppo di ricerca He.R.. Nell'immagine 33 sottostante se ne possono osservare alcuni dei componenti principali.

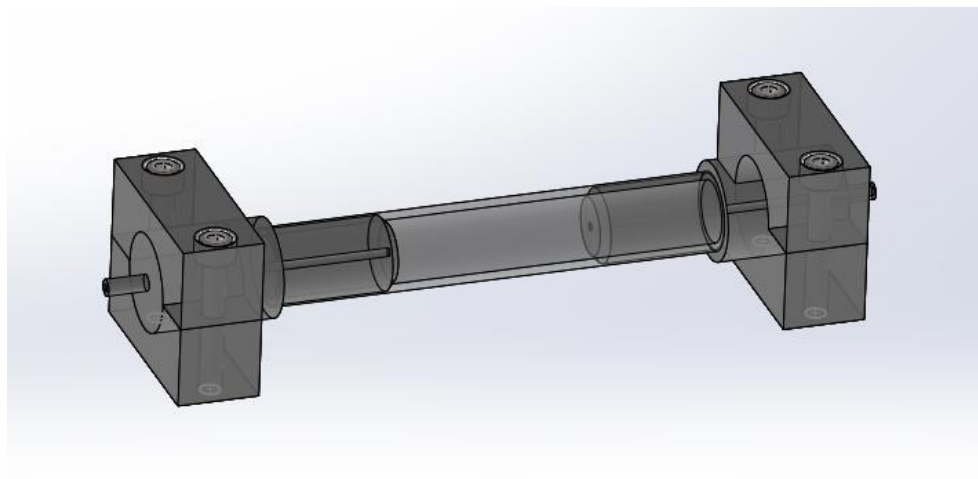


Figura 33 Supporto per i test di compliance

L'obiettivo della prova è misurare la variazione di pressione interna al variare del volume di liquido immesso nel provino.

Alle estremità dei provini cilindrici sono infilati due supporti cilindrici forati in materiale plastico, i quali permettono la stabilizzazione dei provini sulla struttura del dispositivo. Al primo supporto è collegata, attraverso un tubicino e una valvola, una siringa, mentre al secondo è collegato un altro tubicino con un'ulteriore valvola per permettere la tenuta in pressione e lo scarico del liquido.

Attraverso la siringa si è proceduto ad iniettare liquido a step di 0.5 millilitri per poter permettere l'acquisizione dei dati di pressione ai vari incrementi di volume interno. L'acquisizione della pressione è stata eseguita con un software LabView sviluppato internamente al laboratorio e che permetteva di interfacciarsi con il sensore di pressione di figura 34 posizionato nel secondo supporto per i provini del dispositivo. I dati raccolti sono stati poi elaborati con un software Matlab per il calcolo della compliance e per quello dell'indice di distensibilità. Essa è definita come il rapporto tra compliance e volume iniziale ed è espressa con il reciproco della pressione 1/mmHg.

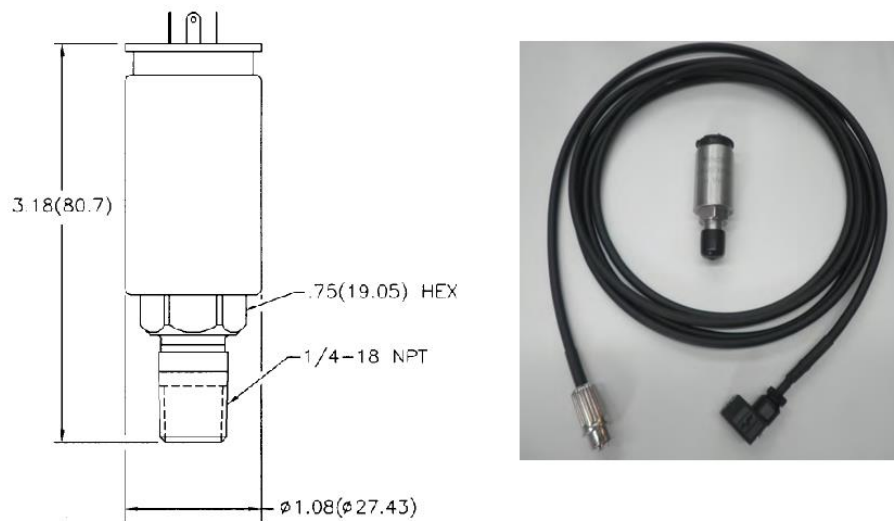


Figura 34 Il sensore di pressione utilizzato nei test di compliance

I test sono stati condotti su cinque diversi provini, diversi fra loro nello spessore, variabile tra 1 mm e 3 mm con misure intermedie ogni 0.5 mm.

I provini sono stati stampati con la Stratasys Objet 350 Connex 3 in posizione distesa, con l'asse di simmetria posto orizzontalmente in direzione dell'asse x del piano di stampa, come si può osservare in figura 35.

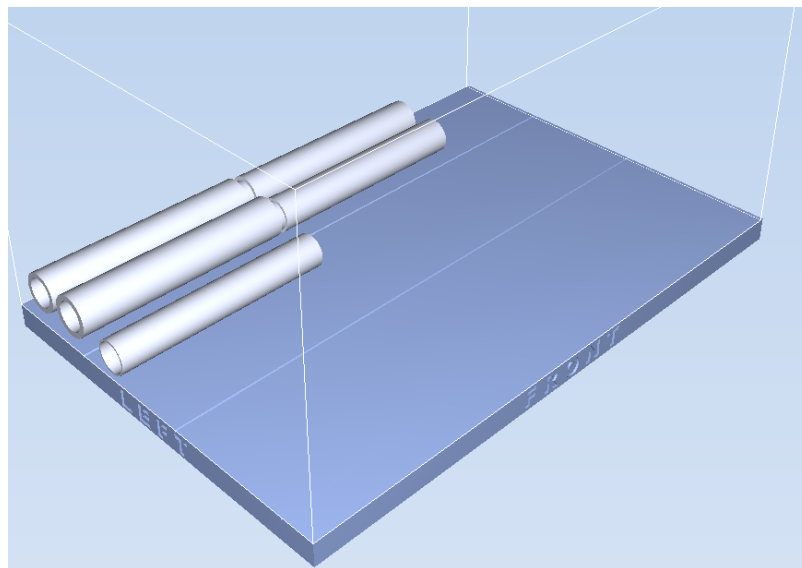


Figura 35 Provini tubolari pronti per la stampa

Per il post processing si è proceduto alla rimozione del materiale di supporto che ricopriva tutta la superficie dei provini (stampati con finitura “matte”), sia interna che esterna attraverso un getto di acqua in pressione,

6.3 Risultati e confronto tra i vari spessori

Di seguito nelle figure 36 e 37 sono riportati i risultati delle misurazioni della compliance e della distensibility per i vari provini di Tango Plus, al variare del loro spessore. Più avanti sarà presentato un confronto con il silicone.

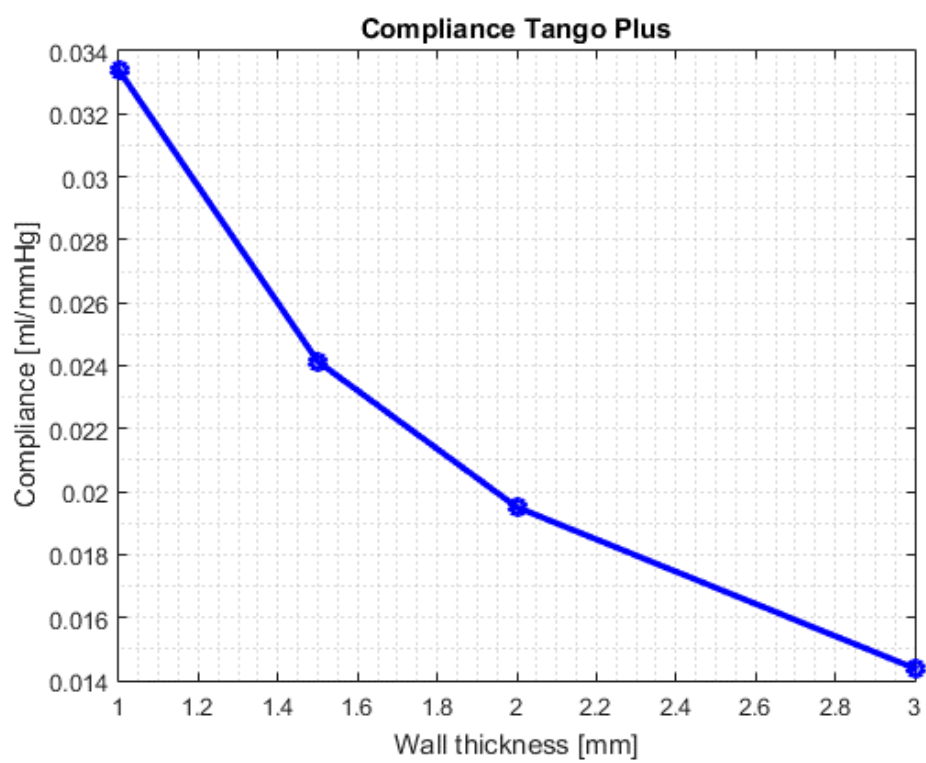


Figura 36 Compliance misurata nei provini di Tango Plus al variare dello spessore.

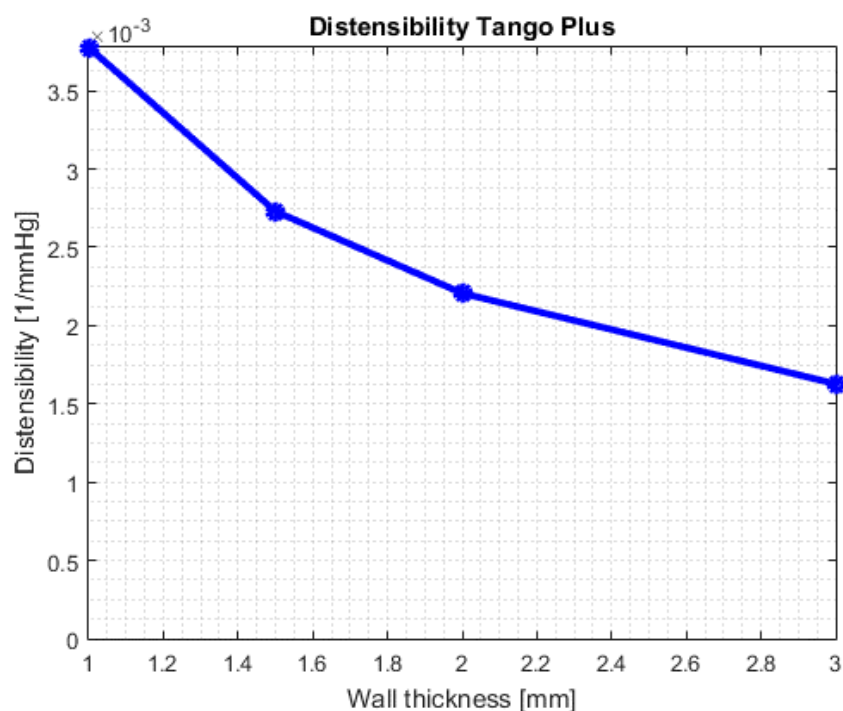


Figura 37 Distensibilità misurata nei provini di Tango Plus al variare dello spessore.

Nel grafico sottostante in figura 38 si può osservare il confronto tra i vari spessori di provino al variare della pressione interna. Come prevedibile al crescere dello spessore di parete la curva pressione-variazione di volume si distende riducendo la propria pendenza. Ciò significa che a parità di variazione di volume, al crescere dello spessore la pressione aumenta in maniera maggiore, evidenziando come la compliance diminuisca al crescere dello spessore. I provini con parete più sottile dunque presentano una maggiore elasticità che permette loro di rispondere meglio alle variazioni di pressione.

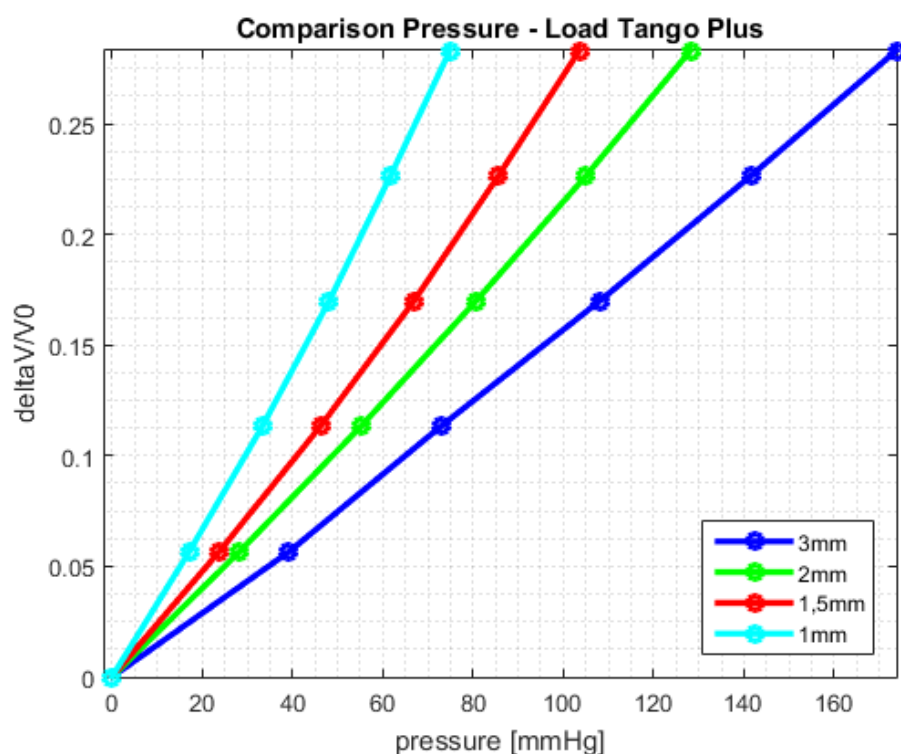


Figura 38 Confronto pressione-incremento di volume tra i vari spessori di provino di Tango Plus.

6.4 Confronto con il silicone

La differenza tra i test eseguiti con il silicone e quelli con tango plus è il diametro dei supporti dei provini. Per quanto riguarda i provini in silicone il diametro era di 20 mm, mentre per quanto riguarda quelli in Tango Plus era di 18 mm.

Questa modifica è stata fatta in corso d'opera poiché dopo aver tentato di montare il primo provino di Tango Plus se ne è provocata la rottura in corrispondenza dell'estremità. Sulla circonferenza del provino si è aperta una cricca longitudinale, che non è stato possibile fermare nemmeno applicando una fascetta elastica. Per questo motivo si è

proceduto alla riduzione del diametro del supporto fino ad un valore di 18 mm.

Si vuole sottolineare che comunque il diametro interno dei provini in silicone e in Tango Plus era il medesimo e pari a 15 mm.

Di seguito sono riportati i dati di compliance relativi ai provini di silicone.

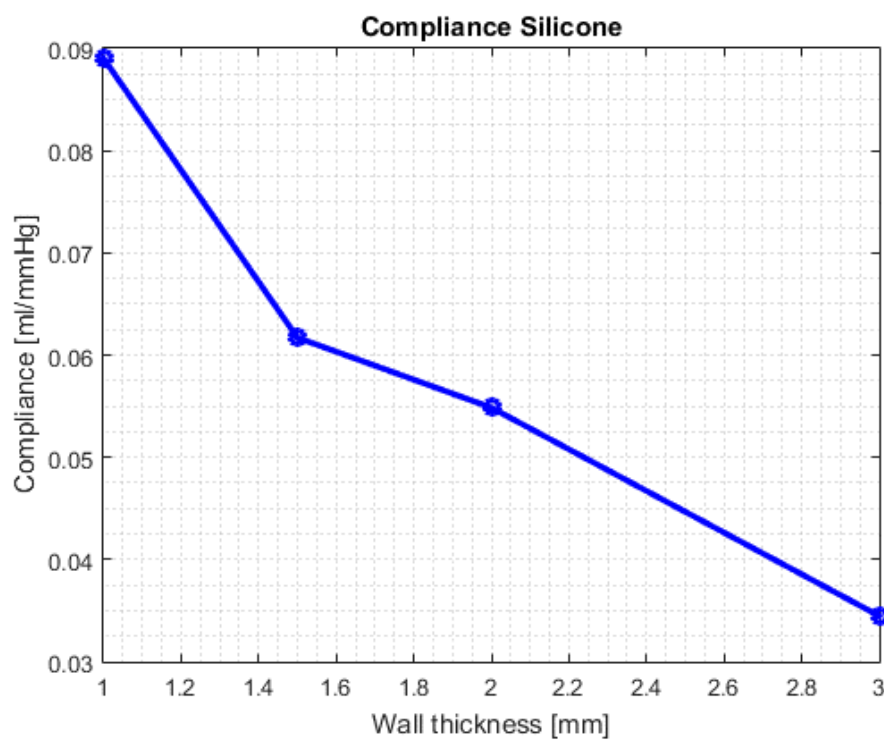


Figura 39 Compliance misurata nei provini di silicone al variare dello spessore

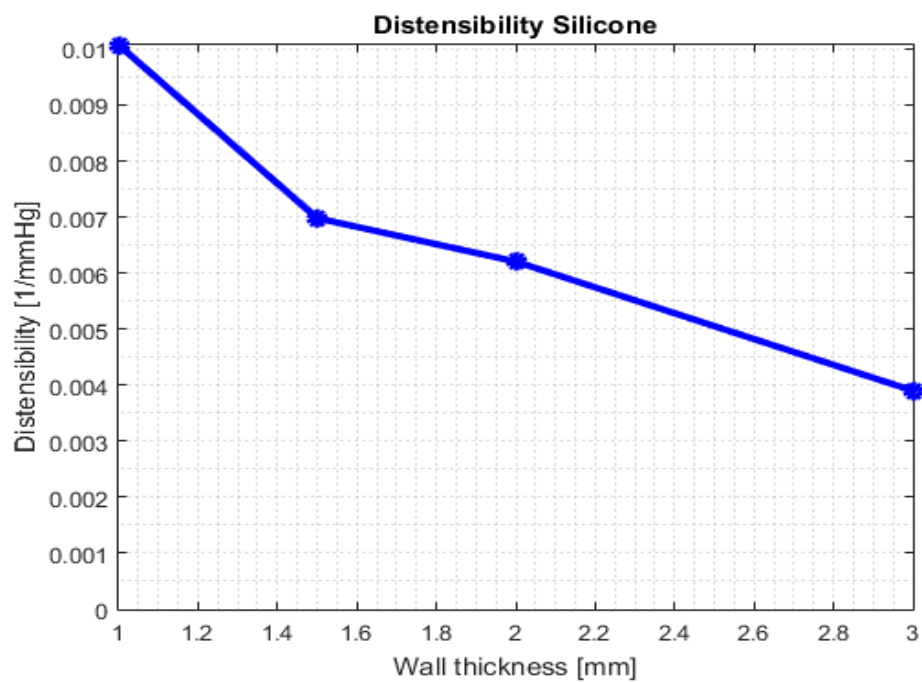


Figura 40 Distensibilità misurata nei provini di silicone al variare dello spessore

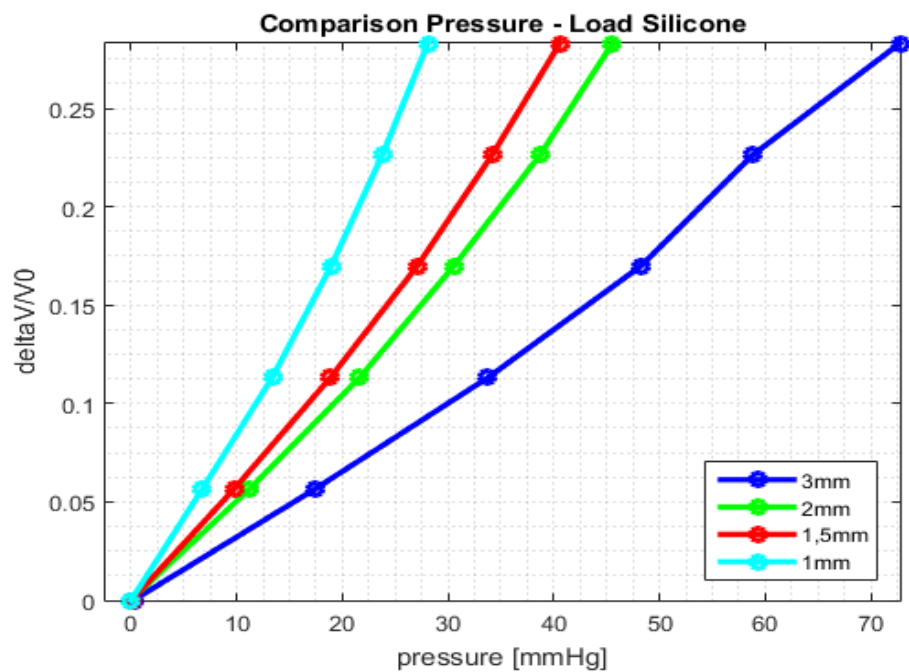


Figura 41 Confronto pressione-incremento di volume tra i vari spessori di provino di silicone.

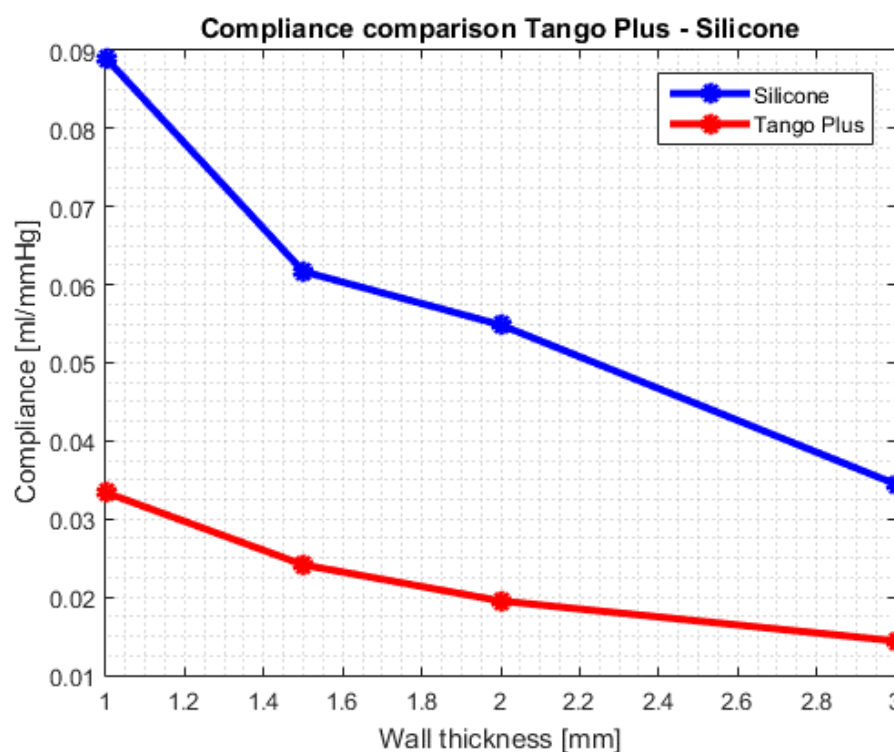


Figura 42 Confronto tra la compliance del silicone e quella del Tango Plus.

Nell'immagine 42 si può notare che aumentando lo spessore dei provini il calo di compliance del silicone è molto più brusco rispetto al Tango Plus, che risulta avere un calo più dolce. A questo proposito si osserva anche che tra il provino di spessore 1 mm e quello di spessore 3 mm si ha una riduzione di 2.57 volte per quanto riguarda il silicone e di 2.33 volte nel Tango Plus.

Analizzando i dati dei grafici pressione-variazione di volume è chiaro che il Tango Plus all'aumentare della pressione varia meno il proprio volume interno se paragonato al silicone. Si nota anche che il provino di spessore 3 mm in entrambi i materiali risulta molto più rigido degli altri e ha un irrigidimento più brusco al crescere della pressione, come si vede dall'inclinazione della curva pressione-variazione di volume.

La figura 42 mostra che la compliance del provino di spessore minore in Tango Plus (1 mm) è circa la stessa del provino di spessore maggiore in silicone (3 mm). Questo riconferma il comportamento riscontrato nelle prove biassiali.

Alla luce di questa differenza di comportamento tra i due materiali la scelta della dimensione di parete da utilizzare nel prototipo di arco aortico sarà da un lato spinta verso spessori di parete elevati per avere determinate caratteristiche di resistenza meccanica, e dall'altro si indirizzerà verso spessori sottili per venire incontro alle esigenze di compliance che il modello deve avere per rappresentare al meglio un'aorta reale. Come nella maggior parte delle scelte ingegneristiche, si dovrà adottare una soluzione di compromesso tra i due al fine di raggiungere lo spessore ottimo. I modelli in silicone finora realizzati hanno spessore di parete compreso tra 2.5 e 3 mm. Lo spessore ottimale sarà determinato tenendo conto di questo, delle prove finora descritte ma anche del comportamento a fatica e a creep.

6.5 Estrapolazione dati equibiassiali

Preso atto che i provini sono dei cilindri il cui spessore non è trascurabile rispetto alla lunghezza totale e hanno le due estremità chiuse, è possibile considerarli come dei serbatoi caricati con pressione interna utilizzando la teoria dei gusci spessi.

Partendo da essa è possibile ricavare le due formule sottostanti che permettono di calcolare la tensione radiale e la tensione tangenziale agenti sulla parete del serbatoio.

$$\sigma_r = p \frac{r_i^2}{r_e^2 - r_i^2} \left[1 - \left(\frac{r_e}{r} \right)^2 \right],$$

$$\sigma_t = p \frac{r_i^2}{r_e^2 - r_i^2} \left[1 + \left(\frac{r_e}{r} \right)^2 \right]$$

dove

σ_r è la tensione radiale,

σ_t è la tensione tangenziale,

r_e è il raggio esterno del provino,

r_i quello interno,

p la pressione agente dall'interno,

r è il raggio del punto in cui si vogliono calcolare σ_r e σ_t .

Dalle tensioni radiale e tangenziale, utilizzando il criterio di Guest, si trova la tensione ideale, che è massima in corrispondenza del raggio interno. Si è deciso di utilizzare il criterio di Guest in quanto molto cautelativo.

La pressione interna è misurata attraverso la strumentazione collegata al software LabView ed è quindi un dato noto. A questo punto è solamente necessario sostituire i valori all'interno delle formule per ottenere le tensioni desiderate.

Nel grafico sottostante sono mostrati gli andamenti della tensione al variare del volume interno per i vari spessori di provino.

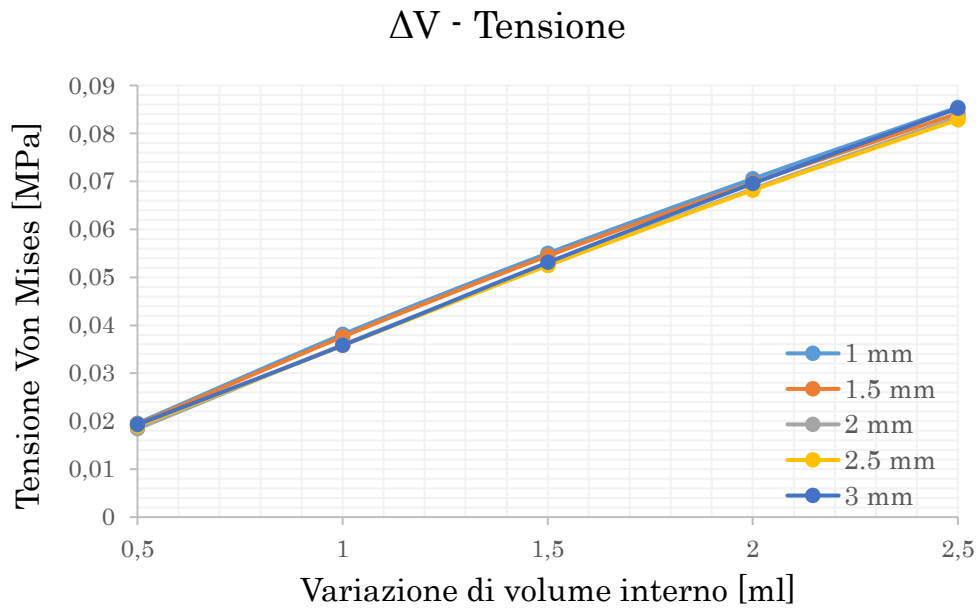


Figura 43 Tensioni al variare del volume iniettato nei provini.

Si nota in figura 43 che al variare degli spessori l'andamento della curva ΔV non varia, eccetto per il provino di spessore 3 mm che ha un lieve incremento di pressione per lo step 2.5 ml.

Con questi dati a disposizione si può confrontare con quanto ottenuto dalle prove equibiassiali. Ponendo per ipotesi che la deformazione subita dai provini cilindrici sia costante lungo tutta la lunghezza della zona di misura (cioè i 50 mm liberi dai supporti cilindrici), si può calcolare la deformazione ingegneristica subita dal materiale sulla circonferenza. Dopo aver ricavato il raggio del cilindro deformato e, di conseguenza, la circonferenza deformata, si applica

$$\varepsilon = \frac{l - l_0}{l_0}$$

Dove l è la misura della circonferenza deformata ed l_0 è la misura della circonferenza indeformata.

I valori di tensione e deformazione ricavati da questa teoria sono presentati in figura 44.

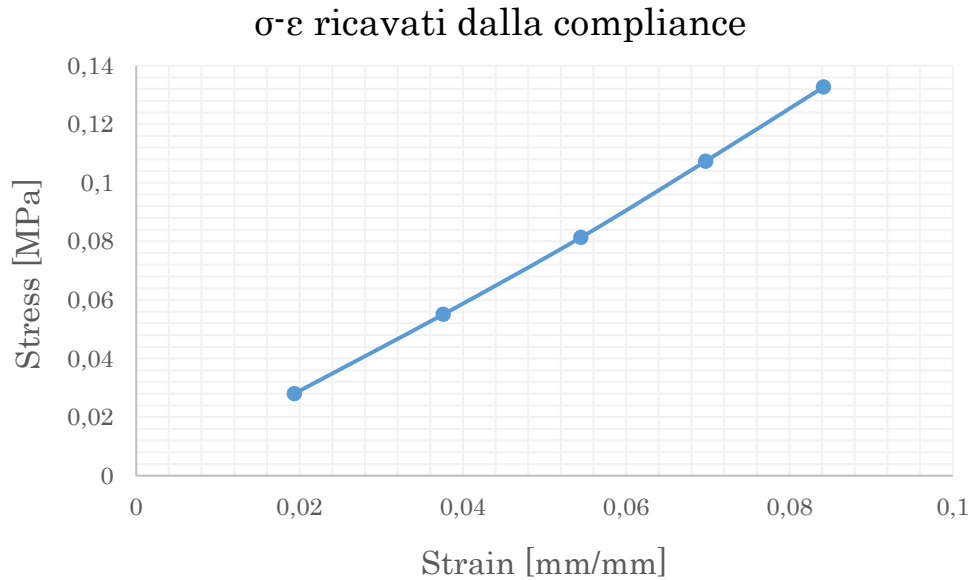


Figura 44 Curva tensione-deformazione estrapolata dalla compliance.

Prendendo il caso di volume interno massimo ($V_0 + 2.5$ ml) si ottiene una deformazione del 13.3%. Mentre nel modello ricavato dall'applicazione della teoria dei gusci spessi a questa deformazione corrisponde una tensione di circa 0.082 MPa, nelle misurazioni equibiassiali effettuate su provini piani si ha una tensione di circa 0.15 MPa. I due dati sono diversi fra loro, quasi l'uno la metà dell'altro quindi si è giunti alla conclusione che la teoria dei gusci spessi in questo caso non fornisce dati attendibili. Una possibile causa di ciò è l'aver preso l'ipotesi semplificativa di deformazione uniforme sul tratto utile del provino, che potrebbe portare ad errori di valutazione. Non è però da escludere la presenza di errori di acquisizione nelle prove biassiali che potrebbero aver portato a conclusioni eccessivamente fuorvianti. Per questo motivo quindi ci sono possibilità di sviluppi futuri riguardo a questo tema, ad esempio

migliorando i sistemi di fissaggio dei provini sulla macchina di prova biassiale.

Capitolo 7

Prova a Creep

7.1 Definizione e normative

Quando ad una gomma viene applicata una tensione costante, la deformazione non è costante ma aumenta gradualmente nel tempo. Questo comportamento è chiamato creep. Il test a creep dunque è di particolare interesse dove la gomma è utilizzata con carichi costanti. La temperatura di transizione vetrosa degli elastomeri è al di sotto della temperatura ambiente, quindi questo fenomeno è sicuramente presente.

I processi responsabili del creep possono essere di natura fisica o chimica, e in condizioni di utilizzo normale entrambi i processi avvengono simultaneamente. Tuttavia a temperature basse o ambiente e/o tempi brevi, il creep è dominato da processi fisici, mentre ad alte temperature e/o tempi lunghi i processi chimici sono predominanti.

In generale, il creep fisico risulta essere direttamente proporzionale al tempo logaritmico, e il creep chimico proporzionale al tempo lineare.

Nell'eseguire i test si è cercato di seguire le linee guida della normativa ISO 8013:2006 riguardante il creep a compressione e a taglio di gomme vulcanizzate. Non esistono purtroppo indicazioni sul

creep a trazione per gomme elastomeriche in quanto, di norma, le gomme sono utilizzate come smorzatori di vibrazioni in montaggi statici, dunque operano in stati di compressione o taglio solamente.

La normativa sottolinea la necessità di specificare temperatura e intervalli di tempo poiché test eseguiti a temperature maggiori accelerano i test stessi, dando informazioni valide anche per il creep a temperature inferiori. Ulteriori dati da considerare sono la deformazione iniziale e la storia di carico del provino, poiché anche questi possono influenzare il creep misurato.

7.2 La realizzazione dei test

Per eseguire la prova a creep sono stati utilizzati provini ad osso di cane uguali a quelli scelti nella prova di trazione monoassiale. Sono stati stampati secondo la disposizione xy, cioè con dimensione maggiore posta lungo l'asse x.

Si riportano di seguito in figura 45 le dimensioni dei provini.

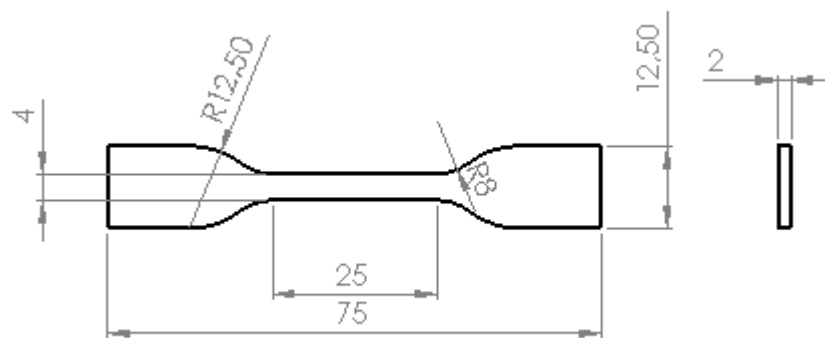


Figura 45 Misure dei provini utilizzati per le prove a creep.

Tutti i provini sono stati stampati con l'opzione “matte” per avere uniformità di superficie e dunque di condizioni di prova.

L'apparato di prova utilizzato è mostrato nella figura 46 sottostante. Esso è stato auto costruito in laboratorio e consiste in una scaffalatura imbullonata il cui scopo è sostenere una piastra in alluminio e il fondo su cui è fissato un foglio di carta millimetrata. Per poter applicare una tensione costante al provino, si sono utilizzati dei pesi calibrati fissati al campione per mezzo di griffe in lamiera metallica.

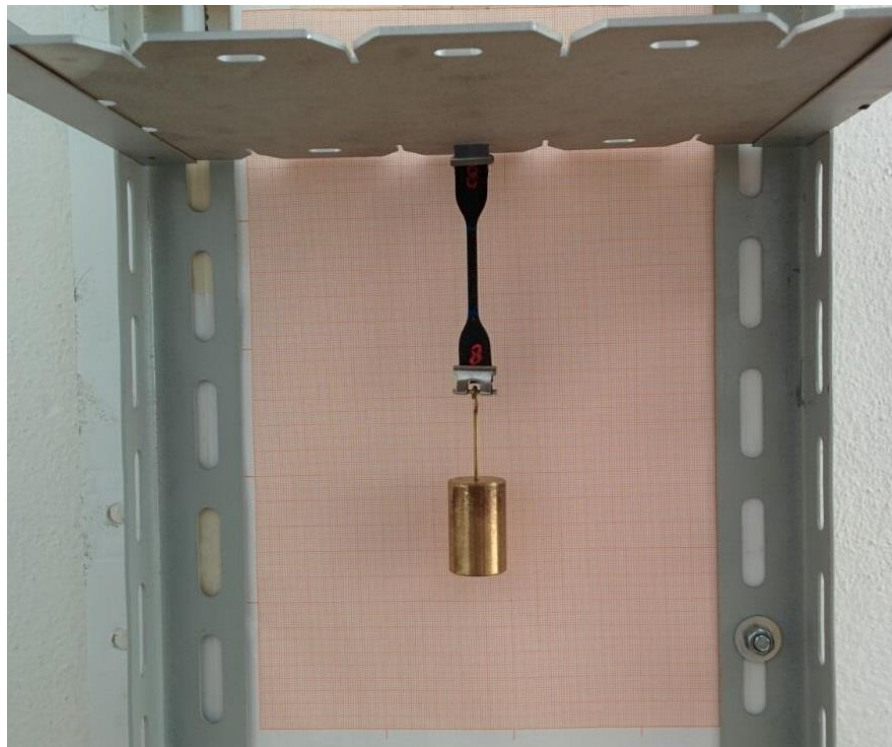


Figura 46 Vista d'insieme del setup utilizzato per i test a creep.

La piastra in alluminio funge da supporto per la griffa superiore che tiene il provino in posizione. La griffa inferiore è stata intagliata appositamente per poter ospitare un perno a cui i vari pesetti sono stati agganciati.

Per cogliere la deformazione allo scorrere del tempo si è utilizzato un sistema ottico associato alla griglia di riferimento data dalla carta millimetrata. Durante le prove i provini sono stati dunque fotografati

con frequenza di campionamento variabile a seconda che la prova fosse eseguita a temperatura ambiente (22°C) o a caldo (37°C) rispettivamente ogni 120 secondi e ogni 60 secondi. Le prove a 37°C sono state effettuate per cogliere il comportamento del materiale a quella che sarà l'effettiva temperatura di esercizio del prototipo di arco aortico nel momento in cui verrà installato nel pulse duplicator. Per eseguire queste ultime prove si è posta una resistenza elettrica che scaldasse l'intero apparato e di conseguenza i provini.

Sono stati utilizzati tre diversi pesetti, 125 g, 150 g e 200 g, per valutare diverse tensioni sul materiale. Dopo il primo test effettuato con il peso da 200 g si è considerato opportuno ridurre il valore optando per il valore di 150 g visto che il cedimento del materiale è avvenuto dopo soli 7 minuti. In figura 47 si può vedere un provino in fase di rottura.

Utilizzando il peso di 150 grammi sono stati testati tre provini a temperatura ambiente (22°C) e tre provini a 37°C. Un ulteriore provino (numero 7 in tabella) è stato testato a temperatura ambiente con un peso di 125 grammi per capire se fosse presente un carico minimo da cui il fenomeno del creep risultasse trascurabile, non determinando una deformazione apprezzabile in un intervallo di tempo molto lungo.

Tutti i campioni sono stati testati fino a rottura, eccetto il provino 7, la cui prova è stata interrotta dopo 25 ore.



Figura 47 Un provino fotografato nell'istante della rottura.

7.3 Risultati e considerazioni

In tabella 7 si possono osservare i risultati dei test a creep effettuati.

Provino	Peso [g]	Temperatura [°C]	Durata [h:m]	Deformazione [mm]
1	150	22	1:10	1
2	150	22	1:05	0.5
3	150	22	1:00	0.5
4	150	37	0:28	0.25
5	150	37	0:22	0.25
6	150	37	0:18	0.25

7	125	22	25:00	0
8	200	22	0:07	1

Tabella 7 Risultati dei test a creep a temperatura ambiente e a caldo

Da questi dati si può affermare che a temperatura ambiente la causa principale di danneggiamento per i provini sia il creep fisico visto che i tempi a rottura si aggirano attorno all'ora.

Anche per quanto riguarda i test “a caldo” si può considerare il danneggiamento fisico la causa principale della rottura.

Esaminando i risultati dei test si nota che i tempi a rottura con il peso da 150 grammi si assestano sull'ora. Eseguendo un semplice calcolo, considerando che l'area del provino è di 8 mm² (2 mm * 4 mm) e che 150 grammi danno una forza peso di 1.47 N, la tensione applicata ai campioni è pari a 0.18375 MPa.

Conoscendo la pressione sanguigna in una arteria (80-120 mmHg) si può, utilizzando la teoria dei gusci spessi, affermare che le sollecitazioni a cui sarà sottoposto il prototipo saranno attorno al range 0.087 - 0,131 MPa. Detto questo si può affermare che in esercizio il fenomeno del creep può essere considerato trascurabile se si opera a temperatura ambiente, poiché le tensioni di esercizio sono ben al di sotto della tensione minima a cui si è osservato il manifestarsi dello scorrimento viscoso.

A riconferma di questo la prova eseguita con il peso da 125 grammi non ha mostrato deformazione evidente nonostante sia durata 25 ore, un tempo ben al di sopra di ogni possibile utilizzo del prototipo di arco aortico nel pulse simulator.

Per quanto riguarda il caso del creep “a caldo” la situazione potrebbe essere diversa poiché si è osservato che i tempi di cedimento si riducono ad un terzo rispetto a quelli a temperatura ambiente.

Considerando il fatto che l'obiettivo finale del progetto è quello di ottenere un prototipo che possa lavorare alla temperatura del corpo umano, il cedimento a creep potrebbe risultare essere una variabile di cui tenere conto. Una soluzione, potrebbe essere quella di disconnettere il prototipo prima di raggiungere i tempi necessari alla rottura per permettere al materiale di rilassare le tensioni e recuperare la deformazione viscosa.

Ulteriore soluzione a questo tipo di problema è l'utilizzo del modello alla sola temperatura ambiente, in modo da permettere tempi di esercizio più lunghi. Quest'ultima possibilità però toglierebbe al lavoro una sua ipotesi fondamentale, cioè di studiare il comportamento del sistema circolatorio umano alla temperatura interna del corpo di 37°C.

Capitolo 8

Analisi della superficie interna

8.1 Il set up sperimentale

Uno dei requisiti posti per il prototipo di aorta è la maggior corrispondenza possibile del prodotto ad un'aorta reale. Uno dei loro obiettivi infatti è quello di studiare il flusso del sangue all'interno di un'arteria umana considerando tutte le piccole imperfezioni che la distinguono da un modello ideale di tubo liscio e privo di difetti. Per questo motivo è importante che la superficie interna del prototipo sia il più possibile corrispondente al modello CAD, per non introdurre nell'analisi delle possibili fonti di errore.

È dunque importante conoscere lo stato della superficie interna del prototipo, che è stato esemplificato con dei provini tubolari di diametro 15 mm e spessore 1.5 mm. Questi sono stati tagliati ed aperti per essere analizzati con un profilometro PLu neox Optical Profilers (mostrato in figura 48) che ha permesso di studiare i difetti presenti sulla superficie.



Figura 48 Il profilometro PLu neox Optical Profilers presente nel laboratorio Te.Si.

Sullo stesso campione di materiale sono state eseguite varie misurazioni differenti: topografie estese e misure del profilo per ottenere informazioni sulla rugosità superficiale. Considerando l'elevato numero di dati sperimentali raccolti per ottenere ogni singola misurazione, si è analizzato solamente un quarto della circonferenza interna del provino, poiché i restanti tre quarti sono simmetrici ad esso. Conoscendo il raggio interno del provino si ha subito la lunghezza di un quarto di circonferenza che è uguale a 12 mm, che è la porzione di tubo analizzata.

Le misurazioni sono state eseguite su dei provini stampati in Tango Black Plus, materiale che ha le stesse caratteristiche del Tango Plus ma, come dice il nome stesso, è di colore nero. Questo comporta una complicazione per la misurazione, infatti il colore nero tende ad

assorbire le luce piuttosto che rifletterla, riducendo in questo modo la precisione dell'acquisizione. Per mitigare questo problema si è proceduto a regolare al meglio il livello di luminosità sul campione, così da evitare zone scure o addirittura vuoti nell'immagine per mancanza di dati.

8.2 Procedura di analisi adottata

Una volta preparato il provino tagliando una sezione di cilindro e svolgendo la circonferenza su un piano, si procede al posizionamento del campione sul piatto mobile dello strumento. Usando i comandi a joystick per spostamenti ampi si deve collocare il campione indicativamente sotto l'obiettivo, usando come indicazione approssimativa la luce blu proiettata sul piano che rappresenta la posizione del punto focale dell'obiettivo. A questo punto si sceglie l'impostazione "brightfield" e si utilizza l'obiettivo 2.5x avendo cura di selezionarlo anche nel programma. Utilizzando la manopola del joystick si varia la distanza lungo l'asse z, alzando o abbassando la testa di misura (e quindi il corpo obiettivi) a seconda delle esigenze, fino a che l'immagine non risulta a fuoco. A questo punto, sempre utilizzando il joystick, ci si sposta nel piano x-y per trovare la porzione di provino in cui si desidera eseguire la misurazione, lasciando al di fuori del campo visivo dell'obiettivo i bordi del componente e i sistemi di fissaggio dello stesso sul piano.

Una volta determinato il campo in cui si vogliono raccogliere dati, si può cambiare l'obiettivo (5x, 20x, 100x) a seconda dell'accuratezza che si desidera avere nella misurazione. In questo caso è stato usato l'obiettivo con ingrandimento 20x, ritenuto il giusto compromesso tra accuratezza e ampiezza della zona misurata. Dopo aver cambiato

l'obiettivo è necessario modificare l'impostazione di visualizzazione da "brightfield" a "confocale".

Si deve a questo punto eseguire una procedura che permetterà di avere una buona esposizione luminosa per la maggior parte delle superfici del provino. Per provini piatti e lisci, buona parte della superficie sarà a fuoco contemporaneamente, mentre per provini ruvidi o inclinati, solamente alcune parti lo saranno.

Di seguito la procedura per una buona illuminazione durante tutta la durata della prova:

- Utilizzando la manopola del joystick, ci si porta ad una distanza dal piano per cui l'immagine il provino è completamente fuori fuoco
- Si definisce in questa posizione un punto di riferimento con l'apposito pulsante nel pannello dei comandi.
- Si muove la testa di misurazione nel verso opposto rispetto a quello utilizzato precedentemente, passando così per le varie distanze dal piano in cui differenti zone del provino sono a fuoco.
- Si continua questo movimento finché non si ottiene una situazione simile alla precedente, cioè di assenza di zone del campione a fuoco
- Ci si segna la posizione relativa lungo l'asse z della testa.
- Posizionandosi a metà di questa altezza si ridefinisce lo zero degli assi relativi e si effettua un autofocus per adattare la luminosità.
- Si utilizza questa stessa misura per stabilire il campo in cui si effettuerà la misurazione che sarà simmetrica o asimmetrica rispetto al punto di zero relativo a seconda delle esigenze.

Attraverso questa procedura si imposta la luminosità in maniera ottimale per un punto a metà della corsa che la testa effettua durante la misurazione, di modo che l'esposizione risulterà buona per ogni punto nel range determinato precedentemente.

8.3 Risultati

Di seguito alcune foto prese dai test eseguiti sulla superficie.

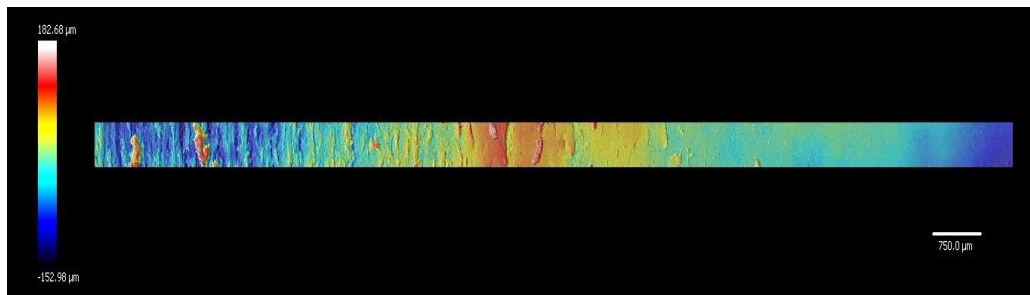


Figura 49 Topografia estesa eseguita con obiettivo 20x in visualizzazione contour.

Nella immagine 49 si può vedere il risultato di una topografia estesa con visualizzazione dei contorni. I colori utilizzati non sono quelli effettivamente presenti sul campione, ma sono dei falsi colori utilizzati per distinguere e differenziare la posizione delle varie superfici nel piano x-y e lungo l'asse z. Per ottenere questo risultato è stato utilizzato un obiettivo confocale con ingrandimento 20x. Dall'immagine si ha un'idea di quello che già si poteva percepire al tatto sfiorando la superficie interna del componente tubolare, cioè una differenza di rugosità sostanziale tra le coppie di pareti inferiore e superiore e quelle laterali.

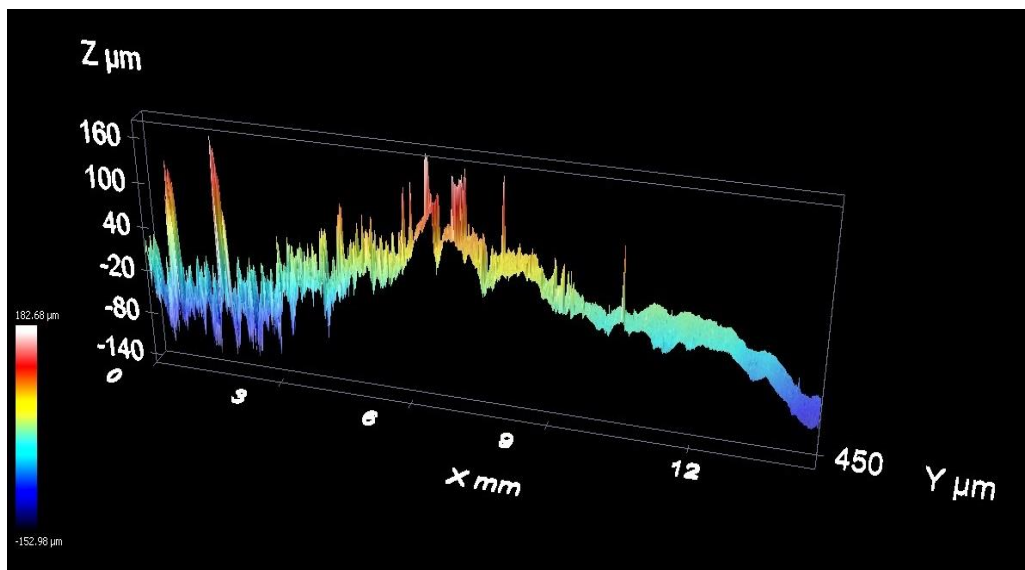


Figura 50 Topografia estesa con obiettivo 20x in visualizzazione isometrica.

Nell'immagine 50 si osserva lo stesso concetto dell'immagine precedente ma questa volta con una topografia in visualizzazione estesa isometrica. I toni di colore che più si avvicinano al rosso rappresentano i picchi della superficie mentre il blu rappresenta i punti più bassi.

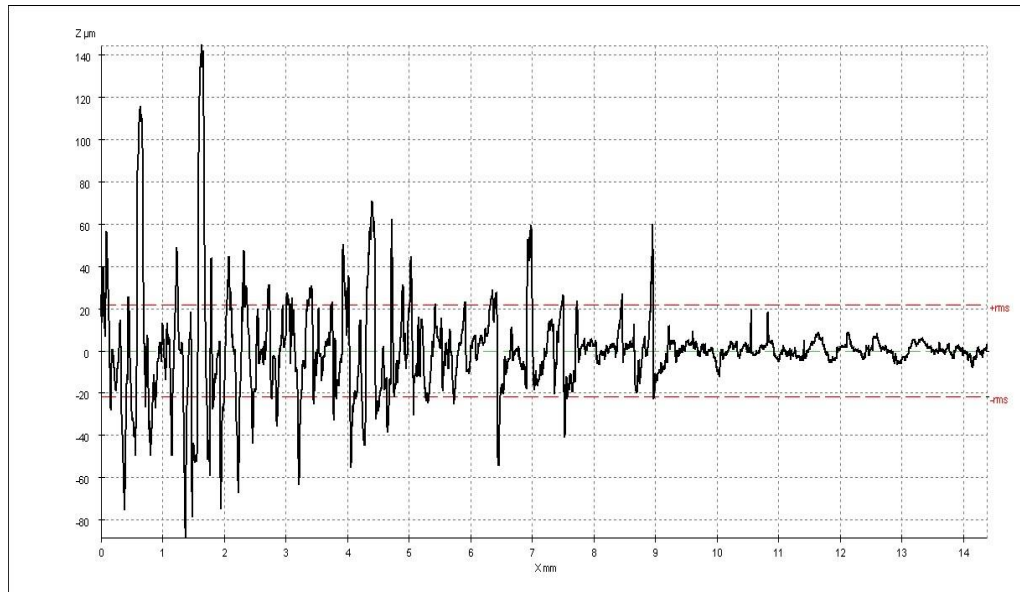


Figura 51 Analisi del profilo della superficie ottenuta con un obiettivo 20x.

Nell'immagine 51 è mostrata la rugosità superficiale è ancora più evidente come la parte finale della misura sia la più liscia, mentre quella iniziale sia molto frastagliata, arrivando ad una altezza di picco massimo $R_p=144.4 \mu\text{m}$ contro quella media che è pari a $12.226 \mu\text{m}$. Altri parametri di rugosità che si ricavano sono la profondità di valle massima R_v e l'altezza massima del profilo R_t (data dalla somma di R_t e R_v).

Roughness Profile Parameters					
2D: Roughness / Gaussian / Lc = 0.80mm / Ls = 2.5µm / # cutoff = 0					
3D: FFT Filters Low Pass fc 1.0 %					
Height					
Ra: 12.226 µm	Rt: 232.7 µm	RzISO:	?	µm	
Rq: 21.69 µm	Rti: ►	RmaxISO:	?	µm	
Rp: 144.4 µm	Rpm: ? µm	RzDIN:	?	µm	
Rv: 88.33 µm	Rpi: ►	RmaxDIN:	?	µm	
Spacing	Hybrid	Shape			
Smi: ►	Dela: 0.582 mrad	Rsk:	1.815 µm		
Sm: 60.31 µm	Delq: 1.132 mrad	Rku:	14.11 µm		
Pc: 8.830 peaks/mm					

Figura 52 Pannello presente nel software del profilometro che indica le varie misure di rugosità della superficie.

8.4 Discussione dei risultati

La causa di queste differenze nella qualità della superficie sono da rintracciare nel principio su cui si basa la tecnologia della manifattura additiva, la costruzione per layer. Come si può notare nel semplice esempio di figura 53, nella posizione A, cioè quella posta sul fondo e per simmetria sulla sommità e sui lati “verticali” della circonferenza, sono necessari pochi layer per coprire una superficie ampia. Nelle porzioni “in angolo”, rappresentate in B, invece sono necessari molti layer per costruire la curvatura, risultando in una superficie più a gradini.

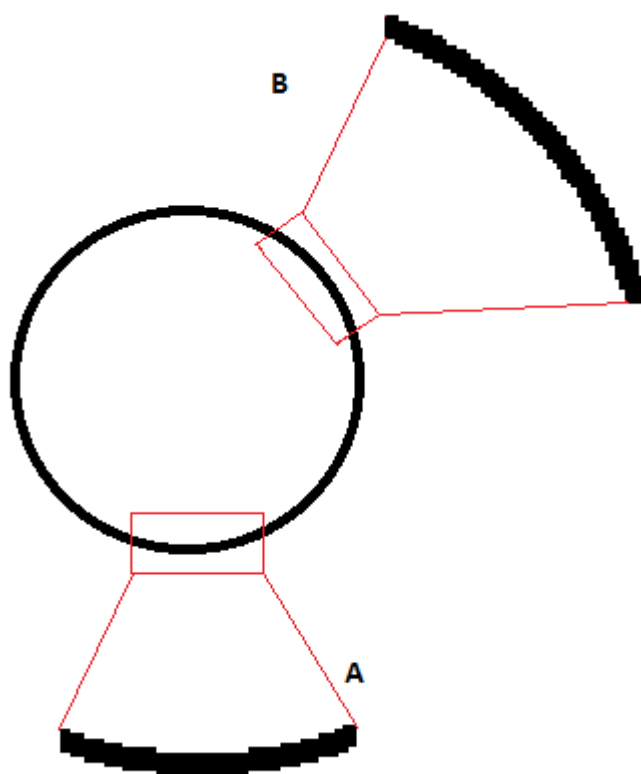


Figura 53 Stratificazione dei layer in una superficie curva.

Questo fenomeno risulta essere accentuato dall'utilizzo del materiale di supporto per stampare i provini, infatti utilizzando il metodo di post processing a getto d'acqua in pressione, esso risulta di difficile rimozione in superfici interne o poco accessibili. In alcuni casi in cui una parte del materiale di supporto resta sul provino, la finitura superficiale ne risente non rispettando le tolleranze di forma prestabilite.

Una possibile soluzione a questo problema è data dal materiale di supporto solubile in acqua e soda, che semplicemente posto a contatto con questa soluzione viene eliminato lasciando la superficie del pezzo pulita.

L'arco aortico ha una particolare conformazione, esso infatti, che come si vede nell'immagine 54, si sviluppa in due piani distinti aumentando ulteriormente la complessità geometrica.



Figura 54 Modello virtuale dell'arco aortico ottenuto da tomografia.

Il problema della finitura superficiale dunque non è da sottovalutare poiché all'interno del prototipo ci saranno sicuramente zone ottimali, in cui cioè i layer saranno orientati in maniera tale da fornire una buona qualità della superficie e zone meno favorevoli in cui si avrà rugosità elevata come mostrato dalla analisi al profilometro.

Capitolo 9

Comportamento a fatica

9.1 Considerazioni preliminari

L'azienda produttrice non fornisce alcuna informazione sulla vita a fatica del materiale Tango Plus, quindi si è rivolta l'attenzione alla letteratura in materia. Si è rivelato chiaro fin da subito che gli studi sul comportamento sia statico che a fatica degli elastomeri prodotti per manifattura additiva sono molto pochi e la maggior parte delle volte si concentrano su aspetti parziali, senza arrivare a stabilire una linea generale su cui basare eventuali scelte progettuali.

Uno studio interessante a riguardo è stato condotto da J. P. Moore e C. B. Williams [17]. Nel loro lavoro analizzano il comportamento a fatica di provini ad osso di cane di Tango Black Plus sottoposti a tensione monoassiale. Il loro approccio, in mancanza di informazioni in letteratura si è basato sugli studi a fatica negli elastomeri tradizionali. Questo hanno come caratteristica fondamentale la capacità di subire grandi e ripetute elongazioni senza avere deformazioni permanenti o rottura. Osservando come in essi il fenomeno della fatica è il risultato della propagazione di piccoli difetti presenti nel materiale dovuti al processo produttivo (Gent et al., 1964; Lake and Lindley, 1964) [18]

[19], Gibson e Rosen (2009) [20] sono arrivati a dire che le imperfezioni e i vuoti causati dalla metodologia a layer possono ridurre significativamente la vita a fatica di elastomeri stampati.

Gli studi presenti in letteratura analizzano il comportamento a fatica a trazione, ma nel caso specifico di studio del comportamento dell'arco aortico, le tensioni monoassiali ricoprono un ruolo minoritario dato che questo giace in posizione distesa all'interno della camera aortica del pulse simulator come si può vedere in figura 55.



Figura 55 L'arco aortico posizionato all'interno della camera aortica presente nel laboratorio He.R.

In questo caso le sollecitazioni sono principalmente biassiali quindi si è dovuto procedere all'ideazione e alla successiva realizzazione di un dispositivo per quantificare la vita a fatica di provini tubolari che rappresentano, esemplificandola, l'aorta umana.

9.2 Il dispositivo per il test a fatica

Prendendo i dati ricavati da J. P. Moore e C. B. Williams [17] per la fatica monoassiale, si è avuta, in linea di massima, un'idea delle specifiche che avrebbe dovuto avere il dispositivo per poter effettuare le prove.

Provino	Cicli a rottura	Zona di rottura
1	568	collo
2	1259	collo
3	1003	collo
4	787	collo
5	1158	collo
6	1226	collo
7	807	collo
8	1105	collo
9	841	collo
10	1020	collo
11	1617	collo
12	1367	collo

Tabella 8 Fatica a trazione in provini ad osso di cane in Tango Black Plus

Nella fase di ideazione del dispositivo, ci si è ispirati al funzionamento del pulse duplicator, in modo da poter eseguire delle prove in condizioni di carico il più vicino possibile a quelle in esercizio. Per questo motivo si è voluto replicare un ciclo di carico impulsivo come è quello del cuore umano, abbandonando il classico schema di carico sinusoidale solitamente utilizzato nelle prove a fatica.

Il dispositivo è composto da cinque parti principali:

1. una base di fissaggio;
2. un sistema di supporti per il provino;

3. una siringa graduata;
4. un sistema a glifo oscillante con relativo supporto;
5. un motoriduttore;

Di seguito la descrizione delle singole parti, che possono essere osservate nella figura 56 sottostante.

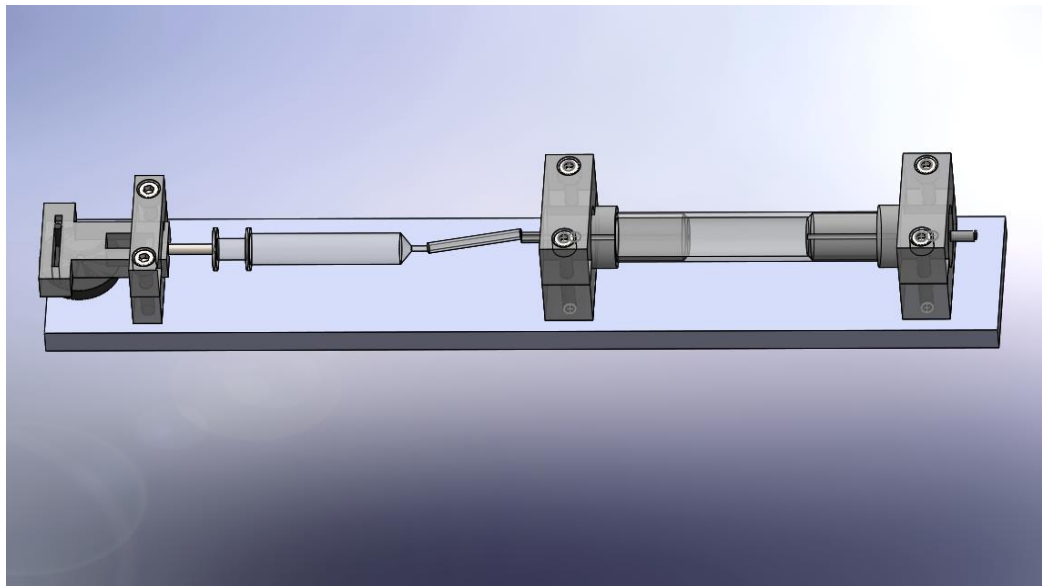


Figura 56 Modello virtuale CAD del dispositivo realizzato per i test a fatica.

La base di fissaggio è una tavola in legno in cui sono stati eseguiti dei fori passanti per consentire il fissaggio attraverso bulloni M5 a cava esagonale di tutti i vari componenti.

Il sistema di supporto per il provino realizzato è molto simile a quello utilizzato nelle prove di compliance e consiste in due supporti cilindrici, uno per ogni estremità dei provini, che a loro volta vengono tenuti in posizione da quattro sostegni fissati alla base. Il supporto di fondo presenta un foro filettato che ospita una vite M8 utilizzata nelle operazioni di carico e scarico acqua.

La siringa è graduata ogni 0.2 ml ed ha un volume massimo di iniezione di 5 ml. Essa è collegata attraverso un tubo in PVC del diametro di 2.5 mm considerato non comprimibile ai fini della prova. Il sistema a glifo oscillante è una variante del meccanismo a camma e trasforma il moto rotatorio dato dal motoriduttore in moto rettilineo. Questo meccanismo permette di ricreare al meglio la pulsazione cardiaca poiché al punto morto superiore e a quello inferiore vi è una interruzione della traslazione dello stantuffo della siringa che determina così un carico pulsatile.

Il motoriduttore ha le seguenti specifiche:

Velocità di uscita	66 giri/min
Tensione di alimentazione	12 V nominali, 12 → 24 V c.c.
Coppia in uscita massima	1000 gcm
Tipo di motore c.c.	Con spazzole
Diametro asse	4mm
Potenza nominale	1,31 W
Tipo di riduttore	A ingranaggi
Lunghezza	51mm
Larghezza	27mm
Corrente nominale	190 mA
Costruzione nucleo	Nucleo ferroso

Tabella 9 Specifiche del motoriduttore



Figura 57 Prototipo del tester a fatica

Il funzionamento del dispositivo mostrato in figura 57 è molto intuitivo. Il moto rotatorio del motoriduttore è trasmesso, attraverso una ruota con un perno, al glifo oscillante. Questo trasforma il moto rotatorio in moto rettilineo e a sua volta mette in movimento lo stantuffo della siringa che inietta una quantità prestabilita di acqua nel provino, facendo quindi aumentare la pressione interna allo stesso e sollecitandolo ciclicamente.

Tutti i componenti del sistema di supporto e dell'insieme a glifo oscillante sono stati progettati attraverso il software SolidWorks e stampati in VeroClear mediante la stampante 3D Stratasys Objet 30 presente nel laboratorio Te.Si. di Rovigo.

9.3 Procedura utilizzata

Tutti i provini sono stati stampati nella Objet Connex 350 in “digital material” con finitura superficiale “matte” per garantire uniformità alla superficie. Successivamente si sono puliti dal materiale di

supporto attraverso un getto d'acqua in pressione, facendo attenzione per evitare possibili danneggiamenti. Le prove sono state eseguite su provini in Tango Black Plus, che ha le stesse caratteristiche del Tango Plus ma è di colore nero.

I campioni sono stati stampati in posizione orizzontale (piano xy) con asse di simmetria parallelo all'asse x e sono stati disposti in modo tale che fossero stampati in una sola passata (per layer) della testina. Questo per assicurare una esposizione uniforme ai raggi UV delle lampade.

Il post processing, cioè la rimozione e pulizia del materiale di supporto, è stato effettuato, come per i campioni stampati per le prove nei capitoli precedenti, attraverso un getto d'acqua in pressione.

Le prove sono state eseguite a temperatura ambiente, avendo cura che all'interno del dispositivo non vi fossero bolle d'aria. L'aria infatti, essendo comprimibile, sarebbe andata ridurre la pressione indotta nel provino riducendo di conseguenza le tensioni agenti sul materiale, andando così a falsare i dati sulla vita a fatica.

La pressione con cui eseguire i test è stata scelta partendo dai dati misurati durante le prove di compliance, mostrati nella figura sottostante. Si è fatto in modo che essa fosse di poco superiore a quella a cui sarà sottoposto il prototipo di arco aortico, per capire quali potranno essere le tempistiche nel suo futuro utilizzo.

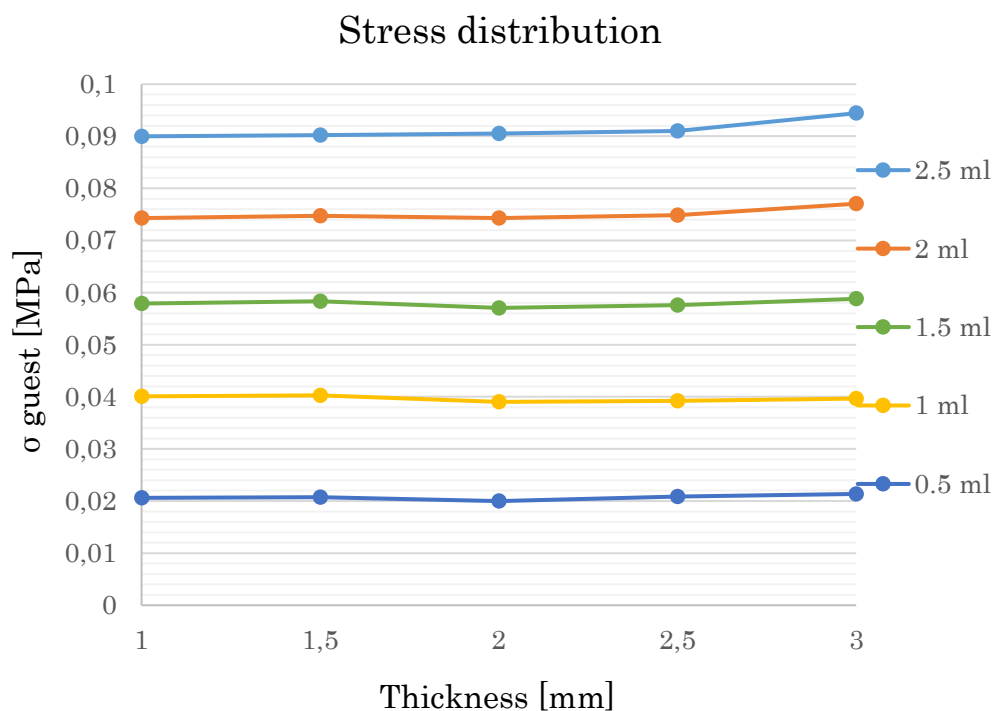


Figura 58 Dati di tensione ottenuti dalle prove di compliance

Per il prototipo si è ipotizzata una pressione di 100 mmHg, considerata una pressione media tra i valori di massima pressione sistolica di 120 mmHg e minima pressione diastolica di 80 mmHg.

Per misurare i cicli a fatica subiti dai provini si è utilizzato il seguente modus operandi:

- Dopo essersi assicurati dell'assenza di aria nel sistema, si chiude il sistema con l'apposita vite M8.
- Si ingrassano accuratamente le parti mobili del dispositivo per garantire un funzionamento fluido.
- Si connette il motoriduttore facendo attenzione ai poli, per mantenere in un'unica direzione il verso di rotazione nelle varie prove.
- Si misura la durata della prova con un cronometro.

Per ottenere una misura della vita a rottura si è misurato la frequenza del funzionamento, cioè quanti cicli al minuto compie il sistema, nel nostro caso 70 cicli/min, per poi moltiplicarla per il tempo necessario in minuti ad arrivare al cedimento dei provini.

Le prove sono state considerate concluse nel momento in cui:

1. Cricche evidenti si sono manifestate ad occhio nudo
2. Perdite di acqua hanno portato all'individuazione di cricche
3. Bolle d'aria nella siringa hanno portato all'individuazione del danno

Questo metodo ha un'incertezza di misura pari a circa due minuti, rendendo l'accuratezza del numero finale di cicli pari a circa un centinaio di cicli.

9.4 Risultati delle prove

Di seguito in tabella 10 vengono riportati i dati ottenuti durante i test.

Provino	Tempo a rottura [h:m]	Cicli a rottura
1 mm	0:37	2590
1.5 mm	1:44	7280
1.5 mm bis	1:31	6370
1.5 mm ter	2:12	9240
2 mm	4:09	17430
2.5 mm	6:08	25760

Tabella 10 Risultati dei test a fatica

Si è deciso di eseguire tre prove sul campione di spessore 1.5 mm poiché, considerando anche i risultati dei test di compliance e trazione, esso risulta il miglior compromesso tra risposta elastica e resistenza meccanica.

Dai risultati mostrati in figura 59 si può osservare come la vita a fatica aumenti considerevolmente con l'aumentare dello spessore, arrivando nei provini più sottili, più che a raddoppiare con una differenza di soli 0.5 mm di spessore.

Il vantaggio in termini di vita a fatica che si ottiene aumentando lo spessore però, comporta un calo della compliance del materiale, rendendo necessaria una scelta di compromesso tra i due.

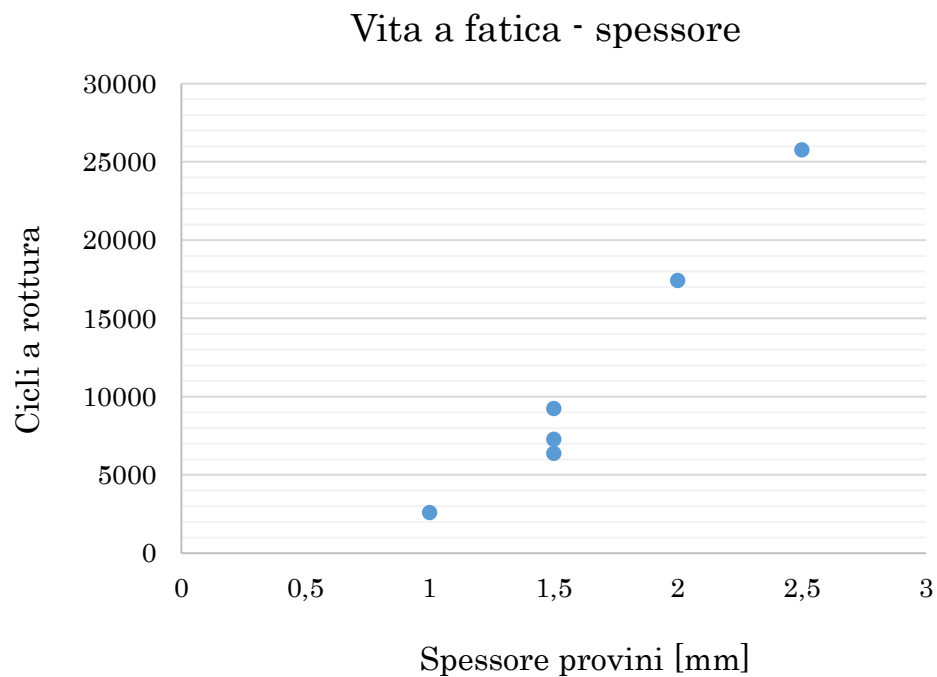


Figura 59 La curva fatica-spessore ottenuta dai dati sperimentali

Tenendo in considerazione che le tensioni applicate ai provini sono maggiori di quelle che il prototipo di arco aortico effettivamente

sopporterà, si può affermare che la sua vita a fatica sarà maggiore di quella rilevata durante i test.

9.5 Problemi nell'esecuzione delle prove

La ruota che collega il motoriduttore al glifo, in un primo momento realizzata in VeroClear, è stata ricostruita in metallo a seguito del suo cedimento per usura da parte dell'alberino in acciaio del motoriduttore. Al posto del perno ad esso integrato è stata utilizzata una vite M3 rivestita con un pezzo di tubo siliconico in modo da evitare l'usura del glifo su un materiale più resistente quale l'acciaio.

Il meccanismo deve essere costantemente controllato per assicurarsi che tutto funzioni al meglio, ingrassando accuratamente e periodicamente il glifo e la superficie di contatto tra stantuffo e corpo della siringa in modo da non porre sotto sforzo il motoriduttore.

Inizialmente era in previsione un ulteriore spessore di provino, quello da 3 mm. Durante le prime prove per testare e calibrare il prototipo di dispositivo, si era adottato un diametro di 18 mm per i supporti dei provini tubolari, ma questa misura provoca la rottura per creep dei provini da 3 mm di spessore in corrispondenza del supporto. I provini in questione si rompono per delaminazione di un layer e una volta iniziata la cricca non è possibile fermarla nemmeno stringendo il campione con una fascetta elastica. Per evitare problemi di questo genere il diametro esterno dei supporti è stato ridotto a 17 mm. Questa dimensione però non consente una sufficiente tenuta in pressione dei campioni, quindi è stato necessario applicare una comune fascetta elastica per consentire l'adeguato svolgimento delle

prove. Nel provino da 3 mm di spessore però questo espediente, seppur necessario, si è rivelato essere anche deleterio, poiché la tensione necessaria a cui stringere la fascetta affinché rendesse a tenuta di pressione il provino era sufficiente a rovinare il materiale stesso dopo meno di mezz'ora, falsando così il risultato della prova. Per questo motivo si è deciso di utilizzare un materiale siliconico che facesse da intermezzo tra i provini e le fascette, ridistribuendo su una superficie maggiore la pressione di bloccaggio esercitata e al contempo evitando che gli spigoli delle fascette rovinassero il materiale

Tenendo in considerazione il fatto che lo spessore da utilizzare per la costruzione del prototipo di arco aortico sarà di 1.5 mm, quindi di molto inferiore a 3 mm, si è deciso di non considerare lo studio più approfondito di quest'ultimo.

Conclusioni e sviluppi futuri

Conclusioni e discussione dei risultati

Questo lavoro di tesi ha studiato le proprietà del materiale Tango Plus, compatibile con la tecnologia Polyjet 3D printing, per poter stabilire la fattibilità della realizzazione di un prototipo di arco aortico attraverso questo materiale.

La parte principale del lavoro ha visto lo studio di varie proprietà meccaniche del materiale, a partire da resistenza e allungamento a trazione, per poi analizzare proprietà solitamente trascurate per gli elastomeri come il creep a trazione e la compliance. Infine si sono analizzati la finitura superficiale interna e il comportamento a fatica del materiale.

Lo studio del comportamento a creep e della fatica con sollecitazione biassiale impulsiva sono da evidenziare per la loro originalità considerando la quasi totale assenza di dati in letteratura e di normative a riguardo per i materiali in simil-gomma da manifattura additiva.

Le prove monoassiali seppur non presentino una situazione tensionale analoga a quella che ci sarà in esercizio, servono comunque come test preliminare per fornire un'indicazione di massima dell'ordine di grandezza delle tensioni in gioco e soprattutto servono a capire quale è l'andamento della curva tensione-deformazione che

caratterizza il materiale. I risultati delle prove a trazione rispecchiano i dati presenti in letteratura, dando prova della bontà delle misure eseguite. Le tensioni a rottura si sono attestate attorno agli 0.8 MPa e deformazioni a rottura attorno al 250 %. È stato rilevato un andamento non lineare della curva σ - ϵ , caratteristica peculiare degli elastomeri.

Per avere un'idea più chiara del comportamento che avrà il prototipo una volta che sarà installato nel pulse duplicator si sono eseguite le prove biassiali su campioni di spessore 1.5 mm. I risultati ottenuti hanno riconfermato l'andamento visto nelle prove monoassiali ed evidenziato, con la presenza di un ciclo di isteresi tra carico e scarico, un comportamento viscoelastico del materiale.

I test di compliance, necessari per poter confrontare la risposta elastica del Tango Plus con quella del silicone e di conseguenza con quella delle aorte reali, hanno evidenziato una maggiore rigidità del Tango Plus rispetto al silicone a parità di spessore. Si è osservato infatti che i provini di spessore 3 mm di silicone hanno la stessa compliance di quelli di Tango Plus di spessore 1 mm. Lo spessore delle aorte prodotte finora in silicone è compreso tra 2.5 e 3 mm e a questo valore la compliance del modello in silicone eguaglia quello di un'aorta umana. Per questo motivo si è deciso di scegliere per il prototipo in Tango Plus lo spessore di stampa di 1.5 mm in quanto presenta valori di compliance molto simili a quelli del silicone da 3 mm e di conseguenza ai valori fisiologici.

Applicando la teoria dei gusci spessi si sono collegati direttamente la pressione interna e la tensione biassiale sulla superficie. A partire dai dati di compliance dunque si è stati in grado di ricavare una relazione tensione-deformazione che è stata confrontata con i risultati delle prove equibiassiali. Dal confronto si è appurato che questo metodo non

fornisce previsioni perfettamente attendibili ma, raddoppiando i valori con esso ottenuti, si ottengono tensioni di poco superiori a quelle misurate nelle prove biassiali, rendendolo un buon strumento per la progettazione considerando che fornisce risultati in favore di sicurezza.

Il comportamento a creep è stato studiato a temperatura ambiente e a 37°C. Per quanto riguarda il creep a temperatura ambiente i dati raccolti permettono di affermare che questo fenomeno non rappresenta un problema. Questo perché la tensione minima a cui esso si verifica è maggiore rispetto a quella che dovrà sopportare il prototipo, considerando anche il fatto che l'arco aortico verrà montato in posizione orizzontale senza avere dunque la necessità di supportare il proprio peso.

Nonostante sia attualmente in uso a temperatura ambiente, è in progetto di utilizzare il pulse duplicator a caldo, cioè alla temperatura di 37°C. Per questo motivo si è studiato il creep a questa temperatura, arrivando alla conclusione che i tempi a rottura rispetto al materiale a temperatura ambiente si riducono a circa un terzo. Anche in questo caso vale il ragionamento appena fatto per le tensioni di esercizio cui sarà sottoposto il prototipo, che sono abbastanza basse da non far sì che si presenti il fenomeno. Ad ogni modo si dovrà prestare attenzione a questo fattore poiché nei materiali polimerici esso rappresenta una comune causa di cedimento.

Lo studio della superficie interna ha evidenziato un difetto già noto e intrinseco alla tecnologia di manifattura additiva, cioè la differenza di rugosità in superfici cilindriche dovuta al metodo di costruzione a layer. Questi difetti minimi potrebbero portare a modifiche del flusso del fluido all'interno dell'aorta, togliendo precisione allo studio del modello fisico. Per questo motivo si stanno studiando dei metodi per

effettuare una levigatura meccanica della superficie interna del materiale per garantire una finitura liscia e omogenea.

La vita a fatica con tensione impulsiva si è attestata su una media di circa 7300 cicli per i provini di 1.5 mm di spessore. Considerando il fatto che i provini sono stati sottoposti a tensioni lievemente maggiori di quelle presenti in esercizio, si può affermare che la vita a fatica effettiva del prototipo sarà maggiore di quella misurata durante i test, garantendo così una buona finestra temporale di utilizzo in cui poterlo impiegare.

In conclusione, alla luce dei risultati ottenuti nelle varie prove e delle considerazioni su di essi fatte, si può affermare che lo studio di fattibilità ha esito positivo. Il materiale Tango Plus studiato risulta essere promettente ai fini della realizzazione del prototipo di cavo aortico attraverso manifattura additiva con tecnologia Polyjet e si può dunque procedere al suo utilizzo.

In figura 60 si può vedere il modello digitale dell'arco aortico dopo che ha subito un processo di rifinitura della mesh ed è pronto per essere stampato.

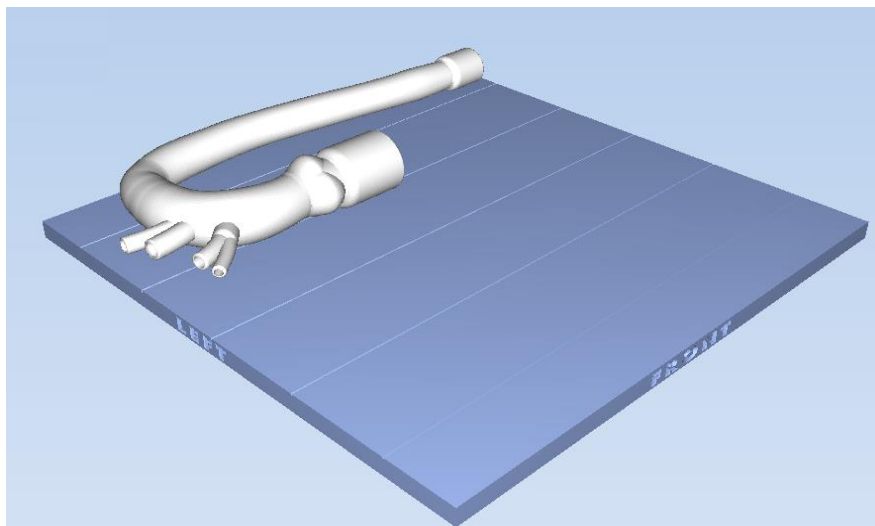


Figura 60 Il modello di arco aortico pronto per la stampa.

Sviluppi futuri

Il primo sviluppo, che è già in corso di realizzazione, è lo svolgimento delle prove di trazione equibiassiale con una tipologia di supporti per il materiale differente. I supporti attuali infatti non permettono la misurazione di deformazioni maggiori di 0.25 mm/mm in quanto oltre questo limite si ha la rottura del materiale in corrispondenza degli ancoraggi. La nuova tipologia di ancoraggi è simile a quelli usati nelle prove monoassiali e consistono in delle ganasce.

Una considerazione da fare sul futuro utilizzo del prototipo è la modalità di fissaggio dello stesso nei relativi alloggiamenti presenti nel pulse duplicator He.R.. Attualmente l'inserimento nel pulse duplicator dell'aorta in silicone avviene all'interno della vasca aortica sfruttando dei supporti cilindrici costruiti alle estremità dell'arco aortico e comuni fascette per il collegamento ai tubi di ingresso e uscita dalla camera. Nel corso delle prove a fatica si è evidenziato un

possibile problema che si potrebbe verificare se venisse utilizzato il metodo attuale di fissaggio sul prototipo in Tango Plus. Se infatti alle fascette non si interpone un materiale che faccia da interfaccia, si corre il rischio di lacerare il prototipo in corrispondenza delle stesse. Per questo motivo è necessario migliorare i sistemi di fissaggio, per fare in modo che essi non danneggino l'arco aortico portandolo a rottura prematura.

È attualmente in progetto l'installazione di sensori di flusso laser sull'arco aortico, per misurare le condizioni di moto del fluido che simula il sangue. Affinché ciò possa avvenire è necessario che il materiale abbia un buon grado di trasparenza, requisito fondamentale per avere misurazioni accurate. Per venire incontro a questa esigenza è in progetto l'acquisto e l'utilizzo di un dispositivo a raggi UV che permetterà di migliorare la trasparenza del Tango Plus.

La finitura superficiale interna non ottimale rappresenta un aspetto del prototipo che deve essere sicuramente migliorato. Per fare ciò è in fase di studio un sistema di levigatura meccanica a mezzo di abrasivi fini. Questa lavorazione di post processing migliorerà non solo la qualità della superficie, ma molto probabilmente migliorerà anche la trasparenza del componente per la miglior rifrattività della superficie.

Un'ulteriore possibile sviluppo del progetto è lo studio del materiale Agilus 30, un materiale in simil-gomma messo in commercio dalla Stratasys (stessa azienda produttrice del Tango Plus) nel mese di marzo 2017. Dalle schede tecniche del materiale si legge che è stato ideato appositamente per essere sollecitato a flessione, dunque potrebbe essere interessante confrontare le sue caratteristiche con quelle del Tango Plus analizzato in questo lavoro.

Elenco delle figure

Figura 1 Modello digitale dell'arco aortico	10
Figura 2 Ruota della manifattura additiva.....	16
Figura 3 Processo di fotopolimerizzazione	21
Figura 4 Vista d'insieme del processo Polyjet 3D Printing.....	23
Figura 5 Tipologie di materiali stampabili attraverso la Polyjet 3D Printing.....	25
Figura 6 Misure dei provini ad osso di cane utilizzati.	36
Figura 7 Le due diverse orientazioni dei provini sul piano di stampa.	37
Figura 8 Vista d'insieme della MTS 322	38
Figura 9 Curva tensione- deformazione per il provino xy_E.....	40
Figura 10 Confronto tra la letteratura e i dati ottenuti	43
Figura 11 Dati di tensione-deformazione secondo Abtan et al.....	45
Figura 12 Curva con i dati grezzi di tensione-deformazione del provino xy_B1	47
Figura 13 Curva con i dati grezzi di tensione-deformazione del provino xy_B2.....	47
Figura 14 Il piano di stampa della Objet Connex 350 [8].....	48
Figura 15 Confronto tra le curve di fit trovate per i provini xy_C e yx_C.	50
Figura 16 Confronto tra le curve di fit trovate per i provini xy_E e yx_E.	50

Figura 17 Confronto tra le curve di fit trovate per i provini xy_F e yx_F.....	51
Figura 18 Confronto tra le curve di fit trovate per i provini xy_G e yx_G.	51
Figura 19 Confronto tra le curve di fit trovate per i provini xy_I e yx_I.	52
Figura 20 Possibili orientazioni spaziali dei provini	54
Figura 21 Distanza effettiva tra le lampade UV e le varie zone del componente stampato.	56
Figura 22 Le varie zone del componente illuminate da una singola lampada.	56
Figura 23 L'irraggiamento della superficie laterale durante la passata.....	57
Figura 24 BioTester della CellScale.....	60
Figura 25 Sistema di fissaggio dei provini.....	61
Figura 26 Specifiche delle lamine da cui si sono ottenuti i provini biassiali.....	62
Figura 27 Orientazione dei provini biassiali all'interno dello stesso lavoro di stampa.....	62
Figura 28 Test biassiali su provini stampati in direzione xy.....	63
Figura 29 Test biassiali su provini stampati in direzione yx.....	64
Figura 30 Test biassiali su provini stampati a 45°.....	64
Figura 31 Test biassiali effettuati sul silicone.....	65
Figura 32 Confronto tra Tango Plus e silicone	66
Figura 33 Supporto per i test di compliance	71
Figura 34 Il sensore di pressione utilizzato nei test di compliance .	72
Figura 35 Provini tubolari pronti per la stampa	73
Figura 36 Compliance misurata nei provini di Tango Plus al variare dello spessore.....	74
Figura 37 Distensibilità misurata nei provini di Tango Plus al variare dello spessore.....	75

Figura 38 Confronto pressione-incremento di volume tra i vari spessori di provino di Tango Plus.....	76
Figura 39 Compliance misurata nei provini di silicone al variare dello spessore.....	77
Figura 40 Distensibilità misurata nei provini di silicone al variare dello spessore.....	78
Figura 41 Confronto pressione-incremento di volume tra i vari spessori di provino di silicone.	78
Figura 42 Confronto tra la compliance del silicone e quella del Tango Plus.	79
Figura 43 Tensioni al variare del volume iniettato nei provini.	82
Figura 44 Curva tensione-deformazione estrapolata dalla compliance.	83
Figura 45 Misure dei provini utilizzati per le prove a creep.	86
Figura 46 Vista d'insieme del setup utilizzato per i test a creep.	87
Figura 47 Un provino fotografato nell'istante della rottura.....	89
Figura 48 Il profilometro PLu neox Optical Profilers presente nel laboratorio Te.Si.....	94
Figura 49 Topografia estesa eseguita con obiettivo 20x in visualizzazione contour.....	97
Figura 50 Topografia estesa con obiettivo 20x in visualizzazione isometrica.	98
Figura 51 Analisi del profilo della superficie ottenuta con un obiettivo 20x.....	99
Figura 52 Pannello presente nel software del profilometro che indica le varie misure di rugosità della superficie.....	100
Figura 53 Stratificazione dei layer in una superficie curva.	101
Figura 54 Modello virtuale dell'arco aortico ottenuto da tomografia.	102
Figura 55 L'arco aortico posizionato all'interno della camera aortica presente nel laboratorio He.R.....	104

Figura 56 Modello virtuale CAD del dispositivo realizzato per i test a fatica.	106
Figura 57 Prototipo del tester a fatica	108
Figura 58 Dati di tensione ottenuti dalle prove di compliance	110
Figura 59 La curva fatica-spessore ottenuta dai dati sperimentali	112
Figura 60 Il modello di arco aortico pronto per la stampa.	119

Bibliografia

- [1] http://www.prochima.it/pages/crist_rubber.htm
- [2] Chee Kai Chua, Kah Fai Leong, 3D Printing and Additive Manufacturing: Principles and Applications, 4th edition, chapter 1.
- [3] Stratasys Objet 350 user guide.
- [4] Ogden RW (1972) Large deformation isotropic elasticity: on the correlation of theory and experiment for incompressible rubberlike solids. *Proc. R. Soc. Lond. A* 326: 565–584.
- [5] Ogden RW, Saccomandi G., & Sgura I. (2004). Fitting hyperelastic models to experimental data. *Computational Mechanics*, 34(6), 484-502.
- [6] Ogden RW (1986) Recent advances in the phenomenological theory of rubber elasticity. *Rubber Chem. Technol.* 59: 361–383.
- [7] Ogden RW (1997) *Non-linear Elastic Deformations*. Dover, New York
- [8] Barclift M. W., Williams C. B. (2012, August). Examining variability in the mechanical properties of parts manufactured via polyjet direct 3D printing. In *International Solid Freeform Fabrication Symposium*, August (pp. 6-8).

- [9] Keszy A. and J. Kotlinksi 2010, "Mechanical properties of parts produced by using polymer jetting technology," Archives of Civil and Mechanical Engineering, Vol. X, No. 3, p. 37-50.

- [10] Razvan Udriou, Anisor Nedelcu (2011). Optimization of Additive Manufacturing Processes Focused on 3D Printing, Rapid Prototyping Technology - Principles and Functional Requirements, Dr. M. Hoque (Ed.), InTech.

- [11] <http://www.stratasys.com/materials/polyjet>

- [12] C. M. Roland (2006) Mechanical Behavior of Rubber at High Strain Rates. Rubber Chemistry and Technology: July 2006, Vol. 79, No. 3, pp. 429-459.

- [13] https://en.wikipedia.org/wiki/Non-linear_least_squares

- [14] Berselli G., Vassura G., Pellicciari M., Vertechy R. (2011). Hyperelastic modeling of rubber-like photopolymers for additive manufacturing processes. INTECH Open Access Publisher.

- [15] Abtan A. A., Richardson R. C., Thomas B. (2016, October). Analyzing the 3D printed material Tango plus FLX930 for using in self-folding structure. In *Students on Applied Engineering (ISCAE), International Conference for* (pp. 114-118). IEEE.

- [16] Mueller J, Kim S, Shea K, Daraio C. Tensile Properties of Inkjet 3D Printed Parts: Critical Process Parameters and Their Efficient Analysis. ASME. International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering

Conference, Volume 1A: 35th Computers and Information in Engineering Conference.

- [17] Moore J. P., Williams C. B. (2008). Fatigue characterization of 3D printed elastomer material. In 19th Annual International Solid Freeform Fabrication Symposium, Austin, TX (pp. 641-655).
- [18] A. N. Gent, P. B. Lindley, A. G. Thomas, “Cut Growth and Fatigue of Rubbers. I. The Relationship Between Cut Growth and Fatigue,” *Journal of Applied Polymer Science*, vol. 8, no. 1, pp. 455–466, 1964.
- [19] G. J. Lake and P. B. Lindley, “Cut Growth and Fatigue of Rubbers. II. Experiments on a Noncrystallizing Rubber,” *Journal of Applied Polymer Science*, vol. 8, no. 2, pp. 707–721, 1964.
- [20] Gibson I., Rosen D.W., Stucker B., 2009. *Additive Manufacturing Technologies: Rapid Prototyping to Direct Digital Manufacturing*. Springer.