

PROGETTO E REALIZZAZIONE DI UN REOMETRO PER PROVE SU CARTILAGINE ARTICOLARE

G. La Rosa, F. Lo Savio, G.G. Garozzo

*Università degli Studi di Catania - DICAR,
Viale A. Doria 6, 95125 Catania, e-mail: glarosa@dii.unict.it*

Sommario

E' stata progettata e realizzata un'apparecchiatura per la misura dei parametri viscoelastici della cartilagine articolare in ambiente umido, in particolare, per la misura del modulo elastico tangenziale G in termini complessi, al variare della frequenza di rotazione e della pressione applicata. Il reometro è in grado di applicare uno spostamento controllato compreso tra 15% e 50% dell'altezza del campione stesso, ed una rotazione sul piano del provino in un range di frequenza compreso tra 0.01 Hz e 5 Hz.

Il software di controllo è stato realizzato in ambiente LabView. Le prove sono state effettuate inizialmente su provini in silicone semifluido, per testare e calibrare l'apparecchiatura, quindi su un provino di cartilagine e osso sub-condrale immerso in soluzione salina. Le prove effettuate hanno evidenziato valori di modulo e fase di G in buon accordo con quelli riscontrabili in letteratura, dimostrando l'efficacia dell'apparecchiatura stessa, pur nella sua semplicità costruttiva.

Abstract

A device for the measurement of viscoelastic parameters of the articular cartilage in a humid environment, in particular, for the measurement of the tangential elastic module G in complex terms, as a function of the frequency and the applied pressure, was designed and realized. The rheometer is capable of applying a controlled displacement of between 15% and 50% of the height of the same sample, and a rotation on the plane of the specimen in a frequency range of 0.01 Hz and 5 Hz.

The control software was developed in LabView. The tests were carried out initially on semifluid silicone specimens, to test and calibrate the equipment; then, on specimens of cartilage and sub-chondral bone immersed in saline solution. The tests carried out have shown the module and phase values of G in good agreement with those found in the literature, proving the effectiveness of the apparatus itself, even in its constructive simplicity.

Parole chiave: Cartilagine Articolare, Reometro, Modulo G .

1. INTRODUZIONE

Il tessuto cartilagineo è un tipo particolare di tessuto connettivo caratterizzato da doti di resistenza e di elasticità, che svolge un ruolo di sostegno strutturale all'interno dell'organismo. È un tipo particolare di tessuto connettivo e, come tale, è costituito da cellule disperse in una abbondante matrice extracellulare ricca di fibre e di sostanza amorfa di origine proteica. La cartilagine articolare è uno strato di tessuto morbido portante a bassa frizione che si sovrappone alle estremità ossee articolari nelle giunzioni. L'abilità della cartilagine articolare di sopportare alti carichi compressivi senza essere danneggiata è attribuibile alla natura multifasica del tessuto. Questo, infatti, è un materiale poroso e viscoelastico che consiste in tre fasi principali: una fase solida, composta prevalentemente da una rete di collagene e di proteoglicani, una fase fluida; una fase ionica, con molte specie di elettroliti dissolti. Queste tre fasi agiscono insieme per generare un tessuto capace di sopportare enormi stress di compressione e di taglio associato.

Per determinare la caratteristica viscoelastica del tessuto occorre sottoporre il campione a una condizione di deformazione che non comporti modifiche di volume e spostamenti di fluido interstiziale. Occorre, quindi, applicare una sollecitazione di taglio mediante un reometro con il quale è possibile

correlare la deformazione angolare γ con il carico [1-9]. Applicando un momento torcente $M(t)$ sinusoidale, il tessuto risponderà con una deformazione angolare γ sinusoidale ma con un ritardo δ

$$\begin{cases} M(t) = M\sin(\omega t) \Rightarrow \tau = \tau_0\sin(\omega t) \\ \varepsilon(t) = \varepsilon\sin(\omega t + \delta) \Rightarrow \gamma = \gamma_0\sin(\omega t + \delta) \end{cases}$$

dove τ è la tensione tangenziale e γ è la deformazione angolare. Il modulo di taglio dinamico o modulo complesso G^* è definito come $\tau/\gamma = G^* = G' + i G'' = |G^*| \cos(\delta) + i |G^*| \sin(\delta)$ dove $|G^*| = \tau_0/\gamma_0$. Si possono definire i parametri G' , legato all'energia elastica in un ciclo (modulo elastico) e G'' , indice della dissipazione di energia attraverso lo scorrimento viscoso (modulo viscoso). Il rapporto fra il modulo elastico e il modulo viscoso: $\tan \delta = \frac{G''}{G'}$ misura il rapporto tra l'energia dissipata e l'energia potenziale immagazzinata nel corso di un ciclo ed è noto come fattore di dissipazione o tangente di perdita.

Nella pratica, la misura della viscoelasticità e delle altre proprietà reologiche avviene mediante i reometri. Una prova reometrica consiste generalmente nella misurazione di una grandezza dinamica (forza, coppia, pressione) e una grandezza cinematica (velocità, spostamento). Esistono vari tipi di reometri che si possono classificare in base al tipo di moto, e possono essere a flusso rotazionale (a traiettoria chiusa) o a flusso non rotazionale (a traiettoria aperta). Il moto può avvenire per scorrimento tra due superfici, che possono essere a piani paralleli, a cilindri coassiali, cono-piatto, a piatti paralleli. Il modo più semplice per studiare un materiale con un reometro è quello di permettere al fluido di muoversi secondo traiettorie chiuse, cioè ripetute indefinitamente nel tempo. Questo principio è messo in pratica nei reometri rotazionali. Questi possono essere a sforzo controllato, dove si impone la coppia e si misura la rotazione, o a deformazione controllata, dove si impone la rotazione e si misura la coppia. I reometri a sforzo controllato sono i più recenti e i meno costosi, in quanto il trasduttore di coppia è lo stesso motore che fornisce il moto di rotazione al piatto e la velocità è una grandezza derivata, cioè è misurabile tramite un opportuno strumento. Il servo motore e l'encoder ottico, utilizzato per leggere lo spostamento angolare, hanno reso questo tipo di reometri molto accurato, quindi ne hanno fatto gli strumenti standard per le misure reologiche.

Qualunque sia il tipo di reometro utilizzato, esistono diverse geometrie per i piatti, a seconda del tipo di provino che si vuole usare. Un esempio è la geometria a piatti paralleli. I reometri a piatti paralleli sono i più semplici e i meno costosi, il gradiente di scorrimento

$$\dot{\gamma} = \frac{\Omega r}{h}$$

risulta variabile con il raggio. La coppia si può scrivere in termini di integrale dello sforzo tangenziale:

$$M = \int_0^R \sigma r (2\pi r) dr = \int_0^R \eta \dot{\gamma} r (2\pi r) dr = \frac{2\pi\Omega\eta}{h} \int_0^R r^3 dr = \frac{\pi\Omega\eta R^4}{2h}$$

da cui si può ricavare l'equazione del reometro:

$$\eta = \frac{2Mh}{\pi R^4 \Omega}$$

Per via della sua semplicità di utilizzo, la geometria a piatti paralleli è ideale per misure di viscoelasticità. Nell'ambito di un'attività di ricerca dedicata alla caratterizzazione biomeccanica di tessuti molli, si è deciso di realizzare un reometro a basso costo per la misura dei parametri della cartilagine articolare.

2. PROGETTO DELLO STRUMENTO

Si intende realizzare una macchina per testare provini di tessuto cartilagineo ad uno sforzo di taglio. Il reometro che si intende realizzare è un reometro rotazionale con piatti paralleli a deformazione

controllata. Il progetto finale presenta due piatti oscillanti, uno collegato al motore con movimento comandato, l'altro libero di ruotare in funzione della risposta viscoelastica della cartilagine. In questo modo è possibile misurare lo sfasamento della risposta.

2.1. Progetto della catena di misura e della struttura

L'apparecchiatura realizzata consiste in un telaio metallico con due traverse. A quella superiore è collegato il sistema di compressione del provino, in serie alla cella di carico e al piatto di compressione superiore. La traversa inferiore, invece, sostiene il sistema di rotazione, collegato al piatto inferiore. I piatti, insieme al provino, sono immersi in una vaschetta di plastica che contiene una soluzione fisiologica, per effettuare le prove sulla cartilagine in ambiente umido (Figura 1).

La compressione verticale è assicurata da un motore passo-passo Robot-Italy Stepper Motor Bipolar 39BYGL munito di vite senza fine per convertire il moto da rotativo in lineare. Per applicare la coppia torcente è stato utilizzato un motore passo-passo Phidgets 3321_0-28STH32 NEMA-11 Bipolar Stepper dotato di cambio planetario integrato Gearbox 27:1. Ha una velocità massima di 120 rpm e coppia nominale di 1.4 Nm.

Il motore passo-passo si connette a un controller Phidgets 1067_0-PhidgetStepper Bipolar HC, che consente di controllare posizione, velocità e accelerazione. Per la misura della forza è stata utilizzata una cella di carico Laumas da 150 N con una scheda di acquisizione NI DAQ 6008 come amplificatore di segnale e un ulteriore amplificatore di segnale Transducer Techniques TMO-01. Lo stepper e l'attuatore sono collegati al controller e questo, tramite porta USB, al sistema di controllo ed elaborazione. Si è realizzato un telaio di profilati di metallo, ancorato ad un basamento di legno su cui sono state ancorate la scheda di controllo del motore, la scheda di acquisizione e l'amplificatore di segnale (Figura 2).

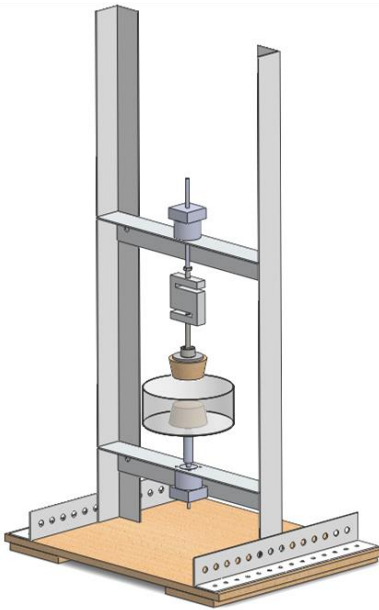


Figura 1. Schema dell'apparecchiatura.

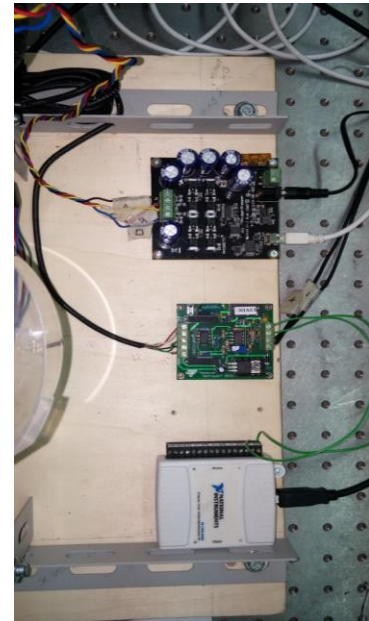
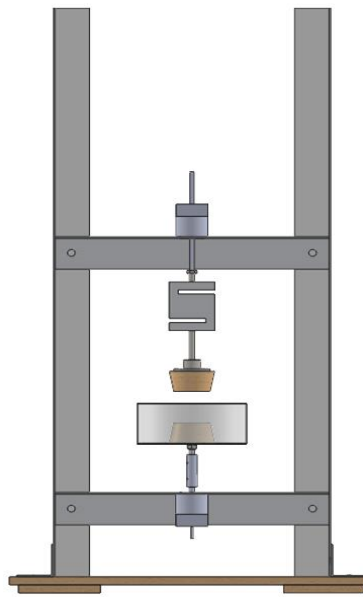


Figura 2. Alloggiamento schede.

Il moto rotativo alla cartilagine è trasmesso da un giunto filettato appositamente realizzato. Una vaschetta contiene il disco inferiore in sughero, la cartilagine e la soluzione salina per prove in umido. Sulla traversa superiore è stata realizzata una guida (con lamine in acciaio e un cuscinetto SKF) per la cella di carico, in modo da traslare in maniera verticale. Sotto la cella di carico è stato installato il piatto di compressione superiore, costituito da un assieme vite-cuscinetto-piatto tronco conico in sughero. Questo sistema svolge due funzioni: trasmettere il carico verticale dell'attuatore lineare per la compressione, trasmettere la risposta del provino al sistema di misura della torsione. Il piatto di sughero superiore è stato, infatti, intagliato verticalmente su di un fianco per ospitare una lamina sottile e molto flessibile di materiale plastico Plasticard spessa 0.5 mm munita di estensimetri in configurazione a quarto di ponte di Wheatstone (Figura 3). In figura è anche mostrata la centralina estensimetrica NI

SCXI 1314 utilizzata per la misura della forza applicata. La Figura 4 mostra la configurazione assemblata.

2.2. Progetto del sistema di controllo

I motori scelti: lo stepper e l'attuatore, sono motori con tecnologia passo-passo e hanno le stesse caratteristiche elettriche, quindi si è scelto un unico controller con una sensibilità di 1/16 step, che attiva l'uno o l'altro per mezzo di un interruttore. Un computer, con un software sviluppato in NI LabView, permette di azionare la macchina ed elaborarne le misure effettuate. Si è creato un software di simulazione (Figura 5) per porre le basi a quello che poi sarà il software finale, in cui si è posto il disco inferiore sotto forma di un generatore di onda sinusoidale e il campione come un semplice filtro passa banda, dato che il comportamento viscoelastico ha una risposta in frequenza simile.

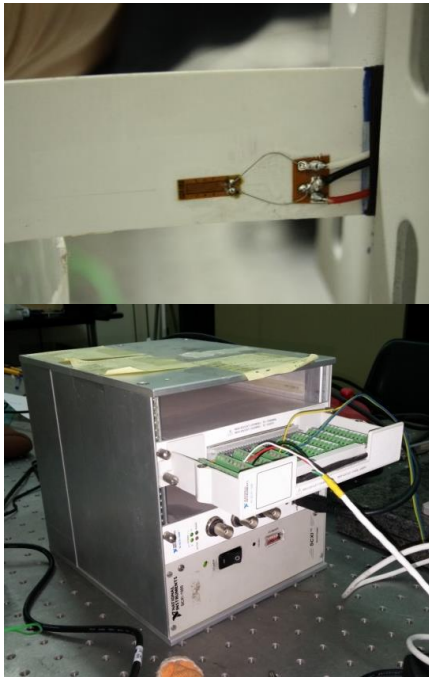


Figura 3. Lamina e centralina estensimetrica.

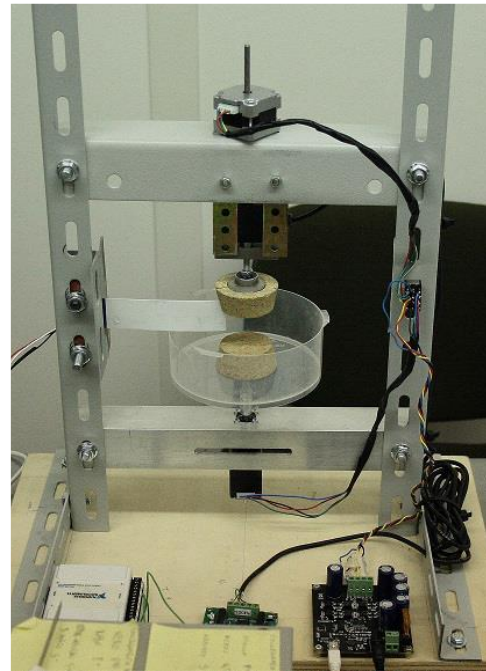


Figura 4. Apparecchiatura assemblata.

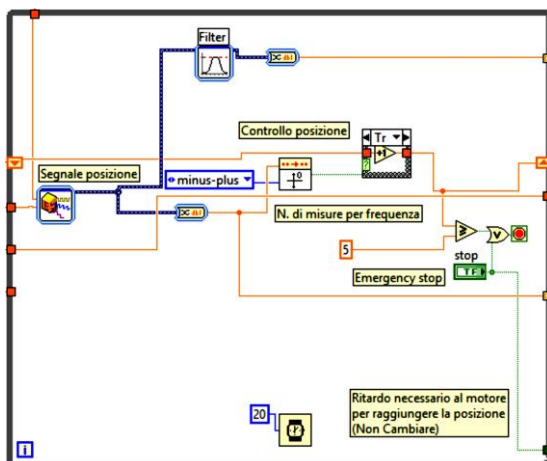


Figura 5. Software di simulazione.

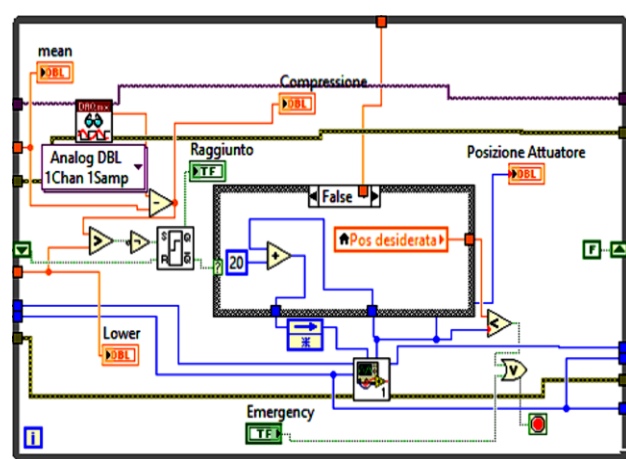


Figura 6. Sezione compressione.

Block Diagram

Il block Diagram contiene tutto il codice necessario allo strumento per azionarsi e, tramite algoritmi, effettuare le misure richieste, esso è diviso in sezioni per facilitarne il debug e un eventuale miglioramento:

- Inizializzazione: viene avviato il processo per la gestione della scheda di controllo dei motori passo passo.
- Compressione: il sistema di controllo azionerà l'attuatore che applicherà la compressione desiderata. La compressione è funzione della percentuale dell'altezza del provino che si vuole comprimere, in pratica, nel momento in cui tocca il provino viene applicata la percentuale di spostamento definita. La logica di controllo di questo meccanismo è composta da un blocco Flip-Flop SR creato appositamente.
- Attesa: dopo la compressione si avvierà lo stato di attesa per il raggiungimento dello stato di equilibrio del campione (300 ÷ 600 s) e nello stesso tempo, il software valuta l'errore dovuto alle interferenze nel sistema di misura della deformazione.
- Misurazione: questa sezione è il nucleo dello strumento di misura. Il software avvia il processo di misura e valuta le grandezze misurate con gli algoritmi necessari allo scopo. Gli step necessari per effettuare le misure sono tre:
Creazione di oscillazioni complete: Sezione Oscillazione;
Valutazione ampiezze massime e sfasamento tra ingresso e uscita: Blocco misura;
Aumento della frequenza ed elaborazione dati: Dettaglio blocco elaborazione.

In particolare, lo sfasamento viene calcolato tramite un algoritmo specifico che utilizza la trasformata di Hilbert e formule trigonometriche.

Le operazioni di media sono usate per ridurre al minimo l'errore ed eliminare eventuali componenti continue che aumentano l'ampiezza delle sinusoidi. Inoltre, l'elaborazione dei dati consiste nel computare i calcoli necessari ai moduli e al coefficiente di perdita tra ingresso e uscita:

- Elaborazione Grafici: il sistema computa i dati elaborati ponendoli in grafici; inoltre vengono elaborati i coefficienti polinomiali delle curve di tendenza dei grafici delle relazioni frequenza-modulo e frequenza-perdita. Le curve di tendenza vengono generate tramite un processo di *Curve Fitting* della curva di riferimento. Le curve del fitting sono aggiunte alle curve dei dati e sono elaborate per mostrare i grafici.
- Rilascio provino: in questa sezione il software rilascia il provino riportando l'attuatore alla sua posizione originale.
- Esportazione dati: i dati, sotto forma di tabella, e i grafici vengono esportati e salvati in un file "xlsx".
- Stop d'emergenza: questa sezione è gestita da un pulsante di stop che, alla pressione di quest'ultimo, genera un evento che chiude tutti i processi e ferma il software.

Le relazioni più interessanti nel nostro campo di misura sono il rapporto tra:

- frequenza e modulo complesso;
- frequenza e coefficiente di perdita

Il foglio di lavoro, dunque, sarà composto da quattro schede:

- scheda per relazione frequenza e modulo;
- scheda per relazione frequenza e coefficiente di perdita;
- scheda per grafici con valutazione errore;
- scheda contenente la descrizione del test.

A titolo d'esempio, nelle Figure 6-8 sono riportati alcuni dei diagrammi a blocchi delle sezioni illustrate.

Front Panel

Il pannello frontale è stato realizzato per essere "User Friendly" e durante l'intero processo di misura il software informa l'utente quando deve apportare modifiche alla macchina. Per soddisfare questa caratteristica è suddiviso in schede per facilitarne la visualizzazione e l'uso.

La prima schermata gestisce tutte le impostazioni iniziali (prima dell'avvio) e la visualizzazione della forza di compressione. Il pulsante di Stop serve per fermare il programma nella fase iniziale nella eventuale presenza di problemi in compressione (Inizializzazione).

La seconda scheda presenta i dati relativi alle oscillazioni con i grafici relativi all'andamento della risposta del campione con l'andamento del motore passo-passo (Esecuzione).

Infine, le schede contenenti i grafici e gli eventuali errori (Grafici, Errori).

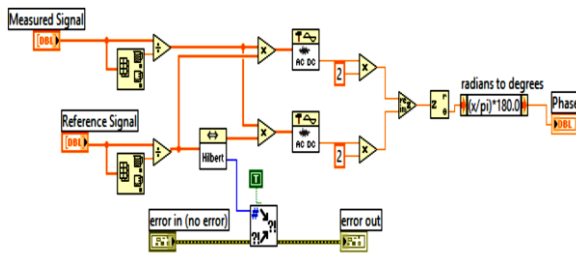


Figura 7. Algoritmo per calcolare lo sfasamento.

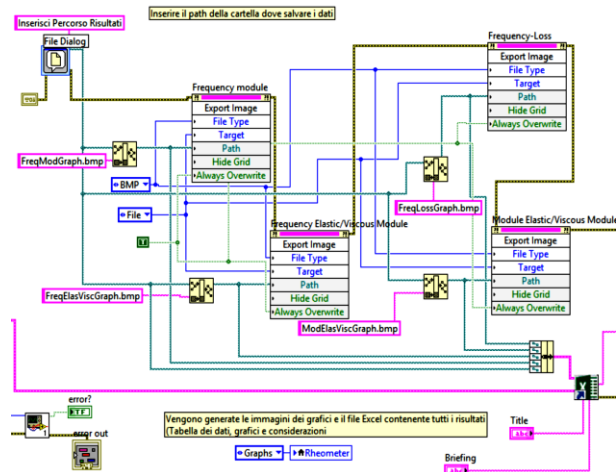


Figura 8. Sezione esportazione dati.

3. INDAGINE SPERIMENTALE

La misura delle proprietà viscoelastiche si ottiene sottoponendo il provino a una sollecitazione di taglio oscillante. Si sottopone il provino a compressione deformandolo di circa il 25% del suo spessore e si lascia riposare per 300 ÷ 600 s in modo da far raggiungere le condizioni di equilibrio. La forza di compressione applicata al provino è di circa 0.7 N. Raggiunto l'equilibrio, si applica una deformazione di taglio γ sinusoidale con ampiezza massima $\gamma_0 = 5^\circ$ e frequenza variabile in un intervallo di 0.01 ÷ 5 Hz. Lo strumento fornisce il valore dello stress τ subito dal provino, e anch'esso ha andamento sinusoidale con stessa frequenza, ma differente in fase e in ampiezza. Le grandezze che si possono estrapolare da questa risposta sono: ampiezza massima τ_0 che, assieme al valore dell'ampiezza massima della deformazione applicata, ci fornisce il modulo complesso; sfasamento δ tra deformazione applicata e stress misurato. Per mezzo di queste due grandezze, il software elabora tutti i componenti necessari per valutare le proprietà viscoelastiche del provino di cartilagine.

L'algoritmo per il calcolo dello sfasamento delle sinusoidi prevede innanzitutto la normalizzazione dei due segnali e la trasformazione di Hilbert del segnale di riferimento, il γ normalizzato. La trasformata di Hilbert è una particolare rappresentazione che, contrariamente ad altre trasformate (Fourier, Laplace, Z, ...), non realizza un cambiamento del dominio di definizione. In altre parole, a partire da una funzione del tempo $s(t)$, la trasformata di Hilbert $\hat{s}(t)$ è ancora una funzione del tempo. Dunque:

$$\gamma(t) = \text{sen}(\omega t) \Leftrightarrow \hat{\gamma}(t) = -\text{cos}(\omega t)$$

Conoscendo $\gamma(t)$, $\hat{\gamma}(t)$ e $\tau(t)$ si definiscono le equazioni dell'algoritmo di misura dello sfasamento:

$$\begin{aligned} \tau(t)\gamma(t) &= \frac{1}{2}\text{cos}(\delta) + \frac{1}{2}\text{sin}(2\omega t)\text{sin}(\delta) \\ \tau(t)\hat{\gamma}(t) &= -\frac{1}{2}\text{sin}(\delta) - \frac{1}{2}\text{sin}(2\omega t)\text{cos}(\delta) \end{aligned}$$

Il Blocco Stimatore AC/DC di LabView valuta in un segnale oscillante la componente continua (DC) e il valore efficace della componente alternata (ACrms). Con questa funzione è possibile estrarre una costante da un valore oscillante. Avendo a disposizione i massimi della deformazione γ_0 e dello stress τ_0 nonchè lo sfasamento δ si è calcolato il modulo complesso G^* e il coefficiente di perdita.

3.1. Protocollo di misura

Il software di controllo acquisisce 10 campioni ad ogni step di frequenza per poter avere una maggiore precisione di misura. Dai campioni acquisiti si preleva il valore medio e si analizza la dispersione dei

campioni rispetto ad esso. La dispersione dei campioni ci fornisce una valutazione dell'errore di misura per ogni step di frequenza in percentuale rispetto al valore medio.

Prima di iniziare, si effettua la taratura della macchina di prova, spingendo il disco superiore direttamente sul disco inferiore. Ciò consente di risalire al valore dell'ampiezza dell'oscillazione del disco superiore (espresso in gradi), partendo dall'uscita in mV dell'estensimetro. Una volta tarato lo strumento, si pone il disco superiore nella sua posizione originaria e s'inserisce il provino di cartilagine tra i due dischi. Prima di avviare il software di misura si inseriscono i dati relativi alla prova, specificando lo spessore del provino, il materiale, il range di frequenza e varie note utili ai fini dell'analisi finale della prova.

Il provino compresso necessita di un tempo di attesa per tornare alle condizioni di equilibrio dei fluidi interstiziali e delle fibre di collagene. Trascorso tale tempo, il software impone una deformazione γ oscillatoria e si registra la risposta τ del provino.

Infine, il software produce i grafici relativi ai risultati che ci consentono di valutare l'esito della misura e l'eventuale presenza di errori e interruzioni.

3.2. Prove sperimentali e risultati

Per testare il corretto funzionamento della macchina sono state eseguite alcune prove su campioni di silicone. I provini di silicone presentavano tempi di indurimento diversi che, nonostante la differenza fisica del provino, hanno prodotto risultati simili ed hanno messo in evidenza l'affidabilità dello strumento nel campo di misura prestabilito.

Si è scelto di effettuare queste prove nel range di frequenza 0.5÷1.5 Hz, con un campione di silicone essiccato a temperatura ambiente per quattro ore; questo tempo ha permesso al silicone di asciugarsi solamente all'esterno rimanendo fluido, quindi viscoso all'interno.

In Figura 9 è rappresentato il grafico relativo al modulo $|G^*|$ del silicone; la variazione del modulo è dell'ordine dei centesimi di MPa, la curva di fitting risultante ha come equazione:

$$f(x) = 0.425 - 0.185x + 3.233x^2 - 8.38x^3 + 9.41x^4 - 5x^5 + x^6$$

Il coefficiente di perdita determinato da $\tan(\delta)$ ha una variazione negativa (Figura 10); il fitting ha equazione:

$$f(x) = 0.63 - 4.839x + 15.164x^2 - 24.455x^3 + 21.245x^4 - 9.465x^5 + 1.695x^6$$

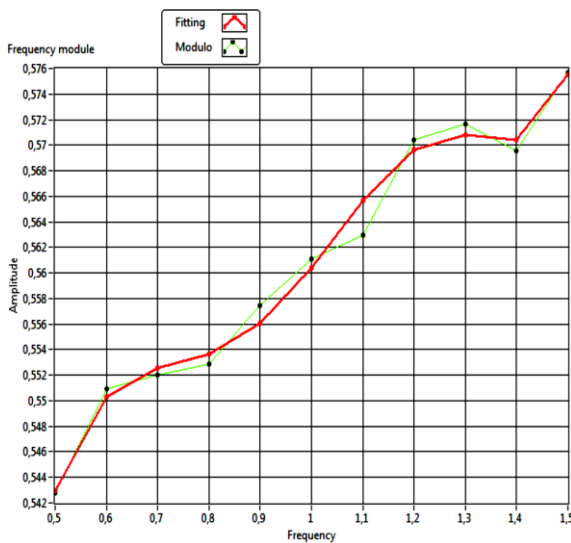


Figura 9. Modulo $|G^*|$ del silicone.

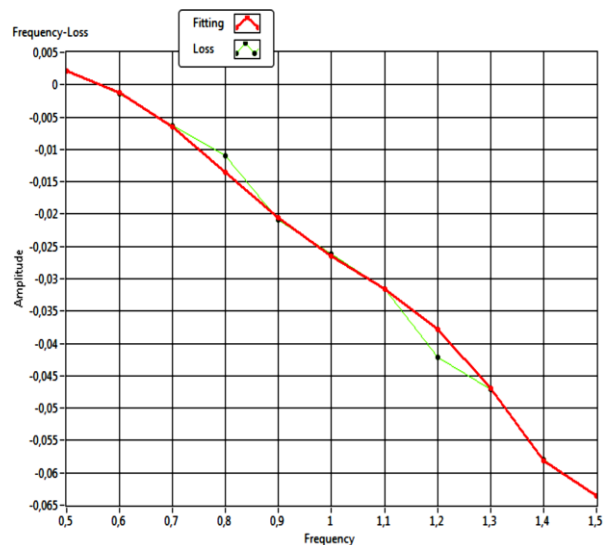


Figura 10. Tangente di perdita del silicone.

Lo strumento è in grado di fornire risultati coerenti, dimostrando che il modulo aumenta mentre il coefficiente di perdita diminuisce.

Essendo stata testata la buona affidabilità della macchina di prova, si è passati alla valutazione delle

caratteristiche dinamiche di campioni di cartilagine ialina o articolare. I primi test hanno permesso di valutare i limiti dello strumento. Per i test si è impostato un range di frequenza di 0.01÷5 Hz con un provino di cartilagine e osso sub-condrale con rapporto tra gli spessori di 1:5. La cella di misura è stata riempita con soluzione salina ipotonica in modo da consentire alla cartilagine di rimanere idratata durante tutto il periodo della prova (provino tipo I). La cartilagine è stata compressa con una forza di 0.7 N circa e lasciata riposare per circa 300 s prima di imporre la deformazione angolare γ . I risultati sono stati soddisfacenti in quanto confrontabili con quelli di letteratura [5].

Nelle Figure 11 e 12 sono riportati i valori del modulo e della tangente di perdita per il provino testato. Nel grafico della tangente di perdita, la linea rossa rappresenta il coefficiente di perdita depurato dall'errore sistematico dovuto all'anticipo di fase provocato dallo strumento. Questo anticipo di fase, di circa 11° , abbassa conseguentemente il coefficiente di perdita di circa 0.2.

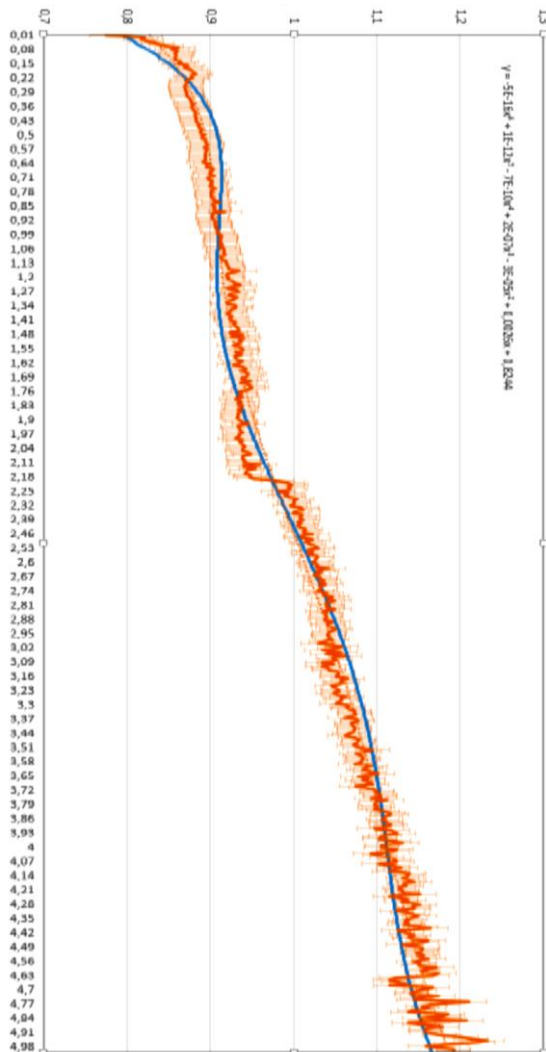


Figura 11. Modulo $|G^*|$ della cartilagine (provino tipo I).

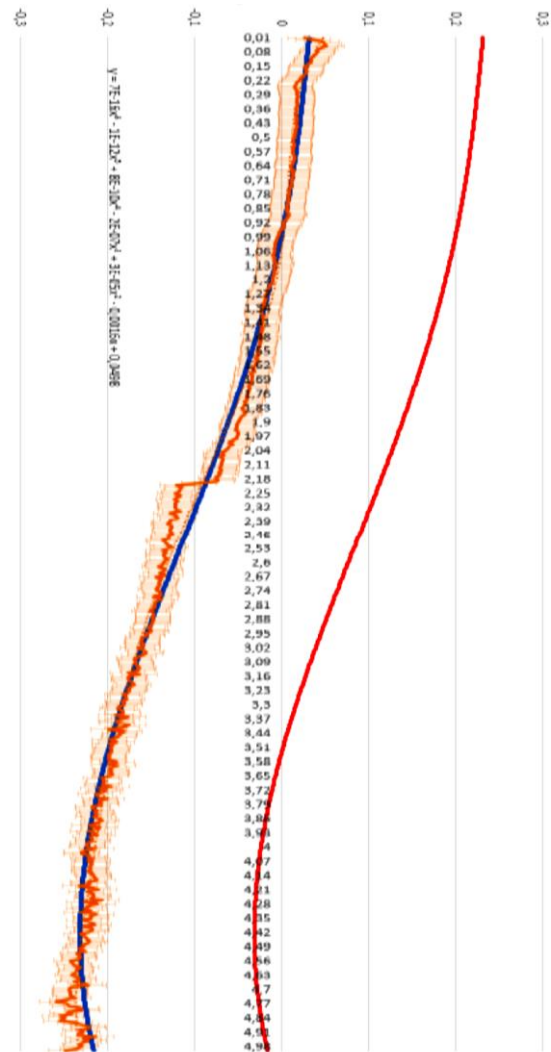


Figura 12. Tangente di perdita della cartilagine (provino tipo I).

I valori dei grafici trovati in letteratura, relativi al modulo complesso e al coefficiente di perdita, sono simili ai valori riscontrati nei test della cartilagine con lo strumento descritto in questo elaborato.

Ulteriori prove (provino tipo II) sono state eseguite su provini di cartilagine e osso sub-condrale con spessore uguale. I risultati ottenuti sono differenti (Figure 14 e 15), anche considerando che la cartilagine è rimasta in soluzione salina per diverse ore. Il coefficiente di perdita risulta essere negativo in tutto il range di frequenza stabilito, conseguenza dell'anticipo di fase del provino in tutto il corso della misura. Il modulo si è invece mantenuto al disotto del valore di 1 MPa.

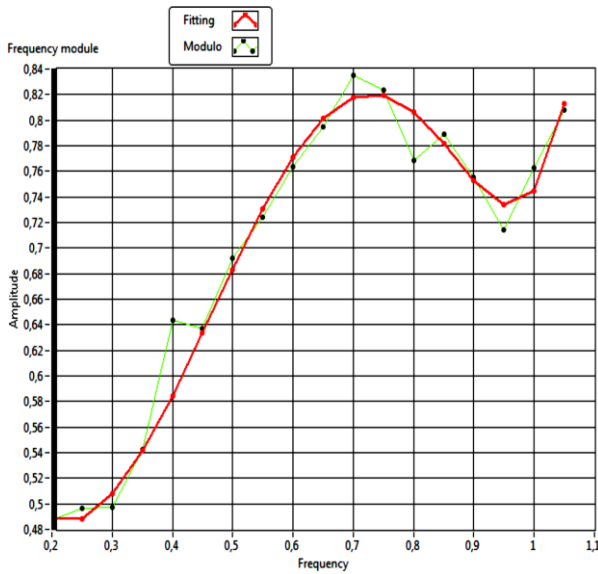


Figura 13. Modulo $|G^*|$ della cartilagine (provino tipo II).

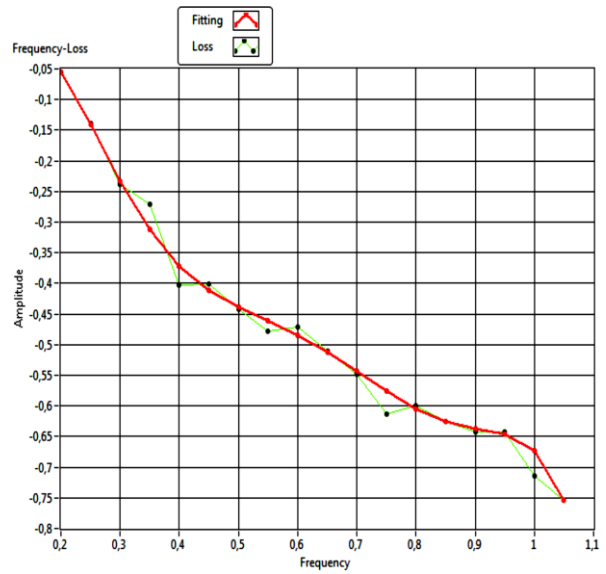


Figura 14. Tangente di perdita della cartilagine (provino tipo II).

Le funzioni dei fitting sono le seguenti:

$$|G^*| = 0,9 - 4,5x + 18,2x^2 - 36,6x^3 + 51x^4 - 44,5x^5 + 16x^6$$

$$Loss = -1 + 17,5x - 109x^2 + 298,7x^3 - 418,2x^4 + 291,6x^5 - 80,3x^6$$

Nelle Figure 15 e 16 sono riportati gli scostamenti dalla curva di fitting per il modulo e la tangente, che forniscono una valutazione dell'errore di misura per ogni step di frequenza impostato. L'errore sul modulo risulta essere in alcuni punti relativamente elevato, mentre quello sul coefficiente di perdita è decisamente accettabile.

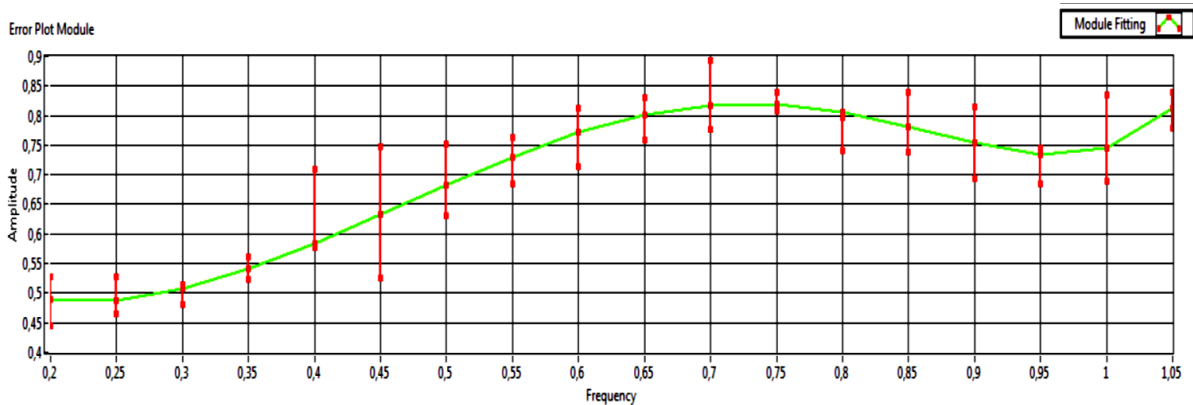


Figura 15. Errore sul modulo $|G^*|$ della cartilagine (provino tipo II).

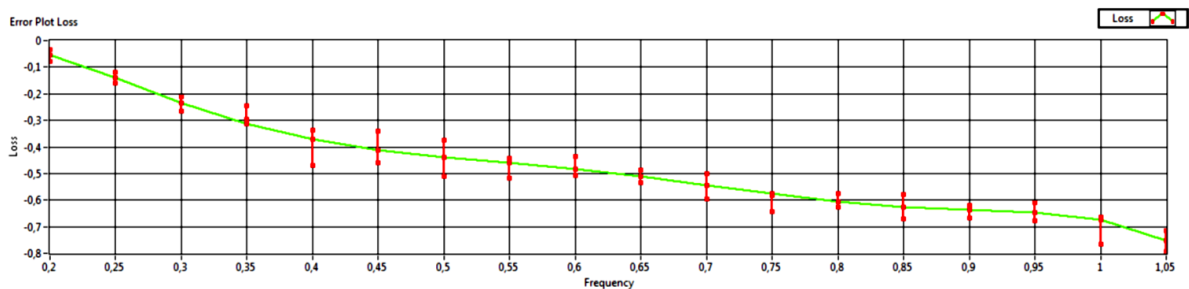


Figura 16. Errore sulla tangente di perdita della cartilagine (provino tipo II).

4. CONCLUSIONI

L'obiettivo prefissato in questo lavoro era la progettazione e realizzazione di uno strumento in grado di valutare le proprietà viscoelastiche della cartilagine o più in generale di materiali bifasici. Lo strumento realizzato si è dimostrato in grado di soddisfare le aspettative, fornendo risultati coerenti con quelli riportati in letteratura.

Il software realizzato permette un controllo completo per quanto riguarda l'azione sul provino e l'analisi delle sue reazioni, rendendo pertanto la macchina del tutto autosufficiente.

Inoltre, l'utilizzo di materiali poveri come il sughero e la lamina in Plasticard ha permesso di costruire questa macchina con un costo molto ridotto, ma l'uso della cella di carico estensimetrica ha comportato un abbassamento in precisione e accuratezza nei vari test. Dunque, lo strumento, presenta opportunità di miglioramento sia in campo meccanico che software, modificando la cella di misura e gli algoritmi all'interno del software.

È stata realizzata una campagna di prove, sia su elastomeri che su tessuti biologici, che ha permesso di calibrare la macchina sia dal punto di vista hardware che software e di verificare i risultati che, come accennato, sono coerenti con quelli riscontrati in letteratura.

RINGRAZIAMENTI

Gli autori intendono ringraziare l'Ing. E. Maiolino per il contributo fornito al progetto dell'apparecchiatura nel corso del suo elaborato di tesi.

BIBLIOGRAFIA

- [1] M. R. Buckley, J.P. Gleghorn, L.J. Bonassar, I. Cohen, "Mapping the depth dependence of shear properties in articular cartilage", *Journal of Biomechanics*, 41, 2430-2437 (2008).
- [2] Fulcher G. R., David WL Hukins, D.E.T. Shepherd, "Viscoelastic properties of bovine articular cartilage attached to subchondral bone at high frequencies", *BMC Musculoskeletal Disorders*, BioMed Central, 10, 61 (2009).
- [3] R. L. Mauck, M.A. Soltz, C.C.B. Wang, D.D. Wong, P.-H.G. Chao, W.B. Valhmu, C.T. Hung, G.A. Ateshian, "Functional Tissue Engineering of Articular Cartilage Through Dynamic Loading of Chondrocyte-Seeded Agarose Gels", *Journal of Biomechanical Engineering*, 122, 252-260 (2000).
- [4] S.M. McNary, K. A. Athanasiou, A. Hari Reddi, "Engineering Lubrication in Articular Cartilage", *Tissue Engineering: part B*, 18, 2 (2012).
- [5] S. Miyata, T. Tateishi, K. Furukawa, T. Ushida, "Influence of structure and composition on dynamic viscoelastic property of cartilaginous tissue: criteria for classification between hyaline cartilage and fibrocartilage based on mechanical function", *JSME International Journal*, 48, 4, 547-554 (2005).
- [6] P.A. Smyth, *Viscoelastic behavior of articular cartilage in unconfined compression*, Thesis at Woodruff School of Mechanical Engineering, Georgia Institute of Technology, 2013.
- [7] L.Q. Wan, J. Jiang, D.E. Miller, E. Guo, V.C. Mow, H.H. Lu, "Matrix Deposition Modulates the Viscoelastic Shear, Properties of Hydrogel-Based Cartilage Grafts", *Tissue Engineering: Part A*, 17, 7-8, 1111-1122 (2011).
- [8] A. Bhusari, *Computational and experimental investigation of the role of hyaluronic acid-protein interactions in the rheology of synovial fluid*, Thesis in Chemical Engineering, Texas Tech University (2007).
- [9] E. Maiolino, *Progetto e realizzazione di un dispositivo per la misurazione delle proprietà meccaniche della cartilagine*, Tesi di Laurea, Università di Catania (2015).