



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PADOVA



DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE

CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

**Valutazione delle deformazioni di campioni
sintetici fibrorinforzati tramite Digital Image
Correlation a seguito di prove di compressione
monoassiale**

Relatrice

Prof.ssa Berardo Alice

Laureanda

Della Puppa Sabrina

Correlatore

Dott. Coato Damiano

ANNO ACCADEMICO 2023-2024

Data di laurea 12/11/2024

Indice

Sommario	1
Introduzione	3
0.1 Osteoartrosi	3
0.1.1 <i>Diagnosi e possibili terapie</i>	3
0.2 Cartilagine	4
0.2.1 <i>Tipologie e struttura della cartilagine</i>	4
1 Correlazione Digitale delle Immagini (DIC)	7
1.1 Tecniche ottiche	8
1.1.1 <i>Metodo operativo della DIC</i>	8
1.1.2 <i>Vantaggi e svantaggi dell'utilizzo della DIC</i>	8
1.2 Correlazione	9
1.3 Allestimento	10
1.4 Preparazione superficiale	11
1.4.1 <i>Confronto tra areografo e spray</i>	11
2 Materiali e metodi	13
2.1 Provini	13
2.1.1 <i>Materiali e composizione</i>	13
2.1.2 <i>Specifiche sui provini</i>	14
2.1.3 <i>Comportamento dei provini sottoposti a sollecitazione</i>	15
2.2 Prova di compressione	15
2.2.1 <i>Spostamento e deformazione</i>	15
2.2.2 <i>Descrizione della prova</i>	16
2.2.3 <i>Esecuzione della prova</i>	18
2.2.4 <i>Confronto con la prova applicata nello studio [1]</i>	19
3 Acquisizione ed elaborazione dei dati	21
3.1 GOM Correlate	21

3.1.1	<i>Caricamento delle immagini, definizione dell'asse temporale e calibrazione</i>	21
3.1.2	<i>Selezione della regione d'interesse (ROI)</i>	23
3.1.3	<i>Calcolo delle deformazioni sul piano xy</i>	24
3.2	Matlab	31
3.2.1	<i>Inizializzazione dell'ambiente e definizione delle variabili</i>	31
3.2.2	<i>Definizione dei parametri per il calcolo del coefficiente di Poisson e del modulo di Young</i>	32
3.2.3	<i>Calcolo del coefficiente di Poisson e del modulo di Young</i>	32
4	Discussione dei risultati	35
4.1	Coefficiente di Poisson	35
4.2	Modulo di Young	37
4.2.1	<i>Confronto deformazioni DIC-macchinario</i>	38
4.3	Limitazioni nell'utilizzo della 2D-DIC	39
	Conclusioni	41
	Bibliografia	43

Sommario

Negli ultimi anni la stampa 3D ha subito un notevole sviluppo nell'ambito della biomeccanica, ad esempio nella produzione di protesi che simulano le proprietà biomeccaniche e i comportamenti dei biomateriali.

All'interno del presente studio sperimentale vengono analizzati dodici provini cubici, di cui nove fibrorinforzati, prodotti attraverso la stampante *3D J850 Digital Anatomy*, utilizzando i polimeri *Agilus30Clear* e *TissueMatrix*; le fibre, invece, sono state realizzate in *VeroWhite*.

Questi campioni sintetici sono stati sottoposti ad una prova di compressione uniassiale, per mezzo della macchina a trazione e compressione *MACH-1™ V500c*, prodotta da *Biomomentum*, la quale presenta un software a cui è collegata una fotocamera per l'acquisizione delle immagini. Attraverso le fotografie, successivamente analizzate all'interno del software *GOM Correlate*, è stato possibile individuare i campi di spostamento e deformazione dei provini, sfruttando il metodo della correlazione digitale in due dimensioni (2D-DIC). Infine, a partire da questi dati, analizzati attraverso il programma *Matlab*, sono stati ricavati i moduli di Poisson e di Young per ogni provino.

Questo studio fa riferimento ad un progetto realizzato dall'Università di Reykjavik, il cui scopo consiste nello sviluppo di cartilagine sintetica customizzata che presenti un'efficace replica delle proprietà elastiche di quella tissutale; una specifica applicazione di questo materiale riguarda i pazienti affetti da osteoartrosi.

Introduzione

0.1 Osteoartrosi

L'osteoartrosi OA è una malattia degenerativa che colpisce la cartilagine e le articolazioni, come effetto della degradazione graduale della cartilagine articolare; questa, infatti, non essendo un tessuto pervaso da sangue e terminazioni nervose, possiede basse capacità autorigenerative e autoriparative a seguito di un danneggiamento [1] [2].

Tale usura comporta dolore, a causa di un'irregolare distribuzione delle forze meccaniche all'interno delle articolazioni, con conseguente perdita funzionale delle stesse.

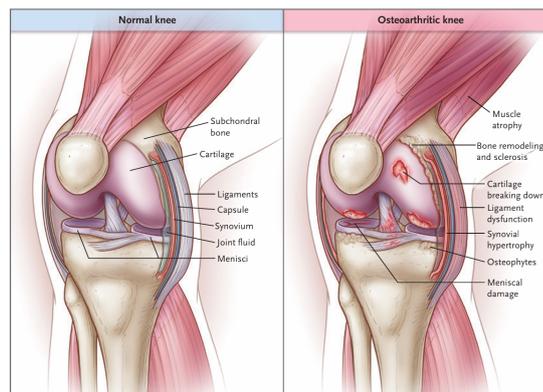


Figura 2: Confronto tra un ginocchio sano e uno affetto da osteoartrosi [3]

Come emerge dai dati analizzati all'interno di uno studio rappresentativo della popolazione statunitense tra i 60 e i 90 anni di età, realizzato dal National Center for Health Statistics of the Centers for Disease Control and Prevention [4], l'OA del ginocchio è una patologia comune che colpisce circa il 37% delle persone a partire dai 60 anni; oltre a causare dolore, comporta riduzione del movimento articolare, disturbi del sonno, affaticamento e a lungo termine può portare a disabilità.

0.1.1 Diagnosi e possibili terapie

Può essere diagnosticata tramite radiografia e trattata con terapie palliative, riparative e rigenerative; quest'ultima soluzione, in particolare, viene adottata nei casi più gravi in cui la lesione

si estende profondamente all'interno dell'osso subcondrale, rendendo necessaria la sostituzione chirurgica del ginocchio. La scelta di tale approccio ha riscontrato un evidente lenimento del dolore, miglioramento della funzionalità e del benessere nei pazienti [2] [3]. Per comprendere concretamente gli effetti di questa patologia sulle proprietà meccaniche della cartilagine, all'interno dello studio '*Designing A Synthetic 3D-Printed Knee Cartilage: Fea Model, Micro-Structure And Mechanical Characteristics*' [1], è stata effettuata un'analisi computazionale di modelli di ossa e cartilagine femorale di due soggetti. Questi due pazienti, entrambi di sesso maschile, presentavano una differenza di età e di stato di salute: uno giovane e sano, l'altro di età avanzata, affetto da OA e in sovrappeso; infatti, questi parametri, accompagnati al livello di attività fisica, influiscono particolarmente sulle prestazioni meccaniche del tessuto cartilagineo.

0.2 Cartilagine

La cartilagine è un tessuto connettivo elastico anisotropo, che riduce l'attrito e distribuisce propriamente i carichi tra le ossa, fungendo da rivestimento e sostegno per i giunti diartrodiali, punti di contatto tra le estremità ossee [1] [5]. È costituita da una matrice amorfa gelificata, contenente una sostanza intercellulare composta da fibre extracellulari, al cui interno si trovano i condrociti, cellule responsabili della sintesi degli elementi della matrice extracellulare [2] [6].

0.2.1 Tipologie e struttura della cartilagine

Questo tessuto è classificabile per composizione in: cartilagine ialina, elastica e fibrocartilagine. La prima comprende la cartilagine articolare, costituita prevalentemente da acqua, collagene di tipo II e proteoglicani; le catene di collagene si aggregano in microfibrille, che a loro volta formano fibrille e successivamente fibre. Questa componente riveste un ruolo fondamentale all'interno del tessuto cartilagineo, in quanto ne determina le principali proprietà meccaniche, le quali sono influenzate anche dal suo orientamento [1].

La cartilagine articolare è suddivisibile in quattro zone in funzione della profondità; tali strati sono differenziati tra loro in base a struttura e composizione, distinguendosi per percentuale di componenti biologiche, orientamento delle fibre e densità cellulare:

- Zona superficiale: (10-20% di spessore totale): presenta condrociti appiattiti e sottili fibre di collagene parallele alla superficie. Si occupa di lubrificazione e resistenza del tessuto a trazione e taglio.
- Zona intermedia (40-60%): i condrociti risultano sferoidali e le fibre sono più spesse rispetto alle precedenti e orientate casualmente. Garantisce resistenza alla compressione.
- Zona profonda (20-30%): perpendicolari alla superficie si trovano i condrociti e le fibre, le quali presentano il maggior diametro tra le diverse zone. Svolge il ruolo principale nella resistenza alla compressione.

- Zona calcificata: resa tale dai condrociti ipertrofici, lega le fibre della zona profonda all'osso subcondrale, conferendo stabilità al resto della cartilagine [7].

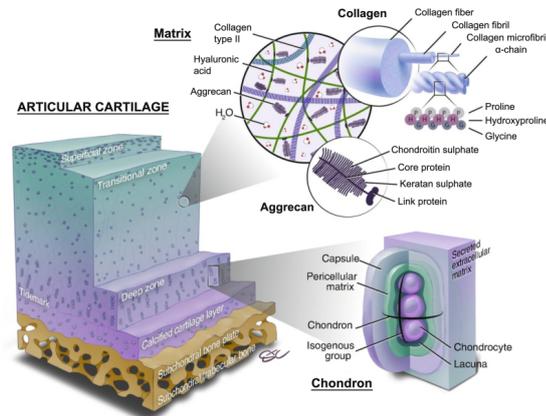


Figura 3: Schematizzazione della struttura cartilaginea e dei suoi principali componenti [7]

All'interno delle diverse zone si riscontra anche una variazione di quantità delle componenti biologiche: all'aumentare della profondità diminuisce il contenuto di acqua e condrociti, cresce quello dei proteoglicani e rimane costante la concentrazione di fibrille di collagene.

Tali differenze possono aumentare ulteriormente a causa dell'osteoartrosi, che provoca variazioni alla struttura della cartilagine, comportandone una maggiore eterogeneità nella risposta meccanica a seguito dell'incremento di stress e deformazioni.

Capitolo 1

Correlazione Digitale delle Immagini (DIC)

La Digital Image Correlation (DIC) è un metodo ottico utilizzato per la misurazione di campi di spostamento e deformazione in ambito di materiali biologici e ingegneristici, al fine di valutarne proprietà e comportamenti meccanici. In alcuni casi, come quello preso in esame dal seguente lavoro, tale approccio è sfruttato per la diagnosi di malattie.

Questa tecnica è stata introdotta all'inizio degli anni '80, tuttavia i primi utilizzi sono documentati negli anni '90, dopo di che ha subito un crescente sviluppo, fino ad oggi in cui viene regolarmente utilizzata in biomeccanica [8]. In precedenza, lo strumento principalmente utilizzato era l'estensimetro, attualmente impiegato per la calibrazione della DIC tramite confronto, da cui risultano risposte tensione-deformazione concordanti tra i due strumenti. L'estensimetro, considerando il movimento di soli due punti del campione, non riporta sufficienti informazioni relative alla distribuzione locale di deformazione; inoltre, risulta limitato rispetto alla DIC, in quanto consente di misurare un allungamento limitato al 25%, in luogo di oltre un 50%, come mostrato in Figura 1.1.

Tuttavia, la DIC comporta un errore fino al 2% in presenza di deformazioni superficiali minori del 5%; ciò è dovuto allo spostamento fuori piano del campione, tendenzialmente trascurato se di entità limitata [9].

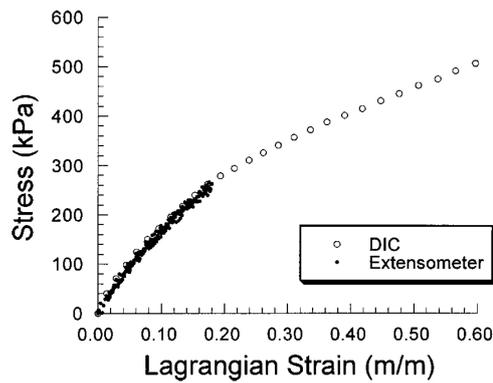


Figura 1.1: *Confronto della risposta tensione-deformazione di un campione di gomma siliconica sottoposto a prova di trazione uniassiale misurata con DIC ed estensimetro [9]*

1.1 Tecniche ottiche

Successivamente all'estensimetro sono state introdotte alcune tecniche ottiche, adatte ai sistemi anisotropi e disomogenei, poiché ne superano le limitazioni geometriche; questi metodi vengono implementati per mezzo di illuminazione laser e interferometria, come ad esempio l'ESPI (interferometria elettronica a macchie). Si tratta di una tecnica molto precisa, ma che presenta un limitato intervallo di misurazione della deformazione e richiede una complessa preparazione superficiale, al fine di ottenere un adeguato riflesso e interferenza su campioni idratati [9].

1.1.1 Metodo operativo della DIC

Attraverso la DIC si confrontano due immagini, di cui una indeformata, mentre la seconda, essendo scattata in seguito all'applicazione di un carico, risulta deformata; tali immagini digitali possono essere acquisite in tempo reale, oppure tratte da una memoria esterna, come un *hard-disk*. Nel primo caso il numero di pixel analizzati è vincolato alla velocità di elaborazione del *software* e alla distanza temporale di cattura tra immagini consecutive; nel secondo caso, invece, è possibile regolare la dimensione della superficie, ottenendo, tramite correlazione, un campo di deformazione caratterizzato da maggior precisione.

In questo modo si ottengono fotografie con alta frequenza d'intensità luminosa, unica in ogni punto della superficie e descritta tramite una matrice in scala di grigi; tale colore è dovuto alla presenza di *speckles*, puntini neri distribuiti su uno sfondo bianco. È importante che il contrasto che ne deriva, o la differenza in scala di grigi siano elevati, in modo da garantire una corretta correlazione [9].

1.1.2 Vantaggi e svantaggi dell'utilizzo della DIC

In generale l'impiego della DIC, nonostante presenti alcune limitazioni, risulta preferibile rispetto ad altri metodi:

Vantaggi	Svantaggi
<ul style="list-style-type: none"> • Misura a tutto campo di spostamenti e deformazioni • Adattabile ad ogni dimensione e materiale del provino • Determina gradienti di deformazione e concentrazioni di tensione • Misura deformazioni sia piccole che grandi • Applicabile <i>in vivo</i> • Sinergie con l'Analisi agli elementi finiti (FEA) • Non invasivo* 	<ul style="list-style-type: none"> • Meno accurato e preciso di altre tecniche di misurazione • Necessita di un'attenta ottimizzazione per la specifica applicazione • Non in tempo reale • Necessita di accesso ottico al provino • Richiede preparazione superficiale*

*Nella maggior parte dei casi è richiesta una preparazione superficiale, ma talvolta il pattern naturale è valido per tracciare la deformazione superficiale.

Tabella 1.1: *Principali potenzialità e limitazioni dell'utilizzo della DIC [8]*

1.2 Correlazione

Il metodo della correlazione si basa sul concetto che l'intensità luminosa risulta unica in ogni punto dell'immagine, di conseguenza tramite il massimo coefficiente di correlazione è possibile individuare il punto (x^*, y^*) sull'immagine deformata che corrisponde a (x, y) su quella indeformata [9]. In questo modo, per mezzo della correlazione è possibile determinare il campo di spostamento del *pattern* superficiale, dal quale, tramite derivazione, si ottiene quello di deformazione; nello specifico lo spostamento è individuato valutando la posizione di distribuzione dell'intensità luminosa sull'immagine deformata, rispetto a quella sull'immagine indeformata, come raffigurato in Figure 1.2. Il coefficiente di correlazione è ottenuto tramite F ed F^* , matrici in scala di grigi del *subset* preso in esame, che indicano la distribuzione di intensità luminosa attorno ad ogni punto del sottoinsieme.

Tali sottoinsiemi (*subsets* o *interrogation cells*) sono delle regioni che racchiudono diversi pixel in cui viene suddivisa la superficie del campione; la dimensione di questi sottoinsiemi va scelta in modo tale che sia maggiore di quella delle macchioline, così da rilevare agevolmente piccoli spostamenti e deformazioni, in quanto un maggior numero di pixel contribuisce all'analisi [8]; perciò sottoinsiemi di grandi dimensioni permettono di ottenere maggior accuratezza e minor incertezza, a discapito della risoluzione spaziale, poiché dettagli locali vanno persi all'interno di una cella di grandi dimensioni. Una soluzione potrebbe essere l'utilizzo di un'immagine ad alta risoluzione spaziale, oppure l'ausilio di ottiche ingrandenti.

Tuttavia, il livello di gradiente di deformazione è inversamente proporzionale alla dimensione

ottimale del *subset*, poiché sottoinsiemi estesi possono nascondere informazioni rilevanti in caso di disomogeneità. Di conseguenza se si prevedono elevati gradienti di deformazione è preferibile la scelta di un *subset* di dimensioni inferiori [10].

Un altro parametro regolabile per ottenere una buona correlazione è la spaziatura della griglia, cioè la distanza tra facce consecutive; se ad esempio si prevedono alti gradienti di deformazione, è preferibile la scelta di una spaziatura ridotta, ottenendo in questo modo un maggior numero di facce, che comporta però un maggior costo computazionale.

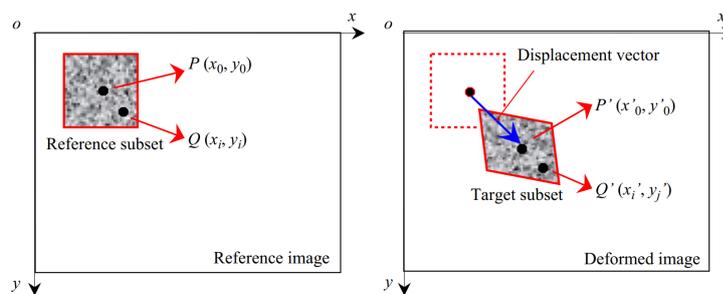


Figura 1.2: *Tracciamento del vettore di spostamento del centro di due sottoinsiemi corrispondenti tra l'immagine di riferimento e quella deformata [11]*

1.3 Allestimento

Per realizzare la DIC è necessario disporre di una fonte di luce incoerente, preferibilmente fredda, che illumini uniformemente la superficie dell'oggetto e di una telecamera nel caso bidimensionale 2D-DIC o più di una nel caso 3D-DIC; tali telecamere CCD o digitali vengono posizionate perpendicolarmente alla superficie per l'acquisizione di immagini del campione [9].

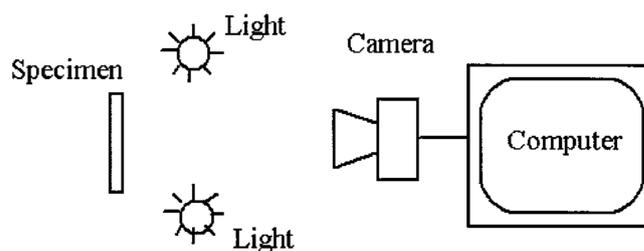


Figura 1.3: *Rappresentazione schematica dell'attrezzatura utilizzata per eseguire la 2D-DIC[9]*

Dagli strumenti e dal *setup* sperimentale utilizzati possono essere introdotte due tipologie di interferenze che influenzano i valori delle immagini acquisite, sottoforma di rumore casuale e strutturato. Il primo comprende il rumore termico dei dispositivi elettronici e l'interferenza dovuta al sensore CCD; il secondo è generato da interferenze elettromagnetiche, originate ad esempio dalla rete di alimentazione e dalla distorsione delle lenti dell'obiettivo. È importante, se possibile, limitare questi disturbi, al fine di ottenere una migliore qualità delle immagini.

Il rumore casuale non può essere controllato, mentre quello sistematico può essere ridotto utilizzando ad esempio filtri o algoritmi; oppure, nel caso delle lenti si effettua una calibrazione [8].

1.4 Preparazione superficiale

Per quanto riguarda la superficie del substrato, a meno che questa non presenti naturalmente delle macchie naturali con alto contrasto, risulta necessaria un'adeguata preparazione superficiale, variabile a seconda della tipologia di superficie e della precisione ricercata.

La preparazione è suddivisa in due fasi: innanzitutto lo sfondo dev'essere bianco opaco; perciò, nel caso in cui il tessuto sia semitrasparente o scuro, viene applicato uno strato di vernice bianca; in seguito, si effettua la deposizione di vernice nera spray, al fine di ottenere uno *speckle pattern*, cioè un motivo casuale di macchioline nere, raggiungendo preferibilmente un rapporto bianco-nero del 50:50. La dimensione degli *speckles* può essere regolata variando sia la distanza superficie-ugello spray, sia l'angolazione del getto, al fine di ottenere la dimensione ideale di 3-5 pixel/M, con M pari all'indice del numero di pixel che corrisponde all'unità di lunghezza del campione [8].

1.4.1 Confronto tra areografo e spray

È possibile utilizzare uno sfondo nero, con macchioline bianche, ma come si evince da uno studio [12], ne deriva un errore di misurazione; nel caso in cui l'applicazione delle macchioline venga effettuata tramite areografo l'errore è leggermente maggiore, mentre con un getto spray raggiunge quasi un 50%, dovuto ad una variazione meno naturale del livello di grigio, da cui ne consegue una peggior correlazione tra immagini. In particolare l'areografo, rispetto allo spray, produce delle macchioline di dimensioni maggiori, registrate quindi in un maggior numero di pixel, e di conseguenza ne aumenta le permutazioni di forma e l'orientamento, ottenendo in questo modo un maggiore livello di unicità.

Per mezzo di entrambi gli strumenti si esegue un'applicazione casuale degli *speckles*, a cui si aggiunge un'ulteriore variabile non controllabile, ossia l'inter e intra operabilità tra utenti, rendendo molto difficile stabilire criteri o parametri che definiscano un *pattern* perfetto; tuttavia, proprietà fisiche morfologiche come forma, dimensione, distribuzione e densità degli *speckles*, sono parametri considerati nella valutazione del livello di qualità del modello, associato a incertezza, accuratezza, precisione e risoluzione delle misurazioni dei campi di spostamento e deformazione.

Ad esempio, un *pattern* caratterizzato da un elevato numero di macchie e un alto livello di casualità, massimizza la risposta della funzione di correlazione e da ciò ne consegue minor incertezza e maggior accuratezza.

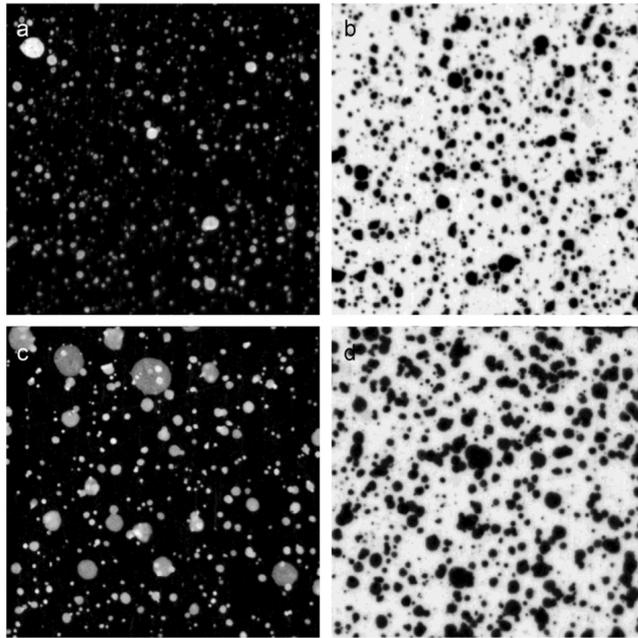


Figura 1.4: Esempi di speckle pattern realizzabili: (a) sfondo nero e macchioline bianche applicate tramite areografo, (b) sfondo bianco e macchioline nere applicate tramite areografo, (c) sfondo nero e macchioline bianche applicate tramite spray, (d) sfondo bianco e macchioline nere applicate tramite spray [12]

Capitolo 2

Materiali e metodi

2.1 Provini

Con il progresso dell'ingegneria tissutale e della medicina rigenerativa, a partire dagli anni '90, sono state sviluppate varie tecniche, applicabili, ad esempio, per la produzione di cartilagine ingegnerizzata, attraverso l'utilizzo combinato di varie cellule e materiali [2] [6].

Tuttavia, data l'eterogeneità della composizione e della struttura della cartilagine, anche le proprietà meccaniche che la caratterizzano risultano disomogenee e anisotrope, rendendo complessa la realizzazione di questo tessuto sottoforma sintetica [5].

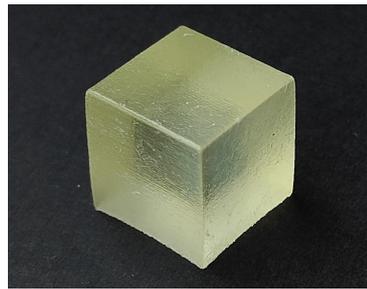
2.1.1 Materiali e composizione

I provini analizzati in questo progetto di tesi sono stati realizzati per mezzo della stampante 3D *J850 Digital Anatomy*TM, unendo le due famiglie di materiali fotopolimerici *Digital Anatomy* e *PolyJet* prodotti dall'azienda *Stratasys*. Nello specifico, la matrice è costituita da una miscela del 50% di *Agilus30Clear* e 50% di *TissueMatrix*, mentre le fibre sono realizzate in *VeroWhite*. Per quanto riguarda la matrice, l'instabilità e la viscosità di *TissueMatrix* è compensata dalla stabilità di *Agilus30Clear*, dalla cui unione si ottiene una simulazione degli organi interni morbidi e solidi, capaci di sopportare numerosi cicli di flessioni e piegamenti. Al contrario, le fibre in *VeroWhite* risultando rigide e lisce e possedendo un elevato rapporto resistenza-peso, possono essere utilizzate per replicare le ossa umane, o altri elementi leggeri e resistenti.

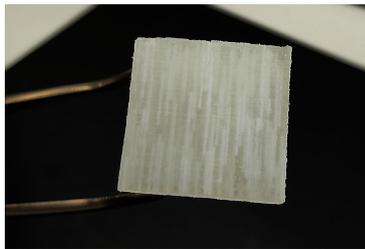
Questi modelli sono in grado di riprodurre le proprietà biomeccaniche dei tessuti organici sotto sforzo e, grazie agli elevati livelli di precisione, risoluzione e ripetibilità dei campioni, alla sottigliezza dei dettagli e all'opportunità di regolare le proporzioni dei materiali, è possibile realizzare test validi dal punto di vista clinico [13].

Inoltre, come illustrato nella figura 2.1, la superficie dei provini appare bianco opaco; conseguentemente, prima di eseguire la prova di compressione, è sufficiente deporre sui campioni una vernice spray nera. Come già riportato, questo trattamento superficiale consente di ottenere uno

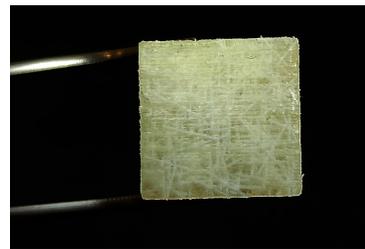
speckle pattern, necessario per la misura dei campi di spostamento e deformazione attraverso il metodo DIC.



(a) *Provini AGTM privi di fibre*



(b) *Provini AGTM sup e deep*



(c) *Provini AGTM mid*

Figura 2.1: *Campioni privi di trattamento superficiale*

2.1.2 Specifiche sui provini

I dodici provini cubici analizzati e possono essere suddivisi in quattro categorie: AGTM, AGTM_sup, AGTM_mid e AGTM_deep; tre campioni AGTM risultano privi di fibre, mentre gli altri nove, sono fibrorinforzati per un 5% e rappresentano rispettivamente le zone cartilaginee: superficiale, media e profonda, in cui le fibre simulano il collagene di tipo II, con orientamento parallelo alla superficie articolare nella zona *superficial*, casuale in quella *middle* e ortogonale nella *deep*; è stata esclusa la zona calcificata, presentando caratteristiche meccaniche intermedie tra cartilagine e osso.

Analogamente al tessuto umano, le fibre presentano un diametro di dimensioni maggiori all'aumentare della profondità della zona cartilaginea, come riportato nella seguente tabella:

Strato	Lunghezza [mm]	Diametro [mm]
Superficiale	6	0.06
Medio	6	0.12
Profondo	6	0.18

Tabella 2.1: *Dimensioni delle fibre sintetiche nei vari strati cartilaginei simulati [1]*

La composizione chimica e la quantità di acqua contenuta all'interno dei provini non coincidono esattamente con quelle biologiche, evidenziando una limitazione della stampa 3D; tuttavia,

il comportamento meccanico è replicato fedelmente, adattando le tipologie di materiali e le rispettive quantità, per ottenere i livelli di elasticità e rigidità desiderati [1].

Infine, come emerge da uno studio [5], la geometria cubica dei provini dovrebbe portare a risultati più accurati rispetto a campioni cilindrici, non presentando ipotesi di distribuzione uniforme della deformazione; al contrario, per i provini cilindrici è assunta simmetrica rispetto all'asse principale.

2.1.3 *Comportamento dei provini sottoposti a sollecitazione*

La matrice che costituisce i provini presenta un comportamento isotropo, cioè, mostra una risposta meccanica indipendente dalla rotazione con cui è applicata la sollecitazione meccanica; ciò è dovuto alla possibilità di individuare un sistema di riferimento ortogonale all'interno del materiale, rispetto al quale il provino è simmetrico.

Al contrario, i provini fibrorinforzati presentano una risposta meccanica variabile secondo la direzionalità della sollecitazione applicata; quindi, tensioni imposte lungo assi diversi, inducono stati deformativi differenti.

In particolare, i provini *sup* e *deep* contengono fibre aventi tutte un orientamento specifico e parallelo tra loro, conseguentemente presentano un comportamento trasversalmente isotropo secondo l'asse lungo il quale si sviluppano le fibre. Ciò significa che è possibile individuare piani di isotropia perpendicolari all'asse delle fibre; quindi, sollecitazioni (di intensità analoghe) applicate su tali piani, inducono le medesime deformazioni.

La direzione lungo la quale si sviluppano le fibre è considerata preferenziale, in quanto su di essa il materiale mostra maggiore rigidità in risposta alle sollecitazioni imposte; questo comportamento meccanico corrisponde a quello mostrato dalla cartilagine, il quale dipende dall'orientamento delle rigide fibre di collagene [1].

Infine, i provini fibrorinforzati, le cui fibre non presentano un orientamento specifico, come quelli *mid*, presentano invece un comportamento anisotropo in ogni direzione.

2.2 **Prova di compressione**

2.2.1 *Spostamento e deformazione*

Come riportato precedentemente, per mezzo della correlazione è possibile determinare il campo di spostamento del *pattern* superficiale, dal quale, tramite derivazione, si ottiene quello di deformazione.

Il campo di spostamento associa ad ogni punto materiale dei vettori spostamento, come conseguenza dell'applicazione di una sollecitazione meccanica ad un corpo. Tale sollecitazione comporta anche deformazioni assiali e angolari, entrambe quantità adimensionali: le prime espresse in percentuale e le seconde in radianti. Le deformazioni assiali definiscono la variazione di lun-

ghezza del punto materiale lungo uno specifico asse del sistema di riferimento e corrispondono alla dilatazione (se a coefficienti positivi) o contrazione (se negativi) del corpo. Le deformazioni angolari invece, descrivono la distorsione del punto materiale associate alla variazione di angoli inizialmente retti delle facce del campione.

Lo spostamento infinitesimo Δl è definito come:

$$\Delta l = l - l_0 \quad [\text{m}]$$

dove l_0 è la lunghezza iniziale del punto materiale e l è la lunghezza raggiunta in seguito all'applicazione di una sollecitazione. Da questo, tramite derivazione, si ottiene la deformazione assiale ϵ :

$$\epsilon = \frac{l - l_0}{l_0} = \frac{\Delta l}{l_0} \quad (\text{adimensionale})$$

Nello specifico, le deformazioni lungo gli assi x , y , e z sono:

$$\epsilon_x = \frac{\partial u}{\partial x}, \quad \epsilon_y = \frac{\partial v}{\partial y}, \quad \epsilon_z = \frac{\partial w}{\partial z}$$

dove du , dv , e dw rappresentano rispettivamente gli spostamenti infinitesimi lungo gli assi x , y , e z del sistema di riferimento.

Le deformazioni angolari si ottengono come somma delle variazioni dei vettori spostamento lungo un asse rispetto a un altro asse di riferimento. Ad esempio, sul piano xy :

$$\gamma_{xy} = \frac{\partial v}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial y} \quad (\text{adimensionale})$$

Entrambe le deformazioni assiali e angolari sono proprietà puntuali, descritte da un tensore di deformazione rispetto a uno specifico sistema di riferimento:

$$[\epsilon] = \begin{bmatrix} \epsilon_x & \frac{1}{2}\gamma_{xy} & \frac{1}{2}\gamma_{xz} \\ \frac{1}{2}\gamma_{yx} & \epsilon_y & \frac{1}{2}\gamma_{yz} \\ \frac{1}{2}\gamma_{zx} & \frac{1}{2}\gamma_{zy} & \epsilon_z \end{bmatrix}$$

Un esempio di sollecitazione che induce spostamento e quindi deformazione in un materiale corrisponde ad una prova di compressione.

2.2.2 Descrizione della prova

Una prova di compressione è un test meccanico che consiste nell'applicazione di un carico su un campione che viene schiacciato; il provino tendenzialmente presenta una struttura cubica o cilindrica e ne viene studiato il comportamento meccanico, al fine di determinarne varie proprietà meccaniche e valutarne il possibile utilizzo. In una tipica esecuzione della prova il campione viene posizionato tra due piastre parallele all'interno di un macchinario, il quale, in seguito ad

azionamento, comprime unidirezionalmente il corpo con forza crescente.

Il carico assiale F , applicato perpendicolarmente alla superficie del provino, non viene percepito direttamente dal corpo, ma in funzione della sua geometria, come un sollecitazione distribuita sulla superficie di contatto A :

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad \left[\frac{\text{N}}{\text{m}^2} \right]$$

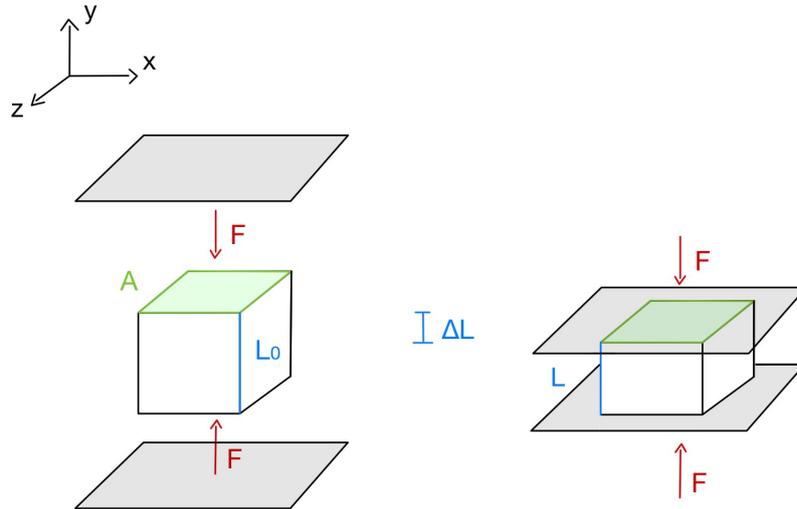


Figura 2.2: Rappresentazione di un cubo compresso da due piastre

σ rappresenta la tensione ortogonale alla superficie A , comunemente espressa in $\frac{\text{N}}{\text{mm}^2} = \text{MPa}$. Analogamente a quanto riportato per ϵ , una superficie può essere sottoposta ad una tensione ortogonale σ o tangenziale τ ad essa, per convenzione i coefficienti sono positivi se il corpo è in trazione, negativi in compressione. Tutte le possibili combinazioni di tali tensioni vengono rappresentate nel tensore di Cauchy rispetto ad un sistema di riferimento:

$$[\sigma] = \begin{bmatrix} \sigma_x & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{yx} & \sigma_y & \tau_{yz} \\ \tau_{zx} & \tau_{zy} & \sigma_z \end{bmatrix}$$

Di seguito sono riportati i valori di tensione e deformazione complessivi per l'esempio rappresentato in figura:

Componenti di tensione: $\sigma_x = 0$, $\sigma_y < 0$, $\sigma_z = 0$.

Componenti di taglio: tutte le componenti τ sono nulle.

Componenti di deformazione assiale: $\epsilon_y < 0$, $\epsilon_x > 0$, $\epsilon_z > 0$.

Componenti di deformazione angolare: tutte le componenti γ sono nulle.

Definiti tali valori e nell'ipotesi di materiale elastico lineare isotropo e omogeneo, è possibile definire le leggi di *Hooke*. In particolare la relazione tra lo stato tensionale e deformativo è espressa attraverso il modulo di Young E , il quale rappresenta la rigidezza del materiale in riferimento a uno stato tensionale monoassiale:

$$\sigma_y = E \cdot \epsilon_y \quad (2.1)$$

Un alto valore di tale modulo indica elevata rigidezza e quindi grande capacità del materiale di opporsi alla deformazione nella direzione di applicazione del carico.

Inoltre, per mezzo del coefficiente di Poisson, è possibile esprimere la relazione tra la contrazione longitudinale e la dilatazione laterale. Tale coefficiente, nel caso in cui il corpo sia sottoposto a compressione uniassiale lungo l'asse y , indica il valore della dilatazione laterale lungo x :

$$\nu = -\frac{\epsilon_x}{\epsilon_y} = -\frac{\epsilon_z}{\epsilon_y} \quad (\text{adimensionale}) \quad (2.2)$$

Allora, sostituendo 2.2 in 2.1, si ottiene:

$$\epsilon_x = -\nu \frac{\sigma_y}{E}, \quad \epsilon_z = -\nu \frac{\sigma_y}{E}$$

Il coefficiente di Poisson è definito per $\nu \in [0, \frac{1}{2})$; tale intervallo è imposto dall'intersezione tra le restrizioni termodinamiche, che limitano il range di valori tra $(-1, \frac{1}{2})$, e restrizioni pratiche. Infatti, un corpo sottoposto a compressione uniassiale si contrae trasversalmente, viceversa, se soggetto a trazione monoassiale, si restringe lateralmente. Conseguentemente, da 2.2 risulta necessario che il coefficiente di Poisson assuma valori positivi.

2.2.3 Esecuzione della prova

Per la prova di compressione è stato utilizzato il macchinario *MACH-1™ V500c* dell'azienda *Biomomentum 2.3*, dotato di una cella di carico monoassiale con una portata di 250 N. Lo strumento è collegato ad un computer munito del *software MACH-1 Motion™*, a sua volta connesso ad una fotocamera da 1,3 megapixel con obiettivo da 25 mm.

Dopo aver effettuato l'accensione del macchinario, si procede con l'inserimento dei parametri di compressione desiderati, che nel caso in analisi corrispondono a:

- Verso dell'asse della cella di carico F_y : positivo (per compressione)
- Velocità di deformazione della prova: 0.045 mm/s
- Valore massimo di deformazione raggiunto: 20%
- Frequenza di acquisizione delle immagini: 2 Hz (tempo di campionamento: 0.5 s)

Prima di eseguire la prova sui provini è importante effettuare la configurazione della fotocamera con un campione di dimensioni note o in carta millimetrata; inoltre, è fondamentale che per tutta la durata della prova la luminosità resti costante; infatti, sono da evitare movimenti che creino ombre nei pressi del provino.

Una volta impostati i parametri di compressione e configurata la fotocamera, si procede con l'esecuzione della prova sui provini. Viene posizionato un campione per volta tra le piastre del macchinario, il quale dopo essere stato azionato, procede con la compressione progressiva del corpo fino al raggiungimento della deformazione preimpostata.

Infine, si ottiene un foglio di calcolo contenente i valori crescenti di forza applicata lungo z . In questo caso i dati sono stati salvati in formato *Excel* su due colonne per ogni provino; la prima delle due presenta il vettore dei tempi con periodo di campionamento di 0.05s, associato ai valori della forza applicata. La seconda contiene i valori di forza espressi in grammi forza (gf). Inoltre, a partire dal tempo $t = 0$ s, per ogni campione sono state memorizzate nel computer le immagini acquisite con la fotocamera a intervalli di 0.5s.

A partire da questi dati sono state calcolate la tensione e la deformazione risultanti sui provini, confrontando i valori di quest'ultima misurati dalla macchina, rispetto a quelli calcolati per mezzo della DIC.



Figura 2.3: *Macchinario a trazione e compressione Mach-1 v500c della Biomomentum*

2.2.4 *Confronto con la prova applicata nello studio [1]*

Come riportato precedentemente, il macchinario *MACH-1™ V500c* è dotato di una cella di carico monoassiale con una portata di 250 N e in questo studio viene azionato ad una velocità pari a 0.045 mm/s fino al raggiungimento del 20% di deformazione.

All'interno dello studio '*Designing a Synthetic 3D-Printed Knee Cartilage: FEA Model, Micro-Structure and Mechanical Characteristics*' [1] viene condotto un test analogo su provini di femore e tibia sintetici.

Viene imposta una precarica di 650 N, sia per ottenere un corretto posizionamento del provino all'interno della macchina, sia per simulare i carichi sostenuti dall'articolazione durante una camminata; questi, infatti sono generalmente compresi in un *range* di 700-1150 N. Successiva-

mente il carico viene aumentato progressivamente in direzione y con una velocità pari a 0.0217 mm/s circa, fino al raggiungimento del 20% di deformazione.

I risultati vengono discussi in seguito.

Capitolo 3

Acquisizione ed elaborazione dei dati

3.1 GOM Correlate

Le immagini acquisite durante la prova di compressione sono state analizzate all'interno del *software GOM Correlate*, che utilizza il metodo della correlazione digitale in due o tre dimensioni per lo studio dei materiali e il collaudo dei dispositivi. Questo *software* permette di eseguire calcoli complessi e ottenere diagrammi, i cui dati possono essere esportati per condurre ulteriori analisi.

In questo lavoro, per mezzo della 2D-DIC, è stato possibile tracciare graficamente i valori del campo di deformazione superficiale sul piano xy ; in seguito, le medie di tali misure sono state esportate nel formato `.csv`, per poterle elaborare all'interno del *software Matlab*.

3.1.1 Caricamento delle immagini, definizione dell'asse temporale e calibrazione

Prima di procedere con l'analisi delle immagini è necessario verificare che queste siano salvate su file denominati in successione (ad esempio per il provino *AGTMI*: `AGTM1_001.jpg`, `AGTM1_003.jpg`, `AGTM1_003.jpg`, etc.); in questo caso sono state rinominate utilizzando il *software IrfanView*.

A questo punto, una volta avviato il *software*, si procede con l'apertura e il salvataggio di un nuovo progetto, uno per ciascun provino. Successivamente vengono importate tutte le immagini del campione e, una volta selezionata l'opzione di deformazione, all'interno della finestra *'Manage stages'* si sincronizza correttamente la sequenza delle foto con un asse temporale.

Nello specifico, l'istante iniziale che è associato alla prima immagine, quella indeformata, viene impostato a $t = 0$ s; mentre la distanza temporale tra una foto e la successiva è configurata a 0.5s, che deve coincidere con il tempo di campionamento dell'acquisizione delle immagini.

In seguito, si configura la visualizzazione della *Timeline* in funzione della variabile tempo, come in figura 3.1. Dal momento che per ogni provino è stato scattato il medesimo numero di immagini, l'asse temporale presenta la stessa lunghezza in tutti i casi, con l'istante finale che corrisponde al 20% di deformazione teorica del campione misurata dalla macchina.

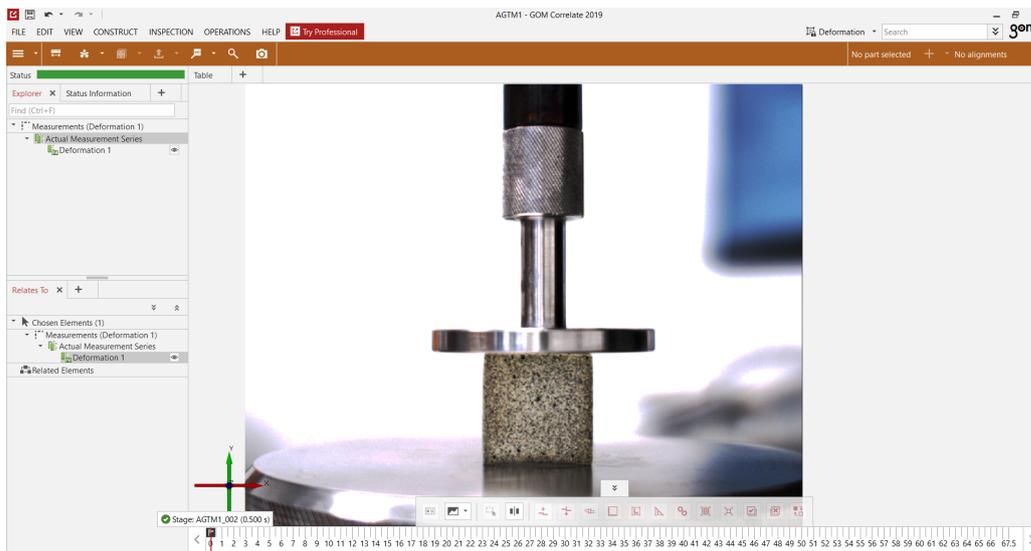


Figura 3.1: Immagine iniziale indeformata e relativo asse temporale

Successivamente, selezionando l'opzione *'Edit Creation Parameters'*, si procede con la calibrazione. Viene tracciata una linea retta orizzontale da un estremo all'altro di una grandezza nota, in questo caso è stata utilizzata la cella di carico del macchinario a compressione. È possibile poi regolare manualmente le coordinate spaziali, al fine di ottenere un segmento parallelo all'ascissa del sistema di riferimento; il quale è stato orientato imponendo una rotazione di 180° attorno all'asse y e una traslazione verso l'angolo superiore sinistro del provino, come in figura 3.2.

In seguito, com'è visibile in figura 3.2, è stata inserita all'interno di *'Point distance'* la misura della distanza nota a priori, che corrisponde a 6.4 mm. In questo modo si associa un determinato valore in [mm] al numero di pixel che equivale alla larghezza del campione; è importante, infine, selezionare *'All stages'*, in modo tale che la calibrazione venga eseguita su ciascun fotogramma.

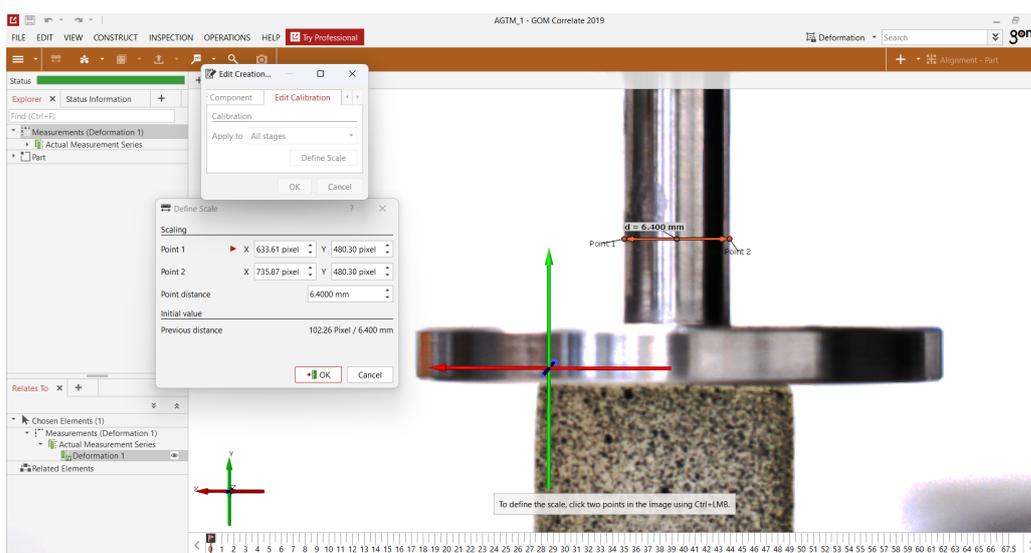


Figura 3.2: Calibrazione

3.1.2 Selezione della regione d'interesse (ROI)

A questo punto si procede con la selezione della regione d'interesse (*ROI*), cioè la sezione rilevante su cui vengono eseguite le misurazioni, le quali sono tendenzialmente statistiche e variano in funzione di variabili temporali, spaziali, o in frequenza. In questo caso sono state calcolate le deformazioni medie lungo x e y nel tempo.

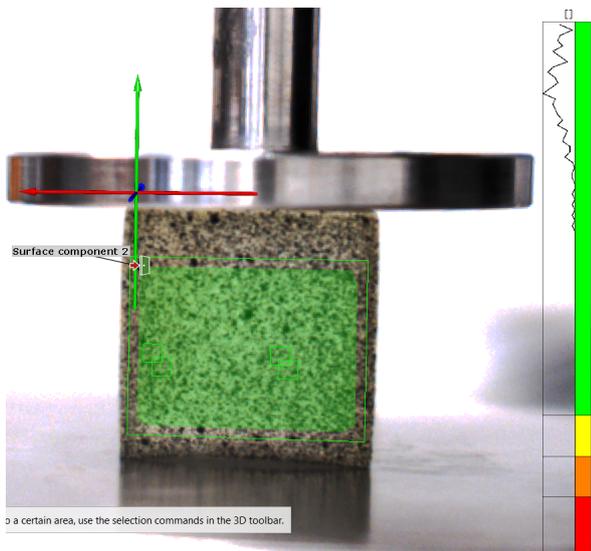
La *ROI* dovrebbe idealmente essere sufficientemente estesa da includere il *pattern* di deformazione e al contempo limitata lungo i bordi, in modo tale da escludere dall'analisi delle deformazioni movimenti non rilevanti.

L'area è stata determinata manualmente, selezionandone gli angoli estremi tramite l'opzione 'Select/Deselect Polygon' nella sezione 'Surface component'. Successivamente si apre una finestra in cui è possibile valutare la qualità del *pattern* superficiale stocastico, selezionando 'Pattern quality'. In questo modo si visualizza una scala di quattro colori: verde, giallo, arancione e rosso, che indicano rispettivamente una qualità decrescente del *pattern*; perciò, idealmente si dovrebbe osservare una curva con distribuzione gaussiana verso l'estremo superiore della scala. Inoltre, selezionando l'opzione 'Reference length', è possibile valutare la precisione dell'analisi, ma essendo un parametro impiegato nei progetti in 3D, non è stato considerato in questo lavoro.

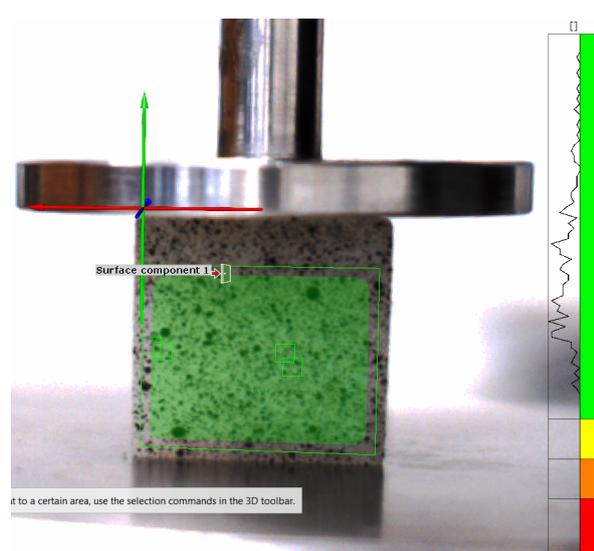
All'interno delle figure 3.3a, 3.3b, 3.3c e 3.3d sono riportati gli istogrammi relativi alla qualità del *pattern* di quattro provini, ognuno rappresentativo di un gruppo. Tutti i diagrammi presentano una distribuzione all'interno della sezione verde, evidenziando buoni valori del 'Pattern quality', adatti per l'applicazione della *DIC*, in particolare nel caso del provino privo di fibre.

È possibile inoltre regolare le dimensioni del *subset* all'interno della *ROI* e la spaziatura tra i punti centrali tra due facce consecutive in termini di pixel; come riportato precedentemente, sottoinsiemi di grandi dimensioni permettono di ottenere maggior accuratezza e minor incertezza, a discapito della risoluzione spaziale e di un tempo computazionale più lungo.

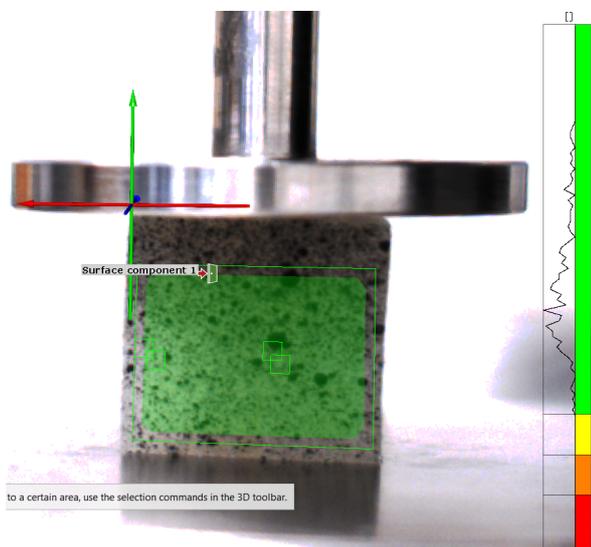
In presenza di elevati gradienti di deformazione, come in questo caso, è preferibile la scelta di un *subset* di dimensioni inferiori e una spaziatura della griglia ridotta, al fine di mantenere più informazioni. Di conseguenza è importante trovare un compromesso nella scelta della dimensione del sottoinsieme; in questo lavoro, per tutti i provini, è stato mantenuto il numero di pixel preimpostato dal *software*, corrispondente a 19x19, con una distanza tra i punti centrali dei *subset* pari a 16 pixel.



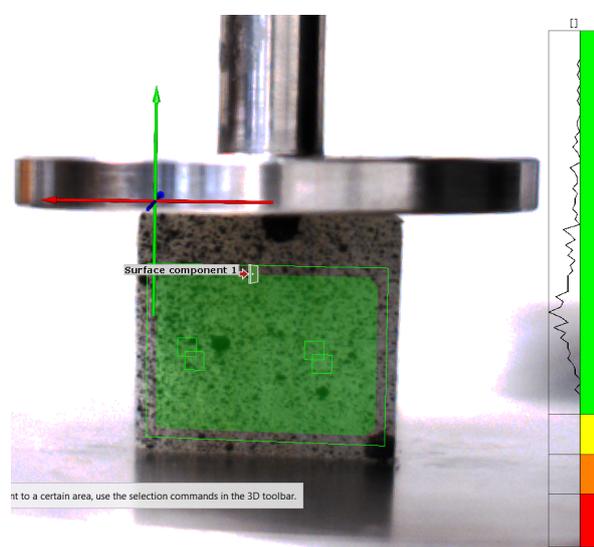
(a) *Pattern quality del provino AGTM1*



(b) *Pattern quality del provino sup1*



(c) *Pattern quality del provino mid1*



(d) *Pattern quality del provino deep1*

Figura 3.3: *Confronto qualità del pattern superficiale di un provino rappresentativo per ogni gruppo*

3.1.3 *Calcolo delle deformazioni sul piano xy*

Una volta definita la *ROI*, nella sezione *'Check Dimensions'* è possibile impostare il calcolo delle deformazioni assiali ϵ_y , trasversali ϵ_x e tangenziali γ_{xy} lungo tutta la superficie e visualizzarne i gradienti, selezionando l'opzione *'Show histogram'*.

Riporto di seguito un esempio di tali deformazioni relative al provino *AGTM_SUP3* in figura 3.4, rappresentate attraverso un istogramma, poichè non risultano omogenee sull'intera superficie. Tale grafico è distribuito su un intervallo continuo di valori di deformazione pari a quello misurato nello *stage* preso in considerazione, che corrisponde all'istante finale di acquisizione delle immagini.

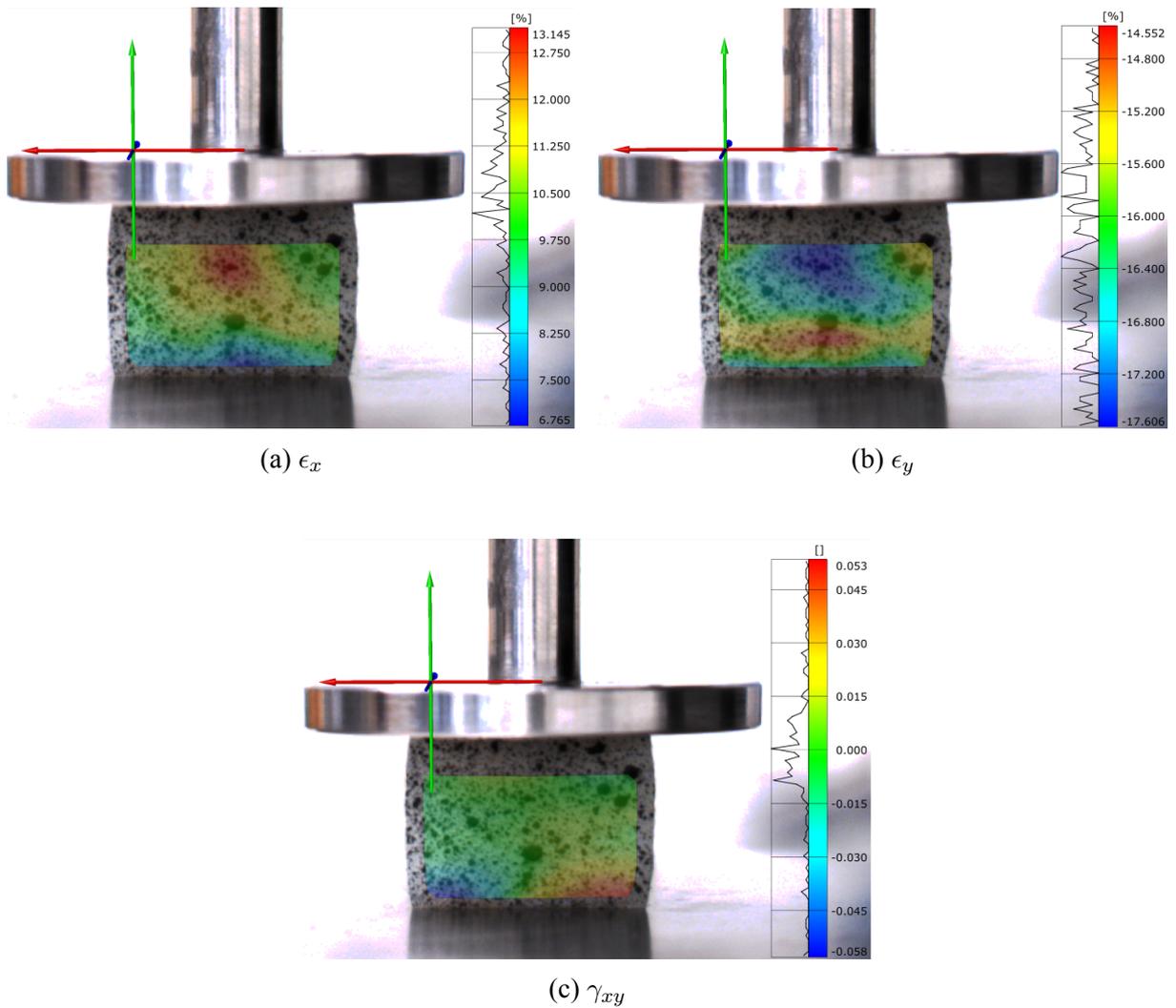


Figura 3.4: *Deformazioni assiali e angolari relative al provino AGTM_SUP3 all'istante finale $t = 67 s$*

In seguito, tramite l'opzione *'Edit Legend'*, è stata modificata la scala di valori rappresentati, scegliendo un modello continuo con estremo inferiore pari al -20% , corrispondente alla massima compressione teorica e raffigurato con il colore blu; a seguire, al centro sono definite con il verde le deformazioni nulle, mentre l'estremo superiore, teoricamente raggiungibile con ϵ_x è posto al $+20\%$ in rosso.

Definita la nuova legenda, riporto di seguito la distribuzione delle deformazioni ϵ_x e ϵ_y a confronto agli istanti $t = 20 s$, $40 s$ e finale, relativi ad un provino rappresentativo per ciascun gruppo.

In particolare, all'interno della tabella 3.1, è documentato il provino *AGTM2*, in 3.3 il campione *AGTM_SUP2*, in 3.5 *AGTM_MID2* e infine, in in 3.7 il provino *AGTM_DEEP2*.

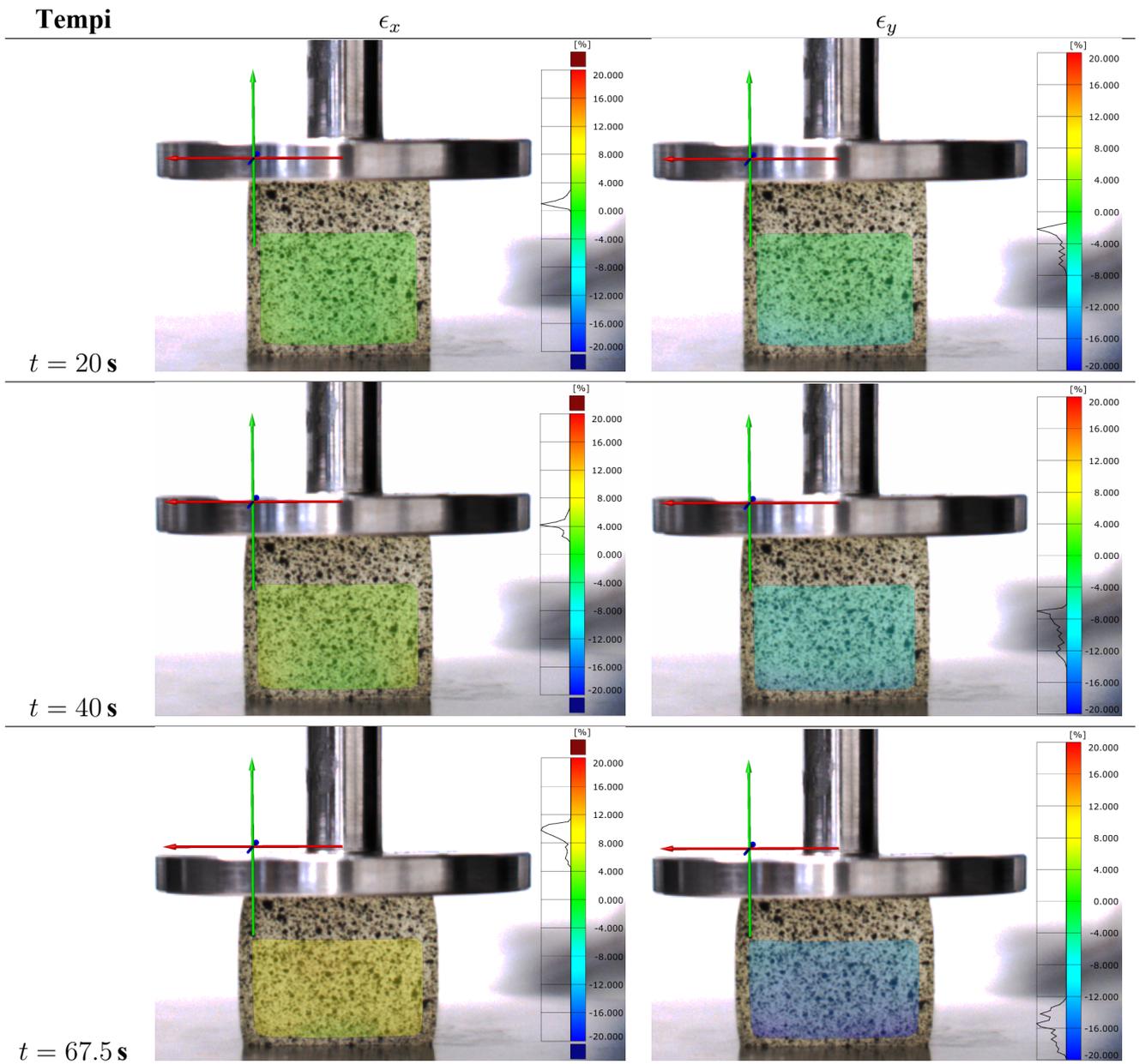


Tabella 3.1: *Deformazioni assiali e trasversali relative al provino AGTM2 in tre istanti temporali distinti*

Di seguito, all'interno della tabella 3.2, vengono riportati i valori numerici corrispondenti:

Tempi	avg ϵ_x [%]	avg ϵ_y [%]
$t = 20 \text{ s}$	1.146	-3.582
$t = 40 \text{ s}$	4.049	-9.163
$t = 67.5 \text{ s}$	9.128	-15.683

Tabella 3.2: *Valori delle deformazioni medie sulla ROI del provino AGTM2 lungo x e y agli istanti temporali considerati*

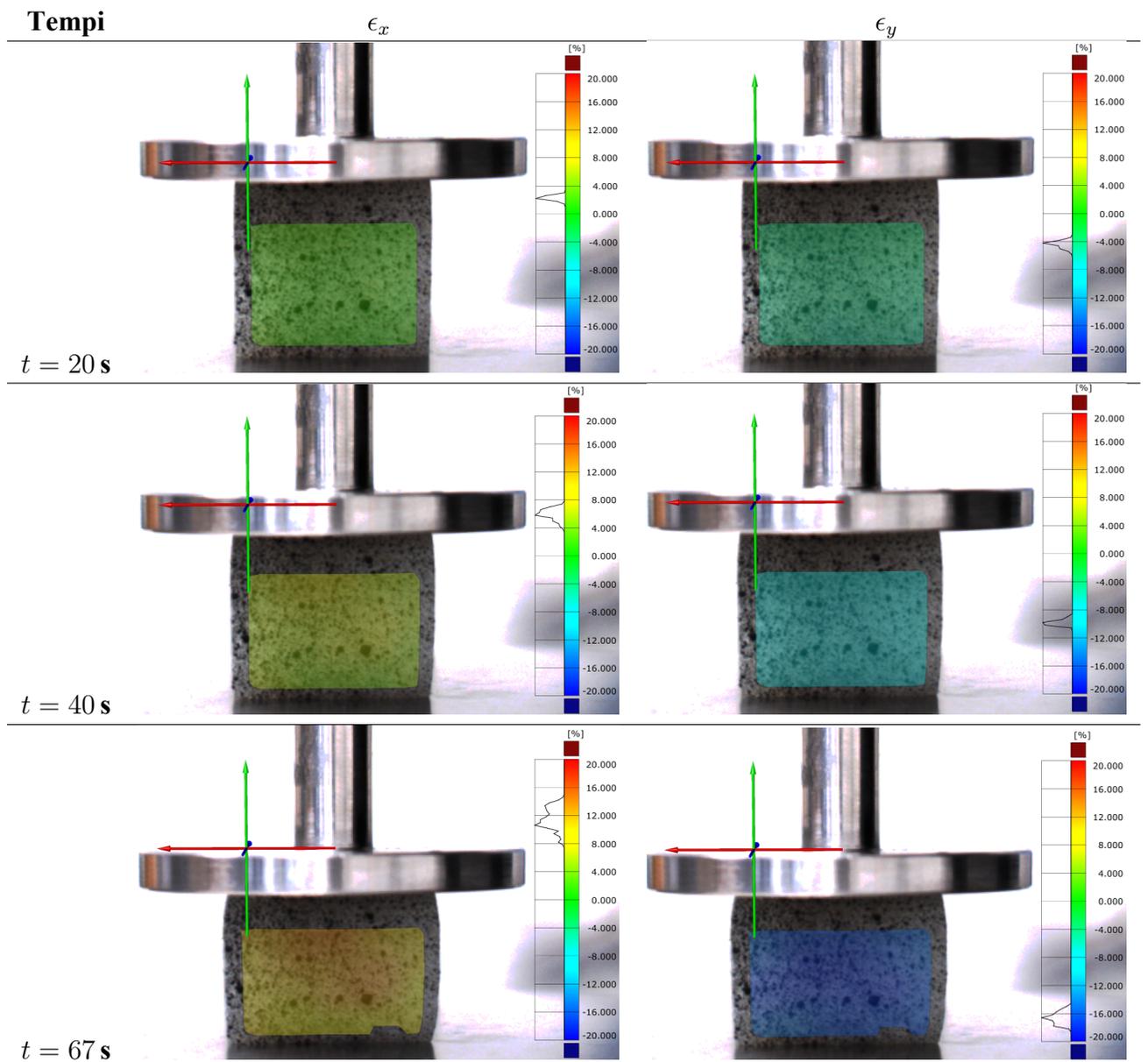


Tabella 3.3: Deformazioni assiali e trasversali relative al provino SUP2 in tre istanti temporali distinti

Di seguito, all'interno della tabella 3.4, vengono riportati i valori numerici corrispondenti:

Tempi	avg ϵ_x [%]	avg ϵ_y [%]
<i>t = 20 s</i>	2.261	-4.409
<i>t = 40 s</i>	5.952	-9.857
<i>t = 67 s</i>	11.555	-16.655

Tabella 3.4: Valori delle deformazioni medie sulla ROI del provino AGTM_SUP2 lungo x e y agli istanti temporali considerati

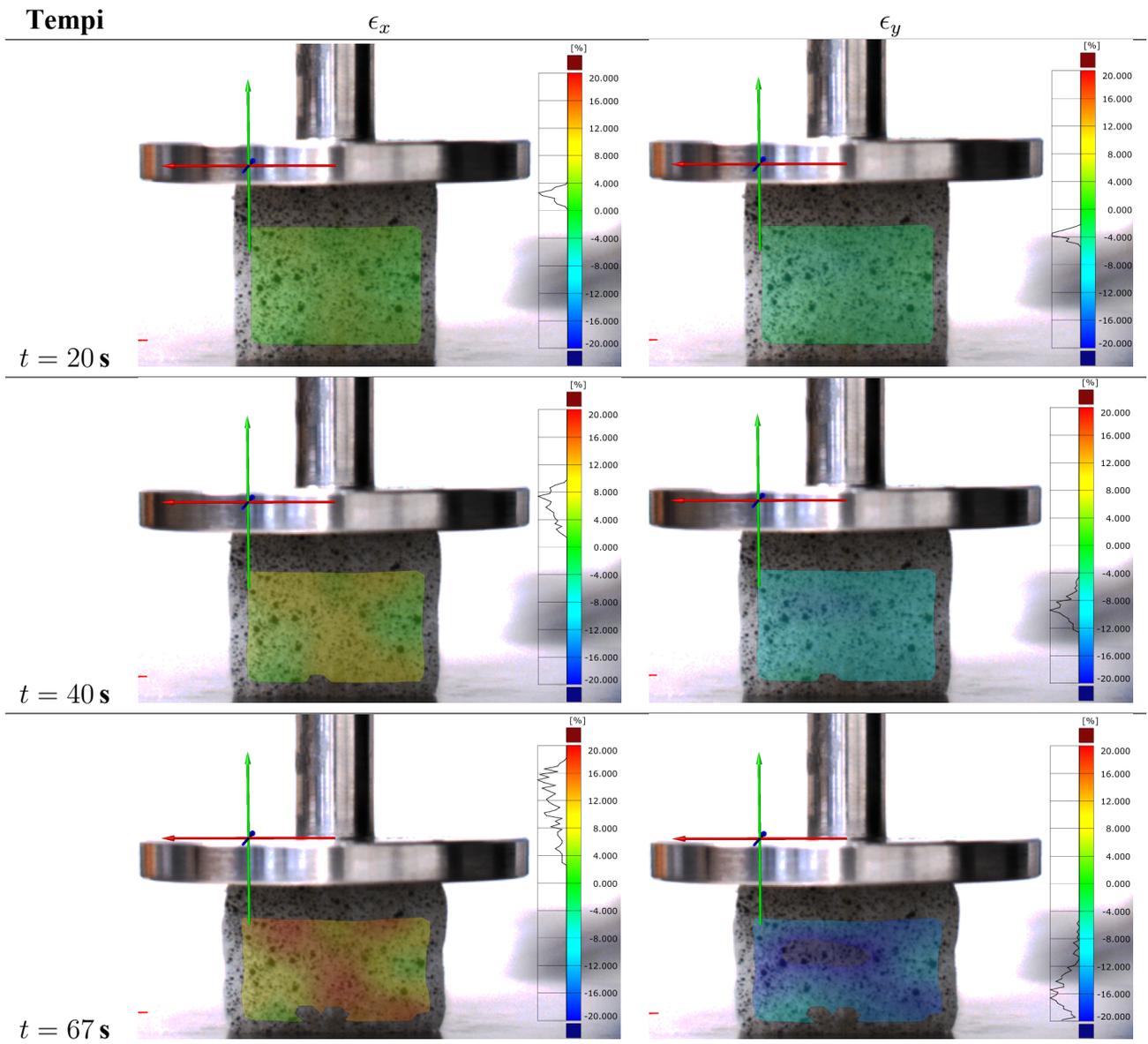


Tabella 3.5: *Deformazioni assiali e trasversali relative al provino MID2 in tre istanti temporali distinti*

Di seguito, all'interno della tabella 3.6, vengono riportati i valori numerici corrispondenti:

Tempi	avg ϵ_x [%]	avg ϵ_y [%]
<i>t = 20 s</i>	2.285	-3.663
<i>t = 40 s</i>	6.051	-9.120
<i>t = 67 s</i>	11.773	-15.825

Tabella 3.6: *Valori delle deformazioni medie sulla ROI del provino AGTM_MID2 lungo x e y agli istanti temporali considerati*

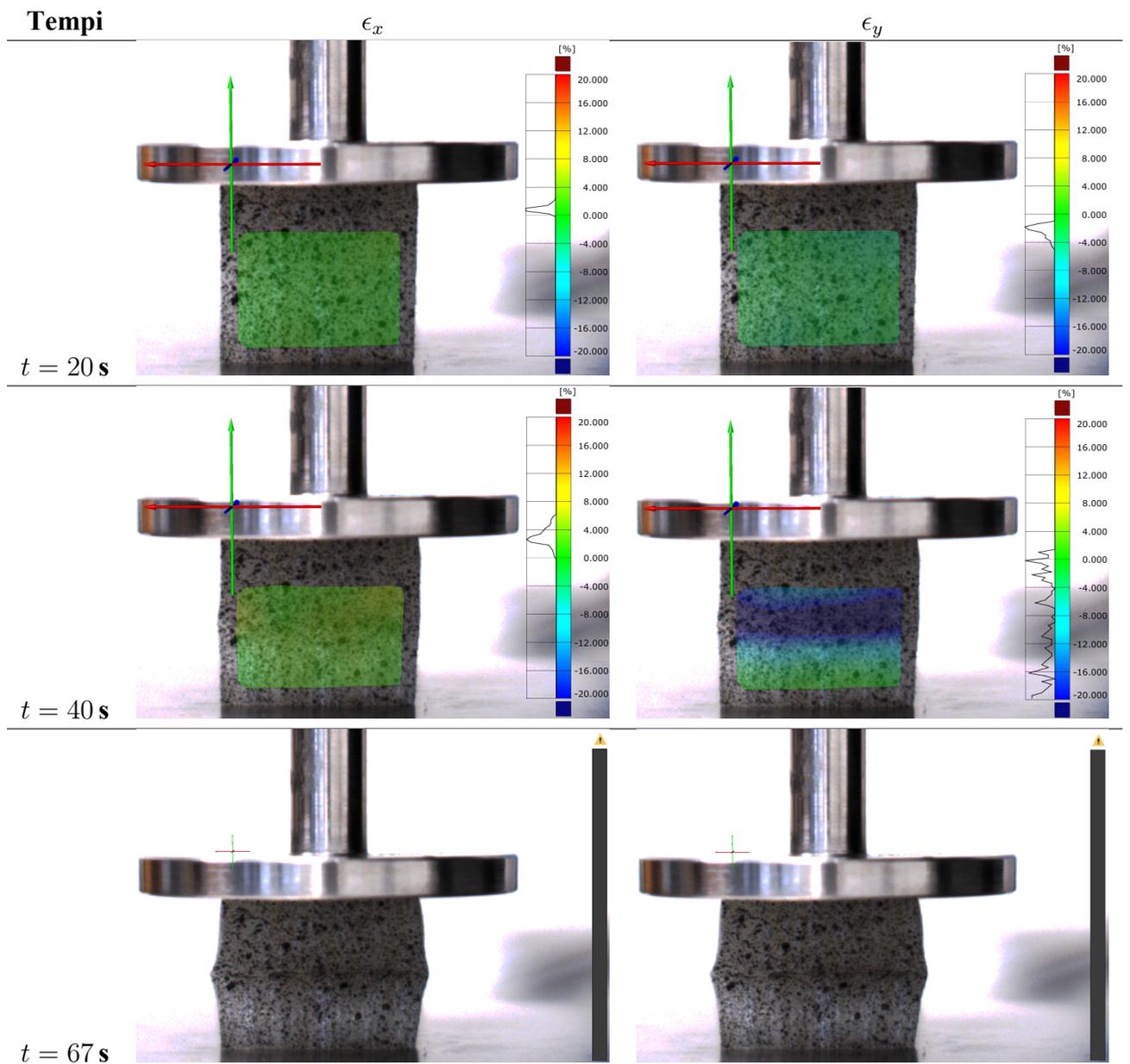


Tabella 3.7: Deformazioni assiali e trasversali relative al provino DEEP2 in tre istanti temporali distinti

Di seguito, all'interno della tabella 3.8, vengono riportati i valori numerici corrispondenti:

Tempi	avg ϵ_x [%]	avg ϵ_y [%]
$t = 20$ s	0.862	-2.333
$t = 40$ s	3.029	-13.633
$t = 67$ s	nessun dato	nessun dato

Tabella 3.8: Valori delle deformazioni medie sulla ROI del provino AGTM_DEEP2 lungo x e y agli istanti temporali considerati

Per quanto riguarda il provino AGTM_DEEP2, a partire dall'istante temporale $t = 63$ s fino alla

fine della prova, il *software* non è più in grado di effettuare la *DIC* sulla superficie d'interesse; perciò, come risulta visibile nell'ultima riga della tabella 3.7, non è possibile rappresentare tramite istogramma la distribuzione delle deformazioni ϵ_x e ϵ_y .

Successivamente, selezionando 'Single Section', per ogni provino è stata creata sulla sua superficie una sezione parallela all'asse Y , tendenzialmente posizionata all'altezza del centro della *ROI*, per ottenere idealmente deformazioni medie analoghe.

Il *software* permette di rappresentare graficamente l'andamento delle deformazioni lungo x e y , che in questo caso sono state valutate rispetto all'ascissa del sistema di riferimento, come riportato nel seguente grafico, in figura 3.5, rappresentante il provino AGTM1 all'istante $t = 20$ s.

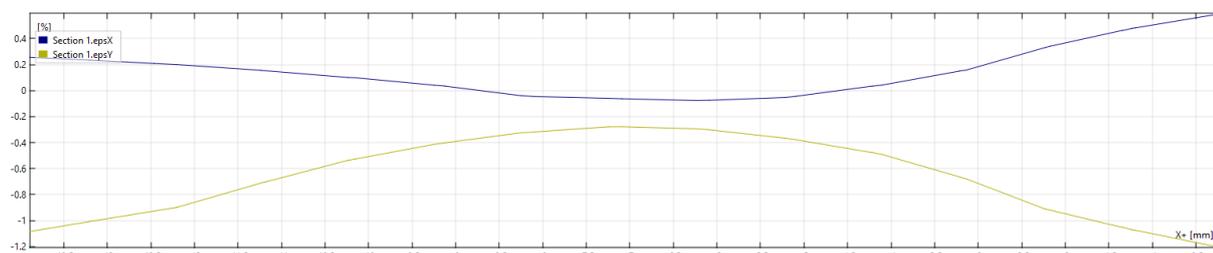


Figura 3.5: Andamento di ϵ_x e ϵ_y rispetto all'asse delle x

L'andamento delle curve mostra che le deformazioni sulla superficie del provino non sono uniformi, come già riportato.

Inoltre, è possibile visualizzare graficamente anche l'evoluzione temporale delle deformazioni medie lungo x e y , che per ogni provino sono state calcolate sia lungo la sezione precedentemente definita, sia su tutta la superficie della *ROI*, risultando in un andamento quasi analogo per la maggior parte dei provini, come riportato nel seguente grafico, in figura 3.6, rappresentante l'intera esecuzione della prova sul provino *AGTM1*.

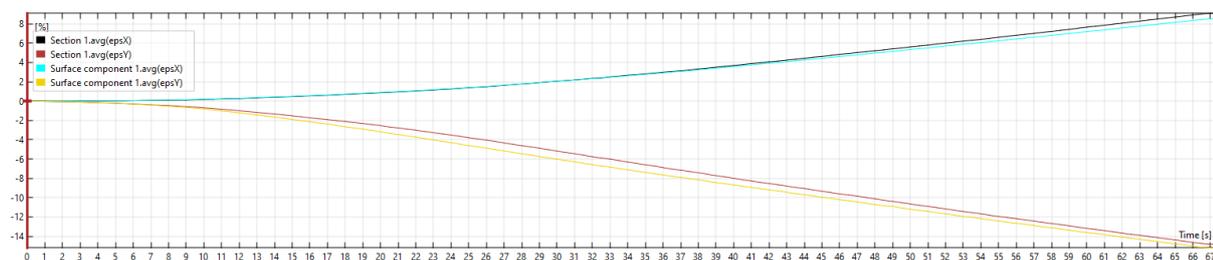


Figura 3.6: Andamento temporale medio di ϵ_x e ϵ_y sia sulla sezione 'Section 1', sia sull'intera *ROI* 'Surface component 1'

Il grafico mostra un andamento crescente con verso positivo per le deformazioni lungo x , che indicano dilatazione del campione, e decrescente con valori negativi per quelle lungo y , denotando compressione del provino. Questo comportamento concorda con il verso di applicazione del carico, poichè lungo tale direzione si verifica compressione, mentre lungo

l'asse ad esso ortogonale x , il corpo va in contro a contrazione, coerentemente anche al coefficiente di Poisson.

Infine, sono state selezionate le misurazioni medie di ϵ_x e ϵ_y che mostravano un andamento più lineare tra quelle calcolate sull'intera superficie e sulla singola sezione, per esportarle in formato .csv al fine di eseguire un'elaborazione dei dati all'interno di *Matlab*.

3.2 Matlab

Matlab è un *software* di programmazione che permette di implementare algoritmi, analizzare dati e visualizzarne i risultati graficamente.

Di seguito è riportato il codice realizzato per l'elaborazione delle misurazioni effettuate sul provino AGTM1, il quale, modificando alcuni parametri, è stato applicato a tutti i campioni.

3.2.1 Inizializzazione dell'ambiente e definizione delle variabili

```
clear; close all; clc;

%% IMPORTAZIONE DEI DATI
AGTM1 = readmatrix('AGTM1_values.csv'); % dati GOM Correlate
compress = xlsread('Copia_di_Compressione-Taglio_(15).xlsx'); % dati macchina

%% ASSEGNAZIONE E CALCOLO DELLE VARIABILI
time1 = AGTM1(:,1); % tempo [s]
avg_epsX = AGTM1(:,2); % deformazioni medie lungo x [%]
avg_epsY = abs(AGTM1(:,3)); % deformazioni medie lungo y [%]
time_tot = compress(:,1); % tempo [s]
strength_tot = compress(:,2).*0.00980665; % forza [N]
L0 = 15; thickness = L0; width = L0; % dimensioni provino [mm]
cross_section = thickness * width; % area trasversale [mm^2]
speed = 0.045; % velocità [mm/s]
move_tot = time_tot.*speed; % spostamento [mm]
strain_exc = (move_tot./L0); % deformazione totale dal macchinario [%]
stress_tot = strength_tot./cross_section; % sforzo totale [MPa]
```

In questo primo blocco di codice viene inizializzato l'ambiente e sono definiti i parametri fondamentali.

Il file *AGTM1_values.csv* contiene una matrice di dati estratti da *GOM Correlate*, all'interno della quale la prima colonna rappresenta il vettore dei tempi, impostato nel precedente *software*, a cui sono associate le deformazioni medie lungo x e y , contenute nella seconda e terza colonna. Nel documento *Copia_di_Compressione-Taglio_(15).xlsx* sono salvati i tempi e la forza

(espressa in [gf]) associati ad ogni provino e registrati dalla macchina; in particolare, al campione AGTM1 corrispondono le prime due colonne.

Successivamente sono riportate le dimensioni del provino e la velocità a cui viene applicato il carico da parte del macchinario, inoltre vengono calcolati spostamenti, deformazioni e tensioni associati alla macchina.

3.2.2 Definizione dei parametri per il calcolo del coefficiente di Poisson e del modulo di Young

```
ind_lin = find(avg_epsY <= 4); % indici per calcolo di Poisson
strain_lin = avg_epsY(ind_lin); % deformazione lineare da GDM [%]

time = [1:length(avg_epsY)]'; % tempo [s]
time_long = linspace(1, length(avg_epsY), size(compress,1))'; % tempo [s]
avg_epsY_long = interp1(time, avg_epsY, time_long); % deformazione [%]
avg_epsY_long = avg_epsY_long./100; % deformazione [mm/mm]

ind_lin2 = find(avg_epsY_long <= 0.04); % indici per calcolo di Young
avg_epsY_long_lin = avg_epsY_long(ind_lin2); % deformazione lineare [mm/mm]
stress_lin = stress_tot(ind_lin2); % sforzo lineare [MPa]

epsY_AGTM1 = avg_epsY_long; % assegnazione deformazioni a nuova variabile
save epsY_AGTM1.mat; % salvataggio della variabile in un file .mat
```

In questa seconda sezione di codice vengono definite le deformazioni e le tensioni lineari corrispondenti all'intervallo 0-4% di ϵ_y , all'interno del quale il provino è sottoposto a deformazione lineare, quindi reversibile, poiché non comporta alterazione della microstruttura del corpo.

In particolare, per calcolare il modulo di Young, i vettori utilizzati sono stati adattati alla medesima lunghezza.

Infine, viene salvato il vettore delle deformazioni di ogni provino per utilizzarlo in una successiva analisi.

3.2.3 Calcolo del coefficiente di Poisson e del modulo di Young

```
%% COEFFICIENTE DI POISSON
[results_P, gof] = createFit(strain_lin, avg_epsX(ind_lin));

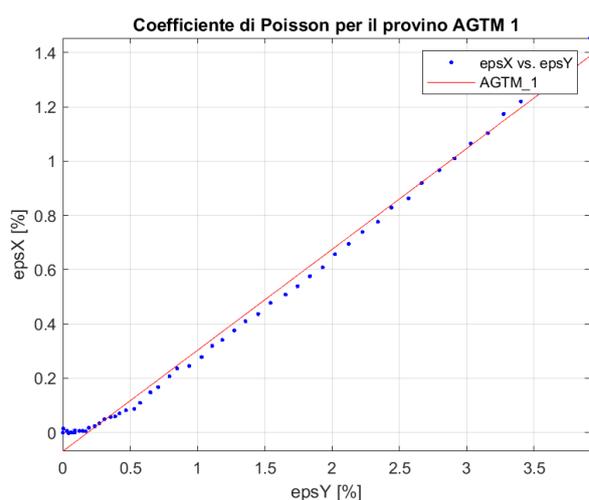
%% MODULO DI YOUNG
[results_Y, gof] = createFit(avg_epsY_long_lin, stress_lin);

%% IMPLEMENTAZIONE DELLA FUNZIONE PER IL FIT LINEARE
function [fitresult, gof] = createFit(epsY, epsX)
```

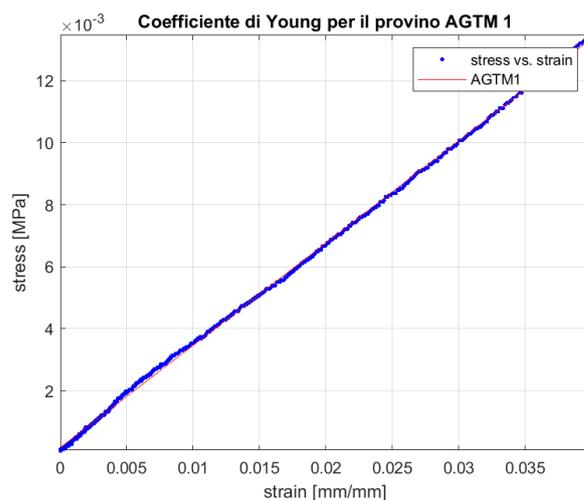
```
[xData, yData] = prepareCurveData( epsY, epsX );
ft = fittype( 'poly1' );
[fitresult, gof] = fit( xData, yData, ft );
```

In quest'ultimo blocco di codice tramite il *Curve Fitting Toolbox* è stata creata la funzione *createFit* che esegue una regressione polinomiale. Tale funzione è stata applicata alla variabile *epsX* in funzione di *epsY* per il calcolo del coefficiente di Poisson e al vettore delle tensioni in funzione della deformazione per calcolare il modulo di Young.

A questo punto, dopo aver inizializzato le due figure, utilizzando il comando *plot* sono stati tracciati i seguenti grafici:



(a) Retta con pendenza pari al coefficiente di Poisson



(b) Retta con pendenza pari al modulo di Young

Figura 3.7: Diagrammi relativi al coefficiente di Poisson e al modulo di Young

Tramite la funzione *disp(results_P)* è possibile visualizzare il coefficiente di Poisson, corrispondente alla pendenza della retta definita dalla funzione *createFit*; in modo analogo si individua il modulo di Young. I valori complessivi sono riportati nella seguente tabella 3.9:

Provino	Poisson	Young [MPa]
AGTM1	0.3717	0.3301
AGTM2	0.3167	0.2187
AGTM3	0.3349	0.2811
SUP1	0.4527	0.8395
SUP2	0.4776	0.7939
SUP3	0.4468	0.8658
MID1	0.4396	1.415
MID2	0.4621	1.526
MID3	0.2872	1.782
DEEP1	0.4423	2.617
DEEP2	0.4332	3.899
DEEP3	0.4186	7.838

Tabella 3.9: *Valori del coefficiente di Poisson e modulo di Young di ciascun provino*

In particolare, per quanto riguarda i provini *DEEP* e *MID*, è stato considerato un *range* di deformazioni ϵ_y fino all'1% o 2%, in modo tale da garantire un comportamento lineare degli stessi. Infatti, superata questa soglia le curve raffigurate nelle immagini 3.7 subiscono un cambio di pendenza.

Capitolo 4

Discussione dei risultati

Completata l'elaborazione dei dati attraverso i *software GOM Correlate e Matlab*, si è potuto procedere con l'analisi dei risultati ottenuti. Per eseguire una corretta interpretazione è importante considerare la presenza o assenza di fibre all'interno dei provini e, se presenti, anche il loro orientamento, poiché le proprietà dei provini dipendono sia da quelle dei materiali di cui sono composti, sia dalle fibre. Come riportato precedentemente, i polimeri *Agilus30Clear* e *Tissue-Matrix* che costituiscono la matrice sono morbidi e solidi, mentre le fibre in *VeroWhite* sono caratterizzate da elevata rigidità e resistenza.

4.1 Coefficiente di Poisson

Come già introdotto precedentemente, il rapporto di Poisson nel contesto di compressione uniaassiale lungo l'asse y , esprime la quantità di dilatazione laterale lungo x e z , ma in questo lavoro, essendo stata utilizzata la 2D-DIC sul piano xy , viene considerata unicamente la prima.

Il coefficiente di Poisson è definito nell'intervallo $\nu \in [0, \frac{1}{2})$, all'interno del quale sono compresi tutti i valori assunti dai dodici provini analizzati, come documenta la tabella 3.9.

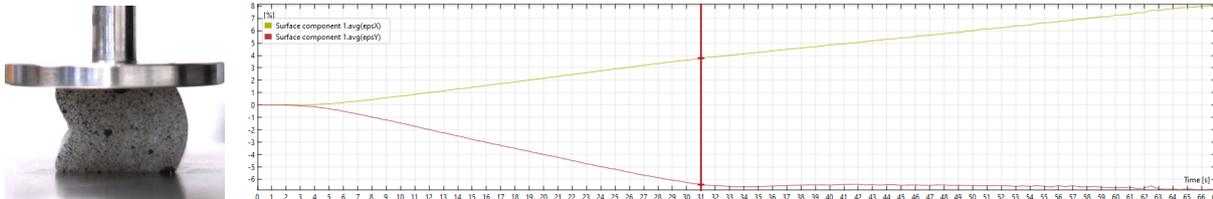
Per quanto riguarda i provini fibrorinforzati rappresentanti i vari strati del tessuto cartilagineo, ci si aspetterebbe un valore di ν crescente all'aumentare del livello di profondità [5].

Considerando i provini *AGTM*, ci si aspetta un coefficiente maggiore rispetto ai campioni fibrorinforzati, poiché, essendo i materiali della matrice morbidi, in assenza di fibre dovrebbero andare in contro a maggiore dilatazione laterale. Conseguentemente i campioni *MID* dovrebbero presentare un valore minore rispetto agli *AGTM*, tuttavia, essendo disposti con orientamento casuale, risulta complesso prevederne il comportamento preciso.

Proseguendo con l'analisi, per quanto riguarda i provini *DEEP*, ci si aspetta che diano origine al fenomeno di 'spanciamento', cioè ad una flessione delle fibre, come riportato in figura 4.1, essendo queste disposte parallelamente alla direzione di applicazione del carico; questo si manifesta in un'elevata dilatazione laterale, con conseguente coefficiente di Poisson alto. Al contrario, i campioni *SUP*, contenenti fibre orientate perpendicolarmente alla direzione di ap-

plicazione del carico, non dovrebbero presentare elevata deformazione laterale, in quanto questa comporterebbe un allungamento delle fibre, le quali, essendo rigide e resistenti, si oppongono a tale sollecitazione.

Di seguito, in figura 4.1a è riportato il fotogramma relativo all'istante finale della prova eseguita sul provino *DEEPI*, con accanto l'evoluzione temporale delle deformazioni medie lungo x e y in figura 4.1b:



(a) *deep1*, $t = 67$ s

(b) Andamento temporale di ϵ_y e ϵ_x sulla ROI del provino *deep1*

Figura 4.1: Confronto immagine rappresentante l'istante finale della prova con il grafico di ϵ_x e ϵ_y medie della ROI nel tempo

A differenza degli altri provini, i campioni *deep* presentano dei grafici con un andamento che evidenzia l'instabilità del corpo durante la prova, come ad esempio il *DEEPI*, sopra riportato, il quale, superata una certa soglia critica, che in questo caso corrisponde a $t = 31$ s (evidenziata da una linea rossa verticale nel grafico in figura 4.1b), va incontro a flessione laterale. Tale fenomeno risulta particolarmente evidente all'istante finale riportato in figura 4.1a e corrisponde ad un andamento pressoché costante di ϵ_y a fronte di un incremento di ϵ_x .

Infine, all'interno della tabella 4.1, vengono riportati i valori del coefficiente di Poisson medio per ogni gruppo di provini e la relativa deviazione standard. In particolare, i primi due provini *MID* presentano un valore maggiore rispetto a quello medio, come documenta la tabella 3.9, con conseguente elevata deviazione standard. Ciò è dovuto al fatto che il campione *MID3* presenta un valore di ν decisamente inferiore, calcolato considerando solamente i primi 9 indici di ϵ_y media, oltre i quali il coefficiente di Poisson non assume valori validi.

Provini	Media	STD
<i>AGTM</i>	0.3411	0.0280
<i>SUP</i>	0.4590	0.0163
<i>MID</i>	0.3963	0.0952
<i>DEEP</i>	0.4314	0.0120

Tabella 4.1: Media e deviazione standard del coefficiente di Poisson per ciascun gruppo di provini

4.2 Modulo di Young

Il modulo E , ottenuto dal rapporto tra tensione e deformazione misurate lungo la stessa direzione, rappresenta la rigidità del materiale in risposta ad una sollecitazione imposta.

In riferimento alla tabella 4.2, si individua il gruppo di provini che presenta un valore del modulo di Young minore, corrispondente ai campioni *AGTM* privi di fibre; ciò concorda con quanto ci si aspetta, in quanto un corpo polimerico non fibrorinforzato, opponendo lieve resistenza in risposta ad una sollecitazione, reagisce con una maggior deformazione in direzione del carico.

A seguire, per i provini che rappresentano lo strato superficiale della cartilagine, si dovrebbe misurare un valore del modulo di Young maggiore rispetto al precedente, ma minore dello strato *deep*, poiché si prevede che le fibre, essendo disposte perpendicolarmente all'asse di applicazione del carico y , si oppongano solo parzialmente alla deformazione in direzione y .

Per quanto riguarda i provini *DEEP*, in un primo momento ci si aspetta che si oppongano in modo rilevante alla deformazione nella direzione di applicazione del carico, come conseguenza della rigidità di un corpo trasversalmente isotropo. Superata una determinata soglia di tensione, le fibre cedono e si verifica il fenomeno di 'spanciamento'; ne consegue che il valore del modulo di Young inizialmente risulti molto elevato, per poi subire un rapido e significativo cambio di pendenza dovuto al comportamento instabile del provino.

Infine, a proposito dei campioni *MID*, si misura un modulo di Young maggiore rispetto a quello dei provini *SUP*, pur mantenendosi al di sotto dei *DEEP*. Questo è dovuto al fatto che le fibre, essendo disposte con orientamento casuale, oppongono resistenza in più direzioni, al contrario dei campioni *SUP*, contenenti fibre orientate lungo un'unica direzione; ma allo stesso tempo tale rigidità risulta inferiore a quella mostrata dalle fibre disposte nella direzione preferenziale. Di seguito, all'interno tabella 4.2 sono riportati i valori del modulo di Young medio per ogni gruppo di provini e la relativa deviazione standard.

Provini	Media [MPa]	STD [MPa]
<i>AGTM</i>	0.2766	0.0558
<i>SUP</i>	0.8331	0.0364
<i>MID</i>	1.5743	0.1882
<i>DEEP</i>	4.7847	2.7208

Tabella 4.2: *Media e deviazione standard del modulo di Young per ciascun gruppo di provini*

Media e deviazione standard dei campioni *DEEP* risultano molto elevate, poiché condizionate dal valore di E del provino *DEEP3*, come riportato all'interno della tabella 3.9. Questo campione, andando in contro a 'spanciamento' in direzione z nel verso dell'osservatore, comporta una deformazione media lungo y apparentemente positiva con la rappresentazione 2D-DIC. Conseguentemente è stata selezionata una sezione nella zona inferiore della *ROI* di questo provino in cui il corpo presenta valori negativi di ϵ_y ; altrimenti valori medi positivi

comporrebbero un coefficiente di Poisson minore di zero, valido solo per materiali auxetici, che non sono stati utilizzati in questo lavoro, e una rigidità, quindi modulo di Young, eccessivamente elevato. In ogni caso il campione *DEEP3* presenta un valore di E molto elevato anche in questa sezione.

4.2.1 Confronto deformazioni DIC-macchinario

Una volta calcolati i moduli di Young dei vari provini ottenuti tramite 2D-DIC, sono stati confrontati graficamente con quelli teorici relativi alla deformazione calcolata dal macchinario di compressione.

È stato realizzato un codice che per ogni gruppo di provini calcola i valori medi di deformazione, utilizzando le variabili precedentemente salvate e, all'interno del grafico in figura 4.2, li confronta con quelli medi delle deformazioni calcolate dalla macchina.

In tale grafico le curve continue corrispondono ai valori di deformazione calcolati dal macchinario, mentre quelle tratteggiate ai valori calcolati tramite DIC; inoltre, colori uguali sono associati al medesimo gruppo di provini.

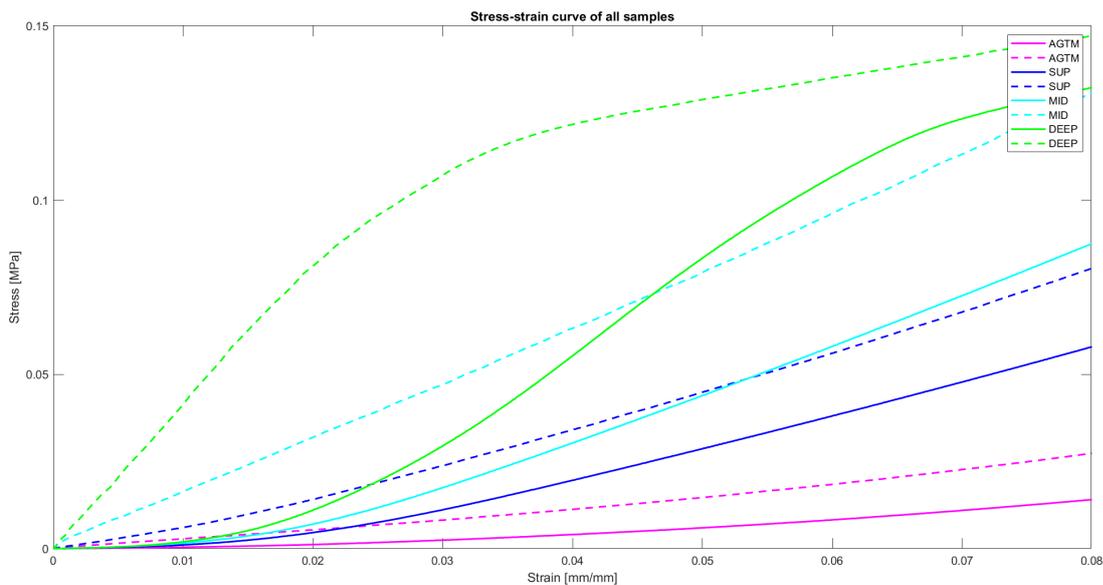


Figura 4.2: Confronto andamento di tensione in funzione della deformazione misurata tramite DIC e dalla macchina

Come appare dal grafico, le pendenze delle curve relative alle deformazioni calcolate tramite DIC risultano molto più elevate rispetto a quelle misurate dal macchinario, evidenziando maggior resistenza da parte dei provini e avvicinandosi maggiormente ai grafici relativi ai provini contenenti il 5% di fibre, riportati in 4.3, in cui, tuttavia, mancano i campioni privi di fibre, poichè presentavano elevata flessione già alle basse tensioni.

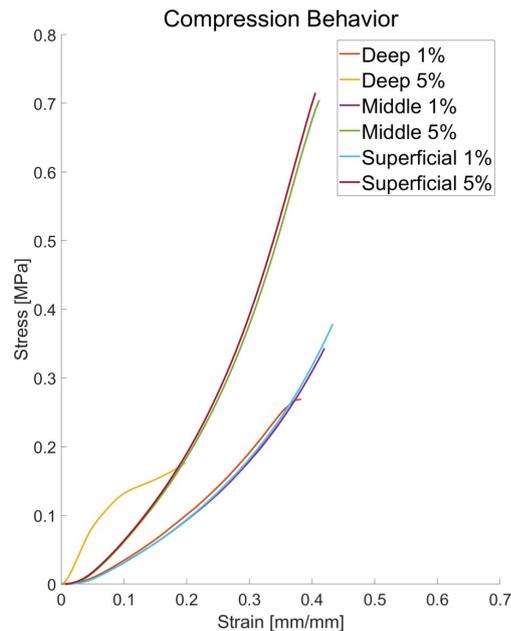


Figura 4.3: *Comportamento stress-strain per le prove di compressione relative ai campioni fibrorinforzati che imitano il comportamento dei tre strati del tessuto cartilagineo [1]*

Analizzando questi grafici ottenuti dallo studio [1], risulta che i campioni *DEEP*, contenenti il 5% di fibre presentano il modulo di Young più elevato, seguite da *SUP* e *MID* quasi coincidenti. Tuttavia, se le pendenze di tali curve vengono confrontate con i valori ottenuti in questo lavoro, appare che solamente i moduli dei provini superficiali si avvicinino molto a quelli riportati in 4.3, mentre per quanto riguarda quelli profondi e medi, in questa analisi si ottengono valori molto più elevati.

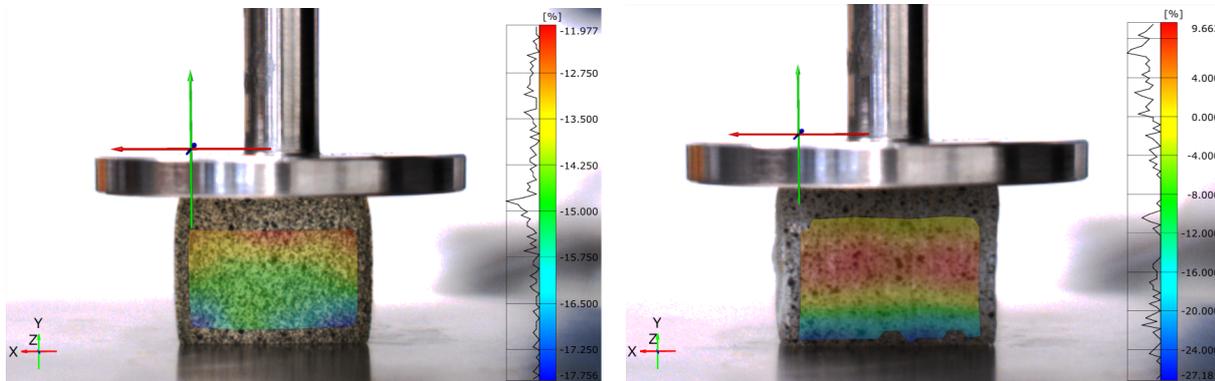
Infine, eseguendo un confronto con il caso del tessuto cartilagineo naturale sottoposto a compressione non confinata, per quanto riguarda il modulo di Young, il *range* di valori assunti è compreso tra 250 kPa e 3Mpa, con un incremento all'aumentare della profondità degli strati cartilaginei. Mentre, per quanto riguarda il coefficiente di Poisson, si misura un valore maggiore nella zona centrale, pari a $\nu \sim 0.4$, rispetto a quello degli strati superficiale, con $\nu < 0.1$ e profonda $\nu \sim 0.15$ [14].

4.3 Limitazioni nell'utilizzo della 2D-DIC

Di seguito vengono riportati due esempi di deformazioni misurate lungo y , relative ai provini *AGTM1*, in figura 4.4a e *AGTM_DEEP3* in 4.4b.

Come appare dall'istogramma, il *range* relativo al primo provino presenta unicamente valori negativi che corrispondono ad una compressione, concordando con il verso di applicazione del carico; mentre l'intervallo nella seconda immagine, oltre ad essere molto più esteso, con una differenza tra gli estremi pari al 36%, rispetto al 6% del provino privo di fibre, comprende anche

valori positivi. Ciò indica che il corpo va in contro a ‘spanciamento’ in direzione z , ovvero dilatazione nel verso dell’osservatore; questo evidenzia una limitazione nell’utilizzo della 2D-DIC rispetto alla 3D-DIC, poiché tale deformazione non risulta trascurabile, tuttavia non viene misurata.

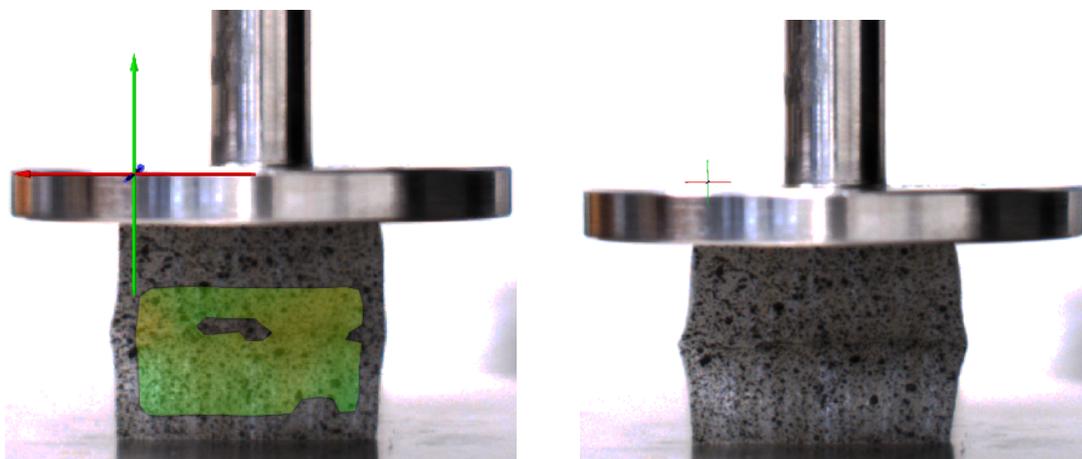


(a) Distribuzione di ϵ_y sul provino AGTMI

(b) Distribuzione di ϵ_y sul provino DEEP3

Figura 4.4: Confronto deformazioni locali lungo y all’istante finale della prova

Un’altra limitazione riscontrata nell’utilizzo della 2D-DIC consiste nell’incompleta o mancata implementazione di questa in alcune immagini dei provini, come mostrato nei due esempi riportati in figura 4.5. Queste immagini evidenziano che il *software GOM Correlate* non è sempre in grado di riconoscere in parte o completamente la ROI del provino, comportando l’alterazione o l’assenza dell’analisi delle deformazioni in tali istanti.



(a) Immagine all’istante $t = 50$ s relativo a ϵ_x del provino DEEP2

(b) Immagine all’istante $t = 67$ s relativo al provino DEEP2

Figura 4.5: Esempi di parziale e totale perdita della ROI

Conclusioni

In questo studio è stato analizzato il comportamento di dodici provini realizzati in *Agilus30Clear* e *TissueMatrix*, con fibre in *VeroWhite*, sottoposti ad una prova di compressione. Utilizzando la stampa 3D, è stato possibile riprodurre verosimilmente il comportamento e le proprietà dei vari strati del tessuto cartilagineo, mescolando diversi materiali polimerici, regolandone le quantità e, per i provini fibro-rinforzati, orientando le fibre in direzioni analoghe a quelle del tessuto naturale.

Implementando la tecnica 2D-DIC all'interno del *software GOM Correlate*, sono stati calcolati i campi di spostamento e deformazione dei provini, ottenendo successivamente, attraverso *Matlab*, una curva sforzo-deformazione priva di eventuali errori di misura della deformazione, dovuti al movimento tra il fissaggio del campione al macchinario.

Utilizzando *Matlab*, sono stati anche ricavati il coefficiente di Poisson e il modulo di Young per ciascun provino; i valori del primo risultano ammissibili, quelli del secondo rientrano persino all'interno del range di valori della cartilagine naturale sottoposta ad una prova analoga.

Complessivamente, nonostante siano state evidenziate alcune limitazioni relative all'utilizzo della stampa 3D e alla scelta della 2D-DIC rispetto ad un'analisi con la 3D-DIC, i valori ottenuti risultano accettabili. Questo è stato reso possibile grazie ad un corretto allestimento della prova e ad un'accurata preparazione dei provini, sia a livello di materiali di stampa, sia del *pattern* superficiale.

L'obiettivo futuro consiste nell'unione dei vari strati del tessuto cartilagineo sintetico per replicare al meglio quello naturale, mirando alla realizzazione di un dispositivo impiantabile chirurgicamente per aiutare le persone che soffrono di osteoartrosi.

Bibliografia

- [1] G. Dolino, D. Coato, R. Forni, G. Boretti, F. K. Ciliberti e P. Gargiulo, «Designing a Synthetic 3D-Printed Knee Cartilage: FEA Model, Micro-Structure and Mechanical Characteristics,» *Applied Sciences*, vol. 14, n. 1, p. 331, 2023.
- [2] W. Wei e H. Dai, «Articular cartilage and osteochondral tissue engineering techniques: Recent advances and challenges,» *Bioactive materials*, vol. 6, n. 12, pp. 4830–4855, 2021.
- [3] L. Sharma, «Osteoarthritis of the knee,» *New England Journal of Medicine*, vol. 384, n. 1, pp. 51–59, 2021.
- [4] R. E. Andersen, C. J. Crespo, S. M. Ling, J. M. Bathon e S. J. Bartlett, «Prevalence of significant knee pain among older Americans: results from the Third National Health and Nutrition Examination Survey,» *Journal of the American Geriatrics Society*, vol. 47, n. 12, pp. 1435–1438, 1999.
- [5] C. C. Wang, J.-M. Deng, G. A. Ateshian e C. T. Hung, «An automated approach for direct measurement of two-dimensional strain distributions within articular cartilage under unconfined compression,» *J. Biomech. Eng.*, vol. 124, n. 5, pp. 557–567, 2002.
- [6] C. Di Bello, A. Bagno et al., *Biomateriali. Dalla scienza dei materiali alle applicazioni cliniche*. Pàtron editore, 2016, vol. 9.
- [7] T. Mange, W. Lai e D. Wang, «Cell biology and pathology of cartilage and meniscus,» in *Cartilage Tissue and Knee Joint Biomechanics*, Elsevier, 2024, pp. 47–60.
- [8] M. Palanca, G. Tozzi e L. Cristofolini, «The use of digital image correlation in the biomechanical area: a review,» *International biomechanics*, vol. 3, n. 1, pp. 1–21, 2016.
- [9] D. Zhang e D. D. Arola, «Applications of digital image correlation to biological tissues,» *Journal of biomedical optics*, vol. 9, n. 4, pp. 691–699, 2004.
- [10] R. H. Pritchard, P. Lava, D. Debruyne e E. M. Terentjev, «Precise determination of the Poisson ratio in soft materials with 2D digital image correlation,» *Soft Matter*, vol. 9, n. 26, pp. 6037–6045, 2013.
- [11] B. Pan e K. Li, «A fast digital image correlation method for deformation measurement,» *Optics and Lasers in Engineering*, vol. 49, n. 7, pp. 841–847, 2011.

- [12] G Crammond, S. Boyd e J. Dulieu-Barton, «Speckle pattern quality assessment for digital image correlation,» *Optics and Lasers in Engineering*, vol. 51, n. 12, pp. 1368–1378, 2013.
- [13] Stratasys. «J850 Digital Anatomy Printer Brochure.» (2024), indirizzo: https://www.overmach.it/product-files/J850%20Digital%20Anatomy%20Printer%20-%20EN%20A4%20Brochure_logo.pdf.
- [14] N. Petitjean, P. Canadas, P. Royer, D. Noël e S. Le Floc’h, «Cartilage biomechanics: From the basic facts to the challenges of tissue engineering,» *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, vol. 111, n. 7, pp. 1067–1089, 2023.