



**UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PADOVA**



**DIPARTIMENTO
DI INGEGNERIA
DELL'INFORMAZIONE**

DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE

**CORSO DI LAUREA MAGISTRALE IN
BIOINGEGNERIA INDUSTRIALE**

**“CARATTERIZZAZIONE BIOMECCANICA DEI TESSUTI ADIPOSI
PLANTARI”**

Relatore: Prof. Chiara Giulia Fontanella

Correlatore: Dott. Sofia Pettenuzzo

Laureanda: Francesca Rossato

ANNO ACCADEMICO 2021 – 2022

Data di laurea 12/12/2022

INDICE

Introduzione.....	pag. 6
1. Anatomia del piede umano.....	pag. 7
1.1 Innervazione	pag. 9
1.2 Aponeurosi plantare	pag. 9
1.3 Tessuti connettivi	pag. 10
1.3.1 Tessuto adiposo bianco	pag. 10
1.3.2 Tessuto adiposo bruno	pag. 12
1.3.3 Tessuto adiposo specializzato	pag. 12
1.3.4 Pelle plantare	pag. 17
1.4 Comportamento meccanico del tessuto adiposo plantare a compressione.	pag. 18
2. Suddivisione dei campioni e prove meccaniche	pag. 21
2.1 Reperimento e preparazione dei campioni	pag. 21
2.2 Strumentazione.....	pag. 25
2.3 Prove indentazione.....	pag. 27
2.4 Prove compressione.....	pag. 29
3. Elaborazione delle prove sperimentali.....	pag.30
3.1 Prove di indentazione	pag. 30
3.2 Prove di compressione	pag. 33
4. Risultati delle prove sperimentali.....	pag.37
4.1 Risultati delle prove di indentazione.....	pag. 37
4.1.1 Intravariabilità	pag. 38
4.1.2 Intervariabilità.....	pag. 40

4.2 Risultati delle prove di compressione.....	pag. 43
4.2.1 Intravariabilità	pag. 44
4.2.2 Intervariabilità	pag. 47
5. Discussione e conclusione	pag. 52
Bibliografia	pag. 53

ABSTRACT

La pianta del piede è sottoposta a ripetuti sforzi di taglio e compressione, in particolare nelle regioni del calcagno, delle teste metatarsali e dell'alluce, ma la complessa configurazione anatomica del cuscinetto adiposo plantare consente di riuscire a sopportare tali forze. Il lavoro svolto ha permesso di fornire una caratterizzazione biomeccanica del tessuto adiposo plantare a partire da campioni di tessuto sano provenienti da due soggetti di sesso maschile, uno di 54 anni e l'altro di 80. Sono state eseguite prima prove di indentazione consistenti in due cicli deformativi ciascuno dei quali ha portato ad una riduzione dello spessore del 50%, uno condotto alla velocità di 0,1 %/s e l'altro a 5 %/s, e attraverso queste sono state testate per ciascun soggetto diverse porzioni di tessuto ancora integre dello strato di cute; la regione calcaneare su tre diverse zone (sottofascia plantare, mediale e laterale) e la regione laterale in due posizioni distinte. In seguito alla rimozione dello strato di pelle si è passati alle prove di compressione uniassiale non confinata date da tre cicli deformativi condotti a tre diverse velocità attraverso cui i campioni sono stati deformati del 50%: la prima ad una velocità pari a 0,7%/s, la seconda a 7 %/s e la terza a 70 %/s. Per queste prove il tessuto è stato ulteriormente dissezionato in varie porzioni atte a caratterizzare la regione calcaneare, la mediale, la centrale, la laterale e la metatarsale. A partire dai dati sperimentali ottenuti sono state create attraverso il programma di calcolo Matlab le curve di forza-spostamento e tensione-deformazione e da esse sono stati ottenuti rispettivamente i valori di rigidità K e del modulo elastico E . Infine, sulla base dei dati ottenuti sono stati operati dei confronti tra i diversi campioni di uno stesso soggetto e tra i due diversi individui. Dai risultati delle prove sperimentali sono emerse le proprietà meccaniche del tessuto adiposo plantare che ha esibito una risposta viscoelastica non-lineare. Infatti, è stato osservato come all'aumentare della tensione applicata il tessuto si oppone sempre più alla deformazione definendo così una curva di carico non lineare con andamento a J. Questa è la conseguenza ad un aumento della rigidità del tessuto stesso (non linearità per materiale) e all'ampio range deformativo a cui è sottoposto il materiale (non linearità per geometria). Inoltre, si nota come passando dalla velocità di deformazione più bassa a quella più alta aumenti la resistenza del tessuto e questo mette in luce la viscosità del materiale la cui risposta è funzione del tempo. Infine, non appena il carico cessa di essere applicato il tessuto torna alla sua configurazione di partenza definendo il totale recupero della forma il che determina l'elasticità del materiale.

INTRODUZIONE

Il piede è indispensabile per la nostra stabilità e per sorregge tutta la struttura soprastante. Esso è estremamente ben progettato: è un sistema articolato e deformabile con 26 ossa, 16 articolazioni, 107 legamenti e 20 muscoli. Ha una composizione anatomica unica e un'architettura perfetta, necessaria per la mobilizzazione. L'intero peso del nostro corpo poggia sul piede esso, infatti, è alla base del sistema di controllo antigravitario che ci consente di assumere la postura eretta e di spostarci nello spazio. Nella stazione eretta e nella camminata il piede svolge infatti la duplice funzione di base di appoggio attraverso la quale viene scaricato l'intero peso del corpo e di leva per mezzo della quale viene respinto il suolo. Per adempire alla prima funzione, il piede si comporta come una piattaforma in grado di distribuire le sollecitazioni meccaniche sia nella stazione eretta sia nel movimento e allo stesso tempo di rimanere flessibile per adattare il moto a superfici irregolari e pendenti. Per eseguire la seconda funzione, il piede si trasforma in una forte leva che può essere regolata in funzione della resistenza sia all'inerzia sia all'urto. Il cuscinetto adiposo plantare serve a proteggere le ossa del piede, ammortizzando l'impatto con il suolo passo dopo passo, salto dopo salto. Quando lo strato di grasso che lo costituisce si assottiglia per vari motivi (l'avanzare dell'età, il diabete, predisposizione genetica ecc.), il piede è maggiormente esposto ai traumi. Nel primo capitolo di questo lavoro verrà analizzata l'anatomia del piede attraverso la definizione delle componenti strutturali più importanti e ci si soffermerà in particolar modo sulla natura del tessuto adiposo specializzato che costituisce la pianta del piede insieme allo strato di cute. È infatti molto importante studiare prima la struttura e la composizione del tessuto adiposo plantare per poi meglio comprendere quello che è il suo comportamento meccanico quando sottoposto a continui carichi ripetuti. Nel secondo capitolo si affronterà la metodologia con cui i campioni messi a disposizione sono stati trattati e dissezionati fornendo le porzioni di tessuto che poi sono state oggetto di prove meccaniche. Si descriverà inoltre la strumentazione con la quale sono stati eseguiti i test sperimentali e seguirà una descrizione della procedura di implementazione sia della prova di indentazione che della prova di compressione uniassiale non confinata. Nel terzo capitolo si procederà con la descrizione dell'operazione di elaborazione dei dati ottenuti dalle prove di indentazione e compressione attraverso il programma di calcolo numerico Matlab. Grazie ad esso è stato possibile ottenere molte informazioni e dati di importante interesse, in particolar modo le curve di forza-deformazione e di tensione-deformazione da cui poi sono stati ricavati i valori di rigidità K e modulo elastico E per ciascun campione testato. Questi saranno oggetto di discussione nel quarto capitolo in cui i valori raccolti da ciascuna delle due prove meccaniche verranno analizzati per studiare l'intravariabilità e l'intervariabilità dei dati. L'elaborato si concluderà con il quinto capitolo in cui si discuteranno i risultati ottenuti e si confronteranno con quanto già presente in letteratura, sottolineando le limitazioni e gli ostacoli nella quale ci si è imbattuti nella creazione di questo lavoro e affermando quanto ci si aspetta dai progetti futuri.

1. ANATOMIA DEL PIEDE UMANO

Il piede umano è una struttura complessa che si è adattata per permettere la stazione eretta e la locomozione bipede ortograda, ed è l'unica parte del corpo che si trova costantemente a contatto con il terreno (Jones 1904). Nel piede umano si trovano 28 ossa separate, e 31 articolazioni, compresa quella della caviglia. Il retropiede comprende il calcagno e il talo; il mesopiede comprende l'osso navicolare, l'osso cuboide e i tre cuneiformi; l'avampiede comprende cinque metatarsi, quattordici falangi e due ossa sesamoidi. Riguardo alla nomenclatura delle superfici del piede, i termini "plantare" e "dorsale" sono usati per indicare le superfici inferiori e superiori rispettivamente (figura 1).

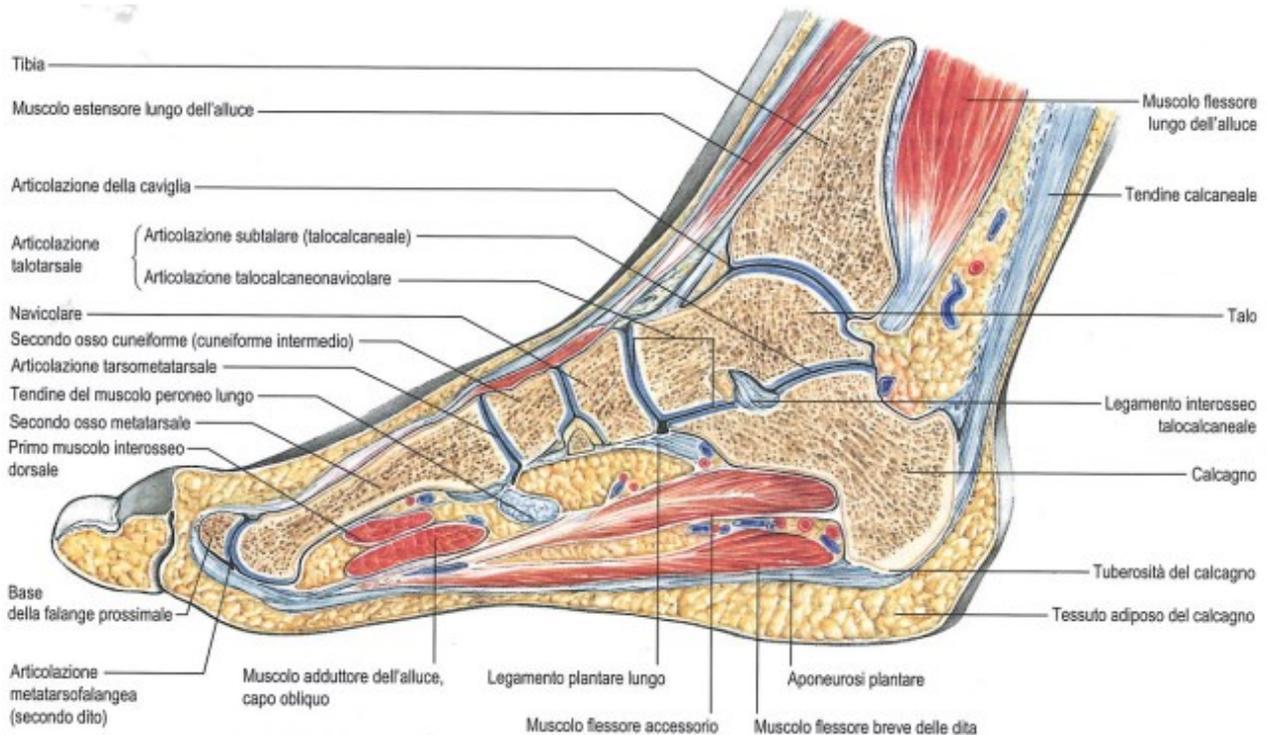


Figura 1. Sezione sagittale del piede. Si evidenziano le articolazioni della caviglia e del tarso.

La cute situata intorno alla caviglia è vascolarizzata dalle arterie malleolari anteriori proveniente dall'arteria tibiale anteriore, da rami malleolari mediali proveniente dall'arteria tibiale posteriore, da rami malleolari laterali proveniente dall'arteria peronea e da rami perforanti fasciocutanei provenienti dalle arterie tibiale anteriore, tibiale posteriore e peronea. La vascolarizzazione principale per il lato mediale del tallone deriva dai rami calcaneali mediali dell'arteria tibiale posteriore. La cute della parte laterale del tallone è vascolarizzata dai rami calcaneali laterali dell'arteria peronea e dall'arteria tarsale laterale. La vascolarizzazione della cute del piede è ricca e deriva dai rami delle arterie dorsale del piede, tibiale posteriore e peronea. La cute che copre il dorso del piede è vascolarizzata dall'arteria dorsale del piede e dalla sua continuazione, la prima arteria metatarsale dorsale, con contribuiti minori da parte del ramo perforante anteriore dell'arteria peronea e, sui margini mediale e laterale del piede, da parte delle arterie anastomotiche marginali. La cute che copre la pianta del piede è vascolarizzata dai rami cutanei delle arterie digitali comuni.¹

1.1 Innervazione

La cute che copre la caviglia e il piede è innervata dal IV e V nervo spinale lombare e dal I nervo sacrale. L'innervazione del dorso del piede è fornita medialmente dal nervo safeno, centralmente dal nervo peroneo superficiale e lateralmente dal nervo surale; il nervo peroneo profondo innerva il dorso del primo spazio interdigitale. I rami dorsali dei nervi plantari mediale e laterale innervano i letti ungueali. La pianta del piede è innervata dai nervi plantari mediale e laterale, che originano come rami terminali del nervo tibiale. Il calcagno è innervato dai rami calcaneali dei nervi tibiale e surale. La lesione di questi nervi può portare a neuromi dolorosi e alla perdita della sensibilità protettiva. ¹

1.2 Aponeurosi plantare

L'aponeurosi plantare (figura 2), ovvero il legamento arcuato posto a livello della pianta del piede, è composta da fibre di collagene compatte orientate soprattutto in senso longitudinale ma anche trasversalmente. I suoi margini mediale e laterali si sovrappongono ai muscoli intrinseci rispettivamente dell'alluce e del quinto dito, mentre la sua parte centrale densa si sovrappone ai muscoli flessori lungo e breve delle dita. La parte centrale è quella più resistente e più spessa. ¹

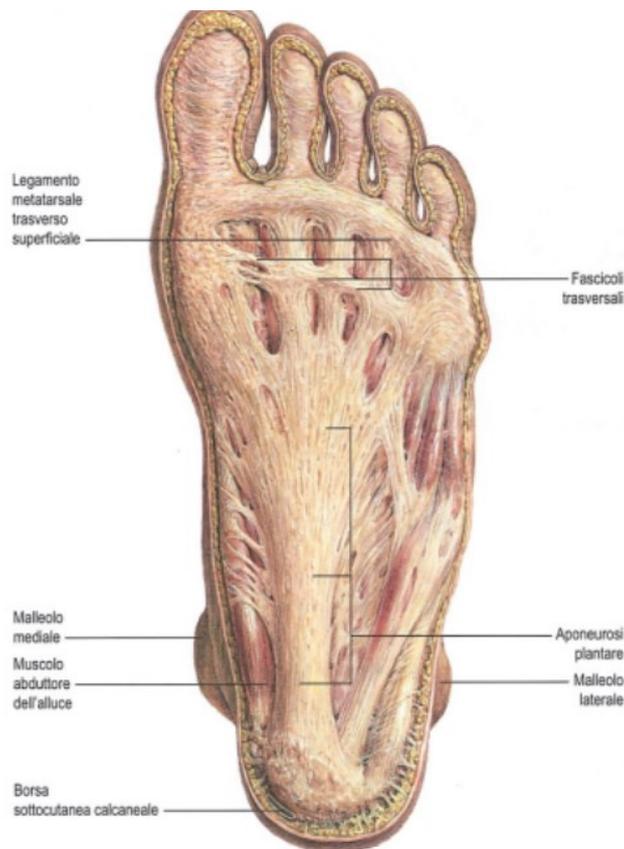


Figura 2. Aponeurosi plantare del piede.

1.3 Tessuti connettivi

Con il termine tessuto connettivo viene indicato un tipo di tessuto di origine mesodermica che fornisce supporto sia strutturale che metabolico ai vari organi e tessuti dell'organismo. Tutti i tessuti connettivi sono composti da una popolazione specializzata di cellule connettivali, alcune delle quali producono una grande quantità di matrice extracellulare. La matrice extracellulare è la componente predominante di alcuni tessuti connettivi e ne determina una gran parte delle proprietà fisiche; essa è costituita da vari tipi di molecole organizzate in una struttura simile a un gel, chiamata sostanza fondamentale, entro la quale sono contenuti diversi tipi di fibre. I tessuti connettivi hanno tre proprietà meccaniche a cui corrispondono specifiche molecole strutturali:

- Resistenza alla trazione: per contrastare una combinazione di forze disgreganti, quali trazione, stiramento e frizione; questa proprietà meccanica è assicurata da proteine strutturali quale il collagene, organizzate a formare robuste fibre.
- Capacità elastica: per facilitare il recupero di forma in seguito a deformazione; questa proprietà è assicurata dalle fibre elastiche quali l'elastina.
- Creazione e mantenimento del volume tissutale: garantito da glicoproteine e glicidi complessi dotati di grande capacità di legare acqua e di formare la sostanza di fondo.

Le cellule del tessuto connettivo derivano da precursori embrionali comuni che nel loro insieme costituiscono il primitivo tessuto di sostegno dell'embrione, chiamato mesenchima. La funzione comune predominante delle cellule connettivali è la sintesi e il mantenimento della matrice extracellulare. Tuttavia, molte di queste cellule svolgono anche funzioni più specializzate. Gli adipociti sono cellule del tessuto di sostegno, responsabili del deposito e del metabolismo dei lipidi. Queste cellule danno origine al tessuto adiposo. I depositi lipidici presenti negli adipociti sono costituiti da trigliceridi che derivano da tre principali fonti: (i) grassi di origine alimentare, che circolano nel sangue sotto forma di chilomicroni, (ii) trigliceridi sintetizzati nel fegato e trasportati nel sangue come glicoproteine e (iii) trigliceridi sintetizzati dagli adipociti stessi a partire dal glucosio. Spesso si considera il tessuto adiposo come riserva inerte di energia; esso è in realtà un'importante sede di molti processi metabolici, in quanto agisce come temporanea riserva di substrati per i processi che producono energia in quasi tutti i tessuti. Il tessuto adiposo ha quindi, generalmente, una ricca vascolarizzazione, anche se i capillari sono difficili da visualizzare in sezioni di tessuto. Ci sono due tipi principali di tessuto adiposo, chiamati bianco e bruno. ²

1.3.1 Tessuto adiposo bianco

Il tessuto adiposo bianco rappresenta fino al 20% del peso corporeo totale in un individuo adulto, normopeso e ben nutrito di sesso maschile, e fino al 25% in un individuo di sesso femminile; può salire oltre il 50% del peso corporeo in caso di obesità. Il tessuto adiposo bianco è distribuito in tutto l'organismo e soprattutto negli strati profondi della cute. Questo ha diverse funzioni:

- Deposito e mobilizzazione dei trigliceridi.
- Riempimento strutturale di spazi corporei come le aree pelviche e perirettali e le ascelle, contribuendo a definire la forma e il profilo del corpo.
- Agisce come isolante termico sotto la pelle.
- Forma parte del meccanismo di assorbimento degli urti. Il grasso diviso in lobuli forma un cuscino flessibile e deformabile che si oppone alla compressione, essenzialmente un rivestimento a bolle di tipo biologico. La pelle in generale usa questo tipo di architettura che è particolarmente evidente nelle piante dei piedi.

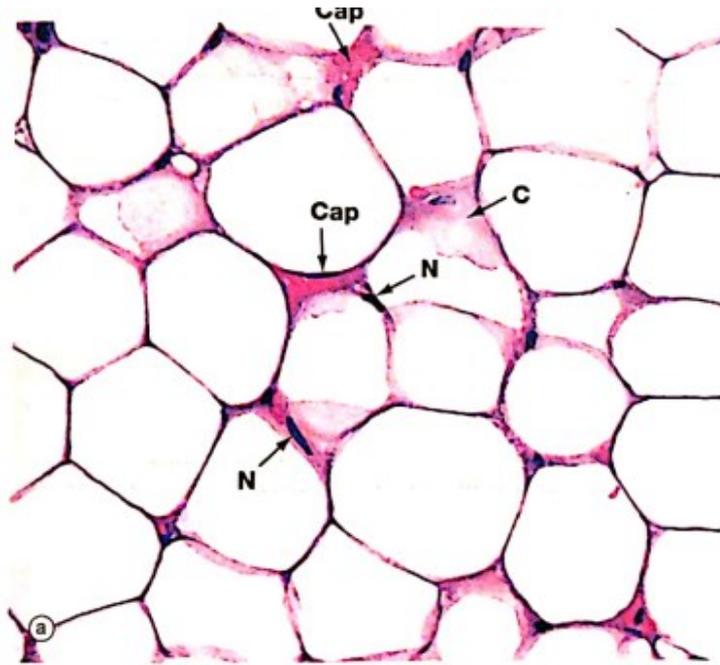


Figura 3. Tipico aspetto del tessuto adiposo bianco. Il tessuto si colora pochissimo poiché praticamente tutta la cellula è occupata da lipidi. La membrana cellulare, un piccolo strato di citoplasma periferico e la lamina esterna delimitano un deposito lipidico centrale. I grassi degli adipociti si accumulano come goccioline lipidiche che si fondono in un'unica grande goccia che si distende ed occupa la maggior parte del citoplasma. Il nucleo dell' adipocita N è spinto a lato dalla goccia lipidica e il citoplasma si riduce a un sottile strato alla periferia. In alcune cellule il taglio tangenziale sopra o sotto la cellula fa apparire il citoplasma C come una lamina rosa. Si notino alcuni piccolissimi capillari Cap a confronto con la dimensione dei singoli adipociti.

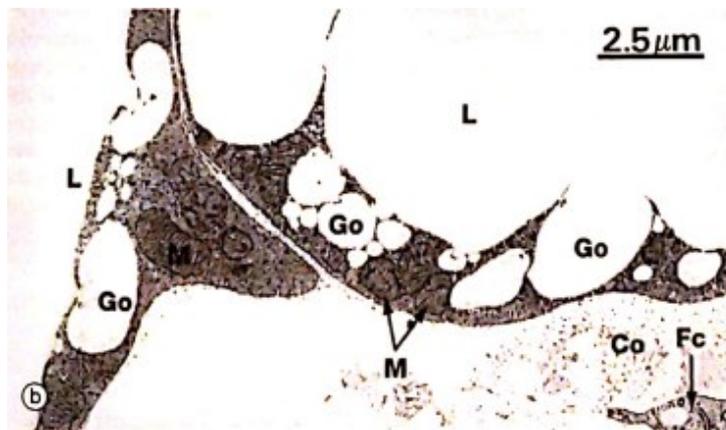


Figura 4. L'immagine ultrastrutturale mostra la periferia di due adipociti adiacenti. Al confronto con l'immagine fornita dalla microscopia ottica (fig. 3), la goccia lipidica principale L ha un profilo irregolare con numerose piccole goccioline Go in via di fusione con la goccia principale; si noti che le goccioline lipidiche non sono delimitate da membrana. Il poco citoplasma contiene organelli, in particolare mitocondri M. Ciascun adipocita è circondato da una membrana basale. Nel tessuto extracellulare adiacente si vede il prolungamento citoplasmatico di un fibroblasto Fc e fibrille di collagene Co.

Il campione in figura 5 mostra il tipico aspetto degli adipociti sparsi in un tessuto fibroso. Gli adipociti sono distribuiti come cellule singole o, più comunemente in piccoli gruppi. Vi sono anche piccoli vasi sanguinei **V** con pareti sottili abbondanti di fibre di collagene; queste fibre separano gli adipociti in piccoli gruppi e formano degli aggregati spesso, chiamati setti **S**, che forniscono un supporto strutturale al tessuto adiposo. ²

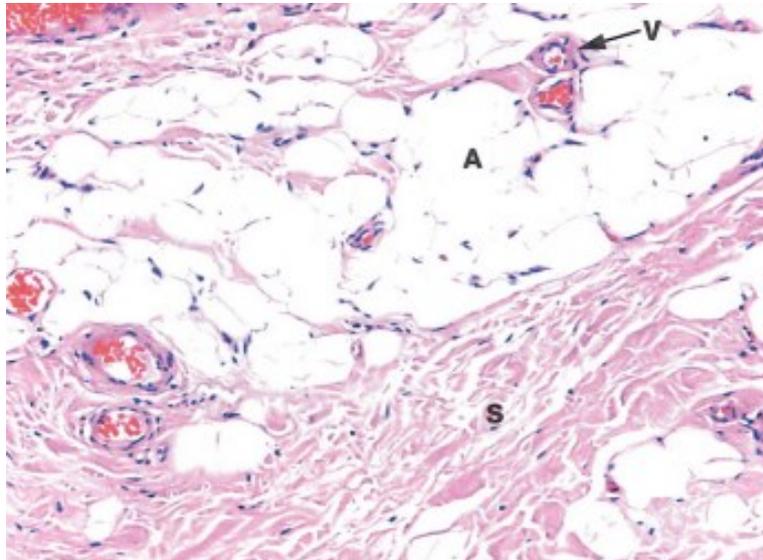


Figura 5. Tessuto fibroadiposo. Il campione è stato colorato con eosina ed ematossilina.

1.3.2 Tessuto adiposo bruno

Il tessuto bruno si trova in particolare nei mammiferi neonati e in animali che vanno incontro a ibernazione. Negli umani adulti si trovano piccole quantità di tessuto adiposo bruno, in particolare attorno alle ghiandole surrenali. Questo tessuto è molto ricco in mitocondri ed è specializzato nella generazione di calore; ha un ruolo nella regolazione della temperatura corporea.

1.3.3 Tessuto adiposo specializzato

Il tallone è soggetto a impatti elevati ripetuti ed è anatomicamente adatto a resistere queste pressioni. Il cuscinetto del tallone di un adulto ha uno spessore medio di 18 mm e uno spessore epidermico di 0.64 mm (si pensi che lo spessore medio dorsale è di 0.069mm). Il cuscinetto del tallone contiene tessuto adiposo elastico organizzato in setti fibrosi spirali ancorati l'uno all'altro, al calcagno e alla cute. I setti sono cilindrici piegati a U riempiti di tessuto adiposo, adatti a sopportare le compressioni e rinforzati interamente con fibre elastiche trasversali e diagonali, che separano il tessuto adiposo in compartimenti. Nell'avampiede, il tessuto sottocutaneo è costituito da lamelle fibrose a disposizione spirale complessa con tessuto adiposo interposto; sono presenti connessioni sia con il derma, attraverso fibre verticali dirette in superficie, sia con l'aponeurosi plantare, mediante fibre profonde. Il tessuto adiposo è particolarmente spesso nella regione delle articolazioni metatarsofalangee: protegge il piede nella deambulazione durante la fase di stacco del tallone. Come il cuscinetto del tallone, il cuscinetto adiposo metatarsale serve a contrastare le forze di compressione e di taglio. L'atrofia di uno o dell'altro può causare dolore persistente nella regione plantare. ²

La pianta del piede è soggetta durante la camminata e la corsa a carichi e pressioni importanti che tendono a far scorrere la pelle in relazione alle strutture profonde e a comprimere i tessuti molli come nervi e vasi durante il loro passaggio lungo tutta la struttura del piede. L'area contiene sia fibre di grasso che di collagene, quest'ultime concentrate nell'aponeurosi plantare, ed è evidente che sostenga una funzione protettiva. L'aponeurosi plantare nasce dal calcagno e procede all'avampiede, dove si divide in fibre superficiali per la pelle e fibre profonde per lo scheletro. Il tessuto molle plantare è sottoposto a ripetuti sforzi di taglio e compressione, in particolare nelle regioni del calcagno, delle teste metatarsali e dell'alluce. La complessa configurazione anatomica di questo tessuto consente di sopportare tali forze. Tuttavia, il tessuto molle plantare delle persone con patologie sistemiche, come diabete e neuropatia periferica, presenta alterazioni istomorfologiche e meccaniche e spesso non è in grado di adattarsi e resistere a questi regimi di carico allo stesso modo del tessuto non diabetico, che può provocare la rottura (cioè, l'ulcerazione). Di conseguenza, hanno una tendenza generale ad avere una soglia di infortunio più bassa.³ In letteratura, il tessuto molle plantare è stato modellato come un sistema di molle e ammortizzatori (Scott e Winter 1993), con modelli di materiale iperelastico isotropo uniforme (Guler et al. 1998) o con proprietà elastiche lineari uniformi (Chen et al. 2001 ; Jacob e Patil 1999 ; Tao et al. 2009 ; Thomas et al. 2004) o proprietà iperelastiche uniformi (Antunes et al. 2008 ; Cheung e Zhang 2006 ; Isvilanonda et al. 2012 ; Spears et al. 2005). Tutti i modelli sopra elencati hanno considerato il tessuto plantare come uniforme per l'intera regione del piede e della caviglia.⁴ In generale il cuscinetto adiposo è essenzialmente una raccolta di adipociti circondato da una disposizione regolare di setti di tessuto fibroso, che funge principalmente da ammortizzatore oltre a fornire isolamento e protezione. Il tallone è una struttura unica e complessa specificamente adattata alla sua funzione di assorbimento degli urti. Il cuscinetto adiposo del tallone (HP: heel pad), rappresentato schematicamente in figura 6, è una struttura formata da tessuto adiposo che sovrasta l'aspetto inferiore e posteriore del calcagno, nonché la fascia plantare prossimale. È composto da camere adipose ravvicinate, racchiuse da fibre di elastina e setti circonfenziali di collagene.

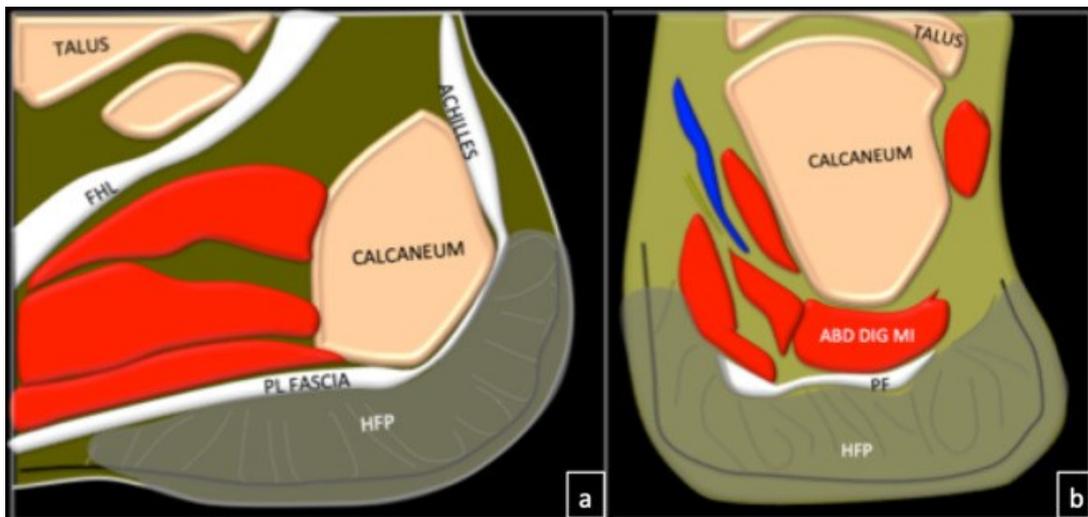


Figura 6. Rappresentazione sagittale (a) e coronale (b) del tallone adiposo (HFP-area ombreggiata grigia). Sono evidenziati il calcagno, la fascia plantare PF, l'abdotto del mignolo (ABD DIG MI-digiti minimi), il talo, il tendine di Achille e il tendine del muscolo flessore lungo dell'alluce (FHL-flexor hallucis longus).

Analisi istologiche hanno rivelato che il cuscinetto del tallone forma una struttura a forma di coppa costituita da uno strato di pelle sovrastante un guscio di tessuto connettivo all'interno del quale si è visto che i setti fibrosi si ramificavano in tutto il tallone collegando il periostio sottostante del calcagno al derma reticolare sovrastante, in modo tale da ancorare la pelle all'osso (Figura 7 A–C). Il periostio è l'escrescenza ossea del calcagno in corrispondenza dell'area in cui si inserisce il legamento longitudinale del piede. La prova della funzione ammortizzante del tallone è stata fornita dall'osservazione di loculi o isole di grasso tra i setti. Attraverso dissezioni il grasso è risultato essere di natura piuttosto fluida e sotto pressione, infatti, una volta tagliato il tessuto è andato in contro a rigonfiamento. È stata osservata un'abbondanza di ghiandole sudoripare e uno strato di muscolo Panniculus Carnosus che consiste in una fascia muscolare che separa lo strato sottocutaneo superficiale da quello profondo (Figura 7D). Il tallone è risultato essere riccamente vascolarizzato un plesso sottocutaneo e un plesso periostale con vasi che viaggiano tra i due all'interno dei setti fibrosi che collegano il derma reticolare e il periostio del calcagno. Questi setti creano efficacemente compartimenti isolati contenenti grasso relativamente avascolare.⁵

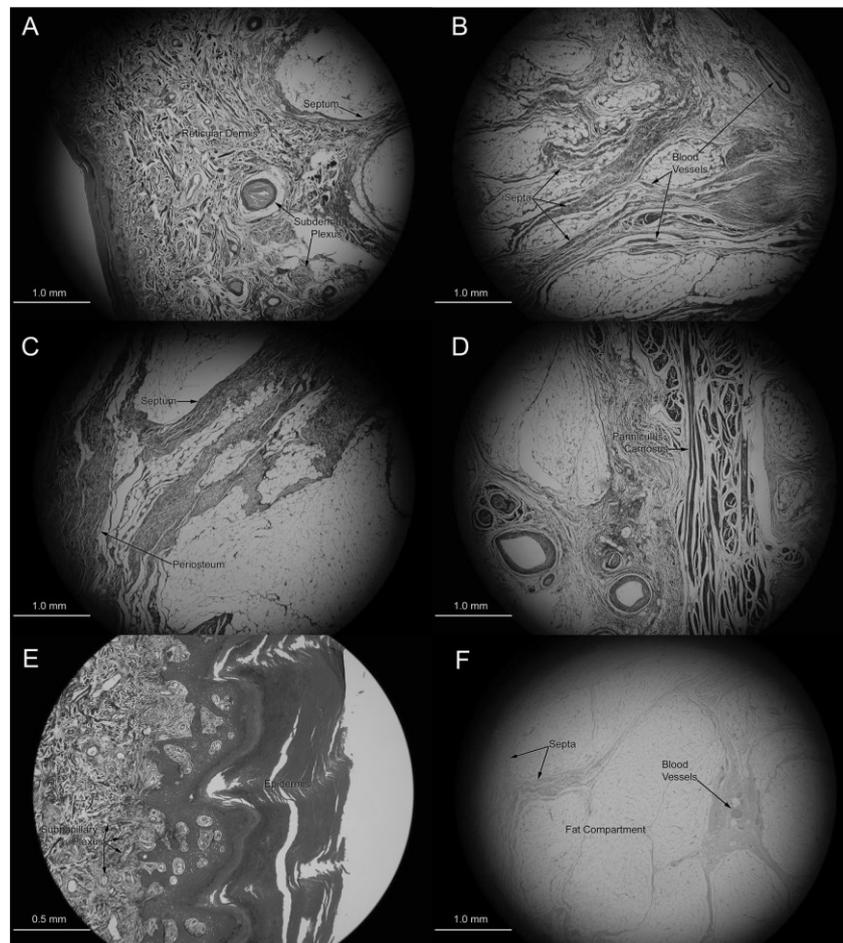


Figura 7. Studi istologici del calcagno. A-C) I setti di collagene corrono tra il derma reticolare e il periostio del calcagno e conducono i vasi sanguigni tra un plesso sottocutaneo e il plesso periostale. D) Uno strato del muscolo panniculus carnosus giace all'interno del tessuto sottocutaneo. E) Il derma superiore è ben vascolarizzato da un plesso sottopapillare ed è protetto da traumi esterni da uno spesso strato di epidermide. F) I setti fibrosi creano compartimenti di grasso relativamente avascolari all'interno del tessuto sottocutaneo. A–E) colorazione tricromica di Masson. F) Colorazione di ematossilina ed eosina.

Il tallone adiposo (HP) è una struttura altamente specializzata che protegge la parte posteriore del piede e gli arti inferiori dalle sollecitazioni generate durante l'appoggio del tallone al suolo e la fase iniziale di spinta della locomozione. L'efficienza dell'ammortizzazione del HP è il risultato della sua struttura, forma e spessore. In questo contesto, diversi studi hanno indagato lo spessore dell'HP, considerato il fattore strutturale più importante nel determinare le sollecitazioni sui tessuti più profondi. Il cuscinetto adiposo plantare, infatti, ha caratteristiche uniche che ne consentono le prestazioni come prototipo di ammortizzatore. In particolare, le interazioni tra nervi, vasi sanguigni e adipociti consentono ai cuscinetti del tallone e della zona metatarsale di farne assumere il ruolo portante che è una qualità essenziale del piede umano. Il cuscinetto adiposo plantare è costituito da globuli di grasso circondati da setti di tessuto fibroso; questi setti, a loro volta, ancorano gli adipociti in una salda posizione tramite attaccamenti alla pelle e alle ossa del piede. Le pareti del setto sono costituite da una disposizione parallela di fibrille di collagene. La struttura dell'imbottitura calcaneare è stata descritta da diversi autori quali Blehschmidt, Buschmann, Jahss and Wang (1982, 1995, 1992, 2011): come una struttura a strati, schematicamente rappresentato in figura 8.

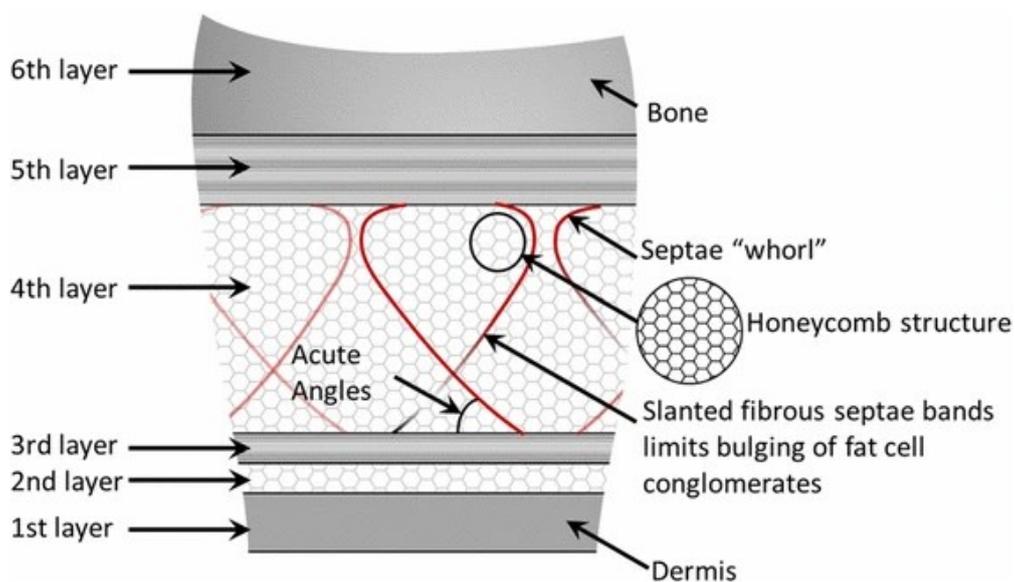


Figura 8. Rappresentazione schematica dell'imbottitura calcaneare come descritta da Blehschmidt, Buschmann, Jahss e Wang (1982, 1995, 1992, 2011): (1) derma, (2) strato sottocutaneo superficiale, (3) Panniculus Carnosus che separa lo strato sottocutaneo superficiale dallo strato sottocutaneo profondo (4), (5) strato sottocutaneo più profondo e (6) osso.

Abbiamo un primo strato di derma, un secondo strato sottocutaneo superficiale, il terzo strato che è stato definito Panniculus Carnosus che separa lo strato sottocutaneo superficiale da quello profondo, il quarto strato che è appunto il sottocutaneo profondo ed è dato da conglomerati di cellule di grasso che insieme formano la caratteristica struttura a nido d'ape. Questi conglomerati di cellule adipose formano delle camere la cui deformazione è limitata da una rete di bande fibrose oblique. Queste bande formano angoli acuti a partire dal Panniculus Carnosus e seguono la forma di un "vortice" prima di ancorarsi al quinto strato. Lo strato sottocutaneo profondo è più spesso e contiene conglomerati di cellule adipose più grandi di quelli dello strato sottocutaneo superficiale. Inoltre, la composizione dei setti fibrosi e le risposte di compressione nei due strati sono diverse. Infine, abbiamo il quinto strato ovvero un denso strato piatto di fibre trasversali che si connettono alle strutture ossee del piede che insieme costituiscono il sesto e ultimo strato.⁴

In figura 9 è mostrata la caratteristica struttura dei tessuti molli plantari (Figura 9). Abbiamo la pelle che si presenta come uno strato distinto, il panniculus carnosus che si trova nel tessuto sottocutaneo e, in sezioni, si tuffa nel tessuto adiposo. Lo strato di grasso sottostante è collegato al derma reticolare da spessi filamenti fibrosi che si fondono con un setto fibroso orizzontale. Questo divide il sottocute in quello che viene chiamato "microcamera" o appunto "strato sottocutaneo superficiale" e "macrocamera" o "strato sottocutaneo profondo" già menzionato precedentemente. Lo strato profondo della macrocamera è più spesso dello strato superficiale della microcamera e contiene ampi compartimenti di adipociti separati da setti elastici. La microcamera superficiale contiene compartimenti di adipociti più piccoli.³

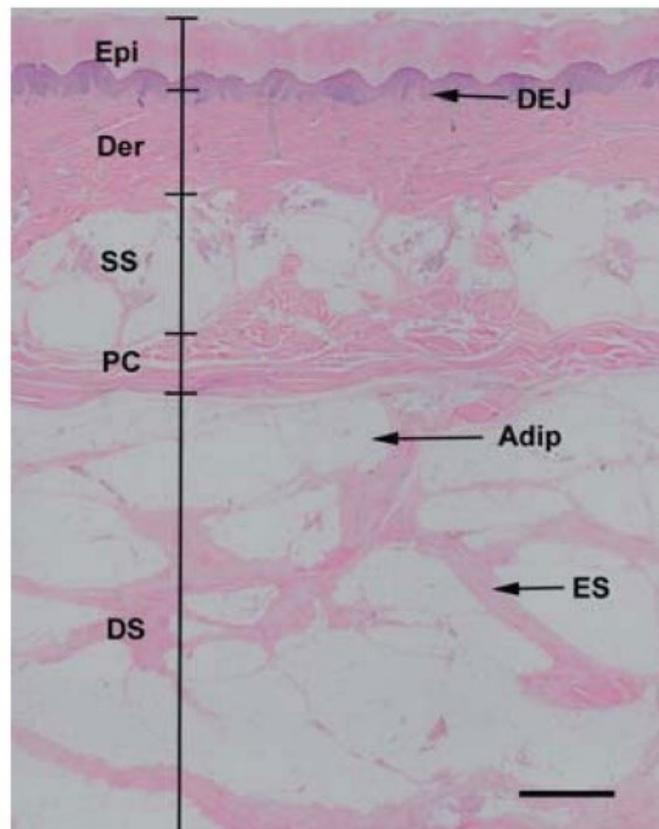


Figura 9. Struttura dei tessuti molli plantari. L'epidermide (Epi) e il derma (Der) sono separati dalla giunzione dermo-epidermica (DEJ). Sotto il derma si trova lo strato sottocutaneo superficiale (SS), che è separato dallo strato sottocutaneo profondo (DS) dal pannicolo carnosus (PC). Lo strato sottocutaneo profondo contiene camere di adipociti (Adip) circondate da setti elastici (ES). Scala, 1 mm.

La conoscenza della morfologia dell'HP sana e senza carico può contribuire ad approfondire la comprensione del suo ruolo e del suo comportamento durante la locomozione. Fornisce una base per valutare se il rimodellamento morfologico dell'HP si verifica a causa di cambiamenti nella quantità o distribuzione dei carichi causati da fattori quali invecchiamento, obesità, livello di attività sportiva e modifiche delle proprietà meccaniche dovute a malattie cliniche. La valutazione della morfologia dell'HFP può essere utile nella ricostruzione chirurgica dell'HFP assente o danneggiato.⁶

1.3.4 Pelle plantare

Per quanto riguarda lo strato di cute, sappiamo che la pelle è uno dei principali organi del sistema somatosensoriale umano in grado di elaborare le informazioni meccaniche percepite attraverso il senso del tatto attraverso la meccanotrasduzione. La pelle umana è un tessuto composito che incarna proprietà anisotropiche e viscoelastiche con la capacità di resistere a grandi deformazioni strutturali. Il tessuto cutaneo è composto da tre strati principali: l'epidermide, il derma e l'ipoderma. La struttura meccanica differisce notevolmente tra ciascuno di questi strati. Lo strato più superficiale, l'epidermide, è composto dagli strati cutanei più rigidi che lo rendono fisicamente robusto ed è quindi una barriera meccanica essenziale tra i sistemi interni del corpo e l'ambiente. Il derma si trova sotto l'epidermide e contiene vasi sanguigni, nervi, follicoli piliferi, muscoli Arrector Pili, ghiandole sudoripare e ghiandole sebacee. Il derma è costituito anche da una matrice di fibre di collagene ed elastina che fornisce flessibilità e forza ai tessuti. Questa organizzazione consente la deformazione strutturale della pelle con resistenza strutturale concomitante causata dal raddrizzamento e dall'allineamento delle fibre di collagene. L'ipoderma sottostante è lo strato cutaneo più morbido e conforme costituito principalmente da grasso sottocutaneo.⁷

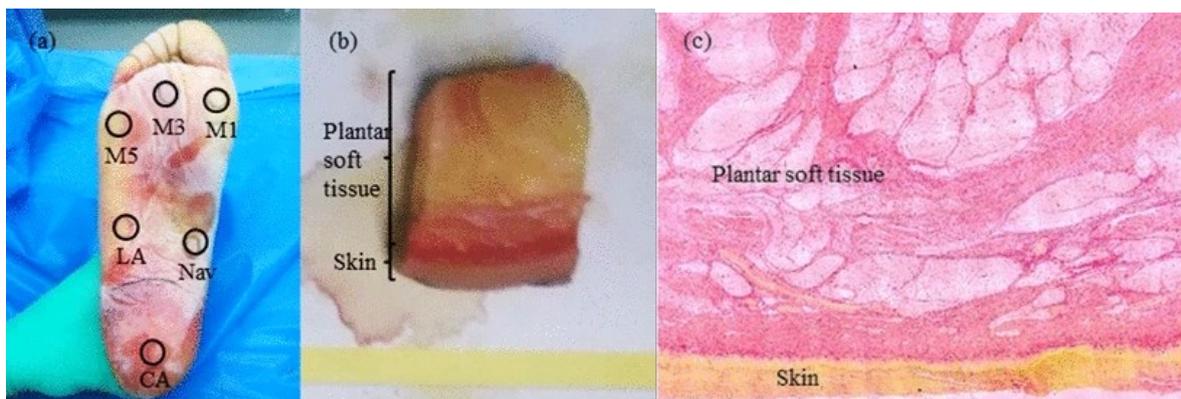


Figura 10. (a) Sei regioni del tessuto molle plantare (CA sottocalcanare, LA sottolaterale, Nav sottonavicolare, M1 1° sottometatarsale, M3 3° sottometatarsale, M5 5° sottometatarsale), (b) un campione cubico di 10 mm x 10 mm x 10 mm in cui si evidenzia lo strato di cute e di tessuto adiposo, (c) immagine del tessuto molle plantare con cute nella regione sottocalcanare.

Gli studi istomorfologici della pelle possono fornire una grande comprensione delle alterazioni dovute ai cambiamenti nello stato metabolico. Sebbene dagli studi condotti non siano state osservate differenze nello spessore complessivo della pelle, il derma del tessuto diabetico è risultato essere significativamente più spesso rispetto al tessuto non diabetico. L'ispessimento della pelle è una caratteristica ben nota del diabete e deriva dall'ispessimento dei fasci di collagene e delle pareti dei vasi e dallo sfilacciamento delle fibre elastiche.³

1.4 Comportamento meccanico del tessuto adiposo plantare a compressione

Per comprendere al meglio quello che è il comportamento del tessuto adiposo plantare sottoposto a continui carichi ripetuti è molto importante comprenderne prima la struttura e la composizione sia del tessuto stesso che delle componenti circostanti. In una prova di trazione la rigidità del tessuto sarebbe stata attribuita alla componente fibrosa in particolare alle fibre di collagene; invece, si attribuisce la rigidità a compressione alla matrice amorfa incompressibile, e all'interazione con la rete di fibre. I tessuti connettivi molli, come il tessuto adiposo che è stato analizzato nel corso di questo lavoro, sono composti da cellule separate tra loro e immerse in abbondante matrice extracellulare. La matrice extracellulare (ECM) è un'entità strutturale complessa, formata da un intreccio di eteropolisaccaridi e di proteine fibrose, nel quale vengono trattenute quantità rilevanti di liquido interstiziale, rappresentato prevalentemente da acqua (figura 11). La presenza di un'organizzazione strutturale ben definita rende il sistema extracellulare nettamente diverso dalle normali sospensioni di particelle in un fluido e conferisce ad esso viscosità, consistenza, resistenza ed interessanti proprietà come collante, lubrificante ed ammortizzatore d'urti. La matrice extracellulare è costituita quindi da una componente fibrosa e da sostanza amorfa.

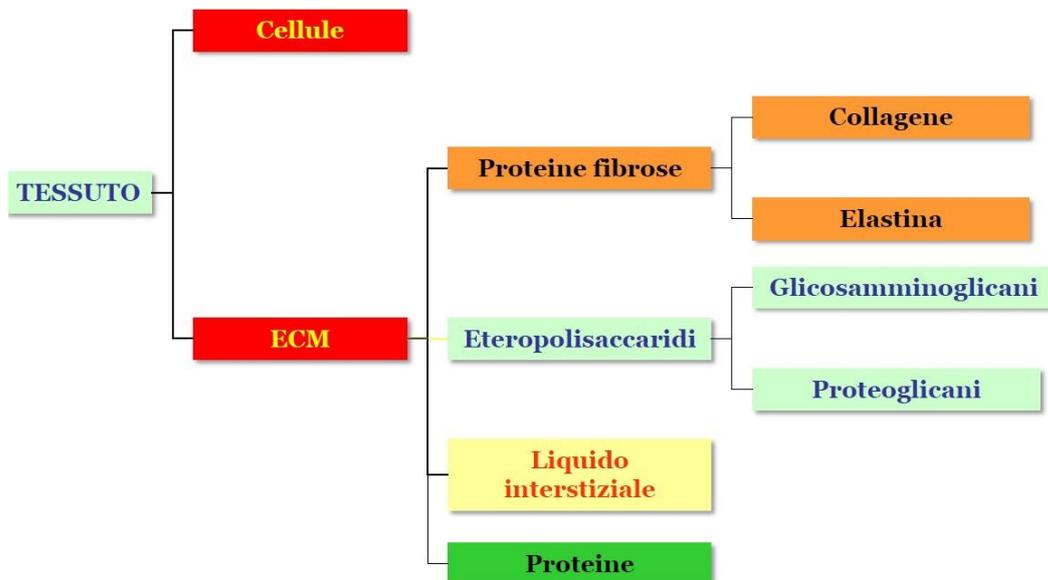


Figura 11. Schematizzazione della composizione della matrice extracellulare costituente i tessuti connettivi.

Nella sostanza amorfa troviamo due classi di macromolecole:

- Proteoglicani
- *Glicoproteine strutturali*

I proteoglicani sono costituiti da una macromolecola di base che costituisce i glicosamminoglicani (GAGs). Questi GAGs vanno a costituire dei complessi proteici ad elevatissimo peso molecolare che sono appunto i proteoglicani.

Questi proteoglicani sono costituiti da una proteina centrale a cui si legano i GAG come il cheraton-solfato o il condroitin-solfato (figura 12.A,B). Questi proteoglicani a loro volta possono andarsi a legare a una molecola di acido ialuronico (figura 12.C), tramite delle proteine di connessione, formando ulteriori complessi proteoglicanici ad elevatissimo peso molecolare (possono arrivare a centinaia di milioni di Dalton, unità di misura della massa degli atomi) che si chiamano aggregati proteoglicanici. Si riconoscono quattro maggiori gruppi di GAGs: ialuronani, condroitinsolfati e dermatansolfati, eparansolfati, keratansolfati. Essendo di norma solfati, questi aggregati proteoglicanici sono caratterizzati da un elevato numero di cariche negative che favoriscono l'attrazione di numerosi cationi; tra questi un ruolo predominante lo svolge il sodio Na^+ che conferisce capacità osmotiche e intrappola un'enorme quantità di acqua nella matrice extracellulare. Essendo idrofili, i GAG possono legarsi molto facilmente con molecole d'acqua, creando molecole idratate.

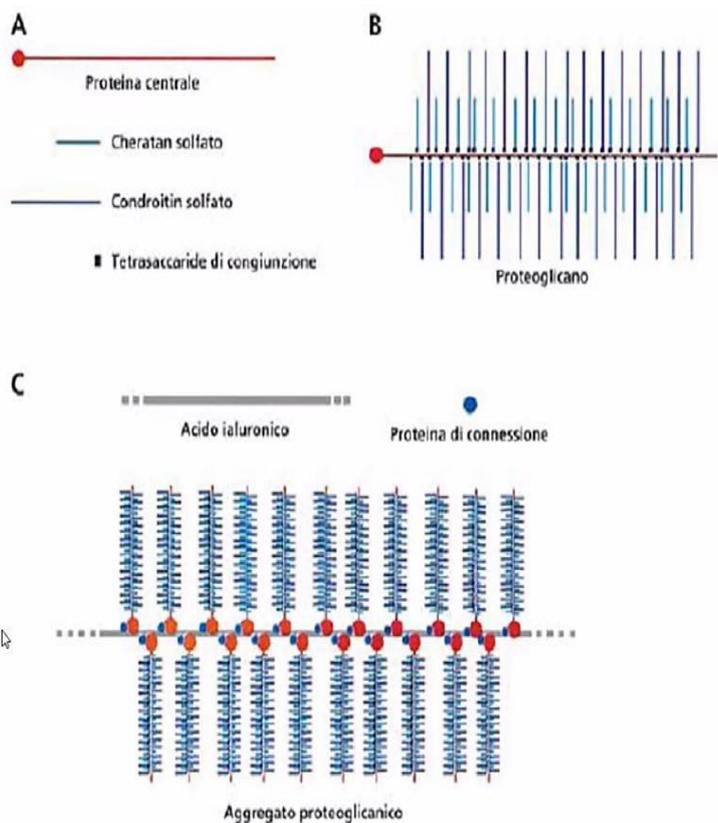


Figura 12. Schematizzazione di come si formano i proteoglicani, molecole ad elevatissimo peso molecolare.

Per effetto dell'idratazione di queste molecole si generano rigonfiamenti (turgori) che consentono alla ECM di opporsi alle forze compressive essendo l'acqua incompressibile. Inoltre, le catene polisaccaridiche dei glicosaminoglicani sono volumetricamente troppo rigide per ripiegarsi all'interno delle compatte strutture globulari tipiche delle catene polipeptidiche. Per queste ragioni i GAGs tendono ad assumere conformazioni estremamente estese, occupando un grande volume in rapporto alla loro massa e formando così quantità notevoli di gel anche a basse concentrazioni. Tutto questo mostra come i proteoglicani svolgano un ruolo nella resistenza alla compressione del tessuto grazie ai glicosaminoglicani che si respingono reciprocamente a causa della loro carica negativa, la quale genera un grande aumento della pressione osmotica. Dunque, quando viene applicato un carico a compressione il comportamento del tessuto è maggiormente determinato dalla sostanza di fondo e dall'interazione tra le cariche elettrostatiche delle molecole che la compongono. Per quanto riguarda le glicoproteine strutturali le più diffuse sono la fibrillina, molecola che compone le fibre elastiche, la fibronectina, una proteina di adesione che media l'adesione tra le fibre collagene e la sostanza amorfa dei connettivi, e la laminina che è uno dei tanti costituenti delle membrane basali.

Le proteine fibrose sono inframmezzate agli enormi aggregati extracellulari costituiti dai proteoglicani e formano un reticolo di legami trasversali che conferisce consistenza e resistenza a tutta la ECM. Le proteine fibrose sono principalmente il collagene e l'elastina. Il collagene è costituito da tre catene polipeptidiche, denominate catene α , strettamente intrecciate tra loro in modo da formare una tripla elica compatta. La struttura primaria delle singole catene è composta da oltre 1400 amminoacidi ed è caratterizzata dalla ripetizione di numerose triplette di sequenza glicina-prolina-idrossiprolina. Nella struttura del collagene, ogni singolo filamento assume una struttura terziaria caratterizzata da un particolare tipo di elica sinistrorsa. Tre singoli filamenti elicoidali si organizzano quindi in una super elica destrorsa che costituisce la struttura quaternaria

del tropocollagene. Il tropocollagene ha un peso molecolare complessivo di circa 300 KDa ed è il precursore del collagene. Le fibre di collagene presentano un'organizzazione strutturale caratteristica a livello sia submicroscopico che microscopico. Le molecole di tropocollagene si associano infatti tra loro a formare file parallele sfalsate, che costituiscono le microfibrille submicroscopiche dello spessore di 20-100 nm. Le diverse file sono poi disposte in modo sfalsato cosicché molecole adiacenti siano spostate di 67 nm (figura 13). La formazione di legami crociati tra molecole adiacenti rende massima la resistenza delle fibre alla trazione; tuttavia, come già detto ha un ruolo limitato durante la compressione.

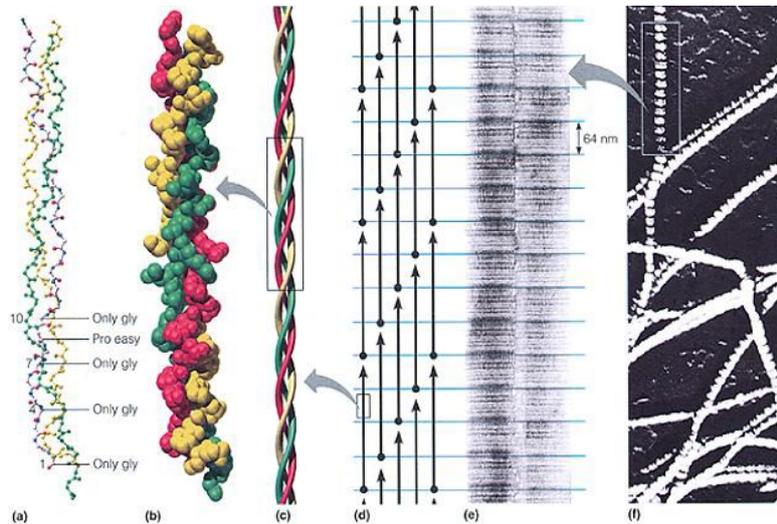


Figura 13. Rappresentazione schematizzata della struttura del collagene.

L'elastina invece è una proteina fibrosa con un peso molecolare attorno ai 72 kDa. Nella struttura primaria sono presenti diversi amminoacidi quali prolina, amminoacidi idrofobici come alanina, valina, leucina e glicina, idrossiprolina solo in tracce. Lo scheletro dell'elastina adotta una conformazione spiraliforme ad avvolgimento disordinato (random coil) in cui le singole catene sono legate tra loro tramite numerosi legami reticolari. Questa particolare struttura consente alle fibre di estendersi e di tornare successivamente alla posizione di partenza, cioè di avere un comportamento tipicamente elastico (figura 14). Dunque, la composizione strutturale delle fibre di elastina è diversa da quella delle fibre di collagene proprio perché sono diverse le molecole che le compongono. Questa diversa composizione rispecchia la loro diversa funzione: le fibre di collagene si organizzano in fasci, garantendo una maggiore resistenza alla trazione mentre le fibre a base di elastina garantiscono al tessuto la capacità di riprendere forma dopo la deformazione avvenuta, come avviene nel nostro caso di studio. In natura le fibre dell'elastina sono intrecciate con le fibrille di collagene che, essendo invece dotate di scarsa elasticità, limitano l'entità della deformazione, evitando così la lacerazione dei tessuti.

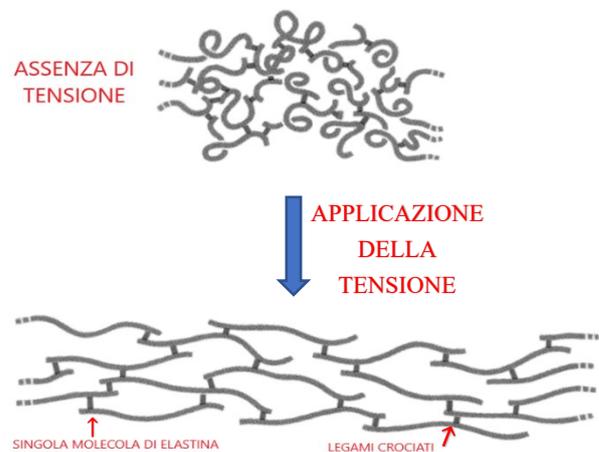


Figura 14. Rappresentazione del comportamento delle fibre di elastina sottoposte a tensione.

2. SUDDIVISIONE DEI CAMPIONI E PROVE MECCANICHE

2.1 REPERIMENTO E PREPARAZIONE DEI CAMPIONI

I tessuti che sono stati analizzati sono stati prelevati a partire da piedi amputati di pazienti che non presentavano patologie al tessuto plantare stesso; quindi, è stato trattato esclusivamente tessuto sano. Questi provenivano da due diversi pazienti che sono stati etichettati con i codici SLA30101966 e RGA07091940 di cui vengono riportate alcune informazioni nella tabella sottostante (tabella 1).

n. paziente	etichetta	sexo	età	BMI	piede	tessuto sano
1	SLA30101966	maschio	54	23,7	destro	✓
2	RGA07091940	maschio	80	26,72	destro	✓

Tabella 1. Informazioni circa i due pazienti di cui è stato possibile studiare il tessuto adiposo plantare.

La donazione del tessuto è avvenuta secondo le modalità definite dal protocollo codice AOP2649 del comitato etico dell'azienda ospedaliera di Padova (AOP). I campioni su cui è stato eseguito il lavoro si sono inizialmente presentati come in figura 15. A partire da questi sono stati rimossi prima i tendini, cercando di mantenerli il più integri possibile, poi l'aponeurosi plantare e in fine è stato ripulito il campione da tutto ciò che non fosse tessuto adiposo, ad esclusione della cute che è stata mantenuta durante tutte le prove di indentazione (figura 16).



Figura 15. Veduta dall'alto e dal basso della porzione di piede destro del paziente RGA07091940 di cui si specifica il versante laterale (L), mediale (M), anteriore (T) e posteriore (HP). Dalla foto di sinistra si può apprezzare come il campione arrivatoci comprenda i tendini oltre che l'aponeurosi plantare.

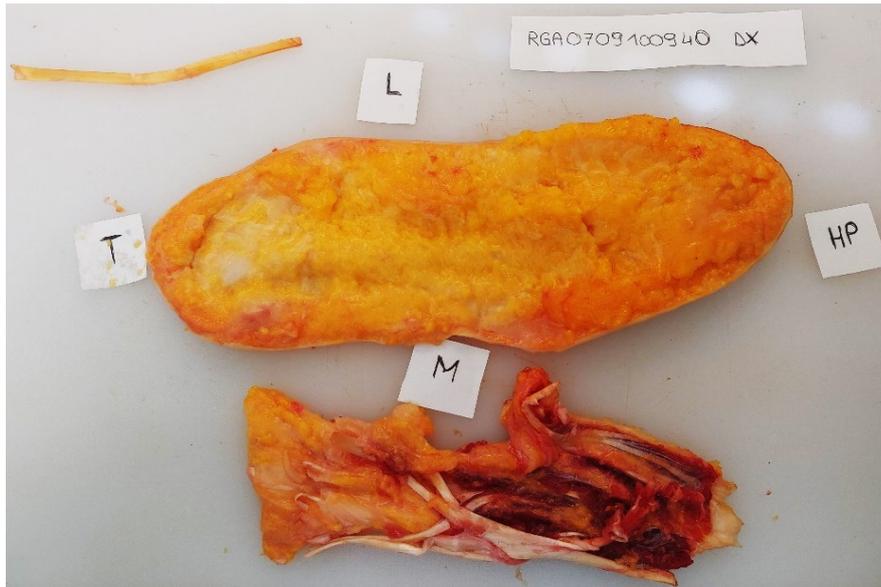


Figura 16. Vista trasversale dello stesso campione della figura 12 a cui sono state rimosse tutte le componenti tendinee insieme all'aponeurosi plantare.

Prima di procedere con le prove sperimentali il campione ottenuto è stato dissezionato in modo da separare quella che è la regione di tessuto adiposo del tallone, detto heel pad, da quella della regione centrale e dalla regione metatarsale (figura 17).



Figura 17. Strato di cute del paziente SLA30101966. Si noti la separazione eseguita tramite bisturi delle tre regioni (heel pad a sinistra, centrale al centro e metatarsale a destra.).

Le prove di indentazione hanno interessato la porzione di tessuto dell'heel pad e della regione centrale dei campioni di entrambi i soggetti ancora compressivi dello strato di cute. Dunque, sul tessuto ancora integro compreso di cute sono stati eseguiti cinque test di indentazione per ciascun soggetto; tre a partire dalla zona del tallone adiposo in corrispondenza delle posizioni denominate HP1, HP2 e HP3 e due sul versante laterale le cui posizioni sono state identificate con L1 e L2. Attraverso una rappresentazione schematica (figura 18) si evidenziano i punti in cui i due diversi campioni, quello appartenente al soggetto SLA30101966 e quello appartenente al soggetto RGA07091940, sono stati sottoposti alla prova di indentazione.

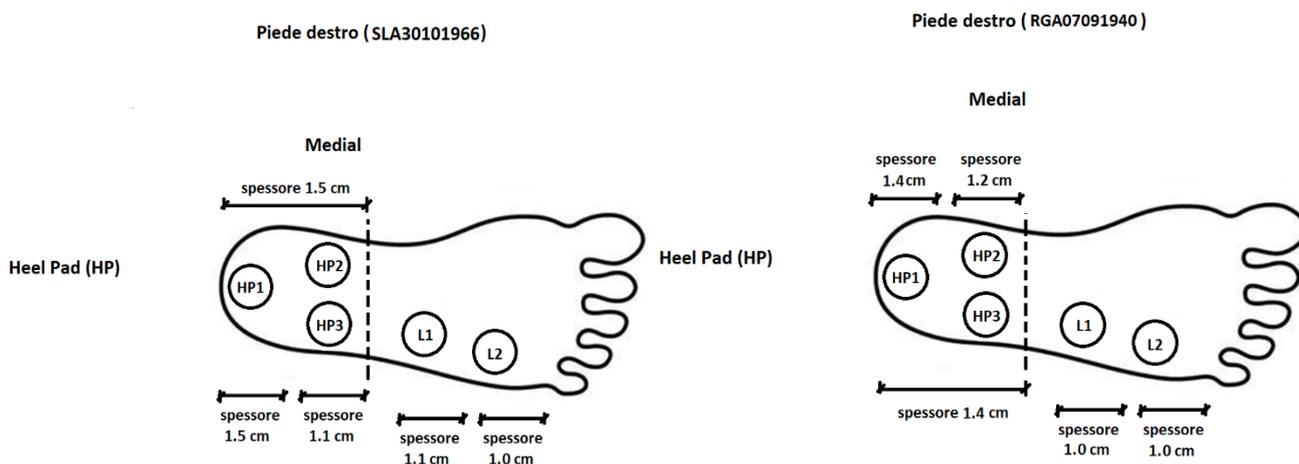


Figura 18. Rappresentazione schematica che raffigura le porzioni di tessuto soggette a prova di indentazione e la corrispondente nomenclatura, sia per il paziente RGA07091940 che per SLA30101966.

Una volta terminate le prove di indentazione è stato rimosso con estrema cura lo strato di cute per entrambi i soggetti da ciascuna delle porzioni di campione precedentemente ottenute (figura 19). Nell'andare a svolgere questa procedura sono stati utilizzati i bisturi cercando di recidere il meno possibile lo strato di tessuto adiposo così da non comprometterne la struttura e le proprietà meccaniche, e si è inoltre cercato di recuperare quanto più tessuto adiposo a disposizione in modo da ottenere poi il maggior numero di campioni possibili. In figura 20 si può osservare quello che è stato possibile ottenere a partire dal tessuto adiposo plantare della porzione centrale/metatarsale del paziente 2.



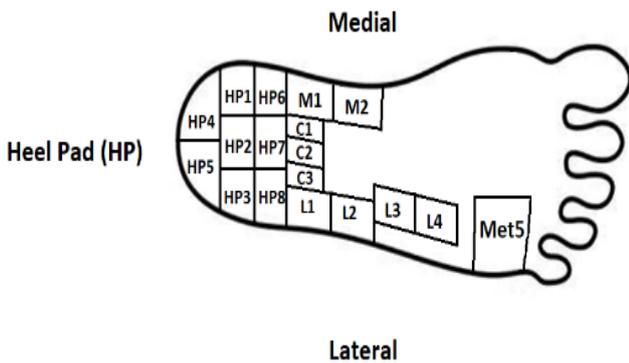
Figura 19. Nella foto scattata in laboratorio si vede a sinistra il solo tessuto adiposo plantare della regione del heel pad del paziente RGA07091940 e a destra lo strato di cute rimosso poco prima con l'ausilio dei bisturi.



Figura 20. Tessuto adiposo plantare della regione anteriore del piede del paziente 2 da cui è stato rimosso lo strato di cute. Si vede come in alcune zone il tessuto è inconsistente se non addirittura assente in quanto è andato perso nel corso della dissezione.

Prima di procedere con le prove di compressione sono stati dissezionati i diversi campioni a disposizione ottenendo una suddivisione del tessuto di partenza in vari piccoli settori. A seconda della quantità di tessuto adiposo a disposizione, della sua consistenza e morfologia sono stati ricavati due diversi profili per i soggetti SLA30101966 e RGA07091940. Li si possono apprezzare nello schema in figura 21.

Piede destro (SLA30101966)



Piede destro (RGA07091940)

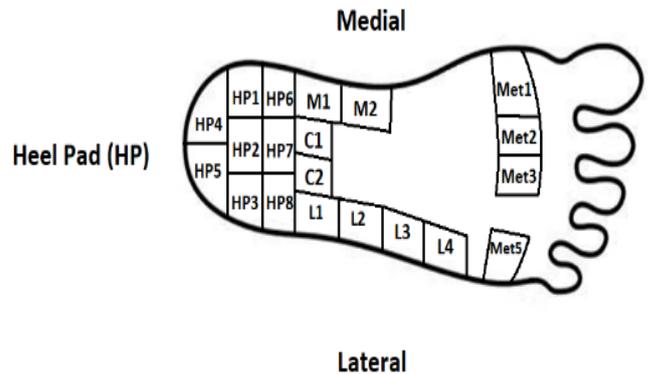


FIGURA 21: Rappresentazione schematica del tessuto e dell'origine anatomica dei campioni successivamente analizzati attraverso le prove di compressione, sia per il paziente RGA07091940 che per SLA30101966.

I campioni etichettati HPx derivano dalla regione dell'heel pad, i campioni Cx sono quelli presi dalla zona centrale insieme ai campioni Mx e Lx che sono rispettivamente quelli collocati sul versante mediale e laterale. In fine i campioni denominati METx sono quelli presi dalla regione metatarsale.

Per quanto riguarda la metodologia con cui sono state conservate le varie porzioni di tessuto, è importante tenere conto dei cicli di congelamento e scongelamento in contro alla quale è andato ciascun campione prima di poter essere sottoposto a prova sperimentale. I tessuti con cui si è potuto lavorare provenivano dall'ospedale di Padova dove, in seguito ad operazione chirurgica con amputazione della gamba del paziente o della porzione inferiore di essa, il campione di interesse è stato congelato per poi essere trasportato alla sede del laboratorio di meccanica dei tessuti biologici presso il dipartimento di ingegneria industriale dell'università di Padova. Quindi tutti i tessuti trattati hanno subito un trattamento di congelamento e conseguente scongelamento. Poiché le prove di indentazione sono state le prime analisi ad essere state eseguite, per entrambi i pazienti sono state eseguite tutte le prove di indentazione in una giornata per poi procedere con la dissezione e l'ottenimento dei singoli campioncini. Tuttavia, non è stato possibile sottoporre tutti questi a prova di compressione nella giornata stessa quindi la maggior parte ha passato una notte in frigo per poi essere analizzati nella giornata seguente. Una volta aver analizzato tutti i campioni di tessuto a disposizione è stata rispettata la procedura per la gestione dei rifiuti biologici.

2.2 STRUMENTAZIONE

In questo caso di studio sono state effettuate delle prove di indentazione e di compressione monoassiale su campioni di tessuto adiposo plantare. Lo strumento in dotazione presso il laboratorio del DII (Dipartimento di ingegneria industriale) dell'università di Padova con la quale abbiamo eseguito le prove meccaniche è il MATCH-1 v500csst BIOMOMENTUM (figura 22). Il macchinario lavora a spostamenti imposti entro il software MATCH-1 MOTION lungo l'asse verticale (z) e registra la forza necessaria per indurre il dato spostamento. Dunque, si parte dalla misurazione dello spessore del campione di tessuto con carta millimetrata e si definisce così la deformazione percentuale da noi voluta all'interno del software che gestisce poi i movimenti del macchinario. La conoscenza dello spessore è di fondamentale importanza poiché sulla base di questo valore l'operatore impone entro il software lo spostamento che verrà compiuto dal braccio meccanico del macchinario così da ottenere la deformazione voluta. La definizione della deformazione è riportata di seguito, dove l_0 è lo spessore del campione a riposo e l è lo spessore raggiunto durante la prova.

$$\varepsilon = \frac{|l-l_0|}{l_0} \times 100 \quad [\%]$$

Lo spostamento eseguito dal macchinario che è il dato a dover essere implementato nel software è pari alla differenza presa in valore assoluto tra il valore minimo di spessore che viene raggiunto durante la prova e lo spessore del tessuto a riposo. Una deformazione richiederà uno spostamento del braccio meccanico dello strumento pari a:

$$|l - l_0| = \varepsilon \times l_0 \quad [mm]$$

Dunque, se si ipotizza di avere uno spessore a riposo l_0 di 8 mm durante la prova il tessuto arriverà ad avere uno spessore pari al 50% di 8 mm, quindi di 4 mm. Il parametro di lavoro da inserire come input è dato da $l - l_0 = 4 \text{ mm}$.

Lo strumento, con elevatissima precisione di movimento, va in contro ad uno spostamento verticale dall'alto verso il basso fino a comprimere il campione e a farlo deformare della quantità percentuale desiderata. Prima di procedere con la prova sperimentale è stato necessario scegliere quale cella di carico utilizzare durante la prova per poi calibrare lo strumento di conseguenza. Vi sono due possibili celle di carico tra cui scegliere a seconda della forza massima che si vuole andare a misurare durante la prova di compressione, $F_{max1} = 250N$ e $F_{max2} = 1.5 N$. Per le nostre analisi è stato necessario utilizzare la cella di carico monoassiale da 250 N a cui, secondo il protocollo di calibrazione, corrisponde un supporto di 500 g. Attraverso il software è stato verificato che il coefficiente di calibrazione fosse compreso tra 0.95 e 1.05 così che la prova potesse essere considerata affidabile. Una volta completata la calibrazione si è potuto rimuovere il supporto e montare il setup sperimentale, quindi lo strumento necessario alla prova di compressione oppure l'indentatore nel caso di una prova di indentazione. I campioni sono stati precedentemente preparati in modo sicuro dentro la cappa biologica SafeFAST Light classe 2 A1/A2 dotata di lampada UV. I provini sono stati ottenuti mediante più operazioni di taglio del tessuto di partenza con l'ausilio di bisturi. Per garantire il mantenimento dell'integrità del tessuto per tutta la durata delle analisi i campioni sono stati frequentemente idratati con soluzione salina, sapendo che la macchina è stata disegnata e progettata per lavorare con campioni di origine biologica anche in presenza di acqua. Inoltre, non potendo eseguire in uno stesso giorno le prove su tutti i campioni a disposizione, quelli non analizzati sono stati disposti in frigo così da mantenersi fino al giorno seguente. Una volta ottenuto il campione da analizzare questo è stato montato sulla macchina mediante l'aiuto di pinzette. Prima di procedere con ciascuna prova sperimentale è servito definire e caricare entro il software la procedura di prova da eseguire (Sequence). Ogni sequence è articolata da più funzioni già implementate nel software della macchina.

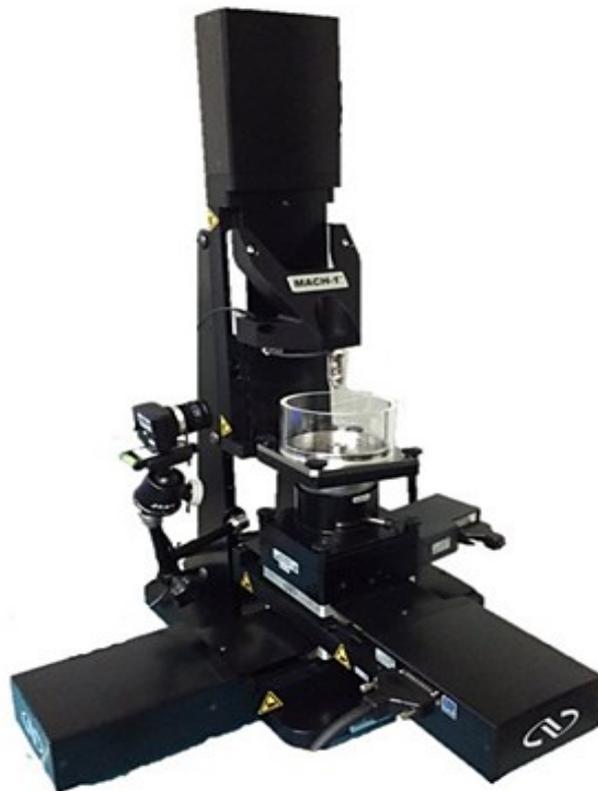


Figura 22. MACH-1 v500csst BIOMOMENTUM in dotazione presso il laboratorio del DII dell'università di Padova.

2.3 PROVE DI INDENTAZIONE

Per le prove di indentazione è stato usato un indentatore sferico con diametro di 5 mm (figura 23).

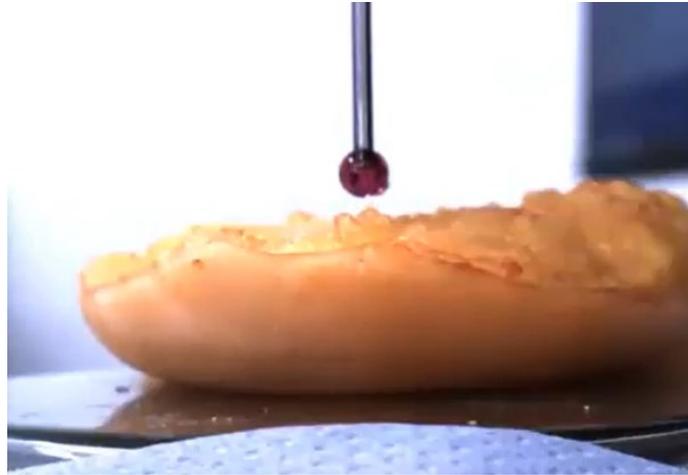


Figura 23. Immagine presa durante una prova di indentazione. Si nota bene l'indentatore sferico e la porzione di tessuto integro compreso dello strato di cute.

Si procede adesso con la definizione del protocollo di analisi per la prova di indentazione. Questo consiste in una serie di funzioni che vengono elencate di seguito:

- Zero load
- Find contact:
- Zero position

Queste tre funzioni permettono all'indentatore di posizionarsi correttamente rispetto al campione, quindi di trovare il primo contatto con esso e settare la posizione iniziale in corrispondenza di esso. Si ricorda che la prova è eseguita lungo l'asse z in verticale dall'alto verso il basso; dunque, al termine di questi primi tre step la cella si posizionerà in $z=0$.

- Move relative
- Sinusoid
- Move absolute
- Wait

Essendo il tessuto mantenuto fresco in freezer questo viene fatto scongelare prima di poter essere analizzato in laboratorio. Attraverso queste tre funzioni si va a favorire una ripresa delle proprietà meccaniche del tessuto stesso attraverso il così detto preconditioning (precarico) in cui si impongono cinque cicli di deformazione con andamento sinusoidale ad una frequenza di 1 Hz fino ad arrivare ad una deformazione del campione pari al 8%. A questo punto la cella torna alla sua posizione di partenza ($z=0$) e il tessuto ha un minuto di tempo, definito attraverso la funzione 'wait', per tornare alla sua configurazione iniziale.

- Ramp
- Wait

Al termine dei 60 secondi di riposo viene svolto quanto indicato entro la funzione ‘ramp’. Grazie ad essa il campione si trova ad essere soggetto all’applicazione di 5 rampe consecutive di deformazione a velocità imposta, ciascuna delle quali porta ad una riduzione dello spessore del 50% ($\epsilon=50\%$). Poiché il macchinario lavora con gli spostamenti la velocità con cui si deforma ciascun campione è definita in funzione del suo spessore. Per quanto riguarda le prove di indentazione si applicano due diversi step deformativi: una prima sequenza di rampe che portano alla stessa deformazione del 50% con velocità v_1 pari a 0,1 mm/s, mentre il secondo step di rampe è condotto con velocità v_2 pari a 5 mm/s (tabella 2). Tra un ciclo di rampe e l’altro il tessuto è lasciato riposare cinque minuti in modo da recuperare la forma originale.

Prova di indentazione	
v_1	0,1 1/s
v_2	5 1/s

Tabella 2. Dati di velocità dei due step deformativi per le prove di indentazione.

Dopo aver implementato i parametri di lavoro per ogni funzione si fa partire l’esecuzione con il comando ‘execute’. La prova è completamente automatizzata, quindi l’operatore non deve intervenire durante la stessa, né interferire con essa.

In figura 24 vediamo un esempio di prova di indentazione in cui sono state appena eseguite le cinque curve deformative alla velocità maggiore v_2 .

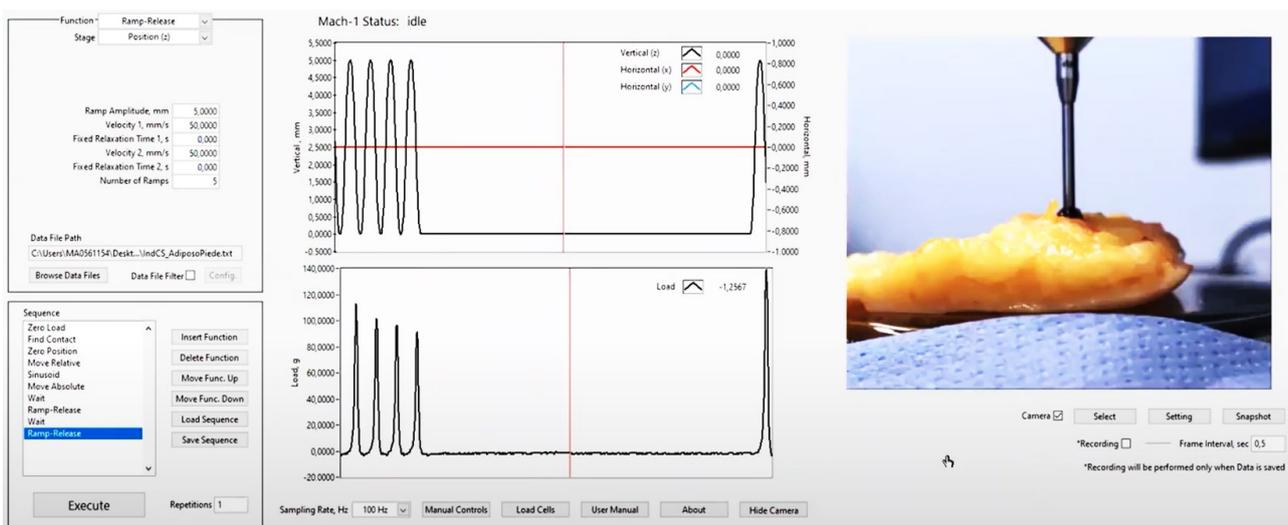


Figura 24. Immagine presa durante una prova di indentazione in cui si vedono le cinque rampe deformative eseguite alla velocità v_2 . Osserviamo il campione di tessuto ancora dotato dello strato di cute.

2.4 PROVE DI COMPRESSIONE

Anche per le prove di compressione si parte dal posizionamento del campione e l'abbassamento del piatto metallico quanto più prossimo al tessuto. Prima di azionare la prova si implementano le funzioni con i corretti parametri di lavoro.

Le prime tre funzioni (zero load, find contact e zero position) coincidono con il protocollo delle prove di indentazione e permettono di settare la posizione iniziale a cui si assegnerà la coordinata $z=0$. Segue la definizione del preconditioning che, come per l'altra prova, consiste nell'applicazione di cinque rampe deformative con andamento sinusoidale alla stessa frequenza di 1 Hz e con il raggiungimento della stessa deformazione $\epsilon=8\%$ definita nella fase di precarico delle prove di indentazione (figura 25).

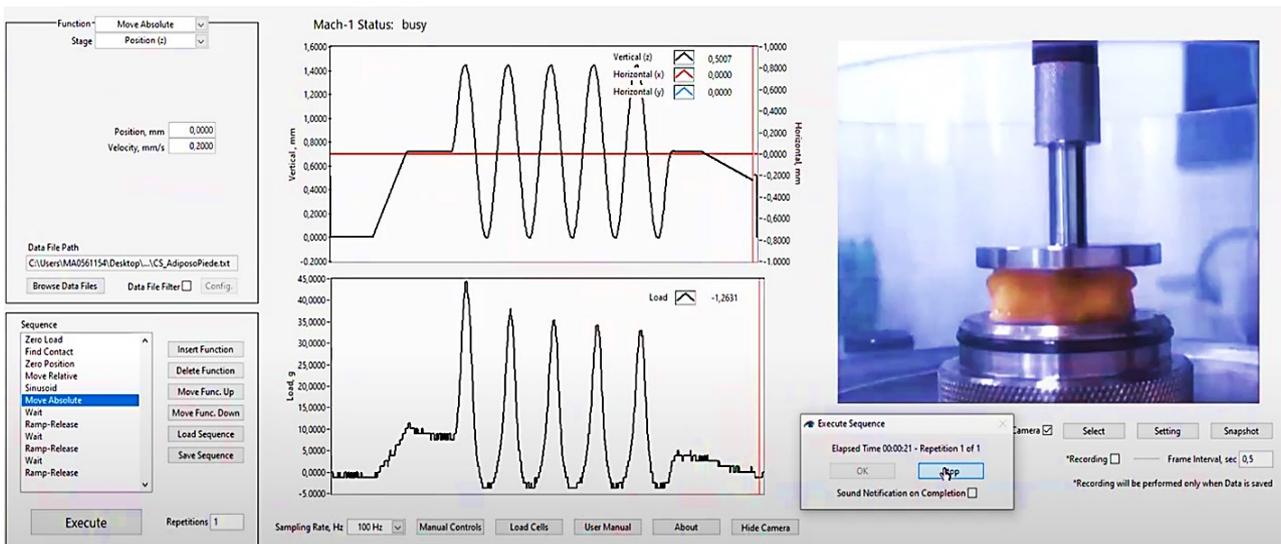


Figura 25. Immagine presa durante una prova di compressione. Si noti l'andamento sinusoidale delle cinque rampe deformative caratteristiche del preconditioning.

Al termine del minuto di pausa implementato attraverso la funzione 'wait' hanno inizio gli step deformativi consistenti in cinque cicli deformativi a velocità imposta. Nel caso delle prove di compressione si applicano tre diversi step ciascuno dei quali consiste nelle stesse cinque rampe deformative ciascuna delle quali porta il tessuto ad una compressione del 50%, ma a tre velocità diverse : la prima sequenza è eseguita a v_1 pari a $0,07\text{ mm/s}$, la seconda sequenza a velocità v_2 pari a $0,7\text{ mm/s}$ e infine la terza sequenza a velocità v_3 pari a 7 mm/s . Riassumiamo nella tabella riportata qui sotto (tabella 3) i valori delle tre velocità con cui sono stati eseguiti i tre step deformativi durante le prove di compressione.

Prova di compressione	
v_1	0,07 1/s
v_2	0,7 1/s
v_3	7 1/s

Tabella 3. Dati di velocità dei tre cicli deformativi per le prove di compressione.

A questo punto la prova è stata fatta partire con il comando 'execute'.

3. ELABORAZIONE DATI

Come già detto il macchinario lavora con gli spostamenti, ovvero va in contro ad un movimento a cui corrisponde la deformazione del campione definita entro il software e registra la forza che è stata applicata. Al termine di ciascuna prova sperimentale, sia di compressione che di indentazione, sono stati esportati i dati di forza calcolati in grammi-forza e i dati di spostamento in mm. Questi sono stati poi organizzati entro un file Excel divisi per ciascuno dei due pazienti separando le informazioni ottenute dalla prova di indentazione da quella di compressione. Una volta ottenuto il file completo e ordinato si è passati all'analisi dei dati utilizzando il programma di calcolo numerico Matlab.

3.1 PROVE DI INDENTAZIONE

Per quanto riguarda le *prove di indentazione* lo scopo del lavoro è stato quello di ottenere le curve in termini di forza-deformazione per ciascuna delle due velocità con cui sono state applicate le cinque rampe deformative e da queste ottenere il valore della rigidezza K nel tratto iniziale e finale della curva di carico. Con i dati raccolti è stato possibile operare osservazioni e confronti dei risultati ottenuti per i diversi campioni.

Prima di eseguire ciascuna prova è stato misurato lo spessore della porzione di tessuto testata utilizzando un calibro e sulla base di questo è stato implementato entro il software il valore di spostamento che il macchinario avrebbe eseguito in direzione verticale lungo l'asse positivo z. La deformazione applicata è pari al 50% per tutte le prove di indentazione. Si ricorda ancora una volta che le prove di indentazione hanno coinvolto il tessuto ancora integro dello strato di cute. In figura 26 è riportata una foto scattata durante una prova di indentazione sulla porzione di tessuto dell'heel pad mediale del paziente SLA30101966.

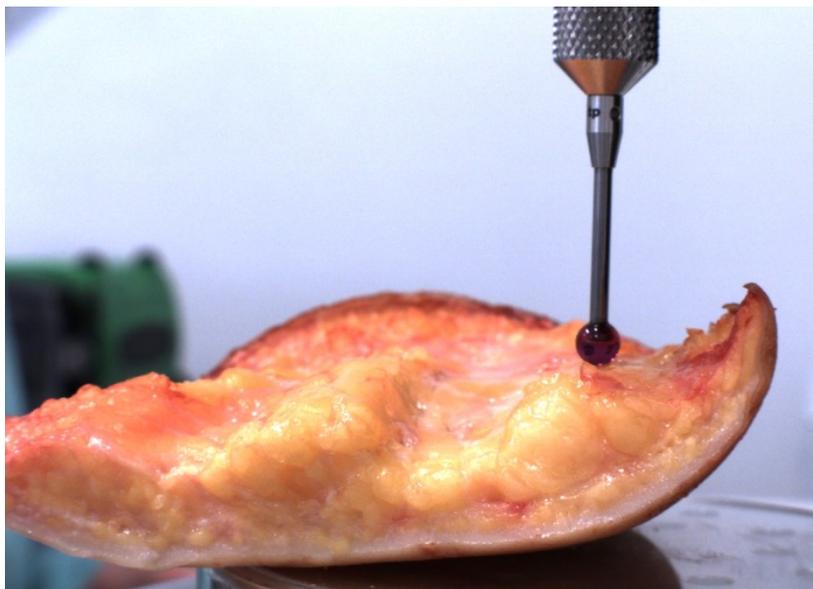


Figura 26. Heel pad mediale del paziente SLA30101966 soggetto a prova di indentazione con induttore sferico.

Il codice di elaborazione dei dati vede come prima operazione l'importazione dei dati di spostamento [mm] e forza [gF] per entrambe le velocità, quest'ultimi convertiti da grammiforza a Newton attraverso l'approssimazione $F[N] = F[gF]/100$. Sono state poi plottate per entrambe le velocità prima le curve di forza-spostamento in cui abbiamo la sovrapposizione delle cinque rampe di carico-scarico (figura 27), e poi le curve di forza-deformazione in cui cambia solamente la rappresentazione dell'asse delle ascisse (figura 28).

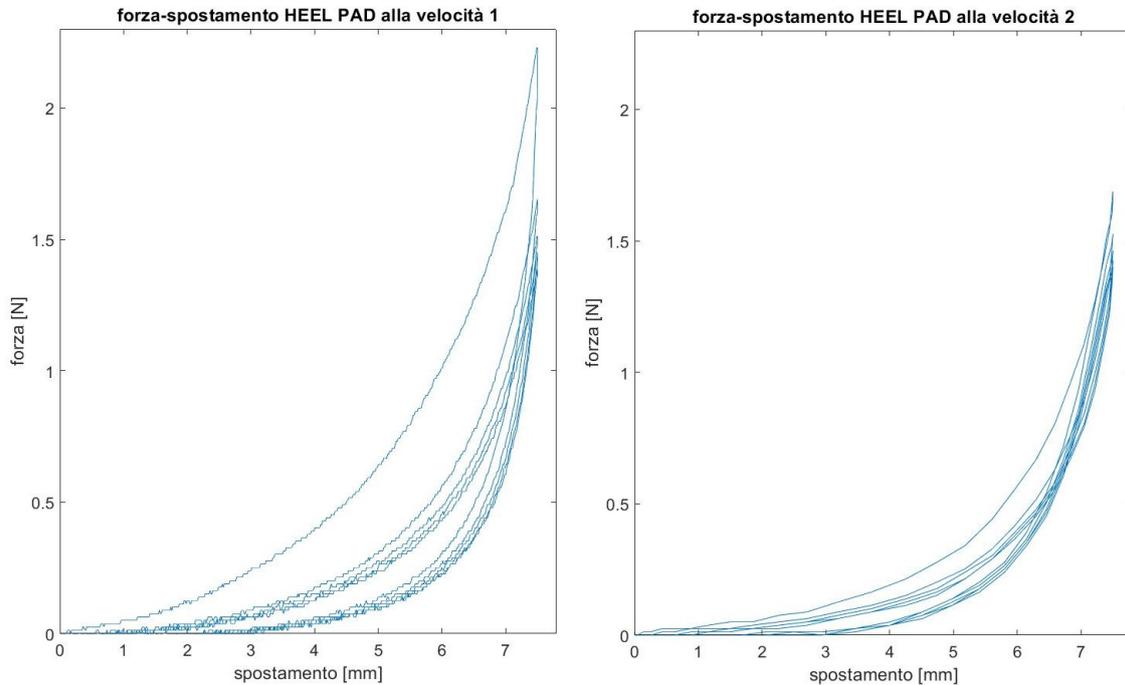


Figura 27. Grafici di forza-spostamento del campione heel pad sottofascia plantare del paziente 1 sottoposto a prova di indentazione. A sinistra abbiamo l'andamento delle cinque curve di carico e scarico sovrapposte eseguite a v_1 , a destra quelle eseguite a v_2 . In ascissa c'è lo spostamento in mm e in ordinata la forza in N.

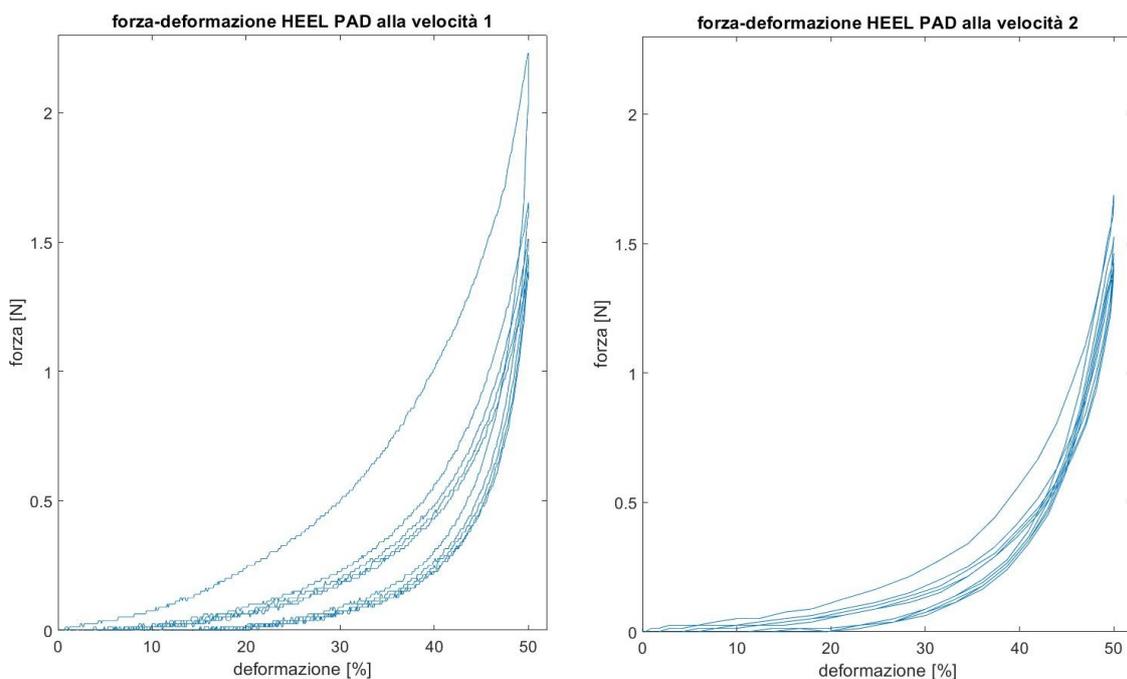


Figura 28. Grafici di forza-deformazione del campione heel pad sottofascia plantare del paziente 1 sottoposto a prova di indentazione alle due diverse velocità. In ascissa c'è la deformazione in percentuale.

Al fine di preparare il campione alla prova, e con lo scopo di orientare le sub componenti per permettere la ripetibilità della prova, è stato deciso di andare a studiare le proprietà del tessuto focalizzando l'attenzione sulla sola quinta rampa di carico-scarico eseguita alla velocità v_1 e la prima rampa di carico-scarico condotta a velocità v_2 . Si riportano quindi in figura 29 le singole rampe isolate per ciascuna velocità.

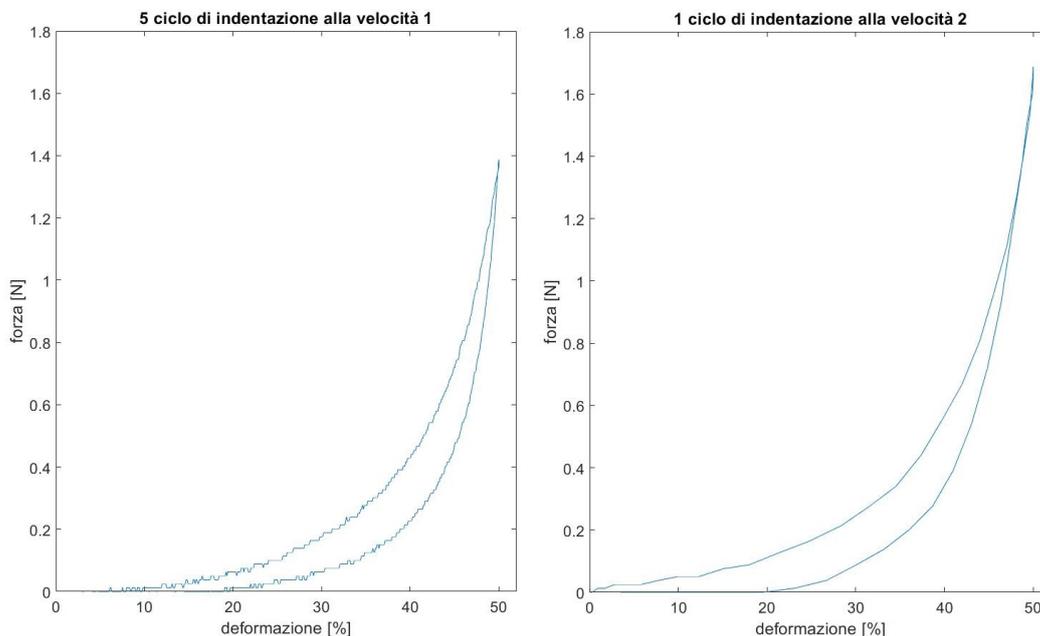


Figura 29. A sinistra è rappresentata la quinta curva di carico-scarico eseguita alla velocità 1, a destra la prima curva di carico-scarico alla velocità 2.

A partire dal ciclo completo di carico e scarico è stato poi ottenuto il valore di rigidezza K per il tratto iniziale e finale per entrambe le curve di carico, misurato in N/m (figura 30).

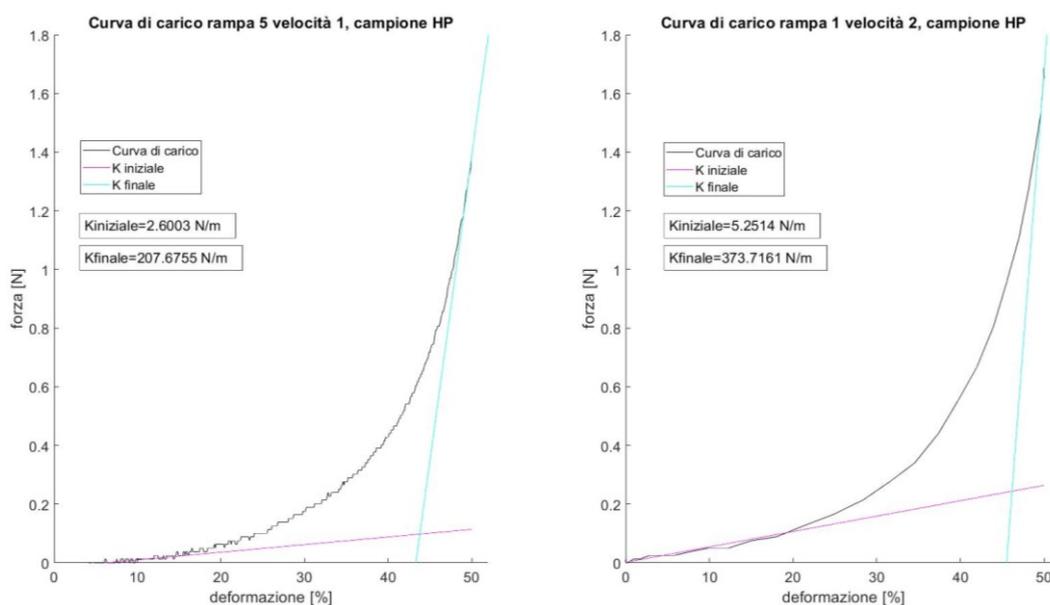


Figura 30. La linea rosa è la tangente alla curva nel tratto iniziale e la sua pendenza corrisponde al valore della rigidezza K iniziale e quella in azzurro è la tangente alla curva nel tratto finale e la sua pendenza rivela il valore della rigidezza K finale.

Come si può notare dai grafici di sinistra in figura 27, 28 e 29 le curve di carico e di scarico eseguite alla velocità più bassa presentano un profilo frastagliato. Questo dipende dalla frequenza di campionamento e dal rumore intrinseco del macchinario e della prova e si verifica specialmente a basse velocità di applicazione del carico. Tuttavia, questo non modifica i risultati della prova dato che i valori di rigidità K sono ottenuti attraverso una interpolazione lineare, ne rende però difficile la lettura dal grafico.

3.2 PROVE DI COMPRESSIONE

Per le prove di compressione è stato svolto un lavoro analogo, tuttavia, le curve ottenute sono in termini di tensione-deformazione per ciascuna delle tre velocità con cui sono state applicate le cinque rampe deformative. Da queste è stato possibile ottenere il valore del modulo di Young del tratto iniziale e finale della curva per poi procedere con osservazioni e confronti dei risultati ottenuti per i diversi campioni.

Prima di ciascuna prova sperimentale è stata memorizzata una foto dall'alto di ogni campione (figura 31) così da poterne calcolare l'area in un secondo momento con l'utilizzo del programma WebPlotDigitizer.

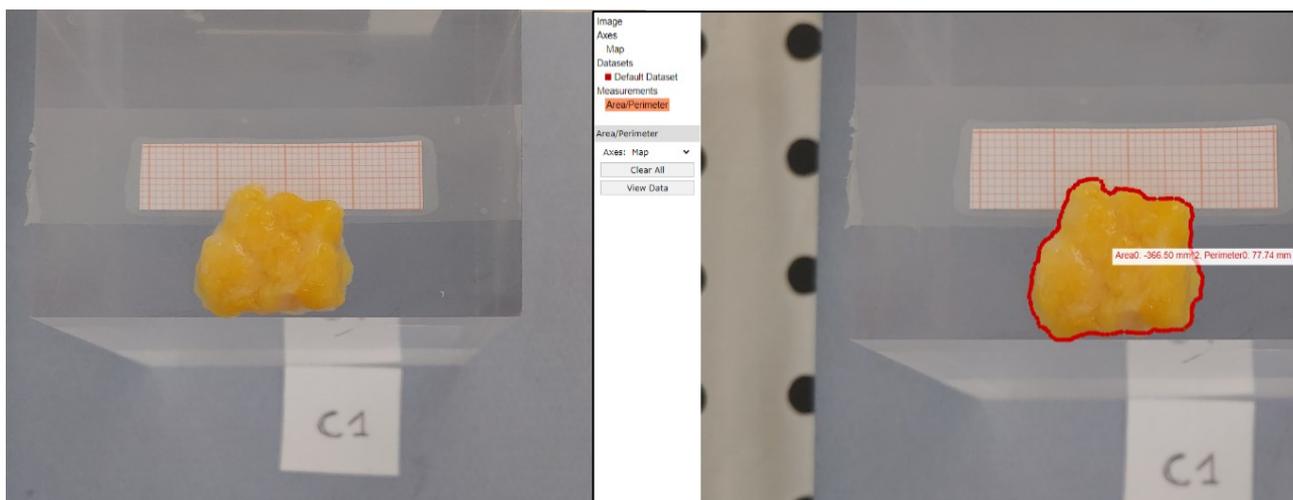


Figura 31. A sinistra vediamo una foto scattata dall'alto al campione C1 del paziente RGA07091940 prima di essere sottoposto a prova di compressione. A destra osserviamo l'immagine dello stesso campione importata nel programma WebPlotDigitizer attraverso la quale è stata calcolata l'area della porzione di tessuto in esame.

Dopo questa operazione la porzione di tessuto è stata attentamente posta sul macchinario utilizzando delle pinze e reidratata con soluzione salina così da ridurre l'attrito di cui il campione avrebbe risentito durante la prova stando a contatto con le piastre. Prima di avviare l'analisi è stato misurato lo spessore medio di ciascuna porzione di tessuto in esame attraverso l'ausilio di carta millimetrata come mostrato in figura 32.

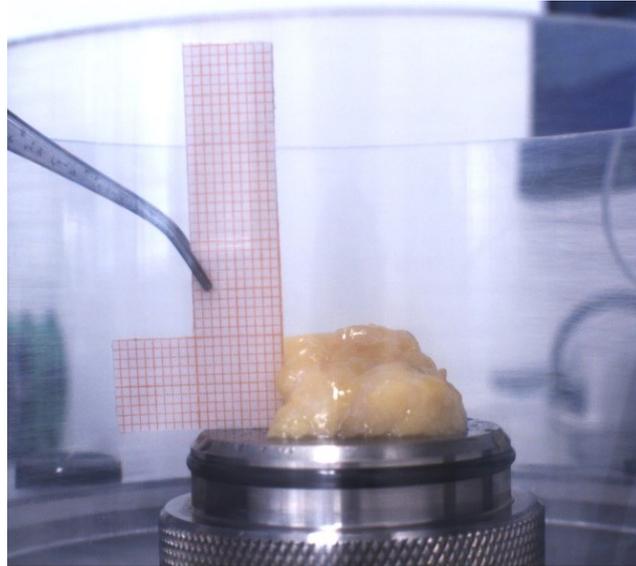


Figura 32. Il campione in esame è ancora il C1 del paziente RGA07091940 prima di essere sottoposto a prova di compressione. Attraverso l'ausilio della carta millimetrata abbiamo stimato lo spessore medio del campione ponendolo in questo caso pari a 8 mm.

Una volta aver eseguito la prova sperimentale sono stati ottenuti i dati di forza in grammiforza e i dati di spostamento in mm. Anche in questo caso questi prima sono stati importati ordinatamente entro una tabella su Excel e poi elaborati utilizzando il programma di calcolo numerico Matlab. Il codice di calcolo parte dall'importazione dei dati di forza per ciascuna delle tre velocità per poi essere convertiti da grammiforza a Newton. Questo primo dato è servito per definire le curve di forza e spostamento per ciascun campione sottoposto a prova di compressione. Tenendo come esempio il campione C1 del paziente 2 sono riportati i grafici qui sotto (figura 33). Si ricorda che per ciascuna velocità si hanno cinque diverse rampe deformative, dunque ci saranno tre diversi grafici di forza-spostamento in cui si sovrappongono i cinque profili di carico e scarico.

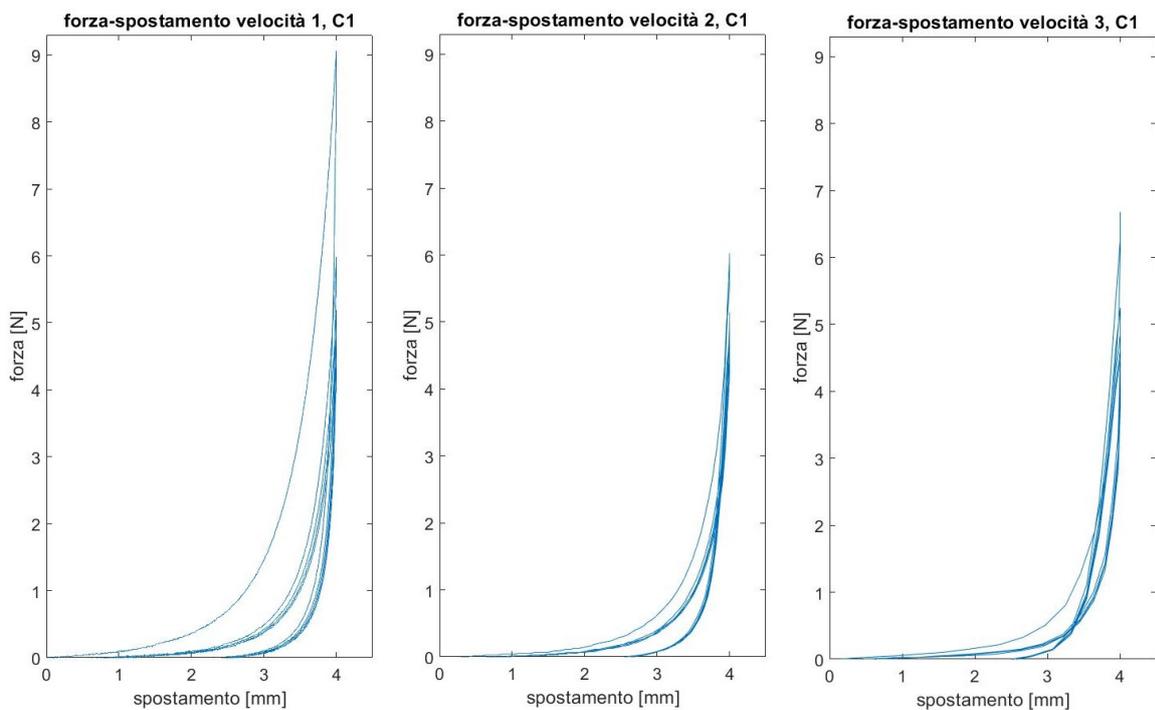


Figura 33. Curve di forza-spostamento del campione C1 del paziente RGA07091940 alle 3 diverse velocità.

Ottenuti i dati di forza si è passati alla creazione del dato inerente all'area del campione ottenuto come già detto attraverso il programma WebPlotDigitizer. Il valore dell'area è servito per definire il valore di tensione a partire dai dati di forza ricavati durante la prova sperimentale attraverso la formula $\sigma = F/A$ misurato in MPa. A questo punto sono stati creati i grafici di sforzo-deformazione per ciascuna velocità (figura 34).

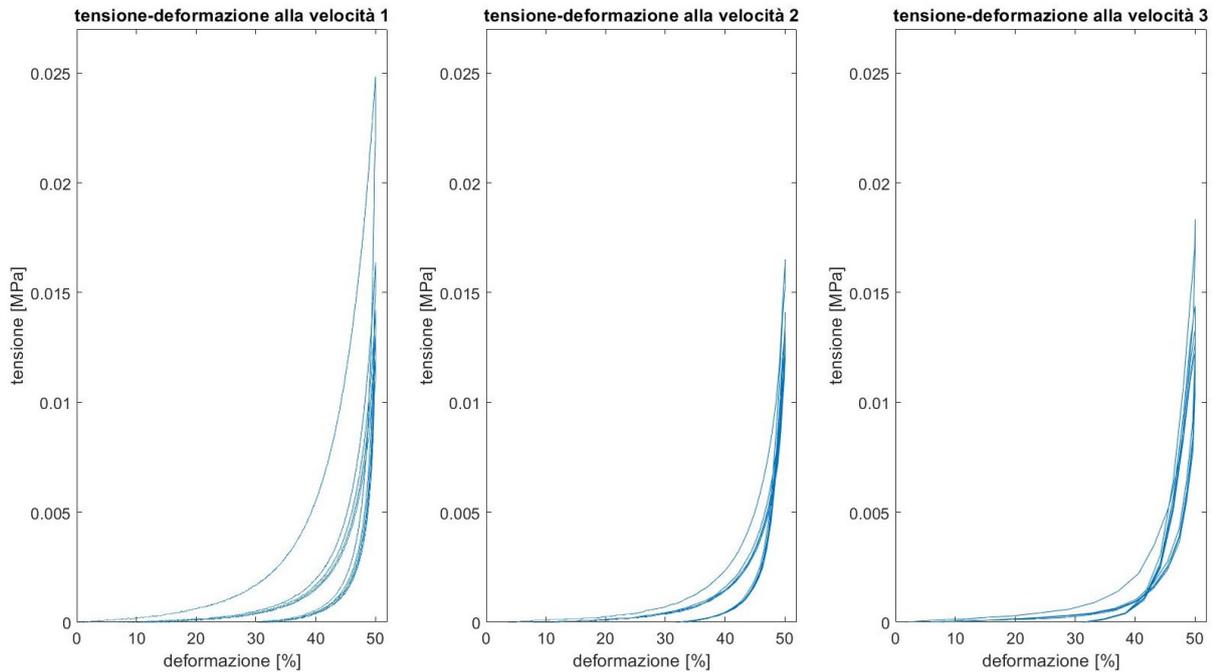


Figura 34. Grafici di tensione-deformazione del campione C1 del paziente 2. In ascissa abbiamo la deformazione adimensionale che raggiunge il valore di 0,5 corrispondente ad una riduzione dello spessore del 50%. In ordinata c'è la tensione in MPa. A) 5 curve deformative eseguite alla velocità 1. B) 5 curve deformative eseguite alla velocità 2. C) 5 curve deformative eseguite alla velocità 3.

Sono poi state ottenute singolarmente le cinque rampe deformative per ciascuno dei tre step per poter così studiare l'area di isteresi di ciascuna curva di carico-scarico.

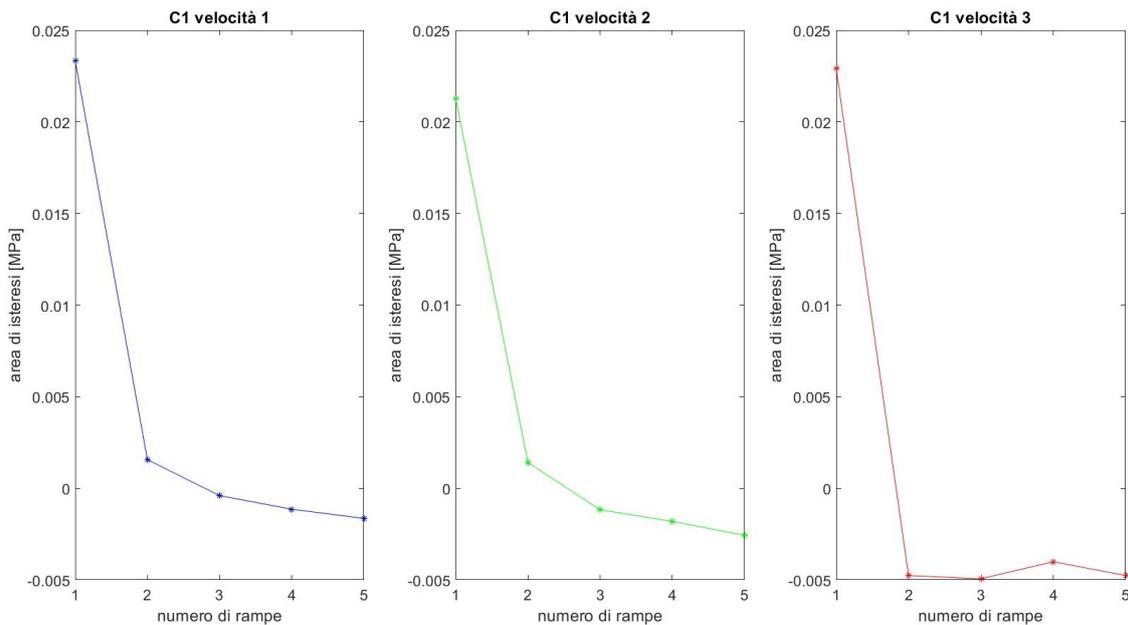


Figura 35. Andamento dell'area di isteresi per ogni step deformativo per il campione C1 del paziente 2.

In figura 35 si osserva l'andamento delle aree di isteresi a partire dalla prima rampa di carico-scarico fino alla quinta per ciascuna delle tre velocità. In generale è stato osservato che tutti i campioni mostrano un andamento simile in cui di rampa in rampa si riduce sempre più l'isteresi. Il nome deriva dal greco ὑστέρησις, hystéresis, "ritardo", ed è il fenomeno per cui il valore assunto da una grandezza dipendente da altre è determinato, oltre che dai valori istantanei di queste ultime, anche dai valori che avevano assunto in precedenza; in altre parole, l'isteresi è la caratteristica di un sistema di reagire in ritardo alle sollecitazioni applicate e in dipendenza dallo stato precedente. Per il primo step, quello condotto a velocità minore, la prima rampa comporta tipicamente una grande area di isteresi e questo si può notare anche nella figura 34.A. Anche per questa ragione è stato deciso di andare a studiare le proprietà del tessuto mantenendo la sola quinta rampa di carico-scarico eseguita alla velocità v_1 e la prima rampa degli step condotti a velocità v_2 e v_3 . A partire da questi è stato calcolato il modulo di Young E del tratto iniziale e finale della sola curva di carico (figura 36).

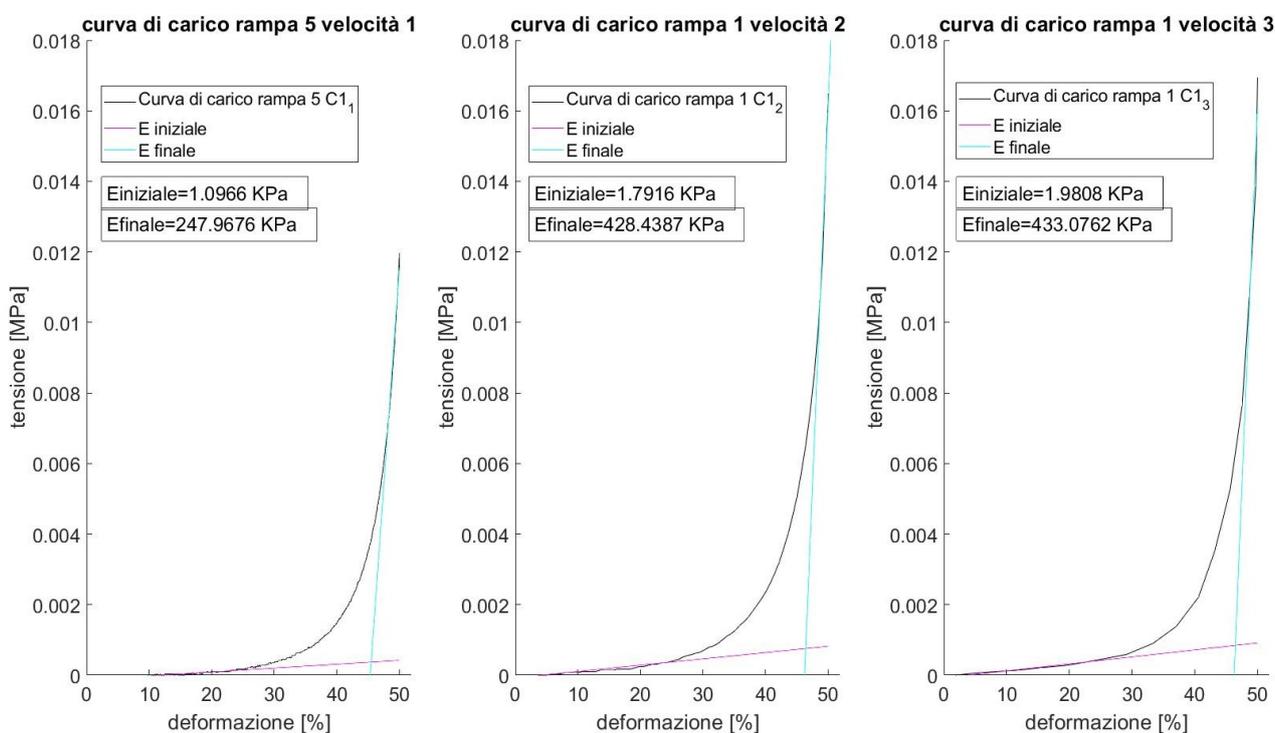


Figura 36. Rappresentazione in nero da sinistra a destra rispettivamente della quinta rampa di carico eseguita alla velocità 1, della prima rampa di carico eseguita alla velocità 2 e della prima rampa di carico eseguita alla velocità 3. La linea rosa è la tangente alla curva nel tratto iniziale e la sua pendenza corrisponde al valore del modulo di Young E iniziale e quella in azzurro è la tangente alla curva nel tratto finale e la sua pendenza rivela il valore del modulo di Young E finale. I grafici riportati come esempio provengono dal campione C1 del paziente 2.

4. RISULTATI DELLE PROVE SPERIMENTALI

Dopo aver applicato il codice a ciascun campione e averne ottenuto i grafici delle varie grandezze secondo la procedura prima elencata, distinguendo i campioni testati attraverso prove di indentazione e i campioni testati con prove di compressione, sono state fatte delle valutazioni operando dei confronti tra campioni dello stesso soggetto e tra i due individui.

4.1 RISULTATI DELLE PROVE DI INDENTAZIONE

Dopo aver ottenuto le curve di forza-spostamento e forza-deformazione rappresentative la risposta meccanica del tessuto durante la prova di indentazione, sono stati raccolti i dati di rigidità K calcolati in N/mm per ogni campione sia nel tratto iniziale che finale della curva di carico per entrambe le velocità, v_1 e v_2 . E' riportato di seguito un grafico riassuntivo delle proprietà del tessuto adiposo plantare osservato durante le prove di indentazione prendendo come riferimento il campione HP del paziente SLA30101966.

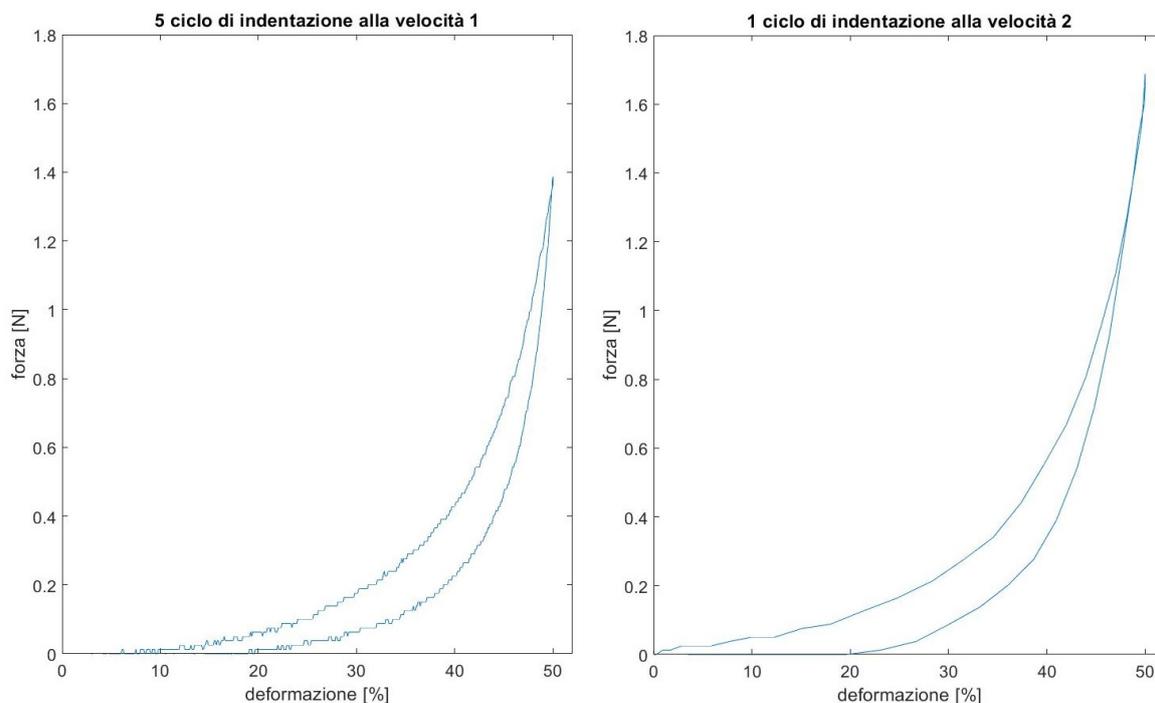


Figura 37. Quinta curva di carico e scarico e prima curva di carico e scarico rispettivamente alla velocità 1 e velocità 2 del campione heel pad del paziente SLA30101966 sottoposto a prova di indentazione.

Dai grafici riportati in figura 37 si può osservare la generica risposta del tessuto a cui è applicata la sollecitazione meccanica rispettivamente con una velocità v_1 e v_2 . L'andamento è lo stesso in ogni curva e per ciascun campione, ovvero si assiste ad un rapido incremento della pendenza della curva conseguente ad un aumento della rigidità del tessuto. Inoltre, passando dalla velocità 1 alla velocità 2 aumenta la resistenza del tessuto. Si nota inoltre come il picco della tensione cresca all'aumentare della velocità di applicazione del carico e quindi della frequenza. Dai dati ottenuti è possibile definire quindi il tessuto adiposo plantare come un tessuto con un comportamento meccanico viscoelastico con andamento a J. Un materiale viene definito viscoelastico se lo stato di tensione non dipende unicamente dallo stato di deformazione corrente ma anche dalla precedente storia di carico e quindi dal fattore temporale.

Questo particolare comportamento può dipendere dalle interazioni di scorrimento tra le fibre di collagene e i proteoglicani, i quali, trattenendo grandi quantità di acqua forniscono la lubrificazione delle fibre stesse. Inoltre, va considerata la necessità da parte del tessuto di riorganizzarsi a livello microstrutturale e questo riarrangiamento necessita di tempo a causa anche della presenza della componente liquida viscosa. Un biomateriale che soddisfa questa definizione presenta dipendenza della rigidità dalla velocità di deformazione, come succede nel nostro caso.

4.1.1 INTRAVARIABILITA'

Si procede ora con una descrizione e confronto della rigidità di ciascuna porzione di tessuto per entrambi i soggetti. Iniziamo l'analisi dei dati a partire dal soggetto SLA30101966. Sono elencati di seguito i valori di rigidità K calcolati a partire dal tratto iniziale e finale della curva di carico per ciascuna delle due velocità di applicazione della forza.

SLA30101966	K iniziale [N/m]		K finale [N/m]	
	velocità 1	velocità 2	velocità 1	velocità 2
HP_1	2.600260928567	5.251375122041	207.675494505511	373.716064995768
HP_2 (mediale)	1.912668611849	3.581337180657	46.377798692129	61.125302909485
HP_3 (laterale)	1.537430546392	2.321733780873	47.078792473693	9.754988200081
L1	2.581611398424	4.697589557058	143.255028990619	185.854512422357
L2	0.544822793099077	3.213935962061	289.427938831197	485.158592606999

Tabella 4. Valori di rigidità K iniziale e finale di ciascuna porzione di tessuto del paziente SLA30101966 testata attraverso prova di indentazione. In azzurro sono evidenziati i valori di rigidità K più grandi nella fase iniziale di carico, mentre in giallo quelli della fase finale.

Confrontando i dati elencati in tabella 4 si vede come nella fase iniziale di carico la regione più rigida è risultata essere quella del heel pad sottofascia plantare seguita dalla zona L1 per entrambe le velocità. Tra le due porzioni laterali la L1 ha mostrato appunto una rigidità ben al di sopra di quella di L2. Invece nella fase finale di carico la porzione L2 è quella che in assoluto ha esibito maggiore opposizione alla deformazione sia alla velocità 1 che alla velocità 2, seguita poi dal heel pad sottofascia plantare. In generale, tra le tre porzioni di tessuto anatomicamente appartenenti alla regione calcaneare (HP1, HP2 e HP3), quella più posteriore esibisce un valore di rigidità K superiore alle altre ad ogni velocità sia nella fase di carico iniziale che finale. Inoltre, dai dati raccolti dalle prove di indentazione è possibile affermare che ciascun campione testato mostri un dato di rigidità che aumenta con l'aumentare della velocità di prova e passando dal tratto iniziale al tratto finale della curva di carico, confermando quanto già detto in precedenza ovvero che il tessuto adiposo plantare pur compreso dello strato di cute presenti il caratteristico comportamento viscoelastico non-lineare.

Si passa ora alla descrizione dei valori di rigidità ottenuti dai dati raccolti a partire dalle prove di indentazione eseguite sulle cinque porzioni di tessuto adiposo plantare del soggetto RGA07091940. Anche in questo caso sono riportati di seguito i valori di rigidità calcolati (tabella 5).

RGA07091940	K iniziale [N/m]		K finale [N/m]	
	velocità 1	velocità 2	velocità 1	velocità 2
HP_1	3.239379601964	4.263085288176	56.790818765673	63.642134507639
HP_2 (mediale)	2.031125864574	4.556547190896	100.077687521456	116.947817212732
HP_3 (laterale)	2.125062164393	4.888738459916	94.247931799023	127.723731309301
L1	0.8966167292767886	2.819782123363	118.896724025633	281.852508589252
L2	2.150075465795	3.194560837110	210.994472449637	463.178800695119

Tabella 5. Valori di rigidità K iniziale e finale di ciascuna porzione di tessuto del paziente RGA07091940 testata attraverso prova di indentazione. In azzurro sono evidenziati i valori di rigidità K più grandi nella fase iniziale di carico, mentre in giallo quelli della fase finale.

Nella fase iniziale di carico le regioni ad esibire maggiore rigidità alla velocità 1 e 2 sono rispettivamente la regione del heel pad sottofascia plantare e quella del heel pad laterale che però presenta un valore di K vicino a quello delle altre regioni costituenti il cuscinetto adiposo. Rimanendo sempre nella fase iniziale di carico entrambe le regioni L1 e L2 mantengono una rigidità al di sotto delle altre a ciascuna velocità. Invece nella fase finale di carico, così come è risultato per il paziente 2, anche per il paziente RGA07091940 è la zona L2 ad esibire una rigidità ben al di sopra delle altre zone, seguita poi dalla L1. Inoltre guardando i dati di rigidità K del tratto finale si vede che in questo caso la regione del heel pad più posteriore è la meno rigida delle tre che insieme costituiscono la regione calcaneare. Questo dato poco concorde con quanto osservato per il paziente 1 può trovare spiegazione nel fattore legato all'età oltre che ai limiti sperimentali della prova. Anche in questo caso la rigidità di ogni porzione di tessuto aumenta con l'aumentare della velocità di prova e passando dal tratto iniziale al tratto finale della curva di carico.

4.1.2 INTERVARIABILITA'

I dati di rigidità sono molto diversi tra campione a campione ma anche tra soggetto e soggetto, risulta quindi difficile operare un immediato confronto. Per un migliore comparazione visiva tra le rigidità di ciascuna regione per entrambi i soggetti sono stati elaborati dei diagrammi a barre per meglio comprendere la differenza che sussiste tra il primo e secondo paziente per ogni porzione di tessuto testata attraverso prova di indentazione. Il confronto viene fatto prima per i valori di rigidità calcolati sul tratto iniziale della curva di carico (figura 38, 39) e poi per il tratto finale della curva (figura 40, 44).

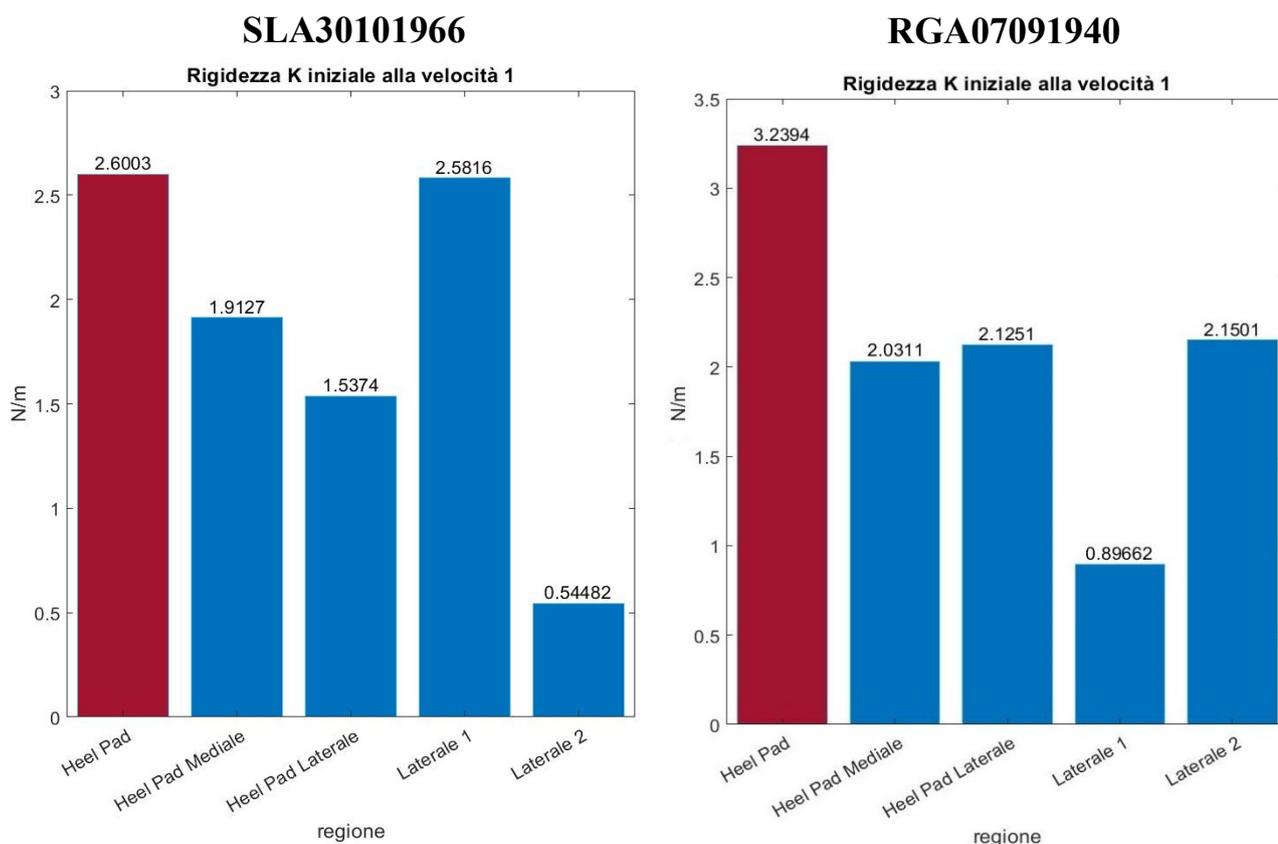


Figura 38. Diagramma a barre dei valori di rigidità K della fase iniziale di carico alla velocità 1 di ciascuna porzione di tessuto del paziente SLA30101966 e RGA07091940.

Osservando i dati in figura 38 si vede come nella fase iniziale di carico alla velocità 1 la regione del heel pad sottofascia plantare si conferma essere la più rigida per entrambi i pazienti, di cui il secondo mostra comunque un valore più elevato rispetto al primo. Confrontando invece le regioni L1 e L2 per entrambi gli individui si assiste ad una elevata rigidità per un campione ed una bassa rigidità per l'altro, talvolta per l'individuo 1 è la porzione L1 la più rigida, con un valore di rigidità quasi prossimo a quello del heel pad sottofascia plantare, invece per l'individuo 2 è la L2.

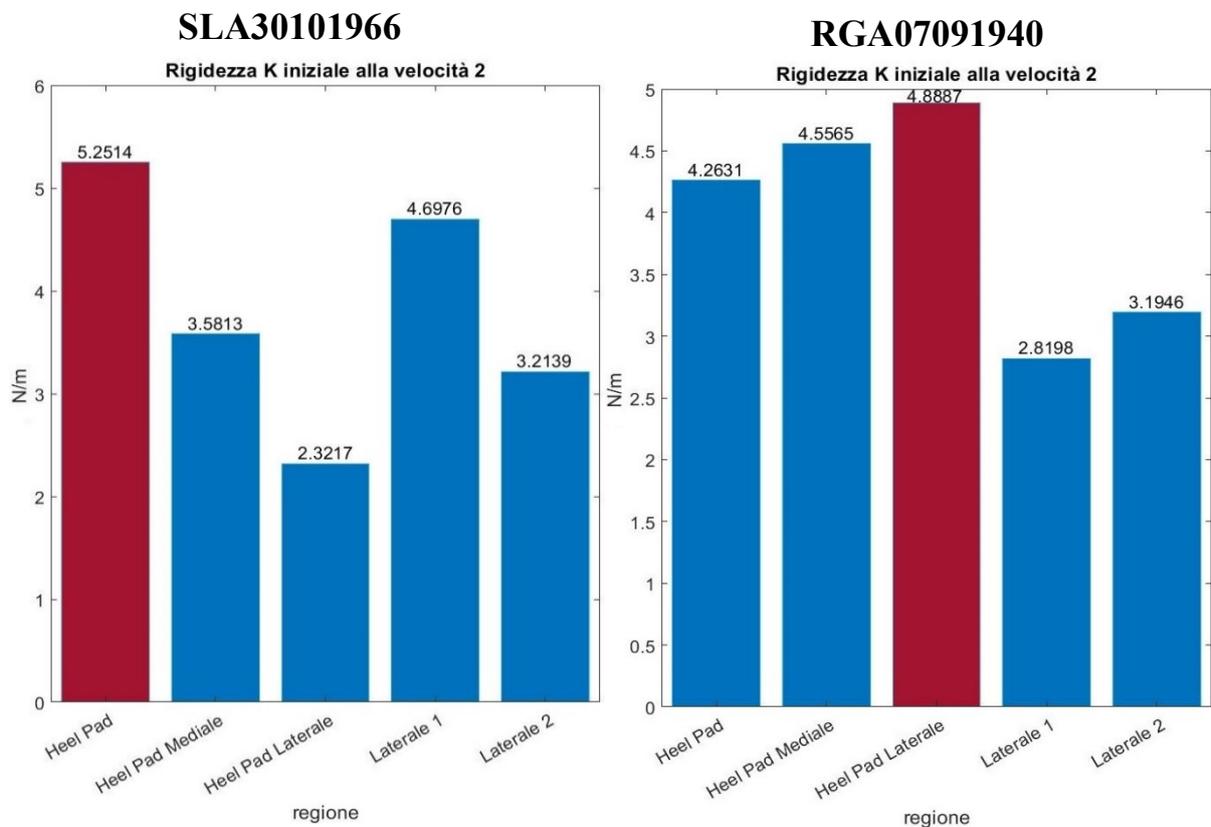


Figura 39. Diagramma a barre dei valori di rigidezza K della fase iniziale di carico alla velocità 2 di ciascuna porzione di tessuto del paziente SLA30101966 e RGA07091940.

In figura 39 si vede l'andamento delle rigidezze di ciascuna regione del tessuto adiposo di entrambi i pazienti nella fase iniziale di carico alla velocità 2. Per il paziente 1 si nota una certa proporzionalità che viene mantenuta passando dalla velocità 1 alla velocità 2, dunque si ha la regione del heel pad sottofascia plantare che risulta ancora essere il più rigido, seguito dal campione L1. Per il paziente 2 questa proporzionalità di valori di rigidezza della fase iniziale viene a mancare. Alla velocità 2 infatti è heel pad laterale ad esibire maggiore rigidezza. Il soggetto più giovane vede il versante laterale più rigido rispetto a quello dell'altro soggetto.

Per quanto riguarda il tratto finale delle curve di carico alla velocità 1, entrambi i pazienti vedono la porzione L2 come quella che esibisce maggiore rigidità. Tra i due è comunque il paziente 1 a presentare il valore più alto. L'heel pad sottofascia plantare del primo soggetto mantiene un'elevata capacità di resistenza alla deformazione anche nella fase finale di carico, rimanendo la porzione più rigida della regione calcaneare. Per il secondo paziente invece la stessa zona è quella meno rigida in assoluto. Confrontando tra loro le regioni del heel pad mediale e laterale tra i due pazienti quello più anziano mostra valori di rigidità ben al di sopra rispetto a quelli del paziente più giovane.

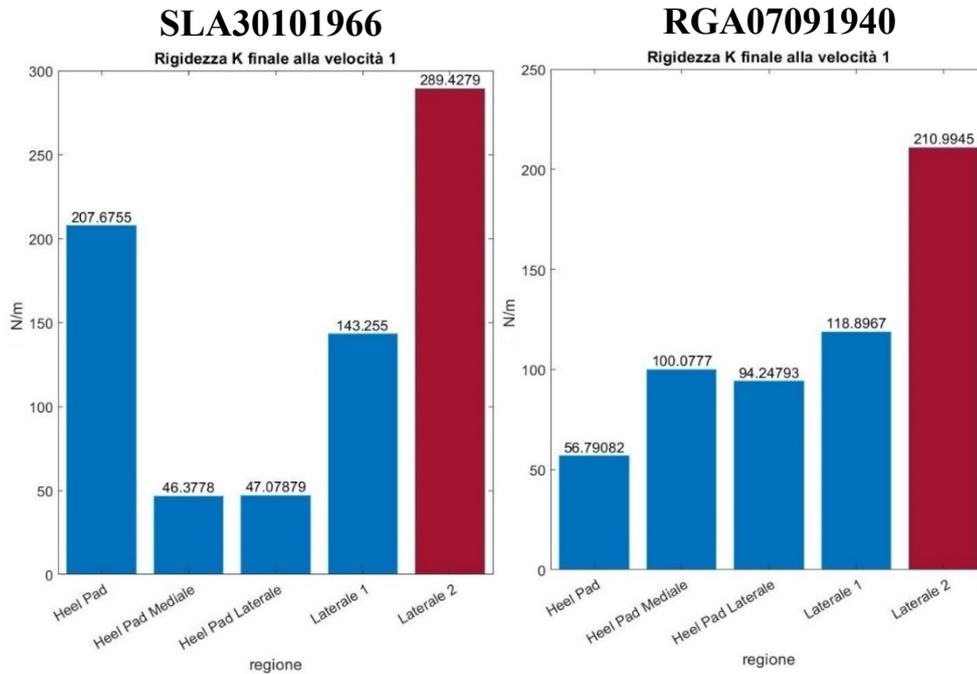


Figura 40. Diagramma a barre dei valori di rigidità K della fase finale di carico alla velocità 1 di ciascuna porzione di tessuto del paziente SLA30101966 e RGA07091940.

Alla velocità 2 succede quanto già visto per la velocità 1. La porzione L2 risulta essere la più rigida per entrambi i pazienti. Per il soggetto SLA30101966 si assiste ad una elevata rigidità anche da parte del heel pad sottofascia plantare ma non dalla porzione mediale e laterale. Per l'individuo RGA07091940 al contrario l'heel pad sottofascia plantare è caratterizzato dal minore valore di K in assoluto tra tutte le regioni.

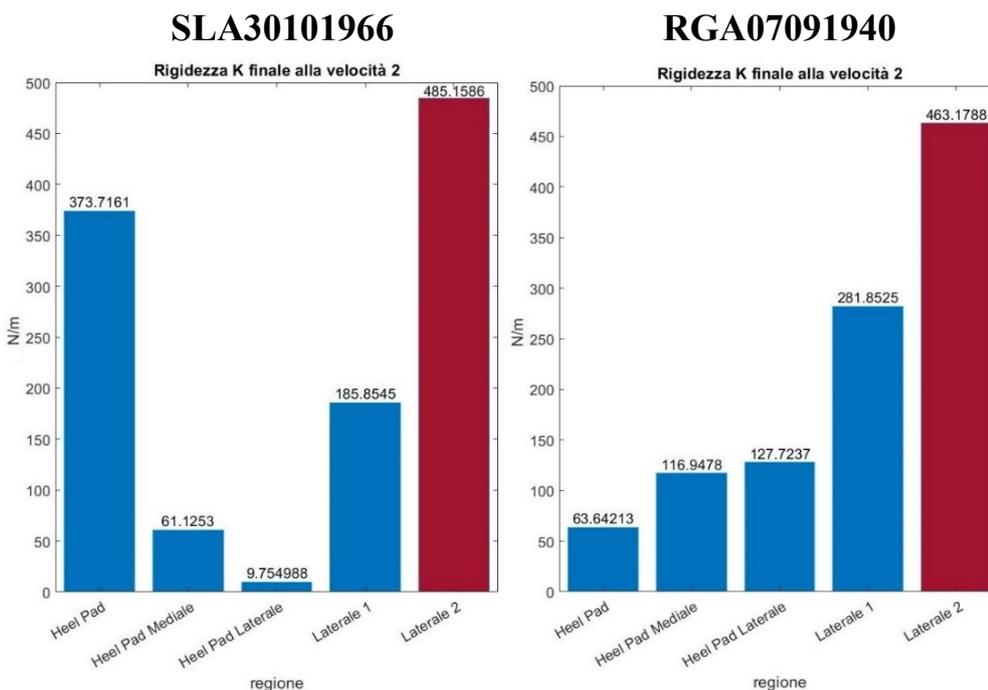


Figura 41. Diagramma a barre dei valori di rigidità K della fase finale di carico alla velocità 2 di ciascuna porzione di tessuto del paziente SLA30101966 e RGA07091940.

4.2 RISULTATI DELLE PROVE DI COMPRESSIONE

Come prima cosa sono stati raggruppati i dati del modulo di elasticità longitudinale E sia del tratto di carico iniziale che del tratto di carico finale dei campioni soggetti a prova di compressione a seconda della regione di provenienza: i campioni HPx sono quindi stati raggruppati per descrivere il generico comportamento dell'heel pad, i campioni Cx, Mx e Lx sono stati raggruppati a caratterizzare rispettivamente la zona centrale, mediale e laterale, e i campioni METx la zona metatarsale. Da questi raggruppamenti sono stati messi a confronto i dati del modulo di Young E distinti per regione e a seconda che questi fossero stati ricavati dal tratto di carico iniziale o finale, per ciascun paziente. Ciascun campione testato e analizzato ha esibito una risposta come quella descritta di seguito.

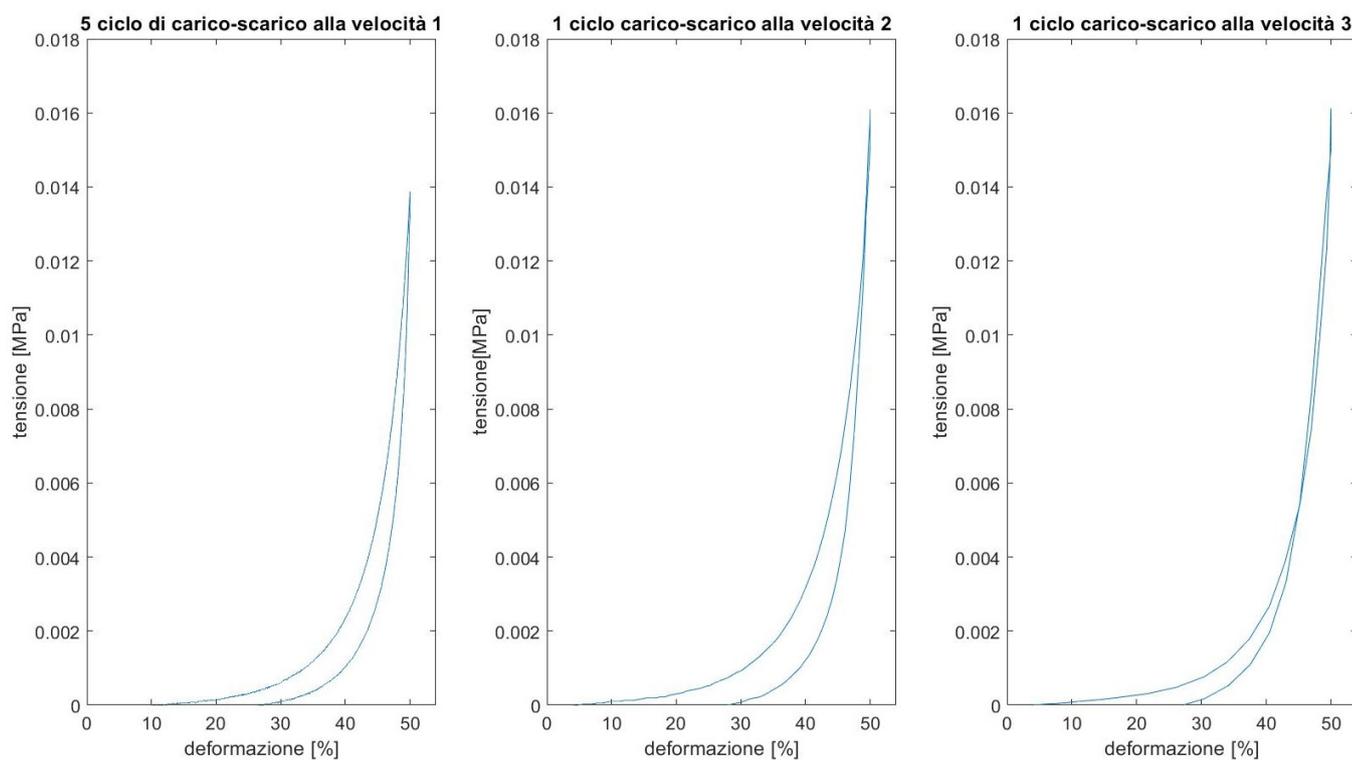


Figura 42. Rappresentazione delle curve di carico e scarico del campione HP8 del paziente 1. A sinistra si rappresenta la quinta rampa deformativa a velocità 1, al centro la prima rampa deformativa a velocità 2 e a destra la prima rampa deformativa a velocità 3.

Dalla figura 42 osserviamo il caratteristico comportamento viscoelastico non-lineare del tessuto; la pendenza della curva di carico cresce notevolmente all'aumentare del carico quindi il tessuto si oppone sempre più alla deformazione. In questa fase i glicosamminoglicani si respingono reciprocamente per effetto della loro carica negativa e la loro repulsione è tanto maggiore quanto più questi sono sollecitati meccanicamente ad avvicinarsi comportando l'aumento di rigidità del tessuto. Una volta raggiunta la deformazione del 50% (0.5) il carico cessa di essere applicato e il tessuto torna alla sua configurazione di partenza grazie alla componente fibrosa elastica che favorisce il totale recupero della forma. Inoltre, all'aumentare della velocità di applicazione del carico il tessuto risponde con una maggiore rigidità (figura 59) e questo effetto nasce dalla natura viscoelastica del tessuto adiposo plantare la cui risposta è funzione del tempo e quindi della velocità con la quale è applicato il carico.

4.2.1 INTRAVARIABILITÀ

Si elencano di seguito i dati ottenuti dal raggruppamento dei valori del modulo di elasticità longitudinale E sia per il tratto iniziale che finale della curva di carico divisi per regione prima per il paziente SLA30101966 poi per il paziente RGA07091940.

SLA30101966	<i>E iniziale [KPa]</i>			<i>E finale [KPa]</i>		
	<i>velocità 1</i>	<i>velocità 2</i>	<i>velocità 3</i>	<i>velocità 1</i>	<i>velocità 2</i>	<i>velocità 3</i>
<i>HEEL PAD</i>	1.5327 SD=0.35896 KPa	2.1352 SD=0.37086 KPa	2.6827 SD=1.0213 KPa	761.8018 SD=1375.8524 KPa	1390.8855 SD=2844.3429 KPa	1462.3968 SD=2119.9797 KPa
<i>CENTRALE</i>	1.68 SD=0.2189 KPa	2.2888 SD=0.1916 KPa	2.5957 SD=0.34457 KPa	344.2894 SD=47.8719 KPa	493.5582 SD=89.9868 KPa	1153.8037 SD=584.8541 KPa
<i>MEDIALE</i>	1.0049 SD=0.18285 KPa	1.0762 SD=0.20144 KPa	1.6942 SD=0.079932 KPa	1050.9673 SD=949.017 KPa	2113.5388 SD=2046.212 KPa	6326.3096 SD=8127.6314 KPa
<i>LATERALE</i>	1.1957 SD=0.14949 KPa	1.7854 SD=0.15037 KPa	1.9247 SD=0.20214 KPa	177.2625 SD=114.716 KPa	227.7558 SD=147.1233 KPa	756.2239 SD= 478.4078 KPa
<i>QUINTO METATARSO</i>	1.1551	1.5418	1.7527	101.7125	162.446	185.5883

Tabella 6. Valori del modulo elastico longitudinale E iniziale e finale di ciascuna porzione di tessuto del paziente SLA30101966 testata attraverso prova di compressione. In azzurro sono evidenziati i valori più grandi nella fase iniziale di carico, mentre in giallo quelli della fase finale. Oltre al dato di E è riportata a standard deviation dei dati atti a costituire ciascuna regione.

Come ci si aspettava il modulo elastico E risulta essere molto più grande nel tratto di carico finale rispetto al tratto iniziale fino anche a tre ordini di grandezza differenti. Dai dati riportati in tabella 6 si nota che le regioni del tessuto adiposo plantare del paziente 1 che hanno esibito una maggiore rigidità nella fase iniziale di carico sono state quella del heel pad, grazie soprattutto al contributo dei campioni HP4 e HP5 che sono quelli che per primi sono soggetti a compressione nella fase di appoggio del piede durante la camminata, e la regione centrale. Nella fase finale di carico la porzione di tessuto che ha esibito una maggiore resistenza alla deformazione a tutte e tre le velocità è stata la regione mediale.

Tra i due campioni a disposizione costituenti questa regione è stato il M1 a dare il contributo maggiore al valore di modulo elastico medio, infatti questo mostra una rigidità notevolmente superiore a quella del campione M2. Pur avendo due soli dati la standard deviation SD assume un valore piuttosto alto soprattutto nella fase finale di carico. Come già detto questo è dovuto al grande discostamento dei valori tra il modulo E del campione M1 che ad ogni velocità risulta essere un ordine di grandezza superiore al modulo E del campione M2. Per la regione laterale si nota una distribuzione piuttosto omogenea dei valori intorno al valore medio del modulo longitudinale elastico riscontrabile nel dato di standard deviation che risulta essere piuttosto basso rispetto agli altri casi. Il contributo maggiore al valore di modulo medio è dato dai campioni L1 ed L3.

Si passa ora all'osservazione dei dati ricavati dalle prove di compressione eseguite sul tessuto del soggetto 2, ovvero il paziente RGA07091940. Come è stato fatto precedentemente per il primo paziente, si procede anche qui con l'analisi dei dati del modulo elastico longitudinale E sia nella fase iniziale di carico che in quella finale per le singole regioni per poi operare un confronto.

RGA07091940	E iniziale [KPa]			E finale [KPa]		
	velocità 1	velocità 2	velocità 3	velocità 1	velocità 2	velocità 3
HEEL PAD	1.3867 SD=0.3801 KPa	1.7476 SD=0.49379 KPa	2.0718 SD=0.61753 KPa	603.0357 SD=544.5848 KPa	746.3039 SD=655.1326 KPa	1336.0778 SD=1281.1395 KPa
CENTRALE	0.97147 SD=0.17702 KPa	1.6122 SD=0.25373 KPa	1.5937 SD=0.54742 KPa	175.564 SD=102.3941 KPa	297.9823 SD=184.4932 KPa	331.4543 SD=143.715KPa
MEDIALE	1.4498 SD=0.19765 KPa	1.7359 SD=0.53315 KPa	2.0457 SD=0.25167 KPa	955.0904 SD=595.7038 KPa	1141.6433 SD=331.8781 KPa	5392.4863 SD=6666.4525 KPa
LATERALE	1.4305 SD=0.14949 KPa	1.7891 SD=0.15037 KPa	2.344 SD=0.20214 KPa	1158.3528 SD=1233.256KPa	1751.6586 SD=1833.4679 KPa	4974.4511 SD= 8474.2103 KPa
METATARSALE	1.2808 SD=0.48906 KPa	1.7978 SD=0.32423 KPa	2.0975 SD=0.33602KPa	940.1861 SD=1590.0361KPa	2359.4625 SD=3228.0875 KPa	2147.1644 SD=1788.0601 KPa

Tabella 7. Valori del modulo elastico longitudinale E iniziale e finale di ciascuna porzione di tessuto del paziente RGA07091940 testata attraverso prova di compressione. In azzurro sono evidenziati i valori più grandi nella fase iniziale di carico, mentre in giallo quelli della fase finale. Oltre al dato di E è riportata a standard deviation dei dati atti a costituire ciascuna regione.

Le regioni del tessuto adiposo plantare del secondo paziente che hanno esibito una maggiore rigidità durante le prove di compressione sono state la mediale, la laterale e la regione metatarsale grazie soprattutto al I metatarso. Dai dati appena elencati si può affermare che ogni porzione di tessuto testata ha mostrato valori di rigidità molto diversi del tratto iniziale da quello finale della curva di carico, evidenziando il comportamento non-lineare del tessuto. Dall'analisi dei dati emerge che le proprietà meccaniche del tessuto adiposo plantare variano a seconda della regione considerata. Per quanto riguarda la regione del heel pad, anche per il paziente RGA07091940 il campione HP5 del è quello che tra tutti quelli costituenti la data zona presenta il valore maggiore di E. Inoltre, va detto che i campioni HP1, HP2, HP3 e HP4 del secondo individuo sono gli unici ad essere stati soggetti al solo scongelamento per poi essere analizzati subito senza dover passar una notte in frigo per essere testati il giorno seguente come gli altri campioni. Questi quattro campioni del paziente 2 apportano un contributo minore al valore medio di modulo di rigidità per ciascuna delle tre velocità e questo può portare a pensare che la conservazione dei campioni in frigo per la durata della notte possa andare a indurire il tessuto comportandone una maggiore rigidità. E' interessante notare che, se per il paziente 1 il campione M1 è stato quello a dare il contributo maggiore al valore medio di modulo elastico E, per il paziente 2 vale il contrario, ovvero è il campione M2 che nel tratto finale di carico presenta un valore di E notevolmente superiore a quello del campione M1. Questo grande discostamento di valori tra la rigidità del campione M1 e M2 la ritroviamo nel dato di standard deviation SD. Studiando invece i dati inerenti alla regione laterale, anche per il paziente 2 i campioni che hanno esibito maggiore rigidità sono L1 e L3 che hanno appunto mostrato elevati valori del modulo E molto superiori rispetto ai campioni L2 e L4 definendo così un'ampia variabilità dei dati intorno al valore medio. Eseguendo un confronto dei valori di E ottenuti a partire dalla regione centrale, mediale e laterale si può dire che la zona mediale e laterale risultano essere le più rigide mentre la zona centrale presenta i valori di modulo di Young più bassi per ciascuna delle tre velocità, sia nella tratto iniziale che in quello finale di carico. La regione metatarsale deve la sua elevata rigidità media al campione MET1 che tra tutti è quello che dà il contributo maggiore, sia per il tratto iniziale che finale. Dunque, ciascun campione ha esibito una risposta viscoelastica non lineare tale per cui la curva tensione-deformazione ha mostrato un andamento via via crescente ma la rigidità con cui ogni campione e quindi ogni regione si è opposta alla deformazione è stata diversa.

4.2.2 INTERVARIABILITA'

Anche in questo caso, per un migliore confronto del modulo di Young medio tra le diverse regioni che costituiscono il tessuto adiposo plantare dei due individui sono stati creati dei diagrammi a barre in cui si evidenzia la zona che ha esibito maggiore rigidità durante la prova di compressione sia nella fase iniziale che finale di carico, per ciascuna delle tre velocità.

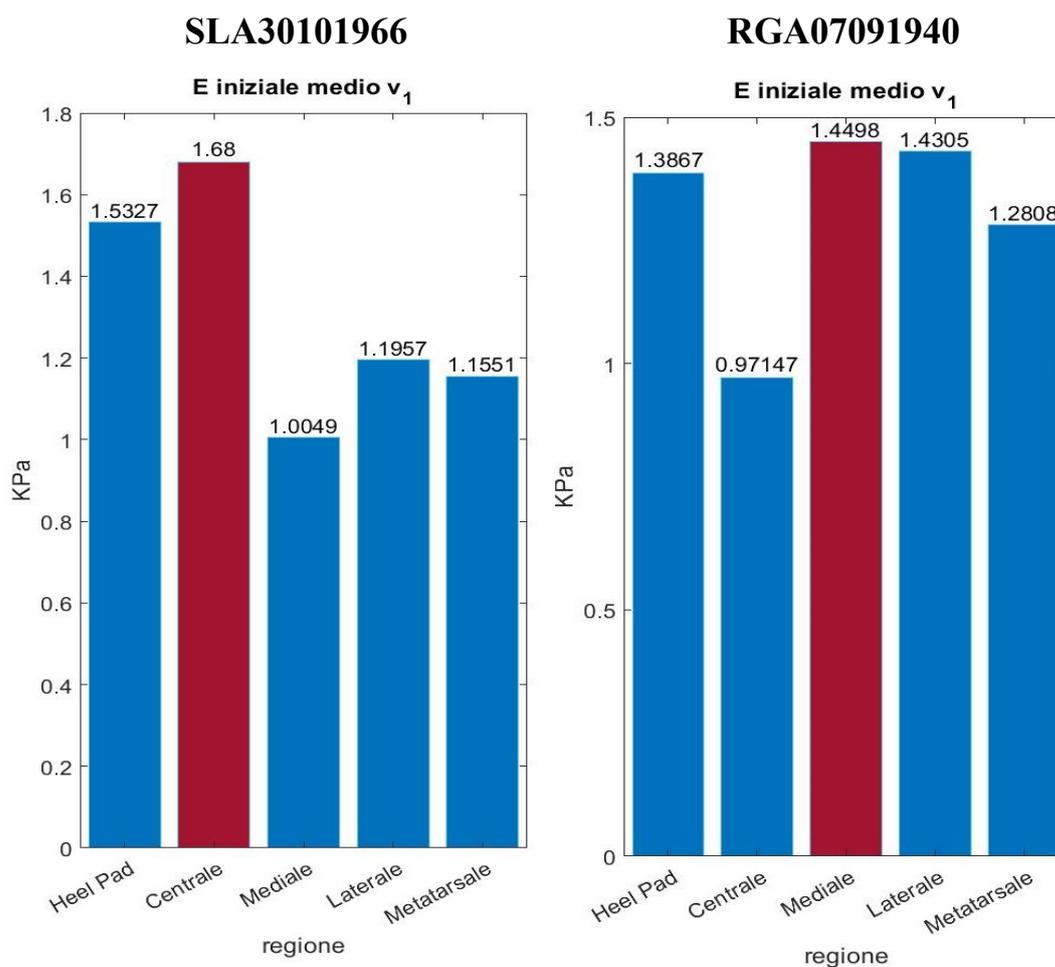


Figura 43. Diagramma a barre dei valori del modulo elastico E medio iniziale di ciascuna regione costituente il tessuto adiposo plantare del paziente SLA30101966 e RGA07091940 alla velocità 1.

Dai diagrammi in figura 43 si vede come alla velocità 1 in fase iniziale di carico la regione centrale e mediale siano rispettivamente le più rigide del tessuto adiposo del paziente 1 e 2. Il primo soggetto vede heel pad e zona centrale come quelle che esibiscono maggiore rigidità, mentre le restanti regione mantengono valori del modulo medio E ben al di sotto. Per l'individuo più anziano invece si riscontra elevata rigidità per le porzioni più anteriori. Il soggetto più giovane mostra una rigidità media maggiore sul versante centrale e calcaneare ma esibisce minor rigidità sul lato mediale, laterale e metatarsale.

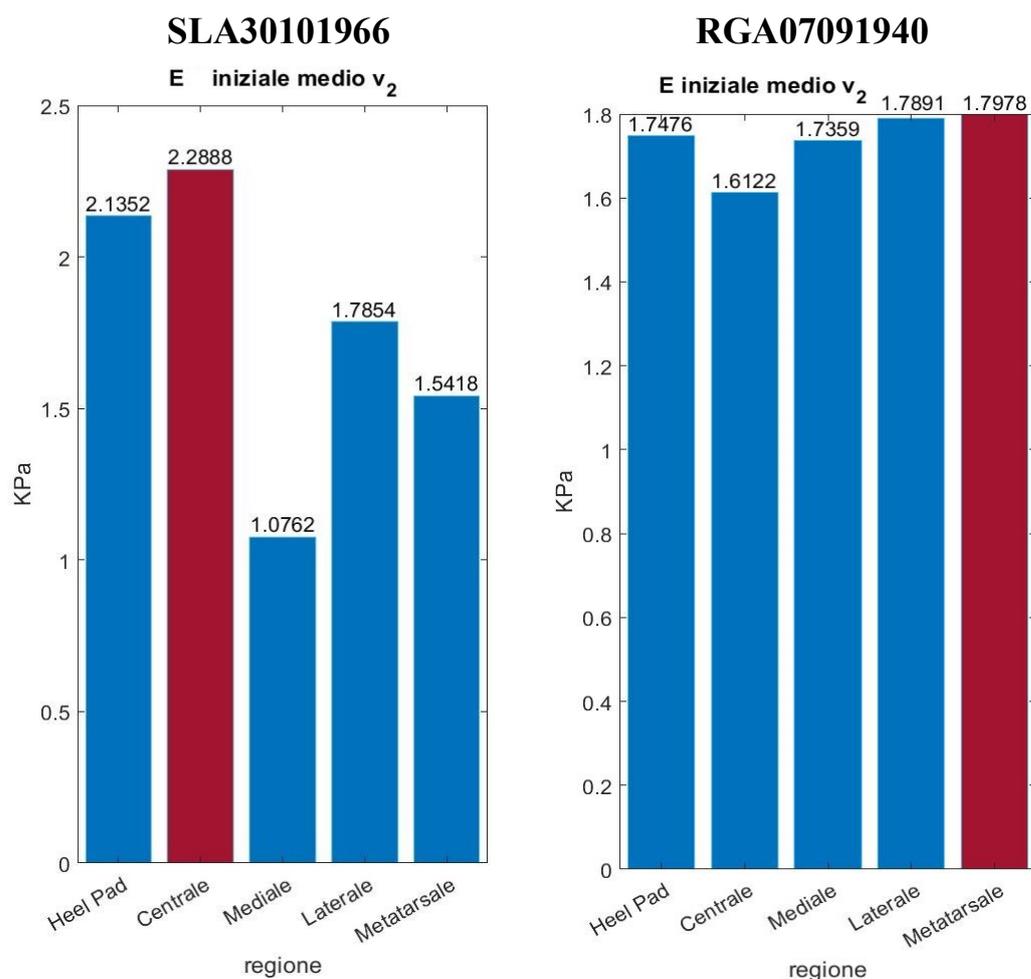
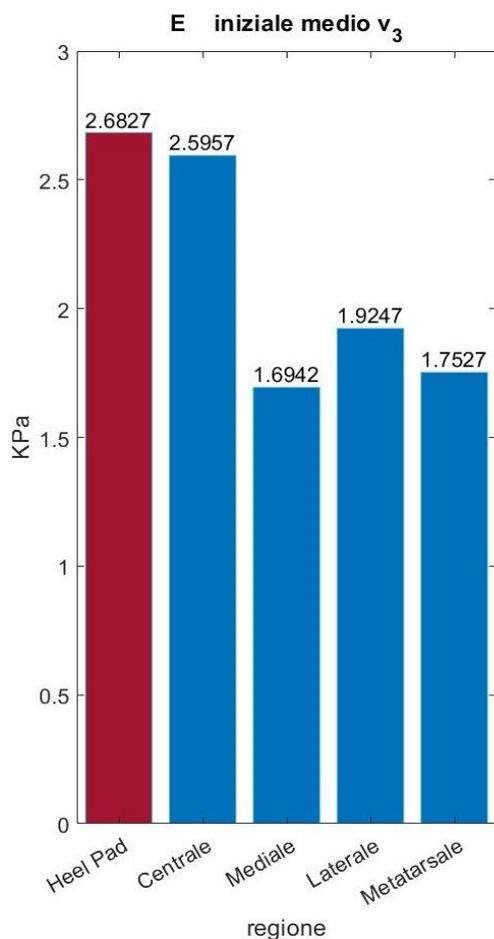


Figura 44. Diagramma a barre dei valori del modulo elastico E medio iniziale di ciascuna regione costituente il tessuto adiposo plantare del paziente SLA30101966 e RGA07091940 alla velocità 2.

Per il paziente SLA30101966 alla velocità 2 si ripete quanto già visto a velocità inferiore, ovvero si ha il medesimo ordine delle regioni dalla più rigida alla meno rigida: prima la regione centrale, il cui modulo E è superiore anche rispetto a quanto ricavato per il secondo soggetto, segue poi la regione del heel pad, quella laterale, la metatarsale e infine la mediale. Per il secondo paziente c'è invece una certa omogenità nei valori di rigidezza delle diverse regioni nella fase iniziale di carico alla velocità 2; la zona più rigida risulta essere la metatarsale con un valore di modulo di Young medio $E=1,7978$ KPa, la regione meno rigida invece è la centrale il cui modulo medio E è pari a 1,6122 KPa, dunque valori prossimi l'uno all'altro. Anche in questo caso l'individuo più giovane mostra valori medi del modulo longitudinale elastico maggiori sul versante centrale e calcaneare rispetto all'individuo più anziano, ma esibisce minor rigidezza in corrispondenza della regione mediale, laterale e metatarsale.

SLA30101966



RGA07091940

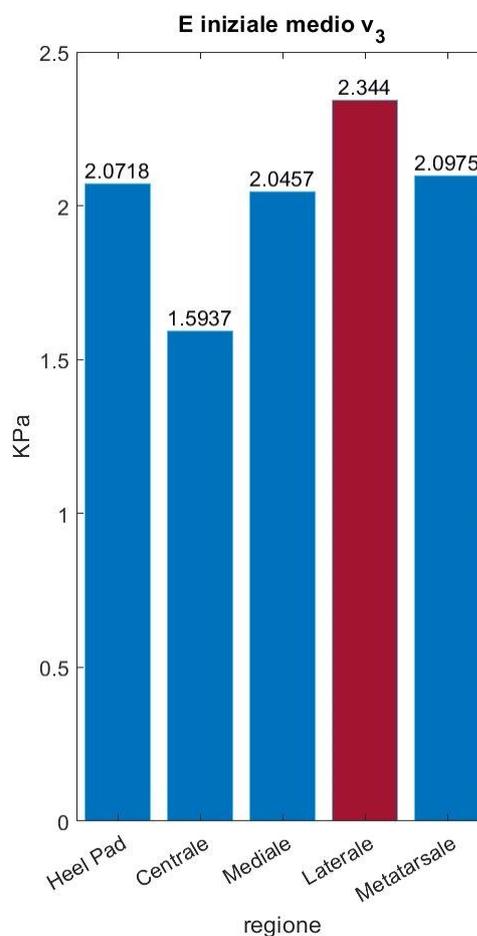


Figura 45. Diagramma a barre dei valori del modulo elastico E medio iniziale di ciascuna regione costituente il tessuto adiposo plantare del paziente SLA30101966 e RGA07091940 alla velocità 3.

In figura 45 si vede quanto succede nella fase iniziale di carico alla velocità 3 per ciascuna porzione di tessuto di entrambi i soggetti, in particolar modo si conferma quanto già visto fin'ora alla velocità 1 e 2. Il primo paziente conferma quella del heel pad come la regione con maggiore modulo di elasticità longitudinale, seguita poi dalla porzione centrale, entrambe più rigide delle corrispettive porzioni di tessuto del secondo paziente. Per quest'ultimo vi è ancora omogeneità nei valori di E tra le diverse zone tranne che per la regione centrale che risulta essere ancora una volta la meno rigida tra tutte quelle costituenti il tessuto adiposo plantare del secondo individuo.

Riassumendo quanto visto nella fase iniziale di carico, si vede come passando dalla velocità 1 alla velocità 3 per il soggetto SLA30101966 si mantiene un certa proporzionalità dei valori dei vari moduli medi di ciascuna porzione di tessuto apprezzabile anche a livello visivo, confermando la regione del heel pad essere la più rigida e la regione mediale la meno rigida. Per il soggetto RGA07091940 la distinzione delle regioni per mezzo del modulo di Young medio è meno marcata, ma si può comunque dire che la zona centrale mantiene ad ogni velocità la rigidezza inferiore mentre la zona mediale, laterale e metatarsale si presentano come le più rigide.

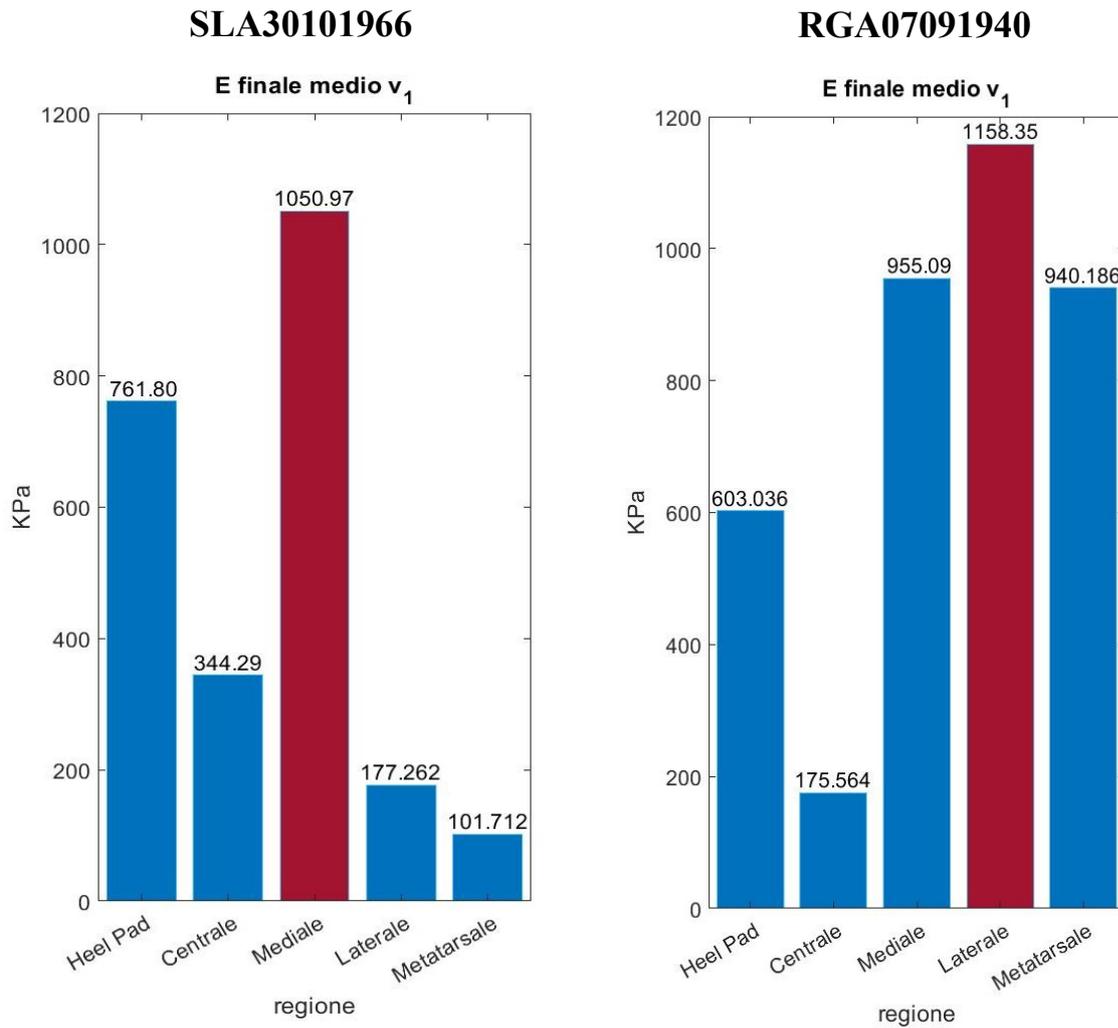


Figura 46. Diagramma a barre dei valori del modulo elastico E medio finale di ciascuna regione costituente il tessuto adiposo plantare del paziente SLA30101966 e RGA07091940 alla velocità 1.

Nella fase finale di carico alla velocità 1 si hanno due situazioni molto diverse per i due individui. Il paziente 1 mantiene bassi moduli di Young medi per la regione laterale e metatarsale e valori più elevati per la regione del heel pad, centrale e mediale che è la più rigida in assoluto. Generalmente la regione metatarsale è una delle più rigide del tessuto adiposo plantare, tuttavia per il dato soggetto era stato possibile ottenere un solo campioncino (MET5) che da solo non ha permesso di caratterizzare la tipica rigidità di questa porzione di tessuto che infatti è risultata essere la meno rigida. Al contrario per il paziente 2 la regione calcaneare e centrale sono le meno rigide mentre la regione mediale, laterale e metatarsale esibiscono elevata rigidità.

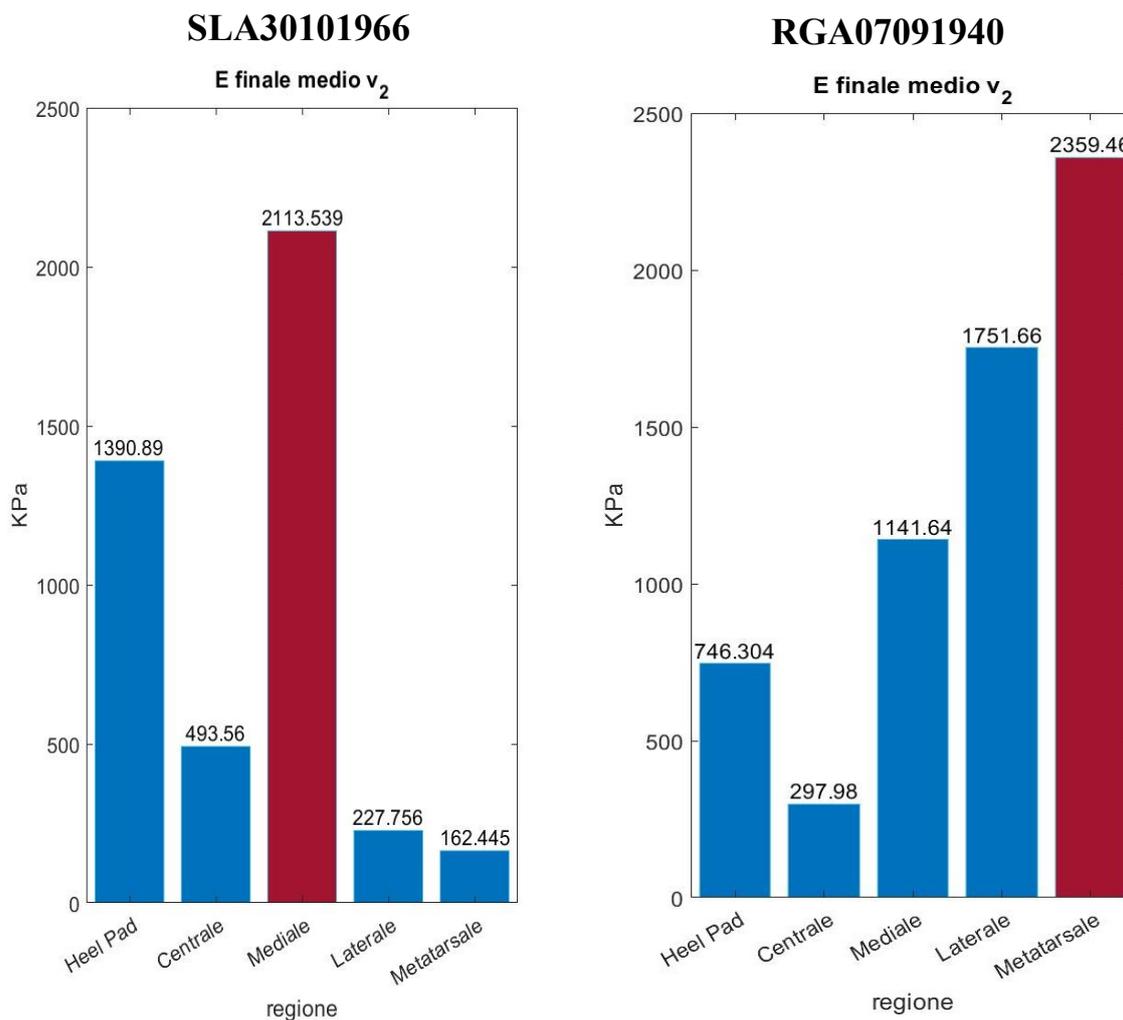


Figura 47. Diagramma a barre dei valori del modulo elastico E medio finale di ciascuna regione costituente il tessuto adiposo plantare del paziente SLA30101966 e RGA07091940 alla velocità 2.

A velocità 2 si può operare lo stesso confronto fatto a velocità inferiore tra le diverse regioni che costituiscono il tessuto adiposo plantare dell'individuo SLA30101966. La regione mediale rimane quella più rigida seguita da heel pad e dalla centrale che assumono valori del modulo longitudinale elastico superiori alle corrispondenti regioni dell'altro paziente. Per il soggetto RGA07091940 si assiste infatti al mantenimento di una bassa rigidezza da parte della regione heel pad e centrale, e di elevati moduli di Young medi per le altre regioni tra cui spicca quella metatarsale che esibisce maggiore rigidezza.

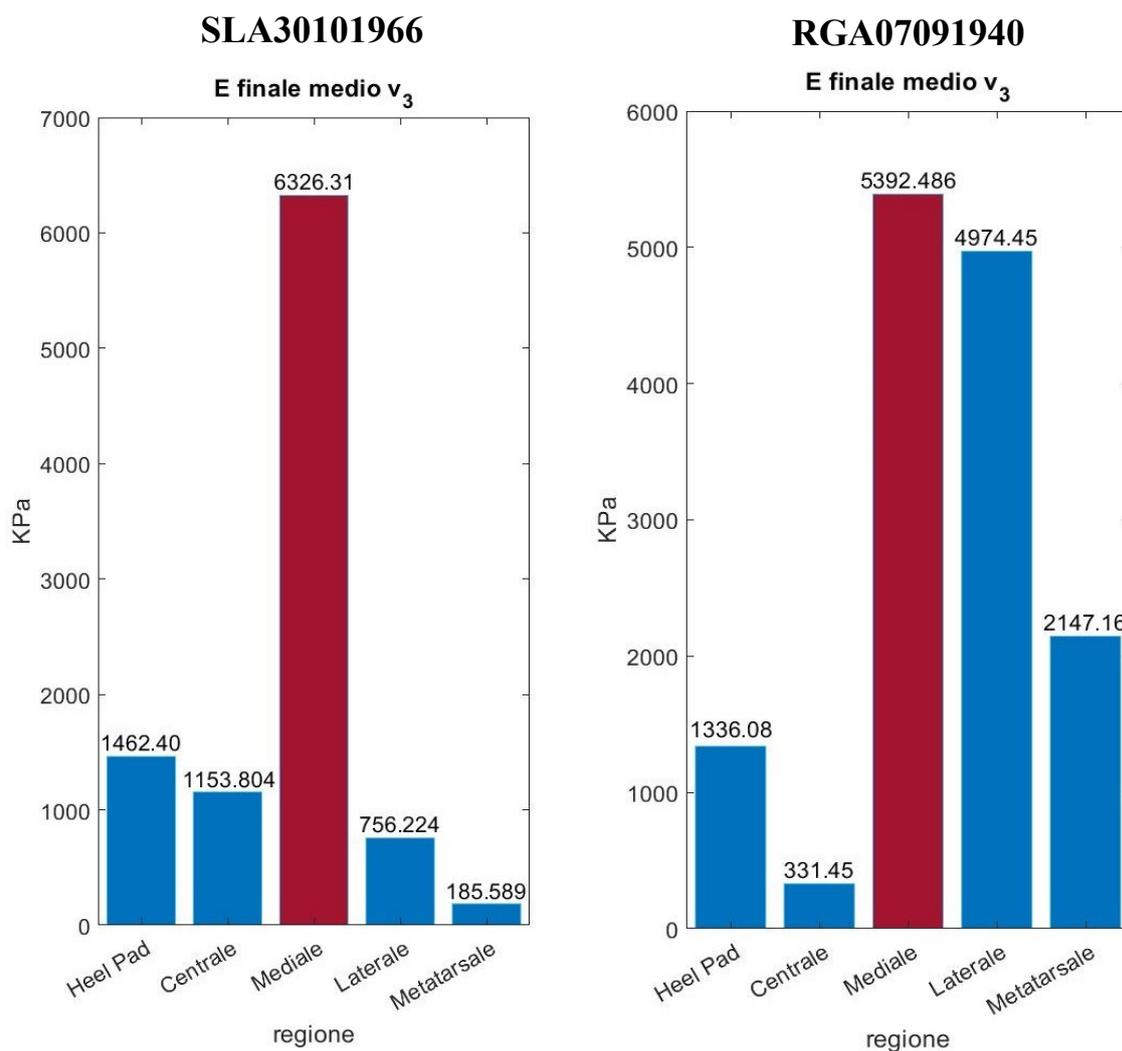


Figura 48. Diagramma a barre dei valori del modulo elastico E medio finale di ciascuna regione costituente il tessuto adiposo plantare del paziente SLA30101966 e RGA07091940 alla velocità 3.

A velocità 3 per entrambi i pazienti la regione mediale risulta essere la più rigida, tra le due però è quella del paziente SLA30101966 ad esibire maggiore opposizione alla deformazione con un modulo di Young medio pari a 6326,31 KPa contro i 5392,486 KPa della regione mediale del paziente RGA07091940. Anche la regione del heel pad e la regione centrale del primo paziente presentano una rigidità superiore a quella del secondo paziente, al contrario per la regione laterale e metatarsale si hanno moduli di Young medi inferiori per il primo paziente rispetto al secondo.

Riassumendo quindi i dati appena elencati sia per quanto riguarda la fase iniziale che la fase finale di carico, si può dire che durante le prove di compressione effettuate il paziente 1 ha dimostrato maggiore rigidità a livello della zona calcaneare, centrale e mediale e una resistenza alla deformazione molto inferiore nelle restanti zone più anteriori. Per il paziente 2 avviene l'opposto, ovvero pur non garantendo una costanza nelle differenze riscontrate tra le diverse regioni al variare della velocità, le zone più anteriori quali la zona mediale laterale e metatarsale si confermano essere le più rigide.

5. DISCUSSIONE E CONCLUSIONI

Lo scopo di questo lavoro è stato quello di ottenere una caratterizzazione biomeccanica del tessuto adiposo plantare a partire da campioni di tessuto sano donati da due diversi pazienti ciascuno di sesso maschile, il primo di 54 anni e il secondo di 80. Sia le prove di indentazione che le prove di compressione hanno messo in luce il comportamento viscoelastico non lineare del tessuto che durante la fase di carico ha esibito una opposizione alla deformazione via via crescente riscontrabile da una rigidezza nella fase finale di carico molto maggiore rispetto alla rigidezza in fase iniziale di carico.

Sono state ricavate per entrambi i soggetti le curve di carico medie a partire da tutti i campioni costituenti il tessuto adiposo plantare di partenza. Da esse è stato poi calcolato il valore del modulo di Young E del tratto iniziale e finale per ciascuna delle tre velocità. Sono riportati i grafici ottenuti per il paziente SLA30101966 in figura 49 e i grafici caratterizzanti il paziente RGA07091940 in figura 50.

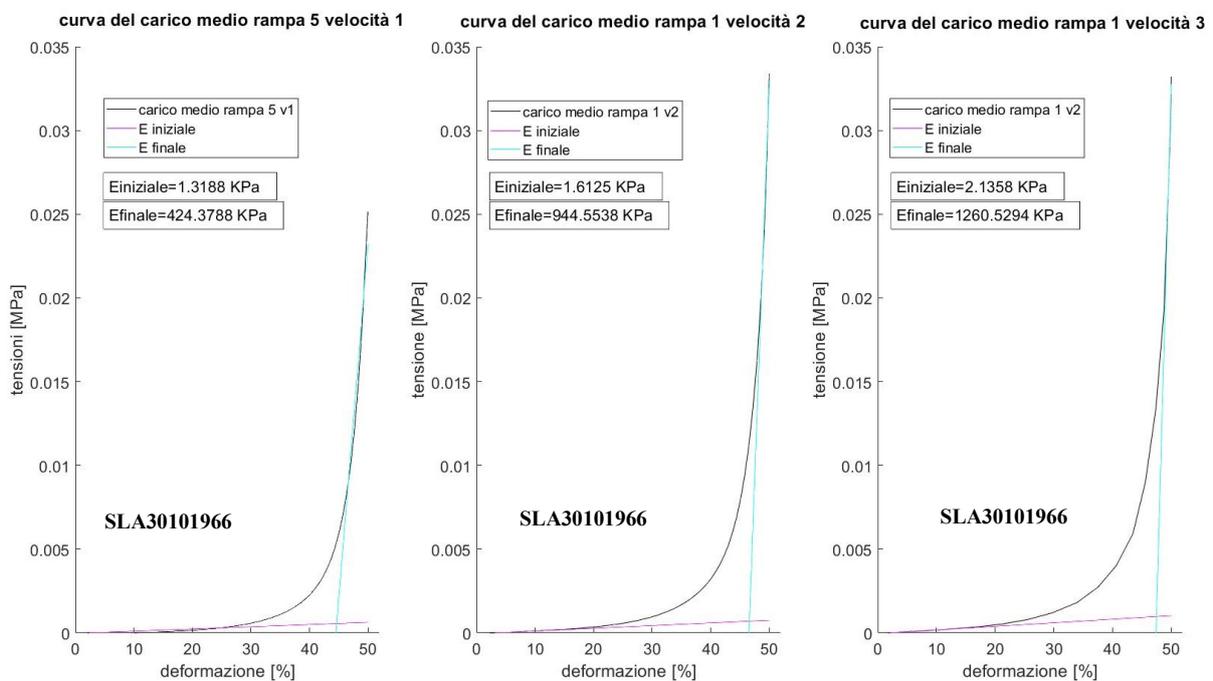


Figura 49. Curve di carico medie del paziente SLA30101966 per ciascuna delle tre velocità.

Dalle figure 49 e 50 si osserva una curva non lineare con andamento a J la cui pendenza aumenta all'aumentare del carico applicato e della deformazione raggiunta. È ormai evidente che la risposta meccanica del tessuto adiposo della pianta del piede dipende dalla velocità di deformazione. Si può notare questo effetto dal fatto che il modulo elastico aumenti all'aumentare della velocità deformativa per entrambi i pazienti. La viscoelasticità è un fenomeno fisico che dipende dalla natura molecolare e microstrutturale del materiale; il tessuto adiposo plantare è dato da cellule adipose impaccate a stretto contatto entro una struttura a nido d'ape e supportate da uno stroma di fibre di collagene ed elastina immerso in una abbondante sostanza di fondo data da acqua e glicoproteine. I materiali viscoelastici manifestano contemporaneamente la natura di solidi elastici e di fluidi viscosi. Il modulo di Young infatti non può essere definito univocamente, motivo per la quale per ciascun campione è stato calcolato il valore di E nel tratto iniziale e finale.

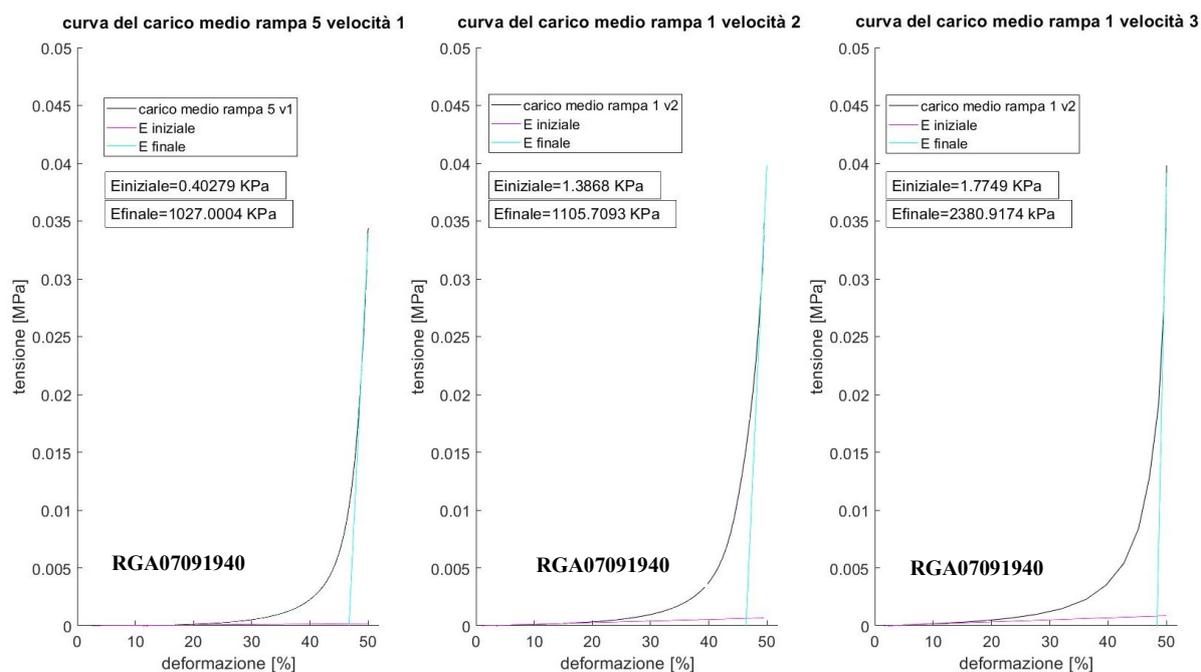


Figura 50. Curve di carico medie del paziente RGA07091940 per ciascuna delle tre velocità.

Operando invece un confronto tra i due soggetti si può affermare che il primo presenta una maggiore rigidità nella fase iniziale di carico per tutte e tre le velocità, mentre nella fase finale di carico il tessuto del paziente 2 mostra ad ogni velocità un valore di picco di tensione medio raggiunto superiore a quello che viene raggiunto dal tessuto del primo paziente. A questo maggiore livello di carico corrisponde un maggiore modulo di rigidità finale da parte del paziente più anziano.

I risultati dei test meccanici eseguiti hanno dimostrato che le proprietà del tessuto molle plantare dipendono dalla posizione anatomica del campione e dai soggetti analizzati.

Grazie alle *prove di indentazione* è stato osservato che per il paziente 1 nella fase iniziale di carico la regione ad esibire i maggiori valori di rigidità K è stata la calcaneare sottofascia plantare che ad ogni velocità e anche in fase finale di carico è risultata essere la più rigida tra le tre zone costituenti la porzione di tessuto del calcagno. Tra la zona calcaneare mediale e laterale è la prima ad aver manifestato una risposta meccanica più rigida. Nella fase finale di carico invece la L2 si è dimostrata essere la regione a maggiore rigidità ad entrambe le velocità. Per il paziente più anziano invece la zona sottofascia plantare non si è confermato essere la più rigida della regione calcaneare se non alla velocità 1 in fase iniziale di carico. Alla velocità 1 la porzione mediale ha rivelato valori maggiori di K rispetto al versante laterale mentre a velocità 2 si è verificato il contrario. Anche per il secondo paziente in fase finale di carico ha prevalso la zona L2 in termini di rigidità K , pur mantenendo valori inferiori rispetto al paziente più giovane.

Durante le *prove di compressione* è stato riscontrato che per il paziente più giovane la regione calcaneare mostra valori medi del modulo elastico longitudinale superiori rispetto alla porzione più anteriore e che nella fase finale di carico il versante mediale è più rigido del versante laterale. Per il paziente più anziano al contrario le regioni caratterizzate da maggiori moduli medi E sono state le regioni più anteriori quali la mediale, laterale e metatarsale mentre la regione centrale si è dimostrata essere la meno rigida del tessuto insieme a quella calcaneare.

Le curve di tensione-deformazione ottenute a partire dai test di compressione così come le curve di forza-spostamento ricavate dalle prove di indentazione confermano quanto già dimostrato da altri studi. Infatti, in letteratura è stato osservato come il tessuto adiposo vada incontro ad una grande deformazione quando sottoposto ad un carico di compressione verticale e che i setti fibrosi inclinati che circondano le camere adipose forniscono un vincolo ad anello al tessuto adiposo definendo la resistenza al rigonfiamento del tessuto stesso e ciò si traduce in un effetto di irrigidimento che giustifica il rapido incremento del valore del modulo di Young E insieme alla rigidità K nel passare dal tratto iniziale della curva di carico al tratto finale.^{8 9 10}

Miller-Young e al. (2002) hanno verificato che il tessuto molle plantare si comporta in modo isotropo e hanno sviluppato un modello analitico per il tessuto molle che incorpora caratteristiche iperelastiche e viscoelastiche.¹¹

Anche Ledoux e al. (2007) hanno dimostrato attraverso test non confinati di compressione e rilassamento condotti a diverse frequenze che il tessuto molle plantare ha proprietà proprie di un materiale iperelastico e viscoelastico specifiche in sei diverse regioni corrispondentemente alla posizione dell'alluce, alla 1', 3' e 5' testa metatarsale, al mesopiede laterale e al tallone. Grazie alle prove meccaniche hanno osservato che la regione sottocalcanare presentava un modulo di Young (0.837 ± 0.03 MPa) significativamente più grande rispetto alle altre 5 posizioni.⁸

Altri studiosi hanno indagato l'importanza della frazione di volume dei setti fibrosi nella definizione della rigidità delle regioni di tessuto sottostanti al 1', 3' e 5' metatarso (M1,M3,M5), della regione calcaneare (CA) e laterale (LA). Questi hanno indagato la diversa rigidità delle cinque regioni utilizzando l'analisi ad elementi finiti con il programma ABAQUS ottenendo l'ordine $M1 > M3 > CA > LA > M5$ che corrispondeva all'ordine delle frazioni di volume dei setti fibrosi di queste regioni.⁹

Mentre questo studio mostra che la frazione di volume della banda di collagene e il loro orientamento svolgono un ruolo importante nel comportamento meccanico del tessuto, altri ricercatori (Blehschmidt 1982; Buschmann et al. 1995; Jahss 1992) hanno mostrato come questi parametri cambiano in base all'età e alle eventuali patologie da cui è affetto il piede. Quindi, le proprietà biomeccaniche del tessuto molle plantare in relazione a lesioni, età, ambiente, attività e il livello di attività rimangono oggetto di ricerche future.

E' difficile operare un confronto diretto tra quanto ricavato da questo studio con quello dei ricercatori precedenti poiché sono tanti i fattori che incidono sulle proprietà messe in luce dal materiale in esame; tra questi vi sono sia caratteristiche intrinseche del tessuto stesso sia la definizione del protocollo eseguito durante ciascun test. La differenza delle proprietà meccaniche osservate tra i due campioni messi a disposizione in questo studio può essere legata al fattore principale quale l'età, essendo stati entrambi i campioni appartenenti a soggetti sani di sesso maschile. Diversi studi hanno dimostrato che la capacità di assorbimento degli urti da parte del tessuto adiposo plantare diminuisce con l'età. Quando il cuscinetto di grasso del tallone diventa più sottile, la sua capacità di assorbimento degli urti diminuisce e l'impatto sul calcagno aumenta. Questi studi hanno dimostrato che sia in gruppi di campioni maschili che femminili lo spessore del cuscinetto di grasso del tallone aumenta gradualmente da 1-5 a 30-44 anni e diminuisce gradualmente da 30-44 anni a 80-96 anni. I cambiamenti organizzativi e funzionali si verificano principalmente a livello delle macro-camere adipose. Man mano che il cuscinetto di grasso del tallone si indurisce, la capacità di impatto dell'urto diventa limitata e non può mantenere l'elasticità per sopportare il peso. Di conseguenza, potrebbe esserci un impatto eccessivo sul cuscinetto adiposo plantare che potrebbe causare dolore plantare al tallone .¹²

Durante questo lavoro ci si è imbattuti in diverse limitazioni. Innanzitutto, i tessuti donati sono stati solo due e con un numero così limitato di dati raccolti non è stato possibile operare un'analisi statistica. La dissezione dei tessuti di partenza che ha portato poi all'ottenimento dei diversi campioni è stata eseguita in laboratorio tramite semplici bisturi e durante questa operazione potrebbero essere state recise componenti biologiche quali setti adiposi che potrebbero aver subito alterazioni della struttura e quindi anche delle proprietà meccaniche. Infine, i test sperimentali di cui soprattutto quelli di indentazione sono stati affetti da rumore che ha reso difficile la lettura dei grafici di forza-spostamento e tensione-deformazione soprattutto a basse velocità di applicazione del carico.

Questo lavoro ha permesso di valutare quelle che sono le proprietà già riscontrate in letteratura proprie del tessuto adiposo plantare nella sua totalità e di vedere come queste cambino localmente passando da una regione all'altra. A partire dai dati di rigidità K e del modulo di Young ottenuti nel corso di questo lavoro si potrebbe procedere con la definizione di un modello costitutivo che, integrato con una analisi della geometria della struttura del piede possa portare all'implementazione di un modello computazionale che possa andare a simulare quello che è il comportamento del tessuto plantare sottoposto a carichi di diversa natura; per studiare l'ammortizzazione dei carichi in posizione eretta o per meglio comprendere quali tensioni deve sopportare la pianta del piede durante la locomozione o la corsa. Queste e tante altre sono le possibilità offerte da un modello numerico che può per esempio studiare l'interazione tra il piede e la suola di una scarpa piuttosto che con l'intera calzatura in tante e varie condizioni. L'industria che produce calzature sportive, e non solo, lavora a stretto contatto con gli ingegneri in modo da sviluppare calzature in materiali innovativi sempre più leggeri e resistenti, caratterizzate da sistemi di ammortizzazione estremamente performanti e dotate di soles con trazione eccezionale.

BIBLIOGRAFIA

- ¹ Susan Standring, 2017. *Anatomia del Gray. Le basi anatomiche per la pratica clinica*. Edra. Volume 2, 41° edizione.
- ² Barbara Young, Geraldine O' Dowd, Philip Woodford, 2014. *Istologia e anatomia microscopica*. Edra. 6° edizione.
- ³ Yak-Gnam Wang, PhD, Kara Lee, BS, and William R. Ledoux, PhD, 2014. *Histomorphological Evaluation of Diabetic and Non-Diabetic Plantar Soft Tissue*. Seattle, WA: Foot & Ankle International. Volume 32, Issue 8.
- ⁴ Haihua Ou ,Peng Zhan ,Liping Kang ,Jialiang Su ,Xiaodong Hu &Shane Johnson, 2018. *Region-specific constitutive modeling of the plantar soft tissue*. Biomech Model Mechanobiol. Graz University of Technology, Austria & Norwegian University of Science and Technology (NTNU), Trondheim, Norvegia. 1373–1388.
- ⁵ Adam Cichowitz, Wei Ren Pan , Mark Ashton, 2009. *The heel: anatomy, blood supply, and the pathophysiology of pressure ulcers*. Annals of Plastic Surgery. Volume 62 - Issue 4 - p 423-429.
- ⁶ Valentina Campanelli, Massimiliano Fantini, Niccolò Faccioli, Alessio Cangemi, Antonio Pozzo, Andrea Sbarbati, 2011. *Three-dimensional morphology of heel fat pad: an in vivo computed tomography study*. Journal of Anatomy. Volume 219, Issue 5 p. 622-631.
- ⁷ Simone G.V.S. Smith, Maiya K. Yokich, Shawn M. Beaudette, Stephen H.M. Brown, Leah R. Bent, 2019. *Effects of foot position on skin structural deformation*. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. Volume 95, p. 240-248.
- ⁸ William R. Ledoux, Joanna J. Blevins, 2007. *The compressive material properties of the plantar soft tissue*. Journal of Biomechanics. Volume 40, Issue 13, p. 2975-2981
- ⁹ Ou, H., Zhan, P., Kang, L. et al., 2018. *Region-specific constitutive modeling of the plantar soft tissue*. Biomech Model Mechanobiol. Volume 17, p. 1373–1388.
- ¹⁰ Lynda Brady, Shruti Pai, Joseph M. Iaquinto, Yak-Nam Wang, William R. Ledoux, 2021. *The compressive, shear, biochemical, and histological characteristics of diabetic and non-diabetic plantar skin are minimally different*. Journal of Biomechanics. Volume 129
- ¹¹ Miller-Young, J.E., Duncan, N.A., Baroud, G., 2002. *Material properties of the human calcaneal fat pad in compression: experiment and theory*. Journal of Biomechanics. Volume 35, p. 1523–1531.
- ¹² Toshihiro Maemichi, Toshiharuru Tsutsui, Masatomo Matsumoto, Satoshi Iizuka, Suguru Torii, Tsukasa Kumai, 2020. *The relationship of heel fat pad thickness with age and physiques in Japanese*. Clinical Biomechanics. Volume 80.