

**ALMA MATER STUDIORUM – UNIVERSITÀ DI BOLOGNA**  
**SEDE DI CESENA**  
SECONDA FACOLTÀ DI INGEGNERIA CON SEDE A CESENA  
CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

# **Misura *in vitro* delle sollecitazioni in femori intatti e in condizioni di carico fisiologiche**

Elaborato in  
Comportamento Meccanico dei Materiali

Relatore  
Prof. Ing. Luca Cristofolini

Presentata da  
Giada Cammertoni

Correlatore  
Ing. Lorenzo Zani

Sessione III  
Anno Accademico 2010/2011



---

# INDICE

---

## CAPITOLO 1:

<b>INTRODUZIONE</b>	<b>1</b>
1.1 Progetto MXL	1
1.2 Tessuti ossei	4
1.3 Funzionalità dell'apparato scheletrico	8
1.4 Anatomia del femore umano	8
1.5 Funzionalità del femore	10
1.6 Generalità biomeccaniche sull'osso	11
1.7 Stato dell'arte	13
1.8 Scopo	14

## CAPITOLO 2:

<b>MATERIALI E METODI</b>	<b>15</b>
2.1 Organizzazione delle fasi sperimentali	15
2.2 Pulizia dei provini, esami clinici e tracciatura dei piani di riferimento	16
2.2.1 Esami clinici	16
2.2.2 Tracciatura dei piani di riferimento anatomici sulla diafisi	16
2.2.3 Tracciatura dei livelli per gli estensimetri sulla metafisi prossimale	19
2.3 Preparazione dell'afferraggio	22
2.4 Applicazione degli estensimetri	23
2.5 Definizione delle configurazioni di carico	27
2.5.1 Configurazioni di carico per la simulazioni di azioni quotidiane	27
2.6 Setup	28

<b>2.6.1 Prove in campo elastico</b>	<b>29</b>
--------------------------------------	-----------

<b>CAPITOLO 3: RISULTATI E DISCUSSIONE</b>	<b>33</b>
--	-----------

<b>CAPITOLO 4: CONCLUSIONI E SVILUPPI FUTURI</b>	<b>53</b>
--	-----------

<b>BIBLIOGRAFIA</b>	<b>55</b>
---------------------	-----------

<b>RINGRAZIAMENTI</b>	<b>57</b>
-----------------------	-----------

# **CAPITOLO 1:**

## **INTRODUZIONE**

---

Il lavoro di tesi è stato svolto nell'ambito del progetto europeo "*Enhanced patient safety by computational **M**odelling from clinically available **X**-rays to minimise the risk of overload and instability for optimised function and joint **L**ongevity*" (MXL) presso il Laboratorio di Tecnologia Medica dell'Istituto ortopedico Rizzoli a Bologna.

All'interno di tale progetto mi sono occupata della caratterizzazione biomeccanica della parte prossimale del femore umano intatto.

Prima di procedere alla relativa trattazione è necessaria una breve descrizione del progetto e l'introduzione riguardante le caratteristiche dei tessuti ossei, l'anatomia e la fisiologia del femore.

### **1.1 Progetto MXL**

Il progetto MXL è un progetto di ricerca europeo che si propone come obiettivo quello di sviluppare e validare uno strumento ICT (*Information and Communication Technology*) che sia di supporto alla chirurgia protesica, per minimizzare il rischio di sovraccarico e di instabilità dell'articolazione sostituita.

Lo scopo è sviluppare e progettare un modello che sia in grado di prevedere, in modo accurato, quale sia il tipo di protesi più adatta ad essere impiantata in un determinato paziente, in quanto sarà quella che svilupperà meno problemi, se comparata con l'impianto di altri modelli.

Il progetto MXL intende trasformare la gestione clinica della chirurgia protesica dell'articolazione implementando una combinazione di elaborazione d'immagine, modelli ad elementi finiti e muscolo scheletrici per comprendere le condizioni biomeccaniche individuali di ogni paziente a partire da esami radiografici standard.

Il fine ultimo di questo progetto è quindi quello di ridurre i casi di fallimento degli impianti protesici, sfruttando i referti degli esami di *bio-imaging*, in modo da migliorare l'efficacia dei trattamenti clinici, la qualità della vita del paziente e ridurre i costi dell'ospedalizzazione [<http://www.m-x-l.eu/>].

La parte di validazione in vitro del progetto relativa all'articolazione dell'anca è costituita da diverse fasi:

- Scelta dei campioni (femori);
- Esami di *bio-imaging*;
- Preparazione dei provini;
- Prove in campo elastico di femori intatti ed elaborazione dei dati;
- Prove in campo elastico di femori protesizzati ed elaborazione dei dati;
- Creazione del modello computazionale;
- Validazione;

All'interno del progetto mi sono occupata di testare in campo elastico i femori intatti e di elaborare i relativi dati.

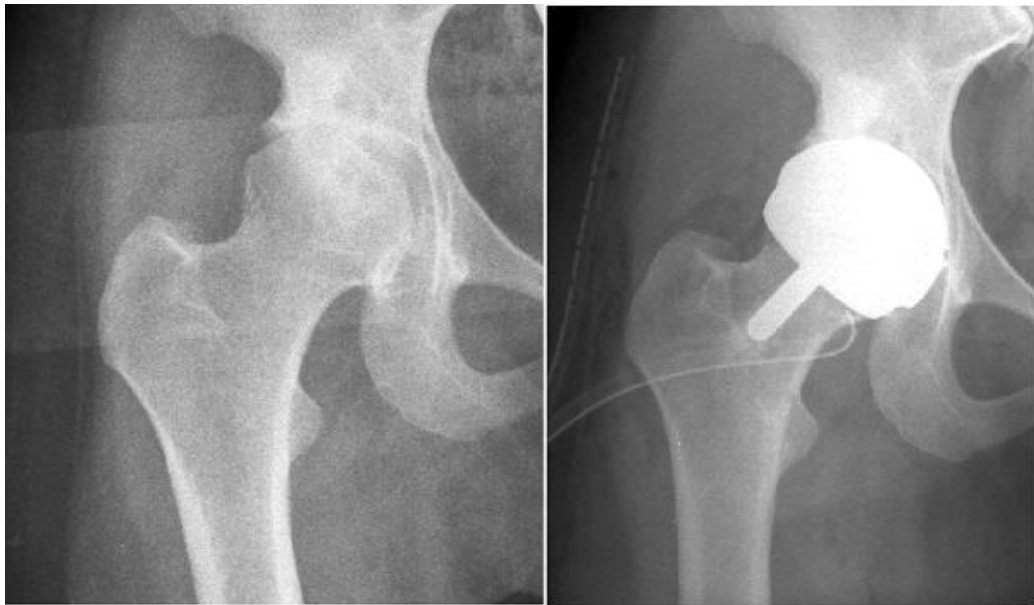
Gli stessi test compiuti sui femori intatti verranno poi eseguiti sugli stessi femori protesizzati, poiché i dati ricavati serviranno al dipartimento computazionale per validare il modello da loro creato sulla base degli esami di *bio-imaging*.

Per lo studio biomeccanico dei femori protesizzati si considereranno due differenti tipi di protesi:

- Protesi di rivestimento (BHR<sup>®</sup>, Midland Medical Technologies Ltd, Birmingham, UK)
- Protesi modulare (APTA<sup>®</sup>, Adler Ortho S.R.L., Milano, Italia)

Le protesi di rivestimento si differenziano dalle tradizionali protesi per il sistema di ancoraggio con il femore. Infatti nelle protesi standard, lo stelo femorale è conformato per essere inserito nel canale midollare del femore dopo aver

sezionato il collo del femore alla sua base; viceversa, la componente femorale delle protesi di rivestimento è una semisfera che appunto “riveste” la testa femorale opportunamente modellata evitando la rimozione del collo femorale (fig.1.1) e la componente acetabolare è una coppa protesica metallica.

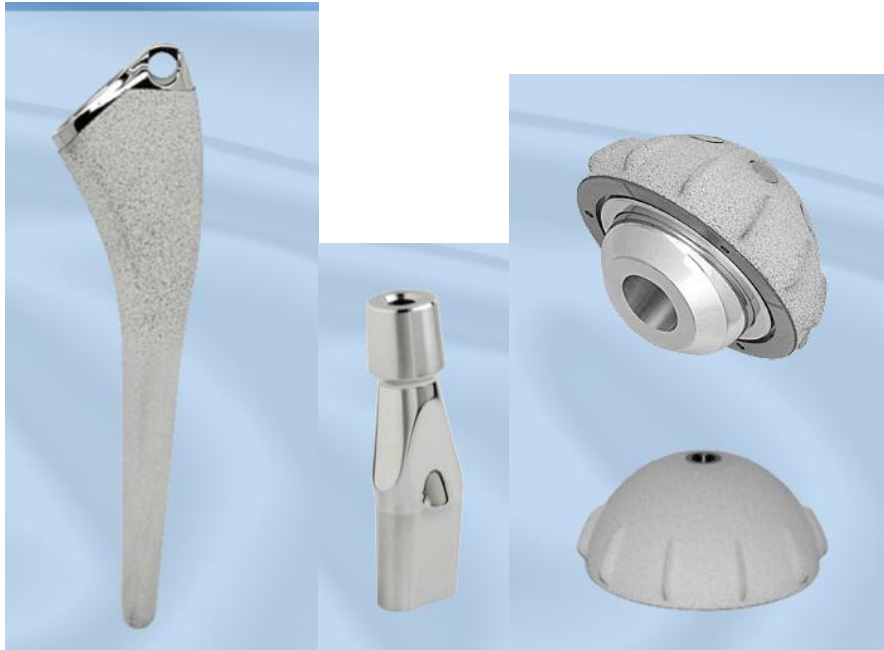


**Figura 1.1:** Radiografie di un'anca prima e dopo l'intervento di protesi. Nelle protesi di rivestimento non è presente uno stelo vero e proprio e la parte femorale è una semisfera che riveste la testa femorale.

Inoltre l'accoppiamento di queste protesi (ovvero i materiali che scorrono l'uno sull'altro per garantire il movimento articolare) è formata da metallo su metallo, una soluzione che riduce gli attriti e soprattutto la produzione di particelle per usura che sono una delle cause maggiormente responsabili del fallimento delle protesi.

Una seconda possibilità è rappresentata dalle protesi modulari non cementate anatomiche o su misura che devono essere impiantate con una minuziosa ricostruzione del corretto centro di rotazione dell'anca.

Per questo tipo di protesi, Apta<sup>®</sup> compresa, è possibile scegliere separatamente le varie componenti (testa, collo e stelo) (fig. 1.2), in modo che la protesi impiantata ricostruisca più fedelmente l'articolazione sostituita o corregga i difetti artritici.



**Figura 1.2:** Protesi modulare Apta<sup>®</sup>: stelo (sinistra), collo modulare (centro), testa e cotile (destra)

## 1.2 Tessuti ossei

Le ossa sono tessuti mineralizzati che hanno come funzione principale quella di trasmettere o di sopportare forze. Si distinguono in ossa lunghe, in cui la lunghezza prevale sulle altre due dimensioni (ad esempio le ossa degli arti), ossa piatte, in cui lunghezza e larghezza prevalgono sullo spessore (ad esempio le ossa del cranio) ed ossa brevi in cui le tre dimensioni sono pressoché uguali (ad esempio le vertebre) [Pietrabissa, Biomateriali per Protesi e Organi Artificiali, Patron editore, 1996].

Il tessuto osseo è una forma specializzata di tessuto connettivo. Benché si tratti di un tessuto vivente, è formato per  $\frac{2}{3}$  da componenti inorganici (fosfati e carbonati di calcio) e per  $\frac{1}{3}$  da componenti organici (collagene, proteoglicani, lipidi e in minima parte cellule).

La parte inorganica è rigida e fragile, mentre quella organica è tenace e cedevole. La particolare organizzazione interna dei tessuti ossei conferisce loro, la



caratteristica di essere meccanicamente molto resistenti e al tempo stesso relativamente leggeri.

Tutte le ossa sono costituite da un tessuto connettivo altamente specializzato in cui si distinguono cellule (osteociti) ed una sostanza intercellulare resa particolarmente rigida e tenace dalla presenza di sostanze minerali.

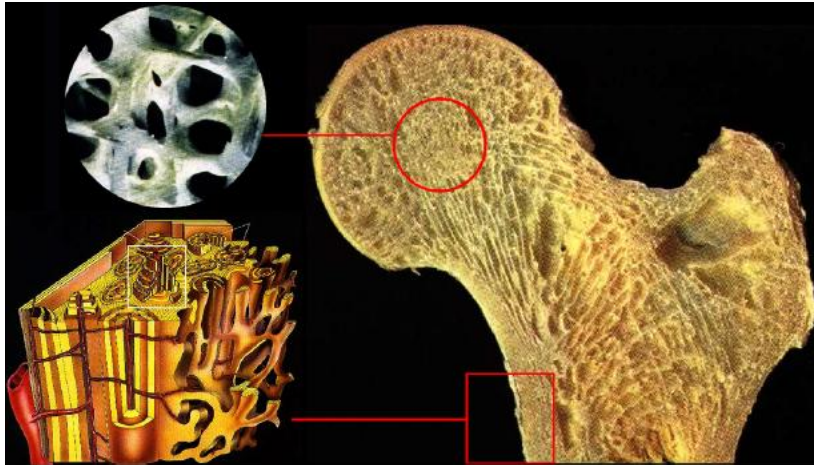
La maggior parte della fase minerale dell'osso consiste di microscopici cristalli di un'apatite di calcio e fosforo che assomiglia, come struttura cristallina, all'idrossiapatite  $[Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2]$ .

I cristalli di apatite sono immersi in una matrice di collagene e formano dei fogli lamellari arrangiati ad elica rispetto all'asse degli osteoni (unità strutturali dell'osso corticale).

La parte cellulare è contenuta in piccole cavità dette lacune ossee e in essa si riconoscono gli osteoblasti che producono la sostanza ossea fondamentale priva di minerali e gli osteoclasti che invece distruggono la sostanza fondamentale sostituendolo con un leggero trabecolato osseo [Pietrabissa, Biomateriali per Protesi e Organi Artificiali, Patron editore, 1996].

Ad un'osservazione macroscopica le ossa sono formate da due strutture architettoniche distinte: l'osso corticale (compatto) che è una massa piena e l'osso spugnoso o trabecolare che è un reticolo di asticelle, archi e piccole placche. Queste ultime, chiamate trabecole, sono prevalentemente orientate secondo le direzioni di trasmissione delle sollecitazioni cui è sottoposto l'osso.

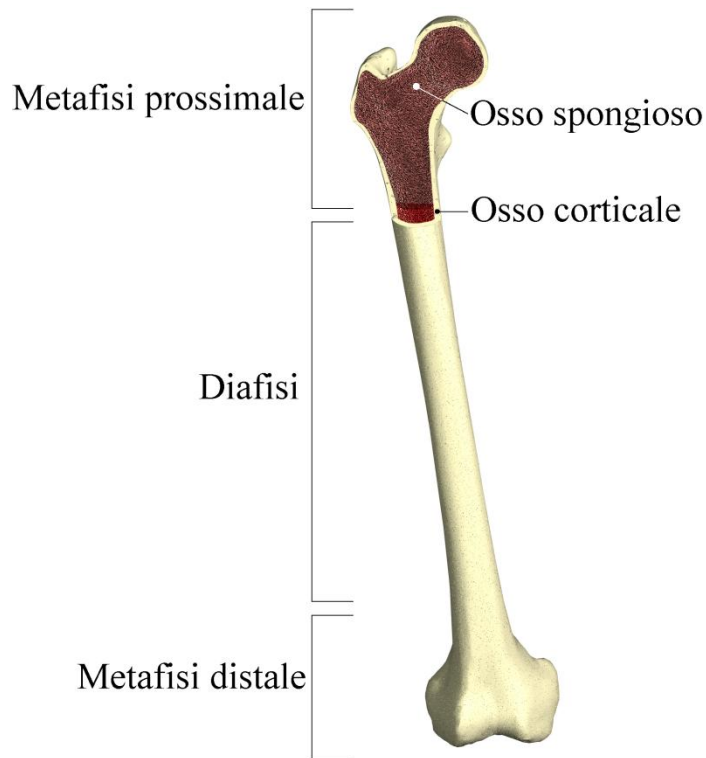
Le due strutture differiscono per il contenuto di midollo e di tessuto molle. Infatti nell'osso corticale i tessuti molli sono <10%, mentre in quello spugnoso si arriva anche al 75%. Circa l'80% del peso dello scheletro consiste di osso corticale.



**Fig. 1.3:** struttura dell'osso spugnoso (in alto) e dell'osso compatto (in basso)

Queste due organizzazioni sono facilmente distinguibili nelle ossa lunghe (femore, omero, ecc.).

Tipicamente l'osso lungo di un adulto consiste di un tratto centrale (diafisi) a struttura tubolare, con osso corticale all'esterno e osso spugnoso all'interno e di due estremità allargate (metafisi) in corrispondenza delle articolazioni costituite da uno strato di osso corticale che ne avvolge uno di osso spugnoso. Durante la crescita le epifisi (parti estreme) sono separate dalla diafisi da uno strato di cartilagine ialina, che nell'adulto è sostituita da osso spugnoso [Cristofolini, dispense 2011].



**Figura 1.4:** Struttura delle ossa lunghe.

Le proprietà meccaniche dell'osso sono determinate sperimentalmente, spesso *in vitro*; è quindi importante sottolineare come il confronto fra provini vivi e immediatamente *post-mortem* ha indicato che non ci sono differenze significative all'atto della morte. Questo non stupisce se si tiene conto che il più del tessuto osseo è a matrice non vivente e i componenti viventi, che possono alterarsi o sparire istantaneamente con la morte, danno un contributo minimo alle caratteristiche meccaniche [Cristofolini et al., 2006].

Il comportamento di un qualsiasi materiale sotto condizioni di carico è dato dalla sua resistenza e dalla sua rigidità, l'osso deve essere flessibile e robusto ma anche leggero. Questo gli permette di assorbire impatti ad alta energia, di deformarsi nel suo campo elastico e di tornare alla sua lunghezza originale.

La resistenza di un materiale è definita dalla tensione ultima prima di arrivare a rottura.

Questa per l'osso dipende in primo luogo dal tipo di carico imposto e comunque non ci sono valori standard perché è fortemente dipendente dal tipo di osso e dalla metodologia di test.

L'osso spugnoso è meno resistente di quello corticale, ma può deformarsi di più prima di raggiungere la frattura [Hamill et al., 2008].

### **1.3 Funzionalità dell'apparato scheletrico**

Lo scheletro è costituito da tessuto osseo, articolazioni, che sono le intersezioni tra le ossa, e legamenti, i quali uniscono le ossa alle articolazioni. L'apparato scheletrico rappresenta circa il 20% del peso corporeo e soddisfa molte funzioni.

In primo luogo, è la struttura di supporto del corpo che permette di mantenere una postura anche sotto l'azione di forze esterne. In secondo luogo, le ossa proteggono gli organi e fungono da sito di inserzione per i tendini, i muscoli e i legamenti.

Ulteriori funzioni dell'osso sono il deposito e la produzione di cellule del sangue, l'accumulo di grassi e minerali e in particolare sono la principale riserva di calcio e fosfati.

### **1.4 Anatomia del femore umano**

Il femore (fig. 1.5) è l'osso più lungo e più grosso dello scheletro umano; presenta un corpo detto diafisi e due estremità irregolari (epifisi) che fanno parte dell'articolazione dell'anca e del ginocchio.

Nel soggetto in posizione anatomica, il femore è inclinato medialmente dall'alto verso il basso, in modo da posizionare le ginocchia in linea col centro di gravità del corpo. L'inclinazione è più accentuata nelle donne dal momento che hanno il bacino più largo.

L'estremità prossimale presenta una testa, approssimativamente sferica e inserita su un collo angolato e i trocanteri prominenti che servono da inserzione per i muscoli. La testa del femore si articola saldamente con la profonda cavità articolare dell'acetabolo dell'anca. Si presenta liscia, con una superficie articolare più ampia sopra e anteriormente, interrotta nel mezzo da un'incavatura, la fossetta

della testa femorale, nella quale prende inserzione il legamento della testa del femore.

Il collo è lungo circa 5 cm, forma con la diafisi un angolo di circa 135° e presenta un gran numero di fori per il passaggio di vasi sanguigni.

Il grande trocantere è la prominenza ossea dell'anca; è ampio e quadrangolare e segna il limite superiore della diafisi del femore. Il suo margine posteriore, arrotondato, delimita la fossa trocanterica e continua verso il basso come cresta intertrocanterica. La fossa trocanterica è una cavità profonda situata sulla faccia mediale del grande trocantere.

Il piccolo trocantere è un processo conoide e smusso, posto al punto di giunzione tra il margine inferiore del collo e la diafisi del femore. I due trocanteri sono connessi posteriormente dalla cresta intertrocanterica. Sulla faccia anteriore del femore, la linea di giunzione tra collo e diafisi è la linea intertrocanterica e fornisce inserzione alla capsula articolare sulla faccia anteriore dell'osso.

La diafisi dell'osso, la cui superficie è liscia, è pressoché uniforme per quanto riguarda il calibro, ma s'ispessisce leggermente alle sue due estremità.

L'estremità inferiore presenta due versanti obliqui e una gola centrale: la faccia patellare, una vasta superficie articolare per la tibia e la patella. I due versanti continuano in due masse voluminose e ovalari, i condili, che sono separati da un'incisura, (o fossa intercondiloidea), in diretta continuazione della gola della troclea [Standring: Gray's Anatomy, 2008].

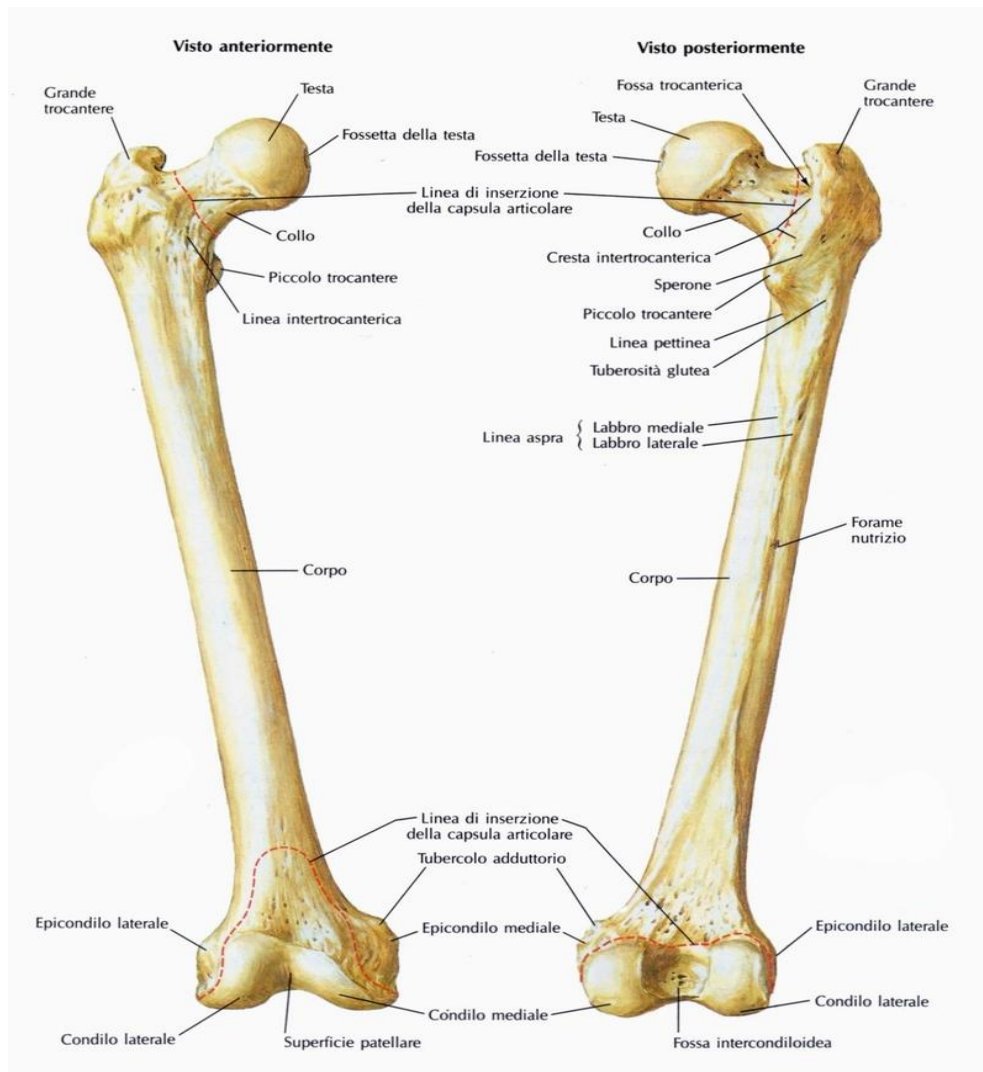


Fig. 1.5: vista anteriore (sinistra) e posteriore (destra) del femore

## 1.5 Funzionalità del femore

Il femore costituisce la parte scheletrica della coscia. Durante la deambulazione la testa del femore ruota e scivola all'interno dell'acetabolo dell'osso iliaco (garantendo tutti gradi di libertà alle rotazioni) nell'articolazione d'anca, mentre i condili del femore rotolano sui menischi, i quali a loro volta scivolano sui condili della tibia nel movimento di flesso-estensione dell'articolazione di ginocchio.

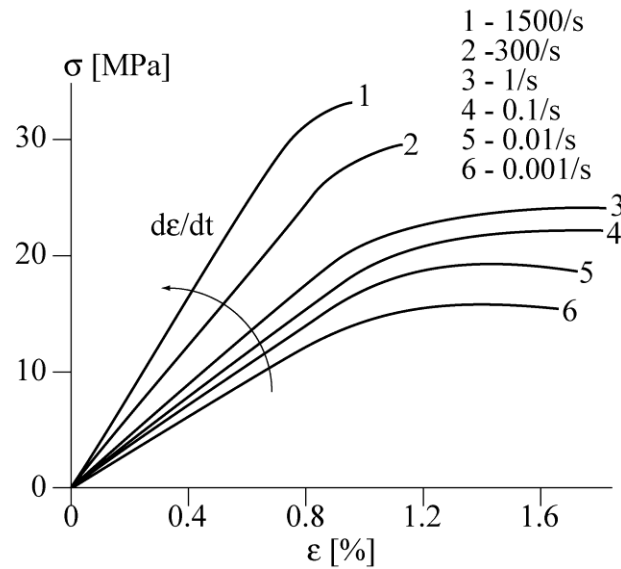
Il femore durante le azioni quotidiane è soggetto ad una grande quantità di forze. I carichi sono dati dal supporto del peso corporeo, dalla gravità, da forze muscolari e da forze esterne.

## **1.6 Generalità biomeccaniche sull'osso**

Il tessuto osseo è un materiale anisotropo, ciò significa che il suo comportamento varia rispetto la direzione di applicazione del carico. Le differenze tra osso spugnoso e osso corticale contribuiscono alla sua anisotropia. Inoltre l'evoluzione ha portato a una relazione tra forma e funzione nell'architettura delle ossa, infatti l'osso risponde ad un meccanismo noto come rimodellamento che lo rende in grado di adattarsi dinamicamente alle richieste di stress meccanico [Bilezikian et al., 1996].

La legge di Wolff sostiene appunto che l'osso si adatta a seconda dei carichi a cui è sottoposto [Wolff, 1892]. Se il carico aumenta l'osso si rimodella nel tempo per diventare più forte e resistere a quel tipo di carico. L'architettura interna delle trabecole subisce mutamenti adattativi, seguiti da cambiamenti secondari alla parte esterna corticale dell'osso che diventa più spessa. Al contrario, se il carico diminuisce, l'osso diventa più debole in quanto, metabolicamente meno costoso da mantenere, non vi è stimolo per rimodellamento continuo necessario a mantenere la massa ossea.

Importante caratteristica intrinseca di un materiale è la tenacità, questa è data dall'energia necessaria per arrivare a frattura che è definita come l'area sotto la curva tensione-deformazione (fig. 1.6). Studi precedenti [Currey, 1990] hanno stimato che l'energia necessaria al raggiungimento della frattura per il tessuto osseo corticale del femore si aggira intorno ai  $3400 \text{ J/m}^2$ .



**Figura 1.6:** Curva tensione-deformazione per osso compatto in una prova di trazione al variare della velocità di deformazione. [da: JH McElhaney 'Dynamic Response of Bone and Muscle Tissue', J.Appl.Physiol., 21, pp.1231-1236, 1996]

Altra proprietà dell'osso è la viscoelasticità: la sua risposta dipende dalla velocità e dalla durata di applicazione del carico. In genere aumentando la velocità l'osso risulta più rigido e capace di assorbire meno energia prima di rompersi.

Le proprietà dell'osso corticale e spugnoso sono ad oggi oggetto di studio e ricerca. Tuttavia per l'osso corticale si conoscono più informazioni sulle comuni proprietà legate alle tensioni e deformazioni, al modulo di Young, a effetti inerenti alla viscoelasticità e al comportamento a fatica. È noto anche come tali proprietà variano in funzione del contenuto minerale, dell'età e di alcune patologie come l'osteoporosi [Behiri et al., 1984].

La conoscenza di questi dati deriva principalmente da test meccanici convenzionali *in vitro* dove le varie componenti di carico (trazione, compressione, taglio, flessione e torsione) sono state applicate sulle ossa.



## 1.7 Stato dell'arte

Molti studi si sono occupati di caratterizzare il comportamento della parte prossimale del femore intatto, in quanto i dati raccolti venivano in genere comparati con quelli derivati da femori protesizzati.

In particolare molto studiata è stata la distribuzione delle deformazioni. In uno studio [Cristofolini et al., 2008], che ha analizzato 12 paia di femori in sei diverse configurazioni di carico tali da simulare la risultante delle forze che agiscono sull'articolazione d'anca durante le attività quotidiane, è stata analizzata la distribuzione delle deformazioni anche correlandola alla qualità dell'osso. È emerso che la compressione era predominante nel lato mediale, mentre la trazione in quello laterale. Le deformazioni in trazione e compressione erano comparabili nel lato anteriore e in quello posteriore e le deformazioni nelle regioni di testa e collo e nelle diafisi prossimale avevano lo stesso ordine di grandezza. Inoltre le direzioni delle deformazioni principali variavano significativamente nelle diverse zone misurate, ma di poco tra le diverse configurazioni, mostrando così come l'anatomia della parte prossimale del femore sia in grado di rispondere adeguatamente ai cambiamenti quotidiani di direzione della forza agente sull'articolazione d'anca.

È stato anche osservato che le deformazioni in trazione erano significativamente più grandi dove l'osso corticale era più sottile di 1 mm, mentre le deformazioni in compressione erano più grandi dove invece l'osso corticale era più spesso di 1 mm.

Dallo studio delle deformazioni è stato poi possibile proseguire le indagini cercando di trovare quale fosse la configurazione di carico più critica, quella cioè che portasse più facilmente a rottura il femore [Cristofolini et al., 2007].

Uno studio successivo [Cristofolini et al., 2009a], sviluppato precedentemente all'interno del laboratorio su femori intatti e protesizzati in sei diverse configurazioni di carico con e senza muscoli per simulare attività fisiologica, ha nuovamente dimostrato che, in generale, la parte laterale è la regione più deformata in trazione, mentre quella mediale risulta più deformata in

compressione. La zona di maggior deformazione cambia in relazione alla direzione del carico applicato.

Comparando successivamente i dati elaborati con quelli ricavati dalle stesse prove sui controlaterali protesizzati era emerso che notevoli deformazioni erano state osservate nel lato anteriore di testa e collo (in media le deformazioni erano doppie rispetto a quelle del femore intatto).

Uno studio recente [Pal et al., 2010] effettuato su femori intatti e protesizzati ha comparato i dati misurati dagli estensimetri con quelli ottenuti dai relativi modelli ad elementi finiti. Gli esperimenti hanno mostrato un basso coefficiente di correlazione e una buona somiglianza fra i dati derivati dalle prove sui femori e quelli derivati dai modelli ad elementi finiti.

## **1.8 Scopo**

Come è stato detto in precedenza, molti studi si sono occupati di caratterizzare il comportamento della parte prossimale del femore intatto.

Scopo di questo studio è validare un modello per femori intatti, basato sui dati di prove in campo elastico *in vitro* atte a simulare le fasi di deambulazione.

Durante le prove infatti, le deformazioni del tessuto osseo sono state costantemente monitorate. In questo modo i dati raccolti e opportunamente elaborati saranno usati dal dipartimento computazionale del laboratorio per validare il modello da loro creato sulla base dei risultati del *bio-imaging*.

# **CAPITOLO 2:**

## **MATERIALI E METODI**

---

### **2.1 Organizzazione delle fasi sperimentali**

Al fine di valutare le caratteristiche meccaniche del femore umano sono stati studiati cinque femori provenienti da cadavere (#2514, #2777, #2778, #2851, #3117). Per i quali riporto i dettagli dei donatori .

#2514 sx: Femmina morta a 59anni, etnia afroamericana,  
altezza 152cm, peso=117kg.

#2777 dx e #2778 sx: Maschio morto a 62anni, etnia caucasica,  
altezza 180cm, peso=97kg.

#2851 sx: Maschio morto a 63anni, etnia caucasica,  
altezza 178cm, peso=95kg.

# 3117 sx: Maschio morto a 62anni, etnia caucasica,  
altezza 180cm, peso=110kg.

Nessun donatore era affetto da patologie muscolo scheletriche o cancro.

I provini sono stati congelati subito dopo l'espianto.

Dopo una preliminare pulizia e tracciatura dei piani di riferimento, le ossa sono state sottoposte a TAC, radiografie e densitometria assiale a raggi X (DEXA), poi sono state sezionate sulla diafisi lungo il piano trasversale e bloccate in dedicati

afferraggi che consentissero di mantenere la configurazione imposta durante le prove.

In seguito i provini sono stati opportunamente strumentati mediante l'applicazione di estensimetri e sottoposti alle prove in campo elastico.

Nei seguenti paragrafi sono descritte in dettaglio le fasi di preparazione dei segmenti ossei e i test biomeccanici effettuati.

## **2.2 Pulizia dei provini, esami clinici e tracciatura dei piani di riferimento**

I provini sono stati puliti accuratamente in modo tale da rimuovere i tessuti molli (legamenti, tendini, e periostio) dall'osso sottostante, mediante l'utilizzo di appositi taglienti e bisturi.

### **2.2.1 Esami clinici**

Per controllare la qualità del tessuto osseo e la taglia dell'impianto protesico più adatto, sono state eseguite TAC, radiografie e DEXA.

Dopo aver preso visione dei referti, delle pianificazioni tridimensionali delle protesi fatte per ogni femore e aver consultato un chirurgo specializzato in impianti protesici, quest'ultimo ha scelto la taglia di ogni impianto.

### **2.2.2 Tracciatura dei piani di riferimento anatomici sulla diafisi**

Successivamente si è proceduto alla tracciatura dei piani di riferimento anatomici. Tale operazione è necessaria al fine di individuare gli assi di riferimento.

Per la tracciatura dei piani di riferimento anatomici sul femore si è seguito un protocollo validato reperito in letteratura scientifica [Ruff et al, 1983] il quale è stato integrato con un protocollo interno del Laboratorio di Tecnologia Medica [Cristofolini, 2010: MPP/04/Rev.03].

Per il tracciamento sulla diafisi si è proceduto posizionando il femore sul piano di riscontro con la faccia anteriore verso l'alto, appoggiato sui condili e sul piccolo trocantere; si è allineato grossolanamente mediante un righello e si è mantenuto in posizione zavorrandolo con dei pesi.

Si è poi proceduto a misurare la lunghezza biomeccanica (BL) dei femori con una riga.

Secondo il protocollo, la lunghezza biomeccanica del femore corrisponde alla distanza minima che intercorre fra la fossa intercondiloidea e la regione superiore del collo.

Il valore per ogni femore risulta:

- 382mm per il provino #2514
- 438mm per il provino #2777
- 435mm per il provino #2778
- 406mm per il provino #2851
- 421mm per il provino #3117

Dopodiché si sono individuate due regioni piatte sulla superficie femorale anteriore: sotto la fossa condilare ed all'altezza del piccolo trocantere; in questi punti si è misurato il diametro del femore con il calibro e si è marcato il punto di mezzeria con un pennarello indelebile. Per minimizzare l'errore il punto di mezzeria è stato misurato ed individuato su entrambi i lati del femore.

In seguito si è immobilizzato il femore con una morsa a tre gradi di libertà (ItalSigma, Forlì, Italia) (fig. 2.1) con la superficie mediale verso l'alto. Dopo aver allineato lungo una retta orizzontale i punti appena trovati, si è tracciato col truschino un piccolo solco per congiungerli; esso corrisponde alla proiezione del piano sagittale. Lo stesso tratto è stato poi ripassato con un pennarello indelebile per renderne meglio visibile la tracciatura.

Tale procedimento si è ripetuto in maniera identica sul lato opposto.



**Figura 2.1:** Tracciatura del piano sagittale sulla superficie del femore con il truschino.

Per unire la coppia di punti laterali, si è posizionato il femore sul piano di riscontro con la faccia anteriore verso l'alto, appoggiato sui condili e sul piccolo trocantere, poi dopo aver aggiunto dei rialzi sotto la parte prossimale si sono allineati orizzontalmente i due punti di mezzeria. A questo punto si è provveduto alla tracciatura della proiezione del piano frontale con truschino e pennarello indelebile.

Procedendo anche sull'altro lato si è così ottenuta la tracciatura dei piani di riferimento anatomici (fig. 2.2).



**Figura 2.2:** Tracciatura del piano frontale sulla superficie del femore con il truschino.

### **2.2.2 Tracciatura dei livelli per gli estensimetri sulla metafisi prossimale**

I livelli tracciati sulla metafisi prossimale del femore sono stati diversi a seconda del tipo di protesi che sarà impiantata. Nei femori destinati a protesi di rivestimento (BHR) due livelli su quattro si sono tracciati nella zona del collo e gli altri due sulla diafisi, mentre per i femori destinati a protesi modulare (APTA) tutti e quattro i livelli si sono tracciati sulla diafisi; questo perché quando i femori saranno protesizzati, verranno nuovamente testati e le zone più importanti di deformazione si troveranno in questi livelli.

## **BHR**

Per il tracciamento dei piani sulla metafisi prossimale il femore è stato posizionato in modo che l'asse del collo fosse perpendicolare al terreno. Per fare ciò la diafisi è stata afferrata con la morsa, mantenuta inclinata di  $45^\circ$  e ruotata in modo da compensare l'anteversione del collo.

Con l'ausilio del calibro si è misurato il diametro della testa del femore (HD).

Mantenendo l'asse del collo in posizione verticale si è fatta traslare la morsa verso il basso finché la testa del femore non fosse in contatto con il piano di riscontro.

Con il truschino si sono tracciati i livelli di riferimento disegnando due circonferenze: una ad altezza  $0.84HD$  (livello H) e l'altra ad altezza  $1.12HD$  (livello N) (fig. 2.3a).

Dopodiché si è fatta ruotare la morsa allineando l'asse della diafisi in direzione verticale e si è appoggiata la punta del truschino sul punto più basso della regione superiore della fossa del collo. Facendo scendere la punta del truschino di una distanza pari a  $0.09BL$  (livello 1) e  $0.25BL$  (livello 3) si sono tracciate altri due livelli di riferimento con un movimento circolare (fig. 2.3b).

Per tutti e quattro i livelli si sono segnati i punti medi di ogni lato (posteriore, mediale, laterale e anteriore), in quanto durante le sollecitazioni simulate nei test, saranno proprio questi i punti che subiranno una maggiore deformazione.





**Figura 2.3a:** Tracciatura dei livelli del collo e della testa.



**Figura 2.3b:** Tracciatura del livello 3.

## APTA

Si è allineato l'asse della diafisi in direzione verticale e si è appoggiata la punta del truschino sul punto più basso della regione superiore della fossa del collo. Facendo scendere la punta del truschino di una distanza pari a  $0.09BL$  (livello 1),  $0.17BL$  (livello 2),  $0.25BL$  (livello 3) e  $0.33BL$  (livello 4) si sono tracciati quattro livelli di riferimento con un movimento circolare (fig. 2.4).

Per tutti e quattro i livelli si sono segnati i punti medi di ogni lato (posteriore, mediale, laterale e anteriore).



**Figura 2.4:** Particolare dei quattro livelli tracciati.

## 2.3 Preparazione dell'afferraggio

La diafisi è stata tagliata in corrispondenza del  $33\%BL + 100\text{ mm}$  partendo dal lato prossimale. Dopodiché l'afferraggio è stato realizzato mantenendo l'osso in verticale e inserendo la parte distale all'interno del *pot* (contenitore a base quadrata aperto sul lato superiore) con i lati disposti in accordo al sistema di riferimento e colando PMMA (polimetilmetacrilato) (1RXT, Restray, Lodi, Italia) in modo da riempirne il volume contenuto (fig. 2.5). Il PMMA è un polimero poco tossico, di facile utilizzo e reperibilità. In particolare, per avere un buon cemento, si mescola il 70% di polvere con il 30% di liquido autopolimerizzante.

Una volta completato il processo di polimerizzazione l'afferraggio si presenta come un solido a forma prismatica che può essere bloccato per pressione all'interno del *pot*.



**Fig. 2.5:** Femore cementato ancora con il contenitore.

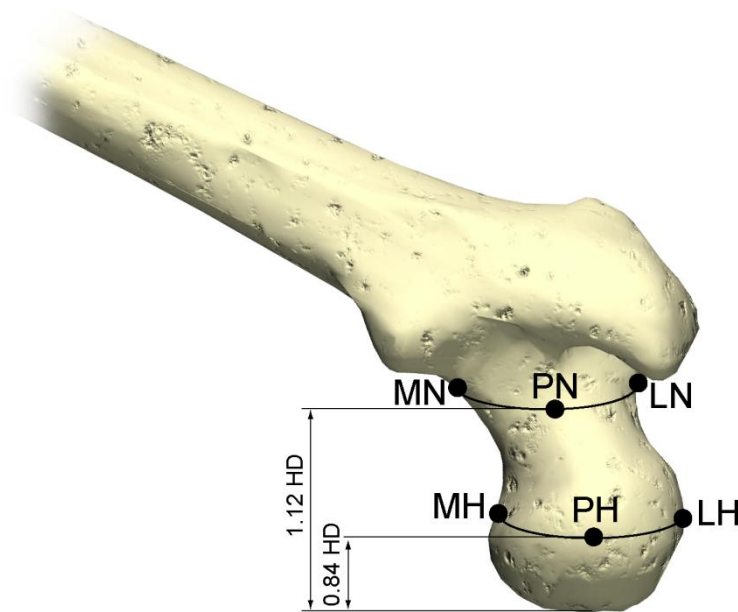
## 2.4 Applicazione degli estensimetri

Prima dell'applicazione degli estensimetri la superficie è stata opportunamente preparata raschiando tutto il periosteo con bisturi e carta vetrata a grana media (P400). Le zone destinate all'applicazione degli estensimetri sono state localmente sgrassate e pulite molto accuratamente passando più volte batuffoli di cotone imbevuti in soluzione di alcool etilico e RMS1 acetone propanolo.

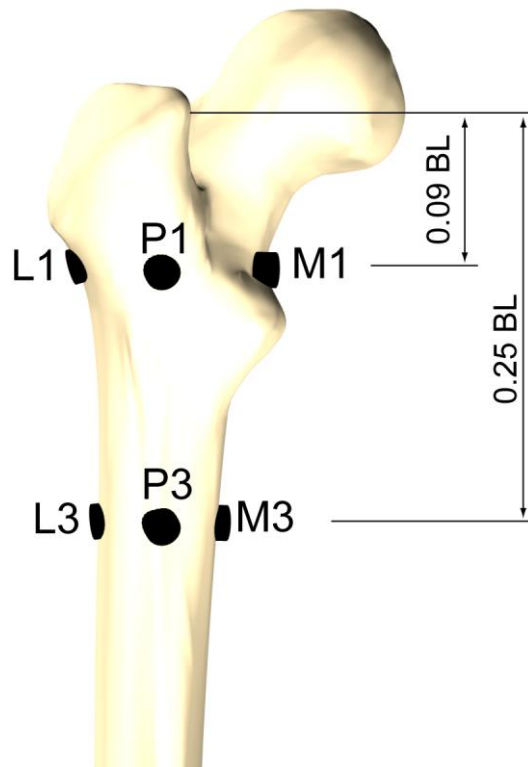
Su tutta la regione del collo si sono passate 3 mani di protettivo (poliuretano PU120) per riempire le porosità presenti ed isolare la superficie. Dopo ogni mano è stato necessario aspettare 20 minuti circa. Quest'ultima operazione è stata necessaria a causa della particolare morfologia del collo che per motivi di ingombro non è adatta ad ospitare estensimetri *water-proof*.

Gli estensimetri sui livelli collo e testa sono stati applicati sulla superficie pulita dal poliuretano, in quanto questi strumenti devono necessariamente essere a contatto con la superficie di cui devono misurare le deformazioni.

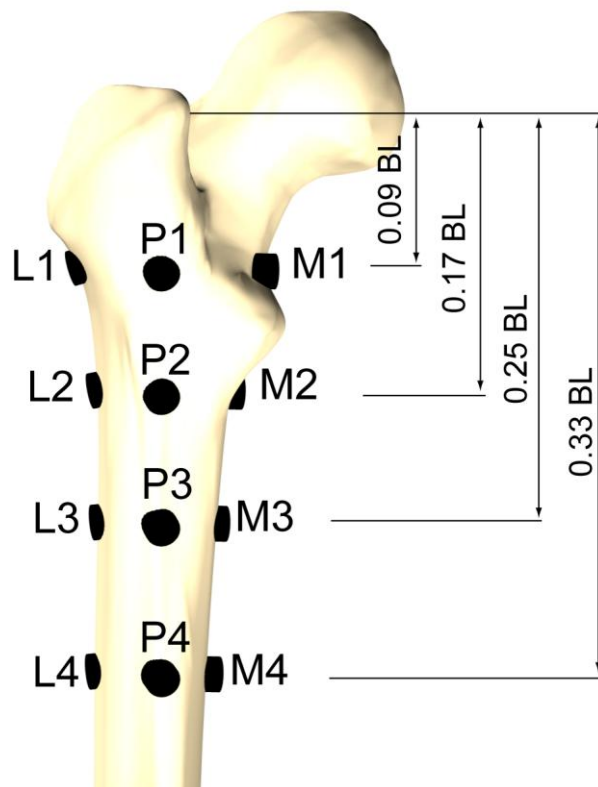
Gli estensimetri sono stati applicati sui quattro livelli precedentemente tracciati (H,N,1,3 nei femori destinati a BHR oppure 1,2,3,4 negli altri) disponendone uno per ogni lato (anteriore, posteriore, mediale e laterale) (fig. 2.5a-2.5b-2.5c) per un totale di 16 estensimetri su ogni femore.



**Figura 2.6a:** Posizione degli estensimetri sul collo del femore sui livelli H e N.  
Vista posteriore (quelli sul lato anteriore sono nascosti).

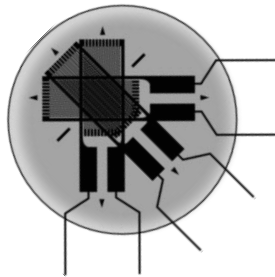


**Figura 2.6b:** Posizione degli estensimetri sulla parte prossimale della diafisi del femore sui livelli 1 e 3. Vista posteriore (quelli sul lato anteriore sono nascosti).



**Figura 2.6c:** Posizione degli estensimetri sulla parte prossimale della diafisi del femore sui livelli 1-2-3-4. Vista posteriore (quelli sul lato anteriore sono nascosti).

Gli estensimetri, chiamati anche rosette triassiali, hanno tre griglie resistive di dimensione 2 mm sovrapposte a  $0^\circ$ ,  $45^\circ$  e  $90^\circ$  (fig. 2.7), che consentono di misurare le deformazioni principali e l'angolo in cui si presentano.



**Figura 2.7:** Struttura di un estensimetro triassiale.

Gli estensimetri sono stati incollati sulla superficie dei provini con colla a base di cianoacrilato modello CC-33A (Kyowa, Tokyo, Japan) allineando l'asse della griglia a  $0^\circ$  con il tratto ortogonale al livello (cioè parallelo alla diafisi), così da avere uno stesso riferimento per l'identificazione degli angoli.

Successivamente si è andati a verificare l'integrità di tutte le rosette, mediante un tester, controllando la congruenza della resistenza effettiva con quella nominale affinché la percentuale di errore fosse contenuta entro il 2%.

Per ottenere un completo isolamento elettrico sono state applicate 3 mani di poliuretano (ognuna seguita da 20 minuti di riposo) sugli estensimetri non *water-proof*. L'applicazione si è limitata ad una sottile pellicola, lateralmente circoscritta, sufficiente a racchiudere completamente al suo interno gli estensimetri sui livelli H e N per evitare che si infiltrasse acqua all'interno delle griglie durante le operazioni di idratazione.

Infine i cavi degli estensimetri sono stati collegati al sistema di acquisizione (System6000, Vishay, Shelton, United States).

## 2.5 Definizione delle configurazioni di carico

La parte prossimale dei femori è stata sottoposta a prove in campo elastico. Durante le prove è stato utilizzato un *setup* per simulare la forza di reazione nell'articolazione di anca che agisce sulla testa del femore durante compiti motori quotidiani.

### 2.5.1 Configurazioni di carico per la simulazioni di azioni quotidiane

Le configurazioni di carico utilizzate per le prove, rispecchiano gli estremi del cono delle direzioni delle forze, sui piani frontale e sagittale, che agiscono sul collo del femore durante attività quotidiane [Cristofolini et al, 2007]. Ad esse sono state aggiunte due ulteriori configurazioni che corrispondono a quella più ricorrente in letteratura ( $0^\circ$  neutro) e a quella più critica per l'insorgenza di fratture spontanee ( $8^\circ$  adduzione).

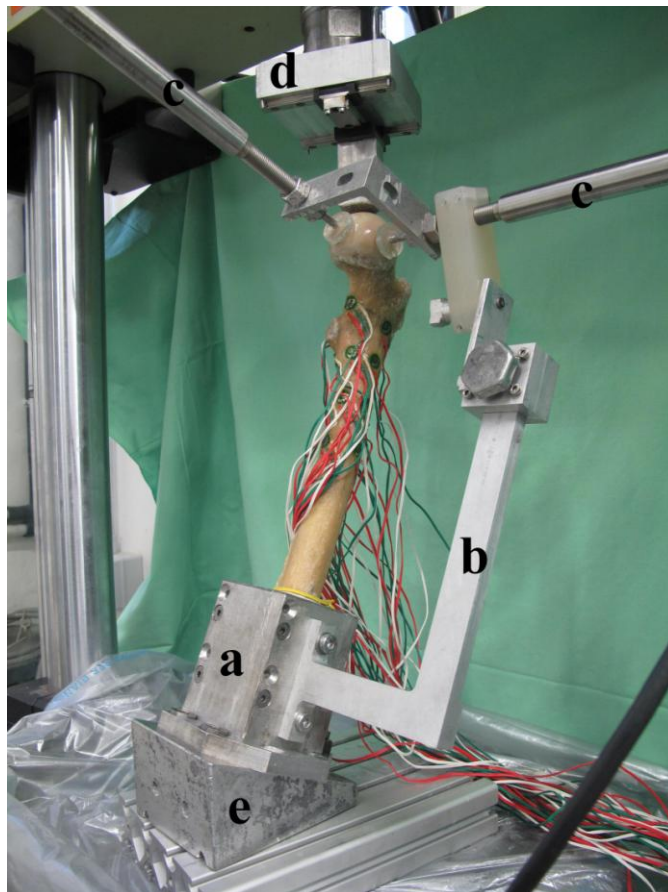
In definitiva sono state eseguite le seguenti configurazioni di prova:

- $0^\circ$  neutro
- $3^\circ$  adduzione
- $3^\circ$  estensione
- $8^\circ$  adduzione
- $18^\circ$  flessione
- $24^\circ$  adduzione

## 2.6 Setup

Con il termine *setup* si intende l'insieme dei componenti installati sulla macchina affinché la prova possa simulare l'evento voluto.

Il *setup* per le prove in campo elastico di simulazione dell'azioni quotidiane era già stato sviluppato per studi precedenti e consiste in una serie di cunei, di diverse inclinazioni ( $0^\circ$ ,  $3^\circ$ ,  $8^\circ$ ,  $18^\circ$  e  $24^\circ$ ), da fissare sopra la cella di carico. Sulla sommità del cuneo scelto per la prova è stato bloccato il *pot* contenente il provino e orientato nella configurazione voluta. Inoltre sull'attuatore è stata fissata una piattaforma dotata di slitte lineari sulla quale era libero di scorrere sul piano orizzontale, ad attrito molto basso, un piccolo parallelepipedo di ceramica che messo in contatto con la testa del femore ha garantito condizioni di isostaticità.



**Figura 2.8:** *Setup* per la simulazione di azioni quotidiane.

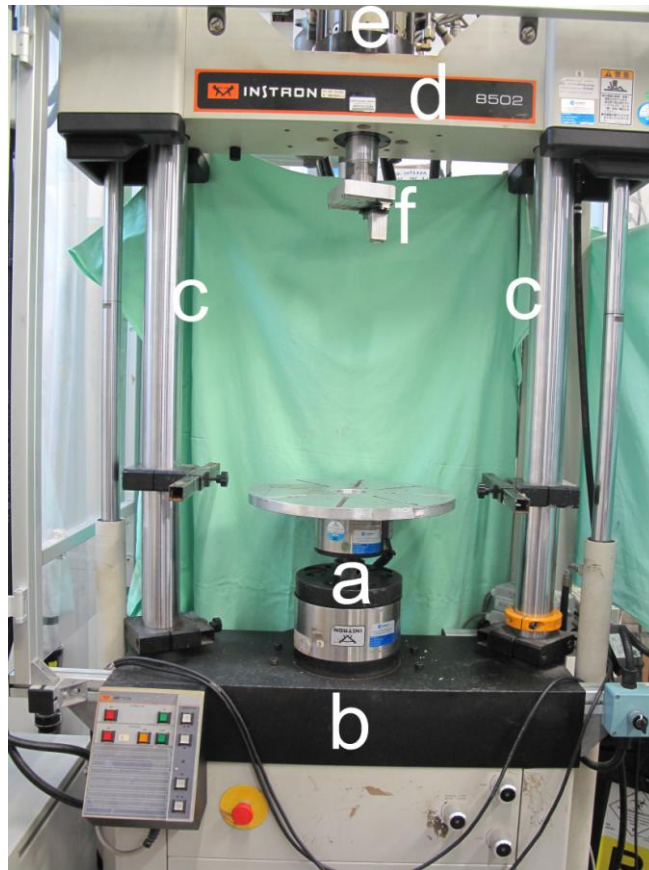
**a:** *pot*, **b:** sostegno per gli LVDT, **c:** LVDT,  
**d:** piattaforma con guide lineari, **e:** cuneo di inclinazione



Il *pot* è costituito da una base ottagonale forata su quattro lati sulla quale sono fissate centralmente quattro pareti laterali avvitate l'una sull'altra. Le viti sulle pareti possono essere allentate in modo da permettere l'inserimento dell'afferraggio di PMMA e strette in modo da ottenere una leggerissima sformatura che lo blocchi all'interno del contenitore. Su un lato del *pot* è stato sistemato un sistema di sostegno per due trasduttori di spostamento (LVDT) disposti a 90° fra loro che raggiungono il contatto sulla testa del femore e ne misurano l'escursione sulle due direzioni durante le prove (fig. 2.8).

### **2.6.1 Prove in campo elastico**

Per le prove in campo elastico è stata usata una macchina da prova servo idraulica uniassiale (8502, Instron Ltd., Canton, MA, USA) (fig. 2.9) dotata di cella di carico con fondo scala da 5 kN. La struttura portante è costituita da un basamento sul quale sono vincolate due colonne che sorreggono una traversa. Il carico viene applicato attraverso un attuatore, in questo caso lo stelo di un cilindro idraulico. Tale cilindro è montato appunto sulla traversa, che ne permette il posizionamento in altezza. Il controllo della macchina è ottenuto attraverso un sistema elettromeccanico collegato ad un computer. La retroazione sul sistema di controllo può avvenire sia in base alla posizione dell'attuatore, che in base al carico applicato.



**Figura 2.9:** Macchina da prova. INSTRON 8502.

- a:** Cella di carico, **b:** Basamento, **c:** Colonne  
**d:** Traversa, **e:** Cilindro idraulico, **f:** Attuatore

Le prove sono state condotte in controllo di spostamento, cioè imponendo un'escursione dell'attuatore ad una determinata velocità. Tali valori vengono definiti appositamente per ogni configurazione.

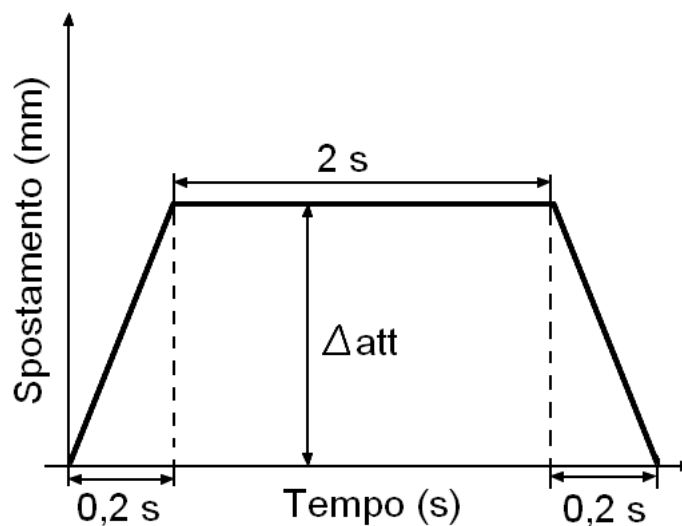
Mediante una procedura preliminare consolidata internamente al laboratorio, chiamata *tuning*, l'operatore impone manualmente uno spostamento che provochi un carico equivalente al 75% del *body weight* (peso del donatore). Al raggiungimento del carico desiderato, si calcola l'escursione dell'attuatore ( $\Delta_{att}$ ). Tale escursione corrisponderà all'ampiezza della rampa da applicare durante le prove. In questo modo si è certi di caricare il provino mantenendosi in campo elastico, senza rischiare di danneggiarlo.

Per ogni configurazione di carico sono state effettuate sette ripetizioni di prova.

Durante ogni prova si è applicato al provino una rampa trapezoidale di spostamento con le seguenti caratteristiche (fig. 2.10):

- Rampa di carico fino all'ampiezza decisa a seguito della procedura di *tuning*;
- Mantenimento di tale valore per 2 secondi;
- Rampa di scarico fino al valore iniziale di riferimento;

Per impostare la velocità della rampa si è tenuto conto del fatto che la velocità di spostamento dell'attuatore è dipendente dall'entità di ampiezza della rampa; questo perché si vuole ottenere la stessa durata di 0,2 secondi per tutte le rampe di carico-scarico. Quindi la velocità può essere considerata come uno spostamento pari a 5 volte il valore di *tuning* percorso nell'unità di tempo. Essa rimane invariata durante la rampa di salita e di discesa.



**Figura 2.10:** Rampa trapezoidale di spostamento.



## **CAPITOLO 3:**

# **RISULTATI E DISCUSSIONE**

---

### **Prove in campo elastico**

Il primo risultato messo in evidenza dallo studio dei dati è stato come, indipendentemente dallo scenario di carico applicato, esista una linearità ( $R^2 > 0,9$ ) tra carico e deformazione per tutte le rosette estensimetriche che hanno misurato più di  $100\mu\epsilon$ . Questo conferma che si può assumere con buona approssimazione che l'osso si comporti linearmente sotto sollecitazioni meccaniche e che possa essere modellato con sistemi lineari.

Per poter confrontare le deformazioni principali si è provveduto a farne la media su tutte le ripetizioni di prova, dopodiché le deformazioni principali sono state normalizzate al 75% del peso del donatore.

In tutti e cinque i femori analizzati si è osservato che il lato mediale (M) è stato quello principalmente sottoposto a compressione, mentre quello laterale (L) è stato sottoposto principalmente a trazione.

In generale le prime quattro configurazioni di carico (0° neutro, 3° adduzione, 3° estensione e 8° adduzione) di tutti i livelli, non hanno presentano particolari differenze fra loro e le deformazioni degli estensimetri si sono mostrate comparabili. In alcuni casi, per la configurazione 8° di adduzione, è stata evidente una diminuzione delle deformazioni rispetto alla media del singolo estensimetro, questo perché l'osso potrebbe essere ottimizzato per questa particolare configurazione, in quanto è quella che potrebbe avvicinarsi alla posizione eretta. Potrebbe essere quindi per questo che, a parità di carico applicato, le deformazioni registrate sono risultate inferiori.

Per le ultime due configurazioni di carico (18° flessione e 24° adduzione), invece era immaginabile una distribuzione delle deformazioni differente. Infatti in esse la forza è stata applicata con un angolazione sensibilmente maggiore, non stupisce quindi se ci si è trovati davanti a variazioni nette, dovute alla presenza di momenti flettenti o torcenti.

Di seguito si riportano i grafici degli andamenti di deformazione di ogni femore.

#2777 (destinato a protesi di rivestimento BHR®)

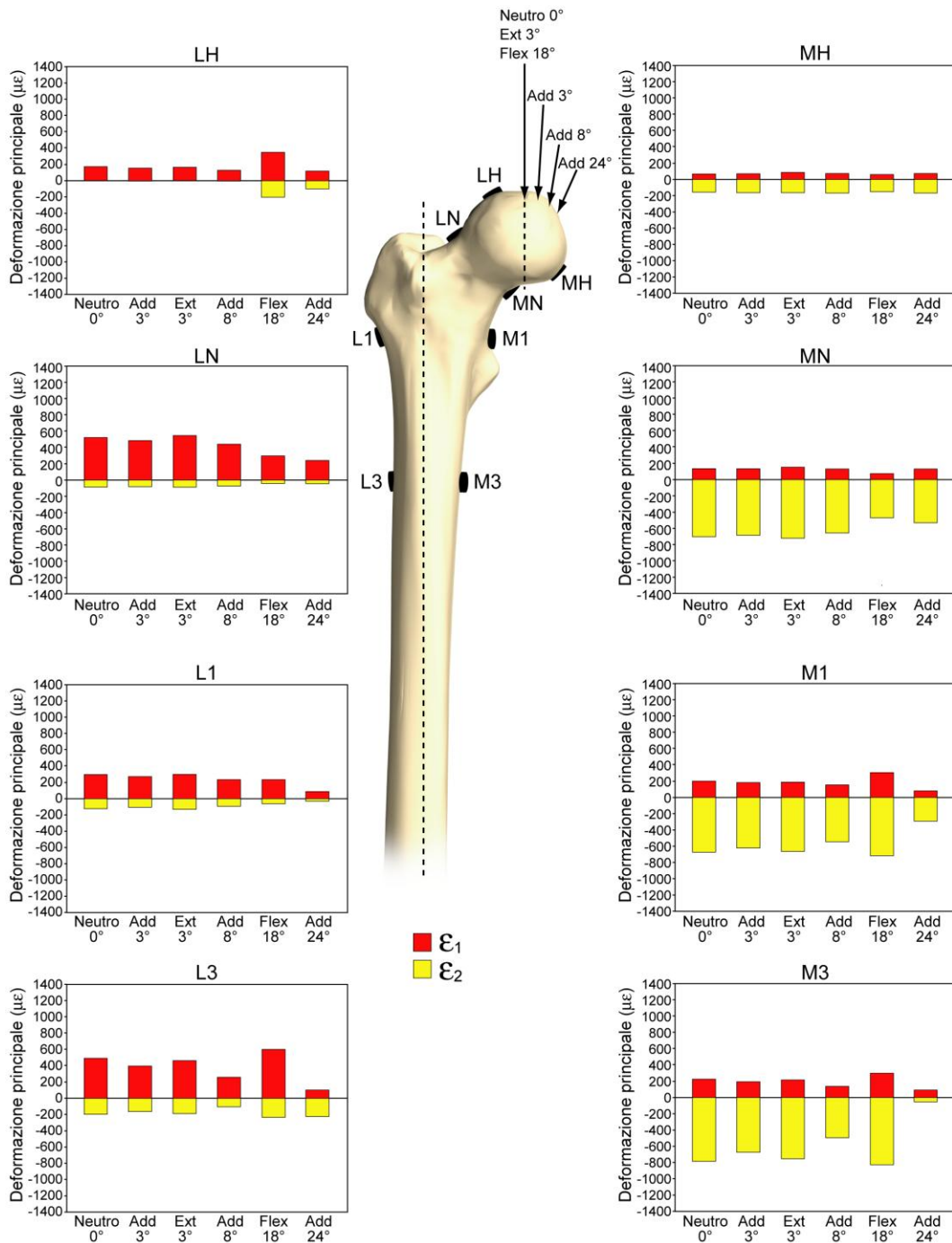


Figura 3.1a: Media e deviazione standard tra 7 ripetizioni delle deformazioni della regione prossimale del femore #2777 nelle prove di simulazione di azioni quotidiane in campo elastico.

Vista anteriore.





Di particolare interesse è risultato il livello testa (H) (fig. 3.1a): nella regione laterale si è notata solo trazione nelle prime quattro configurazioni di carico (0° neutro, 3° adduzione, 3° estensione e 8° adduzione). Questo potrebbe essere spiegato dal fatto che se si approssimasse la testa femorale a quella di una sfera dal corticale molto sottile, un'applicazione di una forza in un punto produrrebbe un aumento di area, questo perché il volume cercherebbe di mantenersi costante. Potrebbe essere quindi per questo motivo che l'estensimetro LH ha misurato solo trazione.

Osservando poi i lati posteriore (P) e anteriore (A) testa (fig. 3.1b), si sono notati valori di compressione e di trazione di simile entità; questo fa supporre che in quelle zone fossero presenti prevalentemente delle componenti di taglio.

Le configurazioni a 18° di flessione e a 24° di adduzione sono quelle che mostrano risultati più particolari.

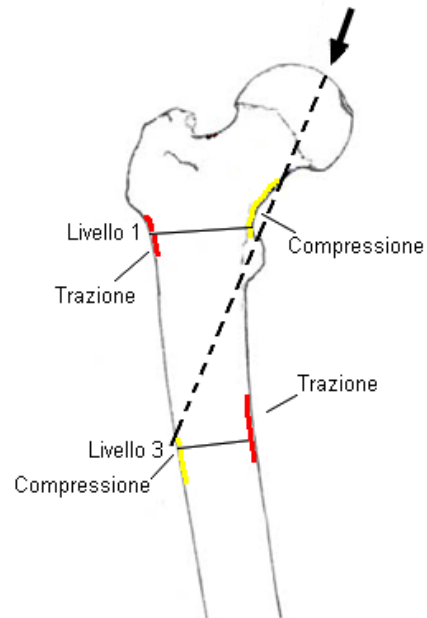
Considerando la configurazione a 18° di flessione e i livelli 1 e 3 della diafisi si sono osservati picchi di deformazione nei lati anteriore e posteriore (rispettivamente di trazione e di compressione) (fig. 3.1b), particolarmente evidenti nel livello 3, in quanto più vicini all'incastro; nel livello 1 del lato posteriore il picco è stato meno evidente: probabilmente quella zona in quella configurazione è stata meno sollecitata perché meno coinvolta nella trasmissione del carico.

Questa configurazione è quella più critica, perché si sono raggiunti valori assoluti di deformazioni più elevati: di compressione in M3 (-827  $\mu\epsilon$ ) e di trazione in A3 (642  $\mu\epsilon$ ).

Considerando i lati anteriore e posteriore, nei livelli di testa (H) e collo (N) (fig. 3.1b), gli estensimetri non hanno misurato picchi di deformazione. Questo potrebbe essere dovuto sia al corticale sottile che al posizionamento degli estensimetri, in diversi casi, infatti, si trovano in zone dove sono presenti diverse cavità.

La configurazione di carico a 24° di adduzione ha rappresentato invece una condizione del tutto eccezionale se messa a confronto con le precedenti. In tale configurazione di carico infatti le deformazioni registrate hanno subito un'inversione di tendenza passando: da compressione a trazione nel mediale e da

trazione a compressione nel laterale (fig. 3.1a). Questo si potrebbe spiegare considerando che il femore è stato sottoposto ad una forza la cui direzione attraversa la diafisi, quindi dà luogo a due situazioni differenti in uno stesso lato (fig. 3.2).



**Figura 3.2:** Schema del possibile comportamento della deformazione in relazione alla direzione della forza

#3117 (destinato a protesi di rivestimento BHR®)

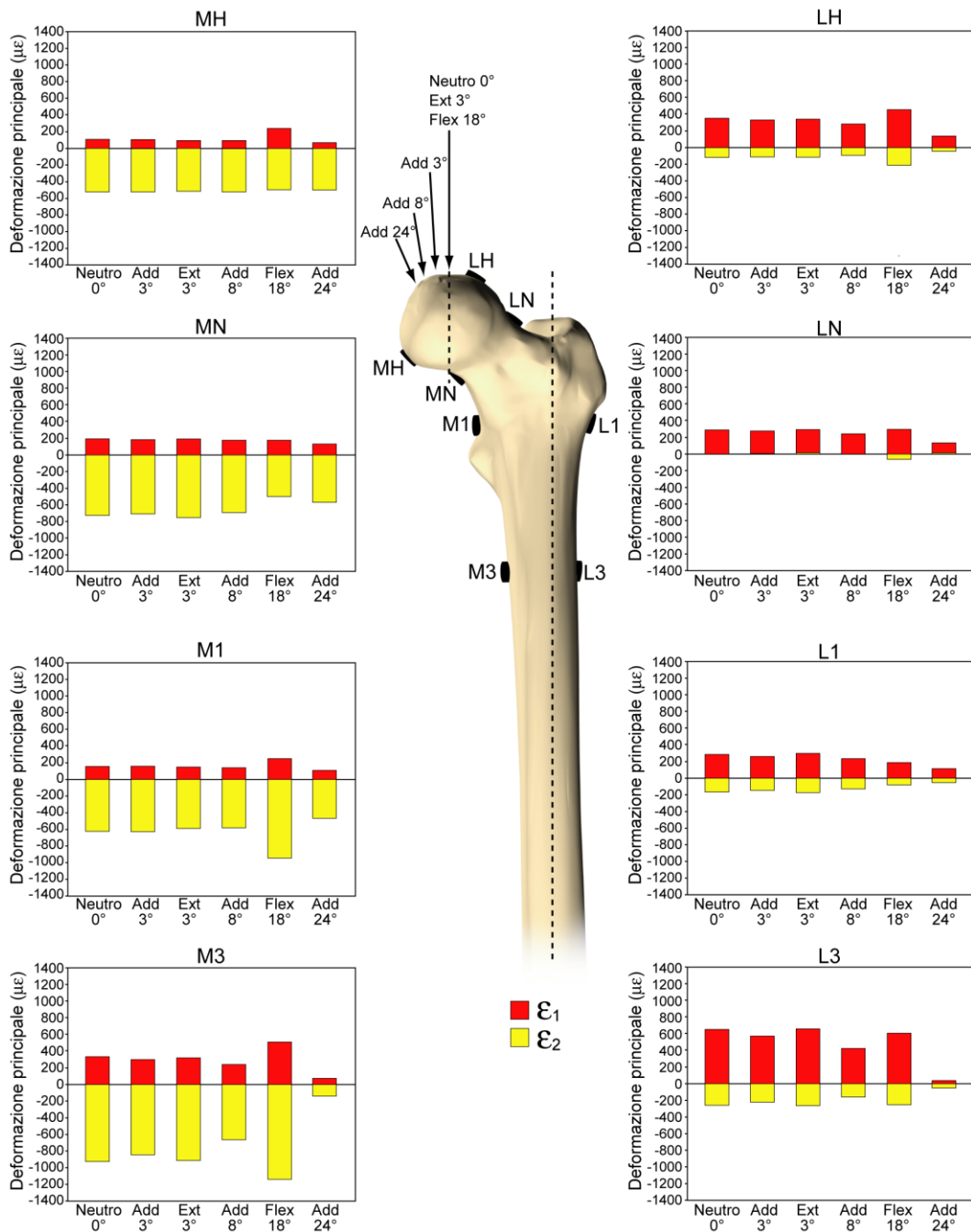
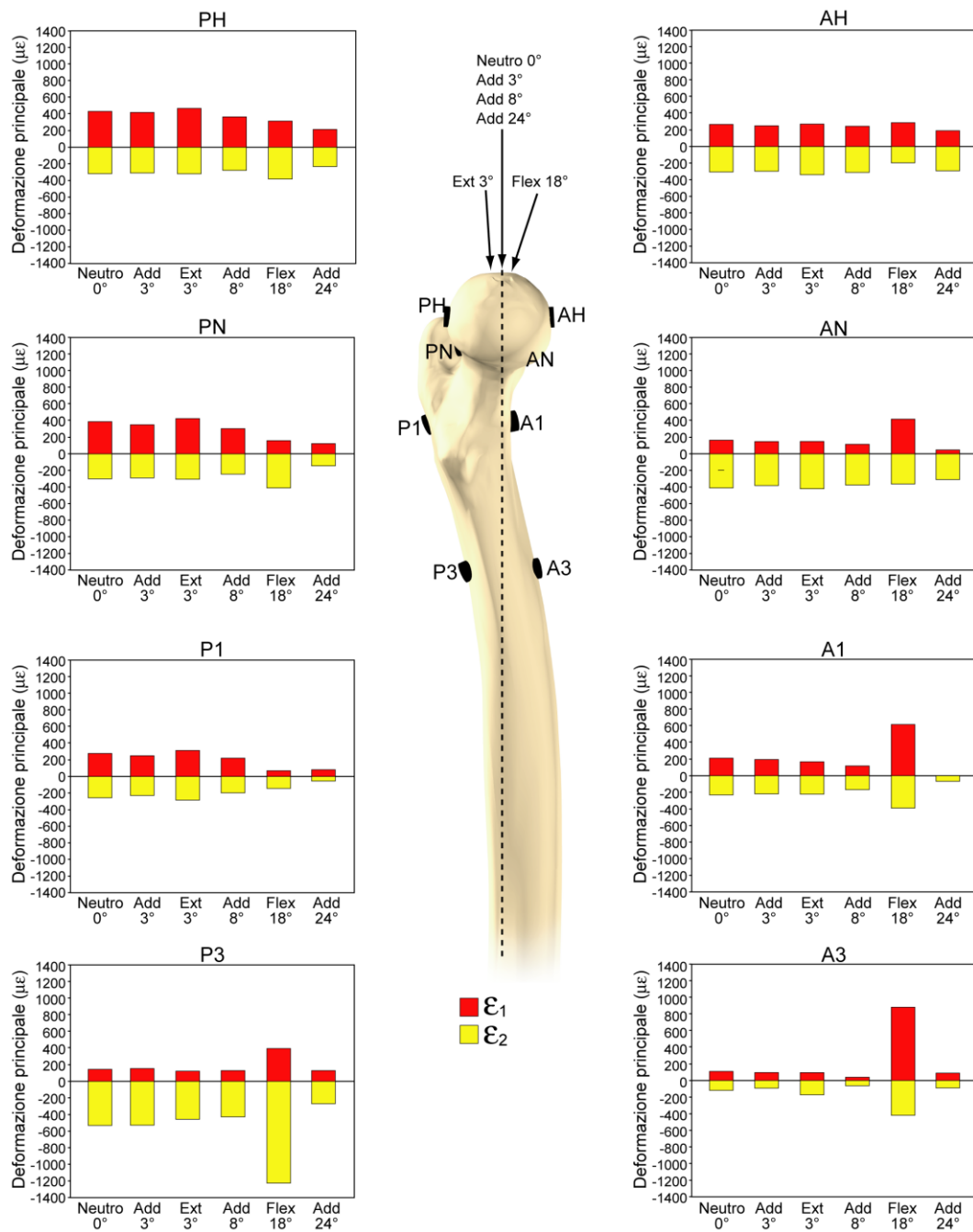


Figura 3.3a: Media e deviazione standard tra 7 ripetizioni delle deformazioni della regione prossimale del femore #3117 nelle prove di simulazione di azioni quotidiane in campo elastico.

Vista anteriore.



**Figura 3.3b:** Media e deviazione standard tra 7 ripetizioni delle deformazioni della regione prossimale del femore #3117 nelle prove di simulazione di azioni quotidiane in campo elastico.

Vista mediale.

Di particolare interesse è risultato il livello collo (N) (fig. 3.3a): nella regione del laterale si è notata solo trazione nelle prime quattro configurazioni di carico (0° neutro, 3° adduzione, 3° estensione e 8° adduzione). Questo potrebbe essere

spiegato dal fatto che se si approssimasse la testa femorale a quella di una sfera dal corticale molto sottile, un'applicazione di una forza in un punto produrrebbe un aumento di area, questo perché il volume cercherebbe di mantenersi costante. Potrebbe essere quindi per questo motivo che l'estensimetro LN ha misurato solo trazione (come è accaduto nel livello testa del femore #2777).

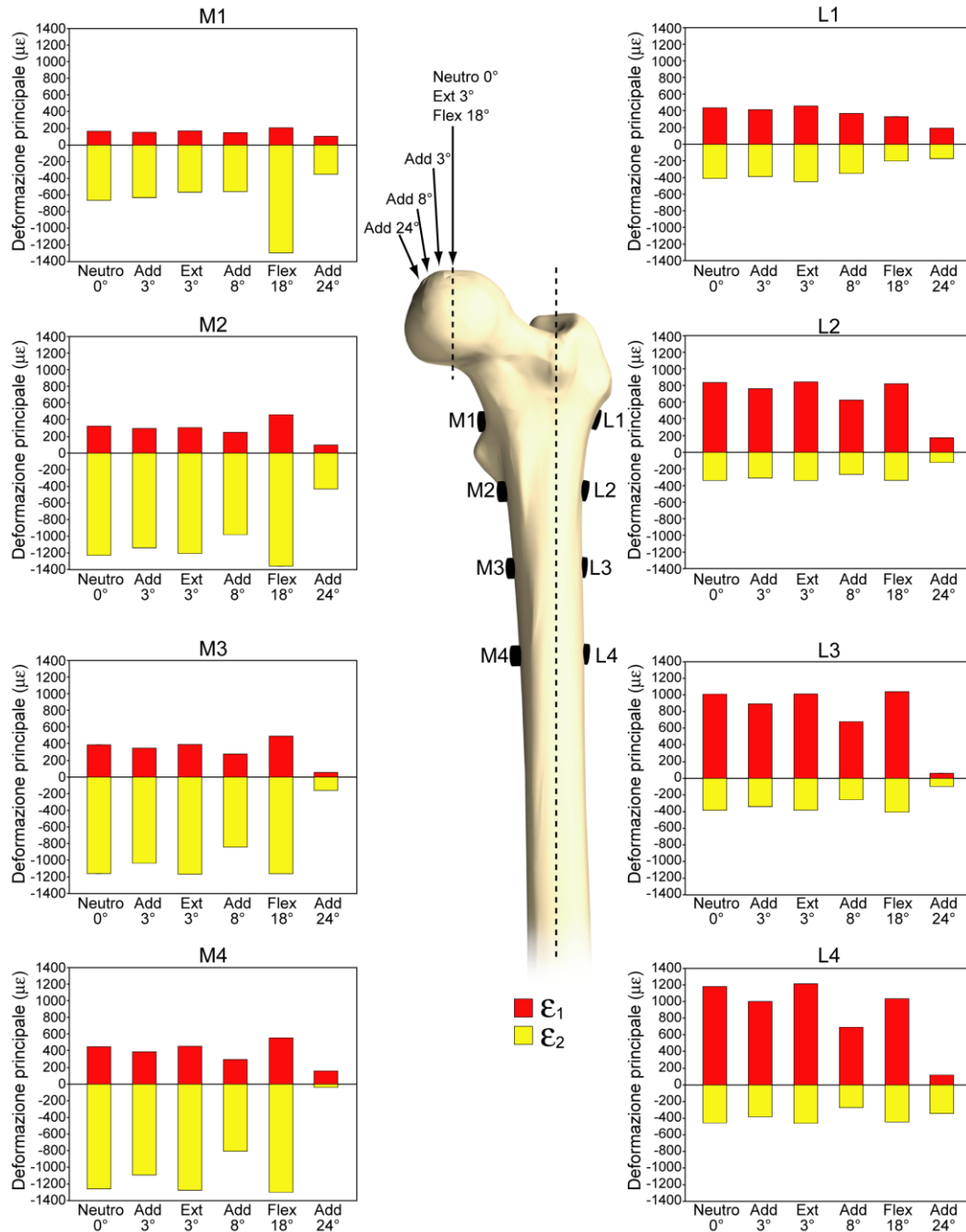
Osservando poi gli estensimetri posteriore testa (PH) e anteriore testa (AH) (fig. 3.3b), si sono notati valori di compressione e di trazione di simile entità, come nel femore #2777; questo fa supporre che in quelle zone fossero presenti prevalentemente delle componenti di taglio.

Per le configurazioni a 18° di flessione e a 24° di adduzione il discorso è analogo a quello precedente: considerando la configurazione 18° di flessione e solo i livelli 1 e 3 della diafisi, si sono osservati picchi di deformazione nell'anteriore e nel posteriore (rispettivamente di trazione e di compressione) (fig. 3.3b), particolarmente evidenti nel livello 3, in quanto più vicino all'incastro; nel livello 1 del posteriore il picco è stato meno evidente: probabilmente quella zona in quella configurazione è stata meno sollecitata perché meno coinvolta nella trasmissione del carico.

Questa configurazione è quella più critica, perché si sono raggiunti valori assoluti di deformazioni più elevati: di compressione in P3 (-1230  $\mu\epsilon$ ) e di trazione in A3 (886  $\mu\epsilon$ ).

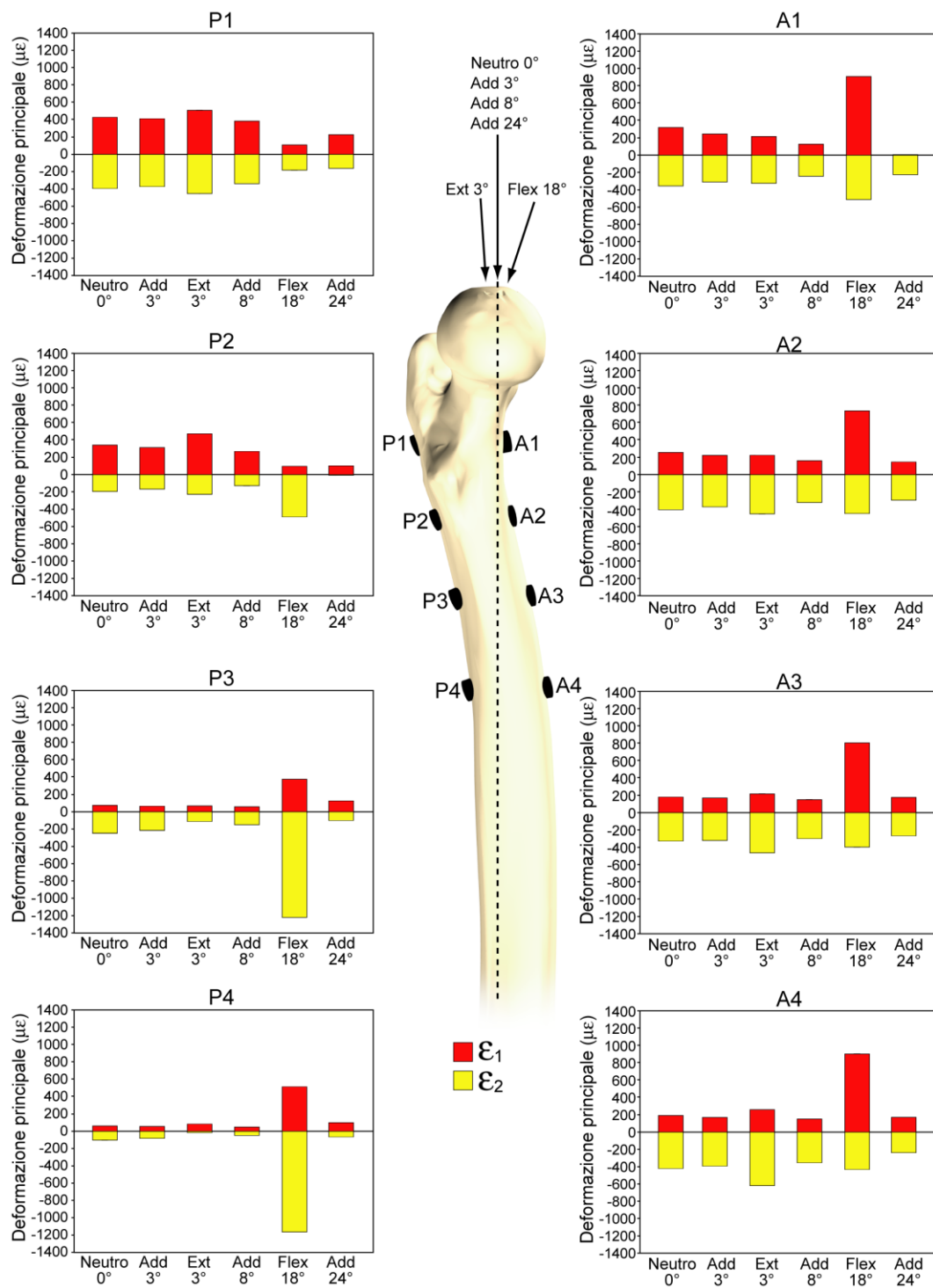
La configurazione di carico a 24° di adduzione ha rappresentato, anche in questo provino, una condizione del tutto eccezionale se messa a confronto con le precedenti. In tale configurazione di carico infatti, le deformazioni registrate hanno subito un'inversione di tendenza nel laterale passando da trazione a compressione, mentre nel mediale la compressione ha subito una netta diminuzione in M3 (fig. 3.3a). Anche in questo caso, la situazione potrebbe essere spiegata considerando la direzione della forza.

## #2514 (destinato a protesi modulare APTA®)



**Figura 3.4a:** Media e deviazione standard tra 7 ripetizioni delle deformazioni della regione prossimale del femore #2514 nelle prove di simulazione di azioni quotidiane in campo elastico.

Vista anteriore.



**Figura 3.4b:** Media e deviazione standard tra 7 ripetizioni delle deformazioni della regione prossimale del femore #2514 nelle prove di simulazione di azioni quotidiane in campo elastico.

Vista mediale.

Nelle prime quattro configurazioni di carico (0° neutro, 3° adduzione, 3° estensione e 8° adduzione) osservando P1 e L1 (fig. 3.4a-3.4b), si sono notati valori assoluti di deformazioni simili; questo fa supporre che in quelle zone fossero presenti prevalentemente delle componenti di taglio.

Nella configurazione a 18° di flessione si sono osservati picchi di deformazione nell'anteriore e nel posteriore (rispettivamente di trazione e di compressione) (fig. 3.4b), tranne nell'estensimetro P1 che ha misurato una compressione inferiore e meno evidente degli altri. Probabilmente quella zona in quella configurazione è stata meno sollecitata perché meno coinvolta nella trasmissione del carico.

Il picco massimo di compressione è stato trovato in M2 nella configurazione a 18° di flessione con un valore di  $-1359 \mu\epsilon$ , mentre quello di massima trazione è stato trovato nella configurazione 3° di estensione in L4 con un valore di  $1219 \mu\epsilon$ . Quest'ultima configurazione è risultata quindi la più critica per la trazione.

Nella configurazione di carico a 24° di adduzione le deformazioni registrate hanno subito un'inversione di tendenza passando: da compressione a trazione nel mediale e da trazione a compressione nel laterale (analogo alle situazioni precedenti) (fig. 3.4a). In particolare è stata osservata compressione pura in A1 (fig. 3.4b), questo potrebbe essere dovuto al fatto che la direzione della forza passi direttamente sull'estensimetro vista la maggior inclinazione del femore in questo tipo di configurazione.



#2851 (destinato a protesi modulare APTA®)

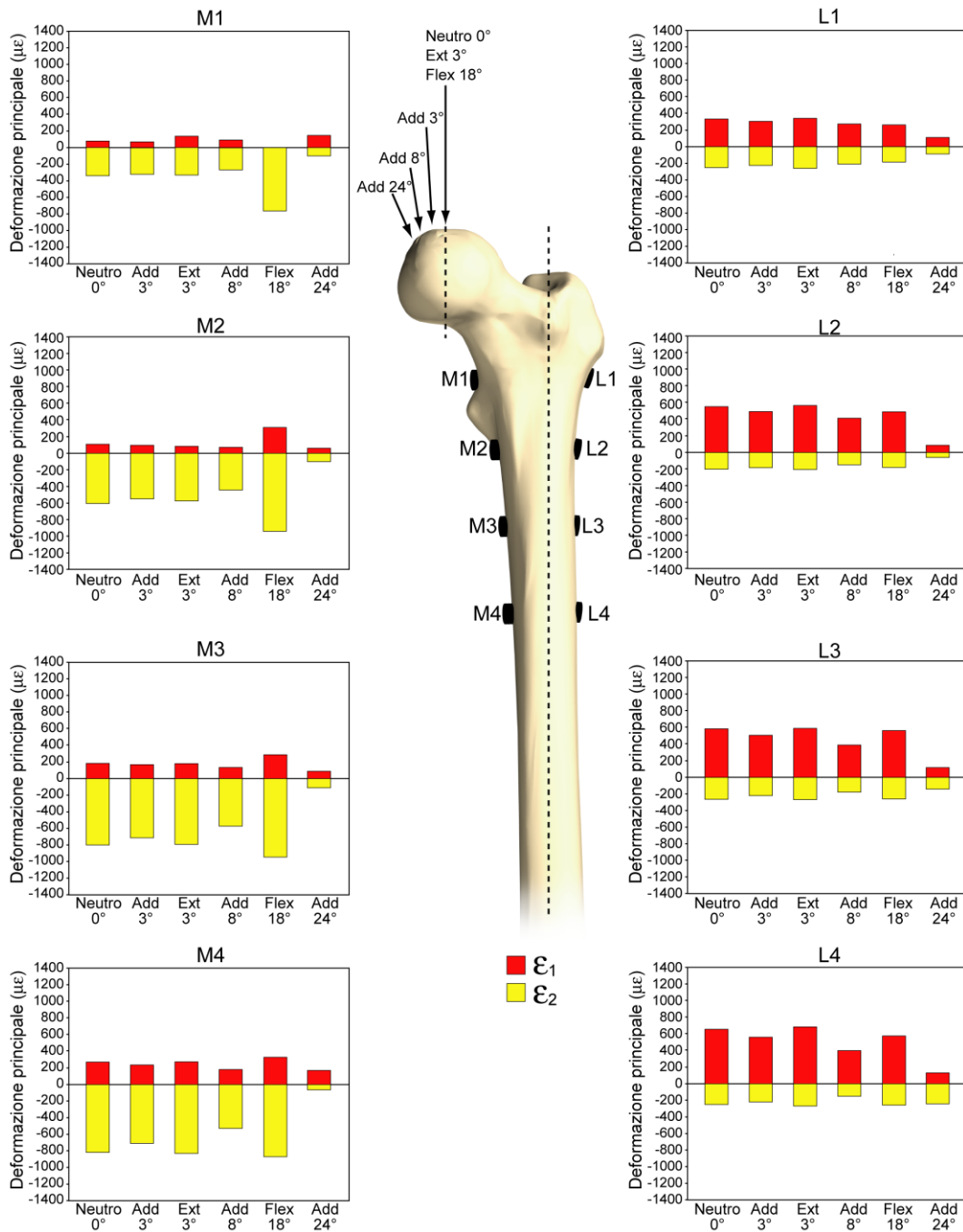
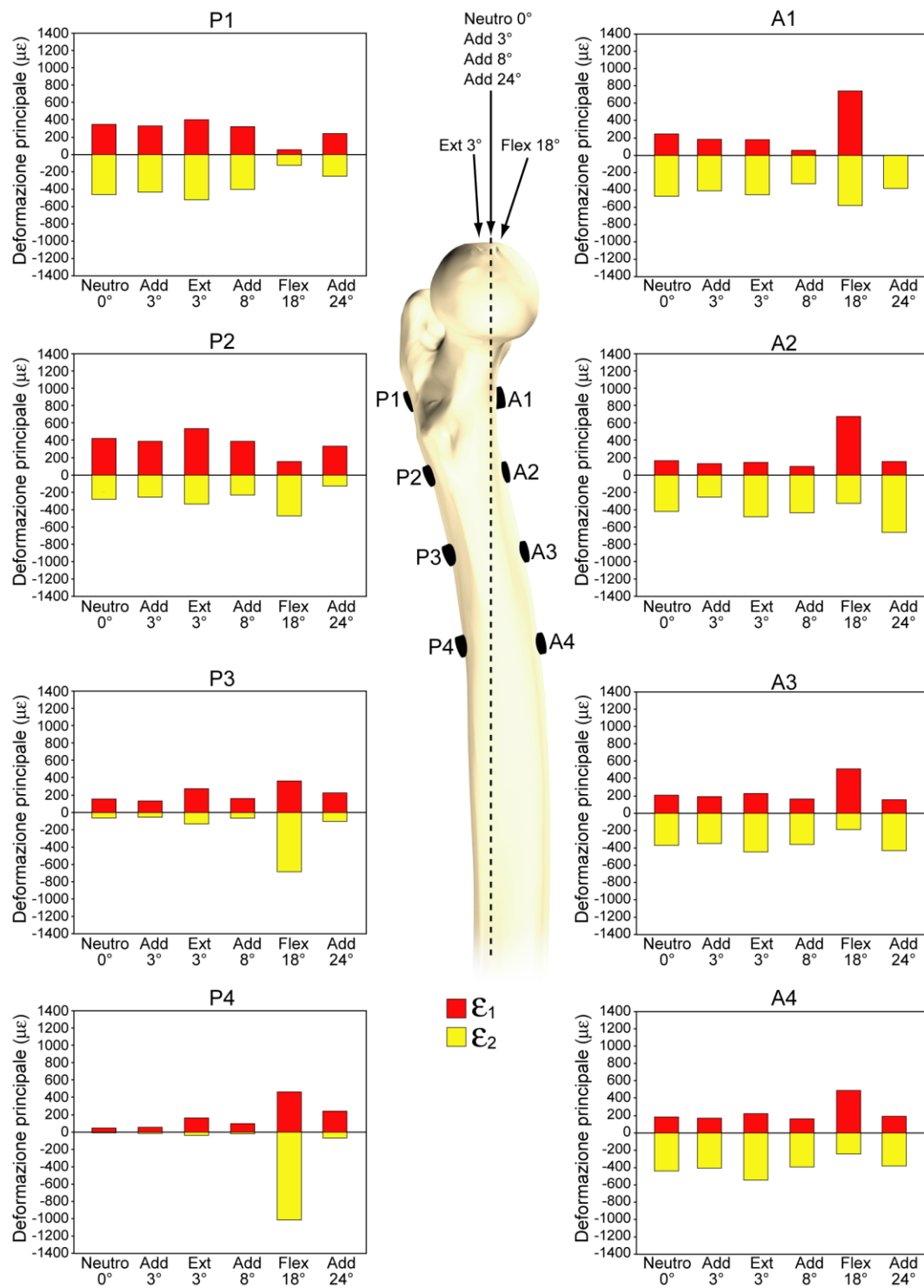


Figura 3.5a: Media e deviazione standard tra 7 ripetizioni delle deformazioni della regione prossimale del femore #2851 nelle prove di simulazione di azioni quotidiane in campo elastico.

Vista anteriore.



**Figura 3.5b:** Media e deviazione standard tra 7 ripetizioni delle deformazioni della regione prossimale del femore #2851 nelle prove di simulazione di azioni quotidiane in campo elastico.

Vista mediale.

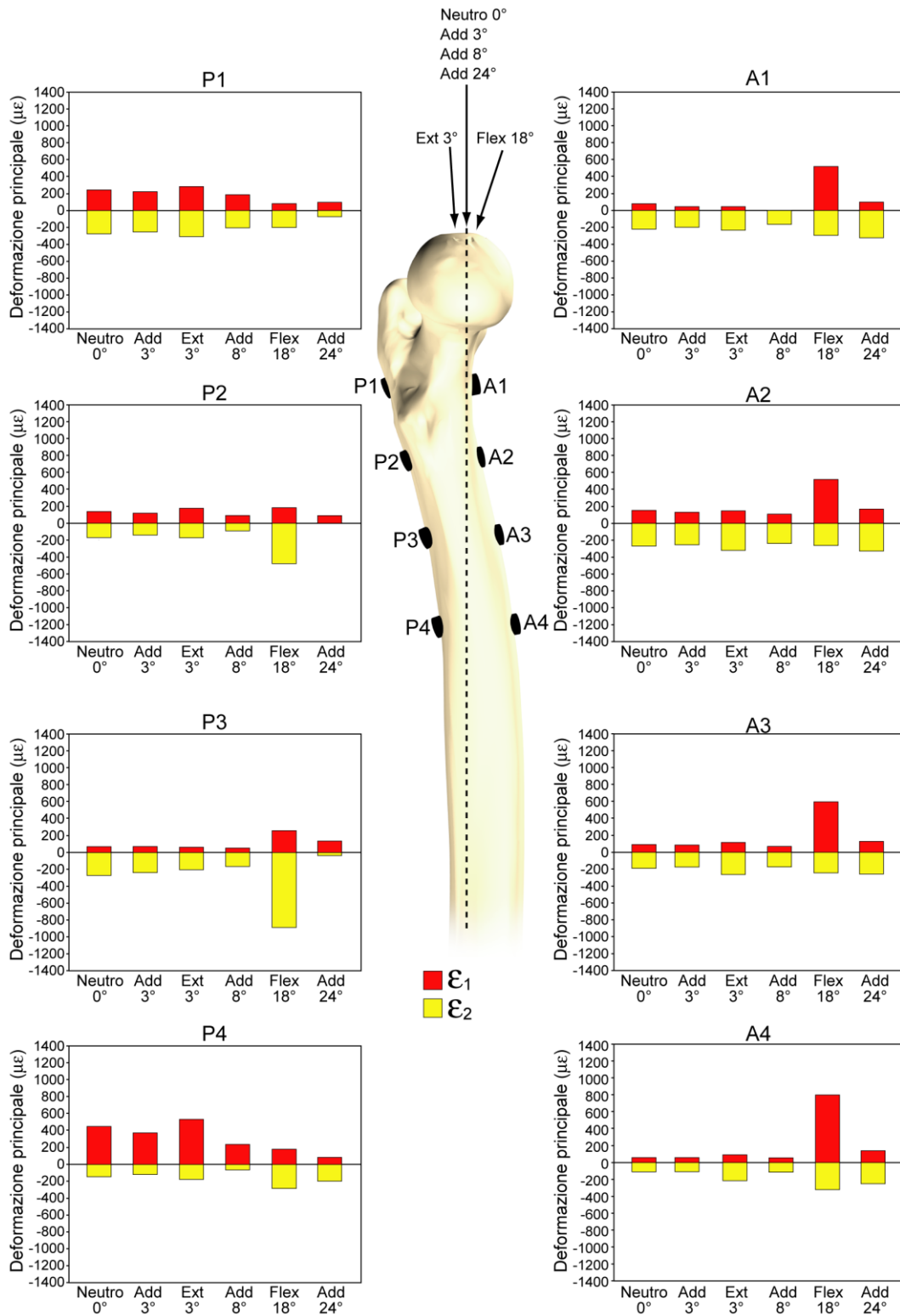
Si è osservata la presenza di una trazione latero-posteriore piuttosto evidente nei livelli 1 e 2 (fig. 3.5a-3.5b).

Nella configurazione a 18° di flessione si sono osservati picchi di deformazione nell'anteriore e nel posteriore (rispettivamente di trazione e di compressione) (fig. 3.5b), tranne nel livello 1 del posteriore la cui compressione era più bassa e meno evidente delle altre (come è accaduto per i femori precedenti). Anche in questo caso quindi, probabilmente quella zona è stata meno sollecitata perché meno coinvolta nella trasmissione del carico.

Questa configurazione è quella più critica, perché si sono raggiunti valori assoluti di deformazioni più elevati: di compressione in P4 (-1021  $\mu\epsilon$ ) e di trazione in A1 (7334  $\mu\epsilon$ ).

Nella configurazione di carico a 24° di adduzione le deformazioni registrate hanno subito un'inversione di tendenza passando: da compressione a trazione nel mediale e da trazione a compressione nel laterale (come nei provini precedenti) (fig. 3.5a).





**Figura 3.6b:** Media e deviazione standard tra 7 ripetizioni delle deformazioni della regione prossimale del femore #2778 nelle prove di simulazione di azioni quotidiane in campo elastico.

Vista mediale.

Nelle prime quattro configurazioni di carico (0° neutro, 3° adduzione, 3° estensione e 8° adduzione) osservando P1 e P2 (fig. 3.6b), si sono notati valori assoluti di deformazioni simili; questo fa supporre che in quelle zone fossero presenti prevalentemente delle componenti di taglio.

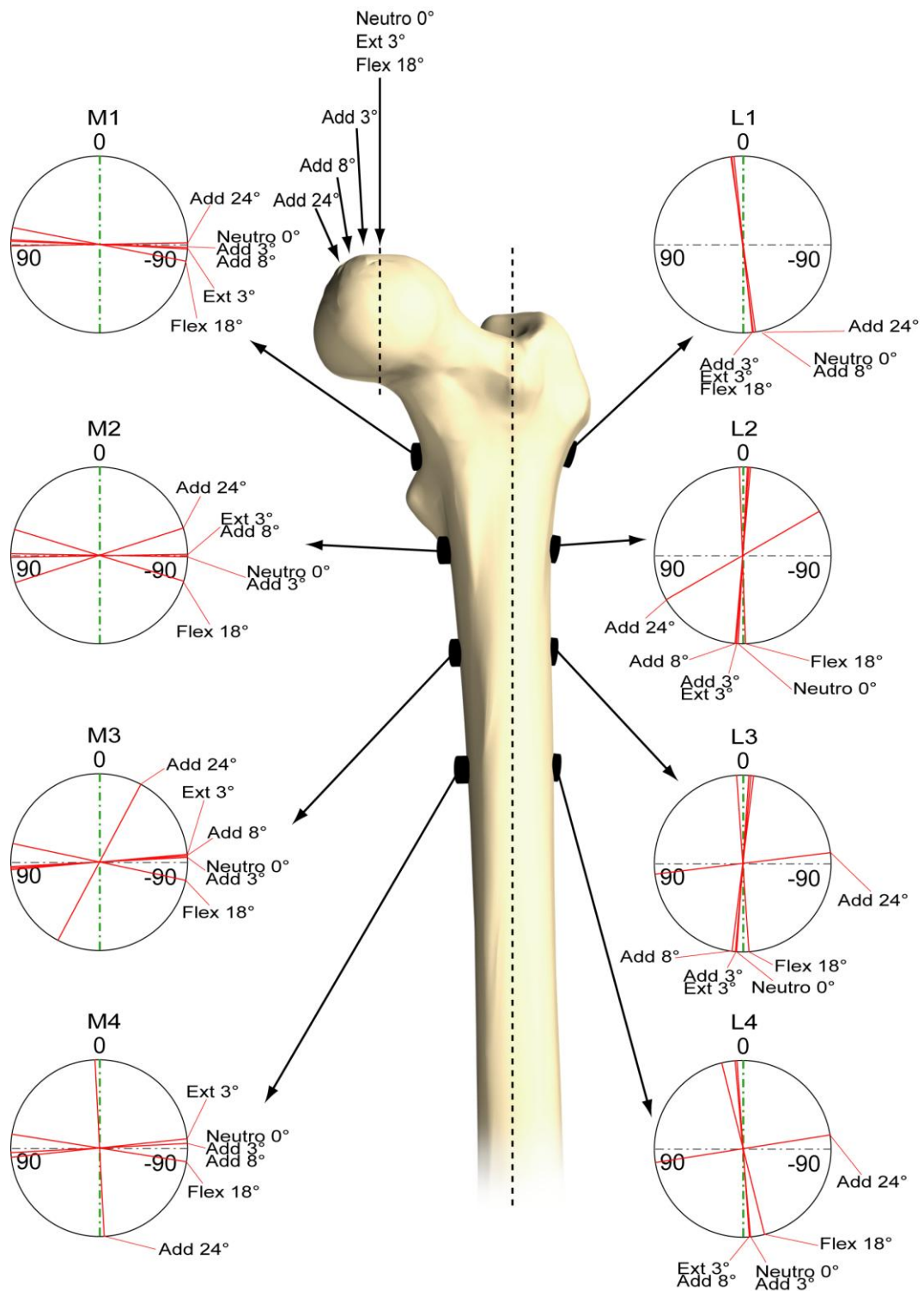
L'estensimetro A1 nella configurazione a 8° di adduzione ha registrato solo compressione (fig. 3.6b). Questo potrebbe essere imputabile al corticale sottile e alla presenza nella zona sottostante di trabecole.

Nella configurazione a 18° di flessione si sono osservati picchi di deformazione nell'anteriore e nel posteriore (rispettivamente di trazione e di compressione) (fig. 3.6b), tranne nel livello 1 del posteriore la cui compressione era più bassa e meno evidente delle altre. Anche in questo caso probabilmente quella zona in quella configurazione è stata meno sollecitata perché meno coinvolta nella trasmissione del carico.

Il picco massimo di compressione (-960  $\mu\epsilon$ ) è stato trovato in M4, quello di massima trazione (796  $\mu\epsilon$ ) è stato trovato in A4, entrambi nella configurazione a 18° di flessione. Quest'ultima configurazione è risultata quindi la più critica anche per questo femore.

Nella configurazione di carico a 24° di adduzione le deformazioni registrate hanno subito un'inversione di tendenza passando: da compressione a trazione nel mediale e da trazione a compressione nel laterale (come è accaduto agli altri provini) (fig. 3.6a).

La direzione della deformazione principale di trazione ( $\epsilon_1$ ) misurata dagli estensimetri posti nel lato mediale e laterale è rappresentata nella figura 3.7:



**Figura 3.7:** Media tra 7 ripetizioni della direzione della deformazione principale di trazione del femore #2778 nelle prove di simulazione di azioni quotidiane in campo elastico. Vista anteriore.

Negli estensimetri in posizione laterale (L1, L2, L3, L4) la direzione osservata di  $\varepsilon_1$ , per le prime cinque configurazioni di carico, è quella disposta lungo l'asse della diafisi del femore con una variazione di  $\pm 7^\circ$ , ad esclusione di L4 che, nella configurazione  $18^\circ$  di flessione, ha raggiunto un valore di  $14^\circ$ . Nella configurazione  $24^\circ$  di adduzione, ad esclusione di L1 che ha misurato  $8^\circ$  e che quindi ha continuato ad avere la direzione della deformazione principale disposta lungo l'asse della diafisi, si suppone siano entrate componenti di taglio e di torsione, in quanto la direzione misurata è risultata più vicina alla perpendicolare rispetto all'asse della diafisi, come confermato dal passaggio delle deformazioni da trazione a compressione.

Sul lato mediale gli estensimetri (M1, M2, M3, M4) hanno riportato  $\varepsilon_1$  quasi perpendicolare rispetto all'asse della diafisi con una variazione di  $\pm 17^\circ$ . Anche negli angoli misurati nella configurazione  $24^\circ$  di adduzione, si può notare il passaggio delle deformazioni da compressione (perché gli angoli misurati sono vicini a  $90^\circ$ ) a trazione, con gli angoli vicini a  $0^\circ$ , dovuto, probabilmente, a componenti di taglio e torsione.

Se si confrontano i valori di deformazione dei livelli 1, testa e collo dei cinque femori, con quelli presenti nello studio di Cristofolini et al., 2008, "Strain distribution in the proximal human femoral metaphysis" si possono notare diverse somiglianze:

- I valori di deformazione degli estensimetri sono dello stesso ordine di grandezza;
- La configurazione  $18^\circ$  di flessione è quella che fornisce valori più alti di deformazione;
- Il lato mediale è risultato quello più soggetto a compressione, mentre quello laterale il più soggetto a trazione;
- La direzione degli angoli è la stessa ( $90^\circ$  nel lato mediale soggetto a compressione e  $0^\circ$  in quello laterale soggetto a trazione) a conferma del punto sopra;



# **CAPITOLO 4:**

## **CONCLUSIONI**

### **E SVILUPPI FUTURI**

---

Scopo ultimo di questo studio è validare un modello per femori intatti, basato sui dati di prove in campo elastico *in vitro* atte a simulare le fasi di deambulazione. Il lavoro è stato svolto presso il laboratorio di Tecnologia Medica dell'Istituto Ortopedico Rizzoli nell'ambito del progetto MXL.

Per valutarne le caratteristiche meccaniche sono stati studiati cinque femori provenienti da cadavere.

Per poter misurare la distribuzione di deformazione dell'osso i cinque provini sono stati opportunamente preparati (pulizia, afferraggio e tracciatura dei piani di riferimento) e quindi strumentati mediante l'applicazione di rosette estensimetriche triassiali.

Il lavoro ha riguardato la simulazione di azioni quotidiane. Questa era già stata trattata all'interno del laboratorio quindi si è utilizzato un *setup* già collaudato.

Per caratterizzare i cinque provini sono state realizzate prove in campo elastico applicando scenari di carico fisiologici. Ciò è stato fatto imponendo un carico verticale sulla testa del femore e variando l'inclinazione dell'osso rispetto l'articolazione di anca per un totale di 6 differenti scenari (0°neutro, 3°adduzione, 3°estensione, 8°adduzione, 18°flessione, 24°adduzione).

Lo studio dei dati ottenuti dalle prove in campo elastico ha messo in evidenza come, indipendentemente dallo scenario di carico, esista una linearità ( $R^2 > 0,9$ ) tra carico e deformazione. Questo significa che è possibile l'interpolazione dei

dati e che il comportamento del tessuto osseo sotto sollecitazioni meccaniche è quello di un materiale elastico-lineare.

Dagli andamenti delle deformazioni principali nelle prove di simulazione di azioni quotidiane si nota che in posizione laterale sono stati registrati alti valori di trazione (anche se il massimo valore non sempre si è trovato in questa posizione), mentre in posizione mediale sono stati registrati alti valori di compressione.

Tra gli scenari di carico 0°neutro, 3°adduzione, 8°adduzione e 3°estensione non si sono trovate differenze significative e il comportamento degli estensimetri è stato comparabile. Per le configurazioni di carico 18°flessione e 24°adduzione invece era immaginabile una distribuzione delle deformazioni differente. Infatti in esse la forza è stata applicata con un angolazione sensibilmente maggiore e ci si è trovati davanti a variazioni nette dovute alla presenza di flessione o torsione.

Il presente lavoro di tesi ha portato alla caratterizzazione *in vitro* della distribuzione delle deformazioni in cinque femori umani intatti.

All'interno del progetto MXL i risultati ottenuti da questo lavoro saranno utilizzati dal dipartimento computazionale per validare un modello per femori intatti.

In futuro gli stessi femori saranno protesizzati e verranno sottoposti alle stesse prove in campo elastico *in vitro* atte a simulare le fasi di deambulazione. I dati raccolti sulla distribuzione delle deformazioni dei femori protesizzati verranno comparati con quelli trovati nei femori intatti. Infine si arriverà a convalidare un modello anche per i femori protesizzati.

# BIBLIOGRAFIA

---

## CAPITOLO 1

- <http://www.m-x-l.eu/>
- Behiri J.C., Bonfield w., “ Fracture mechanics of bone – the effects of density, specimen thickness and crack velocity on longitudinal fracture”, J. Biomech. 1:25-34, 1984.
- Bilezikian J.P., Raisz L.G. Rodan G.A., “Principles of Bone Biology”, 2° edition, Academic Press, 1996.
- Cristofolini L.: dispensa Tessuti Connettivi Calcificati o Tessuti Ossei, 2011
- Cristofolini L., Juszczuk M., Taddei F., Field R. E., Rushton N., Viceconti M., 2009a. Stress shielding and stress concentration of contemporary epiphyseal hip prostheses.
- Cristofolini L., Juszczuk M., Taddei F., Viceconti M., 2008. Strain distribution in the proximal human femoral metaphysis.
- Cristofolini L., Pallini F., Schileo E., Juszczuk M., Martelli S., Taddei F. “Biomechanical testing of the proximal femoral epiphysis: intact and implanted condition”, Proceeding of 8<sup>th</sup> Biennial ASME Conference CD, Profumo F: ed., ASME Publ.: 95187, 2006.
- Currey J.D., “Physical characteristics affecting the tensile failure proprieties of cortical bone”, J. Biomech. 8: 837-844, 1990.
- Frank H. Netter: Atlante di Anatomia Fisiopatologia e Clinica. Apparato Muscolo-Scheletrico. Elsevier editore, 2011.
- Hammil J., Knutzen K.M., “Biomechanical Basis of Human Movement”, 3°edition, Lippincott, 2008.

- Pal B., Gupta S., New A. M. R., Browne M. 2010. Strain and micromotion in intact and resurfaced composite femurs: experimental and numerical investigations.
- Pietrabissa R.: Biomateriali per Protesi e Organi Artificiali, Patron editore, 1996
- Susan Standring: Gray's Anatomy. Publisher: Churchill Livingstone, 40th edition, 2008.
- Wolff J., "Das gaesetz der transformation der knochen", Hirschwald ed., 1892.

## **CAPITOLO 2**

- Ruff C. B., Hayes W.C., "Cross-sectional geometry of Pecos Pueblo femora and tibiae - A biomechanical investigation: I. Method and general patterns of variation", American Journal of Physical Antropology 60: 359-381, 1983.
- Cristofolini L., "Stress shielding Testing Protocol MPP/04/Rev.03", 2010
- Cristofolini L., Juszczak M., Martelli S., Taddei F., Viceconti M., "In vitro replication of spontaneous fractures of the proximal human femur", J. Biomechanics 40: 2837-2845, 2007.

## **CAPITOLO 3**

- Cristofolini L., Juszczak M., Taddei F., Viceconti M., 2008. Strain distribution in the proximal human femoral metaphysis.

---

# RINGRAZIAMENTI

---

Ringrazio il Laboratorio di Tecnologia Medica dell'Istituto Ortopedico Rizzoli per avermi ospitato e messo a disposizione materiali e strumenti per realizzare il lavoro di Tesi.

Uno speciale ringraziamento va al mio relatore Prof. Ing. Luca Cristofolini e al mio correlatore Ing. Lorenzo Zani.

Ringrazio tutto lo staff del laboratorio per la collaborazione e l'aiuto che mi ha sempre mostrato.

Voglio poi ringraziare gli amici e i compagni di studio e che hanno contribuito alla preparazione degli esami: Annalisa, Ale, Fede, Ila e Vero.

Un grazie va anche alla mia migliore amica Lisa per avermi fatto passare momenti di spensieratezza soprattutto durante i periodi degli esami.

Un grazie anche a Rita per avermi sollevato il morale con i suoi dolci.

Il ringraziamento più grande però va ai miei genitori che mi hanno sempre supportato e sopportato anche nei momenti più bui. In particolare grazie mamma per tutto l'aiuto e il sostegno morale che mi hai sempre dimostrato.

A voi dedico questo traguardo.