

I “FONDAMENTALI” DELLA BIOMECCANICA ORTOPEDICA



Numero a cura di

Arianna Carnevale¹

Alessandra Berton¹

Roberto De Filippis²

Giuseppe Santoro²

¹Ortopedia e Traumatologia,
Università Campus Bio-Medico di Roma

²Clinica Mediterranea, Struttura ospedaliera
ad alta specialità, Napoli

Chiunque abbia praticato uno sport sa che per poter giocare è necessario conoscere alcuni gesti tecnici di base, i cosiddetti “fondamentali”. Nel basket, ad esempio, i fondamentali sono il palleggio, il passaggio, il tiro e i movimenti difensivi. Quanto più un atleta è abile nei fondamentali, tanto più eccelle nello sport. La biomeccanica fa parte dei “fondamentali” dell’ortopedia. Potreste mai pensare di giocare una partita di basket senza saper palleggiare? Allo stesso modo non si può parlare di ortopedia senza avere delle basi di biomeccanica.

La biomeccanica è la scienza che fonde principi di meccanica, fisica, anatomia e fisiologia per spiegare le relazioni funzionali dell’apparato muscoloscheletrico. Il ruolo essenziale che riveste in ortopedia è evidente. Tuttavia, l’approccio alla biomeccanica risulta spesso ostico a causa di concetti che fanno riferimento a principi di fisica che non sempre sono chiari nella mente di chi ha studiato per anni medicina e solo per un semestre fisica. Nell’ambito della ricerca ortopedica, l’orizzonte della biomeccanica è in continua espansione, ma l’appeal che può avere uno studio biomeccanico è spesso scarso rispetto ai tanto acclamati studi con cellule staminali.

Il Comitato Scienze di Base ha rilevato l’esigenza di molti soci SIAGASCOT di richiamare l’attenzione sulla biomeccanica nella pratica ortopedica. I due obiettivi che si vogliono perseguire sono: 1. fornire dei mezzi semplici e di rapida consultazione su principi base di biomeccanica e 2. stimolare l’interesse nella ricerca biomeccanica.

In questo primo articolo vogliamo fornire una panoramica delle metodologie e delle applicazioni che la biomeccanica può avere in ambito ortopedico. Questa rubrica proporrà, inoltre, alcune definizioni di concetti di fisica comunemente utilizzati per spiegare fenomeni biomeccanici ma di cui spesso non si conosce bene il significato. Ulteriori approfondimenti verranno proposti nei Toolkit di Biomeccanica presto presenti sul sito SIAGASCOT.

1. Cosa è la biomeccanica

La biomeccanica è la scienza che studia le forze che agiscono sul sistema muscolo-scheletrico (carichi esterni, carichi articolari e forze muscolari) e gli effetti prodotti da tali forze (movimenti, deformazioni e cambiamenti biologici nei tessuti) [1]. Il movimento del corpo umano dovrebbe essere studiato e analizzato valutando molteplici aspetti che sottendono i principi di fisica, meccanica, materiali, anatomia. Generalmente, le analisi biomeccaniche del movimento del corpo umano vengono effettuate attraverso la valutazione delle condizioni di equilibrio, della distribuzione delle forze agenti e della descrizione quantitativa del movimento. In particolare, la statica, la cinetica e la cinematica, sono i principali

aspetti riportati negli studi che analizzano il movimento umano. La statica studia le condizioni di equilibrio meccanico e di conservazione della quiete di un corpo, la cinetica studia le forze e i loro effetti nel determinare e modificare il moto di un corpo, la cinematica studia il moto di un corpo senza tener conto delle cause che lo determinano o modificano.

Più recentemente, le nuove tecniche di produzione e lavorazione di biomateriali, insieme all’applicazione di strumenti di analisi meccanica all’avanguardia, hanno rivoluzionato il campo della progettazione e sviluppo di nuovi dispositivi ortopedici, come ad esempio protesi personalizzate, impianti con maggiore durabilità, strumenti chirurgici artroscopici o assistiti da robot. Lo studio della biomeccanica, in ogni sua

declinazione, è un elemento fondamentale nella pratica ortopedica, la cui conoscenza permette di comprendere appieno le funzioni dell'apparato muscoloscheletrico, il razionale delle procedure chirurgiche, le performance degli impianti protesici, le applicazioni dei dispositivi ortopedici.

2. Biomeccanica: metodi e applicazioni

Gli orizzonti della biomeccanica ortopedica si stanno sempre di più espandendo grazie ai progressi tecnologici e degli strumenti a disposizione per investigare sperimentalmente i meccanismi alla base della biomeccanica applicata all'uomo. In particolare, la conoscenza e l'approfondimento dei principi della biomeccanica sono di rilevanza in numerosi ambiti, tra cui quello clinico, chirurgico, riabilitativo e di medicina dello sport. Oggi sono disponibili diversi strumenti e metodologie per lo studio della biomeccanica del sistema muscolo-scheletrico e di tutto ciò che ruota attorno a quest'ultimo, quindi per la modellazione del movimento umano e la simulazione, per la stima delle sollecitazioni e lo scambio di forze con strutture esterne, per il monitoraggio dei parametri biometrici e per l'analisi del movimento. I metodi a disposizione per effettuare analisi biomeccaniche permettono di indagare diversi aspetti quali: pattern di movimento dei segmenti corporei, meccanica degli scambi di fluidi e funzione meccanica dei tessuti sotto carico, effetti delle forze interne ed esterne sui segmenti corporei in movimento o a riposo, modellazione e rimodellamento dei tessuti biologici, progettazione e valutazione delle prestazioni di materiali e dispositivi artificiali che sostituiscono tessuti, organi o parti del corpo mancanti o affetti da patologie.

Nel campo della biomeccanica ortopedica, la geometria, le proprietà dei materiali e degli elementi costitutivi delle articolazioni rappresentano parametri fondamentali nello studio dei comportamenti biomeccanici e mecano-biologici dei tessuti e delle componenti protesiche, oltre che nella diagnosi delle patologie

e nella selezione di trattamenti paziente-specifici. La valutazione biomeccanica delle articolazioni può essere effettuata tramite modelli computazionali e simulazioni agli elementi finiti che, oltre a dettagliare la struttura e il funzionamento anatomico, consentono di analizzare gli effetti e la progressione di lesioni a fronte di determinate condizioni al contorno fino alla progettazione ad hoc di impianti protesici e definizione di approcci chirurgici mirati [2]. Nelle analisi agli elementi finiti si parte dall'acquisizione di immagini mediche, come quelle ottenute dalla tomografia computerizzata (CT) o risonanza magnetica (MRI). Tali immagini permettono di rivelare parametri meccanici, come il modulo di Young e la densità, e di rappresentare in modo accurato la geometria e l'anatomia delle strutture analizzate, sia in vivo che in ex vivo. Attraverso il metodo agli elementi finiti è possibile condurre le analisi dello stress, delle deformazioni e di simulazione dei movimenti articolari in presenza di impianti protesici. Al fine di ricostruire un modello agli elementi finiti di una struttura o articolazione specifica, le immagini mediche ottenute vengono elaborate utilizzando metodi multistadio. Le immagini vengono dapprima segmentate utilizzando software specifici per identificare la regione di interesse e poi ulteriormente rifinite per ottimizzare il risultato. Le proprietà strutturali delle strutture analizzate vengono assegnate sulla base di funzioni empiriche che forniscono la densità dei materiali o sulla base di dati sperimentali. Successivamente, il modello ottenuto viene sottoposto ad un processo di mesh e, infine, dopo aver fissato le condizioni al contorno, si applicano i carichi e si esegue la simulazione del modello agli elementi finiti [2].

L'analisi dei parametri cinematici del movimento umano può essere effettuata attraverso metodi che utilizzano sensori indossabili specifici, come i sensori magneto-inerziali, che monitorano le posizioni spaziali e l'orientamento dei segmenti corporei su cui sono posti, al fine di descrivere la cinematica dell'articolazione oggetto del monitoraggio [3]. Inoltre, l'analisi del movimento per ricavare

variabili cinematiche (posizione, velocità, accelerazione) può essere effettuata tramite i sistemi stereofotogrammetrici che impiegano particolari telecamere per ricostruire la posizione tridimensionale di opportuni marcatori posti su specifici punti di repere anatomico. Nell'esecuzione di prove sperimentali volte all'analisi del movimento tramite sistemi stereofotogrammetrici, i concetti chiave da considerare sono: *i)* la tipologia di marker sets, che possono essere di tipo anatomico o cluster di markers; *ii)* i gradi di libertà o variabili di giunto; *iii)* la tipologia di movimenti da analizzare; *iv)* le variabili cinematiche, che permettono di analizzare diversi aspetti del movimento quali i ROM attivi o passivi, velocità; *v)* valutazione della validità e affidabilità dei risultati cinematici ottenuti [4]. L'analisi cinematica degli arti superiori pone molte sfide soprattutto nella determinazione dei gradi di libertà nella catena cinematica durante task funzionali. Tale variabilità e complessità pone delle sfide da superare nella standardizzazione dei movimenti da effettuare ai fini della valutazione cinematica. L'analisi del cammino consente di monitorare la camminata di un paziente e di misurare quantitativamente diversi aspetti della deambulazione, quali ad esempio fase di appoggio e di oscillazione nel ciclo del passo, velocità e durata delle varie fasi. I sistemi di analisi del movimento impiegati in tali ambiti includono anche strumenti, quali elettromiografi, per monitorare l'attività elettrica legata alla contrazione muscolare, pedane di forza e pressione, per lo studio della forza esercitata al suolo da un soggetto. Le variabili dinamiche, quali le forze interne (momenti e potenze) agenti sulle strutture articolari possono essere ricavate mettendo in relazione la cinematica articolare con la Ground Reaction Force, ovvero attraverso tecniche di Dinamica Inversa [5].

Lo studio della biomeccanica, in ogni sua forma, si propone di rispondere alla crescente richiesta clinica di avere a disposizione informazioni clinicamente significative e di immediata applicabilità durante la valutazione funzionale di soggetti con disturbi ortopedici, al

fine di migliorarne il trattamento e, dunque, lo stato di salute. Infatti, l'importanza di tale disciplina in ambito ortopedico è legata alle capacità traslazionali per la diagnosi, prevenzione e per la gestione delle patologie muscoloscheletriche, con l'obiettivo di migliorare i risultati clinici e la qualità della vita dei pazienti.

3. Alcuni concetti chiave

3.1. Curva sforzo-deformazione e modulo di Young

Al fine di valutare le proprietà intrinseche di un materiale, ad esempio dell'osso o delle componenti protesiche, è opportuno considerare come il materiale si deforma a fronte di uno o più carichi applicati. Il comportamento strutturale del materiale analizzato dipende dalla sua geometria (dimensioni e forma), dalla direzione e dall'intensità delle forze applicate. La caratterizzazione del comportamento di un materiale viene effettuata attraverso delle prove meccaniche eseguite su campioni di materiale di forma geometrica semplice e standardizzata, come parallelepipedi o cilindri. La geometria semplice permette di convertire la relazione tra la forza applicata e la deformazione corrispondente in una relazione indipendente dalla geometria. Introduciamo quindi i concetti di *sforzo* e *deformazione*, noti rispettivamente come "stress" e "strain".

Si definisce sforzo la forza per unità di superficie che agisce su un campione. Lo sforzo ha le dimensioni di una forza per unità di superficie (nel sistema internazionale N/m^2), quindi le dimensioni di una pressione (nel sistema internazionale Pa). Si possono distinguere gli sforzi normali da quelli tangenziali. Lo sforzo normale è applicato perpendicolarmente a una data superficie ($\sigma_{xx} = \frac{F}{A_x}$, Figura 1a) e può essere di trazione o compressione. Uno sforzo di taglio, invece, è applicato parallelamente a una data superficie ($\sigma_{xy} = \frac{F}{A_y}$, Figura 1b) [1].

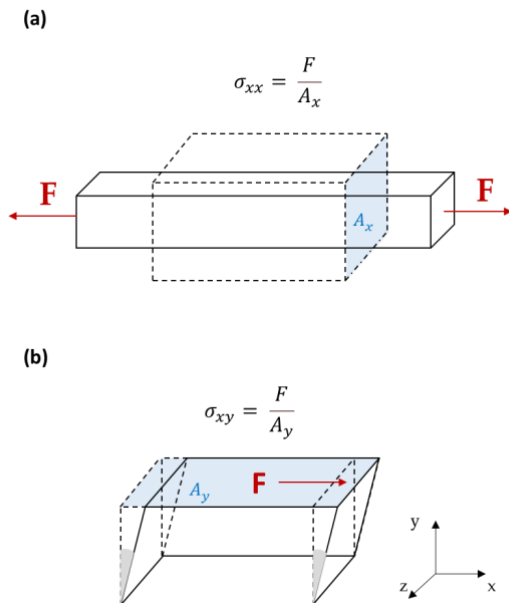


Figura 1. Sforzo normale (a) e sforzo di taglio (b).

I carichi esterni applicati su un corpo possono indurre una variazione della struttura in termini di dimensione e forma. In particolare, la deformazione normale determina principalmente una variazione nella lunghezza del provino (Figura 1a); invece, la deformazione di taglio causa una variazione angolare tra due facce del materiale inizialmente perpendicolari (Figura 1b). La deformazione è una grandezza adimensionale, in genere espressa in termini percentuali.

La descrizione del comportamento di una materiale può essere dedotta dalla *curva sforzo-deformazione* (Figura 2), ottenuta generalmente mediante prove di trazione. Un materiale si definisce: *i)* lineare se la deformazione è direttamente proporzionale allo sforzo applicato; *ii)* elastico se, al cessare degli sforzi applicati, le deformazioni si annullano; *iii)* plastico se, al cessare degli sforzi applicati, le deformazioni permangono.

Il primo tratto della curva sforzo-deformazione è spesso approssimabile ad una retta. In questo tratto le deformazioni risultano essere direttamente proporzionali agli sforzi applicati e le deformazioni si annullano al cessare del carico.

quindi, il comportamento del materiale è detto lineare-elastico.

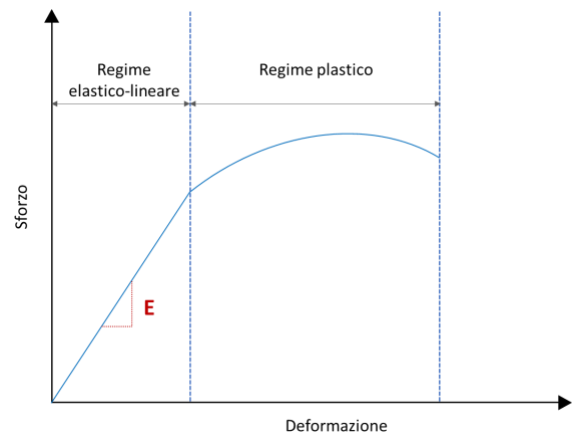


Figura 2. Curva sforzo-deformazione. E rappresenta la pendenza della retta, ovvero il modulo di Young.

Per tale comportamento si definisce il modulo di elasticità o modulo di Young E come il rapporto tra lo sforzo applicato σ e la deformazione corrispondente ϵ (ovvero la pendenza iniziale della curva, espresso in Pa, MPa, o GPa):

$$E = \frac{\sigma}{\epsilon}$$

Maggiore è il modulo di Young, maggiore è la rigidità del materiale analizzato.

3.2. Forza e momento

In biomeccanica, il termine *forza* è un modo semplice per indicare un carico. Le forze possono produrre due effetti principali sul corpo su cui agiscono, ovvero una variazione della forma e/o dello stato di moto del corpo. Essendo una grandezza vettoriale, la forza è definita dal suo modulo (o intensità), direzione e verso [6]. Quando su un corpo agiscono più forze, il loro effetto è lo stesso di quello prodotto dalla risultante di tutte le forze ottenuta dalla somma vettoriale delle singole forze tenendo in considerazione la loro direzione (Figura 3a). Inoltre, una forza può essere scomposta in due componenti, l'una perpendicolare all'altra (Figura 3b).

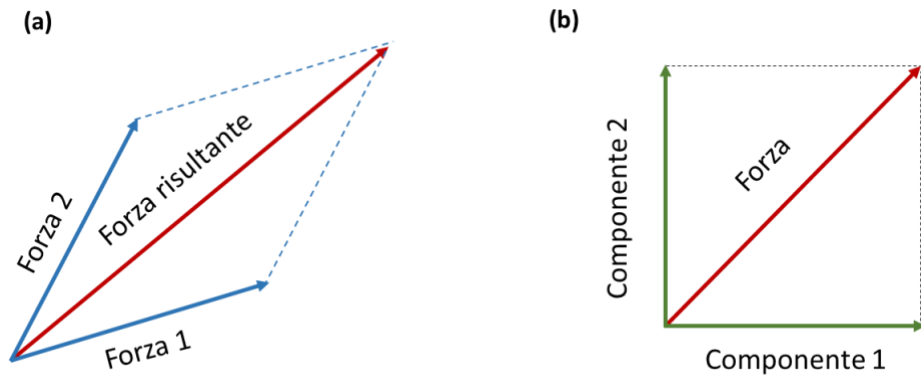


Figura 3. Forza risultante (a) e scomposizione di una forza (b).

Una forza che agisce su un corpo può causarne la rotazione. Questo effetto di rotazione di una forza è chiamato *momento* (torque). Il momento di una forza è dato dal prodotto vettoriale tra la forza e la distanza perpendicolare alla linea di forza (nota anche come braccio di leva) [6]:

$$\text{Momento [Nm]} = \text{Forza [N]} \wedge \text{Braccio [m]}$$

In particolare, il momento di una forza è diretto perpendicolarmente al piano formato dai vettori forza e braccio e il suo verso può essere definito dalla regola della mano destra (Figura 4) [7].

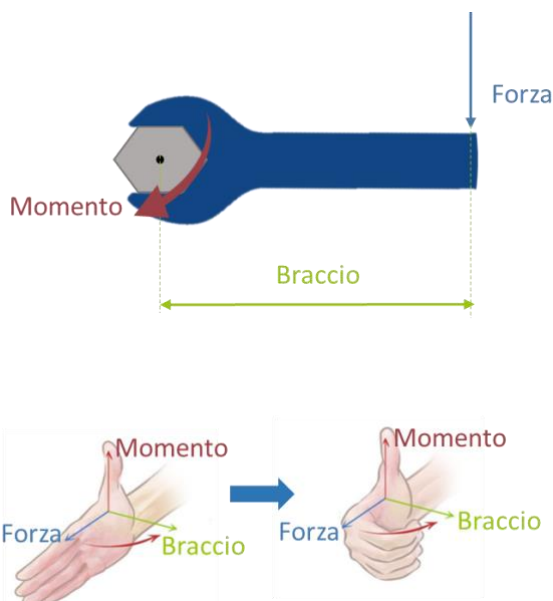


Figura 4. Momento di una forza e regola della mano destra.

4. Biomeccanica e sport

Esistono differenze dal punto di vista biomeccanico tra sportivi di alto livello e dilettanti nell'esecuzione del gesto atletico? È possibile migliorare le prestazioni sportive attraverso lo studio della biomeccanica articolare? Allo stesso modo si possono ridurre gli infortuni sportivi ottimizzando i tasks motori implicati nel gesto tecnico? La risposta è sì!

Uno studio condotto da colleghi di Harvard sull'analisi del lancio nel baseball ha evidenziato non solo l'esistenza di diversi schemi motori adottati dai differenti atleti inclusi nello studio, ma anche di come il singolo atleta adotti diversi schemi motori durante la sessione d'allenamento. Gli autori credono che tale variabilità sia dovuta a differenze anatomiche tra gli sportivi, come ad esempio il grado di libertà di rotazione dell'anca, o alla diversa attivazione muscolare che può sussistere in caso di dolore o infortunio. Da questo studio è emerso come lo schema di maggiore successo necessita di un ottimo reclutamento dei muscoli del tronco per generare la massima velocità angolare in senso prossimo-distale (dal tronco all'avambraccio) [8].

A supportare tale teoria un altro gruppo di ricercatori ha dimostrato come l'importanza dell'attivazione dei muscoli del tronco sia fondamentale per gli sportivi overhead ai fini non solo prestazionali ma anche preventivi [9].

Bibliografia

1. Winkelstein BA: **Orthopaedic biomechanics**: CRC Press; 2012.
2. Barkaoui A, Ait Oumghar I, Ben Kahla R: **Review on the use of medical imaging in orthopedic biomechanics: finite element studies**. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering: Imaging & Visualization* 2021:1-20.
3. Carnevale A, Longo UG, Schena E, Massaroni C, Presti DL, Berton A, Candela V, Denaro V: **Wearable systems for shoulder kinematics assessment: A systematic review**. *BMC musculoskeletal disorders* 2019, **20**(1):1-24.
4. Valevicius AM, Jun PY, Hebert JS, Vette AH: **Use of optical motion capture for the analysis of normative upper body kinematics during functional upper limb tasks: A systematic review**. *J Electromyogr Kinesiol* 2018, **40**:1-15.
5. Van Hulle R, Schwartz C, Denoël V, Croisier JL, Forthomme B, Brûls O: **A foot/ground contact model for biomechanical inverse dynamics analysis**. *J Biomech* 2020, **100**:109412.
6. Malik SS, Malik SS: **Orthopaedic biomechanics made easy**: Cambridge University Press; 2015.
7. Cheng C-K, Woo SLY: **Frontiers in Orthopaedic Biomechanics**: Springer Nature; 2020.
8. Scarborough DM, Bassett AJ, Mayer LW, Berkson EM: **Kinematic sequence patterns in the overhead baseball pitch**. *Sports Biomech* 2020, **19**(5):569-586.
9. Ellenbecker TS, Aoki R: **Step by Step Guide to Understanding the Kinetic Chain Concept in the Overhead Athlete**. *Curr Rev Musculoskelet Med* 2020, **13**(2):155-163.