

POLITECNICO DI TORINO

Dipartimento di Ingegneria Meccanica e Aerospaziale

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica

Tesi di Laurea Magistrale

**La composizione corporea e la massa sono sufficienti  
per stimare i carichi lombari in posizione eretta?  
Un'indagine preliminare mediante modello multi-body.**



**Relatori Accademici:**

Cristina Bignardi

Alberto Audenino

**Correlatori:**

Alessandra Aldieri

Mara Terzini

**Referente Aziendale:**

Luca Rinaudo

**Candidata:**

Sabrina Ruggiero

Matricola s267415

Anno Accademico 2020/2021



# ABSTRACT

La stima dei carichi agenti sulla colonna vertebrale è oggetto di svariate analisi vista la sua rilevanza in diversi ambiti del settore tecnico-scientifico come la realizzazione di impianti spinali, l'analisi delle prestazioni nel settore riabilitativo e sportivo, la gestione di disturbi alla schiena o la riduzione di infortuni in ambito lavorativo. Sebbene negli ultimi decenni siano stati realizzati numerosi studi volti ad approfondire le conoscenze esistenti riguardo ai carichi spinali e ai parametri che li influenzano maggiormente, sia per mezzo di rilevazioni *in vivo* di pressione intradiscale sia mediante modelli computazionali, essi sono limitati all'analisi di soggetti considerati normopeso. A seguito dell'identificazione dell'incremento di peso corporeo come fattore determinante che influisce sull'entità dei carichi vertebrali, negli ultimi anni alcuni gruppi di ricerca hanno iniziato a eseguire analisi realizzando modelli soggetto-specifici di individui considerati sovrappeso o obesi, il cui uso, tuttavia, è limitato dalla necessità di avere a disposizione per l'implementazione un elevato numero di dati utili per la rappresentazione della distribuzione corporea.

La presente tesi si è posta pertanto come obiettivo la realizzazione di un modello per la stima dei carichi agenti sulle vertebre lombari che tenesse conto delle differenze di composizione e distribuzione della massa nella porzione superiore del corpo, limitando il numero di dati e parametri necessari per

l'implementazione del modello. Come target di applicazione del modello sono stati scelti i soggetti aventi indice di massa corporea (BMI, *Body Mass Index*) compreso tra  $15 \text{ kg/m}^2$  e  $40 \text{ kg/m}^2$ , così da includere soggetti normopeso e obesi.

A partire da un'approfondita ricerca in letteratura è stato realizzato un modello di regressione per il posizionamento dei centri di massa dei segmenti della porzione superiore del corpo al variare della percentuale di massa grassa totale del soggetto, sia in direzione longitudinale sia antero-posteriore. Questa relazione è stata poi integrata in modo *patient-specific* in un modello multi-body di OpenSim esistente, che è stato utilizzato per fare analisi statiche in posizione eretta. Sono state innanzitutto fatte prove volte a verificare l'applicabilità della relazione trovata, valutando da un lato l'influenza della modifica del posizionamento del centro di massa (CM) degli arti rispetto al tronco, e dall'altro una possibile sostituzione delle masse segmentali ottenute tramite DXA con stime di letteratura. Sono state quindi condotte delle simulazioni per verificare, in soggetti con pari BMI, l'effettiva variazione della stima dei carichi agenti sulle vertebre lombari in relazione alla presenza di differenti percentuali di massa grassa totale (%FM).

Si è osservato che lo spostamento del centro di massa degli arti superiori ha un'influenza molto ridotta sulla stima delle forze di compressione rispetto allo spostamento del centro di massa del tronco nel range di massa grassa percentuale considerato. Nel caso degli arti, infatti, lo scostamento assoluto, mediato tra i diversi livelli vertebrali, tra le forze di compressione stimate nelle simulazioni di variazione di %FM e quelle del soggetto originale varia tra 1 N e 6 N per gli arti e tra 86 N e 293 N per il tronco. Si è riscontrato, inoltre, che le masse dei vari segmenti stimate mediante letteratura sono sempre inferiori rispetto ai valori sperimentali derivati da DXA, con variazione percentuale minima del 7.79% e variazione percentuale massima del 26.13%.

Confrontando i risultati prodotti dalle simulazioni con il modello e i riferimenti di letteratura si è osservato che, nel complesso, le stime di forza di compressione (comprese tra 358 N e 1225 N) e le stime di pressione calcolate (comprese tra 0.30 MPa e 1.04 MPa) sono in linea con i range di valori riportati in letteratura (388-857 N per le forze e 0.27-0.75 MPa per le pressioni), sebbene nella porzione superiore del range le stime ottenute superino i riferimenti. Le differenze riscontrate, sia nei confronti uno a uno tra soggetti con BMI simile sia nella valutazione degli andamenti complessivi (soprattutto per la porzione superiore dei range), potrebbero essere spiegate dalla diversa origine dei modelli, dalla limitatezza di misure *in vivo* e simulazioni computazionali disponibili come confronto (soprattutto relative a soggetti considerati normopeso) e dal fatto che le associazioni di studi per i confronti si basassero unicamente sulla vicinanza del BMI tra il soggetto simulato e il riferimento di letteratura.

Riguardo alle ultime prove di verifica della variazione delle stime per pari BMI e diverse percentuali di massa grassa non è stato riscontrato un trend univoco, poiché in alcuni casi i soggetti con %FM superiore erano sottoposti a carichi superiori, mentre in altri casi avveniva il contrario. Sebbene il contributo del peso corporeo sia stato infatti ridotto controllando le differenze di massa tra soggetti, questo potrebbe ancora essere presente, seppur in minima parte. Un altro fattore che potrebbe aver influito sulla stima elaborata con il modello è la distribuzione della massa della porzione superiore del corpo, essendo suddivisa diversamente tra i segmenti dei vari soggetti. Si è tuttavia osservato che i casi in cui per %FM maggiore si avevano forze di compressione superiori si presentavano soprattutto per i maggiori BMI considerati. In particolare, la massima differenza tra %FM inferiore e %FM superiore è stata riscontrata in corrispondenza del massimo BMI esaminato, nel confronto tra soggetti con BMI pari a 29.67 e 29.68  $kg/m^2$ . In questo caso lo scostamento assoluto tra le forze di compressione, mediato tra i diversi livelli vertebrali, era pari a 377 N. Questi

risultati, seppur parziali poiché non evidenti in tutti i confronti fatti, hanno permesso di osservare l'effetto prodotto sulla stima delle forze di compressione dalla composizione e distribuzione corporea specifica di ogni soggetto.

Un limite fondamentale dello studio condotto è che i modelli trattati, sia relativi al centro di massa sia al multi-body, considerano solamente informazioni derivate da uomini. Lavori successivi potrebbero pertanto riguardare la modellazione di diverse classi di pazienti, che includano soggetti femminili e considerino diverse fasce d'età.

In conclusione, in questo lavoro si è cercato di elaborare una relazione generale per la modellazione della composizione corpora basata sull'acquisizione di un ridotto numero di informazioni, con l'obiettivo di andare a valutare i carichi agenti sulle vertebre lombari. Sebbene non sia stato possibile eseguire al termine delle prove riportate una validazione dei risultati prodotti, gli esiti di questo primo studio hanno confermato la necessità di ulteriori approfondimenti su questo tema e possono costituire la base di partenza per ulteriori analisi.

# INDICE

INTRODUZIONE.....	9
1.1 Il sistema scheletrico .....	12
1.1.1 La colonna vertebrale.....	13
1.1.2 I movimenti della colonna.....	13
1.1.3 I dischi intervertebrali, le vertebre e i legamenti .....	14
1.2 Il sistema muscolare .....	18
1.2.1 La muscolatura scheletrica.....	19
1.2.2 L'azione muscolare e il ruolo dei muscoli.....	19
1.2.3 La muscolatura del tronco .....	20
1.3 La distribuzione dei tessuti nel corpo umano.....	23
1.3.1 Assorbimetria a Raggi X a Doppia Energia (DXA) .....	24
1.4 Analisi dei carichi spinali.....	26
1.4.1 Modelli FEM per la stima dei carichi spinali.....	28
1.4.2 Modelli multi-body per la stima dei carichi spinali.....	28
1.4.3 Studi di interesse per il progetto .....	31
1.4.4 L'obesità e le ripercussioni sui carichi spinali .....	34
MATERIALI E METODI.....	37
2.1 Dati disponibili.....	37
2.2 Modello del centro di massa .....	40
2.2.1 Introduzione .....	40
2.2.2 Modelli per soggetti obesi e normopeso.....	42
2.2.3 Equazione di regressione e modello del centro di massa .....	44
2.3 Modelli multi-body su OpenSim .....	46
2.3.1 Modello di Senteler .....	47
2.3.2 Modello di Bruno .....	48

2.4	Valutazione dei modelli .....	49
2.4.1	Preparazione del dataset .....	49
2.4.2	Concentrazione della massa del tronco in un corpo.....	52
2.4.3	Simulazione dei modelli di Pryce.....	52
2.4.4	Simulazione dei soggetti del dataset usando i modelli di Senteler e Bruno e confronto con la letteratura .....	53
2.4.5	Selezione di un modello .....	53
2.5	Valutazione dell'influenza dello spostamento dei centri di massa segmentali sulla stima dei carichi lombari .....	54
2.6	Valutazione della stima delle masse segmentali tramite letteratura..	55
2.7	Simulazioni di soggetti con diversa %FM .....	56
	RISULTATI E DISCUSSIONE .....	58
3.1	Dati disponibili.....	58
3.2	Modello del centro di massa .....	64
3.3	Valutazione dei modelli .....	70
3.3.1	Concentrazione della massa del tronco in un corpo.....	70
3.3.2	Simulazione dei modelli di Pryce.....	71
3.3.3	Simulazione dei soggetti del dataset usando i modelli di Senteler e Bruno e confronto con la letteratura .....	74
3.3.4	Selezione di un modello .....	79
3.4	Valutazione dell'influenza dello spostamento dei centri di massa segmentali sulla stima dei carichi lombari .....	80
3.5	Valutazione della stima delle masse segmentali tramite letteratura..	86
3.6	Simulazioni di soggetti con diversa %FM .....	95
	CONCLUSIONI E SVILUPPI FUTURI .....	105
	APPENDICE .....	108
	BIBLIOGRAFIA.....	126

# Capitolo 1

## INTRODUZIONE

La colonna vertebrale è una struttura ossea molto complessa che fornisce supporto strutturale e consente il mantenimento della postura eretta<sup>1</sup>. Conoscere l'entità dei carichi a cui sono sottoposti i suoi elementi costitutivi ha grande rilevanza nel settore tecnico-scientifico, in particolare riguardo la stima delle condizioni di carico e la gestione dei disturbi della colonna, la realizzazione di impianti spinali o l'analisi delle prestazioni nel settore riabilitativo e sportivo<sup>2</sup>. Sebbene le conoscenze iniziali in tale campo abbiano avuto origine da rilevazioni dirette, prima su cadavere e poi su soggetti *in vivo*<sup>3</sup>, solo successivamente, grazie allo sviluppo tecnologico e alla realizzazione di software dedicati, è stato possibile eseguire indagini *in silico* mediante l'uso di tecniche computazionali<sup>2</sup>.

Negli ultimi decenni sono stati realizzati numerosi studi volti ad approfondire le conoscenze esistenti riguardo ai carichi spinali e ai parametri che li influenzano maggiormente, sia per mezzo di rilevazioni *in vivo* di pressione intradiscale<sup>4-6</sup>, sia mediante modelli computazionali e stime delle forze agenti nei diversi livelli vertebrali<sup>2,6-11</sup>. Mentre le rilevazioni *in vivo* sono limitate dall'invasività e dalla complessità della procedura, per cui i dati presenti in letteratura sono molto esigui e relativi a un numero ristretto di soggetti, gli studi computazionali sono molto diffusi<sup>2</sup>. Questi possono essere di tipo multi-body o a elementi finiti, ma

in entrambi i casi si cercano di rappresentare attraverso dei modelli le caratteristiche delle vertebre, sia come geometria sia come proprietà meccaniche, per arrivare a una stima dei carichi spinali che possa essere validata dai valori riportati in letteratura, generalmente attraverso la conversione dei carichi di compressione in pressioni intradiscali (IDP)<sup>11,12</sup>.

L'intensificarsi della ricerca in questo ambito ha tra le motivazioni trainanti la sempre crescente diffusione dell'obesità, che è stata definita dall'Organizzazione Mondiale della Sanità (OMS) un vero e proprio fenomeno epidemico<sup>13</sup>. Essa provoca un incremento sostanziale dell'entità dei carichi spinali, aumentando nella popolazione il rischio di sviluppare patologie e di incorrere in episodi di frattura vertebrale<sup>14</sup>.

Per tali ragioni sono stati effettuati studi maggiormente focalizzati sull'analisi di soggetti considerati sovrappeso o obesi, realizzando modelli computazionali soggetto-specifici<sup>14-17</sup>, e sono state riportate alcune prime rilevazioni di pressione intradiscale *in vivo* per queste categorie di soggetti<sup>5</sup>.

Grazie all'utilizzo di tecniche di imaging come DXA<sup>16</sup>, scansioni laser in combinazione con immagini di risonanza magnetica (MR)<sup>18</sup> e tomografia quantitativa ossea (QCT) in combinazione con DXA<sup>14</sup> sono state realizzate delle indagini volte ad approfondire l'influenza della distribuzione e della composizione della massa sulla resistenza vertebrale, sui carichi spinali e sul rischio di infortunio. Relativamente alla composizione della massa questa viene spesso ripartita in due componenti fondamentali, la massa magra, anche nota come *Lean Mass* (LM) o *Fat-Free Mass* (FFM), e la massa grassa (FM, *Fat Mass*)<sup>3</sup>.

Riguardo agli effetti provocati dai due contributi di massa è stato riportato che un maggior quantitativo di massa magra potrebbe essere positivo in termini di carico agente sulle vertebre, poiché la trazione muscolare stimolerebbe il rimodellamento osseo, facendo incrementare la densità minerale ossea e la resistenza delle stesse<sup>14,19,20</sup>. Al contrario, il tessuto adiposo potrebbe essere responsabile della maggior produzione di un ormone in grado di stimolare l'attività osteoclastica del tessuto osseo, riducendone la densità minerale ossea e la resistenza<sup>14,21,22</sup>.

A livello modellistico, come parametro discriminante dello stato di salute dei soggetti viene spesso utilizzato il BMI<sup>15,16</sup>, o indice di massa corporea, che viene calcolato come rapporto tra il peso del soggetto e il quadrato della sua altezza. Sebbene questo indice sia molto immediato e rapido nell'analisi, presenta un limite fondamentale: poiché non discrimina tra i contributi di massa magra e massa grassa sul totale, esso classifica egualmente soggetti aventi stessa massa ma diversa composizione<sup>16</sup>. Ad esempio, a parità di peso corporeo, un atleta allenato con muscoli molto sviluppati e un soggetto sedentario con una maggiore massa adiposa a livello addominale verranno classificati allo stesso modo dal BMI, che potrebbe quindi identificare erroneamente il primo soggetto come sovrappeso o obeso.

In generale, negli studi esaminati in letteratura che hanno condotto indagini di approfondimento su tale tematica attraverso l'utilizzo di modelli multi-body o a elementi finiti, vengono riportate analisi relative a un numero limitato di soggetti e/o realizzate con modelli computazionali personalizzati che, per rappresentare adeguatamente le distribuzioni di massa di ogni soggetto, richiedono l'acquisizione di un'elevata quantità di dati per poter effettuare ricostruzioni tridimensionali della geometria a partire da scansioni realizzate mediante tecniche di imaging<sup>23-25</sup>.

In questo panorama, la tesi si è posta come obiettivo la realizzazione di un modello per la stima dei carichi lombari che tenesse conto degli effetti prodotti dalla massa grassa, uno dei parametri determinanti nell'incremento dei carichi spinali. Rispetto alle modalità di indagine già effettuate in letteratura, la novità introdotta dal presente lavoro riguarda la determinazione di una relazione generale che si basi sull'acquisizione di un ridotto numero di informazioni, e possa rappresentare in maniera soddisfacente le caratteristiche del soggetto in esame. L'interesse primario era relativo soprattutto all'indagine degli effetti provocati dalle differenze di composizione corporea sulla stima dei carichi agenti sulle vertebre lombari, in modo da differenziare, a parità di BMI, le stime dei carichi spinali tra soggetti con elevata massa grassa e soggetti con maggiore massa magra.

## 1.1 Il sistema scheletrico

Il sistema scheletrico è una struttura fondamentale del corpo umano che ricopre diverse funzioni: sorregge il corpo umano e ne consente il movimento, garantisce la protezione di tessuti e organi interni ed è la sede emopoietica in cui si ha la produzione della componente corpuscolata del sangue<sup>1</sup>. Altri compiti svolti dalla componente ossea sono la regolazione endocrina e l'immagazzinamento di sali<sup>1</sup>. Esso è costituito da diversi segmenti ossei, che possono essere rappresentati attraverso due raggruppamenti: la componente assile, che racchiude le ossa del cranio, la gabbia toracica e la colonna vertebrale, e quella appendicolare (Figura 1.1), in cui si riuniscono gli elementi ossei rimanenti, tra cui gli arti superiori, la pelvi e gli arti inferiori<sup>26</sup>.

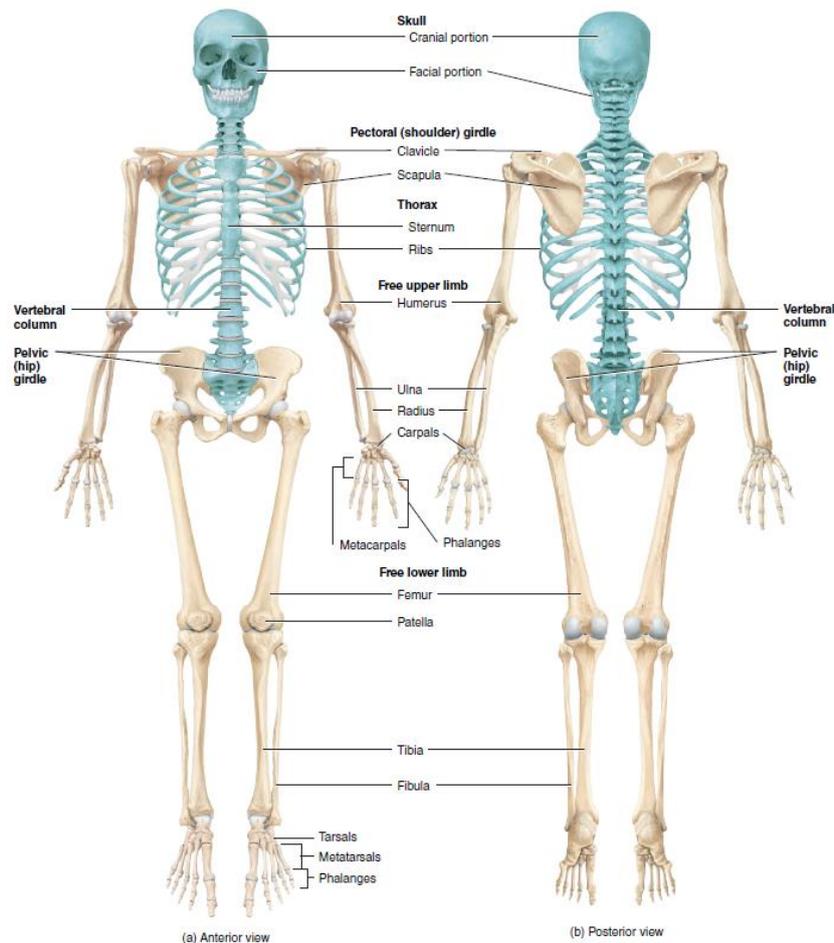


Figura 1.1: Divisione dello scheletro nella parte assile (blu) e appendicolare. Fonte: Tortora G.J., Nielsen M.T., Principles of HUMAN ANATOMY, John Wiley & Sons Inc, United States of America, 14th edition, p.168.

### **1.1.1 La colonna vertebrale**

La colonna vertebrale è una struttura ossea molto complessa costituita da diversi elementi quali vertebre, legamenti e dischi intervertebrali<sup>1</sup>. Le sue dimensioni possono essere stimate calcolando i due quinti dell'altezza dell'individuo e la sua conformazione permette lo svolgimento di molteplici funzioni: fornisce supporto strutturale, permette il movimento del tronco, fa da sito di ancoraggio per diversi elementi, come i muscoli, e protegge il midollo spinale<sup>26</sup>. Alla nascita la colonna è costituita da 33 vertebre, suddivisibili per struttura e funzione in 5 regioni caratteristiche: 7 cervicali, 12 toraciche, 5 lombari, 5 sacrali e 4 coccigee<sup>26</sup>. Al raggiungimento dell'età adulta, si ha la fusione delle vertebre sacrali e di quelle coccigee e il numero complessivo scende a 26<sup>26</sup>. I movimenti che caratterizzano la colonna coinvolgono la totalità delle vertebre e sono possibili grazie alla presenza di dischi intervertebrali fibrocartilaginei che collegano tra loro due vertebre adiacenti formando un'articolazione cartilaginea secondaria<sup>1</sup>. Queste articolazioni sono anche dette sinfisi e sono caratterizzate da ridotto spostamento individuale, ma da notevole mobilità complessiva se si considera il movimento congiunto di tutte le articolazioni vertebrali<sup>1</sup>.

### **1.1.2 I movimenti della colonna**

I movimenti caratteristici della colonna sono divisibili in funzione dei piani su cui avvengono (Figura 1.2). Nel piano sagittale è possibile avere flessione, quando il movimento porta l'angolo articolare a ridursi rispetto alla posizione anatomica di riferimento, ed estensione, in caso contrario<sup>1</sup>. Nel piano frontale si hanno flessione ed estensione laterale e infine, nel piano trasverso, si può avere un movimento di rotazione attorno all'asse longitudinale<sup>1</sup>.

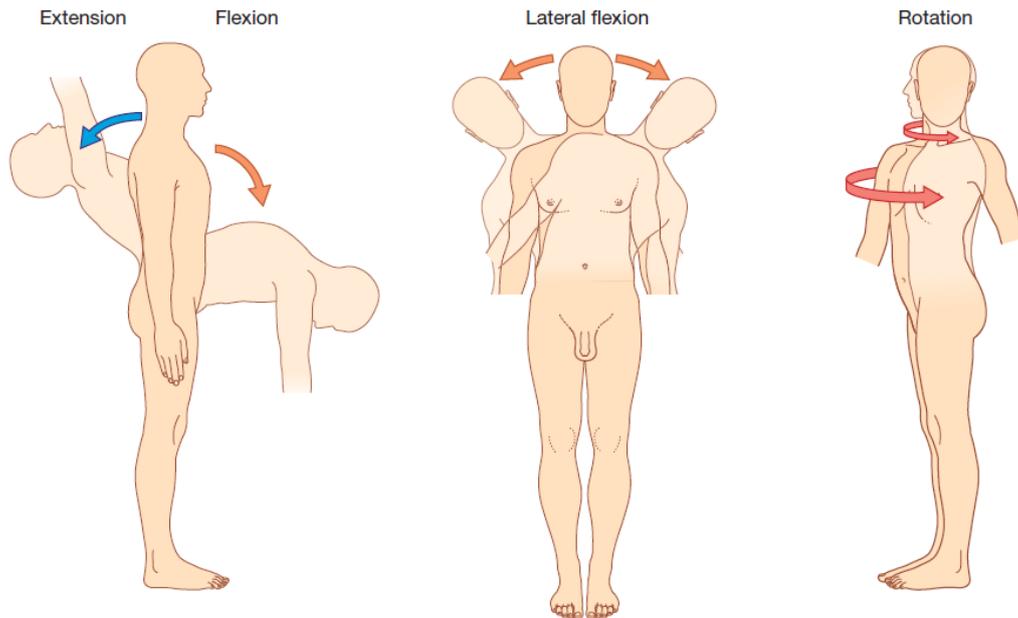


Figura 1.2: Rappresentazione dei movimenti della colonna vertebrale. Immagine tratta da: Drake, R.L., Vogl, W., Mitchell, A.W.M., (2010), *Gray's Anatomy for Students*, Churchill Livingstone/Elsevier, Philadelphia, p.58.

Gli elementi che consentono la mobilità della colonna grazie alla loro elasticità e compressibilità sono i dischi intervertebrali sebbene, al tempo stesso, ne vincolino i movimenti a causa delle loro proprietà di rigidità<sup>1</sup>. Altre componenti che hanno questa funzione sono le articolazioni zigapofisarie, i legamenti e i muscoli<sup>1</sup>. In generale, affinché la colonna si possa muovere sono necessari degli attuatori meccanici che siano in grado di movimentarla attraverso la conversione dell'energia immagazzinata, effettuando al tempo stesso un'operazione di controllo dell'esecuzione<sup>27</sup>. Questo compito è svolto dai muscoli, che saranno descritti nel paragrafo 1.2.

### 1.1.3 I dischi intervertebrali, le vertebre e i legamenti

I dischi intervertebrali sono elementi cartilaginei interposti tra le facce di due vertebre adiacenti<sup>26</sup>. La struttura di ogni disco presenta un anello esterno fibrocartilagineo, l'anello fibroso (*anulus fibrosus*), che circonda la componente interna, il nucleo polposo (*nucleus pulposus*), costituito da una sostanza più morbida<sup>1</sup> (Figura 1.3). Grazie a queste caratteristiche strutturali i dischi intervertebrali possiedono una duplice funzione: da un lato favoriscono la grande mobilità della colonna, dall'altro sono in grado di assorbire gli urti

verticali grazie la presenza di un *core* morbido<sup>26</sup>. Purtroppo queste proprietà si riducono nel corso della vita, a causa della diminuzione della percentuale di acqua presente nel nucleo polposo, facendo progressivamente aumentare la rigidità della struttura<sup>26</sup>.

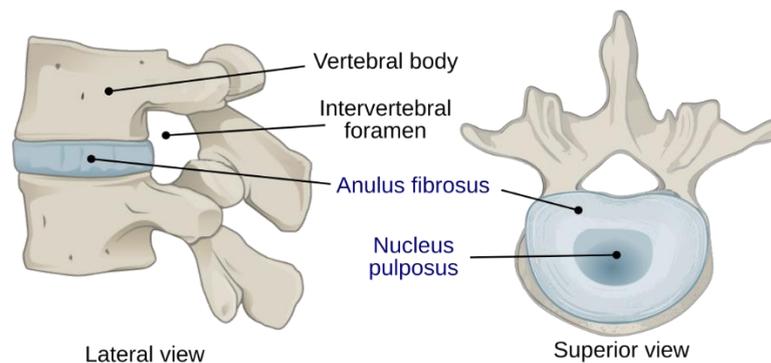


Figura 1.3: Articolazione intervertebrale e dettaglio del disco. Immagine tratta da: [https://commons.wikimedia.org/wiki/File:716\\_Intervertebral\\_Disk.jpg](https://commons.wikimedia.org/wiki/File:716_Intervertebral_Disk.jpg) [04 Febbraio 2021]. Origine: Anatomy & Physiology, Connexions Web site. <http://cnx.org/content/col11496/1.6/>, [13 Giugno 2013].

Le vertebre sono suddivise tra cinque regioni spinali a causa delle loro differenti proprietà strutturali, dimensionali e funzionali. Ciononostante, è possibile individuare delle caratteristiche comuni che permettano di descriverle in maniera generale<sup>26</sup>. La geometria di base di ogni vertebra è suddivisibile in un corpo vertebrale, un arco vertebrale e sette processi<sup>26</sup> (Figura 1.4). Le dimensioni delle vertebre, e nello specifico dei corpi vertebrali, cambiano seguendo un andamento regolare a causa dell'aumento dei carichi applicati che si verifica scendendo lungo la colonna<sup>1</sup>. I corpi vertebrali che presentano la dimensione massima si trovano pertanto sopra il livello del sacro, punto in cui si verifica il trasferimento dei carichi agli arti inferiori in corrispondenza della articolazione sacro-iliaca<sup>1</sup>.

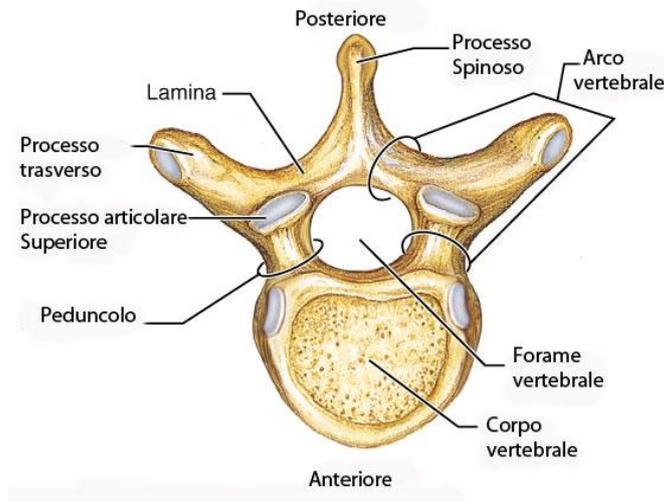


Figura 1.4: Dettaglio della vertebra e dei suoi componenti. Immagine tratta da: *La colonna vertebrale: anatomia, funzioni e curve*, (Aggiornato al 28 Gennaio 2015), Benessere Chiropratico, <https://benesserechiropratico.com/la-colonna-vertebrale/> [04 Febbraio 2021].

### Corpo vertebrale

È la componente della vertebra avente maggiori dimensioni e ne costituisce la porzione anteriore<sup>1</sup>. Ha una forma approssimativamente cilindrica e la sua funzione primaria è sostenere il peso corporeo delle componenti della colonna<sup>1</sup> (Figura 1.4). Sulle sue superfici superiori e inferiori si può trovare un sottile strato di cartilagine ialina, a cui si ancora il disco intervertebrale<sup>26</sup>. La sua struttura è costituita da uno strato esterno di osso compatto al cui interno si trova osso spongioso<sup>1</sup>. Quest'ultimo, anche noto come osso trabecolare, è composto orizzontalmente da trabecole più corte e verticalmente da trabecole più lunghe<sup>1</sup>. Questa configurazione genera degli spazi vuoti in cui può inserirsi il midollo osseo rosso, addetto all'emopoiesi<sup>1</sup>.

### Arco vertebrale

È connesso al corpo vertebrale e la sua geometria è caratterizzata da due tipologie di elementi: i peduncoli e le lamine<sup>1</sup>. L'unione di questi elementi ossei genera delle cavità, note come forami vertebrali, che vanno a comporre il canale vertebrale, sede del midollo spinale e delle radici dei nervi<sup>26</sup> (Figura 1.4).

## Processi

In ogni vertebra, a partire dall'arco vertebrale, si diramano sette processi<sup>26</sup> (Figura 1.5):

- quattro processi articolari (due superiori e due inferiori) che, con i processi della vertebra adiacente, formano le faccette articolari<sup>1</sup>;
- due processi trasversi, sinistro e destro, che si proiettano lateralmente a partire dai punti di incontro tra peduncoli e lamine<sup>1</sup>;
- un processo spinoso mediano, collocato posteriormente e proiettato verso il basso<sup>1</sup>.

I processi svolgono molteplici funzioni, tra cui il sostegno temporaneo del peso corporeo durante l'estensione laterale<sup>1</sup>. Essi rappresentano, inoltre, i punti di attacco dei muscoli alla colonna e la loro presenza agevola il mantenimento del suo allineamento<sup>1</sup>.

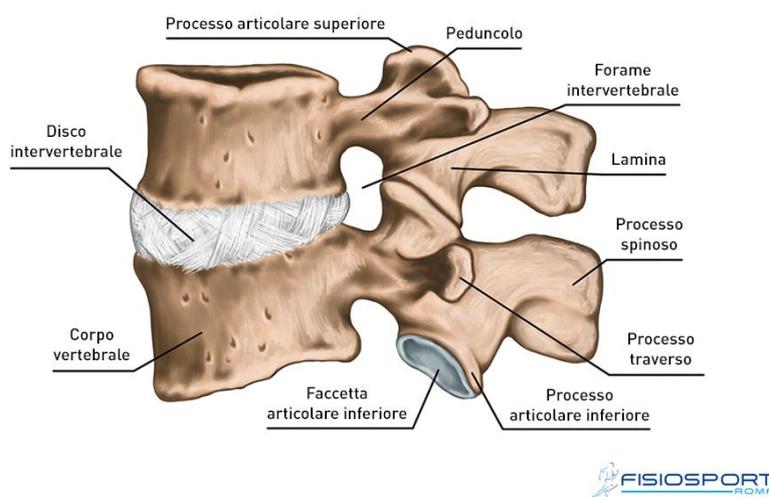


Figura 1.5: Articolazione vertebrale. Immagine tratta da: <https://www.fisiosportroma.net/patologie/mal-di-schiena/> [04 Febbraio 2021].

## Legamenti

I legamenti sono elementi che collegano articolazioni vertebrali adiacenti e partecipano alla stabilizzazione della colonna e alla suddivisione dei carichi in determinati movimenti<sup>1</sup>. Ad esempio, il legamento longitudinale anteriore collega le superfici dei corpi vertebrali e i rispettivi dischi (Figura 1.6), riducendo

il rischio di iper-estensione<sup>1</sup>. Al contrario, l'azione svolta da tutti gli altri legamenti è volta a contenere i movimenti di flessione<sup>1</sup>.

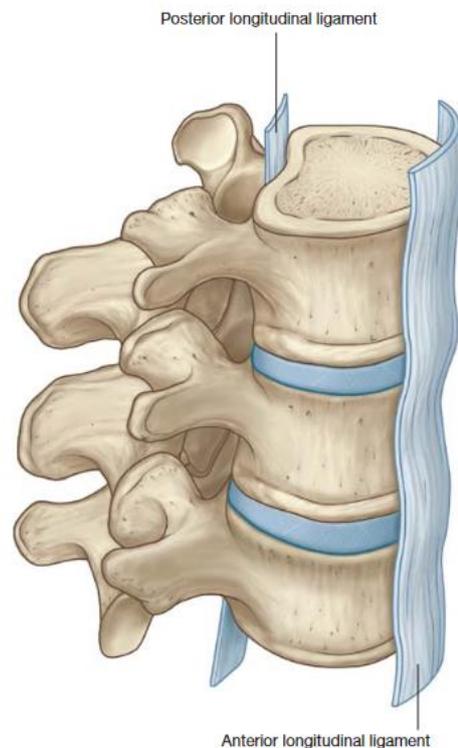


Figura 1.6: Legamenti longitudinali anteriori e posteriori. Immagine tratta da: Drake, R.L., Vogl, W., Mitchell, A.W.M., (2010), *Gray's Anatomy for Students*, Churchill Livingstone/Elsevier, Philadelphia, p.82.

## 1.2 Il sistema muscolare

Se il sistema scheletrico viene spesso rappresentato come l'impalcatura che sorregge il corpo umano, i muscoli rappresentano la componente fondamentale che lo movimentata. In generale esistono tre tipologie di tessuto muscolare, distinte in funzione della modalità di attivazione e dell'aspetto:

- tessuto muscolare scheletrico, volontario, anche detto "striato" per il *pattern* di bande proteiche visibile al microscopio;
- tessuto muscolare cardiaco, facente parte della muscolatura involontaria pur essendo caratterizzato anch'esso da striature;
- tessuto muscolare liscio, involontario, privo di striature<sup>26</sup>.

In questa trattazione l'attenzione sarà posta sulla muscolatura scheletrica poiché viene utilizzata per la mobilitazione dei segmenti corporei, la stabilizzazione delle articolazioni, il mantenimento della postura e partecipa all'applicazione di carichi sul rachide<sup>26</sup>.

### 1.2.1 La muscolatura scheletrica

La struttura dei muscoli scheletrici prevede una parte centrale, detta ventre muscolare, connessa alla componente scheletrica attraverso i tendini, fasci di tessuto connettivo poco vascolarizzati<sup>26</sup>.

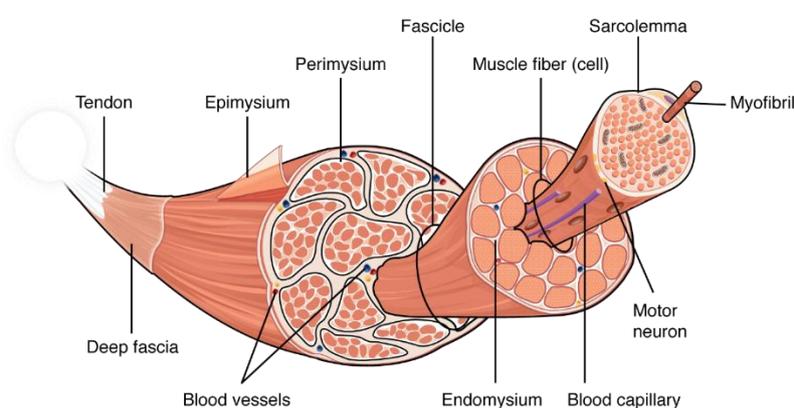


Figura 1.7: Struttura dei muscoli scheletrici. Immagine tratta da: Biga, L. M. et al. (20XX) *Anatomy & Physiology*, Open Oregon State, Oregon State University, p.555

La struttura fascicolare è caratteristica di questi tessuti (Figura 1.7), che possono quindi essere descritti usando un'organizzazione a livelli. Il muscolo completo è scomponibile in fascicoli tenuti assieme dall'epimisio<sup>26</sup>. Ognuno di questi fascicoli è costituito da diverse fibre muscolari, avvolte da una guaina, il perimisio<sup>26</sup>. Ogni fibra muscolare è in realtà una lunga cellula con forma cilindrica rivestita da uno strato di tessuto connettivo denominato endomisio<sup>26</sup>, ed è a sua volta suddivisibile in elementi contrattili, le miofibrille<sup>26</sup>. Ogni miofibrilla può essere segmentata in unità contrattili, i sarcomeri, a loro volta costituiti da due filamenti, actina e miosina, attraverso il cui scorrimento si attua la contrazione<sup>26</sup>.

### 1.2.2 L'azione muscolare e il ruolo dei muscoli

I muscoli sono collegati ai segmenti corporei in almeno due punti, definiti punti di attacco prossimale e distale<sup>26</sup>. In generale, nell'esecuzione di un movimento

non è coinvolto un unico muscolo ma più elementi, che svolgono diverse funzioni. Nel caso più semplice si ha un'unica articolazione controllata dai muscoli (detti mono-articolari) e l'azionamento è a carico di una coppia di muscoli "opposti", di cui uno rappresenta l'agonista che si contrae per movimentare i segmenti, e l'altro l'antagonista che si allunga per effetto del primo<sup>1</sup>. In situazioni più complesse i muscoli controllano due o più articolazioni, e sono detti rispettivamente bi-articolari o pluri-articolari, e il numero di attuatori coinvolti aumenta<sup>1</sup>.

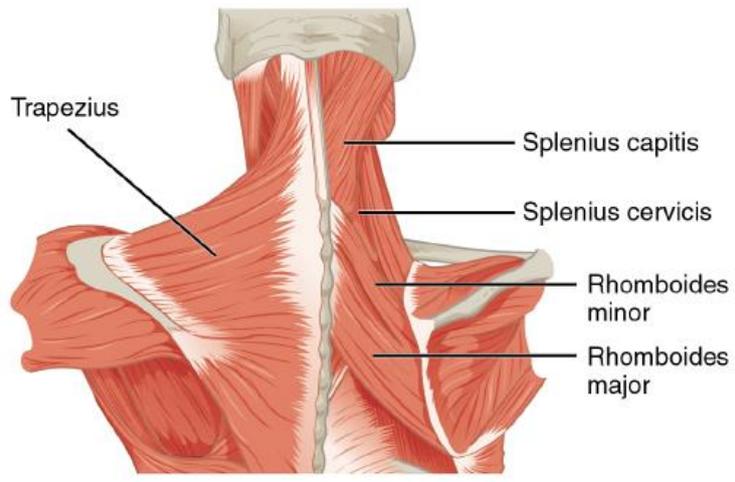
I muscoli aggiuntivi possono avere diversi ruoli e sono:

- sinergici, se partecipano all'azione svolta dall'agonista o intervengono per bloccare i movimenti di articolazioni intermedie;
- fissatori, se con la loro contrazione controllano l'estremità prossimale del segmento mentre si muove la distale;
- neutralizzatori, se intervengono per limitare l'azione completa dell'agonista che, se consentita, muoverebbe più segmenti corporei rispetto a quelli desiderati<sup>1</sup>.

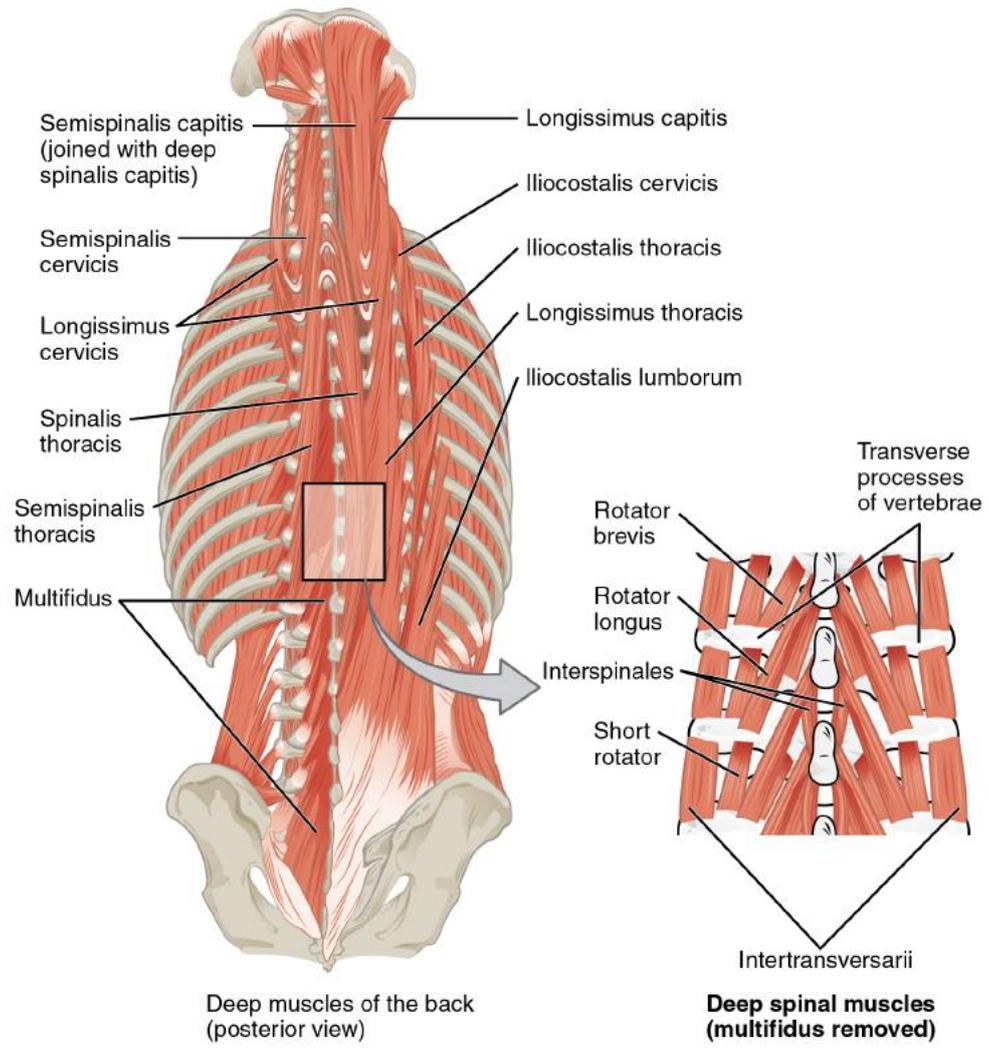
### **1.2.3 La muscolatura del tronco**

Visto l'interesse di questo studio nell'andare a valutare i carichi agenti a livello delle vertebre lombari, si riportano le rappresentazioni dei muscoli presenti nel tronco che intervengono nella movimentazione di tale regione, e in generale della colonna. Questi sono numerosi e dalla struttura complessa, a causa del grande numero di punti di attacco presenti che li collegano al rachide. È possibile però definire dei raggruppamenti di muscoli usando come criteri la direzione delle fibre muscolari e la loro lunghezza<sup>26</sup>.

I muscoli attivi nel controllo della colonna vertebrale, soprattutto per quel che riguarda il tratto lombare, sono rappresentati in Figura 1.8 e Figura 1.9, e la terminologia latina riportata è coerente con quella usata nei modelli multi-body che verranno descritti nei capitoli successivi.



Superficial (left side) and deep (right side) muscles of the neck and upper back (posterior view)



Deep muscles of the back (posterior view)

Deep spinal muscles (multifidus removed)

Figura 1.8: Muscoli del collo e della schiena. Immagine tratta da: Biga, L. M. et al. (20XX) *Anatomy & Physiology*, Open Oregon State, Oregon State University, p.635

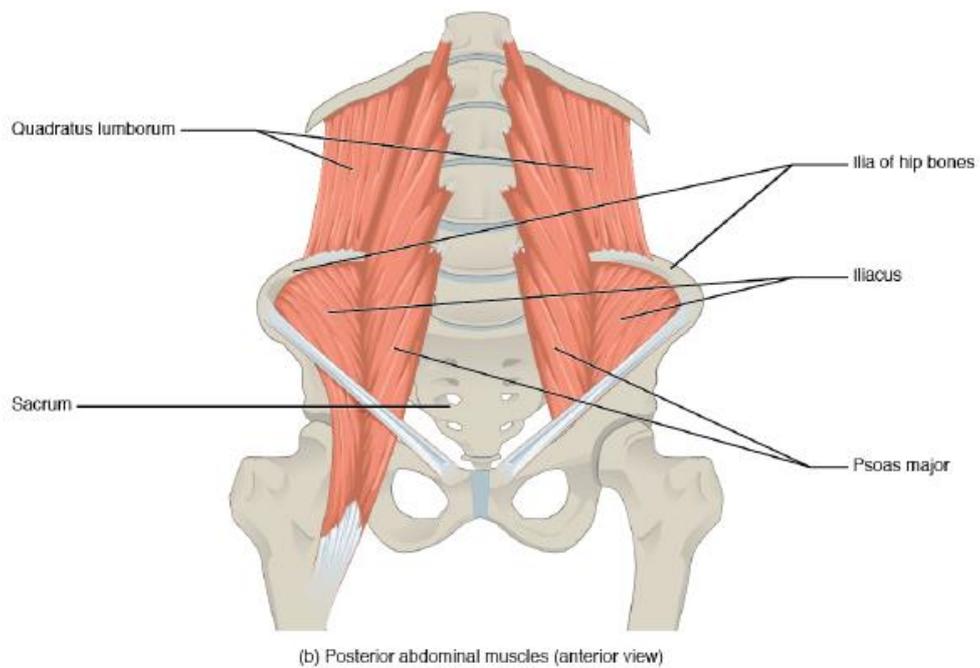
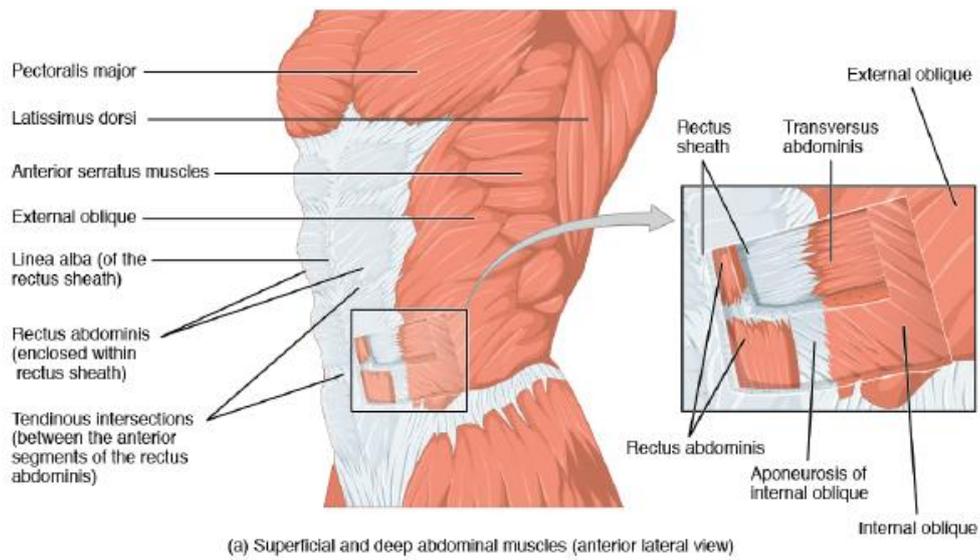


Figura 1.9: Muscoli dell'addome. Immagine tratta da: Biga, L. M. et al. (20XX) *Anatomy & Physiology*, Open Oregon State, Oregon State University, p.637.

## 1.3 La distribuzione dei tessuti nel corpo umano

Il corpo umano è organizzato in strutture di complessità crescente che vanno a formare tessuti, organi e apparati. L'analisi della sua composizione si è basata inizialmente sull'analisi dei cadaveri attraverso misure sperimentali e biopsie tissutali<sup>3</sup>. La difficoltà principale legata a queste pratiche era la capacità di inferire con accuratezza informazioni relative al corpo o a un organo, a partire rispettivamente dall'analisi di un numero limitato di soggetti o da frammenti di tessuti<sup>3</sup>. Nonostante questo limite, queste metodologie hanno permesso di ottenere informazioni sul corpo umano utili a definire dei modelli multi-compartimentali che ne modellano la composizione. I modelli più diffusi sono a due, tre, quattro o cinque componenti, e la scelta d'uso è legata sia alle informazioni di cui si dispone, sia alle finalità dell'analisi che si è intenzionati a svolgere<sup>3</sup> (Figura 1.10).

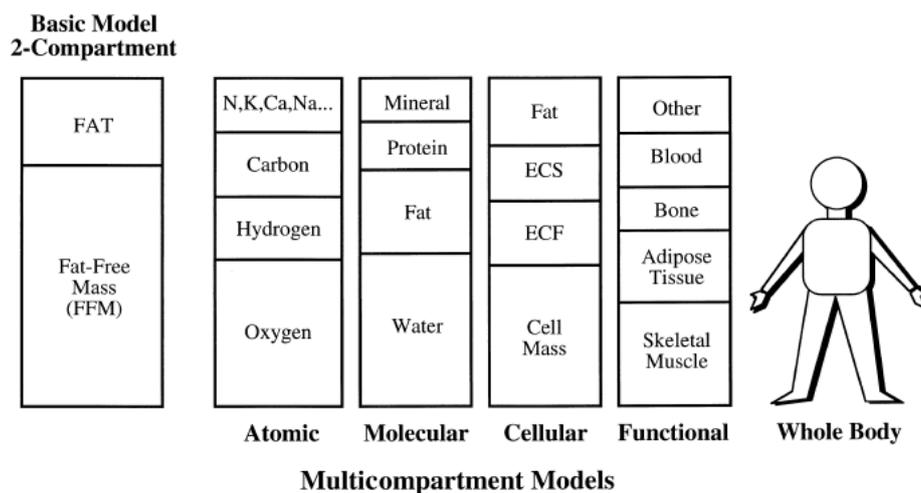


Figura 1.10: Modelli multi-compartimentali della composizione corporea. Immagine tratta da: Ellis, K., (2000), *Human Body Composition: In Vivo Methods*, *Physiol Rev.*, Modificata da: Wang et al., (1992), *The five-level model: a new approach to organizing body composition research*. *Am. J. Clin. Nutr.* 56: 19–28.

Il modello di interesse per il presente studio è quello a due componenti (2-C), che distingue in grasso corporeo, spesso riportato come FM (*Fat Mass*), e tutti gli altri tessuti, racchiusi nella componente priva di grasso nota come *Fat-Free Mass* (FFM) o *Lean Mass* (LM)<sup>3</sup>. Questi modelli sono utilizzati da decenni ma

rimangono di grande attualità visto il crescente interesse legato agli effetti dell'eccesso di tessuto adiposo, come le patologie legate all'obesità<sup>3</sup>.

Con il progresso tecnologico sono state definite nuove tecniche e sono state sviluppate nuove strumentazioni che hanno permesso di eseguire stime più precise, superando anche il limite di dover eseguire analisi su cadaveri, dato che queste sono realizzabili in sicurezza su soggetti viventi.

Ad esempio, è possibile fare stime indirette della composizione corporea, usando dati antropometrici rilevati sul soggetto, e stime dirette, basate sulla quantità di potassio naturalmente radioattivo presente nelle cellule e sulla diluizione isotopica, che però non sono rilevanti per il presente studio<sup>28</sup>. Di particolare interesse sono invece le stime eseguite grazie a tecniche di *imaging* come la tomografia computerizzata (TC), la risonanza magnetica (MR) o l'assorbimetria a raggi X a doppia energia (DXA)<sup>28</sup>. Tra quelle elencate l'ultima verrà descritta in maniera più dettagliata nel paragrafo successivo, essendo la fonte di origine dei dati di composizione corporea disponibili.

### **1.3.1 Assorbimetria a Raggi X a Doppia Energia (DXA)**

L'assorbimetria a raggi X a doppia energia (DXA o DEXA) è una tecnica di imaging che si basa su un fenomeno di attenuazione per cui, quando i raggi X generati da una fonte di fotoni attraversano l'oggetto di interesse, si verifica una riduzione della loro intensità che dipende dalla densità, dallo spessore e dalla composizione chimica del materiale interposto<sup>3</sup>. L'intensità è ridotta secondo una legge non lineare che, per un materiale omogeneo, è rappresentabile con l'equazione esponenziale

$$I = I_0 e^{-\mu T}$$

in cui l'intensità trasmessa ( $I$ ) è data dal prodotto tra l'intensità incidente ( $I_0$ ) e un'esponenziale con potenza data dal prodotto negativo tra il coefficiente di attenuazione lineare ( $\mu$ ) e lo spessore del materiale ( $T$ )<sup>3</sup>.

Sapendo lo spessore dell'oggetto interposto è inoltre possibile trasformare la relazione precedente in

$$M = (1/\mu_m) \cdot \ln (I_0/I)$$

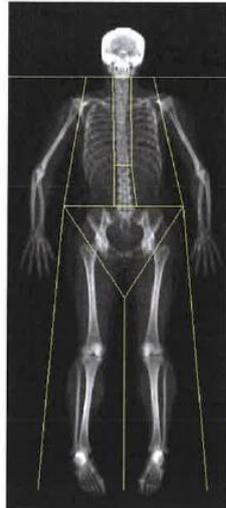
in modo da ottenere la massa ( $M$ ). In questo caso viene indicato un coefficiente di attenuazione di massa  $\mu_m$  che è dato dal rapporto tra il coefficiente di attenuazione lineare e la densità del mezzo interposto<sup>3</sup>.

Se l'oggetto non è costituito da un solo materiale è possibile determinare il coefficiente  $\mu_m$  complessivo tramite la somma pesata dei coefficienti specifici delle singole masse, in funzione del loro contributo alla massa globale<sup>3</sup>.

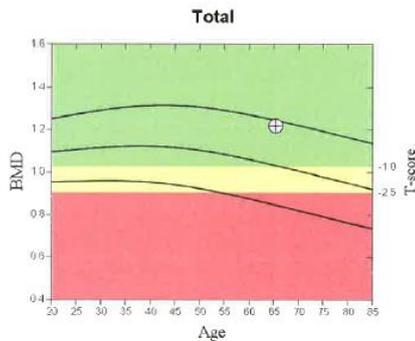
Nell'analisi imaging mediante DXA l'attenuazione varia, pertanto, in base alle caratteristiche del segmento considerato e ai relativi contributi di tessuto osseo, magro e adiposo<sup>3</sup>. Di seguito è possibile vedere un esempio tipico di risultati prodotti mediante questa tecnica (Figura 1.11).

Questo esame diagnostico può essere utilizzato per due scopi principali: valutare la composizione corporea delle diverse regioni del corpo, grazie alla possibilità di delineare i segmenti tramite delle linee di confine, o eseguire diagnosi relativamente allo stato di salute dell'osso<sup>29</sup>. In questo secondo caso viene calcolato un punteggio, noto come T-score, grazie al quale è possibile quantificare il decremento della densità minerale ossea come deviazione standard rispetto a una popolazione di riferimento<sup>30-32</sup>.

Usando l'assorbimetria è quindi possibile ottenere una stima della composizione corporea, distinguendo tra la massa grassa (FM), la massa magra (LM) e la massa ossea (BMC, *Bone Mineral Content*)<sup>3</sup>.



327 x 150  
DAP: 13.1 cGy\*cm<sup>2</sup>



#### Scan Information:

Scan Date: 05 May 2016 ID:  
Scan Type: a Whole Body  
Analysis: 05 May 2016 14:04 Version 13.6.0.3  
Auto Whole Body Fan Beam

Operator:  
Model: QDR Workstation (S/N 90000)  
Comment:

#### DXA Results Summary:

Region	Area (cm <sup>2</sup> )	BMC (g)	BMD (g/cm <sup>2</sup> )	T-score	Z-score
L Arm	202.67	155.58	0.768		
R Arm	211.05	165.81	0.786		
L Ribs	97.74	75.45	0.772		
R Ribs	121.68	87.24	0.717		
T Spine	150.41	154.40	1.027		
L Spine	65.43	77.62	1.186		
Pelvis	195.09	245.93	1.261		
L Leg	365.45	428.59	1.173		
R Leg	367.84	434.66	1.182		
Subtotal	1777.36	1825.28	1.027		
Head	210.65	597.70	2.837		
<b>Total</b>	<b>1988.01</b>	<b>2422.98</b>	<b>1.219</b>	<b>1.4</b>	<b>1.7</b>

Total BMD CV 1.0%

Comment:

Figura 1.11: Esempio di risultati prodotti da un'analisi DXA full-body per un soggetto femminile e utilizzati per la diagnosi dell'osteopenia e dell'osteoporosi.

## 1.4 Analisi dei carichi spinali

La colonna vertebrale è un elemento fondamentale della struttura portante del corpo umano per mezzo della quale, in posizione eretta, si ha il trasferimento dei carichi prodotti dalla parte superiore del corpo al bacino e alle estremità inferiori<sup>1</sup>. Conoscere l'entità dei carichi a cui sono sottoposti gli elementi costitutivi della colonna, cioè le vertebre, può avere una grande rilevanza nel settore tecnico-scientifico e gli ambiti che beneficiano di tali informazioni sono numerosi. Tra essi si possono trovare la stima delle condizioni di carico *in vivo* nella colonna, la gestione dei disturbi alla colonna provocati da alterazioni nella distribuzione dei carichi e la realizzazione di impianti spinali<sup>2</sup>. Si eseguono inoltre studi per valutare l'entità dei carichi sviluppati in ambito lavorativo con l'obiettivo di realizzare un ambiente sicuro e prevenire possibili infortuni<sup>2</sup>. Sono

infine diffusi studi nel settore sportivo e riabilitativo dove l'interesse si concentra sull'analisi delle prestazioni sia in condizioni fisiologiche sia patologiche<sup>2</sup>.

In generale, è possibile effettuare studi *in vivo* in cui si eseguono misurazioni inserendo dei sensori in corrispondenza della zona di interesse. Sfortunatamente la conoscenza delle condizioni di carico *in vivo* è limitata dalla complessità delle procedure, dalla loro invasività (che limita anche il range di movimenti possibili) e dal numero di soggetti che possono essere sottoposti a queste rilevazioni<sup>2</sup>. Per queste ragioni l'obiettivo della ricerca è stato ottenere informazioni attraverso tecniche alternative, la cui validità deve però essere confermata, essendo basate su ipotesi e semplificazioni<sup>2</sup>. Esempi di queste tecniche sono misure di pressione intraddominale attraverso trasduttori di pressione e misure di attivazione muscolare a livello del tronco usando l'elettromiografia<sup>2</sup>.

In tempi più recenti ha preso piede un'altra modalità di indagine che ha permesso di superare in parte i problemi legati alla realizzazione di analisi *in vivo*, gli studi *in silico*. Con questo termine si indicano quelle ricerche che, attraverso l'implementazione di un modello rappresentativo del fenomeno di interesse, eseguono delle simulazioni matematiche con l'obiettivo di produrre dei risultati comparabili a quelli che si otterrebbero nella situazione reale<sup>33</sup>.

In generale, negli studi di letteratura vengono utilizzati sia i modelli ad elementi finiti sia i modelli multi-body per eseguire simulazioni sul comportamento della colonna vertebrale. Le analisi condotte con essi possono riguardare prove statiche o dinamiche, e per entrambe le tipologie di modelli è comunque necessario attuare un protocollo di validazione, essendo basati su approssimazioni e ipotesi. Per questo motivo, nonostante le limitazioni sopra dette, i risultati degli studi *in vivo* sono tutt'ora essenziali alla comprensione delle condizioni di carico effettivamente presenti, così come alla validazione dei modelli matematici realizzati in sostituzione delle rilevazioni dirette, in modo da certificarne l'adeguatezza in qualità di predittori accurati delle condizioni fisiologiche<sup>2</sup>.

### 1.4.1 Modelli FEM per la stima dei carichi spinali

I modelli a elementi finiti, anche noti come FEM, sono degli strumenti molto potenti con un ampio campo di applicazione. In generale essi possono essere utilizzati per risolvere problemi descrivibili tramite equazioni differenziali, determinando delle soluzioni approssimate attraverso tecniche numeriche<sup>34</sup>. Con questa tecnica è possibile eseguire simulazioni per determinare il comportamento di una struttura in termini di tensioni e deformazioni quando questa viene sottoposta a dei carichi<sup>35</sup>. Una delle possibili finalità d'uso riguarda l'analisi della distribuzione di tensioni e deformazioni all'interno delle vertebre<sup>36</sup>. In questo caso di interesse, per realizzare l'analisi FEM è possibile ricostruire un modello tridimensionale dell'elemento osseo tramite tecniche di imaging, come ad esempio le scansioni CT. Ad esso verranno assegnate le proprietà meccaniche del materiale costitutivo e verrà utilizzato come base per la costruzione di una *mesh* su cui verranno applicati carichi e vincoli<sup>36</sup>. Nel complesso le applicazioni di queste analisi sono molteplici e possono riguardare lo studio della biomeccanica della colonna, la validazione di impianti spinali, e in generale l'analisi delle performance sia in condizioni patologiche sia fisiologiche<sup>36</sup>.

### 1.4.2 Modelli multi-body per la stima dei carichi spinali

Un sistema multi-body è un modello rappresentativo dell'oggetto di studio reale ed è costituito da un certo numero di corpi interconnessi tra loro. Questi possono compiere spostamenti rotazionali e/o traslazionali, e sono in moto relativo gli uni con gli altri<sup>37</sup>. In generale, i sistemi multi-body possono utilizzare due tipologie di corpi:

- corpi rigidi, che possono essere connessi da smorzatori, molle e attenuatori privi di massa e quindi di inerzia;
- corpi deformabili, caratterizzati da elasticità ed inerzia che possono variare in funzione del movimento del corpo e della sua deformazione<sup>37</sup>.

Per ogni sistema è necessario stabilire un set di coordinate indipendenti che ne definiscono i gradi di libertà (GDL) e che variano in funzione del numero di

elementi presenti e delle loro connessioni reciproche<sup>37</sup>. Le connessioni, o articolazioni, possono essere di diverso tipo, e sono in grado di limitare il numero di GDL complessivi del sistema<sup>37</sup>. Questi sistemi possono essere utilizzati sia per svolgere analisi cinematiche sia dinamiche. Nel primo caso non si considerano le forze agenti sul sistema e si valuta unicamente il movimento dei corpi in termini di spostamento, velocità ed accelerazione, mentre nel secondo caso, a partire dalla cinematica del sistema, vengono determinate le forze che la governano.

L'analisi dinamica di un sistema multi-body prevede quindi la risoluzione di equazioni di equilibrio, attraverso cui è possibile studiare il moto dei suoi segmenti, scomponibili mediante tre componenti traslazionali (3 GDL) e tre rotazionali (3 GDL)<sup>37</sup>. Si parla di analisi dinamica diretta qualora si voglia studiare il moto del sistema sotto l'influenza di determinate forze note, mentre si parla di analisi dinamica inversa se è nota la cinematica dei corpi e si vogliono ricavare le forze necessarie a compiere determinati movimenti<sup>37</sup>.

Quando si utilizzano i modelli multi-body per analizzare i carichi spinali è quindi possibile risolvere il sistema incognito imponendo l'equilibrio dinamico<sup>8</sup>. Scrivendo le equazioni che bilanciano i momenti esterni (dovuti a inerzia, gravità o carichi esterni) e i momenti interni (prodotti dalle strutture attive e passive del tronco), si ottengono le forze dei componenti attivi (muscoli) e passivi (legamenti) per uno o più livelli spinali<sup>2,8</sup>.

Nella realizzazione di un modello multi-body relativo alla colonna vertebrale occorre pertanto prestare attenzione agli aspetti sopra descritti, ossia la definizione degli elementi costituenti il modello muscoloscheletrico, le loro caratteristiche geometriche e le connessioni esistenti tra i diversi corpi, le quali, assieme all'imposizione di vincoli al movimento e all'inserimento di elementi forza, andranno a delineare i gradi di libertà e le modalità di movimento del sistema<sup>37</sup>. L'implementazione di questi sistemi consente quindi di eseguire indagini su specifiche attività, realizzando analisi cinematiche o dinamiche, il cui andamento è regolato mediante l'inserimento di elementi forza, giunti articolari ed eventualmente algoritmi di controllo<sup>37</sup>.

Come già riportato nel paragrafo 1.2, i muscoli sono la componente addetta a movimentare le articolazioni, e possono essere composti da un elevato numero

di elementi. Questa ridondanza fa sì che il numero di forze muscolari incognite superi il numero di equazioni di equilibrio disponibili, rendendo il sistema indeterminato<sup>8</sup>.

Per ottenere una soluzione è pertanto necessario scegliere un approccio biomeccanico per rappresentare il contributo dei muscoli tra quelli disponibili, i quali, secondo quanto riportato da Dreischarf et al. (2014)<sup>2</sup>, possono essere divisi in tre macro-gruppi:

- singolo muscolo equivalente;
- guidato dall'ottimizzazione;
- guidato da segnali EMG<sup>2</sup>.

#### Singolo muscolo equivalente

In questo approccio, attraverso la definizione di un singolo muscolo rappresentativo dei muscoli agonisti, è possibile ridurre il numero di incognite del sistema e risolvere la ridondanza muscolare, rendendo il sistema determinato<sup>2</sup>. I limiti di questo metodo sono l'impossibilità di effettuare una stima della forza dei singoli muscoli e la sensibilità dei risultati al braccio e alla linea di azione definiti per il singolo muscolo equivalente, dovendo questo approssimare il comportamento di un gruppo di muscoli molto più ampio<sup>2</sup>.

#### Guidati dall'ottimizzazione

In questi modelli è possibile risolvere la ridondanza ipotizzando che, quando il sistema nervoso centrale si attiva per mantenere l'equilibrio delle forze attraverso l'azione muscolare, il controllo avvenga mediante minimizzazione o massimizzazione di una certa funzione obiettivo<sup>2</sup>. In letteratura sono state proposte diverse funzioni, molte delle quali sono costituite dalla somma dei contributi muscolari elevata a una certa potenza<sup>2</sup>. Nonostante si basino su un'ipotesi di ottimizzazione che non ha fondamenti biologici a supporto, questi modelli sono molto utilizzati e forniscono risultati verosimili<sup>2</sup>.

#### Guidati da segnali EMG

In questa terza tipologia è possibile utilizzare nella realizzazione del modello le informazioni derivanti da registrazioni di segnali elettromiografici prelevati con

elettrodi durante la contrazione muscolare<sup>2</sup>. I segnali possono essere relativi sia a prelievi di superficie sia di profondità, ma in entrambi i casi è necessario stabilire una relazione che trasformi l'attività muscolare registrata nella forza esercitata dal muscolo<sup>2,38</sup>. Nonostante questo approccio consenta di inserire informazioni fisiologiche specifiche del soggetto, è possibile che si verifichino dei problemi nella risoluzione delle equazioni di equilibrio<sup>2</sup>. Per questo motivo possono essere utilizzati anche dei sistemi ibridi che sfruttano tali informazioni soggetto-specifiche e le inseriscono nei modelli guidati dall'ottimizzazione descritti precedentemente<sup>2</sup>.

Nel complesso i modelli multi-body si sono dimostrati essere degli strumenti sempre più affidabili e precisi in grado di ampliare le indagini eseguibili. Essi consentono infatti di stimare i carichi spinali nei diversi livelli della colonna desiderati, permettendo inoltre di determinare le forze muscolari, ampliando il numero e il tipo di settori che possono beneficiare di questa analisi<sup>2</sup>. Ciononostante, rimangono sempre delle semplificazioni della realtà fisiologica e pertanto presentano dei limiti che i nuovi studi cercano di superare, in modo da riuscire ad approssimare con sempre maggiore precisione il comportamento della struttura corporea<sup>2</sup>. Uno di questi è il fatto che molti modelli approssimano le articolazioni intervertebrali come giunti sferici senza inserire gradi di libertà traslazionali<sup>2,39</sup>. Un altro è che in molteplici studi si calcola l'equilibrio dinamico solo in una articolazione vertebrale invece che in più livelli lungo la colonna<sup>2</sup>. Infine, molto spesso si utilizza un'unica forza concentrata nel momento in cui si inserisce il peso della parte superiore del corpo, e non si tiene conto delle possibili variazioni nella sua distribuzione tra i segmenti corporei<sup>2</sup>.

### **1.4.3 Studi di interesse per il progetto**

Studi più recenti si sono concentrati su alcuni dei limiti descritti con l'obiettivo di superarli e ampliare la conoscenza acquisita sulle condizioni di carico nella colonna. Tra essi figurano quelli di Han et al. (2013)<sup>17</sup> e di Ghezlbash et al. (2016)<sup>18</sup>, i quali effettuano simulazioni per osservare l'influenza di variabili come peso corporeo, altezza, sesso ed età sulla stima dei carichi agenti sulle vertebre lombari in posizioni statiche e di sollevamento pesi<sup>17,18</sup>.

Il gruppo di ricerca di Han utilizza un'estensione<sup>10</sup> di un modello muscoloscheletrico fornito nel repository del software AnyBody Modeling System v.4.2 (*AnyBody Technology, Aalborg, Denmark*) per stimare i carichi spinali, eseguendo l'analisi dinamica inversa sia considerando posture standard statiche (posizione eretta, rotazione assiale, flessione ed estensione e flessione laterale) sia esaminando esercizi che prevedono il sollevamento di un carico in differenti modalità<sup>17</sup>. Per fare ciò scalano il modello in funzione di peso e altezza, rispettivamente all'interno dei range 50-120 kg e 150-200 cm, usando come step di variazione 5 unità per entrambi i parametri<sup>17</sup>.

Il modello è costituito da diversi segmenti ossei rigidi che vanno a costituire gli elementi caratteristici del corpo umano quali cranio, arti superiori, bacino, colonna vertebrale e arti inferiori<sup>10</sup>. Gli elementi hanno una ripartizione della massa concorde con quella riportata da Winter (2009)<sup>40</sup>, mentre le dimensioni dei segmenti ossei del modello di default sono definite in modo da rappresentare un soggetto di altezza pari a 1.75 m e peso 72 kg<sup>11,41</sup> e possono essere adattate attraverso la funzione di scaling in modo da rendere il modello specifico per il soggetto di interesse<sup>11</sup>. Per quel che riguarda la colonna viene fatta una distinzione nella modellizzazione: le regioni cervicali e toraciche sono state raggruppate in un unico segmento rigido, mentre la regione lombare, essendo di maggiore interesse, è stata suddivisa in cinque corpi rigidi, ognuno relativo a una vertebra<sup>10</sup>. Anatomicamente le vertebre lombari sono connesse mediante i dischi intervertebrali, rappresentati in questo caso specifico mediante giunti sferici a tre gradi di libertà rotazionali<sup>10</sup>. I rispettivi centri di rotazione sono posizionati in accordo con Pearcy and Bogduk (1988)<sup>42</sup>. Nel modello sono stati considerati i legamenti del tratto lombare grazie all'inserimento di forze non lineari che entrano in azione al superamento della lunghezza di riposo<sup>10</sup>. Gli angoli articolari sono stati impostati di default concordemente con la posizione anatomica di riferimento, mentre la *midline* è stata fatta passare attraverso l'articolazione di caviglia<sup>43,44</sup>.

Il modello include un elevato numero di muscoli, che sono a loro volta suddivisi in 188 fascicoli<sup>45</sup> per approssimare meglio il funzionamento meccanico di ognuno<sup>11</sup>. Per modellarli vengono utilizzati degli elementi unidimensionali in grado di esercitare solo forze di trazione, e le diverse forme implementate

dipendono dalla conformazione anatomica degli stessi, per cui si possono trovare muscoli il cui percorso è rappresentabile:

- utilizzando delle superfici di *wrapping* su cui il muscolo si avvolge (ad esempio sfere o cilindri);
- mediante *via-points*, cioè dei punti intermedi di passaggio del muscolo, che sono fissati ai segmenti ossei e attraverso i quali il muscolo trasmette la forza sviluppata;
- con una linea retta che collega origine e inserzione<sup>11</sup>.

Inoltre, la forza di ciascun fascicolo è limitata a un valore massimo dipendente dall'area della sezione trasversale e dalla tensione specifica<sup>11</sup>. Le massime forze sviluppate dagli attuatori durante le simulazioni vengono determinate attraverso l'uso di un criterio di ottimizzazione che minimizza l'attività muscolare dei muscoli maggiormente reclutati<sup>43</sup>. Infine, è presente anche il contributo della pressione intra-addominale, di entità dipendente dalla postura assunta dal sistema multi-body<sup>10</sup>.

In generale, i risultati ottenuti dai ricercatori hanno mostrato che la forza risultante agente sugli elementi mobili della colonna vertebrale varia secondo una relazione quasi lineare con peso e altezza e che l'influenza di quest'ultima è minore per tutte le attività studiate<sup>17</sup>. Il confronto fatto con i risultati ottenuti da studi che indagavano attività simili<sup>6,9</sup> ha dimostrato l'affidabilità dei risultati trovati, soprattutto per quel che riguarda il trend complessivo, dato che i valori assoluti potrebbero essere stati influenzati dalla modalità con cui sono state scalate le caratteristiche antropometriche al variare di peso e altezza<sup>17</sup>.

Nell'articolo di Ghezlbash et al. (2016)<sup>18</sup> viene effettuata un'analisi che ha come obiettivo lo studio degli effetti che le variazioni di altezza, peso, sesso ed età provocano sui carichi spinali<sup>18</sup>. Per realizzare questa indagine viene utilizzato un modello muscoloscheletrico a elementi finiti realizzato dallo stesso gruppo di ricerca in uno studio precedente<sup>15,18</sup>.

In questo caso è stata usata una tecnica innovativa per stimare la distribuzione del peso lungo il tronco, in modo da rappresentare con maggiore accuratezza gli effetti dell'obesità (per BMI superiori a  $25 \text{ kg/m}^2$ ), partizionando il peso

corporeo totale (BW, *Body Weight*) in due contributi<sup>18</sup>. Nel primo il peso è stato distribuito secondo quanto riportato dalla letteratura<sup>46,47</sup>, assumendo BMI pari a  $25 \text{ kg/m}^2$ . Nel secondo è stato ipotizzato un aumento di peso legato a un incremento di tessuto adiposo<sup>18</sup>. La distribuzione di quest'ultimo è stata basata sulla ricostruzione tridimensionale delle forme dei soggetti, realizzata usando un dataset di scansioni laser bidimensionali di migliaia di individui<sup>18</sup>, mentre per ottenere la massa dei corpi sono state utilizzate delle equazioni di regressione<sup>48</sup>. Le analisi condotte riguardano una simulazione fattoriale con quattro fattori indipendenti (sesso, età, altezza e peso) per cinque esercizi simmetrici nel piano sagittale<sup>18</sup>.

I risultati ottenuti mostrano conclusioni affini a quelle tratte da Han et al. (2013)<sup>17</sup>, poiché anche Ghezelbash et al. (2016)<sup>18</sup> riporta che il peso corporeo contribuisce maggiormente all'incremento dei carichi spinali, mentre gli altri parametri considerati (sesso, altezza ed età) ricoprono rispettivamente un'influenza sempre inferiore<sup>18</sup>. Lo studio osserva inoltre che negli uomini le stime dei carichi sono inferiori e che si verificano aumenti dei carichi nei casi in cui la massa aggiuntiva si trovi nella porzione inferiore del tronco, come accade per soggetti obesi con distribuzione del BW non uniforme<sup>18</sup>.

Tali considerazioni sui parametri che influiscono sui carichi spinali, soprattutto per quel che riguarda gli effetti dell'incremento di peso corporeo e di tessuto adiposo strettamente connessi al fenomeno dell'obesità, costituiscono la base bibliografica su cui si fonda il lavoro realizzato in questa tesi.

#### **1.4.4 L'obesità e le ripercussioni sui carichi spinali**

Un individuo è considerato sovrappeso o affetto da obesità quando la sua struttura fisica presenta un eccessivo accumulo di grasso che rappresenta un fattore di rischio per l'insorgenza di problemi di salute più o meno gravi<sup>49</sup>. Per convenzione si associa a BMI superiori a  $25 \text{ kg/m}^2$  un caso di sovrappeso, mentre per BMI superiori a  $30 \text{ kg/m}^2$  si considera che l'individuo sia affetto da vera e propria obesità<sup>49</sup>. La quantità di casi diagnosticati ha riportato un andamento crescente negli anni, tanto che l'Organizzazione Mondiale della Sanità (OMS) ha definito l'obesità un vero e proprio fenomeno epidemico<sup>13</sup>.

Questa condizione è considerata infatti uno dei fattori di rischio principali per lo sviluppo di diverse malattie croniche, nonché problematiche legate all'apparato muscoloscheletrico<sup>16</sup>. Riguardo a quest'ultima tematica, sono stati realizzati diversi studi sugli effetti benefici e nocivi legati ad un incremento di peso in funzione della tipologia di massa aggiuntiva, magra o grassa.

Nello studio proposto da Ghezelbash et al. (2017)<sup>15</sup> è stato ipotizzato che il rischio di infortuni alla schiena fosse correlato non solo a un BMI elevato ma anche alla distribuzione della massa grassa che, a parità di indice di massa corporea, differisce tra i vari individui<sup>16</sup>. Sono state pertanto definite in maniera quantitativa le forme di obesità applicando l'analisi delle componenti principali ad alcune misure antropometriche, e sono stati determinati i carichi spinali e il rischio di infortunio per le diverse forme e diversi valori di peso corporeo utilizzando un modello a elementi finiti realizzato precedentemente dai ricercatori<sup>15,16,18</sup>. Anche in questo caso i risultati hanno mostrato che un incremento di peso corporeo provocava un aumento degli sforzi di compressione e taglio a livello delle vertebre lombari<sup>16</sup>. Oltretutto, è stato osservato che l'aumento della circonferenza in vita (*WC, Waist Circumference*) per modelli con pari peso corporeo provocava un incremento dei carichi superiore rispetto a quello ottenuto quando si variava il peso corporeo e si manteneva costante la *WC*<sup>16</sup>.

In aggiunta è stato constatato che, sebbene in generale l'incremento dei carichi applicati dovuto a un maggiore BW sia in grado di stimolare l'aumento di densità minerale ossea grazie al fenomeno del rimodellamento osseo, i benefici ottenuti non sono sufficienti a bilanciare quelli negativi generati dall'aumento dei carichi spinali<sup>16</sup>.

A tal proposito, nello studio condotto da Bachmann et al. (2016)<sup>14</sup> è stato analizzato il legame tra massa grassa, massa magra e resistenza delle vertebre<sup>14</sup>. È stato riscontrato che nei soggetti con maggiore BW la massa magra è la componente che contribuisce positivamente alla resistenza delle vertebre, mentre il grasso addominale ha un effetto negativo<sup>14</sup>. Si riporta che l'azione positiva prodotta dalla massa magra potrebbe essere legata al carico di trazione che i muscoli esercitano sulle ossa, che stimola il rimodellamento e

l'aumento della densità minerale ossea (BMD, *Bone Mineral Density*)<sup>14,19,20</sup>. Al contrario, l'azione negativa prodotta dal grasso addominale potrebbe essere dovuta al concomitante incremento della produzione di un ormone che rilascia citochine pro-infiammatorie in grado di stimolare l'attività osteoclastica del tessuto osseo<sup>14</sup>.

Dall'interpretazione dei risultati sopra descritti si può osservare come, a livello modellistico, il BMI non sia sufficiente a caratterizzare adeguatamente lo stato di salute e a individuare soggetti sovrappeso o affetti da obesità, poiché non discrimina i differenti contributi dei tessuti magri e grassi<sup>16</sup>. Secondo le analisi riportate in letteratura, infatti, è importante considerare separatamente l'effetto prodotto dalla massa magra e dalla massa grassa, per stimare in maniera più accurata i carichi applicati alla colonna<sup>14</sup>.

Sebbene siano presenti alcuni studi in letteratura che hanno iniziato ad approfondire tale tematica, le analisi condotte presentano dei limiti legati al numero esiguo di soggetti considerati e alla necessità di avere a disposizione un grande quantitativo di dati derivati da imaging per rappresentare tridimensionalmente la distribuzione di massa dei soggetti in esame<sup>23-25</sup>.

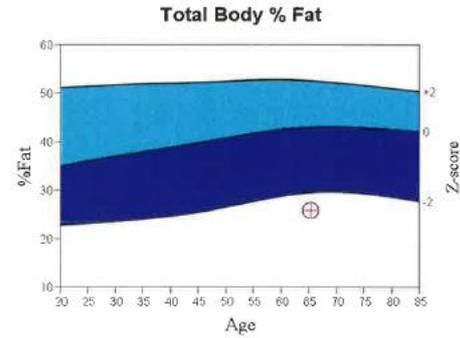
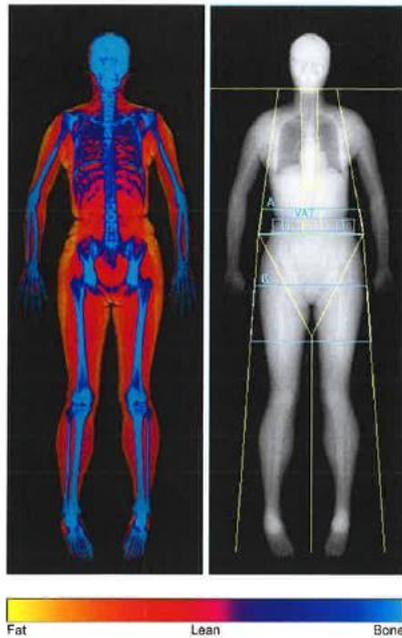
In questo panorama, la tesi si pone come obiettivo la realizzazione di un modello per la stima dei carichi lombari che tenga conto delle differenze di composizione e distribuzione della massa nella parte superiore del corpo. Rispetto alle modalità di indagine già effettuate in letteratura, la novità introdotta dal presente lavoro riguarda la limitazione del numero di dati e parametri necessari per l'implementazione del modello. Come target di applicazione sono stati presi in considerazione individui con BMI compreso tra 15  $kg/m^2$  e 40  $kg/m^2$ , così da includere soggetti sottopeso e obesi. L'interesse primario riguarda soprattutto l'indagine degli effetti provocati dalle differenze di composizione corporea sulla stima dei carichi agenti sulle vertebre lombari, in modo da differenziare, a parità di BMI, le stime dei carichi spinali tra soggetti con maggiore massa grassa e soggetti con maggiore massa magra.

# Capitolo 2

## **MATERIALI E METODI**

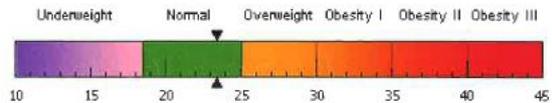
### **2.1 Dati disponibili**

I dati a disposizione sono relativi a delle acquisizioni di assorbimetria a raggi X a doppia energia. Usando la DXA è infatti possibile fare una stima della composizione corporea quantificando i contributi di massa grassa, massa magra e massa ossea, dove quest'ultima è indicata come contenuto minerale osseo (BMC)<sup>3</sup>. In Figura 2.1 si riporta un esempio di report ottenibile tramite DXA. Maggiori informazioni sul funzionamento di questa tecnica di imaging sono state riportate nel paragrafo 1.3.1.



Source: 2008 NHANES White Female

World Health Organization Body Mass Index Classification  
BMI = 23.4 WHO Classification Normal



BMI has some limitations and an actual diagnosis of overweight or obesity should be made by a health professional. Obesity is associated with heart disease, certain types of cancer, type 2 diabetes, and other health risks. The higher a person's BMI is above 25, the greater their weight-related risks.

#### Body Composition Results

Region	Fat Mass (g)	Lean + BMC (g)	Total Mass (g)	% Fat	%Fat YN	Percentile AM
L. Arm	984	2066	3050	32.3	20	4
R. Arm	1094	2123	3217	34.0	28	7
Trunk	6750	20123	26874	25.1	20	3
L. Leg	2354	7055	9409	25.0	1	1
R. Leg	2525	7258	9783	25.8	1	1
Subtotal	13707	38625	52333	26.2	7	1
Head	886	3091	3978	22.3		
<b>Total</b>	<b>14593</b>	<b>41717</b>	<b>56310</b>	<b>25.9</b>	<b>7</b>	<b>1</b>
Android (A)	1119	2853	3972	28.2		
Gynoid (G)	2626	6327	8953	29.3		

Scan Date: 05 May 2016  
Scan Type: a Whole Body  
Analysis: 05 May 2016 14:04 Version 13.6.0.3  
Auto Whole Body Fan Beam

Operator:  
Model: QDR Workstation (S/N 90000)  
Comment:

#### Adipose Indices

Measure	Result	YN	Percentile	AM
<b>Total Body % Fat</b>	<b>25.9</b>	<b>7</b>		<b>1</b>
Fat Mass/Height <sup>2</sup> (kg/m <sup>2</sup> )	5.70	14		2
Android/Gynoid Ratio	0.96			
% Fat Trunk/% Fat Legs	0.99	88		69
Trunk/Limb Fat Mass Ratio	0.97	78		44
Est. VAT Mass (g)	145			
Est. VAT Volume (cm <sup>3</sup> )	156			
Est. VAT Area (cm <sup>2</sup> )	30.0			

#### Lean Indices

Measure	Result	YN	Percentile	AM
Lean/Height <sup>2</sup> (kg/m <sup>2</sup> )	15.3	55		51
Appen. Lean/Height <sup>2</sup> (kg/m <sup>2</sup> )	6.76	61		66

Est. VAT = Estimated Visceral Adipose Tissue  
YN = Young Normal  
AM = Age Matched

Figura 2.1: Esempio di report ottenibile con Assorbimetria a Raggi X a Doppia Energia relativamente alla composizione corporea del soggetto, differenziata per regioni corporee.

Il dataset originale utilizzato nel corrente studio è stato reso disponibile dall'IRCCS Istituto Ortopedico Galeazzi di Milano, ed è costituito da 1962 soggetti, di cui 1664 donne e 298 uomini.

I dati disponibili comprendono, per ogni soggetto:

- Codice identificativo per la privacy (SCANID);
- Sesso (SEX);
- Data di nascita (BIRTH DATE);
- Età al momento dell'acquisizione (AGE AT SCAN);
- Peso (WEIGHT, kg);

- Altezza (HEIGHT, cm);
- BMI (kg/m<sup>2</sup>);
- Massa grassa e massa magra in grammi (g) di:
  - Testa (HEAD\_FAT e HEAD\_LEAN);
  - Arto superiore sinistro (L ARM\_FAT e L ARM\_LEAN);
  - Arto superiore destro (R ARM\_FAT e R ARM\_LEAN);
  - Tronco (TRUNK\_FAT e TRUNK\_LEAN);
  - Arto inferiore sinistro (L LEG\_FAT e L LEG\_LEAN);
  - Arto inferiore destro (R LEG\_FAT e R LEG\_LEAN);
- Somma della massa grassa di arti e tronco (SUBTOT\_FAT);
- Somma della massa magra di arti e tronco (SUBTOT\_LEAN);
- Massa complessiva di arti e tronco (SUBTOT\_MASS);
- Percentuale di massa grassa su arti e tronco (SUBTOT\_PFAT);
- Massa grassa complessiva (WBTOT\_FAT);
- Massa magra complessiva (WBTOT\_LEAN);
- Massa totale (WBTOT\_MASS);
- Percentuale di massa grassa sul totale (WBTOT\_PFAT).

Controlli per stabilire la presenza di individui con dati incompleti hanno portato a ridurre il numero di soggetti utilizzabili a 1641 per le donne e 293 per gli uomini.

Le analisi realizzate sul modello multi-body prevedono l'inserimento della quantità di massa per ogni segmento modellizzato, e tra i parametri riportati nel dataset non sono disponibili informazioni relative alle quantità di componente ossea (BMC) per i vari segmenti dei soggetti, che sono quindi descritti unicamente mediante i quantitativi di massa grassa (FM) e massa magra (FFM). Per poter determinare le masse segmentali a partire dai valori nelle DXA è stata fatta una verifica per valutare quanto fosse incidente il contributo del BMC sul calcolo delle masse segmentali totali, e se potesse essere eventualmente trascurato. Si è ipotizzato infatti che la sua influenza potesse essere ridotta rispetto a quella degli altri tessuti, soprattutto nella regione corporea del tronco. Per fare queste prove sono state utilizzate delle DXA full-

body più complete di quattro nuovi soggetti, tutti donne, in cui era stato salvato anche il BMC.

In seguito sono state realizzate, per ogni sesso, tre ulteriori suddivisioni in funzione dell'età, dato che questa spaziava tra 1 e 90 anni per le donne e tra 2 e 87 anni per gli uomini. I range di età considerati sono per entrambi i sessi 0-19, 20-55, 56-90, in modo da poter distinguere i soggetti in "giovani", "adulti" e "anziani". I sottogruppi ottenuti per le donne sono costituiti da 257, 526 e 858 elementi, rispettivamente per giovani, adulte, anziane. Analogamente, gli uomini sono stati divisi in sottogruppi da 37, 116 e 140 elementi.

A seguito di questa suddivisione sono state calcolate le statistiche dei diversi sottogruppi, che sono state utilizzate come base di partenza per la ricerca di un metodo che permettesse di modificare il posizionamento del centro di massa dei segmenti di interesse, e soprattutto del tronco, in funzione della composizione corporea. È stata pertanto condotta un'estesa ricerca in letteratura con l'obiettivo di trovare delle relazioni sia per i soggetti femminili sia per quelli maschili che potessero essere compatibili con il campione disponibile.

Come riferimento è stato quindi selezionato uno studio, le cui caratteristiche principali saranno descritte nel paragrafo successivo, dal quale è stato possibile estrarre sufficienti informazioni per la realizzazione di un modello analitico basato su soggetti di genere maschile. Ad esso verrà successivamente fatto riferimento con la denominazione "modello del centro di massa".

## **2.2 Modello del centro di massa**

### **2.2.1 Introduzione**

A seguito di una approfondita ricerca bibliografica è stata selezionata come di maggior interesse un'indagine condotta da Pryce and Kriellaars (2014) dedicata allo studio dei parametri inerziali dei segmenti corporei e all'analisi dei carichi spinali, per osservare come questi si modifichino in soggetti con adiposità centrale rispetto a soggetti considerati normopeso<sup>25</sup>. In tale studio viene utilizzata una tecnica fotogrammetrica per ricostruire le geometrie

corporee dei soggetti, dalle quali vengono poi estratti gli otto segmenti corporei esaminati, così da realizzare un modello multi-body per studiare le forze di compressione agenti a livello lombare sulle vertebre<sup>25</sup>. Il campione di analisi è costituito da cinque uomini aventi adiposità centrale (CA, *Central Adiposity*) ed elevato BMI, che costituiscono il gruppo “obeso”, e tre uomini considerati normopeso secondo la convenzione del BMI, che compongono il gruppo “normopeso”<sup>25</sup>. Nell’articolo sono riportate anche le principali caratteristiche dei due gruppi quali età, altezza, peso corporeo, BMI, percentuale di massa grassa totale, circonferenza in vita e alcuni indici spesso usati per caratterizzare l’obesità, come i rapporti vita:fianchi o vita:altezza (Tabella 2.1)<sup>25</sup>. La densità dei segmenti è stata considerata uniforme, così come riportato dalla letteratura, per estremità e tronco<sup>25,50–52</sup>.

<i>Parametri M (SD)</i>	Età	BH (m)	BW (kg)	BMI (kg/m <sup>2</sup> )	%FM totale	Circonferenza in vita (cm)	Vita:fianchi	Vita:altezza
<b>OBESO</b>	34.4 (7.4)	1.76 (0.06)	108.34 (13.39)	34.82 (3.99)	35.79 (5.83)	115.1 (0.06)	01.00 (0.06)	0.65 (0.07)
<b>NORMOPESO</b>	/	1.84 (0.06)	75.9 (5.16)	22.3 (0.5)	16.20 (0.79)	79.2 (2.1)	0.77 (0.04)	0.42 (0.01)

Tabella 2.1: Parametri (M: media, SD: deviazione standard) dei modelli obeso e normopeso di Pryce and Kriellaars (2014)<sup>25</sup>.

Per ogni gruppo sono riportati i parametri inerziali dei segmenti corporei (BSIP, *Body Segment Inertial Parameters*), ovvero massa e coordinate del centro di massa lungo gli assi antero-posteriore e superiore-inferiore, nonché i raggi di girazione e i momenti di inerzia relativi ai tre assi anatomici di riferimento<sup>25</sup>. A eccezione degli ultimi, tutti gli altri parametri sono espressi non in termini assoluti ma come percentuali delle lunghezze dei segmenti nel caso dei centri di massa e raggi di girazione, della massa corporea totale nel caso della massa dei singoli segmenti<sup>25</sup>.

Dai risultati riportati nell’articolo si può osservare che esistono delle differenze sostanziali tra soggetti obesi e normopeso nella quantità e nella distribuzione della massa, per cui i primi hanno un maggiore peso corporeo con distribuzione non uniforme che si concentra nel tronco<sup>25</sup>. Questa differenza di caratteristiche ha una conseguenza diretta nella variazione del posizionamento del centro di massa: con l’obesità infatti esso si sposta verso il basso e anteriormente nel

segmento tronco, mentre negli arti, sia superiori che inferiori, risulta essere più vicino all'estremità prossimale<sup>25</sup>.

## 2.2.2 Modelli per soggetti obesi e normopeso

A partire dalle informazioni contenute nell'articolo, sono stati realizzati due modelli analitici bidimensionali della porzione superiore del corpo per soggetti obesi e normopeso (Figura 2.2). I piani considerati sono quello superiore-inferiore (asse y) e quello antero-posteriore (asse x). I modelli sono stati partizionati nei segmenti di interesse, cioè tronco, braccio e avambraccio (sia destri che sinistri), trascurando per il momento il segmento testa, per il quale non sono riportate informazioni nell'articolo.

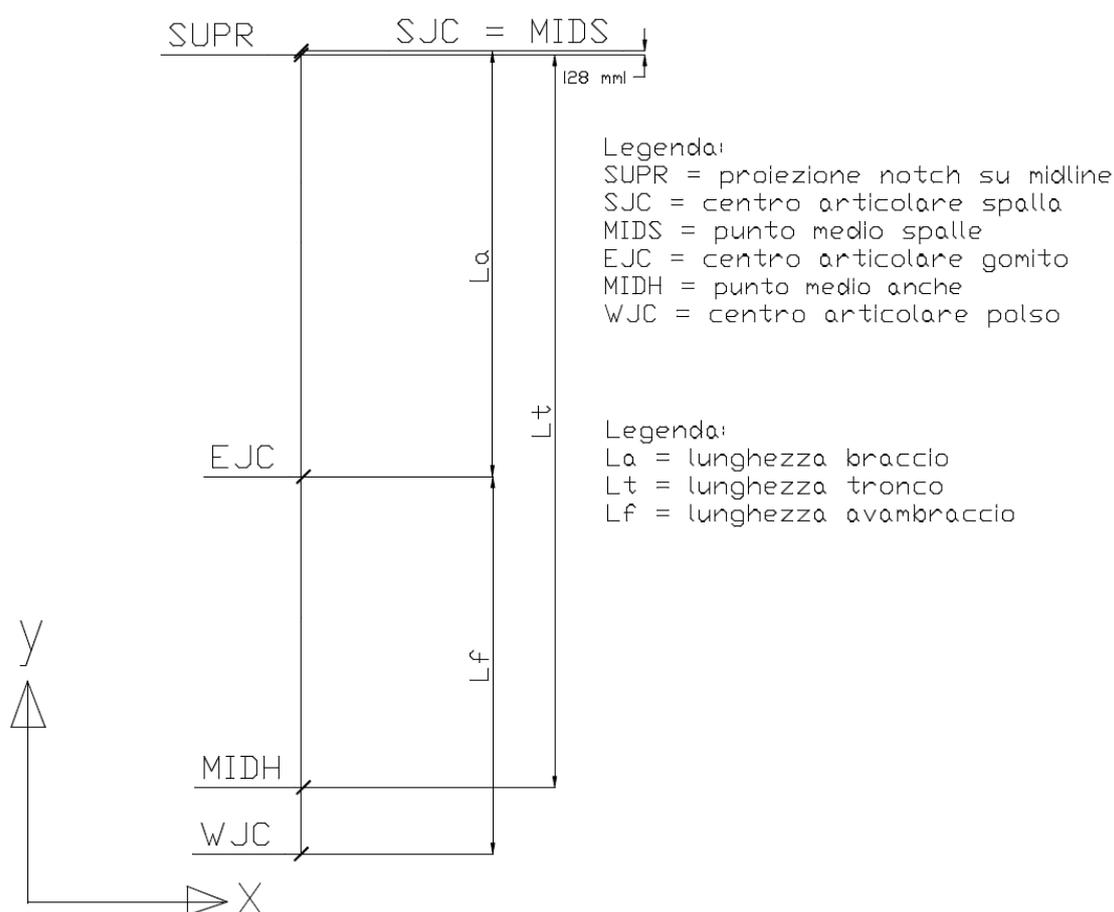


Figura 2.2: Modello analitico per soggetti normopeso e obesi concorde con de Leva (1996)<sup>46</sup> e Dumas et al. (2007)<sup>53</sup> (asse y: longitudinale, asse x: antero-posteriore).

I modelli sono quindi costituiti da cinque elementi corporei, i cui centri articolari prossimali e distali sono concordi con quanto riportato da de Leva (1996)<sup>46</sup>:

- il tronco inizia superiormente a partire dal notch clavicolare, nel punto definito SUPR (che corrisponde alla proiezione del notch sulla *midline*), e termina inferiormente a livello dell'articolazione d'anca, nel punto definito come MIDH, che si colloca lungo la *midline* all'altezza delle articolazioni d'anca (Figura 2.2);
- il braccio, sia destro che sinistro, inizia superiormente a partire dal centro articolare della spalla, definito SJC (*Shoulder Joint Centre*), e termina inferiormente a livello dell'articolazione del gomito, nel punto definito come EJC (*Elbow Joint Centre*), collocati entrambi lungo la *midline* del corpo (Figura 2.2);
- l'avambraccio, sia destro che sinistro, inizia superiormente a partire dal centro articolare del gomito, definito EJC, e termina inferiormente a livello dell'articolazione del polso, nel punto definito come WJC (*Wrist Joint Centre*), collocati entrambi lungo la *midline* del corpo (Figura 2.2).

Mentre nello studio di riferimento la fotogrammetria ha consentito una quantificazione sperimentale delle dimensioni dei segmenti<sup>25</sup>, in questa analisi tali informazioni non erano disponibili. Pertanto, in accordo con quanto riportato da Plagenhoef et al. (1983)<sup>54</sup>, le lunghezze dei segmenti sono state approssimate esprimendole in funzione dell'altezza dello specifico individuo. A differenza di quanto riportato da de Leva (1996)<sup>46</sup>, Plagenhoef definisce il segmento tronco usando come estremi il punto medio tra le articolazioni di spalla (SJC) e il punto medio tra le articolazioni d'anca (MIDH)<sup>54</sup> (Figura 2.2). Dato che lungo l'asse longitudinale la posizione del SUPR e quella del SJC non si trovano allo stesso livello<sup>53</sup>, è stata applicata una correzione alla lunghezza del segmento "tronco" stimata da Plagenhoef et al. (1983)<sup>54</sup>, in modo da portarla ad avere come estremi SUPR e MIDH. Basandosi sulle informazioni riportate da Dumas et al. (2007)<sup>53</sup>, è stata quindi modificata la lunghezza derivata da Plagenhoef mediante un fattore correttivo dato dalla distanza media tra la posizione del SUPR e quella del SJC lungo l'asse longitudinale del sistema di riferimento locale, pari a 28 mm<sup>53</sup>.

Come già anticipato, i parametri del modello obeso di Pryce sono stati espressi come percentuale rispetto alla lunghezza dei segmenti corporei. Anche quelli

del modello normopeso sono riportati come percentuale rispetto alla lunghezza dei segmenti corporei, ma sono espressi come variazione percentuale rispetto ai valori dei soggetti obesi<sup>25</sup>. Per tale ragione, analizzando i grafici dell'articolo sono stati ricavati i fattori correttivi percentuali che hanno permesso di determinare le posizioni dei centri di massa segmentali del modello normopeso a partire dai valori assegnati al modello per soggetti obesi.

Unendo tutte le informazioni appena descritte sono quindi stati realizzati i due modelli rappresentativi delle categorie "normopeso" e "obeso" che verranno utilizzati nella realizzazione del modello del centro di massa.

### **2.2.3 Equazione di regressione e modello del centro di massa**

A partire dai due modelli descritti nel paragrafo precedente, è stata determinata una relazione per stimare in maniera verosimile il posizionamento dei centri di massa segmentali di soggetti che non soddisfino strettamente i parametri dei prototipi "obeso" e "normopeso" sopra descritti, dato che nella realtà il range di composizione corporea è molto più ampio. Si è già visto come il BMI possa essere utilizzato a fini modellistici per definire una condizione di obesità, ma a livello più generale questo può consentire una categorizzazione più estesa dello stato di salute dei soggetti, per cui convenzionalmente si afferma che:

- per BMI inferiori a 18.5 ci si trova in condizioni di sottopeso;
- per BMI compresi tra 18.5 e 24.9 si ha un peso salutare;
- per BMI compresi tra 25 e 29.9 si è in sovrappeso;
- per BMI superiori a 30 si è affetti da obesità<sup>55</sup>.

Sebbene la valutazione eseguibile con questo indice sia molto immediata, essa presenta dei limiti. Come già anticipato nel capitolo dedicato all'analisi dei carichi spinali, il BMI non è sufficiente a descrivere la struttura fisica degli individui, non distinguendo tra contributo della massa grassa e magra<sup>14</sup>. Il rischio di infortuni alla schiena, infatti, è correlato anche alla distribuzione del tessuto adiposo nel corpo che, a parità di BMI, differisce tra un individuo e un altro<sup>16</sup>. Oltretutto è stato osservato che, per pari BMI e variando la forma dell'obesità (tramite aumento della circonferenza in vita o incremento

dell'obesità addominale), il carico spinale aumentava notevolmente in presenza di maggiori concentrazioni di peso nella porzione superiore del corpo<sup>16</sup>. Pertanto, a partire dai due modelli “*normopeso*” e “*obeso*” riportati, è stata determinata un'equazione di regressione che permettesse di spostare le posizioni dei centri di massa (CM) segmentali di arti superiori e tronco nel piano sagittale, sia antero-posteriormente sia longitudinalmente.

Poiché le variabili in gioco nella realizzazione delle equazioni di regressione dei CM sono tre (il BMI, la percentuale di massa grassa e la posizione del CM) mentre i modelli a disposizione sono solamente due (*obeso* e *normopeso*), è stato necessario formulare un'ipotesi per poter attuare la regressione. Si è supposto, per pari percentuale di massa grassa totale, di mantenere costante la posizione del centro di massa nei relativi segmenti corporei all'aumentare del BMI, incrementando solamente la massa assegnata al CM. Così facendo è stato possibile realizzare, per ogni segmento corporeo, una regressione lineare tra la posizione del CM del dato segmento nel modello “*obeso*” e quella nel modello “*normopeso*”, sia in direzione longitudinale sia antero-posteriore. In questo modo è stato possibile determinare, a partire dai modelli “*normopeso*” e “*obeso*” a disposizione, le posizioni dei CM segmentali di soggetti con differenti caratteristiche e con BMI compreso nel range tra  $15 \text{ kg/m}^2$  e  $40 \text{ kg/m}^2$ , così da essere applicabile a soggetti sottopeso, *normopeso* e *obesi*.

Le posizioni dei centri di massa determinate mediante regressione sono state espresse come:

- distanza dalla *midline* nella direzione antero-posteriore, ossia lungo l'asse x di Figura 2.3;
- distanza dall'articolazione prossimale nella direzione longitudinale, ossia lungo l'asse y di Figura 2.3.

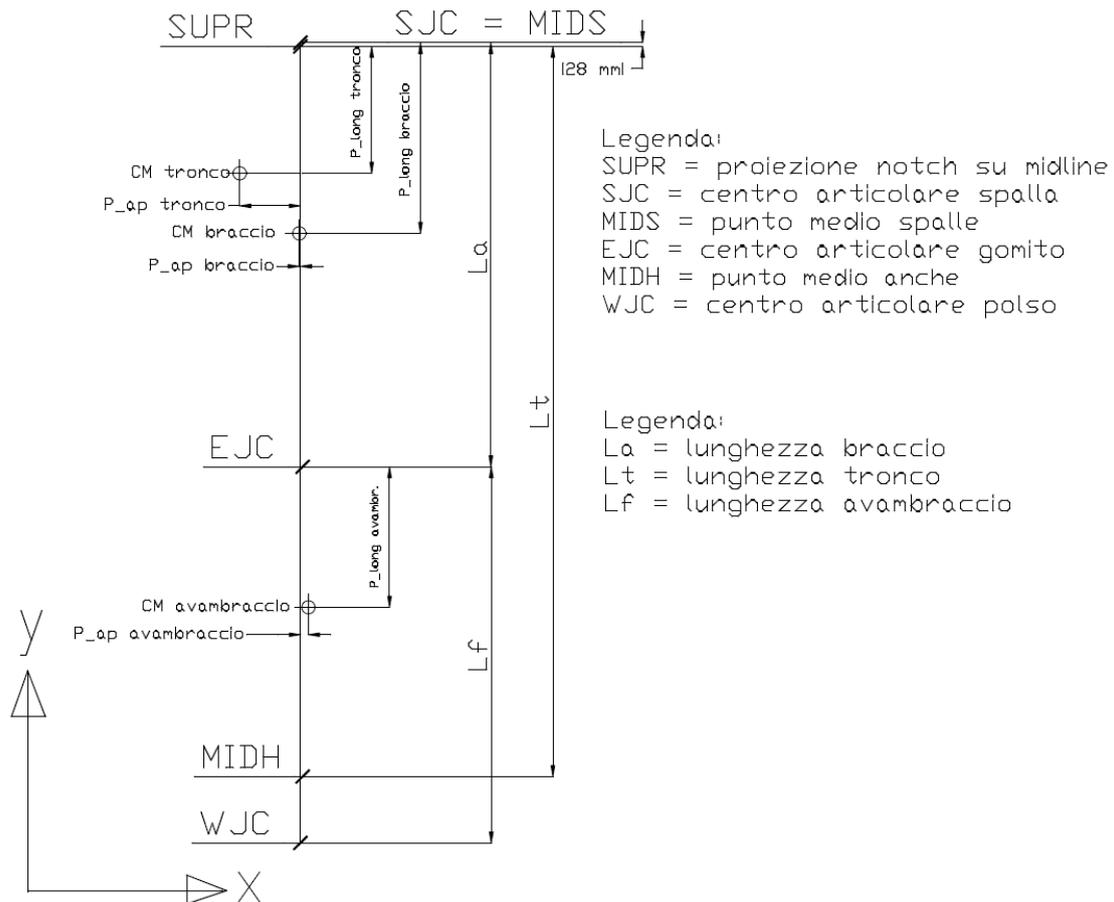


Figura 2.3: Posizionamento dei CM segmentali derivante dall'applicazione delle equazioni di regressione. La posizione longitudinale ( $P_{long.}$ ) è espressa come distanza dall'articolazione prossimale; la posizione antero-posteriore ( $P_{ap}$ ) è espressa come distanza dalla *midline*<sup>25,46,53,54</sup>.

## 2.3 Modelli multi-body su OpenSim

Dopo aver determinato una relazione che consentisse di modificare le posizioni dei centri di massa segmentali in funzione della percentuale di massa grassa totale, si è passati allo step successivo del progetto, ossia la definizione di un modello multi-body su cui poterla implementare, così da verificarne l'accuratezza. È stata quindi condotta una ricerca tra i modelli multi-body realizzati sul software open-source OpenSim, che ha portato all'individuazione di due modelli della colonna vertebrale, le cui caratteristiche fondamentali sono riportate nei paragrafi a seguire.

### 2.3.1 Modello di Senteler

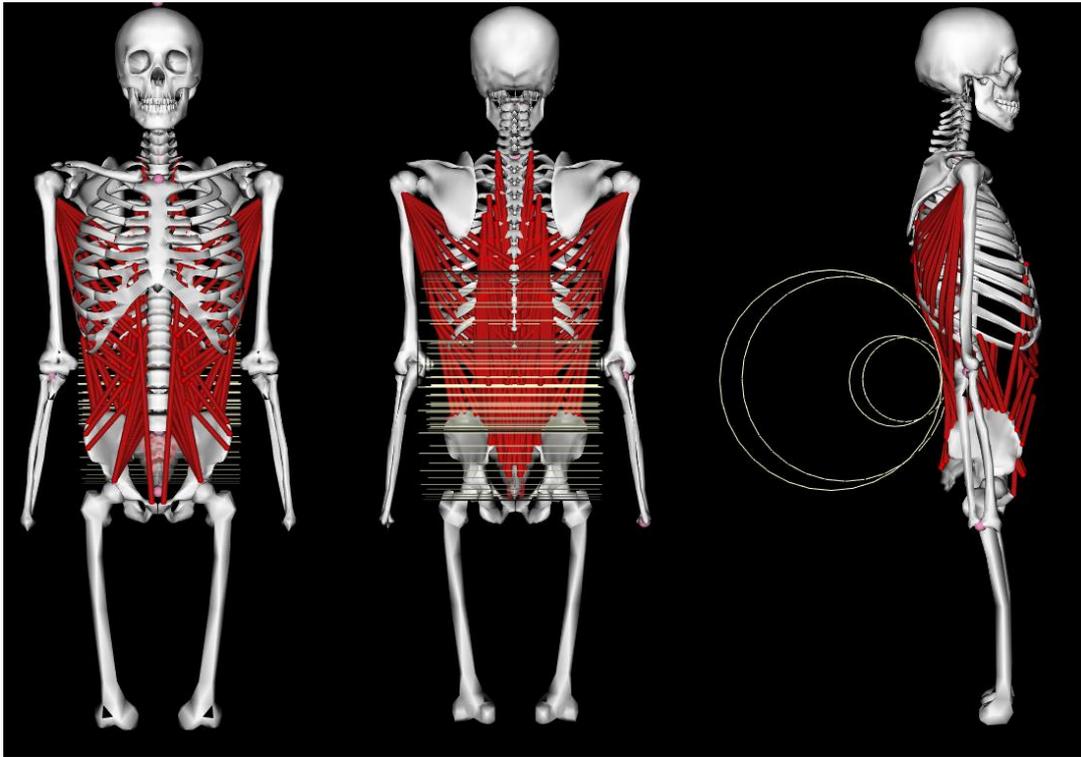


Figura 2.4: Vista frontale, posteriore e laterale del modello di Senteler et al. (2016)<sup>56</sup>.

Il modello realizzato nello studio di Senteler et al. (2016)<sup>56</sup> rappresenta un uomo di 170 cm di altezza e 71 kg di peso ed è il risultato della fusione di tre modelli preesistenti relativi al collo<sup>57</sup>, alla colonna vertebrale lombare<sup>58</sup> e alla parte superiore del corpo<sup>59</sup> (Figura 2.4). Per unire i modelli sono stati risolti alcuni problemi di compatibilità, e per agevolare l'interpretazione dei risultati sono stati ridefiniti i sistemi di riferimento locali dei corpi in modo da seguirne l'orientamento<sup>56</sup>.

Nel modello sono presenti 30 gradi di libertà in corrispondenza delle vertebre lombari, suddivisi equamente tra le cinque articolazioni (che sono modellate singolarmente, mentre il resto della colonna è fuso nel body "torso")<sup>56</sup>. Questi gradi di libertà sono stati definiti mediante l'utilizzo di articolazioni personalizzate, in cui le tre rotazioni e le tre traslazioni sono implementate singolarmente tramite l'imposizione dei range di movimento consentiti. Altri due gradi di libertà sono stati inseriti nelle articolazioni femorali prossimali, per consentire la flessione dell'anca, mentre a livello globale i femori sono stati fissati al terreno (*ground*), così da simulare il mantenimento della postura

eretta<sup>56</sup>. Una caratteristica distintiva del modello è la presenza di elementi *bushing* lineari in corrispondenza dei giunti vertebrali, che consentono di rappresentare la rigidità passiva di alcuni elementi della struttura quali legamenti, capsule e dischi, mentre non includono il contributo delle faccette articolari<sup>56</sup>. Nel modello non è stato inserito il contributo della pressione intraddominale<sup>56</sup>. Per quel che riguarda la massa del soggetto, essa è stata partizionata tra i segmenti secondo quanto riportato da Pearsall et al. (1996)<sup>47</sup> e Shan and Bohn (2003)<sup>60</sup>.

### 2.3.2 Modello di Bruno

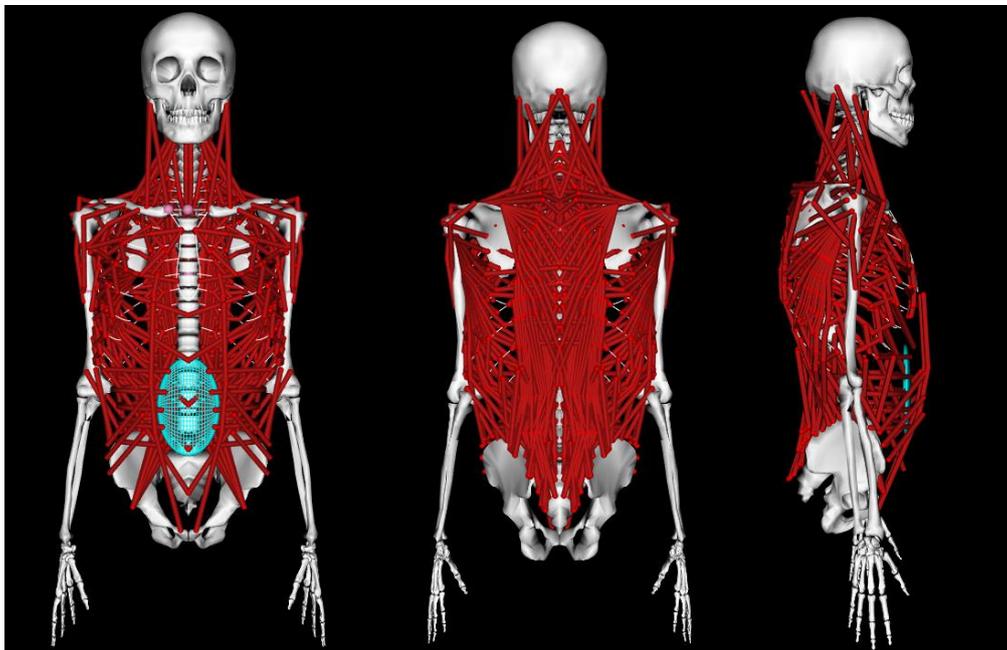


Figura 2.5: Vista frontale, posteriore e laterale del modello di Bruno et al. (2015)<sup>61</sup>.

Il modello realizzato nello studio di Bruno et al. (2015)<sup>61</sup> rappresenta un uomo di 175 cm di altezza e 78 kg di peso e anch'esso è il risultato della fusione di tre modelli preesistenti relativi al collo<sup>57</sup>, alla colonna vertebrale lombare<sup>58</sup> e alla parte superiore del corpo<sup>59</sup> (Figura 2.5). Anche in questo caso, i sistemi di riferimento locali dei corpi seguono l'orientamento dei corpi<sup>61</sup>. Al contrario di quanto fatto da Senteler et al. (2016)<sup>56</sup>, tutte le vertebre della colonna sono modellate singolarmente e presentano possibilità di movimento, così come le costole e lo sterno<sup>61</sup>. Per rappresentare i giunti intervertebrali sono state utilizzate articolazioni del tipo giunto sferico (*ball joints*) e, anche in questo caso, i femori sono stati fissati al terreno (*ground*) con giunti di saldatura (*weld joints*)

per simulare la postura eretta<sup>61</sup>. Una caratteristica distintiva del modello è il miglioramento dei parametri muscolari attraverso l'uso di informazioni derivanti da scansioni CT, che hanno permesso di correggere le posizioni dei muscoli nel tronco e le loro aree delle sezioni trasversali (CSA, *cross sectional area*)<sup>61</sup>. Anche questo modello trascura il contributo della pressione intraddominale<sup>61</sup> e ha una distribuzione di massa che si basa su informazioni riportate in letteratura<sup>46,47,62</sup>. Infine, rispetto al modello di Senteler et al. (2016)<sup>56</sup>, questo modello presenta dei muscoli aggiuntivi soprattutto nella porzione superiore del tronco, essendo stata modellata con maggiore dettaglio<sup>61</sup>.

## **2.4 Valutazione dei modelli**

Avendo individuato due possibili modelli su OpenSim utili a stimare i carichi agenti sulle vertebre lombari, sono state eseguite delle prove per valutare le prestazioni di entrambi e selezionare il modello che producesse i risultati migliori, utilizzando come riferimento i valori riportati in letteratura.

Tutte le simulazioni condotte sono relative ad analisi statiche e simulano il mantenimento della postura eretta, e la loro implementazione su OpenSim avviene in due passaggi. Nel primo step, attraverso l'analisi di Ottimizzazione Statica, viene minimizzata la somma delle attivazioni muscolari al quadrato, rendendo possibile l'eliminazione dell'indeterminatezza legata alla ridondanza della configurazione muscolare, così da ottenere una stima delle forze muscolari. Nello step successivo vengono quindi inserite le stime delle forze muscolari come parametro nell'Analisi delle Reazioni Articolari, in modo da ottenere una stima delle forze di reazione vincolari agenti sulle articolazioni vertebrali lombari.

### **2.4.1 Preparazione del dataset**

Prima di eseguire le simulazioni è stato indispensabile preparare il dataset in modo da avere tutte le informazioni utili da inserire nei modelli, ossia le masse e le posizioni dei centri di massa dei segmenti corporei. Gli step preparatori sono univoci per entrambi i modelli ad eccezione della correzione finale delle posizioni dei centri di massa segmentali, dovendo essere espresse negli specifici sistemi di riferimento.

Inizialmente è stato ordinato il dataset così che i 256 soggetti maschili fossero disposti per BMI crescente, in modo da renderne più agevole l'utilizzo. Per ogni soggetto sono poi state calcolate le lunghezze dei segmenti corporei (tronco, braccia e avambracci) usando le relazioni di Plagenhoef et al. (1983)<sup>54</sup> indicate nel modello del centro di massa, che le stimano in funzione dell'altezza. Successivamente, per ogni individuo sono state applicate le equazioni di regressione del modello del centro di massa, espresse in metri, per determinare le posizioni dei CM di arti e tronco in funzione della percentuale di massa grassa totale di ogni soggetto. Per il segmento testa, invece, non essendo stato possibile definire delle equazioni di regressione a causa della mancanza di dati, si è mantenuta la posizione fornita da ogni modello, essendo un segmento che non è influenzato in maniera rilevante dalle variazioni di massa grassa.

Relativamente alle masse da associare ai segmenti del modello multi-body, queste sono state calcolate come la somma dei contributi di massa magra e massa grassa riportati nel dataset e derivati dalla DXA, non avendo a disposizione il BMC di ogni distretto corporeo. È stato infatti verificato nella sezione dedicata all'analisi dei dati disponibili che il contributo di quest'ultimo sulla massa totale di ogni segmento fosse ridotto, constatando che la variazione percentuale media era inferiore al 5% per tutte le DXA full-body esaminate.

Inoltre, dato che nel dataset la massa non è distinta tra braccio e avambraccio così come avviene in Pryce and Kriellaars (2014)<sup>25</sup>, è stato necessario correggere il modello del centro di massa determinando un CM univoco per ogni arto da inserire in OpenSim. Questo è stato individuato calcolando la media pesata tra i CM di braccio e avambraccio, sia in direzione longitudinale sia antero-posteriore, usando come pesi i rapporti tra le masse fornite da Winter (2009)<sup>40</sup>.

In seguito, è stato verificato il posizionamento dei marker nei modelli rispetto alle origini dei corrispondenti sistemi di riferimento locali, in modo da utilizzarli per correggere le posizioni dei CM stimate con la regressione ed esprimerle come distanza dall'origine invece che come distanza dall'*endpoint* prossimale. Come

accennato all'inizio, è in corrispondenza di questo passaggio che si ottengono risultati diversi in funzione del modello considerato.

Si riporta di seguito uno specchio riassuntivo delle relazioni utilizzate per l'implementazione del modello del centro di massa e il suo inserimento nei modelli multi-body.

#### **Parametri per la realizzazione del modello del soggetto i-esimo**

- **BMI:** fornito nei dati DXA.
- **Estremi dei segmenti:** definiti sulla base di Pryce and Kriellars (2014) e de Leva (1996), corretti con Dumas et al. (2007).
  - Testa: non determinati, mantenuto invariato posizionamento del CM dei modelli di OpenSim;
  - Tronco: SUPR (proiezione Notch su midline) – MIDH (punto mediano anche su midline);
  - Braccio: SJC (centro articolare spalla) – EJC (centro articolare gomito);
  - Avambraccio: EJC (centro articolare gomito) – WJC (centro articolare polso).
- **Masse segmentali:** stimate dai dati DXA come FM+LM e trascurando il BMC;
  - Massa testa: FM testa + LM testa;
  - Massa tronco: FM tronco + LM tronco;
  - Massa arti superiori (R/L): FM arto R/L + LM arto R/L.
- **Percentuale di massa grassa totale (%FM):** fornita nei dati DXA.
- **Lunghezze segmentali:** stimate sulla base di Plagenhoef et al. (1983)
  - Lunghezza tronco: percentuale dell'altezza del soggetto;
  - Lunghezza braccio: percentuale dell'altezza del soggetto;
  - Lunghezza avambraccio: percentuale dell'altezza del soggetto.
- **Posizione del centro di massa (CM):** longitudinale e anteroposteriore  
Posizione longitudinale: distanza da centro articolare prossimale;  
Posizione antero-posteriore: distanza dalla midline;
  - CM della testa: invariato rispetto a quello definito nei modelli di OpenSim originali;
  - CM tronco: determinato usando le equazioni di regressione del modello del centro di massa, in funzione della %FM;
  - CM arti superiori (R/L): determinato come media pesata dei CM di braccio e avambraccio, a loro volta determinati usando le equazioni di regressione del modello del centro di massa, in funzione della %FM.
- **Coordinate del CM sul modello OpenSim:** longitudinale e anteroposteriore
  - Testa: invariate rispetto a quelle del modello OpenSim utilizzato;
  - Tronco: espresse come distanza dall'origine del sistema di riferimento del corpo utilizzato ("tronco" per Senteler, "toracica7" per Bruno)
  - Arto superiore (R/L): espresse come distanza dall'origine del sistema di riferimento del corpo utilizzato (omero R/L).

## 2.4.2 Concentrazione della massa del tronco in un corpo

A differenza di quanto riportato dagli articoli di riferimento dei modelli<sup>56,61</sup>, le equazioni di regressione dei CM non prevedono il partizionamento della massa del tronco tra le vertebre. Per questo motivo è stata eseguita una simulazione volta a controllare se ci fossero dei cambiamenti nelle stime dei carichi lombari usando il modello originario con la massa suddivisa tra le vertebre o una modifica del modello con la massa concentrata in un unico corpo. La simulazione è stata attuata con entrambi i modelli (denominati d'ora in poi Senteler e Bruno per brevità), stimando in entrambi i casi i carichi di compressione agenti sulle articolazioni vertebrali comprese tra L1 e S1, prima con il modello originario avente la massa del tronco partizionata tra le vertebre e poi con il modello modificato in modo da avere la somma delle masse parziali del tronco concentrata in un unico corpo. In questo secondo caso le coordinate del centro di massa sono state determinate attraverso la media ponderata dei centri di massa delle singole vertebre con massa assegnata. Nel caso di Senteler il corpo selezionato in cui concentrare la massa è “*torso*”, mentre nel caso di Bruno è “*toracica7*”.

Successivamente, individuati due soggetti dei dataset che avessero caratteristiche il più possibile simili a quelle dei modelli, si è deciso di confrontare le stime dei carichi di compressione ottenute con il modello modificato concentrato e quelle ottenute usando i soggetti del dataset e il modello del centro di massa. I soggetti selezionati sono il numero 78 per Senteler e il numero 111 per Bruno.

## 2.4.3 Simulazione dei modelli di Pryce

È stata effettuata una simulazione dei modelli dei soggetti “*normopeso*” e “*obeso*” di Pryce usando i modelli di OpenSim (Senteler e Bruno), in modo da confrontare i risultati ottenuti con quanto riportato nello stesso articolo. Per definire tutti i parametri è stato tuttavia necessario fare alcune ipotesi, dato che nell'articolo non erano riportate né le dimensioni dei segmenti né la massa del segmento testa. Così come nel modello del centro di massa, le lunghezze dei

segmenti sono state stimate secondo le relazioni di Plagenhoef et al. (1983)<sup>54</sup>. La massa associata alla testa, invece, è stata calcolata seguendo la relazione riportata da de Leva (1996)<sup>46</sup>, secondo cui è pari al 6.94% del peso corporeo. A seguito dell'implementazione dei modelli "obeso" e "normopeso" su OpenSim sono state lanciate l'Ottimizzazione Statica (*Static Optimization*) e l'Analisi delle Reazioni Articolari (*Joint Reaction Analysis*), ottenendo le stime delle forze di compressione agenti sulle articolazioni vertebrali comprese tra L1 e S1, che sono state poi poste a confronto con i valori riportati nell'articolo di Pryce and Kriellaars (2014).

#### **2.4.4 Simulazione dei soggetti del dataset usando i modelli di Senteler e Bruno e confronto con la letteratura**

Sono stati simulati, con entrambi i modelli di OpenSim, 25 soggetti del dataset distribuiti nel range del BMI compreso tra  $15 \text{ kg/m}^2$  e  $40 \text{ kg/m}^2$ , in modo da poter eseguire una duplice analisi: si era interessati sia ad osservare eventuali differenze tra i risultati ottenuti per uno stesso soggetto con modelli diversi, sia a fare un confronto con la letteratura relativamente agli andamenti generali dei carichi spinali per i due modelli selezionati. A seguito dell'implementazione dei modelli per ognuno dei 25 soggetti, sono state calcolate le forze di compressione agenti sulle articolazioni intervertebrali comprese tra L1 e S1 mediante Ottimizzazione Statica e Analisi delle Reazioni Articolari. I risultati ottenuti con i modelli di Senteler e di Bruno sono stati quindi confrontati tra loro e con i riferimenti di letteratura aventi BMI compatibile con quello del soggetto simulato.

#### **2.4.5 Selezione di un modello**

Al termine delle simulazioni descritte nei paragrafi precedenti, i risultati prodotti sono stati esaminati nel complesso per identificare quale modello fosse più adatto per la parte successiva della ricerca. Nello specifico, le prove utilizzate nella scelta sono quelle di concentrazione della massa del tronco in un corpo, le simulazioni dei modelli "normopeso" e "obeso" di Pryce and Kriellaars (2014), con relativo confronto rispetto alla letteratura, e le simulazioni di soggetti

appartenenti al dataset disponibile, anch'esse poste a confronto con i riferimenti bibliografici.

## **2.5 Valutazione dell'influenza dello spostamento dei centri di massa segmentali sulla stima dei carichi lombari**

Con il modello OpenSim di Bruno sono state realizzate delle simulazioni per andare a valutare l'influenza dello spostamento dei centri di massa dei segmenti della porzione superiore del corpo sulla stima delle forze di compressione agenti sulle vertebre lombari. Sono stati quindi selezionati casualmente 10 soggetti dal dataset in modo che i loro BMI fossero distribuiti nel range di interesse compreso tra  $15 \text{ kg/m}^2$  e  $40 \text{ kg/m}^2$ . Di ogni soggetto è stata poi variata la percentuale di massa grassa totale (%FM) nel range 10-60% a step di 5 unità, così da modificare il posizionamento dei centri di massa di braccia e tronco ottenuto mediante le equazioni di regressione. Queste variazioni sono state valutate indipendentemente, realizzando per ogni soggetto 22 simulazioni totali, divisibili in 2 sottogruppi:

- nelle simulazioni "T" si è mantenuto il posizionamento dei CM delle braccia del soggetto iniziale ed è stata modificata la posizione del CM del tronco (T) in base alla variazione della percentuale di massa grassa totale (FM%), simulata tra 10 e 60%;
- nelle simulazioni "A" si è mantenuto il posizionamento del CM del tronco del soggetto iniziale ed è stata modificata la posizione dei CM delle braccia (A) in base alla variazione della percentuale di massa grassa totale, simulata tra 10 e 60%.

Per ogni configurazione proposta è stato quindi modificato il modello relativo al soggetto e sono state lanciate l'Ottimizzazione Statica e l'Analisi delle Reazioni Articolari, così da ottenere le stime delle forze di compressione agenti sulle articolazioni intervertebrali comprese tra L1 e S1.

## 2.6 Valutazione della stima delle masse segmentali tramite letteratura

È stata realizzata una simulazione per valutare l'applicabilità di una stima delle masse segmentali in sostituzione dei valori derivati da DXA, esaminando le conseguenze prodotte sulla determinazione dei carichi lombari. Per fare ciò sono state utilizzate le relazioni tra masse segmentali e peso corporeo totale riportate da de Leva (1996)<sup>46</sup> per gli uomini (Tabella 2.2).

Segmento corporeo	Massa (%BW)
Testa	6.94%
Tronco	43.46%
Arto superiore (braccio + avambraccio)	$2.71\% \cdot BW + 1.62\% \cdot BW$

Tabella 2.2: Relazioni tra masse segmentali e peso corporeo (BW) riportate da de Leva (1996)<sup>46</sup>.

Sono stati selezionati casualmente 10 soggetti dal dataset in modo che i loro BMI fossero distribuiti nel range di interesse compreso tra  $15 \text{ kg/m}^2$  e  $40 \text{ kg/m}^2$  e sono stati realizzati per ognuno due modelli computazionali:

1. un modello con masse segmentali stimate mediante la letteratura e posizioni dei centri di massa definite attraverso il modello del centro di massa, dove sono espresse come percentuale della lunghezza del relativo segmento e determinate in base alla percentuale di massa grassa totale del soggetto; ad esso si farà riferimento con la dicitura "**sim#**";
2. un modello con masse segmentali derivate dai dati DXA e posizioni dei centri di massa definite attraverso il modello del centro di massa, dove sono espresse come percentuale della lunghezza del relativo segmento e determinate in base alla percentuale di massa grassa totale del soggetto; ad esso si farà riferimento con la dicitura "**s#**".

Per ognuno sono state calcolate le forze di compressione lombari agenti sulle articolazioni intervertebrali comprese tra L1 e S1 mediante Ottimizzazione Statica e Analisi delle Reazioni Articolari. A partire da esse sono state anche stimate le pressioni intradiscali (IDP, *Intra Discal Pressure*), utilizzando come

aree delle sezioni trasversali vertebrali quelle riportate da Panjabi et al. (1992)<sup>63</sup> e utilizzate nella realizzazione del modello di OpenSim<sup>61</sup> (Tabella 2.3).

Articolazione intervertebrale	CSA (mm <sup>2</sup> )
L1-L2	1057
L2-L3	1136
L3-L4	1194
L4-L5	1239
L5-S1	1237

Tabella 2.3: Aree delle sezioni trasversali (CSA, *Cross Sectional Area*) per le articolazioni intervertebrali tra L1 e S1 riportate da Panjabi et al. (1992)<sup>63</sup>.

Sia nel caso delle forze, sia nel caso delle pressioni intradiscali, i risultati ottenuti sono stati confrontati con i riferimenti di letteratura disponibili aventi BMI compatibile con quello del soggetto simulato.

## 2.7 Simulazioni di soggetti con diversa %FM

A conclusione del progetto di tesi, sono state realizzate delle simulazioni volte a confrontare le stime delle forze di compressione agenti sulle articolazioni vertebrali comprese tra L1 e S1 per coppie o gruppi di soggetti aventi BMI equivalente ma diversa percentuale di massa grassa totale.

Per eseguire questa analisi sono stati messi a confronto i 256 soggetti maschili del dataset appartenenti ai sottogruppi “adulti” e “anziani”, individuando le coppie di individui aventi uno scostamento tra i rispettivi indici di massa corporea inferiore a 0.5. Per tutti i 2362 appaiamenti ottenuti sono state successivamente calcolate le differenze tra le percentuali di massa grassa.

È stata inoltre calcolata, per ognuno dei soggetti, la massa della porzione superiore del corpo, mantenendo l'approssimazione adottata nelle simulazioni precedenti di considerare il BMC incognito come trascurabile. In questo calcolo sono state quindi incluse le LM e FM di testa, arti superiori e tronco, e per ogni accoppiamento di soggetti è stata calcolata la differenza tra le UM. È stato così possibile escludere dall'elenco tutti gli accoppiamenti in cui le differenze tra UM fossero superiori a 3 kg, in modo da limitare gli effetti prodotti dalle differenze di peso sulla stima dei carichi spinali, volendo isolare maggiormente l'effetto

della percentuale di massa grassa totale. Il numero di coppie disponibili si è così ridotto a 782.

In analogia con quanto fatto per le simulazioni precedenti, sono state selezionate 20 coppie in modo che i BMI fossero distribuiti nel range di interesse compreso tra  $15 \text{ kg/m}^2$  e  $40 \text{ kg/m}^2$ . Per ognuno dei soggetti scelti è stato realizzato il corrispettivo modello su OpenSim, inserendo nel modello multi-body di Bruno le specifiche masse segmentali derivate da DXA e le posizioni dei centri di massa longitudinali e antero-posteriori dei segmenti ottenute con le equazioni di regressione. Per ogni configurazione sono state quindi lanciate l'Ottimizzazione Statica e l'Analisi delle Reazioni Articolari, così da ottenere le forze di reazione vincolare agenti sulle vertebre lombari. A partire da esse sono state anche stimate le pressioni intradiscali (IDP, *Intra Discal Pressure*) per tutti i livelli vertebrali, utilizzando come aree delle sezioni trasversali vertebrali quelle utilizzate nella simulazione precedente e riportate in letteratura<sup>61,63</sup>.

# Capitolo 3

## **RISULTATI E DISCUSSIONE**

### **3.1 Dati disponibili**

Poiché le analisi realizzate sul modello multi-body prevedevano l'inserimento della quantità di massa per ogni segmento modellizzato, è stata fatta una verifica, utilizzando quattro DXA full-body, per valutare quanto fosse incidente il contributo del BMC sul calcolo delle masse segmentali totali, e se potesse essere eventualmente trascurato. I dati relativi ai soggetti sono riportati in Tabella 3.1, in cui sono anche state inserite la massa totale stimata trascurando il contributo osseo e la variazione percentuale tra il valore misurato e la stima.

**DXA soggetto 1**

<b>Segmento</b>	<b>BMC (g)</b>	<b>FM (g)</b>	<b>LM (g)</b>	<b>LM + BMC (g)</b>	<b>%FM misurata</b>	<b>MT (g)</b>	<b>MT stimata (g)</b>	<b>Variazione % MT</b>
Arto sup.L	110.14	1451.4	1681.9	1792.0	44.7	3243.4	3133.3	3.4
Arto sup.R	115.27	1575.2	1752.2	1867.5	45.8	3442.7	3327.4	3.3
Tronco	327.1	12635	18595.5	18922.6	40.0	31557.2	31230.1	1.0
Arto inf.L	283.65	5532.9	5427.9	5711.6	49.2	11244.5	10960.8	2.5
Arto inf.R	291.89	5415.8	5798.1	6090.0	47.1	11505.8	11213.9	2.5
Testa	443.8	1136.1	3299	3742.8	23.3	4878.9	4435.1	9.1

**DXA soggetto 2**

<b>Segmento</b>	<b>BMC (g)</b>	<b>FM (g)</b>	<b>LM (g)</b>	<b>LM + BMC (g)</b>	<b>%FM misurata</b>	<b>MT (g)</b>	<b>MT stimata (g)</b>	<b>Variazione % MT</b>
Arto sup.L	87.52	440	1717.3	1804.8	19.6	2244.8	2157.3	3.9
Arto sup.R	96.61	525.3	1866.4	1963.0	21.1	2488.3	2391.7	3.9
Tronco	409	4562.5	16026.4	16435.4	21.7	20997.9	20588.9	1.9
Arto inf.L	268	3128.5	4509.4	4777.4	39.6	7905.9	7637.9	3.4
Arto inf.R	272.59	3156.2	4891.4	5164.0	37.9	8320.2	8047.6	3.3
Testa	408.65	784.3	2368.8	2777.5	22.0	3561.8	3153.1	11.5

**DXA soggetto 3**

<b>Segmento</b>	<b>BMC (g)</b>	<b>FM (g)</b>	<b>LM (g)</b>	<b>LM + BMC (g)</b>	<b>%FM misurata</b>	<b>MT (g)</b>	<b>MT stimata (g)</b>	<b>Variazione % MT</b>
Arto sup.L	115.67	2091.9	2092.9	2208.6	48.6	4300.5	4184.8	2.7
Arto sup.R	123.23	2110.5	2019.9	2143.1	49.6	4253.6	4130.4	2.9
Tronco	387	20323	20322.5	20709.5	49.5	41032.0	40645.0	0.9
Arto inf.L	261.28	4201.3	5002.1	5263.4	44.4	9464.7	9203.4	2.8
Arto inf.R	271	4157.4	4956.3	5227.3	44.3	9384.7	9113.7	2.9
Testa	368.38	873	2615.3	2983.7	22.6	3856.7	3488.3	9.6

**DXA soggetto 4**

<b>Segmento</b>	<b>BMC (g)</b>	<b>FM (g)</b>	<b>LM (g)</b>	<b>LM + BMC (g)</b>	<b>%FM misurata</b>	<b>MT (g)</b>	<b>MT stimata (g)</b>	<b>Variazione % MT</b>
Arto sup.L	79.62	1154	1406.2	1485.8	43.7	2639.8	2560.2	3.0
Arto sup.R	92.08	1422.8	1762.7	1854.8	43.4	3277.6	3185.5	2.8
Tronco	298.3	9842.5	20908.8	21207.1	31.7	31049.6	30751.3	1.0
Arto inf.L	251.45	3098.1	4886.5	5138.0	37.6	8236.1	7984.6	3.1
Arto inf.R	232.99	3065.4	5033.2	5266.2	36.8	8331.6	8098.6	2.8
Testa	440.76	18583	2485	2925.8	86.4	21508.6	21067.8	2.0

Tabella 3.1: Dati di composizione corporea (FM: massa grassa; LM: massa magra; BMC: Contenuto Minerale Osseo; MT: Massa Totale) di 4 soggetti femminili derivati da DXA full-body e stima delle masse segmentali assenza di BMC, determinate come somma dei contributi di LM e FM.

A conferma di quanto ipotizzato, l'influenza del BMC sulla massa totale dei segmenti corporei, e soprattutto del tronco, è ridotta rispetto ai contributi di massa grassa e magra. La variazione percentuale media maggiore è in corrispondenza della testa e pari all'8% (Figura 3.1).



Figura 3.1: Variazione percentuale media tra massa effettiva (FM+LM+BMC) e massa stimata (FM+LM) per le 4 DXA full-body.

Questo segmento tuttavia incide in minima parte sulla massa complessiva della porzione superiore del corpo e nel complesso, la variazione percentuale media è inferiore al 4%. Oltretutto nel distretto di maggiore interesse, ossia il tronco, la variazione media è pari all'1.2%. A seguito dei risultati ottenuti, nell'inserimento delle masse sui modelli multi-body si è approssimata la massa di ogni segmento (testa, tronco e arti superiori) come somma dei soli contributi di massa magra e grassa riportati nel dataset, trascurando così il contributo del BMC.

A seguito della suddivisione di uomini e donne in "giovani", "adulti" e "anziani" in funzione dell'età con range 0-19, 20-55, 56-90 anni, sono state calcolate le statistiche dei diversi sottogruppi, che sono state riportate in Tabella 3.2 per le donne e Tabella 3.3 per gli uomini.

ANALISI STATISTICA SOGGETTI F 0-19 ANNI									
	Età	BW (kg)	BH (cm)	BMI (kg/m <sup>2</sup> )	FM testa (g)	LM testa (g)	FM braccio L (g)	LM braccio L (g)	FM braccio R (g)
Media	11.14	33.53	132.26	18.15	757.63	2883.10	800.05	1108.96	904.03
SE	0.291	1.047	1.302	0.334	11.998	40.984	42.804	36.852	46.728
SD	4.660	16.777	20.867	5.350	192.343	657.021	686.200	590.790	749.106
Min	1	10	77	9.18	293.92	1119.71	5.59	229.66	34.43
Max	19	112	173	42.68	1659.24	5895.27	3851.21	3195.46	4986.48
	LM braccio R (g)	FM tronco (g)	LM tronco (g)	%FM tronco (%)	FM gamba L (g)	LM gamba L (g)	FM gamba R (g)	LM gamba R (g)	FM SUBTOT (g)
Media	1231.67	4087.78	10450.12	27.20	2498.95	3409.76	2626.96	3367.25	10917.76
SE	41.054	194.66	318.67	0.61	100.67	127.07	104.87	125.90	469.45
SD	658.145	3120.63	5108.66	9.80	1613.81	2037.12	1681.27	2018.27	7525.84
Min	228.30	835.35	2215.38	5.03	244.90	668.17	336.42	360.48	1646.31
Max	3654.72	19821.49	26924.30	51.63	9712.25	12190.45	10263.30	12735.57	46436.57
	LM SUBTOT (g)	FM+LM SUBTOT (g)	%FM SUBTOT (%)	FM WB (g)	LM WB (g)	FM+LM WB (g)	%FM WB (%)		
Media	19567.76	30485.52	35.22	11675.39	22450.86	34126.25	33.48		
SE	634.66	1002.46	0.66	478.48	667.50	1045.43	0.59		
SD	10174.36	16070.68	10.54	7670.56	10700.86	16759.59	9.44		
Min	4333.16	8077.83	5.62	2213.62	6230.75	10541.77	6.97		
Max	58700.49	105137.06	55.67	48095.81	63870.61	111966.42	51.85		

ANALISI STATISTICA SOGGETTI F 20-55 ANNI									
	Età	BW (kg)	BH (cm)	BMI (kg/m <sup>2</sup> )	FM testa (g)	LM testa (g)	FM braccio L (g)	LM braccio L (g)	FM braccio R (g)
Media	42.90	63.33	159.24	24.90	1006.12	3825.12	1554.01	2084.18	1537.85
SE	0.494	0.750	0.357	0.27	9.79	25.10	42.88	27.71	43.86
SD	11.335	17.194	8.185	6.24	224.54	575.55	983.48	635.48	1005.97
Min	20	27	126	13.04	465.35	1834.54	88.55	526.61	122.41
Max	55	145	179	54.69	3585.50	9665.64	9552.46	6129.32	9357.32
	LM braccio R (g)	FM tronco (g)	LM tronco (g)	%FM tronco (%)	FM gamba L (g)	LM gamba L (g)	FM gamba R (g)	LM gamba R (g)	FM SUBTOT (g)
Media	2319.84	9420.53	20707.74	29.43	4031.46	6746.91	4101.62	6807.63	20645.47
SE	28.09	225.97	184.94	0.39	77.24	72.70	77.59	75.21	426.36
SD	644.31	5182.53	4241.48	9.00	1771.43	1667.36	1779.61	1724.95	9778.51
Min	447.85	644.60	8771.82	3.71	299.67	1714.57	341.31	1794.85	1738.14
Max	5909.46	32562.67	35581.51	55.54	12433.78	13306.76	13231.17	13619.78	65797.09
	LM SUBTOT (g)	FM+LM SUBTOT (g)	%FM SUBTOT (%)	FM WB (g)	LM WB (g)	FM+LM WB (g)	%FM WB (%)		
Media	38666.30	59311.77	33.51	21651.59	42491.42	64143.01	32.56		
SE	367.63	724.77	0.36	433.11	384.33	748.57	0.34		
SD	8431.55	16622.42	8.35	9933.18	8814.48	17168.19	7.81		
Min	14520.96	22826.40	5.53	2490.42	17645.46	27102.89	7.04		
Max	70560.05	136357.14	52.63	67696.98	75781.72	143478.70	50.95		

ANALISI STATISTICA SOGGETTI F 56-90 ANNI									
	Età	BW (kg)	BH (cm)	BMI (kg/m <sup>2</sup> )	FM testa (g)	LM testa (g)	FM braccio L (g)	LM braccio L (g)	FM braccio R (g)
Media	66.52	63.89	158.29	25.53	1003.91	3768.82	1593.11	2194.78	1608.31
SE	0.242	0.398	0.222	0.16	5.24	16.16	25.04	16.43	27.62
SD	7.100	11.648	6.514	4.66	153.62	473.49	733.34	481.23	809.00
Min	56	35	133	12.40	452.82	1902.98	121.65	1037.81	214.56
Max	90	101	187	46.14	2325.44	8362.65	6179.15	5196.99	9365.32
	LM braccio R (g)	FM tronco (g)	LM tronco (g)	%FM tronco (%)	FM gamba L (g)	LM gamba L (g)	FM gamba R (g)	LM gamba R (g)	FM SUBTOT (g)
Media	2398.81	10299.46	20775.85	32.10	3829.98	6679.41	3881.69	6723.29	21212.55
SE	18.18	134.59	106.40	0.24	42.84	38.83	44.23	39.00	234.93
SD	532.65	3942.47	3116.57	7.02	1254.81	1137.48	1295.46	1142.31	6881.49
Min	1223.55	1688.37	12923.40	9.38	628.90	2513.99	684.72	2370.97	3338.21
Max	6660.54	25012.50	36417.60	50.40	9711.55	12093.60	10149.70	11559.34	43488.44
	LM SUBTOT (g)	FM+LM SUBTOT (g)	%FM SUBTOT (%)	FM WB (g)	LM WB (g)	FM+LM WB (g)	%FM WB (%)		
Media	38772.14	59984.68	34.61	22216.45	42540.96	64757.41	33.62		
SE	195.63	392.38	0.20	238.13	205.32	405.25	0.19		
SD	5730.43	11493.45	5.94	6975.12	6014.16	11870.47	5.60		
Min	24949.55	32486.18	10.25	4093.88	28176.49	36104.40	11.26		
Max	66368.86	92541.63	49.34	44623.96	72109.31	99156.88	47.95		

Tabella 3.2: Analisi statistica dei subset giovani (0-19 anni), adulti (20-55 anni), anziani (56-90 anni) per le donne (F); BW: peso corporeo, BH: altezza, FM: massa grassa, LM: massa magra, L:sinistro, %FM: percentuale FM, R:destro, SUBTOT: arti + tronco, WB: tutto il corpo.

ANALISI STATISTICA SOGGETTI M 0-19 ANNI									
	Età	BW (kg)	BH (cm)	BMI (kg/m <sup>2</sup> )	FM testa (g)	LM testa (g)	FM braccio L (g)	LM braccio L (g)	FM braccio R (g)
Media	10.27	37.74	133.22	19.69	845.42	3213.03	752.60	1622.70	805.06
SE	0.72	3.97	4.02	1.33	30.46	105.98	157.72	160.42	146.91
SD	4.40	24.13	24.43	8.09	185.28	644.66	959.35	975.77	893.62
Min	2	12	86	12.44	563.54	2225.18	22.15	562.12	133.98
Max	19	107.5	180	48.42	1334.95	4872.64	4979.51	3799.48	4447.28
	LM braccio R (g)	FM tronco (g)	LM tronco (g)	%FM tronco (%)	FM gamba L (g)	LM gamba L (g)	FM gamba R (g)	LM gamba R (g)	FM SUBTOT (g)
Media	1746.85	3432.70	12606.10	18.93	2180.05	4470.34	2331.98	4523.60	9502.39
SE	175.99	670.18	1133.34	1.42	411.11	456.55	423.36	480.14	1779.08
SD	1070.53	4076.52	6893.86	8.66	2500.66	2777.11	2575.22	2920.58	10821.74
Min	451.24	889.07	3516.50	6.83	224.63	930.76	246.30	942.31	1638.48
Max	4414.64	20037.24	27539.19	44.83	11878.01	10320.58	12299.65	10667.78	49976.31
	LM SUBTOT (g)	FM+LM SUBTOT (g)	%FM SUBTOT (%)	FM WB (g)	LM WB (g)	FM+LM WB (g)	%FM WB (%)		
Media	24969.57	34471.96	24.80	10347.81	28182.61	38530.42	24.35		
SE	2357.23	3763.78	1.74	1801.95	2446.82	3873.42	1.57		
SD	14338.45	22894.20	10.61	10960.84	14883.44	23561.07	9.55		
Min	6986.03	10610.84	10.86	2202.02	9211.21	13444.71	11.89		
Max	56050.40	98215.27	50.93	51311.27	60602.19	103468.81	49.59		

ANALISI STATISTICA SOGGETTI M 20-55 ANNI									
	Età	BW (kg)	BH (cm)	BMI (kg/m <sup>2</sup> )	FM testa (g)	LM testa (g)	FM braccio L (g)	LM braccio L (g)	FM braccio R (g)
Media	43.70	85.28	172.23	28.57	1273.60	4715.14	1544.63	3736.46	1648.30
SE	0.91	2.54	0.73	0.74	25.33	70.92	94.05	80.71	113.99
SD	9.81	27.35	7.82	7.96	272.80	763.87	1012.90	869.29	1227.74
Min	20	45	150	16.41	786.56	3117.84	307.95	1467.20	259.87
Max	55	205	190	56.79	2381.75	7341.41	6592.47	7239.79	8888.72
	LM braccio R (g)	FM tronco (g)	LM tronco (g)	%FM tronco (%)	FM gamba L (g)	LM gamba L (g)	FM gamba R (g)	LM gamba R (g)	FM SUBTOT (g)
Media	4092.96	12008.18	29878.35	26.40	3433.51	10099.46	3563.91	10149.08	22198.54
SE	94.43	730.01	529.63	0.83	218.63	305.70	218.89	283.41	1281.54
SD	1017.01	7862.43	5704.28	8.96	2354.66	3292.54	2357.53	3052.44	13802.65
Min	797.54	1894.30	17301.22	7.25	763.90	2980.28	764.12	3074.83	3990.13
Max	7735.78	38120.23	46556.68	48.28	13192.31	30748.18	13705.92	27536.95	68160.40
	LM SUBTOT (g)	FM+LM SUBTOT (g)	%FM SUBTOT (%)	FM WB (g)	LM WB (g)	FM+LM WB (g)	%FM WB (%)		
Media	57956.31	80154.86	25.84	23472.15	62671.4	86143.6	25.56		
SE	1150.78	2294.57	0.74	1301.38	1205.0	2369.6	0.70		
SD	12394.25	24713.30	7.98	14016.31	12978.0	25521.9	7.52		
Min	32782.52	40286.75	8.31	5019.86	35900.4	44191.1	9.38		
Max	115611.22	175635.16	48.21	69883.09	122952.6	185317.5	46.99		

ANALISI STATISTICA SOGGETTI M 56-90 ANNI									
	Età	BW (kg)	BH (cm)	BMI (kg/m <sup>2</sup> )	FM testa (g)	LM testa (g)	FM braccio L (g)	LM braccio L (g)	FM braccio R (g)
Media	65.06	75.04	170.79	25.73	1172.08	4414.46	1215.90	3424.11	1273.00
SE	0.58	1.08	0.52	0.37	13.65	44.06	53.03	55.97	63.79
SD	6.91	12.81	6.19	4.34	161.52	521.27	627.40	662.28	754.80
Min	56	50	157	15.96	848.50	3358.81	350.64	2084.85	244.41
Max	87	140	184	48.44	1642.47	5731.69	5067.63	5375.88	6633.65
	LM braccio R (g)	FM tronco (g)	LM tronco (g)	%FM tronco (%)	FM gamba L (g)	LM gamba L (g)	FM gamba R (g)	LM gamba R (g)	FM SUBTOT (g)
Media	3730.05	9603.80	28205.10	24.59	2569.65	8962.13	2618.10	9037.88	17280.45
SE	60.90	340.81	327.67	0.55	79.69	122.56	87.26	124.38	578.08
SD	720.59	4032.56	3877.10	6.52	942.94	1450.18	1032.53	1471.73	6839.97
Min	2230.65	2090.27	19342.90	8.24	824.15	5077.41	675.42	4653.95	5056.49
Max	6103.44	31084.57	39519.82	47.75	6434.04	12252.99	8184.08	13159.36	57403.96
	LM SUBTOT (g)	FM+LM SUBTOT (g)	%FM SUBTOT (%)	FM WB (g)	LM WB (g)	FM+LM WB (g)	%FM WB (%)		
Media	53359.27	70639.72	23.83	18452.53	57773.74	76226.27	23.64		
SE	624.60	1053.32	0.50	585.29	650.62	1086.01	0.47		
SD	7390.32	12463.10	5.89	6925.26	7698.29	12849.80	5.52		
Min	38507.86	45335.95	9.65	5932.79	42771.32	49658.21	10.38		
Max	71833.44	125841.16	45.62	58923.45	77405.64	132222.41	44.56		

Tabella 3.3: Analisi statistica dei subset giovani (0-19 anni), adulti (20-55 anni), anziani (56-90 anni) per gli uomini (M) ; BW: peso corporeo, BH: altezza, FM: massa grassa, LM: massa magra, L:sinistro, %FM: percentuale FM, R:destro, SUBTOT: arti + tronco, WB: tutto il corpo.

I risultati prodotti dalla statistica sono stati utilizzati come base di partenza per la ricerca di un metodo che permettesse di modificare il posizionamento del centro di massa dei segmenti di interesse, e soprattutto del tronco, in funzione della composizione corporea, sia per i soggetti femminili sia per quelli maschili, che potesse essere compatibile con il campione disponibile.

A seguito della ricerca, non sono state trovate informazioni sufficienti alla definizione di un modello per il genere femminile, cosa che invece è stato possibile fare per il genere maschile, seppur limitandone l'applicabilità alle fasce di età più alte tra quelle definite. Le età considerate sono infatti relative ad adulti e anziani, non avendo trovato informazioni adeguate a includere anche i soggetti più giovani ancora in fase di sviluppo.

### 3.2 Modello del centro di massa

A partire dalle informazioni contenute nell'articolo di Pryce and Kriellaars (2014)<sup>25</sup>, sono stati realizzati due modelli analitici bidimensionali della porzione superiore del corpo per soggetti obesi e normopeso.

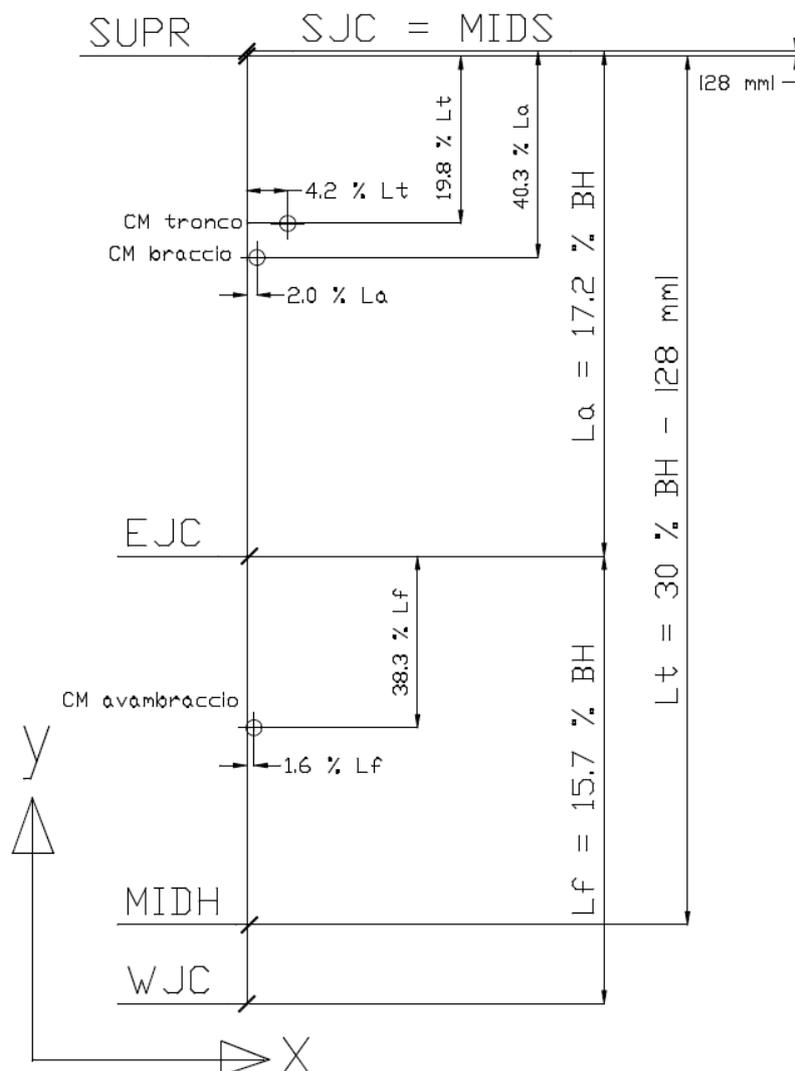
Si riportano i fattori correttivi percentuali (Tabella 3.4) individuati mediante il software *Get Data Graph Digitizer* che hanno permesso di determinare le posizioni dei centri di massa segmentali del modello "normopeso" a partire dai valori del modello "obeso".

Fattori correttivi percentuali (%)	
<i>CM long. tronco</i>	0.9161
<i>CM long. braccio</i>	1.1175
<i>CM long. avambraccio</i>	0.9574
<i>CM a-p. tronco</i>	-1.8171
<i>CM a-p. braccio</i>	-0.976
<i>CM a-p. avambraccio</i>	1.3476

Tabella 3.4: Fattori correttivi percentuali per il posizionamento dei centri di massa in direzione longitudinale (long.) e antero-posteriore (a-p.) del modello normopeso rispetto a quello obeso.

Si riportano di seguito le rappresentazioni grafiche dei modelli obeso (Figura 3.2) e normopeso (Figura 3.3), ottenute unendo le informazioni derivate da Pryce and Kriellaars (2014)<sup>25</sup>, Plagenhoef et al. (1983)<sup>54</sup> e Dumas et al. (2007)<sup>53</sup>, nonché le relazioni matematiche che consentono di determinare le

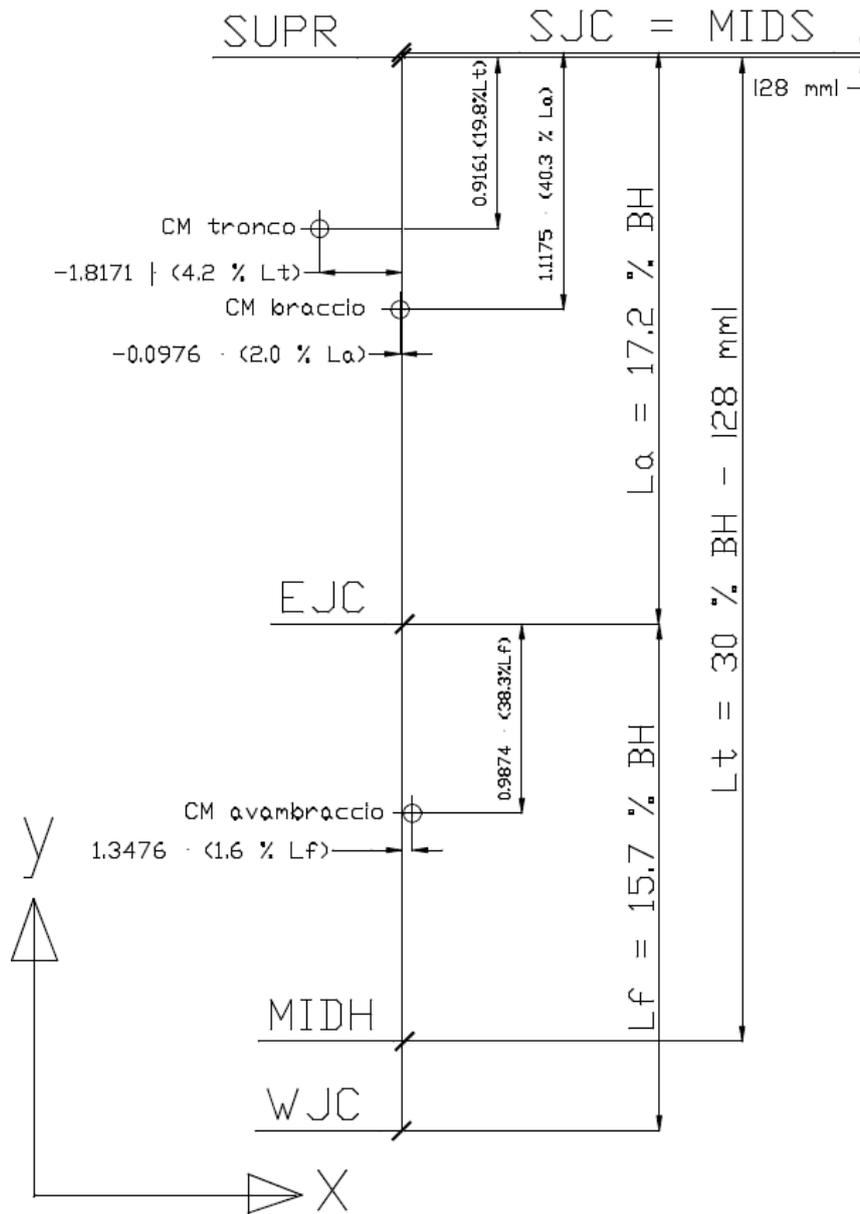
posizioni longitudinali (lungo l'asse y) e antero-posteriori (lungo l'asse x) dei centri di massa dei singoli segmenti corporei (Tabella 3.5), in funzione della massa grassa percentuale totale dello specifico soggetto.



Legenda:  
 SUPR = proiezione notch su midline  
 SJC = centro articolare spalla  
 MIDS = punto medio spalle  
 EJC = centro articolare gomito  
 MIDH = punto medio anche  
 WJC = centro articolare polso

Legenda:  
 La = lunghezza braccio  
 Lt = lunghezza tronco  
 Lf = lunghezza avambraccio

Figura 3.2: Modello del centro di massa per soggetti obesi.



Legenda:

SUPR = proiezione notch su midline

SJC = centro articolare spalla

MIDS = punto medio spalle

EJC = centro articolare gomito

MIDH = punto medio anche

WJC = centro articolare polso

Legenda:

La = lunghezza braccio

Lt = lunghezza tronco

Lf = lunghezza avambraccio

Figura 3.3: Modello del centro di massa per soggetti normopeso.

<b>Elemento del modello</b>	<b>Obeso</b>	<b>Normopeso</b>
<i>L tronco (%)</i>	30 % BH -  28mm	30 % BH -  28mm
<i>L braccio (%)</i>	17.2 % BH	17.2 % BH
<i>L avambraccio (%)</i>	15.7 % BH	15.7 % BH
<i>CM longitudinale</i>	19.8 % L tronco	0.9161 · (19.8 % L tronco)
<i>CM long. braccio</i>	40.3 % L braccio	1.1175 · (40.3 % L braccio)
<i>CM long. avambraccio</i>	38.3 % L avambraccio	0.9874 · (38.3 % L avambraccio)
<i>CM antero-posteriore tronco</i>	4.2 % L tronco	-1.8171 · (4.2 % L tronco)
<i>CM antero-posteriore braccio</i>	2.0 % L braccio	-0.0976 · (2.0 % L braccio)
<i>CM antero-posteriore avambraccio</i>	1.6 % L avambraccio	1.3476 · (1.6 % L avambraccio)

Tabella 3.5: Relazioni per la stima delle dimensioni dei segmenti e per il posizionamento dei centri di massa per i modelli obeso e normopeso. Le lunghezze sono espresse come percentuali dell'altezza del soggetto (BH), mentre le coordinate dei CM sono espresse come percentuali delle lunghezze (L) dei segmenti. Le coordinate longitudinali sono espresse rispetto all'articolazione prossimale, le coordinate antero-posteriori sono espresse rispetto alla midline.

A partire dai due modelli “*normopeso*” e “*obeso*” sono state determinate delle equazioni di regressione che permettessero di spostare le posizioni dei centri di massa segmentali di arti superiori e tronco nel piano sagittale, sia antero-posteriormente sia longitudinalmente. Per ogni segmento corporeo si è ottenuta una regressione lineare tra la posizione del CM del dato segmento nel modello obeso e quella nel modello normopeso, sia in direzione longitudinale sia antero-posteriore.

Le posizioni determinate sono espresse in centimetri come:

- distanza dalla *midline* in direzione antero-posteriore, ossia lungo l'asse x di Figura 3.4;
- distanza dall'articolazione prossimale in direzione longitudinale, ossia lungo l'asse y di Figura 3.4.

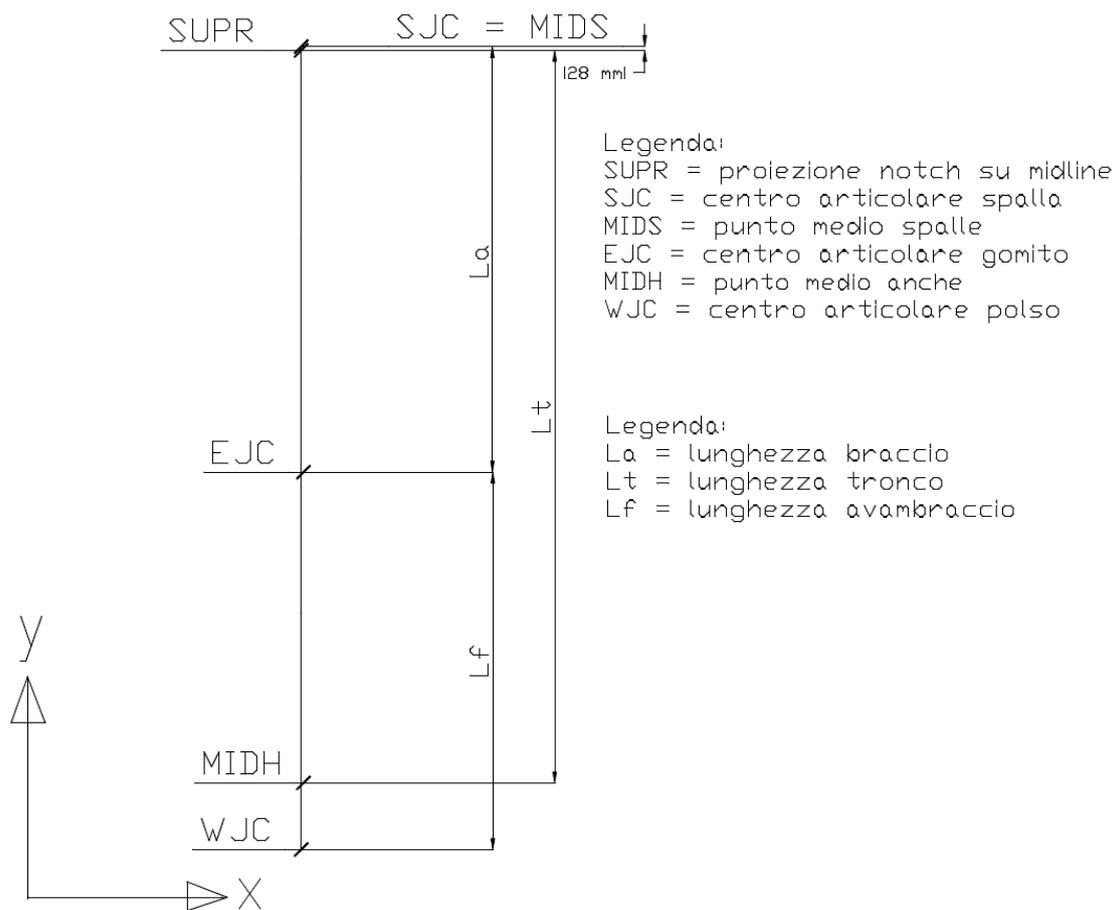


Figura 3.4: Modello analitico per soggetti normopeso e obesi concorde con de Leva (1996)<sup>46</sup>.

Una rappresentazione grafica delle relazioni ottenute è visibile in Figura 3.5 per il tronco, in Figura 3.6 per le braccia e in Figura 3.7 per gli avambracci.

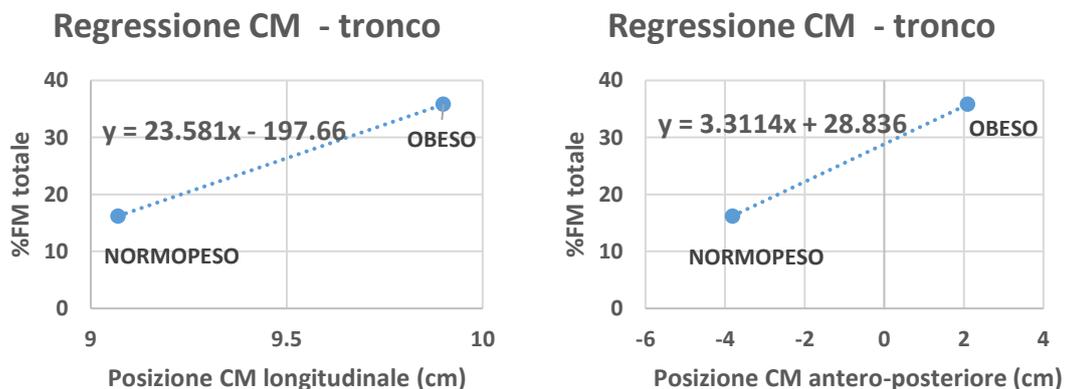


Figura 3.5: Equazioni di regressione del centro di massa longitudinali e antero-posteriori per il tronco.

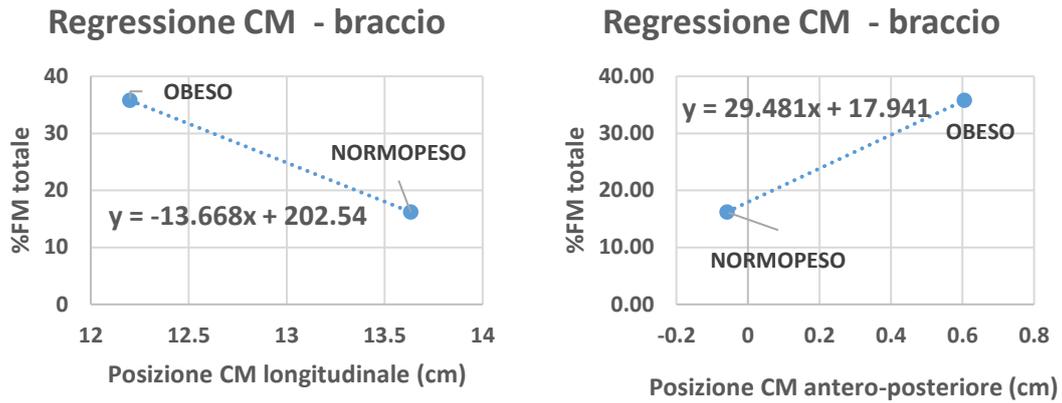


Figura 3.6: Equazioni di regressione del centro di massa longitudinali e antero-posteriori per il braccio.

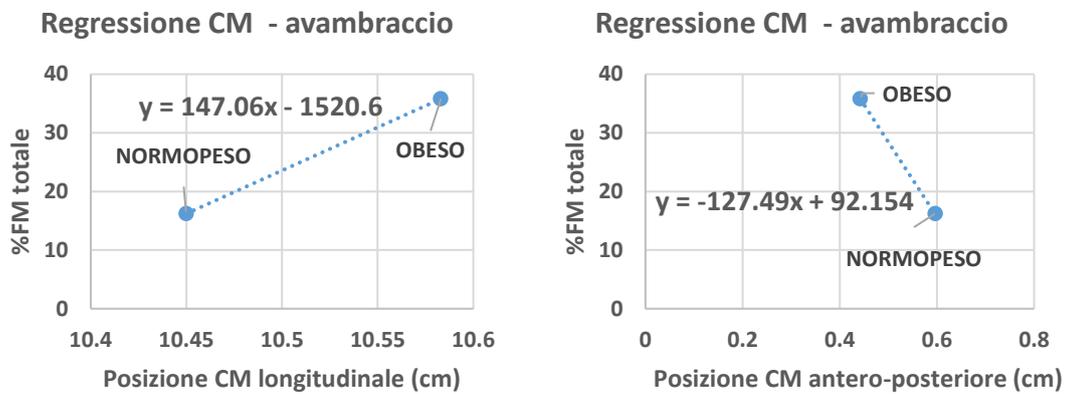


Figura 3.7: Equazioni di regressione del centro di massa longitudinali e antero-posteriori per l'avambraccio.

Le equazioni di regressione ottenute hanno permesso di determinare la posizione del centro di massa per ogni segmento corporeo, nota la percentuale di massa grassa totale (FM%), e sono riportate in Tabella 3.6.

<b>Segmento corporeo</b>	<b>Posizione CM Longitudinale (cm)</b>	<b>Posizione CM antero-posteriore (cm)</b>
<i>Tronco</i>	$(FM\% + 197.66) / 23.581$	$(FM\% - 28.836) / 3.3114$
<i>Braccio</i>	$(FM\% - 202.54) / (-13.668)$	$(FM\% - 17.941) / 29.481$
<i>Avambraccio</i>	$(FM\% + 1520.6) / (147.06)$	$(FM\% - 92.154) / (-127.49)$

Tabella 3.6: Equazioni di regressione dei centri di massa dei segmenti corporei. La posizione longitudinale è espressa come distanza dall'articolazione prossimale lungo l'asse y; la posizione antero-posteriore è espressa come distanza dalla *midline* lungo l'asse x.

### 3.3 Valutazione dei modelli

#### 3.3.1 Concentrazione della massa del tronco in un corpo

A differenza dei modelli utilizzati<sup>56,61</sup>, le equazioni di regressione dei CM non prevedono il partizionamento della massa del tronco tra le vertebre. È stata quindi eseguita una simulazione volta a controllare se ci fossero dei cambiamenti nelle stime dei carichi lombari usando i modelli originari con la massa suddivisa tra le vertebre o una modifica degli stessi in cui la massa segmentale è concentrata in un unico corpo. Sono anche state stimate le forze di compressione agenti sulle articolazioni lombari applicando il modello del centro di massa a due soggetti del dataset con caratteristiche simili a quelle dei modelli di Senteler e Bruno.

A seguito delle simulazioni, sia per il modello di Senteler sia per quello di Bruno sono state effettivamente osservate delle differenze rilevanti nelle stime dei carichi di compressione (perpendicolari al piano della vertebra) tra i modelli originari con massa partizionata tra le vertebre e i modelli modificati concentrando la massa (Figura 3.8 e Figura 3.9). Le variazioni percentuali minime riscontrate tra i livelli vertebrali sono del 45.77% per Senteler e del 47.55% per Bruno, mentre le variazioni percentuali medie sono rispettivamente del 63.30% e 66.71%.

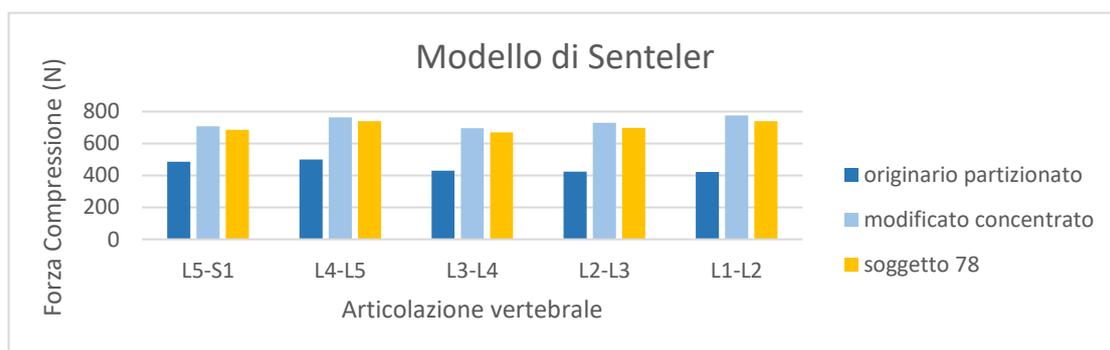


Figura 3.8: Confronto forze di compressione tra modello originale con massa partizionata tra le vertebre, modificato con massa del tronco concentrata in un corpo e modello di un soggetto del dataset per Senteler.

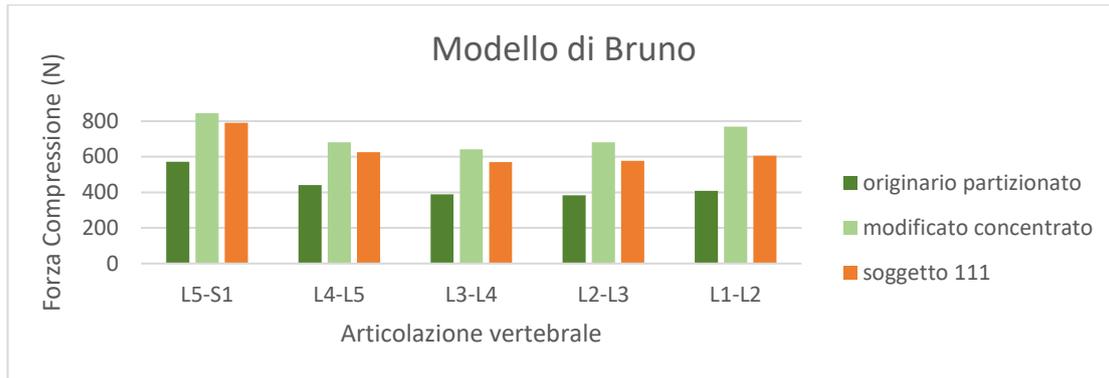


Figura 3.9: Confronto forze di compressione tra modello originale con massa partizionata tra le vertebre, modificato con massa del tronco concentrata in un corpo e modello di un soggetto del dataset per Bruno.

Relativamente al confronto tra le stime dei carichi di compressione ottenute con il modello modificato con massa del tronco concentrata e quelle ottenute usando i soggetti del dataset e il modello del centro di massa, per entrambi i modelli le stime delle forze per i soggetti del dataset sono comparabili a quelle ottenute usando il modello modificato (Figura 3.8 e Figura 3.9), con una variazione percentuale media del 3.80% per Senteler e del 12.45% per Bruno. Analogamente a quanto osservato per i modelli modificati, le stime dei soggetti del dataset si discostano rispetto ai risultati forniti dal modello originale. Nonostante queste differenze, poiché i risultati dei soggetti del dataset erano compatibili con quelli ottenuti con il modello modificato in cui la massa era concentrata in un unico corpo, si è considerato come verificato il posizionamento dei centri di massa segmentali ottenuto con le equazioni di regressione così da poter inserire, nelle successive simulazioni dei soggetti del dataset, i valori di massa e le coordinate dei CM nei rispettivi corpi del modello. Nello specifico i corpi utilizzati sono “*cranio*”, “*torso*”, “*omero sinistro*” e “*omero destro*” per Senteler, e “*testa\_collo*”, “*toracica7*”, “*omero sinistro*” e “*omero destro*” per Bruno.

### 3.3.2 Simulazione dei modelli di Pryce

Si riportano le stime delle forze di compressione (perpendicolari al piano della vertebra) ottenute inserendo i parametri dei prototipi di “*normopeso*” e “*obeso*” di Pryce nei modelli di Senteler e di Bruno (Tabella 3.7).

	Modello di Senteler					Modello di Bruno				
	Forza compressione (N)					Forza compressione (N)				
	L5-S1	L4-L5	L3-L4	L2-L3	L1-L2	L5-S1	L4-L5	L3-L4	L2-L3	L1-L2
<b>Normopeso</b>	573	619	546	558	580	529	419	381	387	405
<b>Obeso</b>	1834	2002	1783	1822	1849	1258	1013	948	1001	1127

Tabella 3.7: Forze di compressione ottenute simulando i prototipi normopeso e obeso di Prye con i modelli Senteler e Bruno su OpenSim.

Confrontando le stime ottenute da analisi numeriche con i due modelli e i risultati riportati nell'articolo, che fornisce media (M) e deviazione standard (SD), si osserva che il modello di Senteler produce delle stime delle forze di compressione superiori a quelle ottenute con Bruno, e che per entrambi le forze di compressione sono superiori a quelle riportate nell'articolo, sia nel caso normopeso sia nel caso obeso (Figura 3.10 e Figura 3.11, Tabella 3.8).

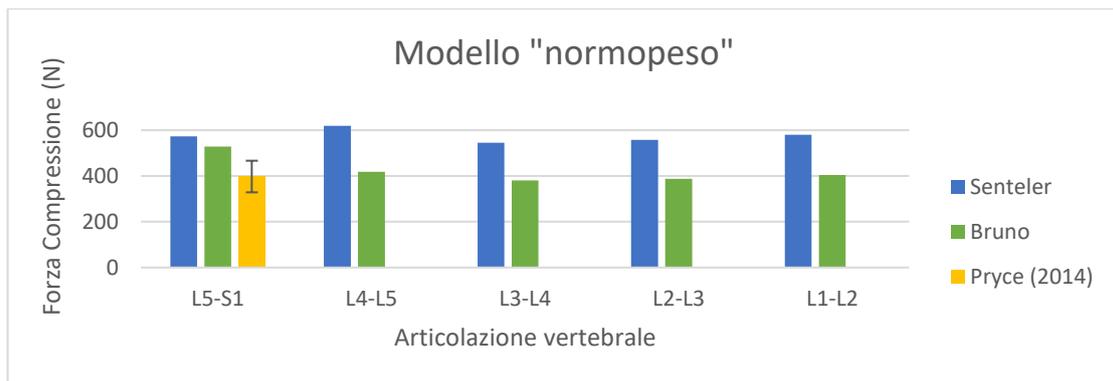


Figura 3.10: Diagramma a barre di confronto tra le forze di compressione dei modelli "normopeso" realizzati con Senteler e con Bruno e i valori di riferimento di Pryce and Kriellaars (2014).

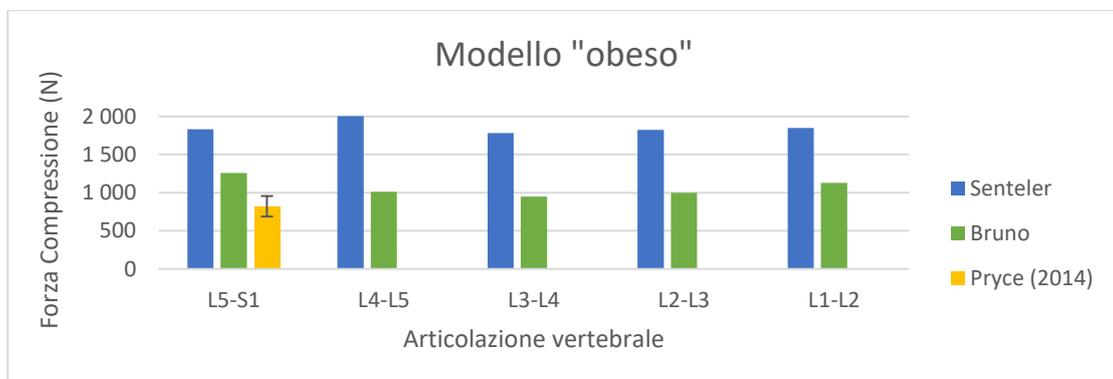


Figura 3.11: Diagramma a barre di confronto tra le forze di compressione dei modelli "obeso" realizzati con Senteler e con Bruno e i valori di riferimento di Pryce and Kriellaars (2014).

	Modello di Senteler	Modello di Bruno
	Forza compressione (N)	Forza compressione (N)
	L5-S1	L5-S1
<b>Normopeso</b>	573	529
<b>Pryce (2014) M (SD)</b>	397.7 (69.1)	397.7 (69.1)
<b>Obeso</b>	1834	1258
<b>Pryce (2014) M (SD)</b>	821.8 (134.4)	821.8 (134.4)

Tabella 3.8: Confronto tra le forze compressione stimate per modelli normopeso e obeso su OpenSim a livello dell'articolazione L5-S1 e i valori (M, SD) riportati da Pryce and Kriellaars (2014)<sup>25</sup>.

In particolare, mettendo a confronto le variazioni percentuali tra i due modelli OpenSim e i valori medi di riferimento dell'articolo, si osserva che nel caso del modello "normopeso" la differenza tra le variazioni è del 11.1%, mentre nel modello "obeso" raggiunge anche il 70.1 % (Figura 3.12).

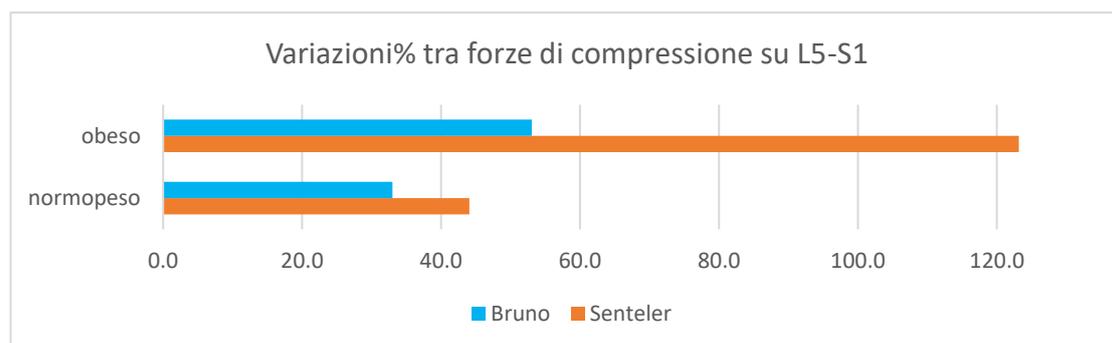


Figura 3.12: Variazioni percentuali tra le forze di compressione su L5-S1 stimate con i modelli di Senteler e Bruno e i valori di riferimento riportati da Pryce and Kriellaars (2014) per i modelli normopeso e obeso.

Una possibile spiegazione delle differenze riscontrate rispetto al riferimento, oltre alla diversità di modello utilizzato, potrebbe essere data dal fatto che le dimensioni dei segmenti dei soggetti siano state stimate rispetto alle rilevazioni dirette dell'articolo. Inoltre, nei modelli su OpenSim non viene considerato il contributo della pressione intraddominale e, secondo quanto riportato negli articoli stessi, la sua assenza potrebbe essere una delle ragioni di sovrastima quando sono presenti dei carichi più pesanti<sup>56,61</sup>. Si può in ogni caso osservare che le stime ottenute con Bruno sono più prossime ai valori di riferimento riportati per l'articolazione L5-S1, e che la differenza tra le stime con i modelli di OpenSim e il riferimento si accentua per il modello "obeso" (Figura 3.12).

### 3.3.3 Simulazione dei soggetti del dataset usando i modelli di Senteler e Bruno e confronto con la letteratura

A seguito delle simulazioni realizzate con entrambi i modelli dei 25 soggetti distribuiti nel range del BMI compreso tra  $15 \text{ kg/m}^2$  e  $40 \text{ kg/m}^2$  (Tabelle 3.9-3.15), sono state ottenute le forze di compressione perpendicolari al piano della vertebra agenti sulle articolazioni intervertebrali comprese tra L1 e S1, e i risultati sono stati riportati in diversi diagrammi a barre in funzione del BMI del soggetto selezionato e del riferimento di letteratura compatibile con tale caratteristica (Figure 3.13-3.19). È da notare che, per quel che riguarda l'ultimo range di BMI considerato (53.33-56.79), non è stato possibile completare le simulazioni dei due soggetti con il modello di Senteler: durante l'Ottimizzazione Statica, infatti, il software non è riuscito a individuare un pattern di attivazione muscolare in grado di far fronte ai carichi imposti, e l'analisi è fallita. Per tale ragione non è stato possibile inserire i risultati in Figura 3.19 ed è presente uno spazio vuoto dove avrebbero dovuto esserci le forze stimate con Senteler.

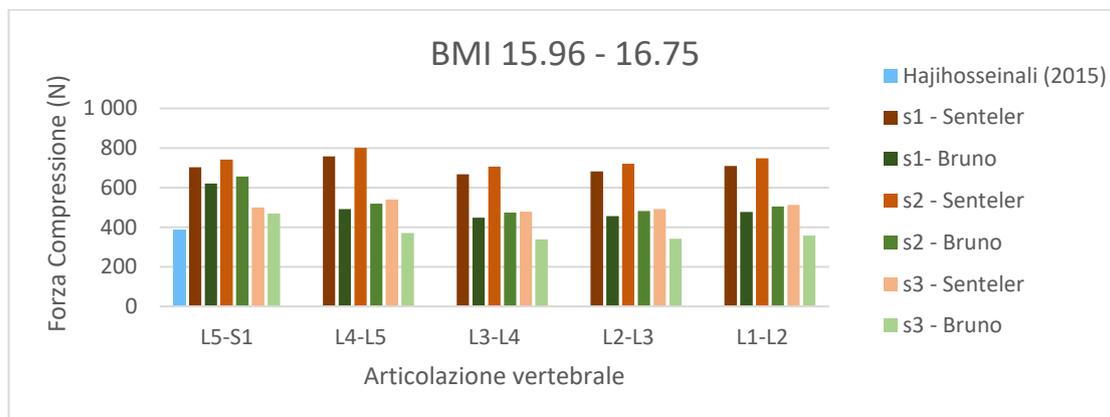


Figura 3.13: Forze di compressione determinate utilizzando i modelli di Bruno e Senteler per simulare i soggetti (s#) con BMI 15.96-16.75 e valori di riferimento riportati da Hajihosseinali et al. (2015)<sup>7</sup>.

Modello	Età	BW (kg)	BH (m)	BMI (kg/m <sup>2</sup> )	FM %	Massa della porzione superiore del corpo (kg)
Hajihosseinali (2015)	52	51	1.75	16.75	/	/
S1	60	50	1.77	15.96	12	35.28
S2	36	52	1.78	16.41	11.4	37.36
S3	25	45	1.65	16.53	18.8	29.38

Tabella 3.9: Parametri dei soggetti del dataset simulati (s#) e dei riferimenti di letteratura<sup>7</sup> con BMI 15.96-16.75.

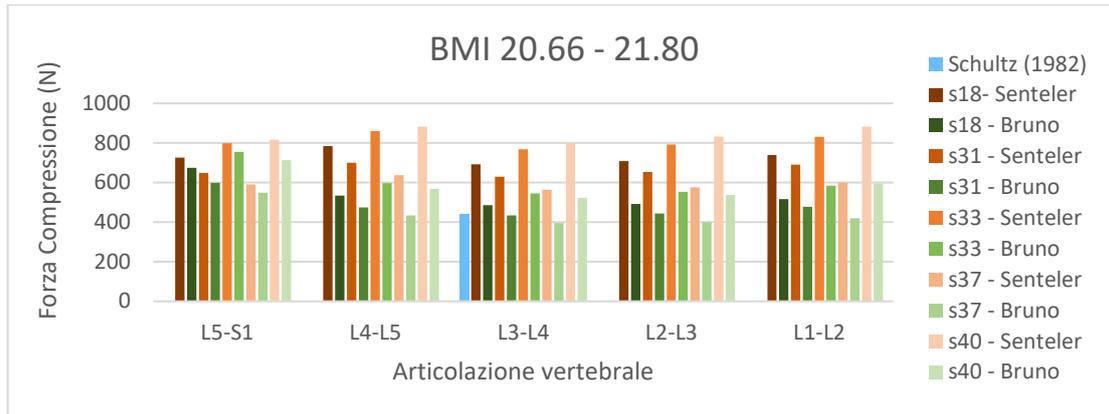


Figura 3.14: Forze di compressione determinate utilizzando i modelli di Bruno e Senteler per simulare i soggetti (s#) con BMI 20.66-21.80 e valori di riferimento riportati da Schultz et al. (1982)<sup>6</sup>.

Modello	Età	BW (kg)	BH (m)	BMI (kg/m <sup>2</sup> )	FM %	Massa della porzione superiore del corpo (kg)
Schultz (1982)	21.8	62.8	1.74	20.74	/	/
s18	71	59	1.69	20.66	17.05	41.24
s31	56	59	1.65	21.67	24.32	40.86
s33	60	68	1.77	21.71	21.32	49.14
s37	74	60	1.66	21.77	17.14	33.56
s40	65	63	1.7	21.80	27.01	50.87

Tabella 3.10: Parametri dei soggetti del dataset simulati (s#) e dei riferimenti di letteratura<sup>6</sup> con BMI 20.66-21.80.

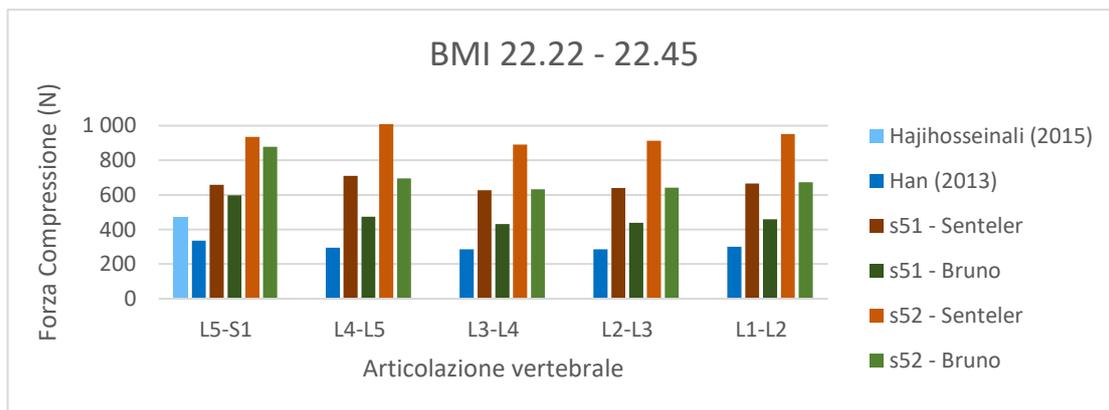


Figura 3.15: Forze di compressione determinate utilizzando i modelli di Bruno e Senteler per simulare i soggetti (s#) con BMI 22.22-22.45 e valori di riferimento riportati da Hajhosseinali et al. (2015)<sup>7</sup> e Han et al. (2013)<sup>17</sup>.

<b>Modello</b>	<b>Età</b>	<b>BW (kg)</b>	<b>BH (m)</b>	<b>BMI (kg/m<sup>2</sup>)</b>	<b>FM %</b>	<b>Massa della porzione superiore del corpo (kg)</b>
<i>Han (2013)</i>	/	50	1.5	22.22	/	/
<i>Hajihosseinali (2015)</i>	52	68	1.745	22.33	/	/
<i>s51</i>	87	55	1.57	22.31	16.42	36.65
<i>s52</i>	58	76	1.84	22.45	17.54	53.28

Tabella 3.11: Parametri dei soggetti del dataset simulati (s#) e dei riferimenti di letteratura<sup>7,17</sup> con BMI 22.22-22.45.

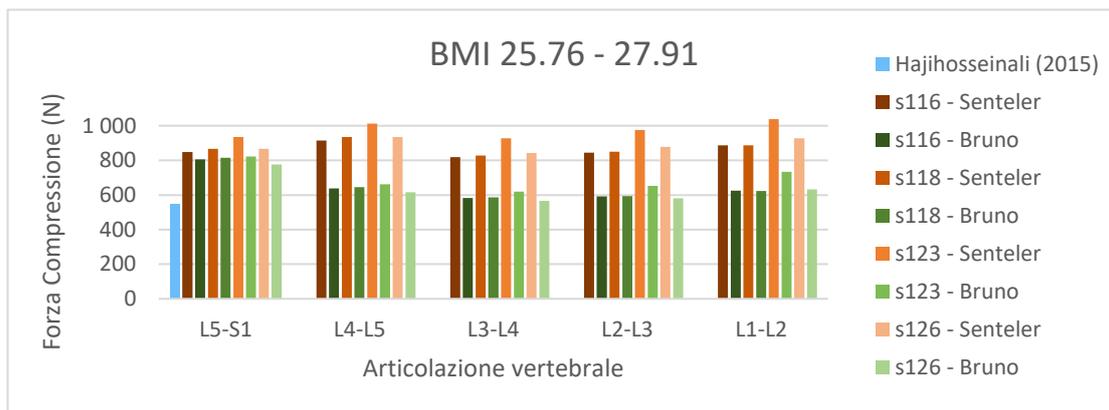


Figura 3.16: Forze di compressione determinate utilizzando i modelli di Bruno e Senteler per simulare i soggetti (s#) con BMI 25.76-27.91 e valori di riferimento riportati da Hajihosseinali et al. (2015)<sup>7</sup>.

<b>Modello</b>	<b>Età</b>	<b>BW (kg)</b>	<b>BH (m)</b>	<b>BMI (kg/m<sup>2</sup>)</b>	<b>FM %</b>	<b>Massa della porzione superiore del corpo (kg)</b>
<i>Hajihosseinali (2015)</i>	52	85	1.745	27.91	/	/
<i>s116</i>	72	78	1.74	25.76	21.52	52.59
<i>s118</i>	59	72	1.67	25.82	18.48	50.65
<i>s123</i>	45	69	1.63	25.97	35.47	49.90
<i>s126</i>	74	78	1.73	26.06	25.58	54.58

Tabella 3.12: Parametri dei soggetti del dataset simulati (s#) e dei riferimenti di letteratura<sup>7</sup> con BMI 25.76-27.91.

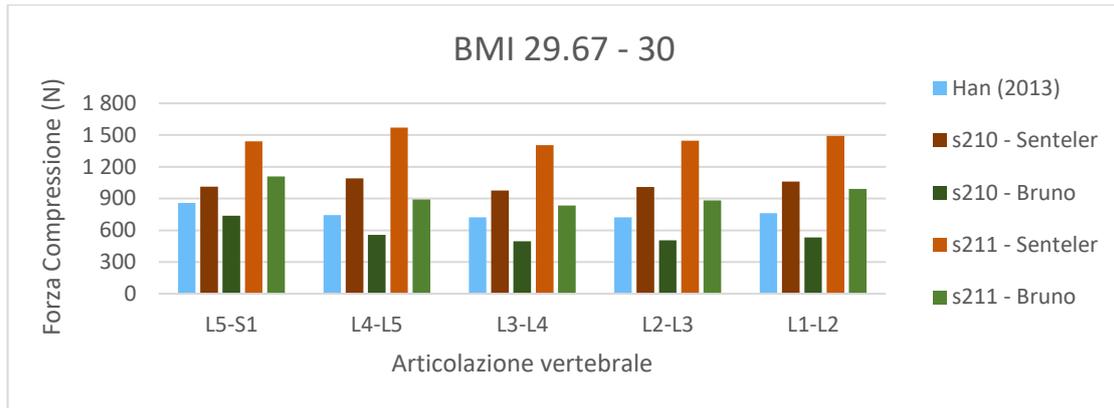


Figura 3.17: Forze di compressione determinate utilizzando i modelli di Bruno e Senteler per simulare i soggetti (s#) con BMI 29.67-30 e valori di riferimento riportati da Han et al. (2013)<sup>17</sup>.

<b>Modello</b>	<b>Età</b>	<b>BW (kg)</b>	<b>BH (m)</b>	<b>BMI (kg/m<sup>2</sup>)</b>	<b>FM %</b>	<b>Massa della porzione superiore del corpo (kg)</b>
<i>Han (2013)</i>	/	120	2	30	/	/
<i>s210</i>	52	94	1.78	29.67	22.00	63.07
<i>s211</i>	32	93	1.77	29.68	38.02	64.74

Tabella 3.13: Parametri dei soggetti del dataset simulati (s#) e dei riferimenti di letteratura<sup>17</sup> con BMI 29.67-30.

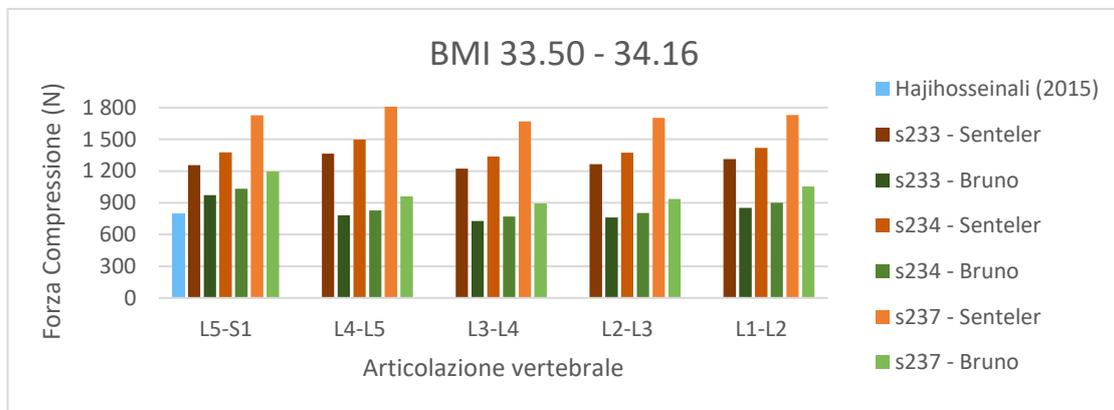


Figura 3.18: Forze di compressione determinate utilizzando i modelli di Bruno e Senteler per simulare i soggetti (s#) con BMI 33.50-34.16 e valori di riferimento riportati da Hajihosseinali et al. (2015)<sup>7</sup>.

<i>Modello</i>	<i>Età</i>	<b>BW (kg)</b>	<b>BH (m)</b>	<b>BMI (kg/m<sup>2</sup>)</b>	<b>FM %</b>	<b>Massa della porzione superiore del corpo (kg)</b>
<i>Hajhosseinali (2015)</i>	52	102	1.745	33.50	/	/
s233	53	89	1.63	<b>33.50</b>	32.05	63.39
S234	55	89	1.63	<b>33.50</b>	31.94	67.26
s237	64	93	1.65	34.16	32.44	77.08

Tabella 3.14: Parametri dei soggetti del dataset simulati (s#) e dei riferimenti di letteratura<sup>7</sup> con BMI 33.50-34.16.

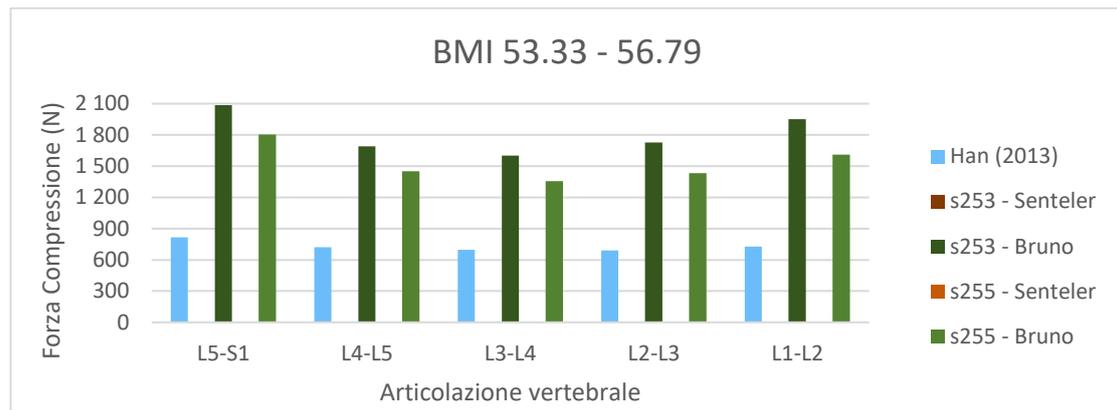


Figura 3.19: Forze di compressione determinate utilizzando i modelli di Bruno e Senteler per simulare i soggetti (s#) con BMI 53.33-56.79 e valori di riferimento riportati da Han et al. (2013)<sup>17</sup>.

<i>Modello</i>	<i>Età</i>	<b>BW (kg)</b>	<b>BH (m)</b>	<b>BMI (kg/m<sup>2</sup>)</b>	<b>FM%</b>	<b>Massa della porzione superiore del corpo (kg)</b>
<i>Han (2013)</i>	/	120	1.5	53.33	/	/
s253	22	148	1.66	53.71	46.99	97.60
S255	35	205	1.9	56.79	35.49	108.77

Tabella 3.15: Parametri dei soggetti del dataset simulati (s#) e dei riferimenti di letteratura<sup>17</sup> con BMI 53.33-56.79.

Esaminando le forze di compressione ottenute per uno stesso soggetto con i due modelli di OpenSim, si è osservato che il modello di Senteler produce una stima superiore a quella fornita da Bruno per tutti i soggetti simulati. Dai diagrammi si può anche osservare come le differenze minime siano in corrispondenza dell'articolazione L5-S1, e per soggetti con BMI più basso. Ad esempio, nel soggetto 116 si ha una variazione percentuale minima tra la stima di Senteler e quella di Bruno del 5.34% nel giunto L5-S1 (Figura 3.16). In generale però, osservando tutti i livelli, le differenze sono più sostanziali e

possono raggiungere anche il 100.43% nel caso del soggetto 210 (Figura 3.17). Nel complesso, la variazione media corrisponde al 45.31%.

All'interno delle figure sono stati anche inseriti i valori dei carichi di compressione riportati in letteratura da diversi studi che li hanno stimati mediante la realizzazione di un modello computazionale, così come fatto in questa analisi. Confrontando i riferimenti con le stime dei due modelli OpenSim si può notare come, tra i due modelli, Senteler si discosti maggiormente dal riferimento di letteratura disponibile nella totalità dei casi. Mentre nel caso di Senteler le variazioni percentuali ottenute sono comprese tra il 18.06% e il 241.94%, con variazione media pari al 106.18%, nel caso di Bruno queste hanno range compreso tra -13.96% e 168.51%, e la variazione media è del 63.71%. Oltretutto, nel caso del modello di Bruno si osserva che in alcuni casi le stime prodotte sono inferiori ai riferimenti riportati in letteratura, in particolare nei soggetti 31, 37 e 210 (Figure 3.14 e 3.17).

In generale, le differenze riscontrate rispetto ai riferimenti di letteratura potrebbero essere influenzate dalla diversa origine dei modelli le cui stime sono state poste a confronto e dal fatto che le associazioni di studi per i confronti si basano unicamente su una vicinanza del BMI, mentre si è visto che questo parametro non è in grado di caratterizzare la composizione corporea dei soggetti<sup>16</sup>.

### **3.3.4 Selezione di un modello**

A fronte dei risultati ottenuti nelle simulazioni descritte nei paragrafi precedenti, si è potuta constatare una maggiore vicinanza di risultati tra le simulazioni eseguite con il modello di Bruno e i riferimenti di letteratura. Sebbene nel primo test relativo alla concentrazione della massa il modello di Senteler abbia infatti restituito minori differenze tra il modello originale e quello concentrato, così come tra il modello concentrato e il soggetto proveniente dal dataset, nelle successive analisi il modello di Bruno ha mostrato una maggiore vicinanza ai riferimenti della letteratura. Ciò è avvenuto sia nelle simulazioni dei soggetti di Pryce sia nelle simulazioni dei soggetti del dataset con, nel secondo caso, uno scostamento considerevole tra i risultati prodotti dai due modelli, poiché la

variazione media rispetto ai riferimenti di letteratura era pari al 106.18% per Senteler e al 63.71% per Bruno. Per tali ragioni è stato quindi scelto il modello di Bruno per la parte successiva della ricerca.

### 3.4 Valutazione dell'influenza dello spostamento dei centri di massa segmentali sulla stima dei carichi lombari

Dopo aver selezionato il modello di Bruno, è stata valutata l'influenza dello spostamento dei centri di massa dei segmenti sulla stima delle forze di compressione agenti sulle vertebre lombari selezionando casualmente 10 soggetti dal dataset (Tabella 3.16) con BMI distribuiti nel range compreso tra  $15 \text{ kg/m}^2$  e  $40 \text{ kg/m}^2$  e modificandone la %FM totale, per valutare indipendentemente le variazioni di massa grassa nel tronco (T) e nelle braccia (A).

<b>Modello</b>	<b>Età</b>	<b>BW (kg)</b>	<b>BH (m)</b>	<b>BMI (kg/m<sup>2</sup>)</b>	<b>FM (%)</b>
<b>Soggetto 3</b>	25	45	1.65	16.53	18.76
<b>Soggetto 18</b>	71	59	1.69	20.66	17.05
<b>Soggetto 40</b>	65	63	1.7	21.80	27.01
<b>Soggetto 78</b>	81	70	1.7	24.22	26.67
<b>Soggetto 111</b>	45	76	1.73	25.39	17.42
<b>Soggetto 126</b>	74	78	1.73	26.06	25.58
<b>Soggetto 167</b>	74	84	1.75	27.43	17.27
<b>Soggetto 211</b>	32	93	1.77	29.68	30.01
<b>Soggetto 237</b>	64	93	1.65	34.16	32.44
<b>Soggetto 242</b>	57	101	1.65	37.10	25.75

Tabella 3.16: Caratteristiche dei soggetti del dataset simulati.

Si riportano, per ogni soggetto simulato, le stime delle forze di compressione (perpendicolari al piano della vertebra), ottenute al variare della percentuale di massa grassa totale per tronco e braccia, per tutte le articolazioni intervertebrali comprese tra L1 e S1 (Figure 3.20-3.29).

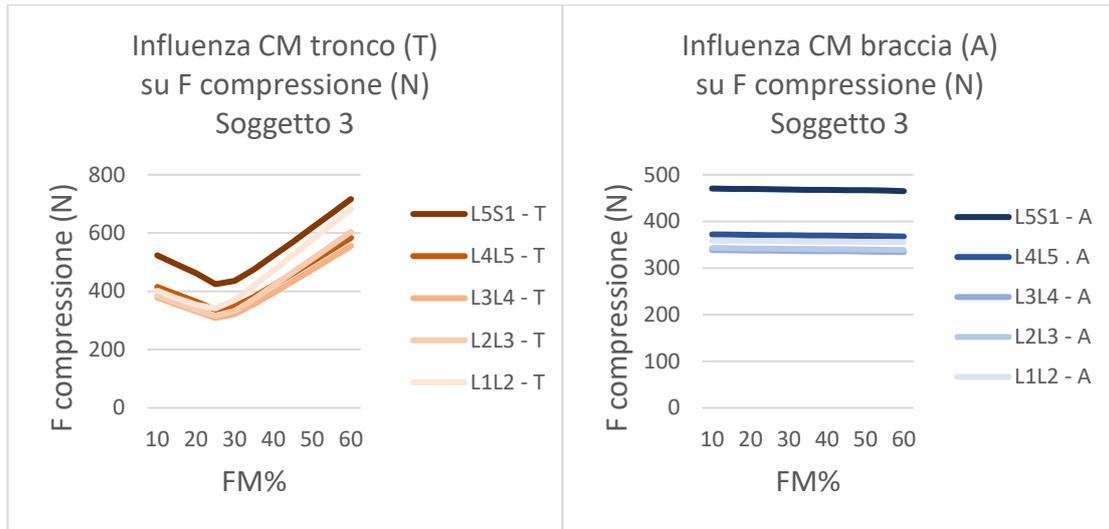


Figura 3.20: Andamento delle forze di compressione al variare della posizione del CM di tronco (T) e braccio (A) per il soggetto 3.

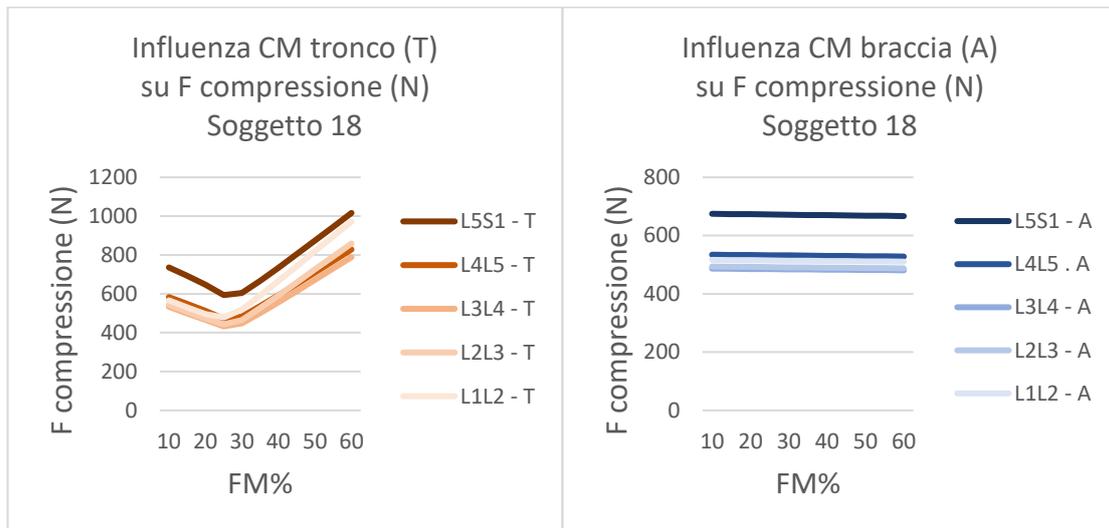


Figura 3.21: Andamento delle forze di compressione al variare della posizione del CM di tronco (T) e braccio (A) per il soggetto 18.

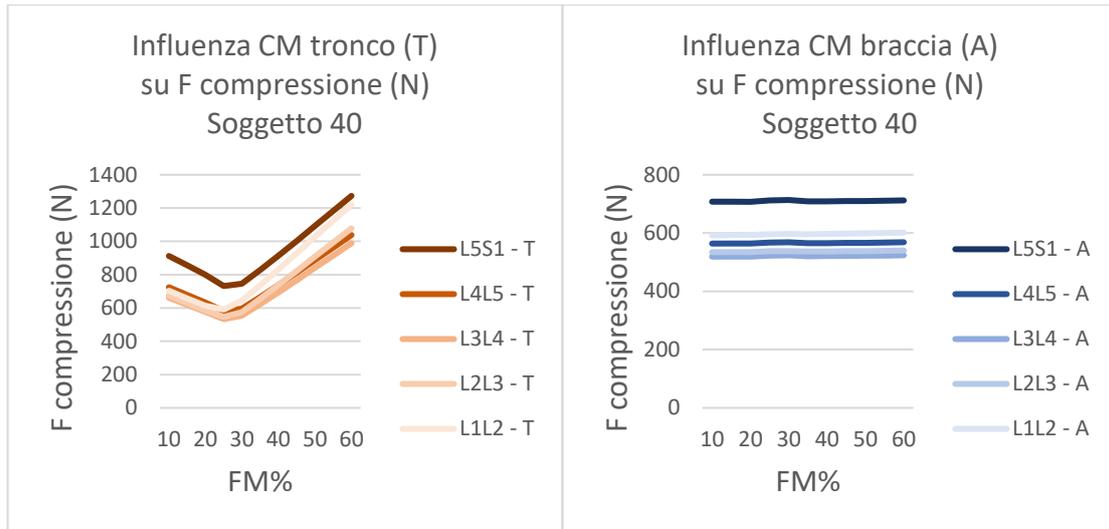


Figura 3.22: Andamento delle forze di compressione al variare della posizione del CM di tronco (T) e braccia (A) per il soggetto 40.

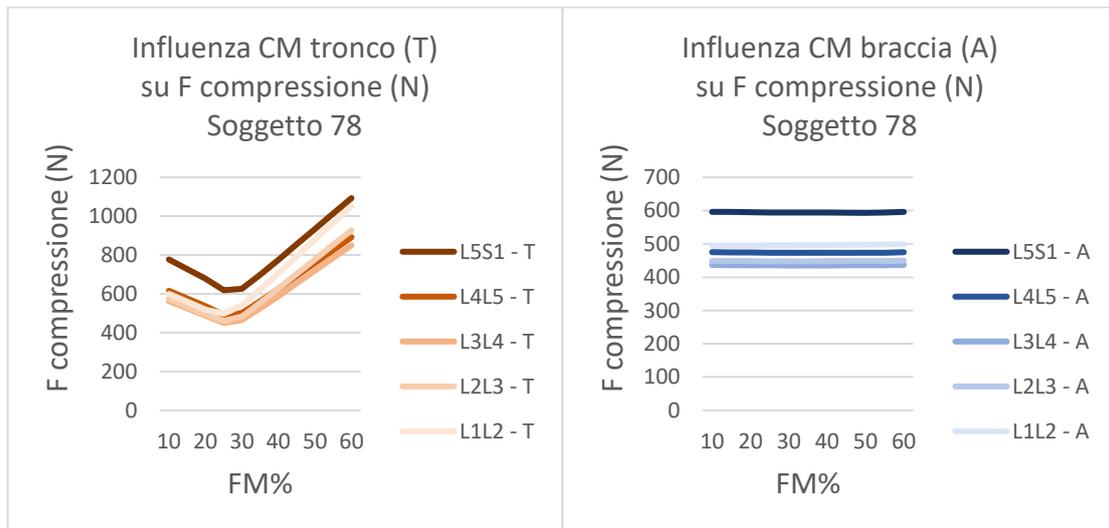


Figura 3.23: Andamento delle forze di compressione al variare della posizione del CM di tronco (T) e braccia (A) per il soggetto 78.

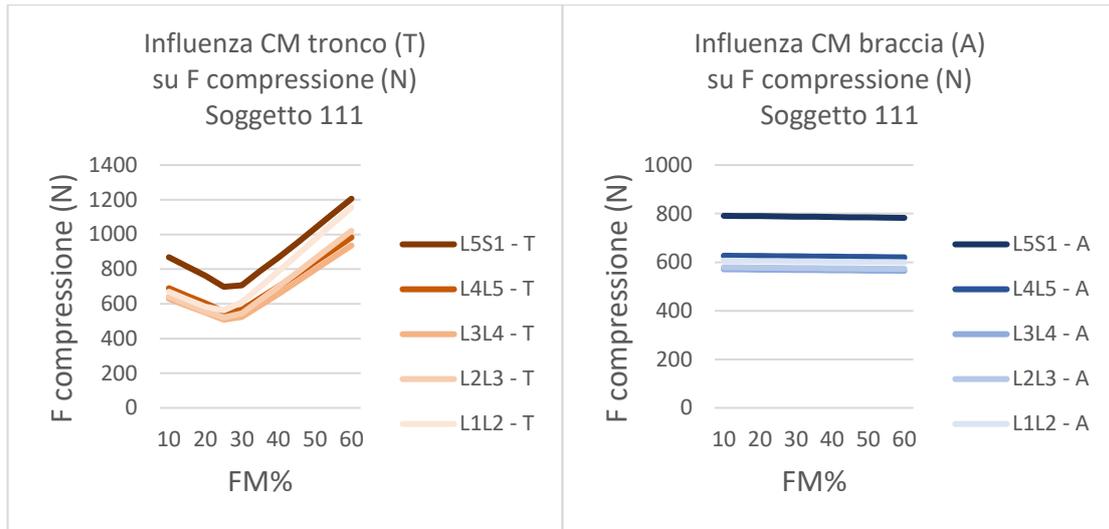


Figura 3.24: Andamento delle forze di compressione al variare della posizione del CM di tronco (T) e braccia (A) per il soggetto 111.

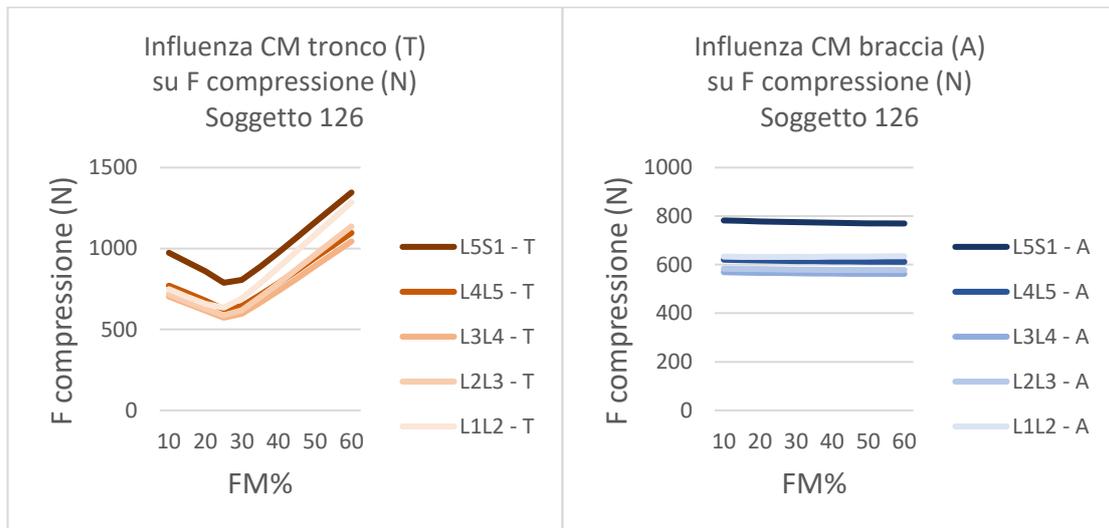


Figura 3.25: Andamento delle forze di compressione al variare della posizione del CM di tronco (T) e braccia (A) per il soggetto 126.

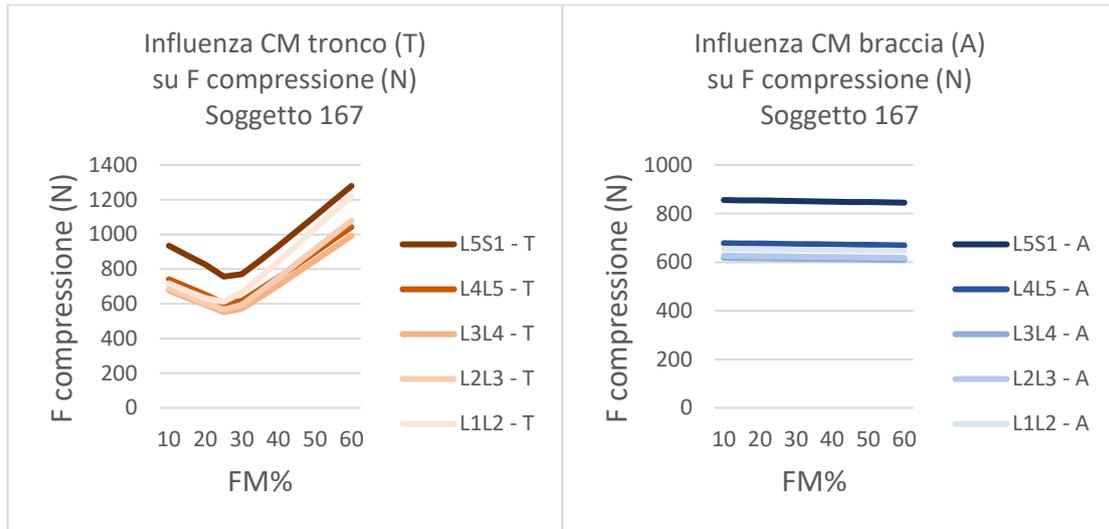


Figura 3.26: Andamento delle forze di compressione al variare della posizione del CM di tronco (T) e braccia (A) per il soggetto 167.

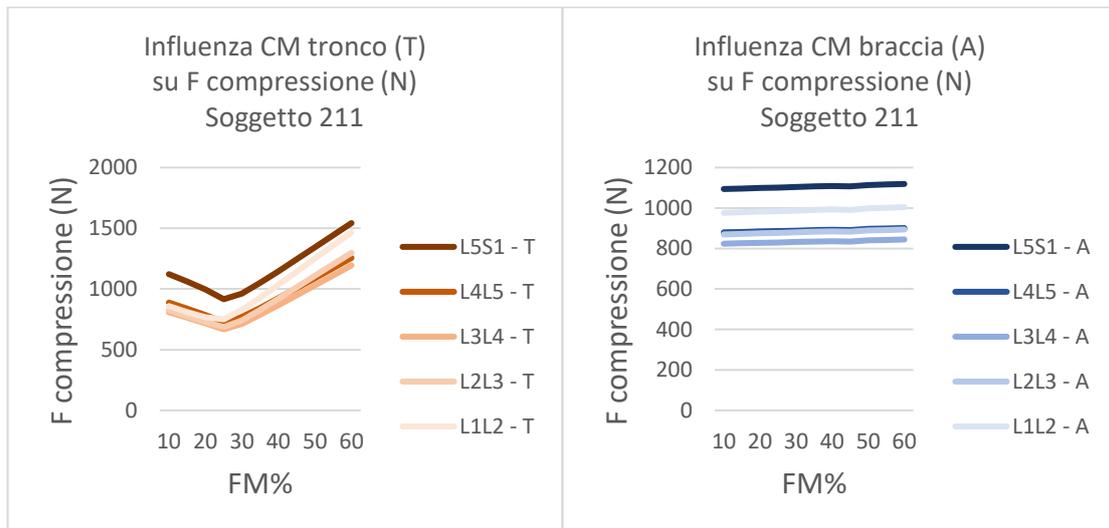


Figura 3.27: Andamento delle forze di compressione al variare della posizione del CM di tronco (T) e braccia (A) per il soggetto 211.

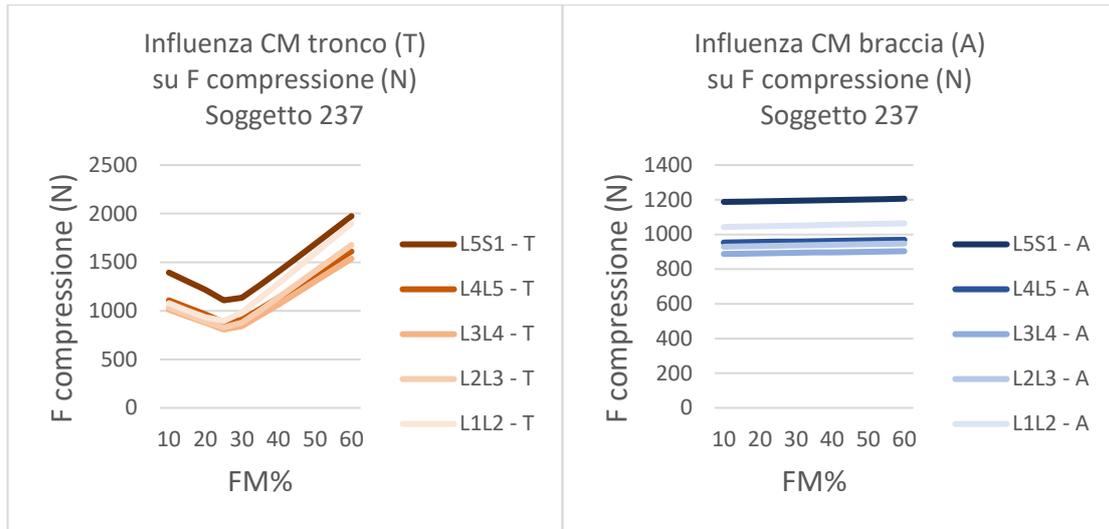


Figura 3.28: Andamento delle forze di compressione al variare della posizione del CM di tronco (T) e braccio (A) per il soggetto 237.

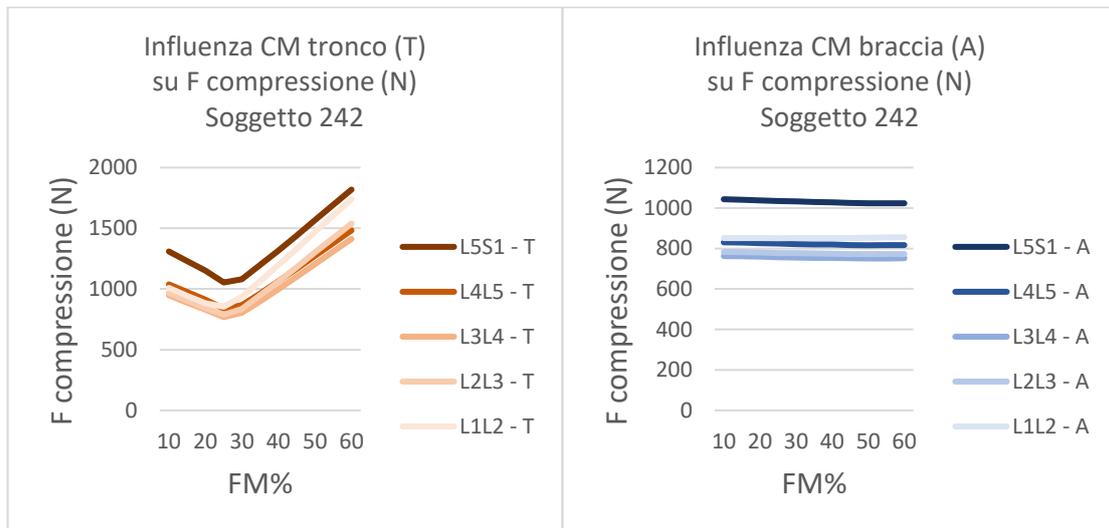


Figura 3.29: Andamento delle forze di compressione al variare della posizione del CM di tronco (T) e braccio (A) per il soggetto 242.

Dall'analisi dei grafici si evince come la modifica della posizione del CM delle braccia abbia una bassa influenza sulla stima del carico di compressione, dato che al variare della percentuale di massa grassa in tutto il range considerato le forze di compressione stimate restano circa costanti (Figure 3.20-3.29, grafici a destra). Al contrario, i carichi agenti sulle vertebre lombari sono maggiormente influenzati dalla variazione di posizione del CM del tronco, come si può osservare dalle curve nei grafici a sinistra (Figure 3.20-3.29).

Mentre le variazioni nei carichi lombari (mediate tra i livelli vertebrali) per le modifiche del centro di massa degli arti sono comprese tra 1 e 6 N, quelle del centro di massa del tronco si attestano tra 86 e 293 N, a conferma del maggiore effetto sui carichi di quest'ultimo. Si è osservato pertanto che lo spostamento del centro di massa degli arti superiori ha un'influenza molto ridotta sulla stima delle forze di compressione rispetto allo spostamento del centro di massa del tronco nel range di massa grassa percentuale considerato.

### **3.5 Valutazione della stima delle masse segmentali tramite letteratura**

Relativamente alla possibilità di sostituire le masse segmentali derivate dalla DXA con una stima in funzione del peso corporeo totale si riportano, per i 10 soggetti simulati (Tabelle 3.17-3.26), le forze di compressione (perpendicolari al piano della vertebra) determinate con il modello di Bruno e una stima delle corrispondenti pressioni intradiscali agenti sulle articolazioni vertebrali comprese tra L5 e S1 (Figure 3.30-3.39). Ove possibile è stato aggiunto anche un riferimento di letteratura derivante da un modello (per le forze) o da una misura *in vivo* (per le pressioni) avente BMI simile a quello del soggetto (Tabelle 3.17-3.26).

Si ricorda che il modello con masse segmentali stimate mediante la letteratura e posizioni dei centri di massa definite attraverso il modello del centro di massa ha dicitura "**sim#**", mentre quello con masse segmentali effettive derivate da DXA e posizioni dei centri di massa definite attraverso il modello del centro di massa è denominato "**s#**".

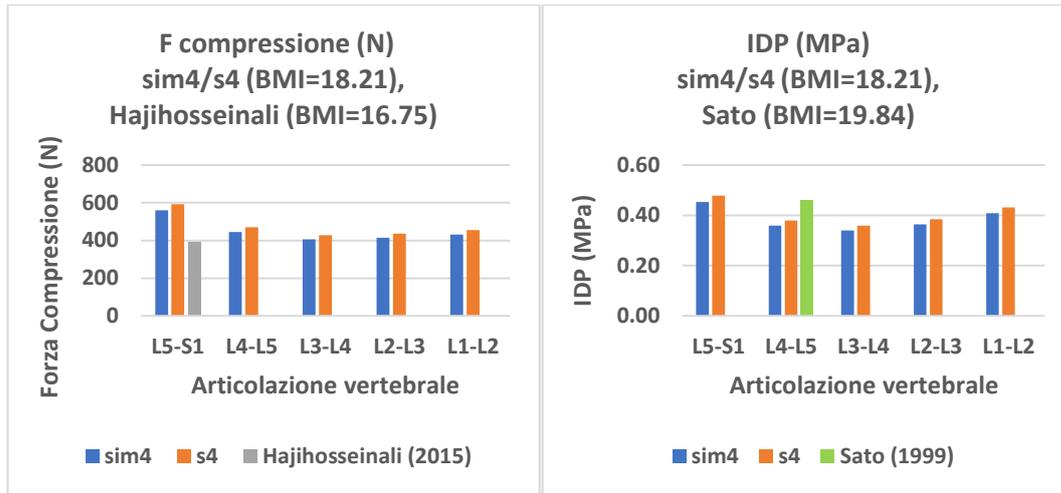


Figura 3.30: Forze di compressione (sinistra) e pressioni intradiscali (IDP, destra) per il soggetto 4, accompagnate dai valori di riferimento di Hajihosseinali et al. (2015)<sup>7</sup> e Sato et al. (1999)<sup>5</sup>.

Modello	Età	BW (kg)	BH (m)	BMI (kg/m <sup>2</sup> )	FM %	Massa della porzione superiore del corpo (kg)
Hajihosseinali (2015)	52	51	1.75	16.75	/	/
Sato (1999)	22	65	1.81	19.84	/	/
sim4	20	52	1.69	18.21	9.80	30.71
s4	20	52	1.69	18.21	9.80	33.31

Tabella 3.17: Parametri del soggetto 4, e riportati negli articoli di Hajihosseinali et al. (2015)<sup>7</sup>, Sato et al. (1999)<sup>5</sup>.

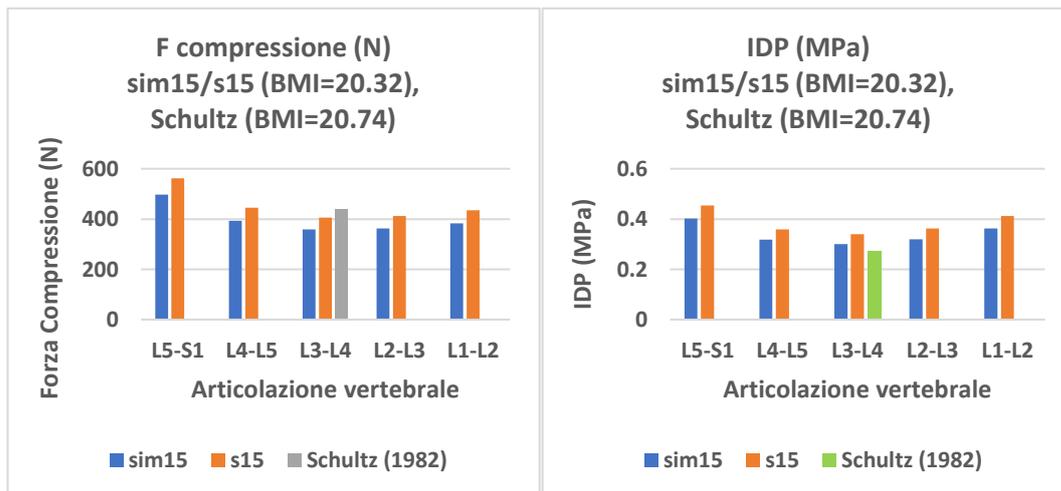


Figura 3.31: Forze di compressione (sinistra) e pressioni intradiscali (IDP, destra) per il soggetto 15, accompagnate dai valori di riferimento di Schultz et al. (1982)<sup>6</sup>.

<b>Modello</b>	<b>Età</b>	<b>BW (kg)</b>	<b>BH (m)</b>	<b>BMI (kg/m<sup>2</sup>)</b>	<b>FM %</b>	<b>Massa della porzione superiore del corpo (kg)</b>
<i>Schultz (1982)</i>	21.8	62.8	1.74	<b>20.74</b>	/	/
<i>sim15</i>	50	54	1.63	<b>20.32</b>	21.20	31.89
<i>s15</i>	50	54	1.63	<b>20.32</b>	21.20	36.58

Tabella 3.18: Parametri del soggetto 15, e riportati nell'articolo Schultz et al. (1982)<sup>6</sup>.

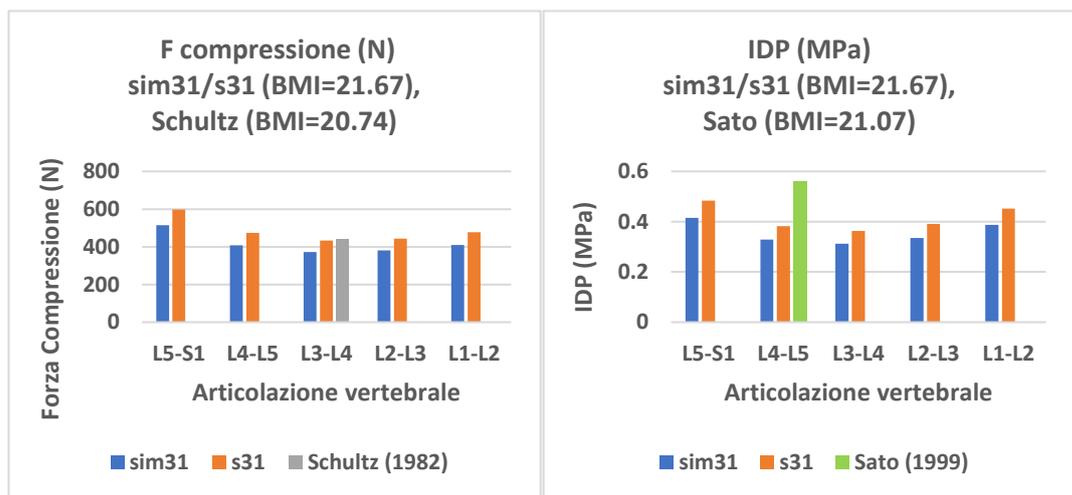


Figura 3.32: Forze di compressione (sinistra) e pressioni intradiscali (IDP, destra) per il soggetto 31, accompagnate dai valori di riferimento di Schultz et al. (1982)<sup>6</sup> e Sato et al. (1999)<sup>5</sup>.

<b>Modello</b>	<b>Età</b>	<b>BW (kg)</b>	<b>BH (m)</b>	<b>BMI (kg/m<sup>2</sup>)</b>	<b>FM %</b>	<b>Massa della porzione superiore del corpo (kg)</b>
<i>Schultz (1982)</i>	21.8	62.8	1.74	<b>20.74</b>	/	/
<i>Sato (1999)</i>	23	66	1.77	<b>21.07</b>	/	/
<i>sim31</i>	56	59	1.65	<b>21.67</b>	24.32	34.85
<i>s31</i>	56	59	1.65	<b>21.67</b>	24.32	40.86

Tabella 3.19: Parametri del soggetto 31, e riportati negli articoli di Schultz et al. (1982)<sup>6</sup>, Sato et al. (1999)<sup>5</sup>.

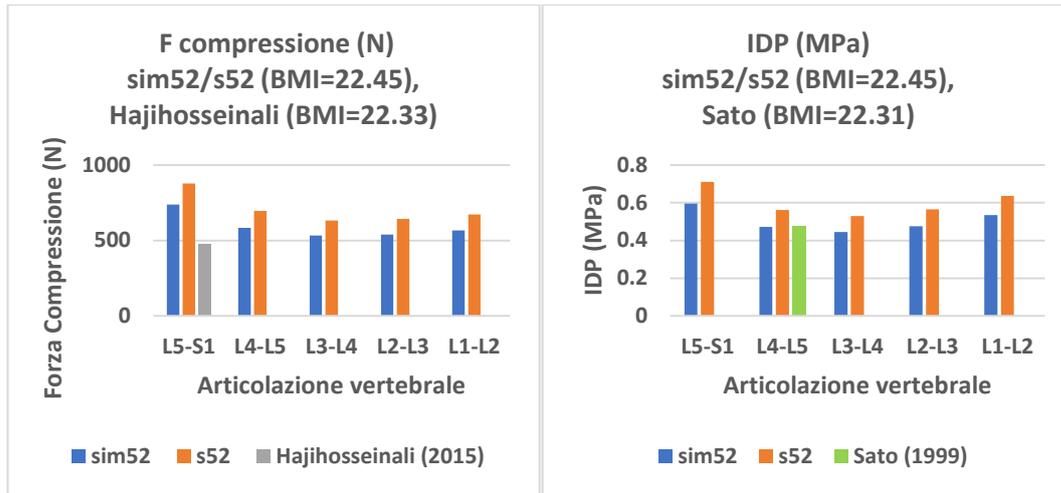


Figura 3.33: Forze di compressione (sinistra) e pressioni intradiscali (IDP, destra) per il soggetto 52, accompagnate dai valori di riferimento di Hajihosseinali et al. (2015)<sup>7</sup> e Sato et al. (1999)<sup>5</sup>.

<b>Modello</b>	<b>Età</b>	<b>BW (kg)</b>	<b>BH (m)</b>	<b>BMI (kg/m<sup>2</sup>)</b>	<b>FM %</b>	<b>Massa della porzione superiore del corpo (kg)</b>
<i>Hajihosseinali (2015)</i>	52	68	1.75	<b>22.33</b>	/	/
<i>Sato (1999)</i>	24	66	1.72	<b>22.31</b>	/	/
<i>sim52</i>	58	76	1.84	<b>22.45</b>	17.54	44.89
<i>s52</i>	58	76	1.84	<b>22.45</b>	17.54	53.28

Tabella 3.20: Parametri del soggetto 52, e riportati negli articoli di Hajihosseinali et al. (2015)<sup>7</sup> e Sato et al. (1999)<sup>5</sup>.

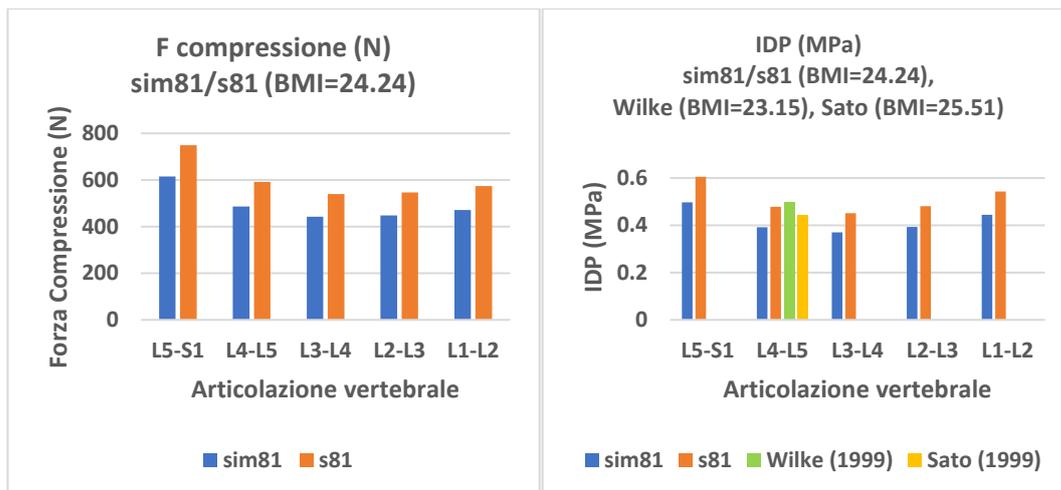


Figura 3.34: Forze di compressione (sinistra) e pressioni intradiscali (IDP, destra) per il soggetto 81, accompagnate dai valori di riferimento di Wilke et al. (1999)<sup>4</sup> e Sato et al. (1999)<sup>5</sup>.

<i>Modello</i>	Età	BW (kg)	BH (m)	BMI (kg/m <sup>2</sup> )	FM %	Massa della porzione superiore del corpo (kg)
<i>Wilke (1999)</i>	45	70	1.74	<b>23.15</b>	/	/
<i>Sato (1999)</i>	26	72	1.68	<b>25.51</b>	/	/
<i>sim81</i>	79	66	1.65	<b>24.24</b>	20.59	38.98
<i>s81</i>	79	66	1.65	<b>24.24</b>	20.59	47.65

Tabella 3.21: Parametri del soggetto 81, e riportati negli articoli di riferimento di Wilke et al. (1999)<sup>4</sup> e Sato et al. (1999)<sup>5</sup>.

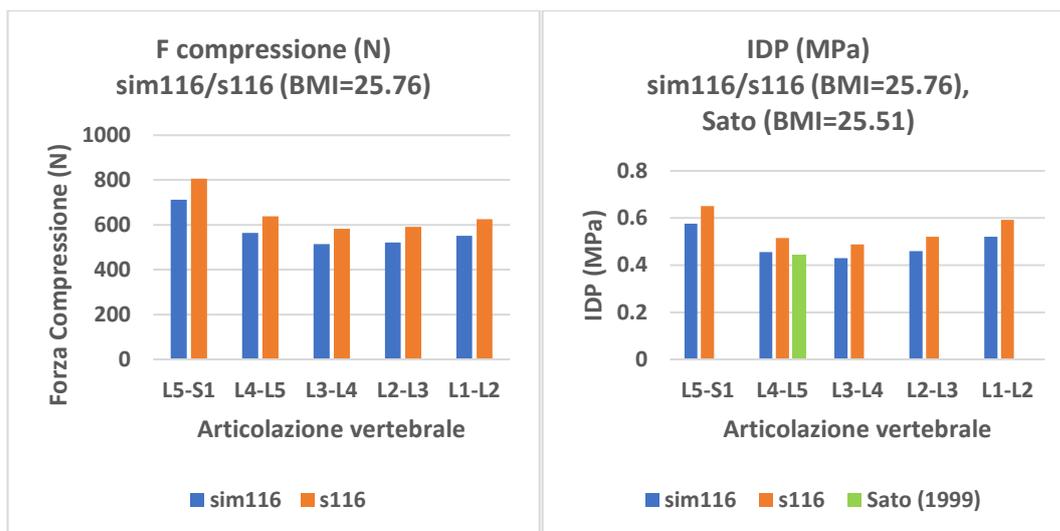


Figura 3.35: Forze di compressione (sinistra) e pressioni intradiscali (IDP, destra) per il soggetto 116, accompagnate dai valori di riferimento di Sato et al. (1999)<sup>5</sup>.

<i>Modello</i>	Età	BW (kg)	BH (m)	BMI (kg/m <sup>2</sup> )	FM %	Massa della porzione superiore del corpo (kg)
<i>Sato (1999)</i>	26	72	1.68	<b>25.51</b>	/	/
<i>sim116</i>	72	78	1.74	<b>25.76</b>	21.52	46.07
<i>s116</i>	72	78	1.74	<b>25.76</b>	21.52	52.59

Tabella 3.22: Parametri del soggetto 116, e riportati nell'articolo di riferimento di Sato et al. (1999)<sup>5</sup>.

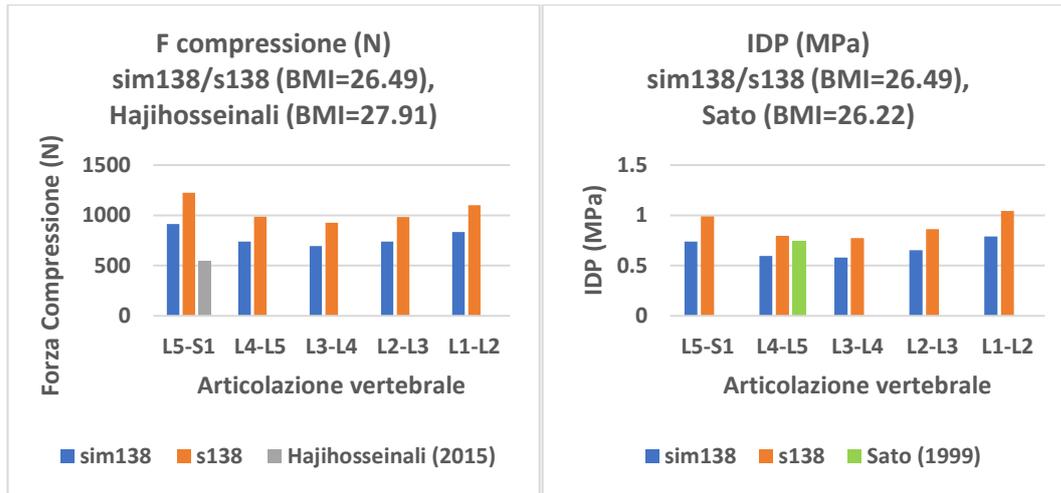


Figura 3.36: Forze di compressione (sinistra) e pressioni intradiscali (IDP, destra) per il soggetto 138, accompagnate dai valori di riferimento di Hajihosseinali et al. (2015)<sup>7</sup> e Sato et al. (1999)<sup>5</sup>.

<i>Modello</i>	Età	BW (kg)	BH (m)	BMI (kg/m <sup>2</sup> )	FM %	Massa della porzione superiore del corpo (kg)
<i>Hajihosseinali (2015)</i>	52	85	1.75	<b>27.91</b>	/	/
<i>Sato (1999)</i>	24	74	1.68	<b>26.22</b>	/	/
<i>sim138</i>	32	83	1.77	<b>26.49</b>	41.34	49.02
<i>s138</i>	32	83	1.77	<b>26.49</b>	41.34	66.36

Tabella 3.23: Parametri del soggetto 138, e riportati negli articoli di riferimento di Hajihosseinali et al. (2015)<sup>7</sup> e di Sato et al. (1999)<sup>5</sup>.

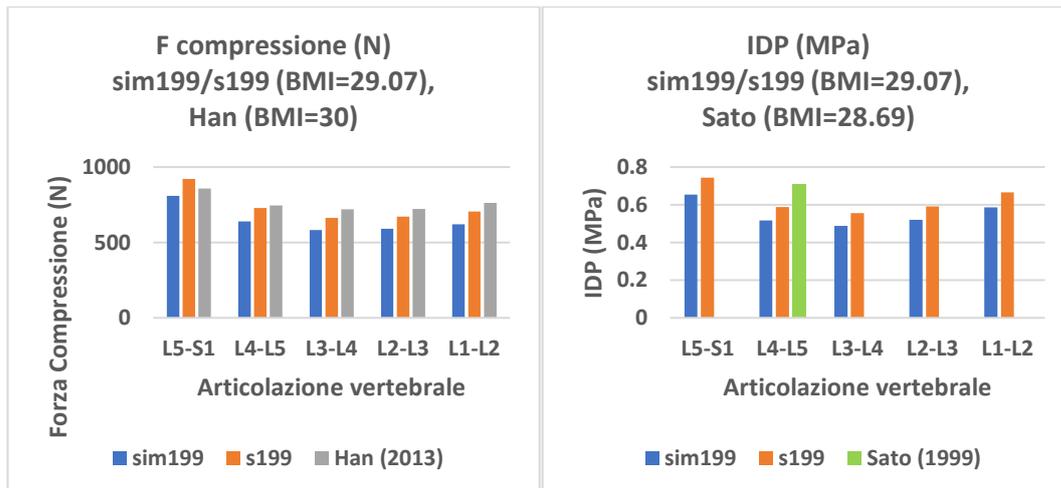


Figura 3.37: Forze di compressione (sinistra) e pressioni intradiscali (IDP, destra) per il soggetto 199, accompagnate dai valori di riferimento di Han et al. (2013)<sup>17</sup> e Sato et al. (1999)<sup>5</sup>.

<i>Modello</i>	Età	BW (kg)	BH (m)	BMI (kg/m <sup>2</sup> )	FM %	Massa della porzione superiore del corpo (kg)
<i>Han (2013)</i>	/	120	2	<b>30</b>	/	/
<i>Sato (1999)</i>	24	94	1.81	<b>28.69</b>	/	/
<i>sim199</i>	61	86	1.72	<b>29.07</b>	19.65	50.79
<i>s199</i>	61	86	1.72	<b>29.07</b>	19.65	58.17

Tabella 3.24: Parametri del soggetto 199, e riportati negli articoli di riferimento di Han et al. (2013)<sup>17</sup> e Sato et al. (1999)<sup>5</sup>.

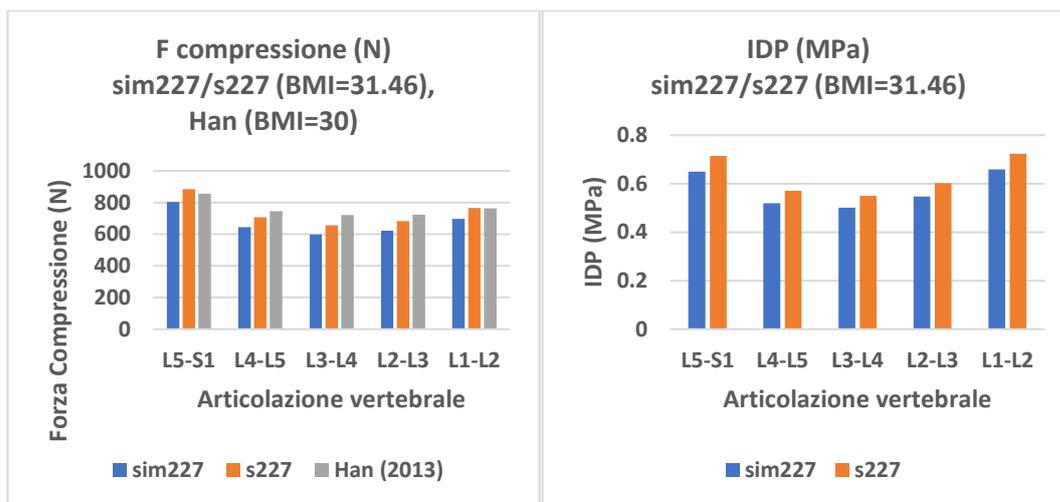


Figura 3.38: Forze di compressione (sinistra) e pressioni intradiscali (IDP, destra) per il soggetto 227, accompagnate dai valori di riferimento di Han et al. (2013)<sup>17</sup>.

<i>Modello</i>	Età	BW (kg)	BH (m)	BMI (kg/m <sup>2</sup> )	FM %	Massa della porzione superiore del corpo (kg)
<i>Han (2013)</i>	/	120	2	<b>30</b>	/	/
<i>sim227</i>	53	92	1.71	<b>31.46</b>	30.51	54.34
<i>s227</i>	53	92	1.71	<b>31.46</b>	30.51	59.52

Tabella 3.25: Parametri del soggetto 227, e riportati nell'articolo di riferimento di Han et al. (2013)<sup>17</sup>.

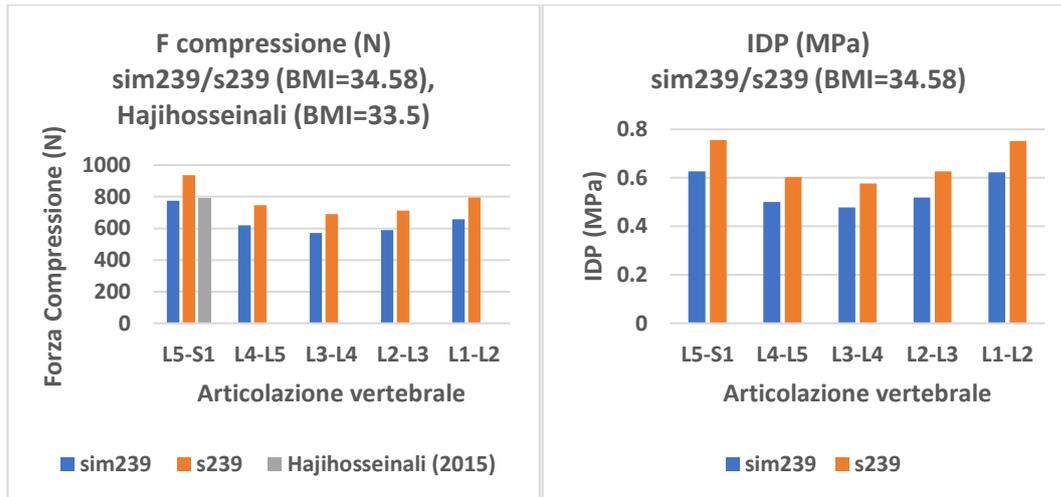


Figura 3.39: Forze di compressione (sinistra) e pressioni intradiscali (IDP, destra) per il soggetto 239, accompagnate dai valori di riferimento di Hajihosseinali et al. (2015)<sup>7</sup>.

Modello	Età	BW (kg)	BH (m)	BMI (kg/m <sup>2</sup> )	FM %	Massa della porzione superiore del corpo (kg)
Hajihosseinali (2015)	52	102	1.75	33.50	/	/
sim239	70	93	1.64	34.58	28.12	54.93
s239	70	93	1.64	34.58	28.12	65.72

Tabella 3.26: Parametri del soggetto 239, e riportati negli articoli di riferimento di Hajihosseinali et al. (2015)<sup>7</sup>.

Nelle tabelle contenenti i parametri dei modelli simulati si può osservare come, in tutti i casi considerati, la massa stimata mediante letteratura (relativa a **sim#**) sia inferiore rispetto alla massa del soggetto derivata da DXA (relativa a **s#**). Questo scostamento potrebbe essere causato dal fatto che i soggetti considerati da de Leva (1996)<sup>46</sup> siano atleti del college con età media di 24 anni. È pertanto verosimile che si possano trovare delle differenze tra la letteratura e i soggetti del dataset, legate anche al diverso contenuto di massa grassa tra l'uomo medio e quello di soggetti molto allenati quali gli atleti considerati nello studio.

La carenza di massa "stimata" riscontrata si traduce conseguentemente in forze di compressione inferiori rispetto a quelle ottenute inserendo le masse dei soggetti derivate da DXA. In ogni caso si può osservare che la variazione percentuale della forza di compressione tra "sim#" e "s#" si mantiene omogenea su tutti i livelli vertebrali.

Calcolando la variazione percentuale media per ogni confronto  $sim\#/s\#$  effettuato, si osserva che questa varia tra 5.33% (per  $sim4/s4$ ) e 24.89% (per  $sim138/s138$ ). Il confronto  $sim138/s138$ , in cui si ottiene la variazione massima, è relativo a un soggetto avente massa grassa percentuale superiore a tutti gli individui simulati e pari al 41.34%. Si può quindi notare come, in alcuni casi, il calcolo delle masse segmentali tramite letteratura porti a forze di compressione simili a quelle ottenute con i dati derivati da DXA, mentre in altri, quando i soggetti presentano una massa della porzione superiore del corpo che si discosta da quella di letteratura, le differenze diventino più rilevanti.

Confrontando le forze di compressione ottenute su OpenSim con i valori riportati in letteratura non si osserva un trend univoco:

- in alcuni casi si ottengono sia per “sim” sia per “s” forze maggiori rispetto a quelle determinate da altri studi per BMI vicini (Figura 3.30, Figura 3.33 e Figura 3.36);
- in altri casi si ottengono forze inferiori con entrambi i modelli (Figura 3.31 e Figura 3.32);
- in altri ancora si osservano relazioni diverse a seconda del livello vertebrale considerato (Figura 3.37, Figura 3.38 e Figura 3.39).

Nel complesso i valori ottenuti con le simulazioni si avvicinano a quelli riportati dagli altri studi, sebbene siano comunque presenti delle simulazioni in cui la variazione rispetto ai riferimenti di letteratura con BMI prossimo raggiunge anche il 40% (Figura 3.36). Così come nella scelta del modello, le differenze riscontrate rispetto ai riferimenti di letteratura potrebbero essere influenzate dalla diversa origine dei modelli le cui stime sono state poste a confronto e dal fatto che le associazioni di studi per i confronti si basino unicamente sulla prossimità tra BMI considerati, mentre si è visto che questo parametro non riesce a caratterizzare appieno la composizione corporea dei soggetti. Oltretutto, a causa della limitatezza di studi disponibili per il confronto, in alcuni casi la differenza tra il BMI del soggetto del dataset e quello del riferimento ad esso associato era pari a 1.46, per cui occorre considerare anche questa diversità nell’interpretazione dei risultati ottenuti.

Anche per quel che riguarda le pressioni intradiscali si osserva che, in tutti i confronti, le IDP calcolate dai modelli con massa stimata sono inferiori a quelle relative ai modelli con le masse DXA. Ponendo a confronto i risultati derivati da OpenSim e i riferimenti di letteratura, si osserva una variabilità analoga a quella riscontrata nel caso delle forze, per cui a volte le stime sono più elevate rispetto al valore del riferimento associato, mentre in altri casi sono più basse. In generale, però, i valori di IDP calcolati a seguito delle simulazioni rientrano nel range di valori in cui si collocano i riferimenti di letteratura, e la variabilità che in alcuni casi si riscontra per BMI simili potrebbe essere dovuta alle differenze di composizione corporea che esistono tra i soggetti, dato che le IDP rilevate *in vivo* coinvolgono un numero molto limitato di soggetti a causa dell'invasività della procedura.

### **3.6 Simulazioni di soggetti con diversa %FM**

Si riportano i risultati delle simulazioni volte a confrontare le stime delle forze di compressione agenti sulle articolazioni vertebrali comprese tra L1 e S1 per le coppie di soggetti selezionate aventi BMI equivalente ma diversa percentuale di massa grassa totale. Poiché alcune coppie presentavano un soggetto in comune, dopo aver verificato che le differenze tra i BMI dei tre soggetti rimanessero inferiori alla soglia di equivalenza ipotizzata, si è proceduto al loro accorpamento in un unico gruppo, così da agevolare l'interpretazione dei risultati e compattare le rappresentazioni grafiche. Il numero totale di gruppi si è così ridotto a quattordici.

A seguire si possono trovare i grafici di confronto tra i soggetti dei quattordici gruppi realizzati, sia relativi alle forze di compressione (perpendicolari al piano della vertebra) sia relativi alle stime di pressione intradiscali (Figure 3.40-3.53). Si riportano anche le tabelle contenenti le caratteristiche principali dei soggetti modellati, quali età, peso corporeo, altezza, BMI, massa grassa percentuale e massa della porzione superiore del corpo (Tabelle 3.27-3.40).

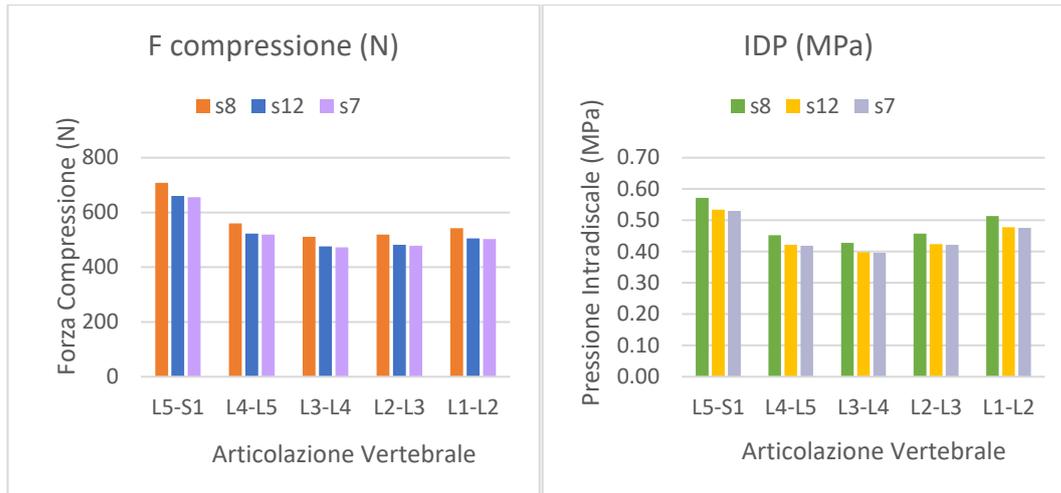


Figura 3.40: Forze di compressione (N) e pressioni intradiscali (MPa) per i soggetti (s) con BMI equivalente e diversa %FM (da sinistra verso destra si ha %FM crescente).

<b>Modello</b>	<b>Età</b>	<b>BW (kg)</b>	<b>BH (m)</b>	<b>BMI (kg/m<sup>2</sup>)</b>	<b>FM %</b>	<b>Massa della porzione superiore del corpo (kg)</b>
s8	38	59	1.74	19.49	14.00	41.99
s12	65	52	1.63	19.57	19.56	41.54
s7	52	58	1.74	19.16	20.33	41.89

Tabella 3.27: Parametri dei soggetti di Figura 3.40.

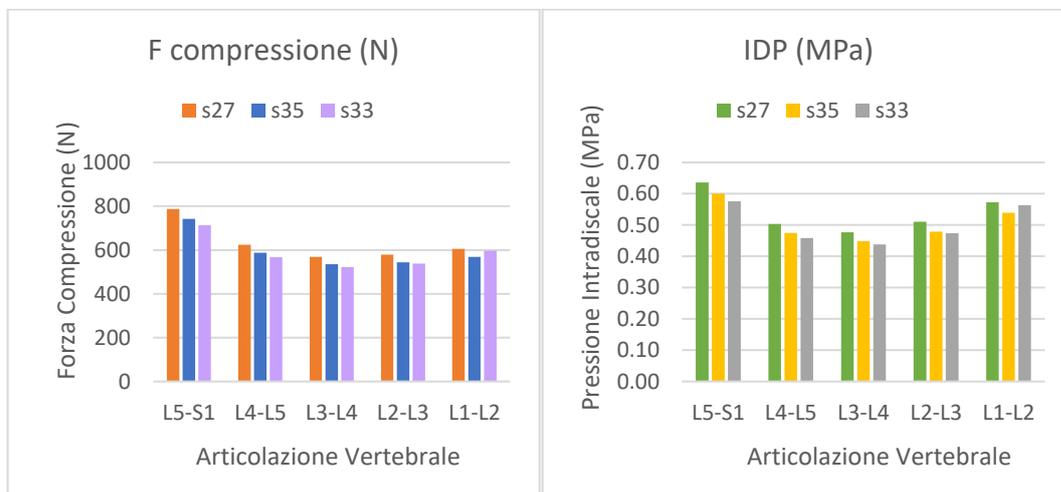


Figura 3.41: Forze di compressione (N) e pressioni intradiscali (MPa) per i soggetti (s) con BMI equivalente e diversa %FM (da sinistra verso destra si ha %FM crescente).

<b>Modello</b>	<b>Età</b>	<b>BW (kg)</b>	<b>BH (m)</b>	<b>BMI (kg/m<sup>2</sup>)</b>	<b>FM %</b>	<b>Massa della porzione superiore del corpo (kg)</b>
s27	56	68	1.79	21.22	10.38	44.00
s35	41	65	1.73	21.72	14.91	43.98
s33	60	68	1.77	21.71	21.32	49.14

Tabella 3.28: Parametri dei soggetti di Figura 3.41.

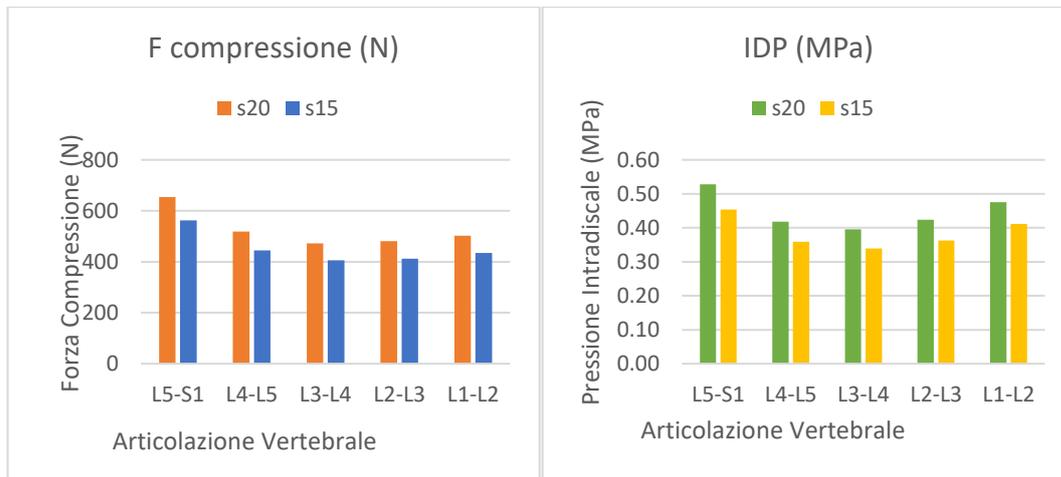


Figura 3.42: Forze di compressione (N) e pressioni intradiscali (MPa) per i soggetti (s) con BMI equivalente e diversa %FM (da sinistra verso destra si ha %FM crescente).

<b>Modello</b>	<b>Età</b>	<b>BW (kg)</b>	<b>BH (m)</b>	<b>BMI (kg/m<sup>2</sup>)</b>	<b>FM %</b>	<b>Massa della porzione superiore del corpo (kg)</b>
s20	45	60	1.7	20.76	12.09	37.43
s15	50	54	1.63	20.32	21.20	36.58

Tabella 3.29: Parametri dei soggetti di Figura 3.42.

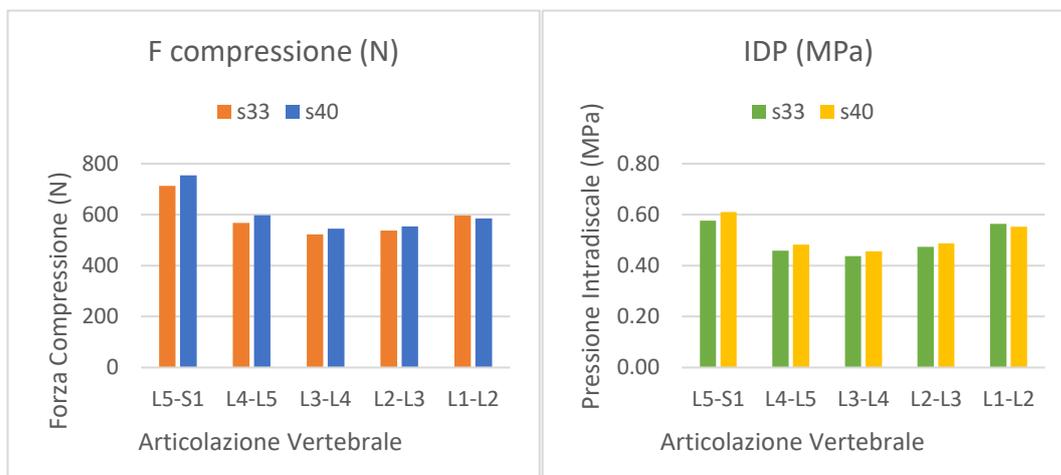


Figura 3.43: Forze di compressione (N) e pressioni intradiscali (MPa) per i soggetti (s) con BMI equivalente e diversa %FM (da sinistra verso destra si ha %FM crescente).

<b>Modello</b>	<b>Età</b>	<b>BW (kg)</b>	<b>BH (m)</b>	<b>BMI (kg/m<sup>2</sup>)</b>	<b>FM %</b>	<b>Massa della porzione superiore del corpo (kg)</b>
s33	60	68	1.77	21.71	21.32	49.14
s40	65	63	1.7	21.80	27.01	50.87

Tabella 3.30: Parametri dei soggetti di Figura 3.43.

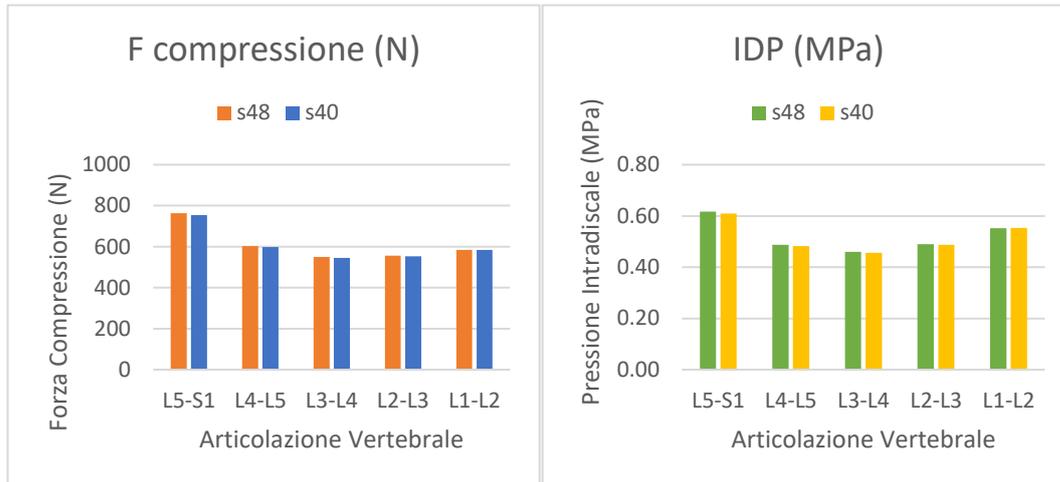


Figura 3.44: Forze di compressione (N) e pressioni intradiscali (MPa) per i soggetti (s) con BMI equivalente e diversa %FM (da sinistra verso destra si ha %FM crescente).

<b>Modello</b>	<b>Età</b>	<b>BW (kg)</b>	<b>BH (m)</b>	<b>BMI (kg/m<sup>2</sup>)</b>	<b>FM %</b>	<b>Massa della porzione superiore del corpo (kg)</b>
s48	35	67	1.74	22.13	19.69	48.43
s40	65	63	1.7	21.80	27.01	50.87

Tabella 3.31: Parametri dei soggetti di Figura 3.44.

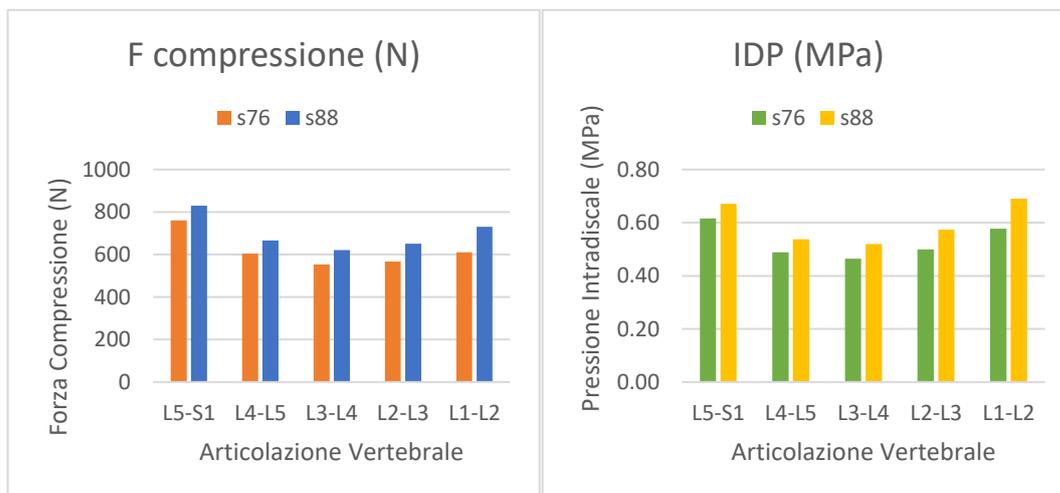


Figura 3.45: Forze di compressione (N) e pressioni intradiscali (MPa) per i soggetti (s) con BMI equivalente e diversa %FM (da sinistra verso destra si ha %FM crescente).

<b>Modello</b>	<b>Età</b>	<b>BW (kg)</b>	<b>BH (m)</b>	<b>BMI (kg/m<sup>2</sup>)</b>	<b>FM %</b>	<b>Massa della porzione superiore del corpo (kg)</b>
s76	79	71	1.72	24.00	24.54	52.40
s88	58	75	1.75	24.49	33.61	52.47

Tabella 3.32: Parametri dei soggetti di Figura 3.45.

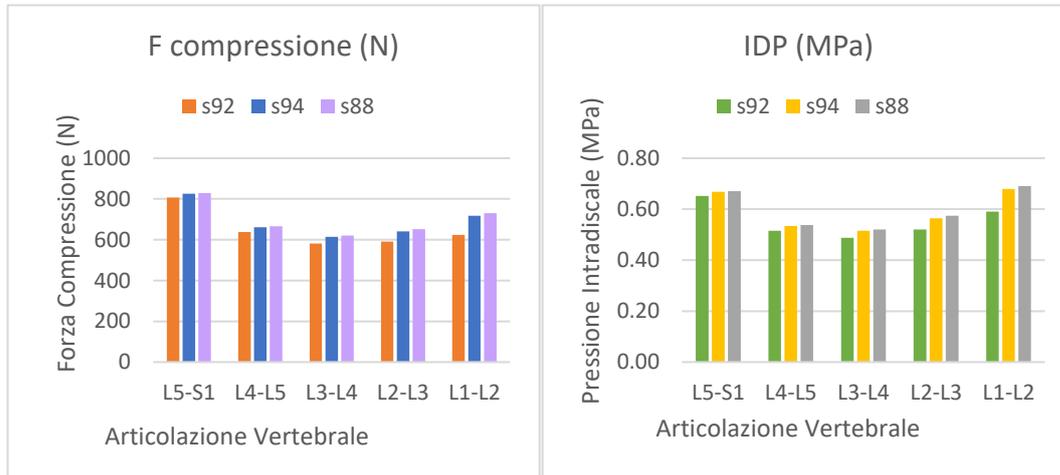


Figura 3.46: Forze di compressione (N) e pressioni intradiscali (MPa) per i soggetti (s) con BMI equivalente e diversa %FM (da sinistra verso destra si ha %FM crescente).

<b>Modello</b>	<b>Età</b>	<b>BW (kg)</b>	<b>BH (m)</b>	<b>BMI (kg/m<sup>2</sup>)</b>	<b>FM %</b>	<b>Massa della porzione superiore del corpo (kg)</b>
s92	28	70	1.68	24.80	21.13	52.46
s94	57	70	1.68	24.80	31.42	54.51
s88	58	75	1.75	24.49	33.61	52.47

Tabella 3.33: Parametri dei soggetti di Figura 3.46.

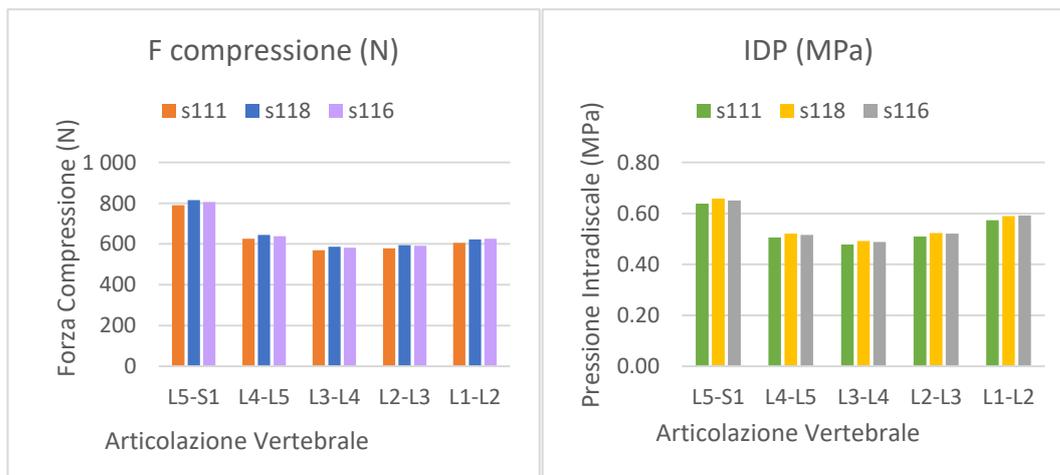


Figura 3.47: Forze di compressione (N) e pressioni intradiscali (MPa) per i soggetti (s) con BMI equivalente e diversa %FM (da sinistra verso destra si ha %FM crescente).

<b>Modello</b>	<b>Età</b>	<b>BW (kg)</b>	<b>BH (m)</b>	<b>BMI (kg/m<sup>2</sup>)</b>	<b>FM %</b>	<b>Massa della porzione superiore del corpo (kg)</b>
s111	45	76	1.73	25.39	17.42	48.40
s118	59	72	1.67	25.82	18.48	50.65
s116	72	78	1.74	25.76	21.52	52.59

Tabella 3.34: Parametri dei soggetti di Figura 3.47.

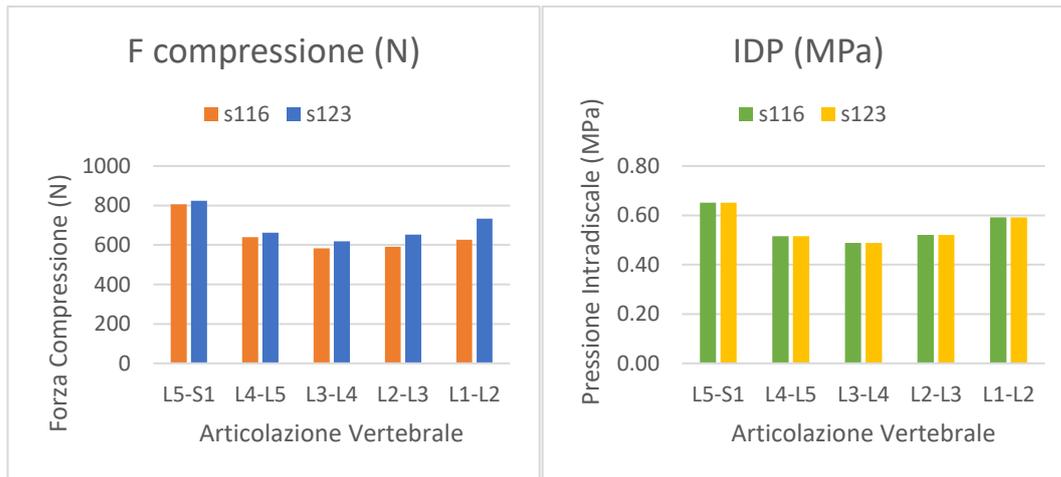


Figura 3.48: Forze di compressione (N) e pressioni intradiscali (MPa) per i soggetti (s) con BMI equivalente e diversa %FM (da sinistra verso destra si ha %FM crescente).

<b>Modello</b>	<b>Età</b>	<b>BW (kg)</b>	<b>BH (m)</b>	<b>BMI (kg/m<sup>2</sup>)</b>	<b>FM %</b>	<b>Massa della porzione superiore del corpo (kg)</b>
s116	72	78	1.74	25.76	21.52	52.59
s123	45	69	1.63	25.97	35.47	49.90

Tabella 3.35: Parametri dei soggetti di Figura 3.48.

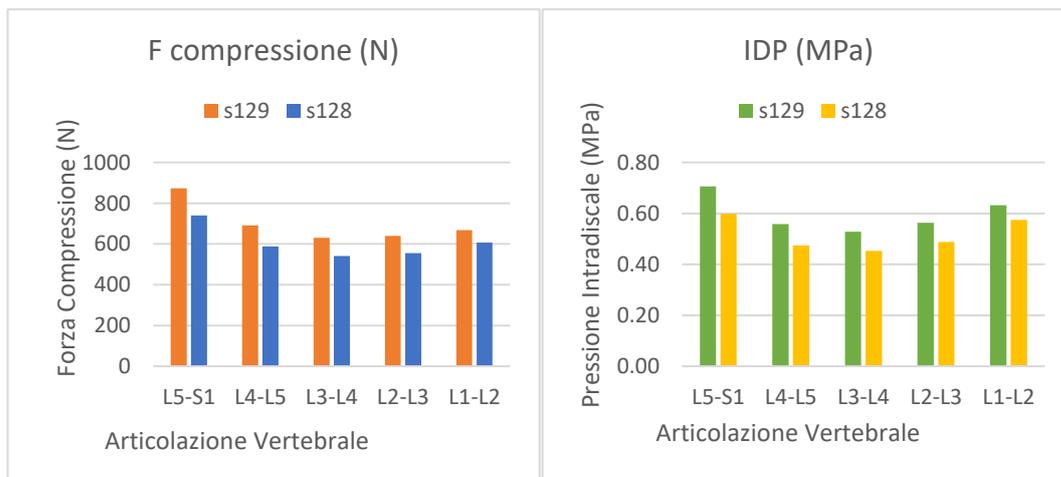


Figura 3.49: Forze di compressione (N) e pressioni intradiscali (MPa) per i soggetti (s) con BMI equivalente e diversa %FM (da sinistra verso destra si ha %FM crescente).

<b>Modello</b>	<b>Età</b>	<b>BW (kg)</b>	<b>BH (m)</b>	<b>BMI (kg/m<sup>2</sup>)</b>	<b>FM %</b>	<b>Massa della porzione superiore del corpo (kg)</b>
s129	66	80	1.75	26.12	15.81	52.83
s128	72	71	1.65	26.08	25.88	52.49

Tabella 3.36: Parametri dei soggetti di Figura 3.49.

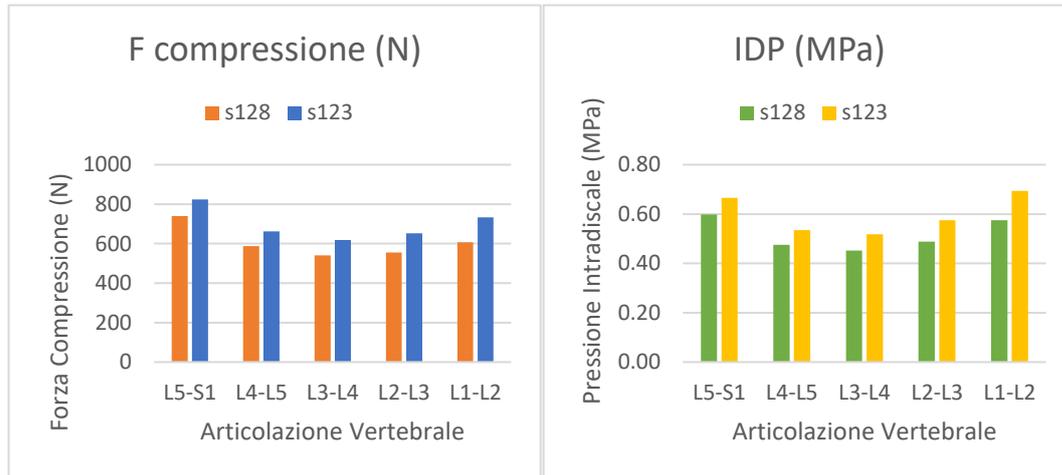


Figura 3.50: Forze di compressione (N) e pressioni intradiscali (MPa) per i soggetti (s) con BMI equivalente e diversa %FM (da sinistra verso destra si ha %FM crescente).

<b>Modello</b>	<b>Età</b>	<b>BW (kg)</b>	<b>BH (m)</b>	<b>BMI (kg/m<sup>2</sup>)</b>	<b>FM %</b>	<b>Massa della porzione superiore del corpo (kg)</b>
s128	72	71	1.65	26.08	25.88	52.49
s123	45	69	1.63	25.97	35.47	49.90

Tabella 3.37: Parametri dei soggetti di Figura 3.50.

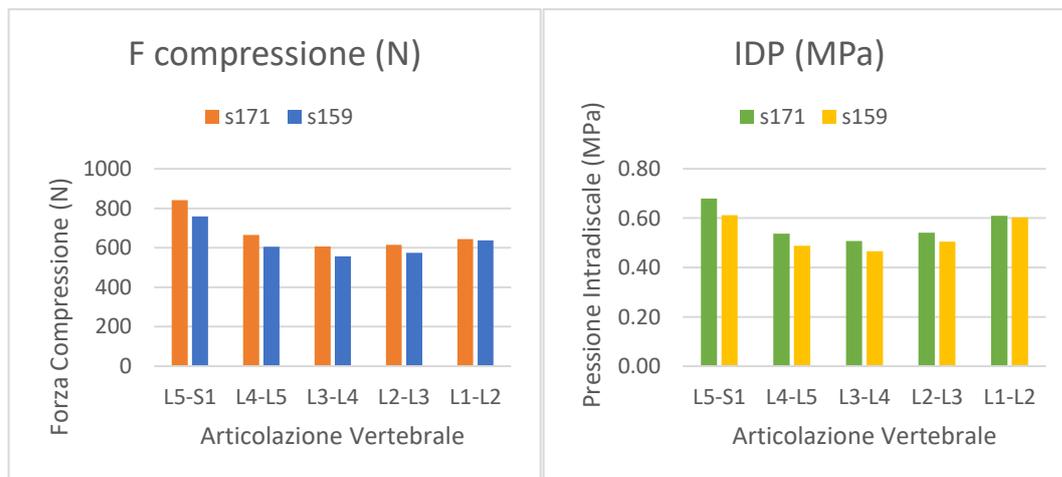


Figura 3.51: Forze di compressione (N) e pressioni intradiscali (MPa) per i soggetti (s) con BMI equivalente e diversa %FM (da sinistra verso destra si ha %FM crescente).

<b>Modello</b>	<b>Età</b>	<b>BW (kg)</b>	<b>BH (m)</b>	<b>BMI (kg/m<sup>2</sup>)</b>	<b>FM %</b>	<b>Massa della porzione superiore del corpo (kg)</b>
s171	58	80	1.7	27.68	18.94	52.73
s159	62	79	1.7	27.34	27.31	54.15

Tabella 3.38: Parametri dei soggetti di Figura 3.51.

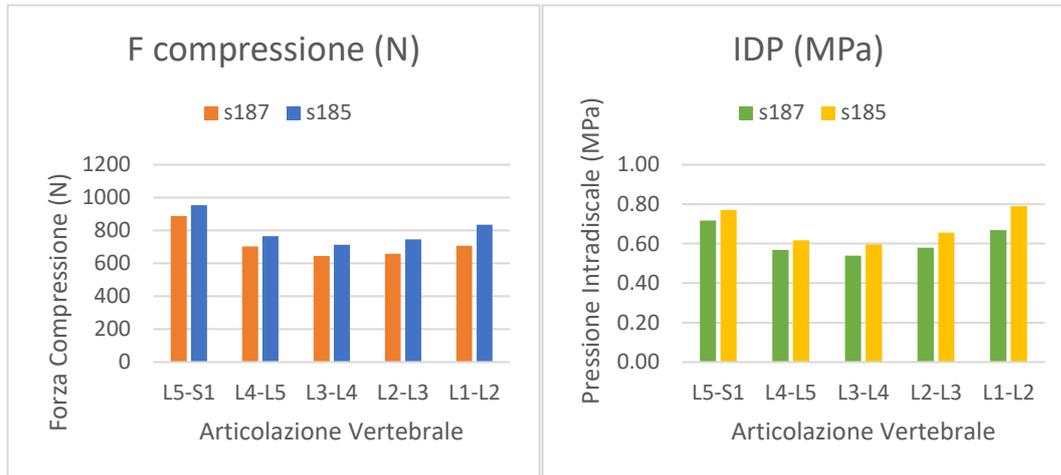


Figura 3.52: Forze di compressione (N) e pressioni intradiscali (MPa) per i soggetti (s) con BMI equivalente e diversa %FM (da sinistra verso destra si ha %FM crescente).

<b>Modello</b>	<b>Età</b>	<b>BW (kg)</b>	<b>BH (m)</b>	<b>BMI (kg/m<sup>2</sup>)</b>	<b>FM %</b>	<b>Massa della porzione superiore del corpo (kg)</b>
s187	60	83	1.72	28.06	24.08	60.40
s185	52	70	1.58	28.04	32.48	61.38

Tabella 3.39: Parametri dei soggetti di Figura 3.52.

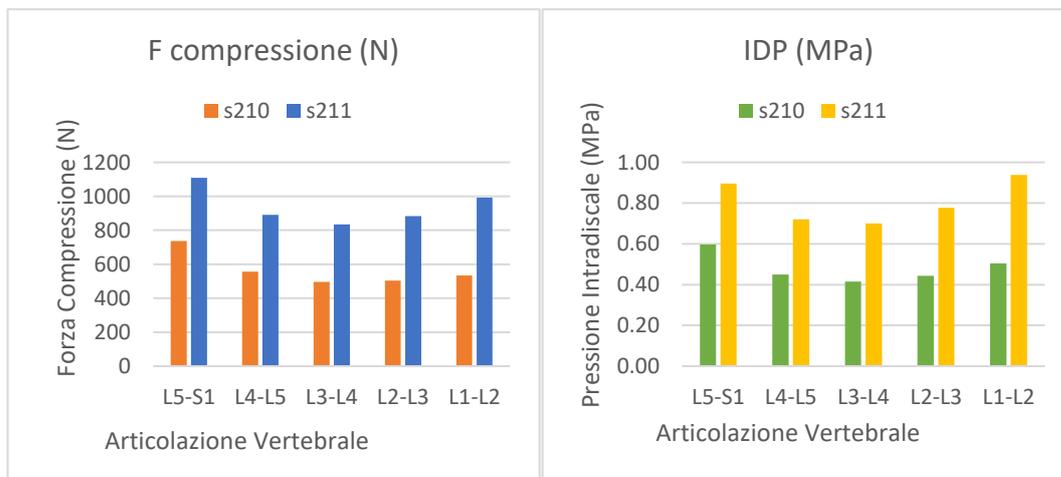


Figura 3.53: Forze di compressione (N) e pressioni intradiscali (MPa) per i soggetti (s) con BMI equivalente e diversa %FM (da sinistra verso destra si ha %FM crescente).

<i>Modello</i>	<i>Età</i>	<b>BW</b> (kg)	<b>BH</b> (m)	<b>BMI</b> (kg/m <sup>2</sup> )	<b>FM %</b>	<b>Massa della porzione superiore del corpo (kg)</b>
s210	52	94	1.78	29.67	22.00	63.07
s211	32	93	1.77	29.68	38.02	64.74

Tabella 3.40: Parametri dei soggetti di Figura 3.53.

Dall'osservazione degli andamenti delle forze di compressione riportati nei grafici non è possibile riscontrare un trend univoco nelle stime. In alcuni casi, infatti, i soggetti con percentuale di massa grassa superiore sono sottoposti a carichi superiori, mentre in altri avviene il contrario. Alcuni esempi di quest'ultimo caso sono i soggetti di Figura 3.41, Figura 3.42 o di Figura 3.49 in cui, ad eccezione dei soggetti di Figura 3.49, si ha che i soggetti sottoposti ai carichi maggiori presentano anche massa della porzione superiore del corpo maggiore. Sebbene il contributo del peso corporeo sia stato infatti ridotto controllando le differenze di massa tra soggetti, questo potrebbe ancora essere presente, seppur in minima parte. Un altro fattore che potrebbe influire sulla stima elaborata con il modello è la distribuzione della massa della porzione superiore del corpo, essendo suddivisa diversamente tra i segmenti dei vari soggetti.

I gruppi in cui si osserva che i soggetti con %FM maggiore riportano i carichi di compressione più elevati, sono invece relativi ai maggiori BMI considerati, e alcuni esempi sono i soggetti di Figura 3.50, Figura 3.52 e Figura 3.53. In quest'ultimo caso, in cui i soggetti hanno BMI compreso tra 29.67  $kg/m^2$  e 29.68  $kg/m^2$ , si osservano le differenze maggiori tra un soggetto e l'altro. In particolare, lo scostamento assoluto tra le forze di compressione stimate, mediato tra i livelli vertebrali, è pari a 377 N. Si è inoltre in presenza delle maggiori percentuali di massa grassa tra quelle esaminate, che in questo gruppo specifico corrispondono al 22% per il soggetto 210 e al 38.02% per il soggetto 211.

Le considerazioni appena fatte sono valide anche per le pressioni intradiscali, che sono state stimate a partire dai valori di forza di compressione utilizzando le aree delle sezioni trasversali vertebrali già adottate nelle simulazioni precedenti<sup>61,63</sup>.

I risultati riportati, seppur parziali, mostrano che la composizione corporea specifiche e la distribuzione di massa grassa di ogni soggetto influiscono sulla stima dei carichi di compressione lombari. Sebbene non sia stato possibile validare i risultati ottenuti, questo studio preliminare sostiene la necessità di ulteriori indagini e può costituire la base di partenza per ulteriori analisi.

## Capitolo 4

# CONCLUSIONI E SVILUPPI FUTURI

Negli anni sono stati realizzati numerosi studi con l'obiettivo di stimare i carichi agenti sulle vertebre, principalmente mediante misure in vivo di pressione intradiscale (IDP) e modelli computazionali. Tuttavia, la maggior parte di essi è limitata all'analisi di soggetti normopeso. Di recente sono state eseguite nuove analisi mediante modelli soggetto-specifici di individui sovrappeso o obesi, il cui uso, tuttavia, è limitato dalla necessità di avere un'elevata quantità di dati a disposizione.

Pertanto, la presente tesi mirava alla realizzazione di un modello per la stima dei carichi lombari che tenesse conto delle differenze di composizione e distribuzione di massa nella parte superiore del corpo, riducendo il numero di dati e parametri necessari per l'implementazione del modello. Come target di applicazione sono stati considerati individui con BMI compreso tra  $15 \text{ kg/m}^2$  e  $40 \text{ kg/m}^2$ , così da includere soggetti sottopeso, normopeso e obesi.

A partire dai risultati ottenuti da Pryce and Kriellaars (2014) è stato realizzato un modello del centro di massa grazie al quale è stato possibile variare il posizionamento dei centri di massa dei segmenti della porzione superiore del corpo in funzione della percentuale di massa grassa globale di ogni soggetto.

Queste informazioni sono state inserite all'interno di due modelli su OpenSim (Senteler et al., 2016; Bruno et al., 2015), che sono stati successivamente messi a confronto, sia tra loro sia con la letteratura. A seguito della selezione del modello di Bruno, sono state condotte delle analisi preliminari per valutare in che misura le variazioni di posizionamento del CM degli arti superiori e del tronco influenzassero le stime dei carichi lombari. È stata anche valutata una possibile sostituzione delle masse derivate da DXA con stime di letteratura. Infine, sono state effettuate simulazioni per valutare i cambiamenti nelle stime dei carichi lombari in soggetti con BMI comparabile e diversa FM%.

Mentre le variazioni medie nei carichi lombari per le modifiche del CM degli arti erano tra 1 e 6 N, quelle del CM del tronco si attestavano tra 86 e 293 N, a conferma del maggiore effetto sui carichi del CM del tronco. Sulla sostituzione delle masse con stime di letteratura, i risultati hanno mostrato che le stime erano inferiori ai valori derivati da DXA, con una variazione percentuale minima e massima del 7.79% e del 26.13%. Conseguentemente, la variazione percentuale media tra le forze di compressione stimate, per ogni confronto sim#/s# effettuato, variava tra 5.33% e 24.89%.

Nel complesso, confrontando stime e riferimenti di letteratura, i range delle forze di compressione e delle IDP stimate (rispettivamente 358-1225 N e 0.30-1.04 MPa) erano in linea con quelli di letteratura (388-857 N e 0.27-0.75 MPa), sebbene nella porzione superiore dei range le stime superassero i riferimenti. Le differenze riscontrate per le forze di compressione potrebbero essere spiegate dalla diversa origine dei modelli le cui stime sono state poste a confronto e dal fatto che le associazioni di studi per i confronti si basassero unicamente sulla vicinanza del BMI, mentre si è visto che questo parametro non riesce a caratterizzare la composizione corporea dei soggetti. In maniera analoga, le differenze riscontrate tra le IDP potrebbero essere dovute alle differenze di composizione corporea che esistono tra i soggetti, dato che le pressioni intradiscali rilevate *in vivo* riguardano un numero molto limitato di soggetti a causa dell'invasività della procedura.

Infine, per BMI equivalenti e diverse %FM non è stato riscontrato un trend univoco nelle stime: in alcuni casi i soggetti con %FM superiore erano sottoposti a carichi superiori, mentre in altri avveniva il contrario. Ciononostante, si è visto

che l'incremento delle stime all'aumentare della %FM si verificava soprattutto per i BMI più elevati. I risultati hanno mostrato che la differenza massima tra FM% inferiore e FM% superiore si verificava tra soggetti con BMI pari a  $29.67 \text{ kg/m}^2$  e  $29.68 \text{ kg/m}^2$ . In questo caso lo scostamento assoluto tra le forze di compressione, mediato tra i livelli vertebrali, era pari a 377 N.

Questi risultati, seppur parziali, hanno mostrato che la composizione corporea e la distribuzione del grasso di ciascun soggetto influenzano i carichi di compressione lombari. Sebbene non sia stato possibile convalidare i risultati ottenuti, questo studio preliminare sostiene la necessità di ulteriori indagini e può costituire la base per ulteriori analisi.

Un limite fondamentale dello studio condotto è che i modelli trattati, sia relativi al centro di massa sia al multi-body, considerano solamente informazioni derivate da uomini. Lavori successivi potrebbero pertanto riguardare la modellazione di diverse classi di pazienti, che includano soggetti femminili e considerino diverse fasce d'età. Vista inoltre la capacità del software OpenSim di interfacciarsi con altri software di programmazione, come Matlab e Python, uno sviluppo futuro potrebbe riguardare la realizzazione di una routine che automatizzi le simulazioni eseguite sul programma, in modo produrre automaticamente le stime dei carichi spinali, ricevuti in input i dati necessari per ogni soggetto.

# APPENDICE

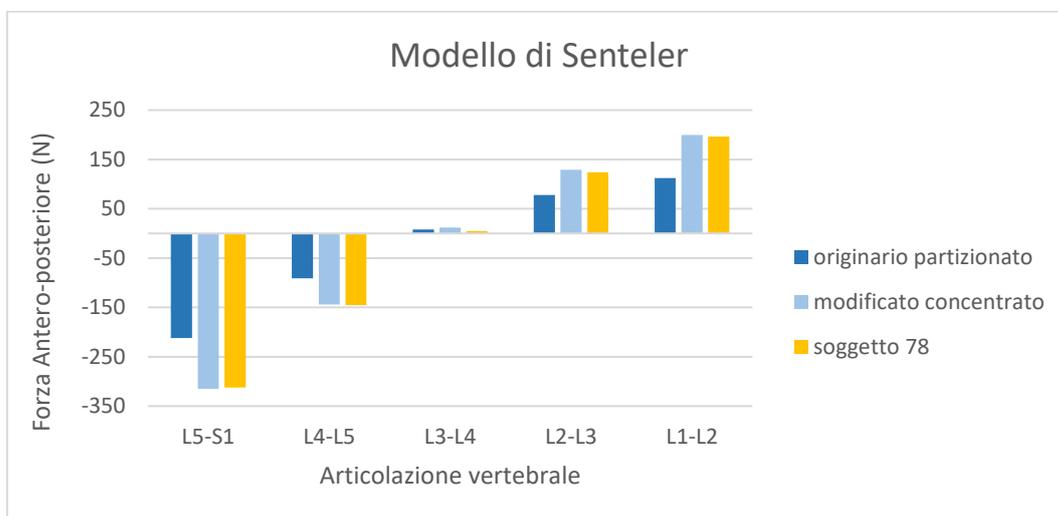


Figura A.1: Confronto forze antero-posteriori tra modello originale con massa partizionata tra le vertebre, modificato con massa del tronco concentrata in un corpo e modello di un soggetto del dataset per Senteler.

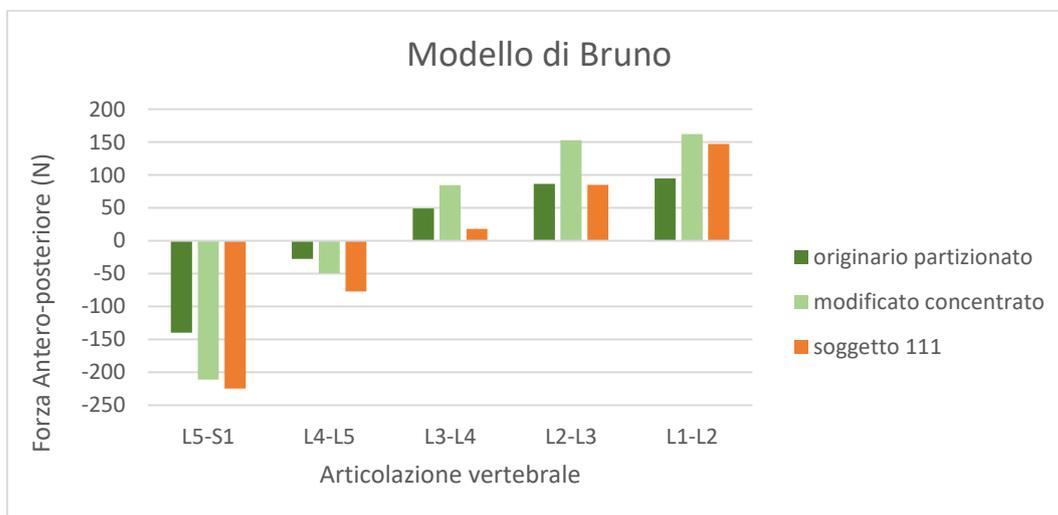


Figura A.2: Confronto forze antero-posteriori tra modello originale con massa partizionata tra le vertebre, modificato con massa del tronco concentrata in un corpo e modello di un soggetto del dataset per Bruno.

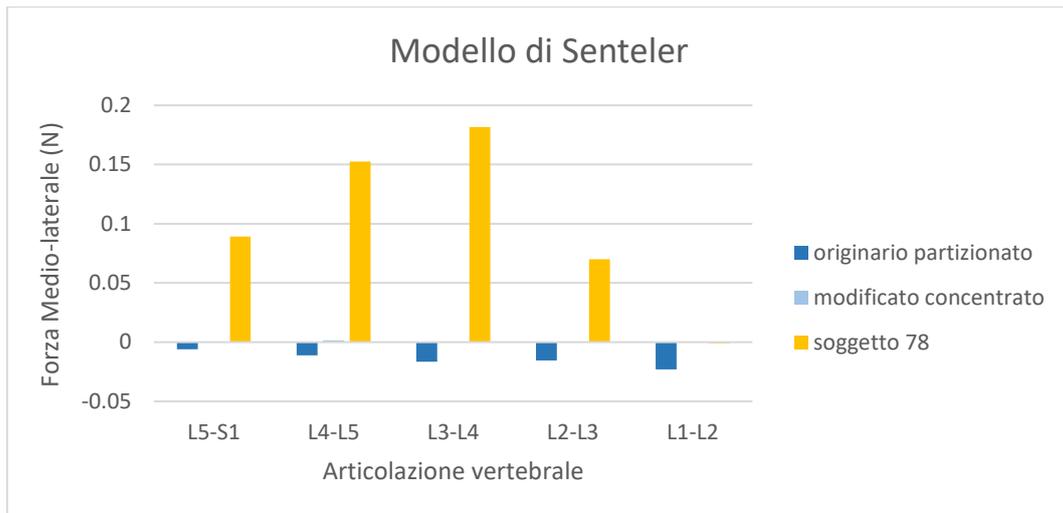


Figura A.3: Confronto forze medio-laterali tra modello originale con massa partizionata tra le vertebre, modificato con massa del tronco concentrata in un corpo e modello di un soggetto del dataset per Senteler.

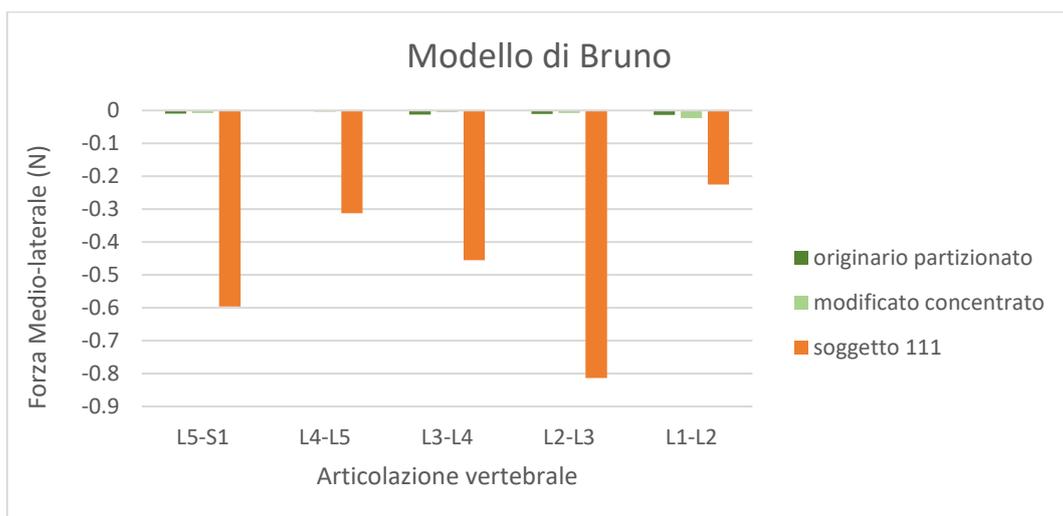


Figura A.4: Confronto forze medio-laterali tra modello originale con massa partizionata tra le vertebre, modificato con massa del tronco concentrata in un corpo e modello di un soggetto del dataset per Bruno.

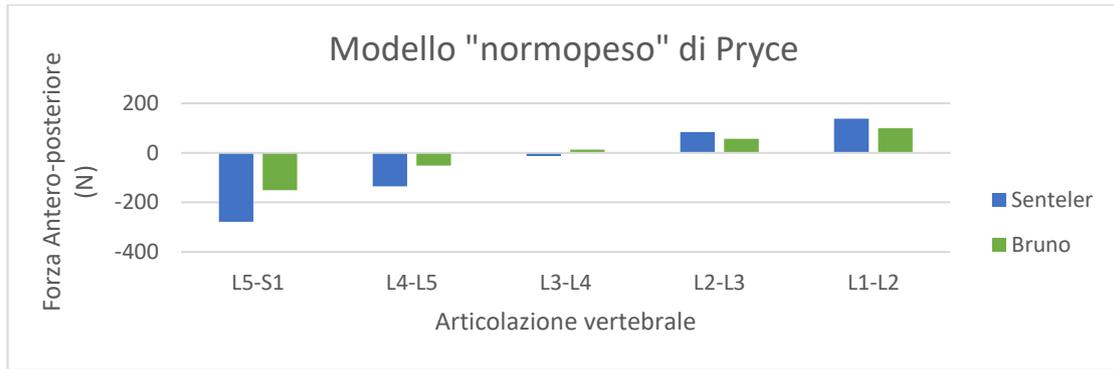


Figura A.5: Diagramma a barre di confronto tra le forze antero-posteriori dei modelli “normopeso” realizzati con Senteler e con Bruno e i valori di riferimento di Pryce and Kriellaars (2014).

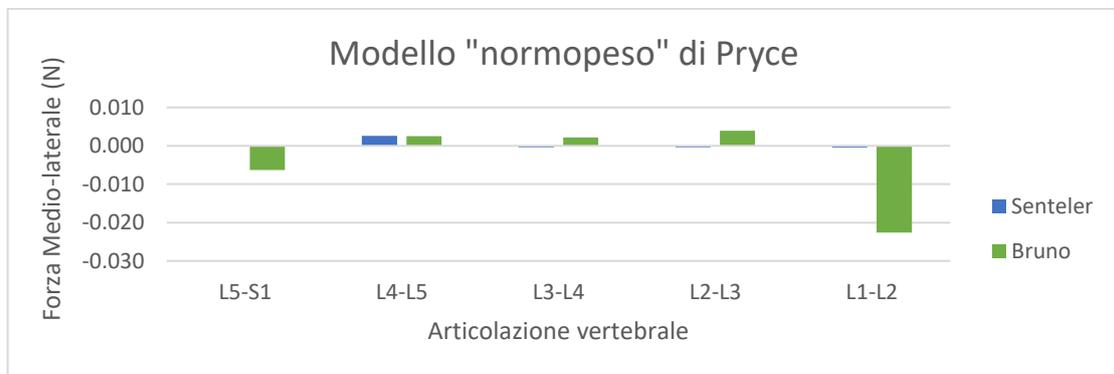


Figura A.6: Diagramma a barre di confronto tra le forze medio-laterali dei modelli “normopeso” realizzati con Senteler e con Bruno e i valori di riferimento di Pryce and Kriellaars (2014).

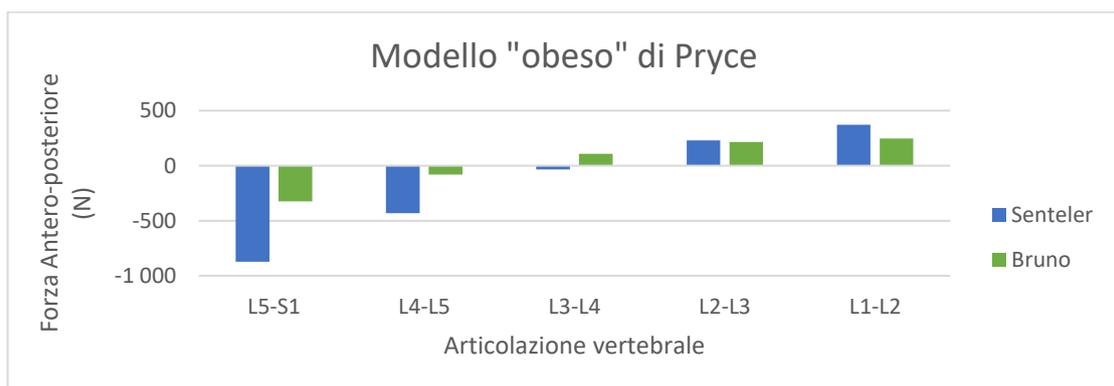


Figura A.7: Diagramma a barre di confronto tra le forze antero-posteriori dei modelli “obeso” realizzati con Senteler e con Bruno e i valori di riferimento di Pryce and Kriellaars (2014).

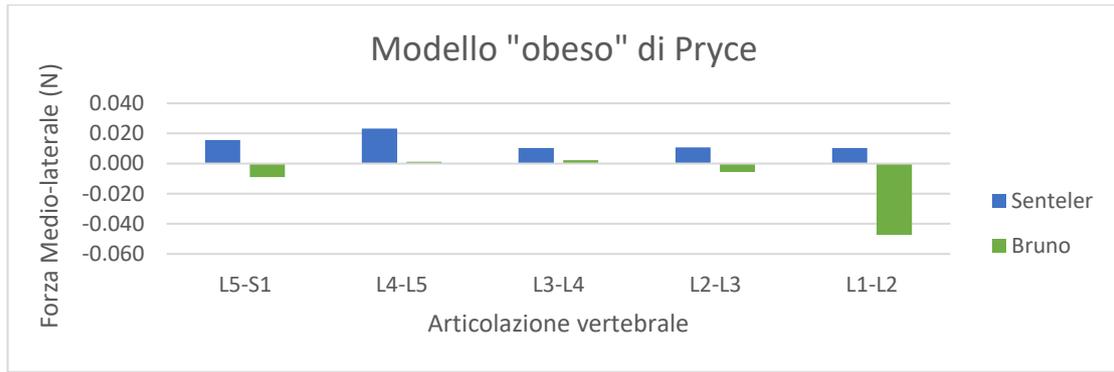


Figura A.8: Diagramma a barre di confronto tra le forze medio-laterali dei modelli “obeso” realizzati con Senteler e con Bruno e i valori di riferimento di Pryce and Kriellaars (2014).

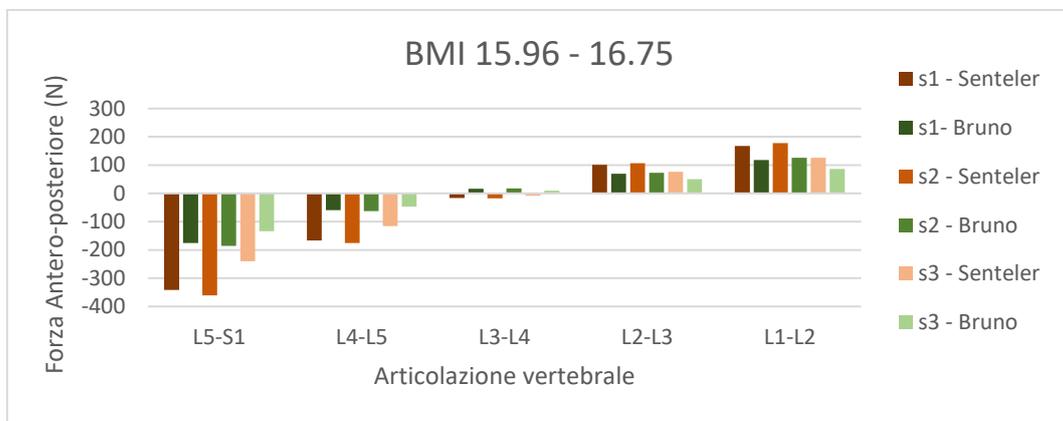


Figura A.9: Forze antero-posteriori determinate utilizzando i modelli di Bruno e Senteler per simulare i soggetti (s#) con BMI 15.96-16.75.

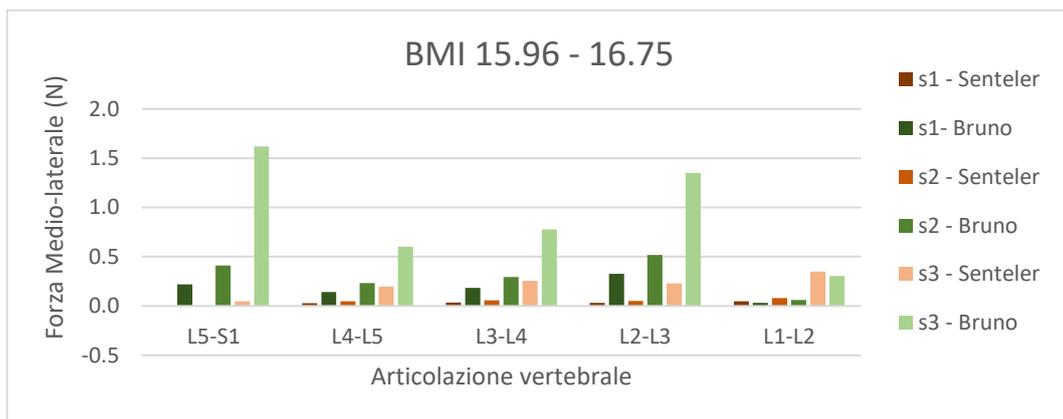


Figura A.10: Forze medio-laterali determinate utilizzando i modelli di Bruno e Senteler per simulare i soggetti (s#) con BMI 15.96-16.75.

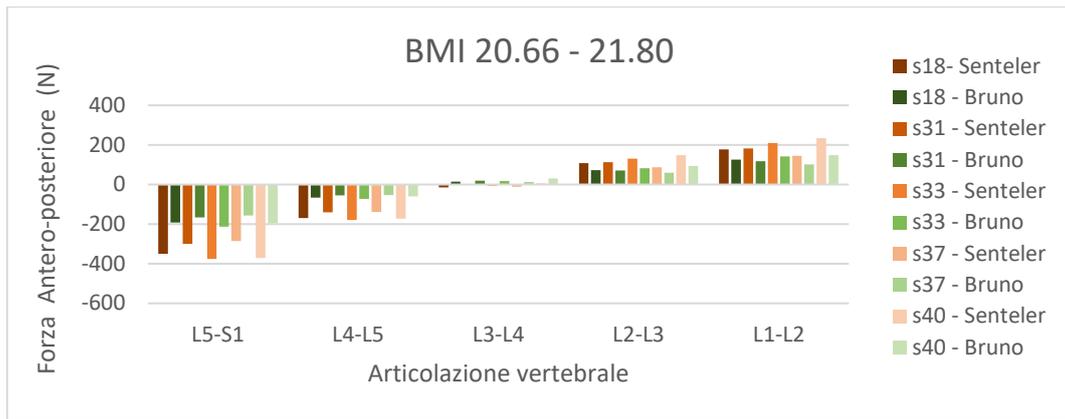


Figura A.11: Forze antero-posteriori determinate utilizzando i modelli di Bruno e Senteler per simulare i soggetti (s#) con BMI 20.66-21.80.

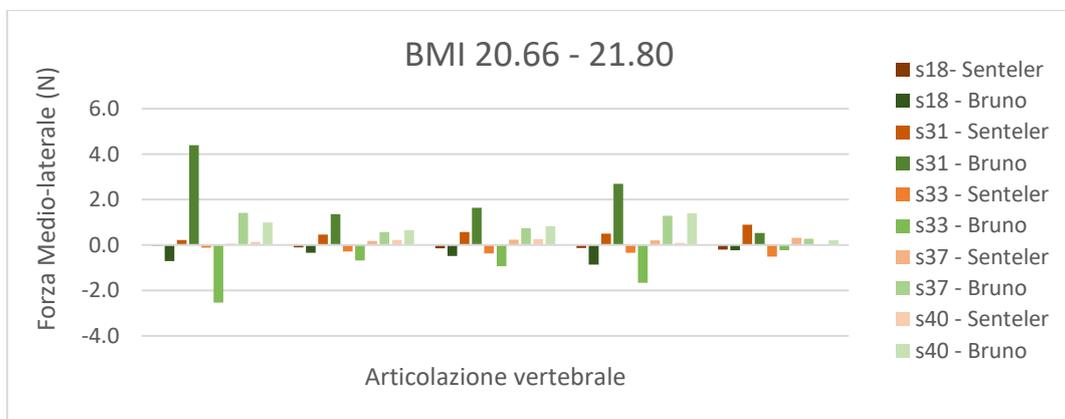


Figura A.12: Forze medio-laterali determinate utilizzando i modelli di Bruno e Senteler per simulare i soggetti (s#) con BMI 20.66-21.80.

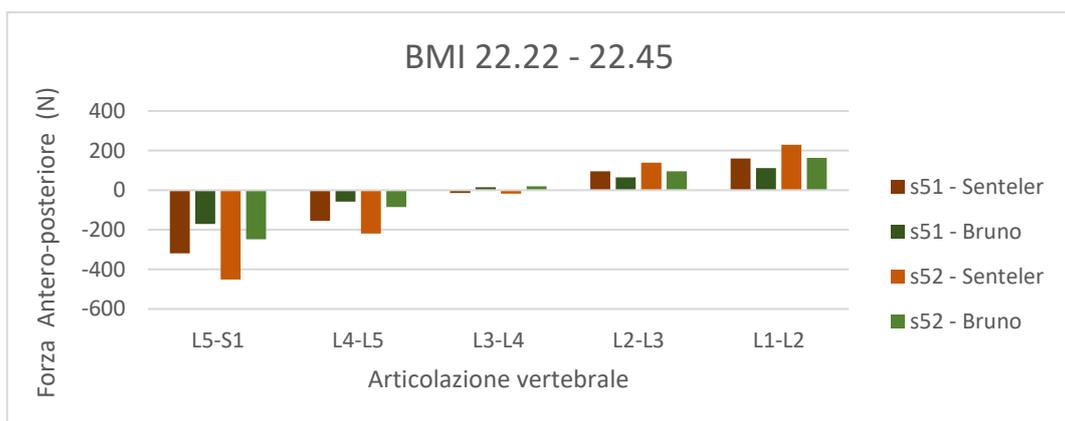


Figura A.13: Forze antero-posteriori determinate utilizzando i modelli di Bruno e Senteler per simulare i soggetti (s#) con BMI 22.22-22.45.

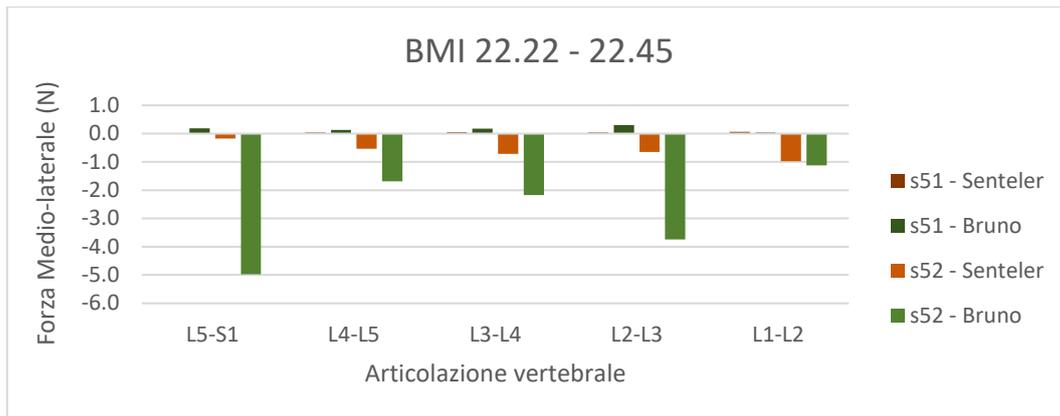


Figura A.14: Forze medio-laterali determinate utilizzando i modelli di Bruno e Senteler per simulare i soggetti (s#) con BMI 22.22-22.45.

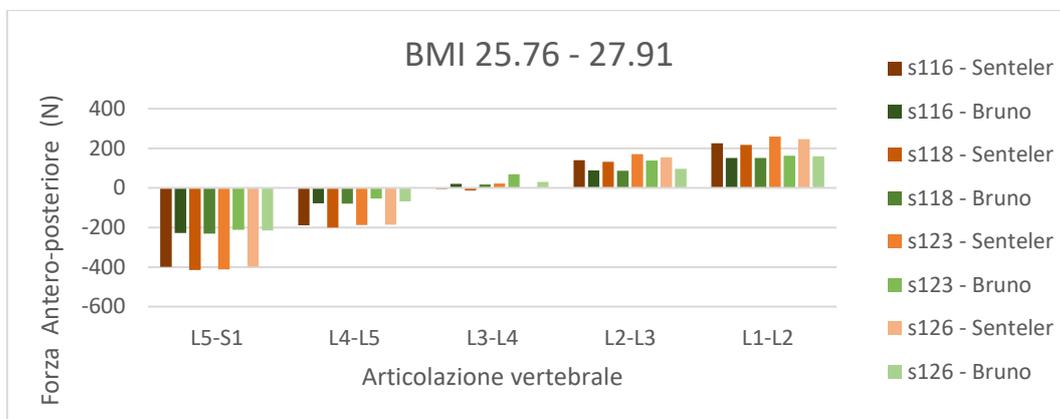


Figura A.15: Forze antero-posteriori determinate utilizzando i modelli di Bruno e Senteler per simulare i soggetti (s#) con BMI 25.76-27.91.

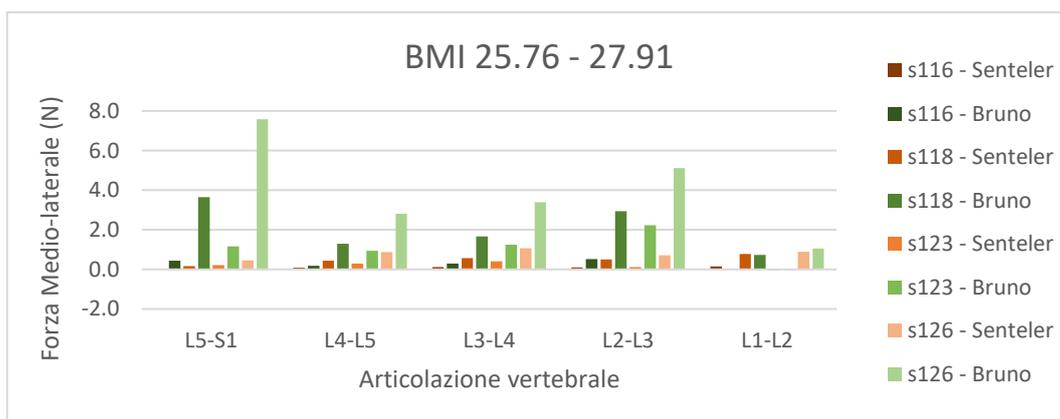


Figura A.16: Forze medio-laterali determinate utilizzando i modelli di Bruno e Senteler per simulare i soggetti (s#) con BMI 25.76-27.91.

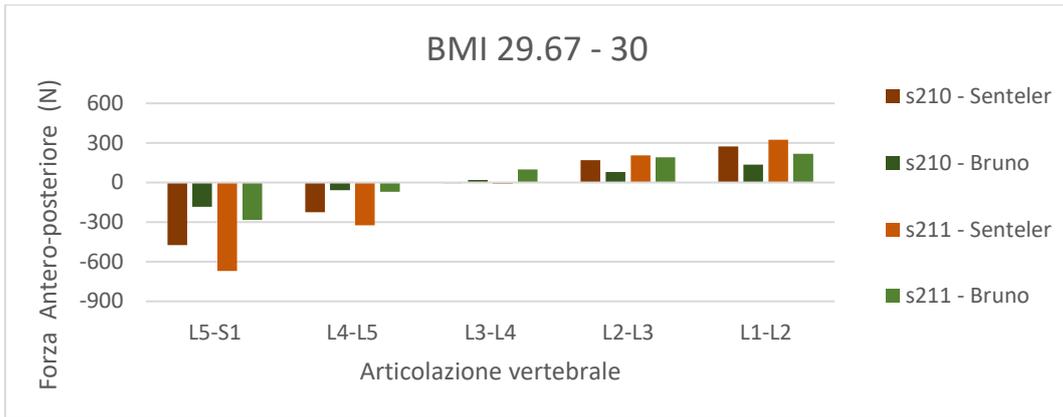


Figura A.17: Forze antero-posteriori determinate utilizzando i modelli di Bruno e Senteler per simulare i soggetti (s#) con BMI 29.67-30.

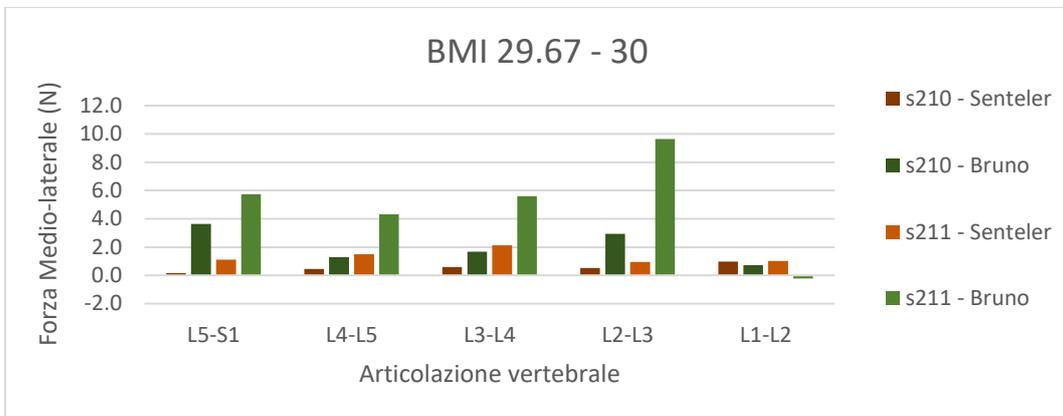


Figura A.18: Forze medio-laterali determinate utilizzando i modelli di Bruno e Senteler per simulare i soggetti (s#) con BMI 29.67-30.

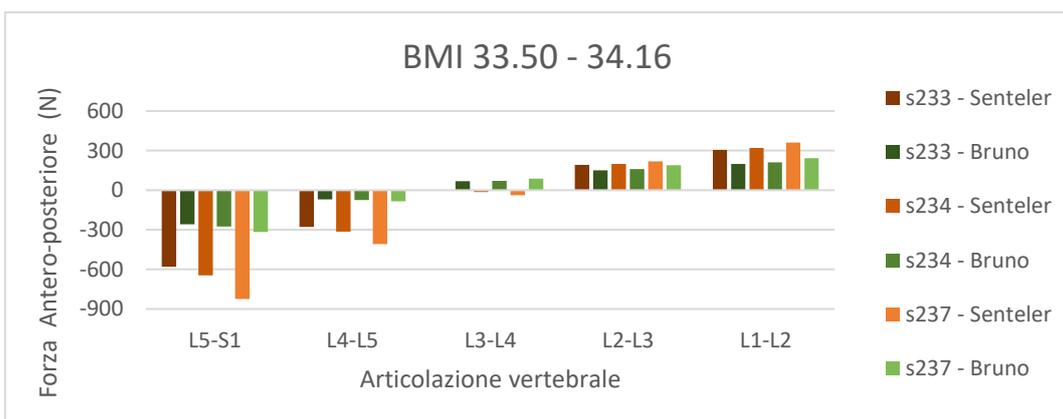


Figura A.19: Forze antero-posteriori determinate utilizzando i modelli di Bruno e Senteler per simulare i soggetti (s#) con BMI 33.50-34.16.

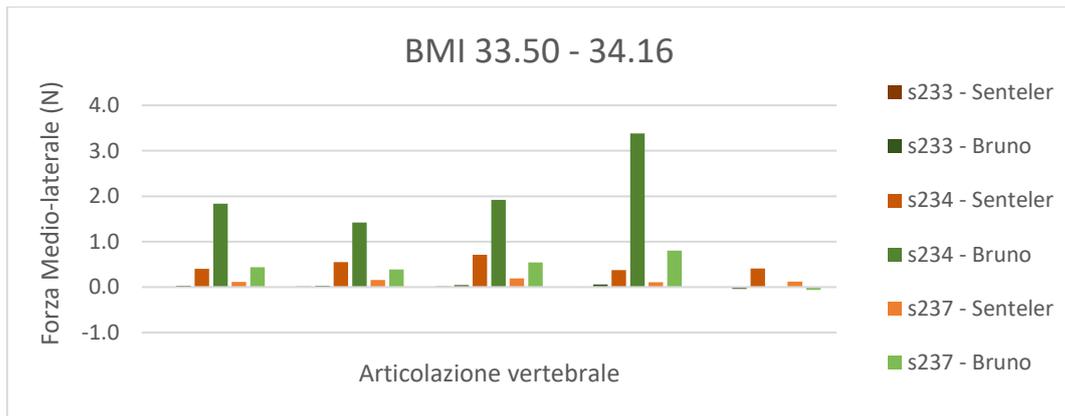


Figura A.20: Forze medio-laterali determinate utilizzando i modelli di Bruno e Senteler per simulare i soggetti (s#) con BMI 33.50-34.16.

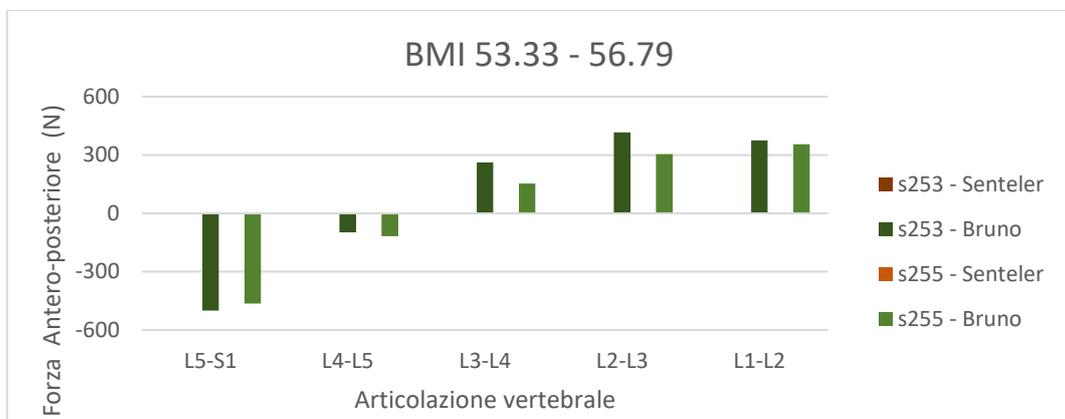


Figura A.21: Forze antero-posteriori determinate utilizzando i modelli di Bruno e Senteler per simulare i soggetti (s#) con BMI 53.33-56.79.

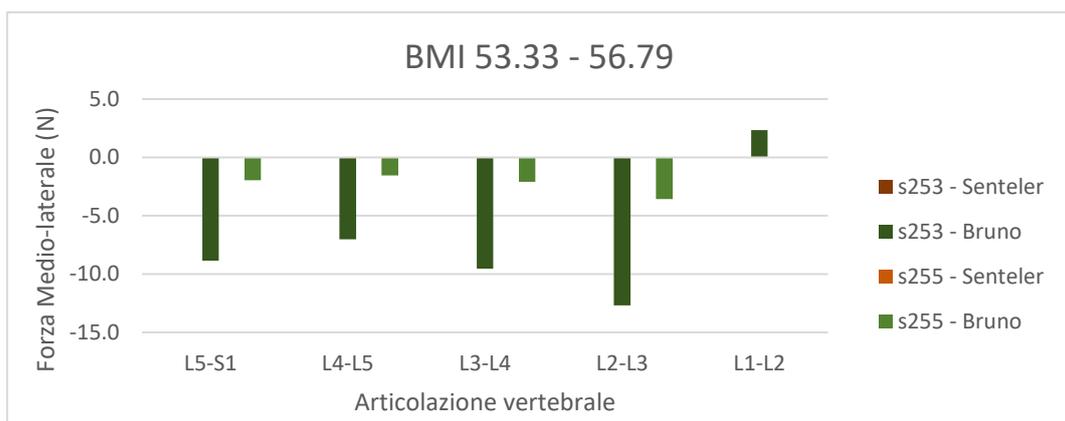


Figura A.22: Forze medio-laterali determinate utilizzando i modelli di Bruno e Senteler per simulare i soggetti (s#) con BMI 53.33-56.79.

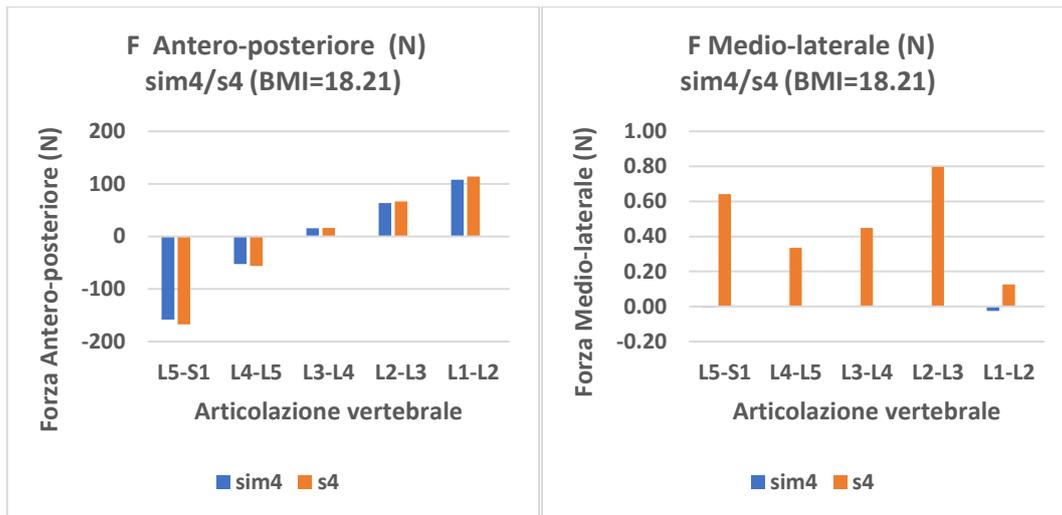


Figura A.23: Forze antero-posteriori (sinistra) e medio-laterali (destra) per il soggetto 4 stimate da modello con masse derivate da DXA (s#) e da modello con masse stimate mediante letteratura (sim#).

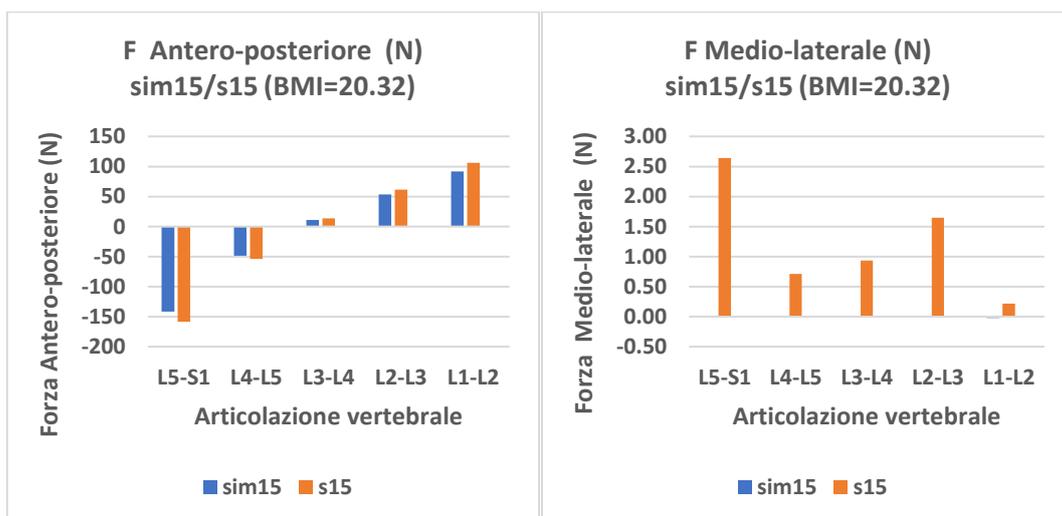


Figura A.24: Forze antero-posteriori (sinistra) e medio-laterali (destra) per il soggetto 15 stimate da modello con masse derivate da DXA (s#) e da modello con masse stimate mediante letteratura (sim#).

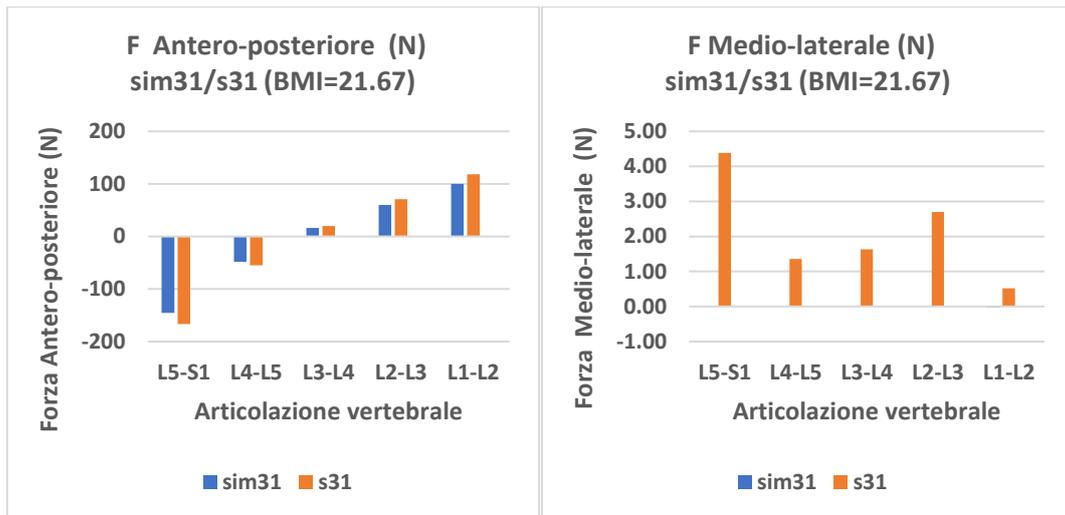


Figura A.25: Forze antero-posteriori (sinistra) e medio-laterali (destra) per il soggetto 31 stimate da modello con masse derivate da DXA (s#) e da modello con masse stimate mediante letteratura (sim#).

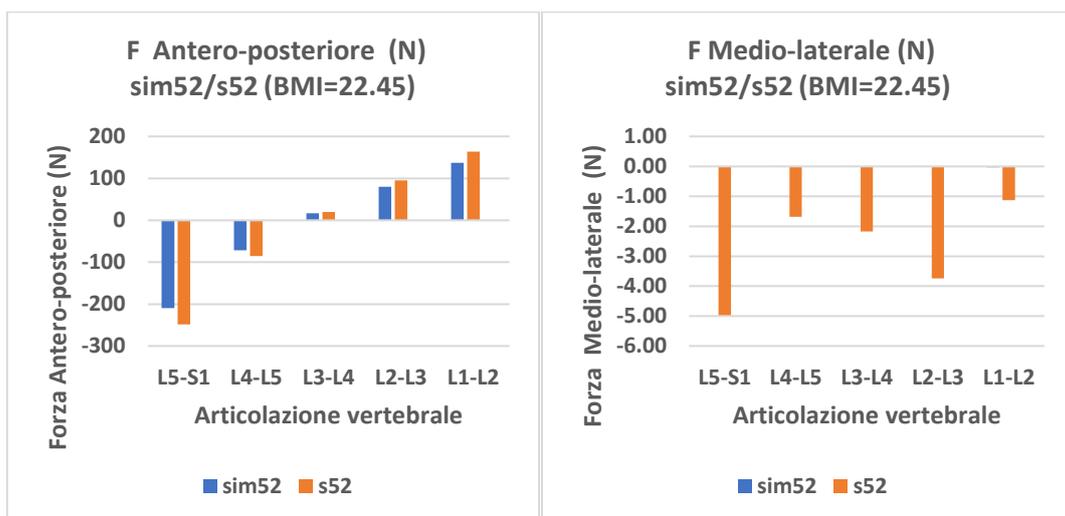


Figura A.26: Forze antero-posteriori (sinistra) e medio-laterali (destra) per il soggetto 52 stimate da modello con masse derivate da DXA (s#) e da modello con masse stimate mediante letteratura (sim#).

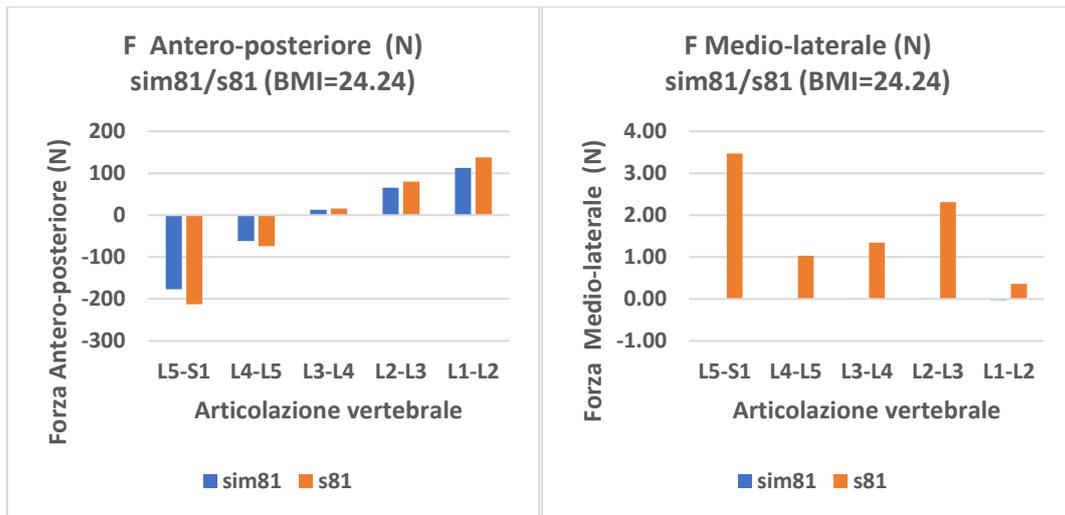


Figura A.27: Forze antero-posteriori (sinistra) e medio-laterali (destra) per il soggetto 81 stimate da modello con masse derivate da DXA (s#) e da modello con masse stimate mediante letteratura (sim#).

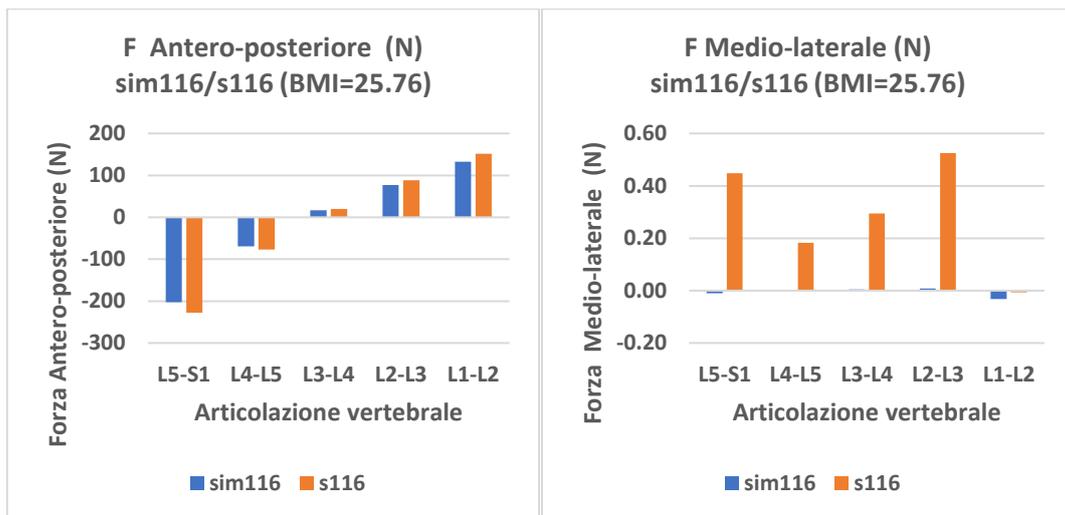


Figura A.28: Forze antero-posteriori (sinistra) e medio-laterali (destra) per il soggetto 116 stimate da modello con masse derivate da DXA (s#) e da modello con masse stimate mediante letteratura (sim#).

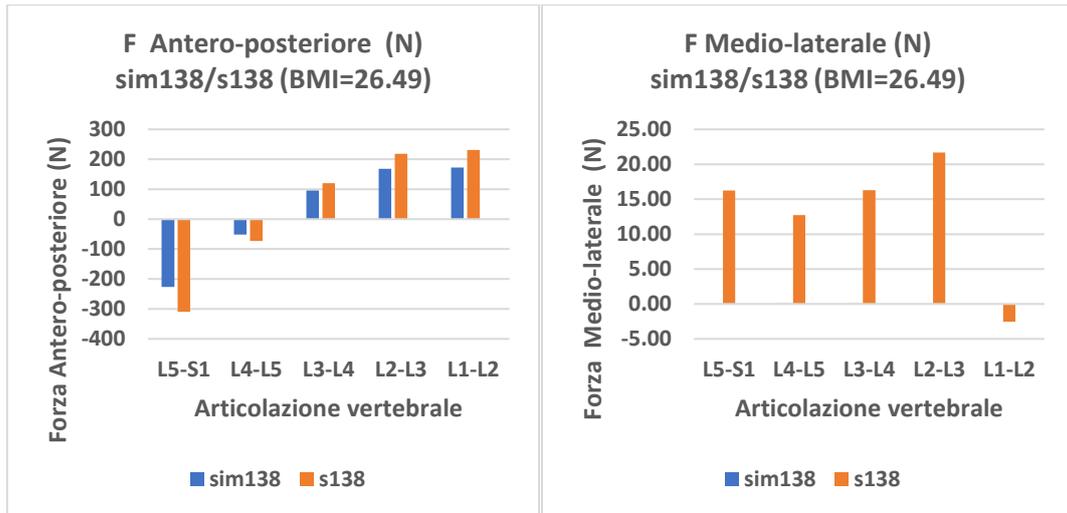


Figura A.29: Forze antero-posteriori (sinistra) e medio-laterali (destra) per il soggetto 138 stimate da modello con masse derivate da DXA (s#) e da modello con masse stimate mediante letteratura (sim#).

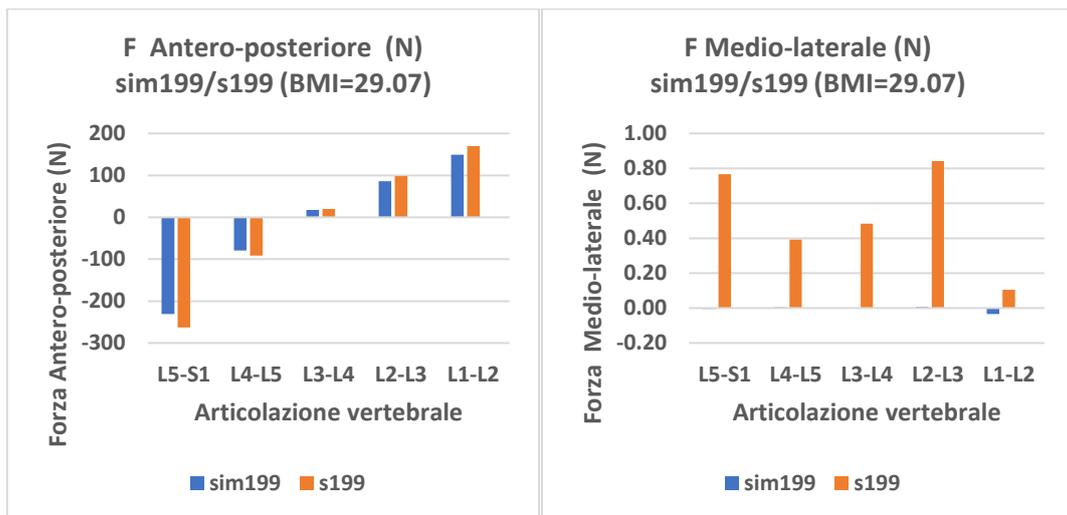


Figura A.30: Forze antero-posteriori (sinistra) e medio-laterali (destra) per il soggetto 139 stimate da modello con masse derivate da DXA (s#) e da modello con masse stimate mediante letteratura (sim#).

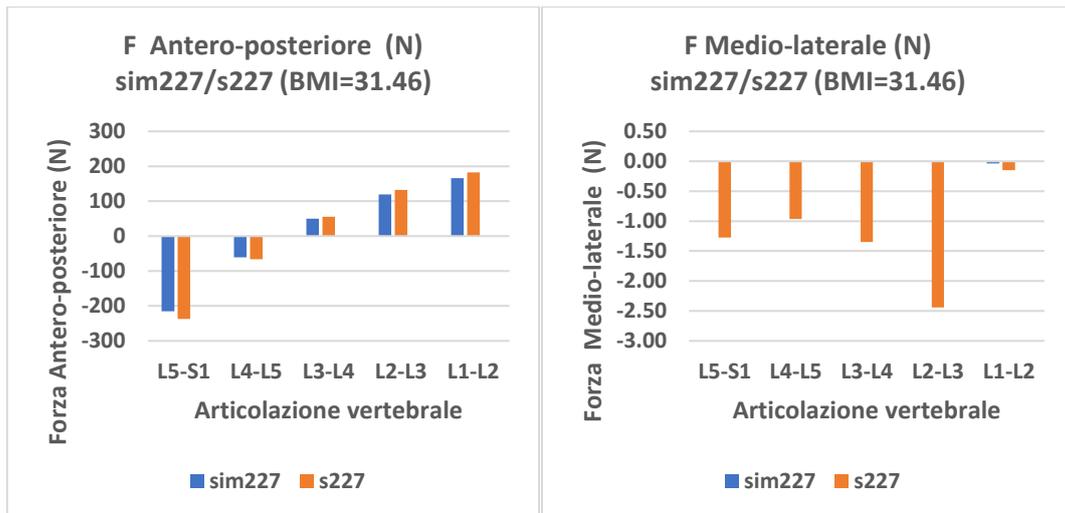


Figura A.31: Forze antero-posteriori (sinistra) e medio-laterali (destra) per il soggetto 227 stimate da modello con masse derivate da DXA (s#) e da modello con masse stimate mediante letteratura (sim#).

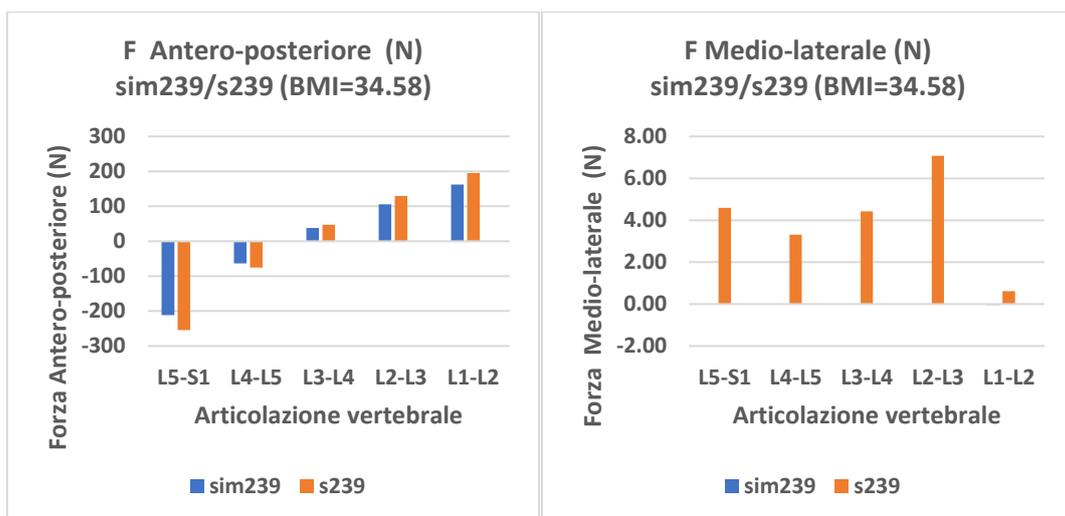


Figura A.32: Forze antero-posteriori (sinistra) e medio-laterali (destra) per il soggetto 239 stimate da modello con masse derivate da DXA (s#) e da modello con masse stimate mediante letteratura (sim#).

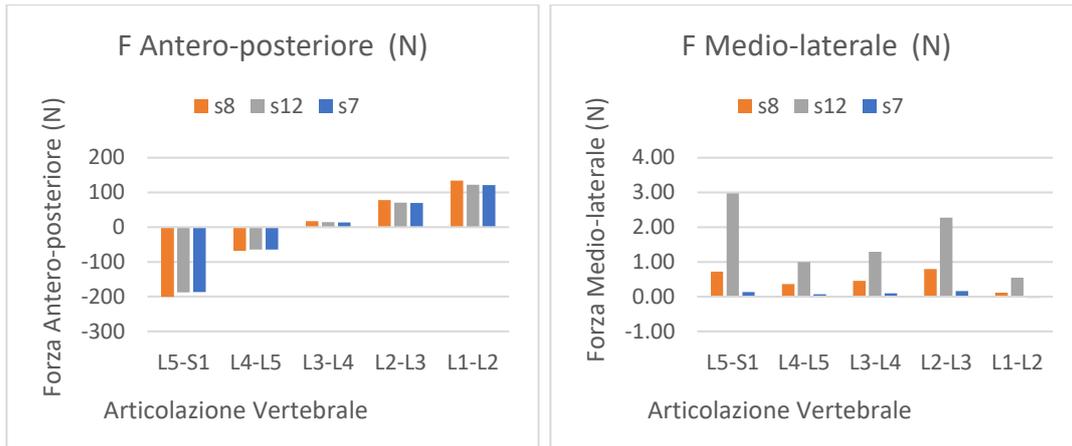


Figura A.33: Forze antero-posteriori (N) e forze medio-laterali (N) per i soggetti (s) con BMI equivalente e diversa %FM (da sinistra verso destra si ha %FM crescente).

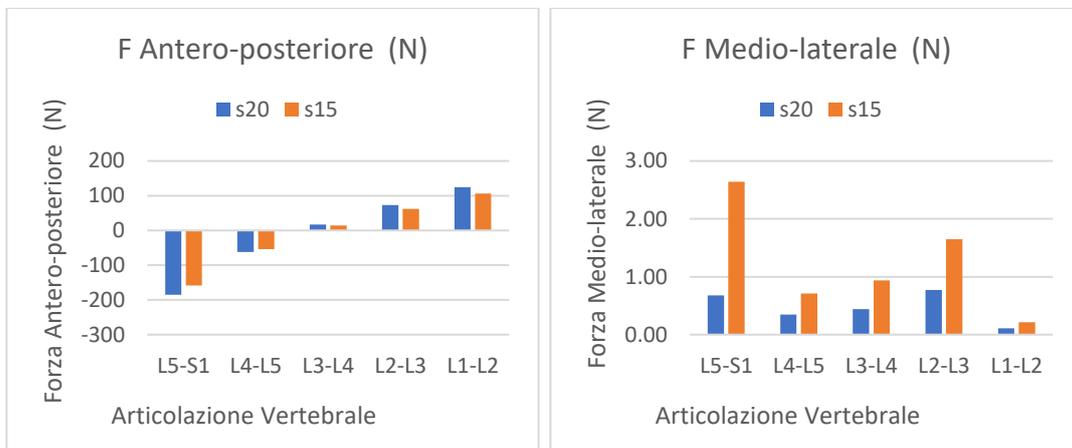


Figura A.34: Forze antero-posteriori (N) e forze medio-laterali (N) per i soggetti (s) con BMI equivalente e diversa %FM (da sinistra verso destra si ha %FM crescente).

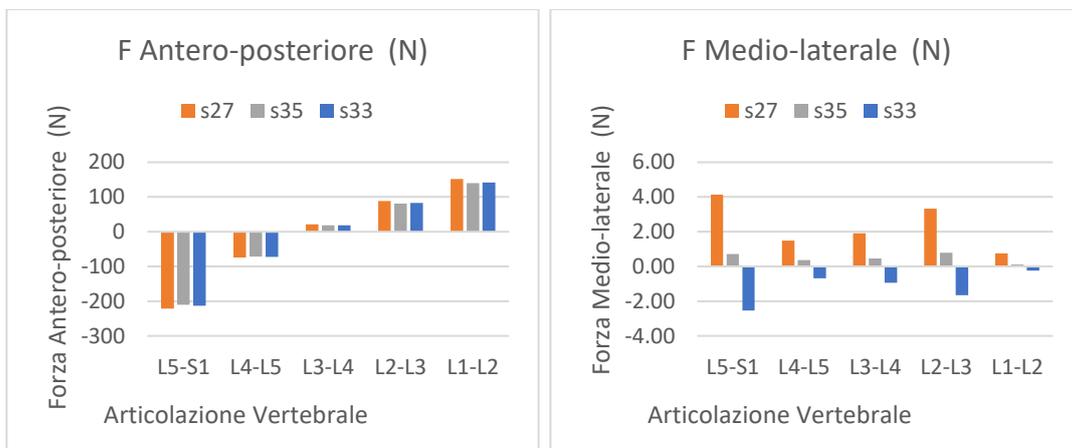


Figura A.35: Forze antero-posteriori (N) e forze medio-laterali (N) per i soggetti (s) con BMI equivalente e diversa %FM (da sinistra verso destra si ha %FM crescente).

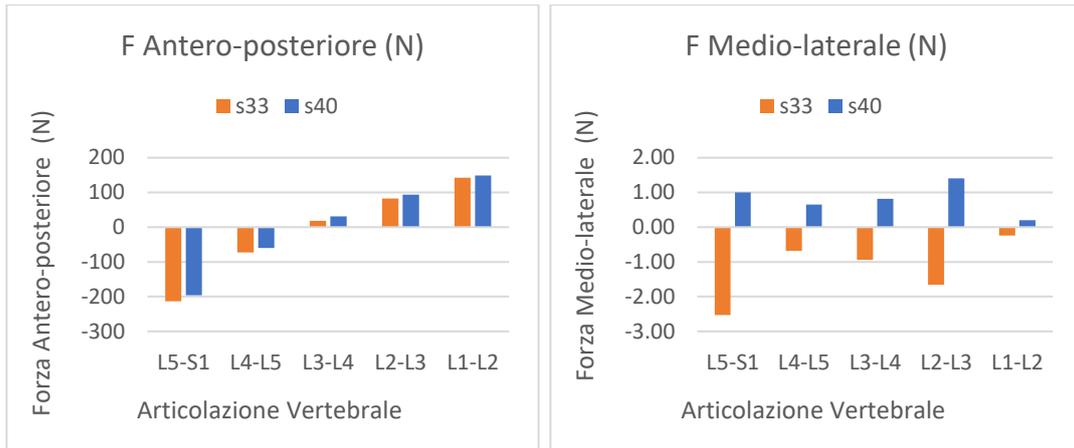


Figura A.36: Forze antero-posteriori (N) e forze medio-laterali (N) per i soggetti (s) con BMI equivalente e diversa %FM (da sinistra verso destra si ha %FM crescente).

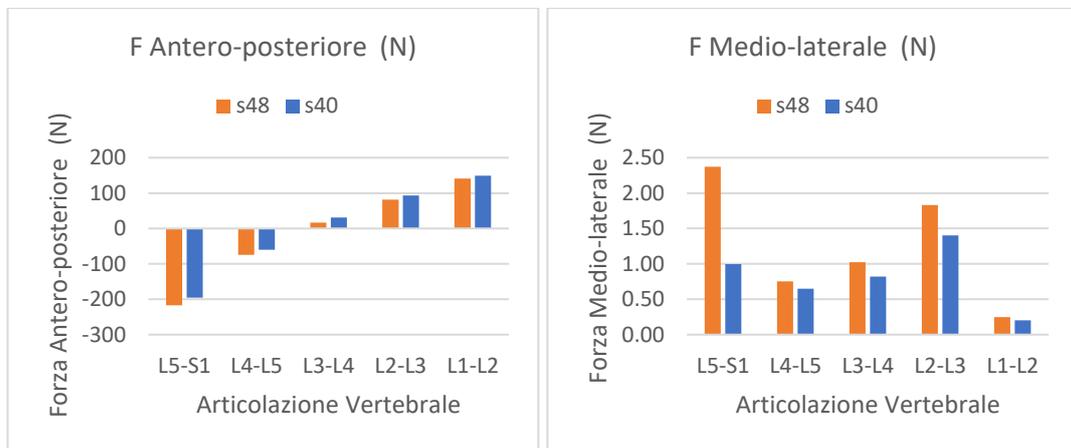


Figura A.37: Forze antero-posteriori (N) e forze medio-laterali (N) per i soggetti (s) con BMI equivalente e diversa %FM (da sinistra verso destra si ha %FM crescente).

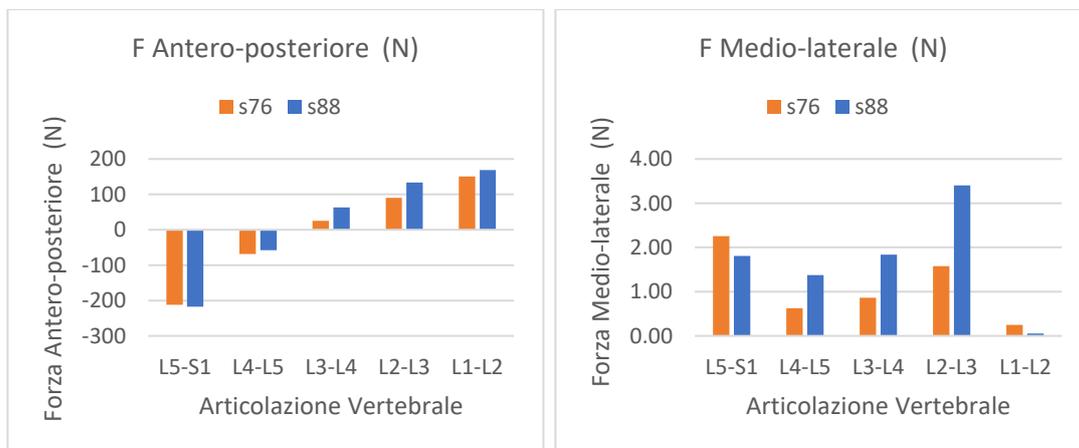


Figura A.38: Forze antero-posteriori (N) e forze medio-laterali (N) per i soggetti (s) con BMI equivalente e diversa %FM (da sinistra verso destra si ha %FM crescente).

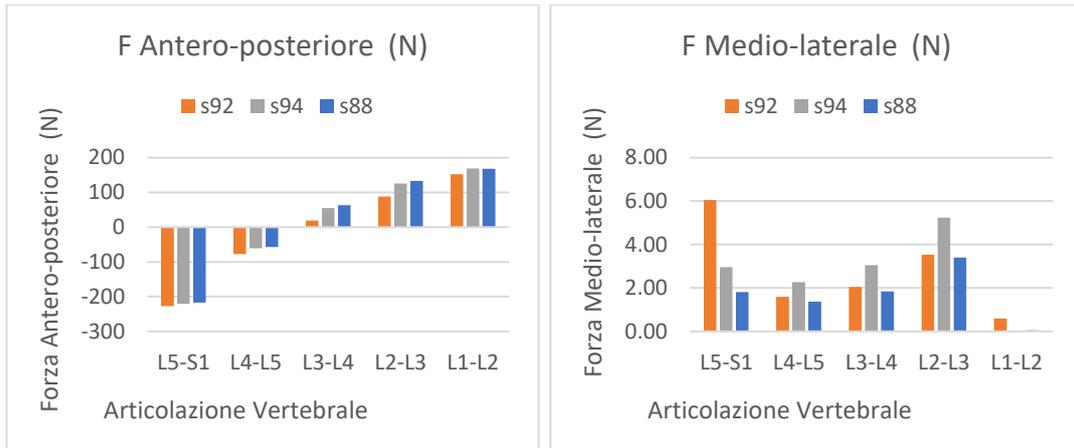


Figura A.39: Forze antero-posteriori (N) e forze medio-laterali (N) per i soggetti (s) con BMI equivalente e diversa %FM (da sinistra verso destra si ha %FM crescente).

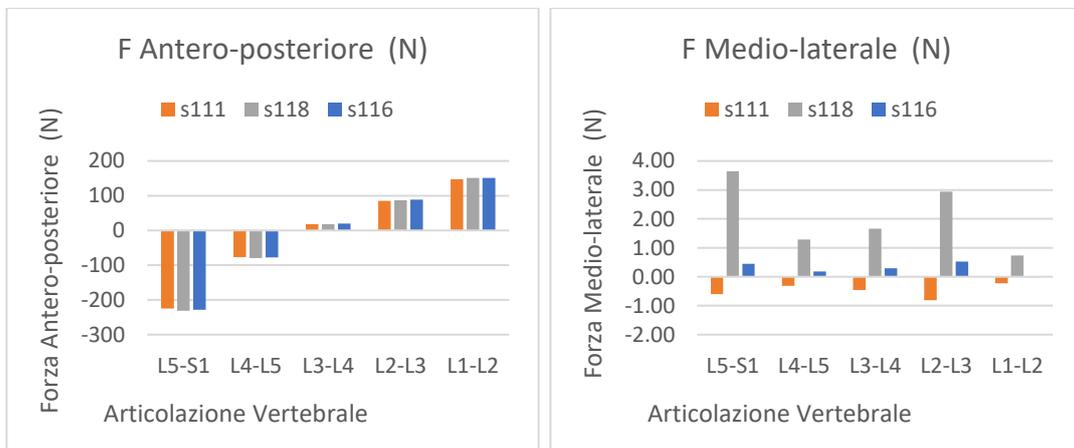


Figura A.40: Forze antero-posteriori (N) e forze medio-laterali (N) per i soggetti (s) con BMI equivalente e diversa %FM (da sinistra verso destra si ha %FM crescente).

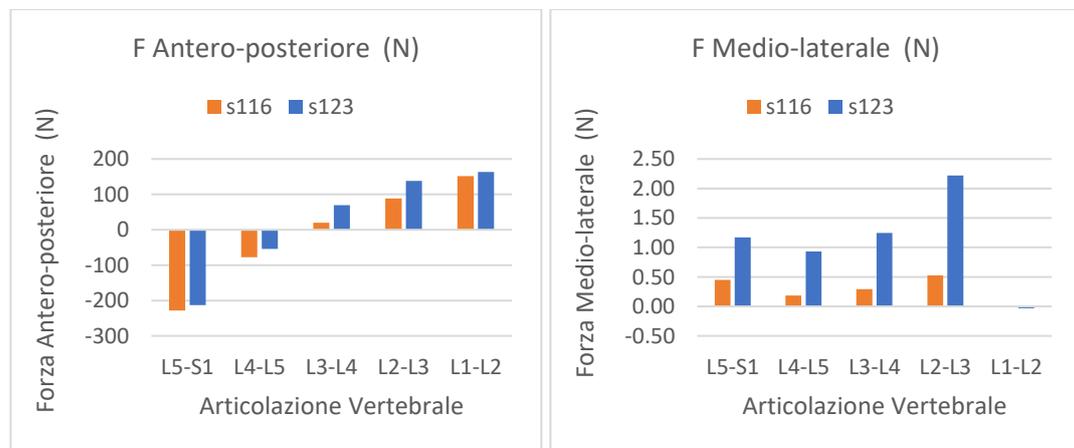


Figura A.41: Forze antero-posteriori (N) e forze medio-laterali (N) per i soggetti (s) con BMI equivalente e diversa %FM (da sinistra verso destra si ha %FM crescente).

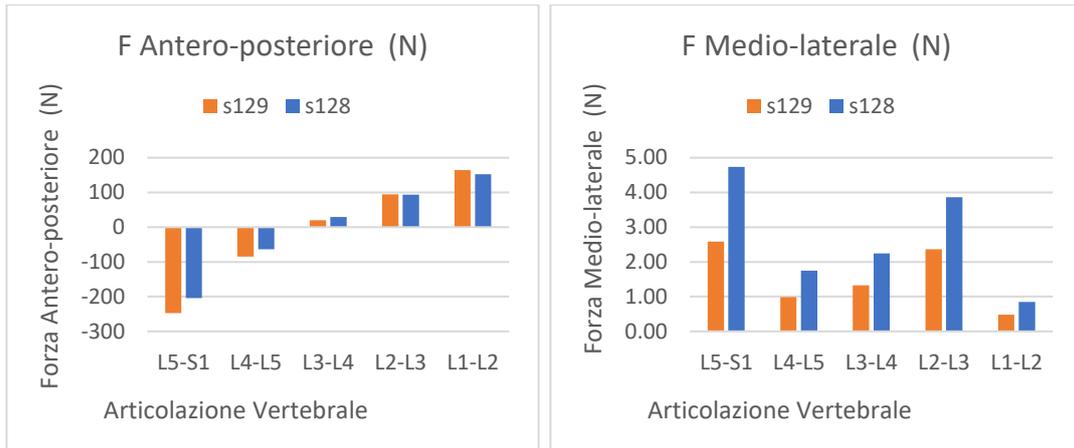


Figura A.42: Forze antero-posteriori (N) e forze medio-laterali (N) per i soggetti (s) con BMI equivalente e diversa %FM (da sinistra verso destra si ha %FM crescente).

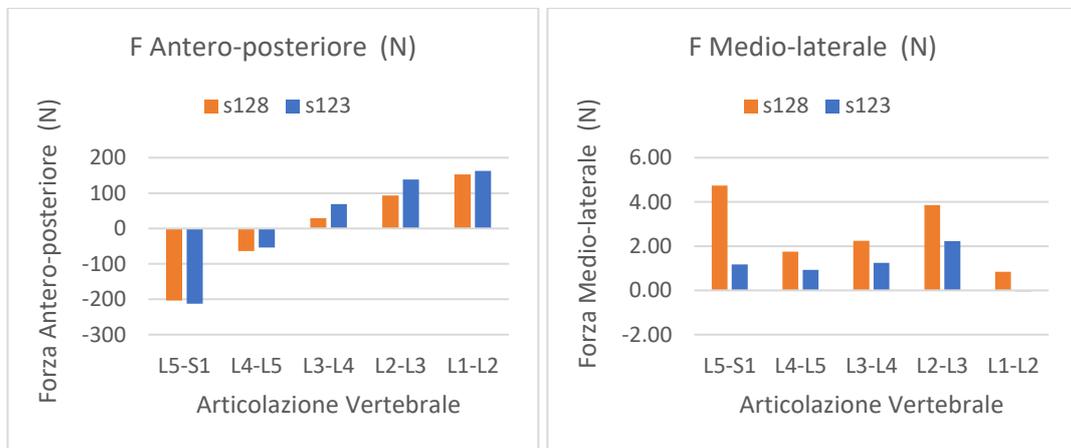


Figura A.43: Forze antero-posteriori (N) e forze medio-laterali (N) per i soggetti (s) con BMI equivalente e diversa %FM (da sinistra verso destra si ha %FM crescente).

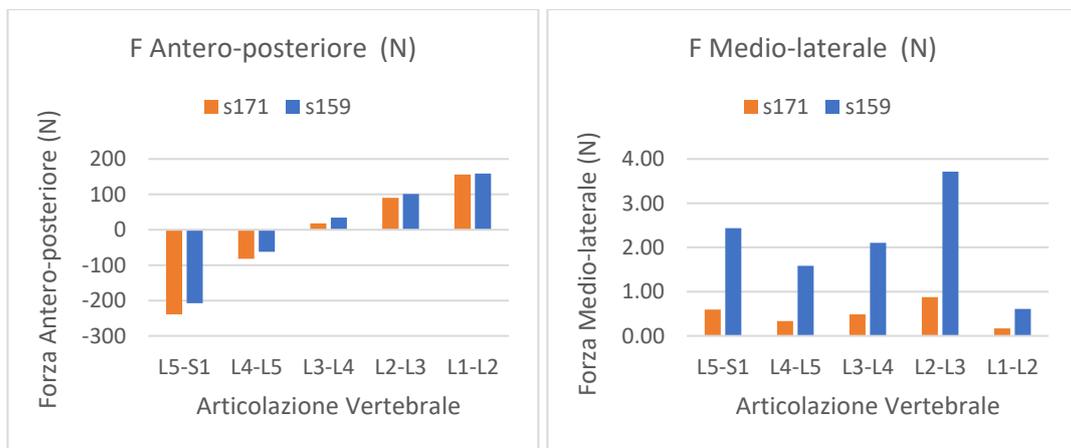


Figura A.44: Forze antero-posteriori (N) e forze medio-laterali (N) per i soggetti (s) con BMI equivalente e diversa %FM (da sinistra verso destra si ha %FM crescente).

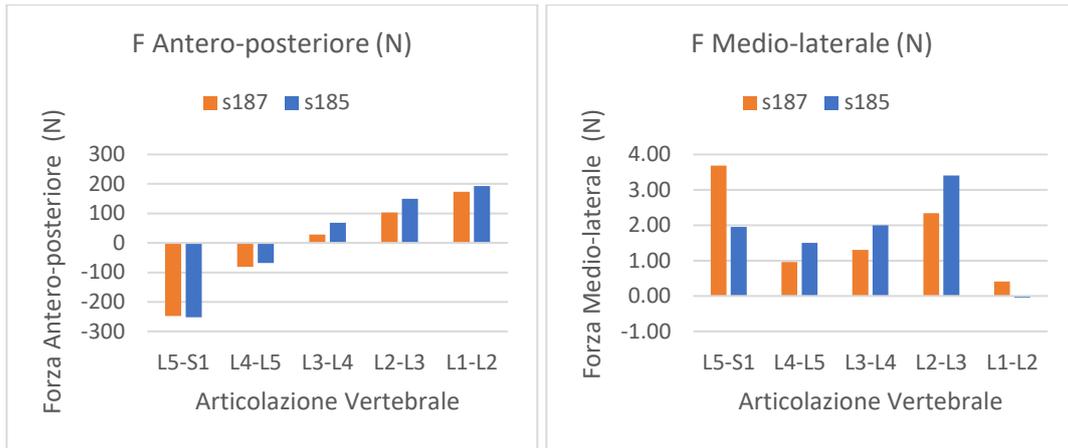


Figura A.45: Forze antero-posteriori (N) e forze medio-laterali (N) per i soggetti (s) con BMI equivalente e diversa %FM (da sinistra verso destra si ha %FM crescente).

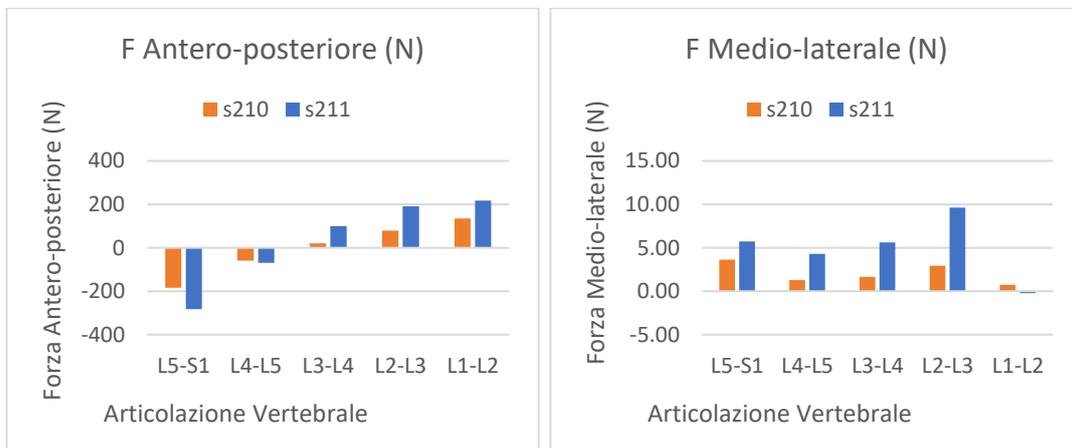


Figura A.46: Forze antero-posteriori (N) e forze medio-laterali (N) per i soggetti (s) con BMI equivalente e diversa %FM (da sinistra verso destra si ha %FM crescente).

# BIBLIOGRAFIA

1. Moore, K. L., Dalley, A. F. & Agur, A. M. R. *Clinically Oriented Anatomy (8th edition)*. Wolters Kluwer vol. 282 (Wolters Kluwer Health, 2018).
2. Dreischarf, M., Shirazi-Adl, A., Arjmand, N., Rohlmann, A. & Schmidt, H. Estimation of loads on human lumbar spine: A review of in vivo and computational model studies. *Journal of Biomechanics* **49**, 833–845 (2016).
3. Ellis, K. J. *Human Body Composition: In Vivo Methods*. (2000).
4. Wilke, H. J., Neef, P., Caimi, M., Hoogland, T. & Claes, L. E. New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. *Spine* **24**, 755–762 (1999).
5. Sato, K., Kikuchi, S. & Yonezawa, T. In vivo intradiscal pressure measurement in healthy individuals and in patients with ongoing back problems. *Spine* **24**, 2468–2474 (1999).
6. Schultz, A., Andersson, G., Ortengren, R., Haderspeck, K. & Nachemson, A. Loads on the lumbar spine. Validation of a biomechanical analysis by measurements of intradiscal pressures and myoelectric signals. *The Journal of Bone and Joint surgery. American Volume* **64**, 713–720 (1982).
7. Hajhosseinali, M., Arjmand, N. & Shirazi-Adl, A. Effect of body weight on spinal loads in various activities: a personalized biomechanical modeling approach. *Journal of biomechanics* **48**, 276–282 (2015).

8. Schultz, A. B. & Andersson, G. B. Analysis of Loads on the Lumbar Spine. *Spine* **76–82** (1981).
9. Shirazi-Adl, A., El-Rich, M., Pop, D. G. & Parnianpour, M. Spinal muscle forces, internal loads and stability in standing under various postures and loads—application of kinematics-based algorithm. *European Spine Journal* **14**, 381 (2005).
10. Han, K. S., Zander, T., Taylor, W. R. & Rohlmann, A. An enhanced and validated generic thoraco-lumbar spine model for prediction of muscle forces. *Medical engineering & physics* **34**, 709–716 (2012).
11. de Zee, M., Hansen, L., Wong, C., Rasmussen, J. & Simonsen, E. B. A generic detailed rigid-body lumbar spine model. *Journal of Biomechanics* **40**, 1219–1227 (2007).
12. Dreischarf, M., Rohlmann, A., Zhu, R., Schmidt, H. & Zander, T. Is it possible to estimate the compressive force in the lumbar spine from intradiscal pressure measurements? A finite element evaluation. *Medical Engineering and Physics* **35**, 1385–1390 (2013).
13. Controlling the global obesity epidemic. *World Health Organization* <https://www.who.int/activities/controlling-the-global-obesity-epidemic>, (2020, 3 settembre).
14. Bachmann, K. N. *et al.* Vertebral Strength and Estimated Fracture Risk Across the BMI Spectrum in Women. *Journal of bone and mineral research: the official journal of the American Society for Bone and Mineral Research* **31**, 281 (2016).
15. Ghezelbash, F., Shirazi-Adl, A., Arjmand, N., El-Ouaaid, Z. & Plamondon, A. Subject-specific biomechanics of trunk: musculoskeletal scaling, internal loads and intradiscal pressure estimation. *Biomechanics and modeling in mechanobiology* **15**, 1699–1712 (2016).

16. Ghezelbash, F., Shirazi-Adl, A., Plamondon, A., Arjmand, N. & Parnianpour, M. Obesity and Obesity Shape Markedly Influence Spine Biomechanics: A Subject-Specific Risk Assessment Model. *Annals of Biomedical Engineering* **45**, 2373–2382 (2017).
17. Han, K. S., Rohlmann, A., Zander, T. & Taylor, W. R. Lumbar spinal loads vary with body height and weight. *Medical Engineering and Physics* **35**, 969–977 (2013).
18. Ghezelbash, F. *et al.* Effects of sex, age, body height and body weight on spinal loads: Sensitivity analyses in a subject-specific trunk musculoskeletal model. *Journal of Biomechanics* **49**, 3492–3501 (2016).
19. Looker, A. C., Flegal, K. M. & Melton, L. J. Impact of increased overweight on the projected prevalence of osteoporosis in older women. *Osteoporosis international: a journal established as result of cooperation between the European Foundation for Osteoporosis and the National Osteoporosis Foundation of the USA* **18**, 307–313 (2007).
20. Beck, T. J. *et al.* Structural adaptation to changing skeletal load in the progression toward hip fragility: the study of osteoporotic fractures. *Journal of bone and mineral research: the official journal of the American Society for Bone and Mineral Research* **16**, 1108–1119 (2001).
21. Pou, K. M. *et al.* Visceral and subcutaneous adipose tissue volumes are cross-sectionally related to markers of inflammation and oxidative stress: the Framingham Heart Study. *Circulation* **116**, 1234–1241 (2007).
22. Wood, I. S., Wang, B., Jenkins, J. R. & Trayhurn, P. The pro-inflammatory cytokine IL-18 is expressed in human adipose tissue and strongly upregulated by TNF $\alpha$  in human adipocytes. *Biochemical and biophysical research communications* **337**, 422–429 (2005).

23. Chambers, A. J., Sukits, A. L., McCrory, J. L. & Cham, R. The effect of obesity and gender on body segment parameters in older adults. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* **25**, 131 (2010).
24. Matrangola, S. L., Madigan, M. L., Nussbaum, M. A., Ross, P. & Davy, K. P. Changes in body segment inertial parameters of obese individuals with weight loss. *Journal of biomechanics* **41**, 3278–3281 (2008).
25. Pryce, R. & Kriellaars, D. Body segment inertial parameters and low back load in individuals with central adiposity. *Journal of Biomechanics* **47**, 3080–3086 (2014).
26. Tortora, G. J. & Nielsen, M. T. *Principles of human anatomy (14th edition)*. (John Wiley & Sons Inc, 2002).
27. Actuator (2021, 10 maggio). in *Wikipedia* <https://en.wikipedia.org/wiki/Actuator>.
28. Duren, D. L. *et al. Body Composition Methods: Comparisons and Interpretation. Journal of Diabetes Science and Technology* vol. 2 [www.journalofdst.org](http://www.journalofdst.org) (2008).
29. Shepherd, J. A., Ng, B. K., Sommer, M. J. & Heymsfield, S. B. Body composition by DXA. *Bone* **104**, 101–105 (2017).
30. World Health Organization. *Assessment of fracture risk and its application to screening for postmenopausal osteoporosis: report of a WHO study group*. (1994).
31. Kanis, J. A., Melton, L. J., Christiansen, C., Johnston, C. C. & Khaltaev, N. The diagnosis of osteoporosis. *Journal of bone and mineral research: the official journal of the American Society for Bone and Mineral Research* **9**, 1137–1141 (1994).

32. Varacallo, M. A. & Fox, E. J. Osteoporosis and its complications. *Medical Clinics of North America* **98**, 817–831 (2014).
33. In silico (2021, 13 maggio). *in* *Wikipedia* [https://it.wikipedia.org/wiki/In\\_silico](https://it.wikipedia.org/wiki/In_silico).
34. Seshu, P. Textbook of finite element analysis. *PHI Learning Private Limited, New Delhi* 330 (2006).
35. What Is FEA | Finite Element Analysis? Documentation | SimScale. (02 Ottobre 2021). <https://www.simscale.com/docs/simwiki/fea-finite-element-analysis/what-is-fea-finite-element-analysis/>.
36. Divya, V. & Anburajan, M. Finite element analysis of human lumbar spine. *ICECT 2011 - 2011 3rd International Conference on Electronics Computer Technology* **3**, 350–354 (2011).
37. Shabana, A. A. Computational Dynamics, Second Edition. *Computational Dynamics, Second Edition* 1–522 (2001).
38. Disselhorst-Klug, C., Schmitz-Rode, T. & Rau, G. Surface electromyography and muscle force: Limits in sEMG–force relationship and new approaches for applications. *Clinical Biomechanics* **24**, 225–235 (2009).
39. Ghezelbash, F., Arjmand, N. & Shirazi-Adl, A. Effect of intervertebral translational flexibilities on estimations of trunk muscle forces, kinematics, loads, and stability. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering* **18**, 1760–1767 (2015).
40. Winter, D. A. Biomechanics and Motor Control of Human Movement: Fourth Edition. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement: Fourth Edition* **7**, 1–370 (2009).

41. Nissan, M. & Gilad, I. Dimensions of human lumbar vertebrae in the sagittal plane. *Journal of Biomechanics* **19**, (1986).
42. Pearcy, M. J. & Bogduk, N. Instantaneous axes of rotation of the lumbar intervertebral joints. *Spine* **13**, 1033–1041 (1988).
43. Zander, T., Dreischarf, M., Schmidt, H., Bergmann, G. & Rohlmann, A. Spinal loads as influenced by external loads: a combined in vivo and in silico investigation. *Journal of biomechanics* **48**, 578–584 (2015).
44. Schwab, F., Lafage, V., Boyce, R., Skalli, W. & Farcy, J. P. Gravity line analysis in adult volunteers: age-related correlation with spinal parameters, pelvic parameters, and foot position. *Spine* **31**, (2006).
45. The Lumbar Spine Model — AMMR v2.3.4 Documentation. [https://anyscript.org/ammr-doc/body/lumbar\\_spine\\_model.html](https://anyscript.org/ammr-doc/body/lumbar_spine_model.html).
46. de Leva, P. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of biomechanics* **29**, 1223–1230 (1996).
47. Pearsall, D. J., Reid, J. G. & Livingston, L. A. Segmental inertial parameters of the human trunk as determined from computed tomography. *Annals of biomedical engineering* **24**, 198–210 (1996).
48. Velardo, C. & Dugelay, J. L. Weight estimation from visual body appearance. *IEEE 4th International Conference on Biometrics: Theory, Applications and Systems, BTAS 2010* (2010) doi:10.1109/BTAS.2010.5634540.
49. Obesity. *World Health Organization* [https://www.who.int/health-topics/obesity#tab=tab\\_1](https://www.who.int/health-topics/obesity#tab=tab_1), (2020, 3 settembre).
50. Pearsall, D. J., Reid, J. G. & Ross, R. Inertial properties of the human trunk of males determined from magnetic resonance imaging. *Annals of biomedical engineering* **22**, 692–706 (1994).

51. Dempster, W. *Space Requirements of the Seated Operator*, WADC Technical Report 55-159. <http://www.dtic.mil/docs/citations/AD0087892> (1955) doi:10.21236/AD0087892.
52. Davidson, P. L., Wilson, S. J., Wilson, B. D. & Chalmers, D. J. Estimating subject-specific body segment parameters using a 3-dimensional modeller program. *Journal of Biomechanics* **41**, 3506–3510 (2008).
53. Dumas, R., Chèze, L. & Verriest, J. P. Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters. *Journal of Biomechanics* **40**, 543–553 (2007).
54. Plagenhoef, S., Gaynor Evans, F. & Abdelnour, T. *Anatomical Data for Analyzing Human Motion*. vol. 54 (1983).
55. BMI classification. World Health Organization (2006). [https://apps.who.int/bmi/index.jsp?introPage=intro\\_3.html](https://apps.who.int/bmi/index.jsp?introPage=intro_3.html), Ultimo aggiornamento 25/08/2021 [25/08/2021].
56. Senteler, M., Weisse, B., Rothenfluh, D. A. & Snedeker, J. G. Intervertebral reaction force prediction using an enhanced assembly of OpenSim models. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* **19**, 538–548 (2016).
57. Vasavada, A. N., Li, S. & Delp, S. L. Influence of muscle morphometry and moment arms on the moment-generating capacity of human neck muscles. *Spine* **23**, 412–422 (1998).
58. Christophy, M., Senan, N. A. F., Lotz, J. C. & O'Reilly, O. M. A Musculoskeletal model for the lumbar spine. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology* **11**, 19–34 (2012).
59. Holzbaur, K. R. S., Murray, W. M. & Delp, S. L. A Model of the Upper Extremity for Simulating Musculoskeletal Surgery and Analyzing

- Neuromuscular Control. *Annals of Biomedical Engineering* 2005 33:6 **33**, 829–840 (2005).
60. Shan, G. & Bohn, C. Anthropometrical data and coefficients of regression related to gender and race. *Applied ergonomics* **34**, 327–337 (2003).
  61. Bruno, A. G., Bouxsein, M. L. & Anderson, D. E. Development and validation of a musculoskeletal model of the fully articulated thoracolumbar spine and rib cage. *Journal of Biomechanical Engineering* **137**, (2015).
  62. Liu, Y. K., Laborde, J. M. & van Buskirk, W. C. Inertial properties of a segmented cadaver trunk: their implications in acceleration injuries. *Aerospace Medicine* **42**, 650–657 (1971).
  63. Panjabi, M. M. *et al.* Human lumbar vertebrae. Quantitative three-dimensional anatomy. *Spine* **17**, 299–306 (1992).

# Ringraziamenti

Vorrei ringraziare l'Ing. Luca Rinaudo, per avermi dato la possibilità di sviluppare questa tesi e per l'estrema cordialità e disponibilità mostrate nei miei confronti.

Ringrazio inoltre la Professoressa Cristina Bignardi, per l'opportunità che mi ha dato di svolgere, in unione allo sviluppo della tesi, un'esperienza di insegnamento nei licei, che si è dimostrata essere molto arricchente e formativa.

Un ringraziamento particolare va all'Ing. Alessandra Aldieri, per la sua disponibilità, per il supporto e la sua guida nello sviluppo di questo progetto.

Ringrazio inoltre l'Ing. Mara Terzini, l'Ing. Simone Borrelli e l'Ing. Giovanni Putame per la loro disponibilità e consulenza.

Un grazie immenso va alla mia famiglia: ai miei genitori, ai nonni, agli zii, e alla mia fantastica sorella, per essere sempre stati un punto di riferimento e per tutto l'affetto e il supporto che mi hanno dato, anche quando pensavo che avrei fatto "Tutto... tranne che il Politecnico!".

Grazie al gruppo dell'università, per le risate, il supporto, per i gelati da Giovanni, e perché con loro in qualche modo è stato possibile sopravvivere a giornate con 10 ore e mezza di lezione.

Un Grazie speciale va ad Anto, per le settimane di studio *matto e disperatissimo*, per i sabati al Poli e per le domeniche in ufficio (perché anche il Poli ingiustamente chiude), perché né 1000 km di distanza né tantomeno il Covid ci hanno fermate, perché prima o poi a Trieste ci andremo!

Grazie infine al Nichelino Boschetto, perché sono una squadra fantastica, dentro e fuori dal campo, e perché puoi contare sul fatto che il venerdì sera li troverai all'Old a bere una birra assieme.

So long, and thanks for all the fish!

