

POLITECNICO DI MILANO

Scuola di Ingegneria Industriale e dell'Informazione

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica



**RUOLO DELLA PRESSIONE INTRACAVITARIA
DURANTE IL SOLLEVAMENTO DI UN PESO IN
AMBIENTE OPENSIM**

Relatore: Prof.ssa Manuela Galli

Correlatore: Ing. Lucia Donno

Tesi di laurea magistrale di: Sonia Leggieri

Matricola: 944098

Anno accademico 2022/2023

RINGRAZIAMENTI

Dedico questo spazio a tutti coloro i quali mi sono stati accanto in questo lungo e complicato percorso. Vorrei ringraziarvi uno per uno perché ciascuno di voi è stato determinante per il raggiungimento di questo impossibile traguardo. Sono consapevole di essere stata assente, distratta, impegnata e di non avere dedicato il giusto tempo e le giuste attenzioni ai miei cari, agli amici e ai parenti più stretti che sono stati le persone più importanti che mi hanno cresciuta e che hanno contribuito a formare la persona che sono oggi.

Comincio col ringraziare la mia famiglia, mi è sempre stata accanto nei momenti più fragili, mi ha sempre supportata e sopportata in qualunque occasione e per qualunque decisione io abbia preso. Ringrazio anche la mia famiglia lontana, i parenti “di giù”. Hanno sempre trovato un momento per me, per una telefonata, per gioire con me dei miei successi, dei miei esami superati, dei miei buoni voti. Anche se io, in realtà, non ho mai trovato tempo a sufficienza per poter ricambiare tutte queste attenzioni.

Ringrazio mio padre, sempre attento e riflessivo, mi ha sostenuta con coraggio spronandomi e incitandomi in ogni momento. È da sempre il mio fan numero uno. Mi ha sempre ricordato quanto io fossi capace, indistruttibile e intelligente; ha sempre sottolineato il mio valore. Anche quando non credevo di averlo. Soprattutto quando credevo di non essere abbastanza. Ringrazio mia madre che mi ha sempre preparato il pranzo da portare in università, ogni giorno inventava un piatto adatto per evitare di farmi fare la fila al forno a microonde al freddo e sotto la pioggia; sempre la prima della famiglia a mandare un messaggio quando avevo la notizia di un mio successo, di aver preso un buon voto; sempre la prima anche quando comunicavo i miei fallimenti, per sostenermi e ricordarmi di riprovare ancora e ancora. Ringrazio tantissimo mia sorella Ambra, è stata davvero la sola e unica ad evitarmi di impazzire sul serio del tutto a causa dello studio. Ha sempre intuito il momento in cui il pensiero di non farcela si stava impossessando della mia mente e ha sempre portato gioia e allegria nella mia cameretta di studio e nel mio cuore. Ringrazio molto anche il mio compagno Gianluca che ha sempre avuto tantissima pazienza, mi ha aspettata, supportata, consolata ogni volta che il momento lo richiedeva; ma soprattutto quando non era chiaramente richiesto; sempre pronto a capire il mio stato d'animo e sempre pronto a far crollare il muro di mattoni che mi sono da sempre costruita attorno quando le cose non

scorrono per il verso giusto, secondo i miei piani. Perché la vita si sa, non va mai come la immaginiamo. Ringrazio molto anche i miei colleghi e responsabili che mi hanno permesso di essere arrivata a questo punto oggi. Mi hanno sempre sostenuta quando arrivavo al lavoro pensierosa e ansiosa di non farcela, hanno sempre creduto in me e nelle mie capacità. Mi hanno sempre chiamata Dottoressa. Anche se in realtà ancora non lo ero. Ringrazio il Politecnico di Milano che mi ha dato le basi e la forma mentis necessaria per affrontare qualsiasi problema nella vita, per avermi resa invincibile.

Ringrazio in ultimo il mio professore delle medie che mi ha insegnato ad essere curiosa e ad appassionarmi allo studio. Per la fine della scuola regalò a noi studenti un quadretto con l'immagine del gabbiano Jonathan Livingston. Sul retro una frase tratta dal romanzo di Richard Bach: "puoi arrivare da qualsiasi parte, nello spazio e nel tempo, dovunque tu desideri". E aveva ragione. Alla fine ci sono arrivata.

Grazie a tutti

INDICE

| | |
|---|-----------|
| 1. INTRODUZIONE | 12 |
| 2. FISIOLOGIA DEL RACHIDE E RUOLO DELLA PRESSIONE INTRACAVITARIA | 15 |
| 2.1. IL RACHIDE | 16 |
| 2.1.1. ANATOMIA FUNZIONALE E BIOMECCANICA..... | 16 |
| 2.1.2. BIOMECCANICA DEL SOLLEVAMENTO DI UN PESO | 26 |
| 2.2. PRESSIONE INTRACAVITARIA | 30 |
| 2.2.1. ANATOMIA FUNZIONALE | 30 |
| 2.2.2. FORZE AGENTI SULL'UNITA' FUNZIONALE L5-S1..... | 33 |
| 2.2.3. ESPERIMENTO LABORATORIALE | 39 |
| 3. MODELLI BIOMECCANICI | 42 |
| 3.1. MODELLO BIOMECCANICO IN LETTERATURA | 42 |
| 3.1.1. EFFETTI DELLA PRESSIONE INTRADDOMINALE SUI CARICHI SPINALI | 42 |
| 3.2. MODELLO BIOMECCANICO IN OPENSIM | 50 |
| 3.3. SOFTWARE | 54 |
| 3.3.1. APPROCCI DI MODELLAZIONE | 57 |
| 3.3.2. CONSIDERAZIONI E SCELTA DELL'APPROCCIO DI MODELLAZIONE..... | 65 |
| 4. MATERIALI E METODI | 67 |
| 4.1. SCOPO E DESCRIZIONE DELLO STUDIO | 67 |
| 4.2. ELABORAZIONE DEI DATI | 70 |
| 4.2.1. INVERSE KINEMATICS | 70 |
| 4.2.2. INVERSE DYNAMICS | 74 |

| | | |
|-------------|--|------------|
| 4.2.3. | CAVITA' ADDOMINALE E PRESSIONE INTRACAVITARIA | 75 |
| 4.2.4. | CALCOLO DI FORZE E MOMENTI | 84 |
| 5. | RISULTATI E DISCUSSIONE | 86 |
| 5.1. | PRESSIONE INTRACAVITARIA ASSENTE | 86 |
| 5.2. | 100 Pa < PRESSIONE INTRACAVITARIA < 5700 Pa..... | 90 |
| 5.3. | PRESSIONE INTRACAVITARIA AUMENTATA RISPETTO AI VALORI PUBBLICATI..... | 93 |
| 5.4. | VARIAZIONE DELLA FORZA PRESSORIA AL VARIARE DEL PESO SOLLEVATO | 97 |
| 6. | CRITICITA', CONCLUSIONI E SVILUPPI FUTURI | 99 |
| 6.1. | CRITICITA' RISCONTRATE..... | 99 |
| 6.2. | CONCLUSIONI E SVILUPPI FUTURI..... | 100 |
| 7. | BIBLIOGRAFIA | 105 |

SOMMARIO

Il Lower Back Pain (LBP), al giorno d'oggi, è un disturbo che affligge un'estesa percentuale di lavoratori impegnati nella movimentazione manuale dei carichi (MMC). Questa problematica può scaturire dal sollevamento dei carichi di una certa natura in ambito lavorativo, impiegando una postura scorretta, priva di mezzi di supporto che possano sostenere la colonna vertebrale durante l'esecuzione del gesto.

Il seguente studio si pone l'obiettivo di analizzare il task motorio del sollevamento di un peso dapprima di 20 kg poi di natura variabile tra 0 kg e 50 kg; successivamente si riserva di valutare il valore assunto dalla forza pressoria R agente sull'unità funzionale L5-S1 in seguito a tre valori differenti assegnati alla pressione endoaddominale.

Durante il sollevamento di un peso del primo tipo è stata eseguita un'analisi biomeccanica sul rachide: sono state quantificate ed analizzate le forze e i momenti articolari in gioco che agiscono su di esso. In particolare è stata quantificata la forza pressoria che agisce sull'unità funzionale L5-S1 determinandone il valore durante la sola fase di estensione (da 40° a 0°). Il calcolo di suddetta forza viene eseguito in relazione al valore assunto dalla pressione intraddominale. Tale valore di pressione assume una notevole importanza nello studio condotto; la sua azione permette di diminuire il valore della forza pressoria agente sull'unità funzionale L5-S1 di modo tale da agevolare i lavoratori durante la movimentazione manuale dei carichi. Si è scelto di studiare gli effetti generati dalla presenza/assenza della pressione intracavitaria sul rachide poiché in prima persona svolgo un lavoro che richiede la movimentazione manuale di oggetti ed era doveroso per me condurre uno studio che in qualche modo tentasse di salvaguardare la salute dei colleghi in ambiente lavorativo.

In prima battuta è stato assegnato un valore di pressione endocavitaria nullo, successivamente un valore compreso tra 100 Pa e 5700 Pa ed infine si è scelto ipoteticamente di raddoppiare sia il valore massimo che il minimo facendo assumere alla pressione intracavitaria un valore compreso tra 200 Pa e 11400 Pa assumendo che questo fosse possibile e che non creasse degli scompensi a livello fisico, da verificare in studi futuri.

I risultati ottenuti dal presente studio hanno dimostrato che: l'aumento della pressione

intraddominale comporta una diminuzione della forza pressoria R agente sulle vertebre; questo permette di dedurre quindi che all'aumentare della pressione intracavitaria (IAP) diminuisca la forza pressoria esercitata sulle vertebre e quindi il dolore percepito a livello della zona lombare durante il sollevamento di un peso.

La conclusione di questo studio sottolinea l'importanza della pressione intracavitaria durante il sollevamento di un peso.

Come possibile sviluppo di tecnologie future si potrebbe pensare all'utilizzo di elettrodi comodamente applicabili sull'addome del lavoratore tramite cerotti ipoallergenici (ed ergonomici), in grado di stimolare i muscoli che costituiscono la parete addominale che a loro volta aumenteranno artificialmente la pressione endocavitaria che, di conseguenza, contribuirà a diminuire quindi la forza pressoria agente sull'unità funzionale L5-S1.

SUMMARY

Nowadays, lower Back Pain (LBP) is a disorder that afflicts a large percentage of workers engaged in manual handling of loads (MHL). This problem can arise from lifting loads of a certain nature at work, using an incorrect posture, lacking the means of support that can support the spinal column during the execution of the gesture.

The aim of the following study is to analyse the motor task of lifting a weight, first of 20 kg and then of a variable nature between 0 kg and 50 kg; subsequently, we will assess the value assumed by the pressure force R acting on the L5-S1 functional unit following three different values assigned to the intra-abdominal pressure.

During the lifting of a weight of the first type, a biomechanical analysis was performed on the spinal column: the forces and joint moments acting on it were quantified and analysed. In particular, the pressure force acting on the functional unit L5-S1 was quantified by determining its value during the extension phase alone (from 40° to 0°). The calculation of this force is carried out in relation to the value assumed by the intra-abdominal pressure. This pressure value is of considerable importance in the study conducted; its action makes it possible to decrease the value of the pressure force acting on the L5-S1 functional unit in such a way as to facilitate workers during the manual handling of loads. The choice was made to study the effects generated by the presence/absence of intracavitary pressure on the spinal column because I personally carry out a job that requires the manual handling of objects and it was my duty to conduct a study that would in some way attempt to safeguard the health of my colleagues in the working environment.

In the first instance, a value of zero intra-cavitary pressure was assigned, then a value of between 100 Pa and 5700 Pa, and finally a hypothetical choice was made to double both the maximum and minimum values, so that the intra-cavitary pressure would assume a value of between 200 Pa and 11400 Pa, assuming that this was possible and would not create any physical discomfort, to be verified in future studies.

The results obtained from the present study showed that: increasing the intra-abdominal pressure leads to a decrease in the pressure force R acting on the vertebrae; this allows us to

deduce that as the intracavitary pressure (IAP) increases, the pressure force exerted on the vertebrae decreases and therefore the pain perceived in the lumbar region when lifting a weight.

The conclusion of this study underlines the importance of intracavitary pressure during weight lifting.

As a possible development of future technologies, one could consider the use of electrodes that can be conveniently applied to the worker's abdomen by means of hypoallergenic (and ergonomic) patches, which can stimulate the muscles that make up the abdominal wall, which in turn will artificially increase the intra-cavitary pressure, which will therefore contribute to decreasing the pressure force acting on the L5-S1 functional unit.

1. INTRODUZIONE

Negli ultimi anni, una percentuale sempre più elevata di lavoratori è affetta dal cosiddetto Lower Back Pain, o anche più comunemente indicato come dolore nella parte bassa della schiena, nella zona lombare.

La lombalgia è un problema estremamente comune che la maggior parte delle persone prova ad un certo punto della propria vita. Sebbene esista una sostanziale eterogeneità tra gli studi epidemiologici sulla lombalgia che limitano la capacità di confrontare e raggruppare i dati, le stime dell'incidenza a un anno di un primo episodio di lombalgia variano tra il 6,3% e il 15,4%, mentre le stime dell'incidenza a un anno di qualsiasi episodio di lombalgia varia tra l'1,5% e il 36%. Negli studi in strutture sanitarie o cliniche, la remissione degli episodi a un anno varia dal 54% al 90. La maggior parte delle persone che soffrono di lombalgia limitante l'attività continuano ad avere episodi ricorrenti. Le stime di recidiva a un anno vanno dal 24% all'80% [1]. In particolare, i lavoratori colpiti da questa problematica sono coloro i quali svolgono la propria mansione all'interno di industrie, fabbriche, supermercati e simili, ovvero luoghi di lavoro in cui è prevista la movimentazione manuale dei carichi (MMC) [2]. Molti lavoratori coinvolti in questo tipo di attività sollevano i carichi in modo scorretto: incurvano la schiena anziché fletterla ovvero preferiscono sollevare manualmente un carico in modalità stoop piuttosto che in squat (in questa modalità di sollevamento pesi, la tibia deve essere in una posizione il più verticale possibile rispetto al pavimento. La posizione delle ginocchia non deve essere né in valgismo e nemmeno in varismo durante lo squat altrimenti si rischia di danneggiare la componente legamentosa) [3]; non utilizzano dispositivi utili al supporto lombare durante lo svolgimento del loro impiego; oppure li utilizzano ma sono indossati in modo scorretto a causa della fretta o dell'inesperienza; svolgono i compiti velocemente e in modo poco attento per poter accelerare le funzioni. Quanto appena detto costituisce un grave scompensamento a livello della zona lombare, nello specifico all'unità funzionale L5-S1 che è sottoposta all'azione di una forza pressoria notevole durante la fase di lifting.

Lo studio presentato all'interno di questo lavoro di tesi ha come scopo quello di calcolare la

forza pressoria R sull'unità funzionale L5-S1 durante la fase di lifting, ovvero durante il sollevamento di un peso pari a 20 kg [18], assegnando tre differenti range di valori alla pressione intraddominale ($IAP=0$, $100 \text{ Pa} < IAP < 5700 \text{ Pa}$, $200 < IAP < 11400 \text{ Pa}$) [7]. Il presente studio ha dimostrato che aumentando il valore della pressione endocavitaria diminuisce il valore della forza pressoria R, presupponendo di conseguenza che questo possa a sua volta diminuire i dolori percepiti a livello lombare (ipotesi non verificata). Il seguente studio è stato poi implementato da un altro obiettivo: quale sia la variazione della forza pressoria R sull'unità funzionale L5-S1 al variare del peso sollevato (sempre tenendo conto del valore assunto dalla pressione intracavitaria nelle casistiche sopra menzionate).

Per poter spiegare nel dettaglio quanto appena detto questo lavoro di tesi è stato suddiviso in sei capitoli, ciascuno dei quali spiega passo dopo passo le azioni che sono state condotte per raggiungere lo scopo.

Il primo capitolo introduttivo è utile per presentare la problematica affrontata ed approfondire lo stato dell'arte.

Nel secondo capitolo viene descritta la fisiologia del rachide e il ruolo della pressione intracavitaria. Si pone l'attenzione su quella che è l'anatomia della colonna vertebrale e si descrivono i componenti che la costituiscono. Si esegue un'analisi statica nel piano sagittale per la stazione eretta e per il tronco inclinato in avanti di un certo angolo e un'analisi dinamica per spiegare quale sia il contributo delle forze e dei momenti. Si analizza poi la biomeccanica del rachide durante il sollevamento di un peso. Si introduce infine la pressione intracavitaria, se ne discute il ruolo svolto e si valuta la sua importanza durante il sollevamento di un peso. Infine si descrive un esperimento laboratoriale utile per poter misurare la pressione endoaddominale e ribadire ulteriormente il valore aggiunto che essa fornisce durante il sollevamento di un peso.

Nel terzo capitolo si introduce il software OpenSim 4.4 tramite il quale è stato svolto lo studio e si descrivono le sue principali funzionalità. Si descrive il modello OpenSim scelto (*Modelling loads in OpenSim to simulate two-handed lifting*) sul quale è basato il lavoro di tesi.

Nel quarto capitolo si esegue la modifica del modello OpenSim scelto in modo tale da

raggiungere lo scopo ultimo. Si introduce la cavità addominale all'interno dell'addome del soggetto utile ad ospitare la pressione intracavitaria. Si esegue un'analisi delle forze in gioco durante il sollevamento di un peso di 20 kg. Si calcolano i momenti. Si estrapola quale sia la formulazione utile per poter valutare la forza pressoria R agente sull'unità funzionale L5-S1 durante il sollevamento di un peso da 20 kg nei tre casi ($IAP=0$, $100 \text{ Pa} < IAP < 5700 \text{ Pa}$, $200 < IAP < 11400 \text{ Pa}$).

Nel quinto capitolo si mostrano i risultati ottenuti. Infine, si calcola quale sia il valore assunto dalla forza pressoria R agente sull'unità funzionale L5-S1 durante il sollevamento di un peso di varia natura (da 0 kg a 50 kg). Segue poi una discussione dettagliata dei risultati ottenuti.

Nel sesto capitolo, il capitolo conclusivo, si traggono le conclusioni dello studio condotto, se ne descrivono le criticità e si delineano i possibili sviluppi futuri del lavoro di tesi condotto.

In sintesi, il presente studio si ripropone quindi di:

- Isolare la fase di sollevamento di un peso di 20 kg da parte di un soggetto impiegando il software OpenSim 4.4;
- Calcolare il valore della forza pressoria R agente sull'unità funzionale L5-S1 durante la fase di lifting considerando i tre valori assunti dalla pressione intraddominale IAP ($IAP=0$, $100 \text{ Pa} < IAP < 5700 \text{ Pa}$, $200 < IAP < 11400 \text{ Pa}$);
- Dimostrare che, aumentando il valore assunto dalla pressione intracavitaria durante il task motorio, diminuisce la forza pressoria R agente sull'unità funzionale L5-S1.

2. FISIOLOGIA DEL RACHIDE E RUOLO DELLA PRESSIONE INTRACAVITARIA

All'interno di questo capitolo si pone l'attenzione su due argomenti:

- Anatomia e biomeccanica del rachide, biomeccanica durante il sollevamento di un peso
- Ruolo svolto dalla pressione intracavitaria

Dunque, viene delineato l'aspetto anatomico della colonna vertebrale, si pone l'attenzione sulle unità funzionali che la costituiscono e ci si preoccupa di eseguire un'analisi statica e dinamica per il caso di stazione eretta e tronco inclinato in avanti. Infine, si introduce la pressione intracavitaria e si descrive l'importanza della sua azione durante il sollevamento di un peso, utile a diminuire il carico imposto sulle vertebre.

2.1. IL RACHIDE

2.1.1. ANATOMIA FUNZIONALE E BIOMECCANICA

Il rachide è una struttura del corpo umano che può essere paragonata ad una struttura flessibile a snodi, occupa una posizione dorso-mediale a livello del torso ed ha molteplici funzioni:

- sostiene il corpo garantendogli stabilità ed equilibrio e permettendo di mantenere la postura eretta;
- consente di camminare e di muoverci assumendo svariate posizioni nello spazio, come il piegamento, l'estensione, la flessione e la rotazione;
- protegge il sistema nervoso e il midollo spinale, che scorrono al suo interno e da lì si diramano tramite i nervi a tutti gli organi vitali;
- funge da ammortizzatore in caso di traumi.

È una struttura meccanica molto complessa poiché costituita da tre curve mobili e da una curva fissa e dalle vertebre così suddivise:

- 7 vertebre cervicali, corrispondenti alla parte del collo (da C1 a C7)
- 12 vertebre dorsali, corrispondenti alla parte centrale della schiena (da T1 a T12)
- 5 vertebre lombari, equivalenti alla parte bassa della schiena (da L1 a L5)
- 5 vertebre sacrali, situate in prossimità del bacino (da S1 a S5)
- 4 o 5 vertebre coccigee che a volte possono essere fuse, collocate subito al di sotto delle precedenti (da Co1 a Co4 o Co5).

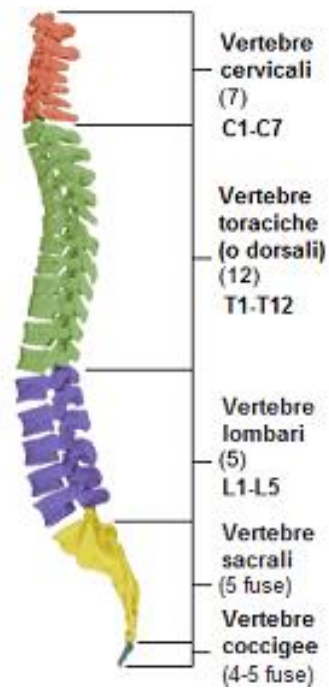


Figura 1: suddivisione delle diverse vertebre che compongono il rachide

Talvolta il termine “rachide” viene impiegato come sinonimo di colonna vertebrale anche se non è proprio del tutto corretto visto che riguarda il complesso costituito non solo dalle vertebre, ma anche i legamenti, i dischi intervertebrali, i muscoli, i vasi sanguigni, i nervi e il midollo spinale. Esso è sottoposto a carichi di varia natura quali compressione assiale ed eccentrica, trazione, flessione e torsione.

Poiché l’assetto della base (sacro) influenza ed è influenzato dall’assetto dei segmenti sovra e sottostanti, il segmento lombosacrale (L5-S1) assume un ruolo cruciale.

La mobilità coordinata del rachide nei diversi piani dello spazio è consentita dal movimento sincrono e coordinato di tutti i segmenti che lo compongono denominati segmenti di movimento.

L’unità funzionale del rachide è composta da due vertebre adiacenti e dai tessuti molli interposti [4].

In ogni segmento si distinguono:

- una porzione anteriore di sostegno (pilastro anteriore), costituita da due corpi vertebrali adiacenti, dal disco intervertebrale interposto, e dai legamenti (legamento longitudinale anteriore e legamento longitudinale posteriore);
- una porzione posteriore, di guida al movimento (pilastro posteriore), costituita dai peduncoli, dalle lamine, dai processi trasversi e spinosi, dalle articolazioni interapofisarie, dai legamenti giallo, sovra- spinoso, interspinoso, intertrasverso e dai muscoli.

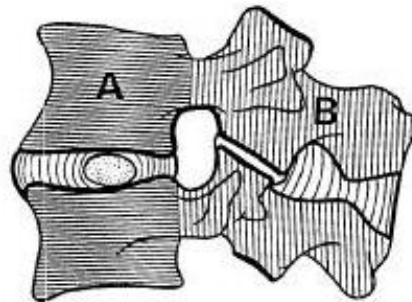


Figura 2: A pilastro anteriore, B pilastro posteriore

CORPO VERTEBRALE

Il corpo vertebrale è una robusta struttura costituita da una corticale di osso denso che racchiude osso spugnoso. La corticale delle facce superiore e inferiore di ogni corpo vertebrale è chiamata piatto vertebrale; questo è particolarmente ispessito al centro, dove è ricoperto da tessuto cartilagineo; nella sua parte periferica presenta un rilievo marginale (orletto marginale) che origina da un nucleo di ossificazione epifisario a forma di anello che si salda col resto del corpo vertebrale alla pubertà.



Figura 3: corpo vertebrale

Con l'età, il corpo vertebrale diventa più rigido ed è in grado di immagazzinare una minore quantità di energia e quindi di avere una minore resistenza alla frattura. Questo spiega da un lato la maggior predisposizione a fratture nell'anziano dati dai crolli osteoporotici, dall'altro la maggior gravità delle fratture nel giovane a causa della maggior quantità di energia liberata al momento della frattura.

DISCO INTERVERTEBRALE

Costituisce il fulcro attorno a cui avvengono gran parte dei movimenti intervertebrali. Si comporta come una sorta di cuscinetto situato tra due corpi vertebrali in grado di sostenere, distribuire e ammortizzare i carichi. È costituito da una parte centrale fluida, il nucleo polposo, e da una parte periferica fibroelastica ancorata ai piatti cartilaginei, anello fibroso, che racchiude il nucleo.

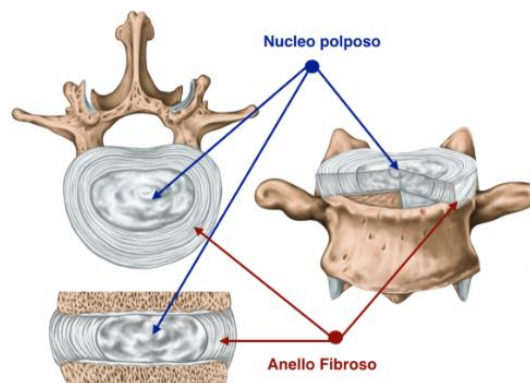


Figura 4: struttura del disco intervertebrale

Il nucleo è composto essenzialmente da acqua (85%) e da proteoglicani, famiglia di macromolecole la cui funzione è quella di legare notevoli volumi di acqua limitandone la fuoriuscita quando il disco è posto sotto pressione; questa funzione consente di limitare la deformazione a compressione del disco.

L'anello invece è formato da fibre collagene organizzate in lamelle concentriche disposte a strati attorno al nucleo; ciascuna lamella è composta da fasci di fibre a decorso parallelo. Poiché la direzione dei fasci varia da una lamella all'altra, il collagene forma nel suo complesso una rete fibrosa che, oltre a contenere rigidamente il nucleo, è in grado di deformarsi elasticamente in risposta ai carichi, assorbendo e distribuendo i carichi stessi attraverso il movimento reciproco delle lamelle.

La composizione chimica e la organizzazione strutturale del disco fa sì che il nucleo sia mantenuto sotto costante pressione e la rete di collagene sotto costante tensione, la qual cosa consente ai corpi vertebrali di non venire compressi l'uno sull'altro sotto carico. Questo meccanismo, ovviamente, perde di efficacia se si riduce la pressione intranucleare per esposizione prolungata al carico (che provoca una fuoriuscita di acqua dal nucleo), per riduzione della quantità di proteoglicani o per cedimento delle fibre dell'anello [5].

COMPORTAMENTO MECCANICO DEL DISCO

Il comportamento meccanico del disco è stato ampiamente studiato in laboratorio sottoponendo un segmento di movimento (isolato da cadavere) a una serie di test simulanti le condizioni presenti in vivo di applicazioni di carichi (statici, dinamici, di compressione, di torsione, di flessione, a diverse velocità di applicazione).

Sottoponendo un segmento di movimento lombare a un carico di compressione assiale a crescita progressiva, ad esempio, si è osservata dapprima una deformazione del disco; col crescere del carico è seguita la frattura del corpo vertebrale, che ha inizio a livello del piatto cartilagineo e, infine, la frattura del disco (Markolf e Morris, 1974) [6]. La deformazione del disco è legata essenzialmente alla deformazione della sua matrice solida se il tempo di applicazione del carico è inferiore ai due secondi, alla fuoriuscita di acqua se il tempo di applicazione del carico è superiore ai due secondi (Turek, 1977) [7]. Nel primo caso il cambiamento di forma del disco non è accompagnato da un cambiamento di volume, e alla rimozione del carico il recupero della forma originaria è immediato, o quasi (comportamento

elastico); nel secondo caso si ha sempre un'ariduzione di volume del disco, proporzionale alla quantità di acqua fuoriuscita, e il recupero della forma originaria alla rimozione del carico richiede sempre un certo tempo. Gli studi di Adams et al. (1994) [19] hanno evidenziato che il disco, mantenuto sotto un carico compressivo di 1000 Newton per due ore, si riduce in altezza di circa mm 2.

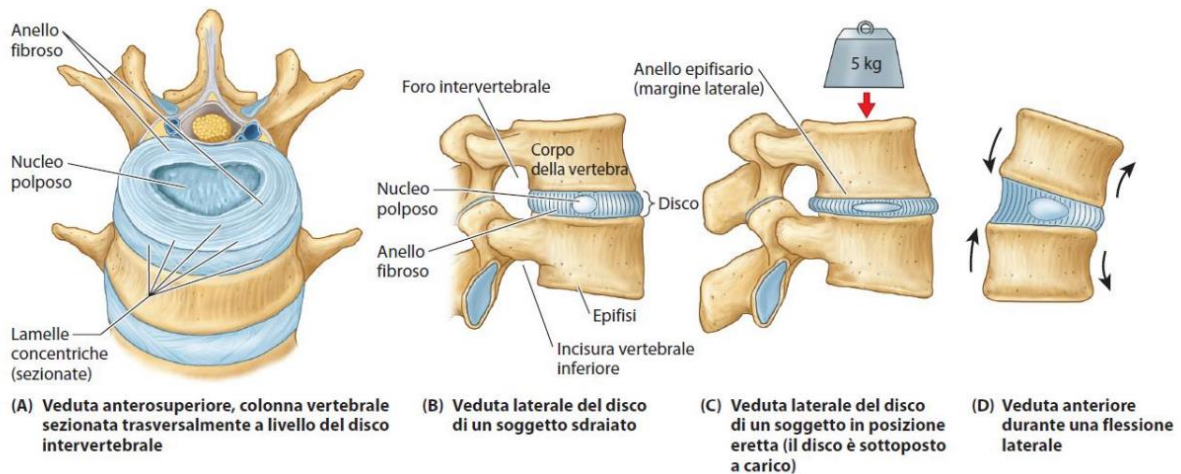


Figura 5: reazione del disco intervertebrale ai vari carichi applicati

- A) Il disco è composto da un nucleo polposo e da un anello fibroso. Gli strati superficiali dell'anello sono stati sezionati e distanziati per mostrare la direzione delle fibre. Posteriormente lo spessore degli strati dell'anello è minore: ciò rende la regione dell'anello più sottile.
- B) Il nucleo polposo, che contiene una sostanza gelatinosa, occupa la parte centrale del disco e agisce come un cuscinetto deformabile, svolgendo anche una funzione ammortizzatrice.
- C) Il nucleo si appiattisce e l'anello protrude quando viene applicato un peso, come ad esempio quando si assume la posizione eretta o ancora di più durante il sollevamento di un oggetto.
- D) Durante la flessione e l'estensione il nucleo polposo funziona da fulcro. L'anello è simultaneamente sottoposto a compressione da un lato e a compressione dall'alto [9].

FISIOPATOLOGIA DEL DISCO

Il disco, così come l'osso, può andare incontro a lesioni progressive da fatica a seguito di carichi cumulativi inferiori al carico di rottura o a seguito di carichi mantenuti nel tempo.

Queste consistono essenzialmente in:

- A) Lesioni all'interno dell'anello, specie nella sua porzione posteriore, più sottile e meno robusta, o a livello dei piatti vertebrali, con penetrazione al loro interno di materiale nucleare; questofenomeno è molto frequente nelle persone giovani e di mezza età mentre è raro nell'anziano a causa della bassa pressione intranucleare.

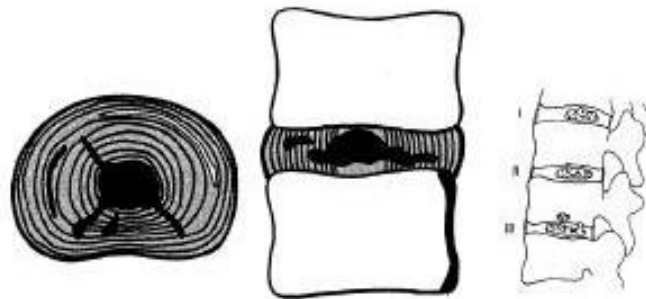


Figura 6: A: penetrazione di materiale nucleare nelle brecche createsi all'interno dell'anello per usura, trauma o invecchiamento - B: penetrazione di materiale nucleare nella spongiosa vertebrale a seguito dell'interruzione della continuità del piatto vertebrale

- B) penetrazione delle lamelle interne dell'anello nel nucleo (fenomeno frequente nell'anziano).

Con l'usura e l'invecchiamento si riduce anche il contenuto di proteoglicani del nucleo; ne consegue una perdita di gran parte della capacità ammortizzante del disco a causa della riduzione della capacità di trattenere acqua e dell'elasticità del disco.

ANALISI STATICA: PIANO SAGITTALE

Stazione eretta

In posizione eretta, il rachide si comporta come una colonna lunga e sottile a snodi sottoposta

a carichi compressivi assiali ed eccentrici. A livello lombo-sacrale, la forza di gravità G (quando non incrocia l'asse trasverso di rotazione situato più o meno a livello del nucleo polposo del disco), genera momenti esterni di flessione o di estensione che devono essere contrastati dalla tensione attiva e passiva dei muscoli (estensori e flessori) del rachide e dalla tensione passiva delle altre parti molli. In pratica il sistema costituito da: rachide, articolazione lombosacrale, muscolatura del rachide e parti molli può essere considerato come una leva di primo genere; il fulcro corrisponde al disco intervertebrale, la resistenza alla forza di gravità relativa G , la potenza alla forza M generata dai muscoli e dalle altre parti molli posizionate sul versante opposto a quello verso cui agisce la forza di gravità. Quando la leva è in equilibrio i momenti di G e di M sono uguali ed opposti e la somma delle forze in gioco (risultante R_s di G e M) si scarica quasi interamente sul disco (in condizioni normali il disco sopporta l'80% del carico, mentre il 20% è sopportato dalle faccette articolari; se i dischi sono degenerati, tutto l'assetto biomeccanico del rachide è modificato e il 70% del carico è sopportato dalle faccette articolari) (Adams et al., 1996) [8].

Tronco inclinato in avanti

In questo caso la forza di gravità relativa passa costantemente al davanti del rachide generando momenti destabilizzanti (di flessione), tanto maggiori quanto maggiore è l'angolo di flessione, che devono essere contrastati dai muscoli e dalle altre parti molli posteriori. In condizioni normali, quando il tronco è flesso di 45° , la risultante R_s delle forze esterne (gravità) e interne (tensione muscolare attiva e passiva + tensione passiva delle altre parti molli posteriori) è stata stimata aggirarsi sui 2500-3000 Newton (250-300 Kg.) a livello L5-S1 (Cochran,1982) [10]; aumenta se gli arti superiori e il tronco sopportano un carico addizionale. Questa forza può essere scomposta nelle sue componenti di compressione (che comprime una vertebra contro l'altra), e di taglio (che tende a far scivolare in avanti la vertebra soprastante rispetto a quella sottostante). Mentre la forza di compressione si scarica essenzialmente sul disco intervertebrale, quella di taglio si scarica sulle faccette articolari e sulle strutture molli posteriori (anello posteriore e legamenti).

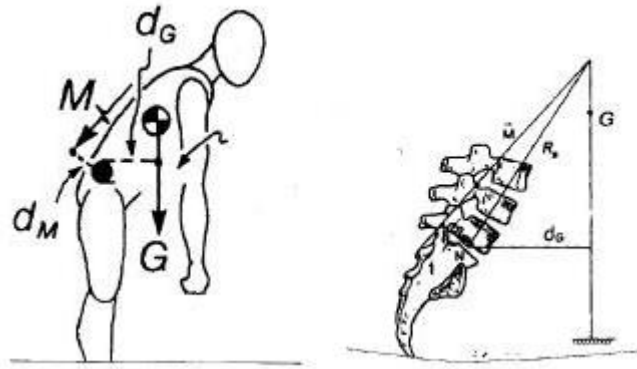


Figura 7: forze agenti in corrispondenza del rachide lombo-sacrale nella posizione a tronco inclinato in avanti, senza appoggio anteriore

G = forza peso del sistema gravante al di sopra del sacro, applicata nel centro di gravità di tale sistema.

M = forza generata dalle parti molli (muscoli e legamenti) situate a livello della porzione posteriore del rachide lombare.

dG = braccio di leva di G

dM = braccio di leva di M

Per mantenere il rachide in equilibrio a livello lombo sacrale deve essere soddisfatta l'equazione: $G \cdot dG = M \cdot dM$

Essendo $dG > dM$, M dovrà essere superiore a G , tanto più quanto maggiore è la differenza dei bracci delle due forze.

Poiché la forza risultante di G e M si scarica sul fulcro (disco lombo sacrale, essenzialmente), non è difficile immaginare il carico che si produce a questo livello.

ANALISI DINAMICA

A causa dell'orientamento delle faccette articolari, i movimenti del rachide lombo sacrale sono assai limitati sul piano frontale (inclinazione laterale) e sul piano orizzontale (rotazione, o torsione). I movimenti sul piano sagittale (flesso estensione), al contrario, sono abbastanza ampi raggiungendo, nei soggetti giovani, un'escursione complessiva di circa 80° . Questi sono ripartiti tra le diverse unità funzionali e raggiungono la massima ampiezza a livello dei segmenti L4-L5 e L5-S1.

Le forze implicate nella dinamica del rachide lombare sul piano sagittale sono:

- la forza peso del sistema capo-tronco-arti superiori (G);
- la forza dei muscoli del tronco (estensori, flessori) e delle altre parti molli (M);
- l'inerzia.

Il mantenimento di una posizione statica senza appoggio del tronco richiede che i momenti prodotti a livello del rachide lombare siano in equilibrio. Al contrario, per effettuare un movimento i momenti prodotti a livello del rachide lombare non devono più essere in equilibrio.

Dalla posizione statica a tronco flesso in avanti, ad esempio, se si aumentasse la forza di contrazione dei muscoli estensori del tronco, il momento di estensione da questi generato supererebbe il momento di flessione generato dal peso del sistema capo-tronco-arti superiori (G) e si avrebbe un'estensione del rachide, tanto più veloce quanto maggiore è la differenza dei due momenti.

Se, viceversa, la forza generata dai muscoli estensori si riducesse, il momento di flessione di G andrebbe a prevalere sul momento di M e si avrebbe una flessione del tronco, tanto più rapida quanto maggiore è la differenza dei momenti in gioco. In tutti i casi, durante i movimenti del tronco, i carichi sulle strutture rachidee sono maggiori di quelli prodotti in condizioni statiche.

Durante la flessione del tronco, a partire dalla stazione eretta, i muscoli posteriori del rachide (se attivi) si contraggono eccentricamente con una forza proporzionale alla velocità del movimento, agendo da freno al movimento, aiutati in questa azione dalle altre parti molli posteriori.

Gli sforzi di trazione sviluppati dalle strutture "passive" posteriori sono tanto maggiori quanto minore è il contributo attivo dei muscoli nel contrastare la flessione e sono proporzionali al loro modulo di elasticità (rigidezza), alla temperatura, all'angolo di flessione e alla velocità del movimento; si modificano inoltre, così come gli sforzi massimi sopportati prima della rottura, con il ripetersi del movimento (carico ciclico), riducendosi ad ogni movimento successivo (se l'intervallo tra una flessione e l'altra è sufficientemente breve e non lascia ai tessuti il tempo per il ripristino delle loro caratteristiche meccaniche di base). Se il controllo muscolare della flessione è alterato e la velocità del movimento è elevata, gli sforzi sviluppati e l'energia accumulata agli ultimi gradi di flessione a livello delle strutture

rachidee possono raggiungere livelli tali da provocare danni irreversibili [5].

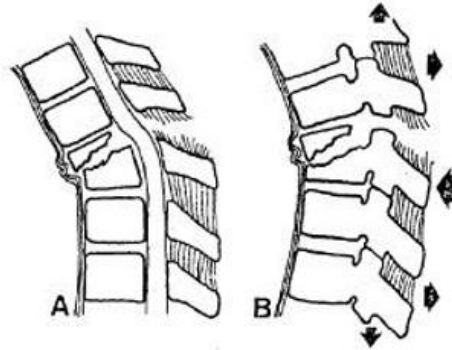


Figura 8: superamento del punto di snervamento e/o del punto di rottura di muscoli, legamenti e anello, lesioni delle faccette articolari e dei corpi vertebrali.

2.1.2. BIOMECCANICA PER IL SOLLEVAMENTO DI UN PESO

Durante il sollevamento di un peso è bene approfondire alcuni concetti utili per comprendere meglio il fine dei nostri scopi. Il carico biomeccanico è definito, solitamente, come la quantità di peso sollevato supportato dal corpo. Il momento invece è definito come il prodotto tra la forza e la distanza da un punto di equilibrio (fulcro). Relativamente alla zona lombare della schiena, il momento si presenta come la posizione del peso sollevato rispetto al punto di rotazione (fulcro) della colonna vertebrale (tipicamente L5/S1) che definisce il carico che agisce sul corpo. Nel sistema delle leve l'intensità della forza richiesta per sollevare un oggetto è una funzione sia del peso dell'oggetto sia della distanza dell'oggetto dal fulcro (vantaggio meccanico). Quindi, semplificando la schiena ad un sistema di leve, il carico che agisce sulla colonna vertebrale non è semplicemente una funzione del peso dell'oggetto sollevato.

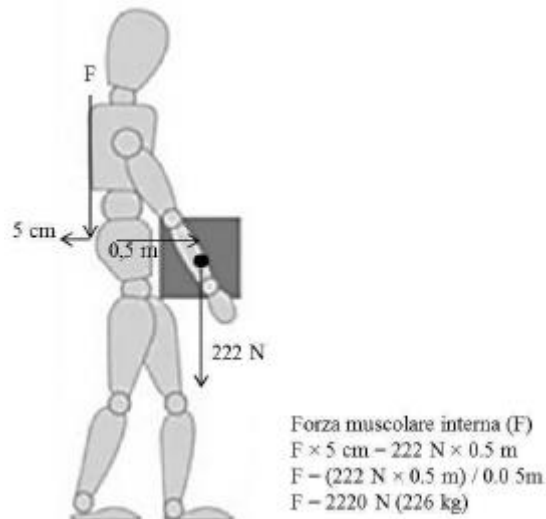


Figura 9: esempio dell'azione della forza interna (F) richiesta per supportare la forza esterna esercitata dall'oggetto ad una distanza di 0,5 m dalla colonna vertebrale

Nella biomeccanica l'apparato muscoloscheletrico può essere rappresentato come un sistema di leve utilizzate per descrivere il carico a cui sono sottoposti i tessuti attraverso il modello biomeccanico. La schiena e la colonna vertebrale possono essere rappresentate dal concetto di leva di primo tipo. Le leve di primo tipo hanno il fulcro posizionato tra il peso sollevato (ad una estremità della leva) e una forza (interna al corpo) opposta all'altra estremità del sistema. In questo caso la colonna vertebrale funge da fulcro. Quando un oggetto viene sollevato si genera un momento (forza esterna al corpo) nella parte anteriore della colonna vertebrale risultante dal peso dell'oggetto moltiplicato per il numero di volte che questo si allontana dalla colonna vertebrale. Il momento è contrapposto all'attività dei muscoli della schiena; tuttavia, i muscoli sono in una posizione di svantaggio meccanico perché la distanza dalla colonna vertebrale è di molto inferiore alla distanza che esiste tra l'oggetto sollevato e la colonna. Il concetto delle leve applicato alla schiena dimostra la coesistenza di due tipi di forza che agiscono sullo stesso sistema e sono le forze esterne ed interne. Le forze esterne sono riferite al carico che agisce sulla colonna, risultante dalla forza di gravità che agisce sull'oggetto sollevato. Le forze interne sono quelle che devono contrastare le forze esterne, esercitate dai muscoli della schiena. Dal punto di vista biomeccanico le forze esterne hanno dei vantaggi se paragonate alle forze interne durante l'attività di sollevamento. Infatti, se un oggetto di piccole dimensioni ha un braccio di leva maggiore dal fulcro rispetto al braccio della leva opposto, allora la forza esercitata contrapposta sarà altrettanto grande per bilanciare il peso dell'oggetto, quindi sarà necessario

uno sforzo maggiore da parte dei muscoli che si trovano molto più vicini alla colonna vertebrale, e che costituiscono la forza interna. Negli ambienti di lavoro non è raro trovare delle situazioni in cui il braccio delle forze esterne arrivi anche a 10 volte il braccio delle forze interne. Le forze interne devono contrastare quanto esercitato dalle forze esterne e per questo motivo i muscoli della schiena sono coinvolti nell'attività di sollevamento manuale di oggetti. I muscoli sono maggiormente attivi quando il movimento è accelerato (dalla equazione della forza come massa per accelerazione). Quindi l'intensità delle forze interne necessarie per sollevare un oggetto può essere influenzata da un movimento dinamico. Per le forze esterne queste dipendono dall'inerzia del movimento, quindi le forze interne possono aumentare o diminuire in base alla direzione dell'oggetto in movimento. Per complicare la questione, inoltre, quando i muscoli coinvolti sono molteplici, per sostenere il carico esterno e controllare il movimento anche le articolazioni della colonna si sovraccaricano. Durante l'attività lavorativa l'apparato muscoloscheletrico della colonna è quindi sollecitato maggiormente dalle forze interne, che possono indurre sia carichi di tipo acuto sui tessuti, sia carichi di tipo cumulativo. La somma delle forze interne e delle forze esterne costituisce il totale delle forze agenti sulla colonna vertebrale. Inoltre quando si deve valutare l'impatto dell'attività di sollevamento sulla colonna, non bisogna solamente considerare la forza applicata esteriormente (peso dell'oggetto), ma devono essere analizzate più approfonditamente le forze interne che sono quelle che interessano l'apparato muscoloscheletrico [11].

FORZE AGENTI SUL RACHIDE DURANTE IL SOLLEVAMENTO DI UN PESO

Le forze agenti sulla colonna vertebrale sono la risposta ad attività o compiti di sollevamento svolti da una persona. La loro somma può essere rappresentata da un vettore che ha una propria direzione e intensità. Per valutare se le forze possano comportare un rischio per la colonna vertebrale è necessario paragonare le loro dimensioni con le dimensioni delle forze valutate in termini di tolleranza. La natura delle forze agenti sulla colonna vertebrale può essere riassunta attraverso diversi tipi di carichi:

- forze assiali: generano compressione o tensione lungo l'asse longitudinale della colonna

- forze laterali: generano forze di “*taglio*” laterali alla colonna
- forze antero-posteriori: generano forze anteriormente e posteriormente alla colonna
- forze di torsione: generano la torsione delle strutture della colonna

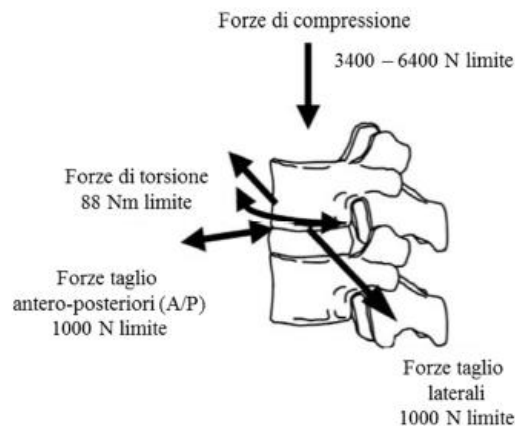


Figura 10: forze di carico sui dischi vertebrali e limiti

Un elemento importante per valutare la relazione tra forze di carico e il potenziale rischio associato al lavoro è eseguire una analisi accurata e realistica della risposta dei tessuti della colonna vertebrale durante l'attività di sollevamento. Le modalità per misurare queste risposte dei tessuti, si basano su misure dirette, ma difficilmente eseguibili, o misure indirette che si basano sulle misure biomeccaniche. Misurare le forze interne è ciò che permette di comprendere la reale reazione dei tessuti. I modelli biomeccanici utilizzati sono diversi e tutti si avvalgono di determinati compromessi tra capacità di misurazione e la misurazione reale associata alle forze di carico generate dallo svolgimento di un compito di sollevamento. In sintesi i modelli biomeccanici permettono di consolidare la logica riguardante il funzionamento del sistema biomeccanico della colonna vertebrale in un modo più comprensibili. Il loro utilizzo inoltre quantifica come l'esposizione in eccesso possa produrre una risposta, e delle conseguenze, nei tessuti della colonna vertebrale rispetto al livello di tolleranza. Ciò che però risulta di maggior interesse di studio è il contributo che la contrazione muscolare può apportare rispetto alle forze di carico sulla colonna. In questo modo è possibile quindi comprendere come la risposta muscolare determini l'intensità, la direzione e la durata dell'attività di sollevamento rispetto i tessuti della colonna. Ci sono stati molti tentativi di studio per comprendere come i muscoli fossero coinvolti in queste attività, ma nessuno è mai stato così accurato da predire le risposte reali allo sforzo data la

variabilità delle attività dinamiche cui i lavoratori sono esposti nell'ambiente di lavoro.

Ciò che si evince dai diversi studi citati fino ad ora è che sicuramente è più gravoso per la zona lombare (a livello delle vertebre L5-S1) sollevare un peso a corpo libero (ovvero senza il contributo dato dall'azione dei muscoli addominali) [12]; molto meno gravoso per la stessa zona se invece il sollevamento dello stesso peso avviene in presenza dell'azione dei muscoli citati. Analizziamo ora cosa accade se ad agire fosse anche la pressione intracavitaria presente nella zona addominale e come e se contribuisce a sgravare i carichi agenti sulla schiena [11].

2.2. PRESSIONE INTRACAVITARIA

2.2.1. ANATOMIA FUNZIONALE

Il rachide è direttamente collegato nella zona anteriore attraverso lo sviluppo di due cavità:

- cavità toracica
- cavità addominale

le quali sono separate tra loro attraverso la presenza di una membrana muscolare tendinea: il diaframma. La cavità toracica è una sezione riempita di aria, mentre quella addominale si compone della presenza di una massa semifluida della quale fanno parte gli organi interni che la caratterizzano.

La cavità addominale è protetta dai muscoli addominali che hanno quindi il compito di contenere gli organi interni all'addome. La cavità toracica invece è protetta e contenuta dai muscoli pettorali che, anche in questo caso, svolgono una funzione di contenimento della gabbia toracica e degli organi contenuti in essa.

L'azione di contenimento svolta dai muscoli che rivestono entrambe le cavità permettono di schematizzare la cavità toracica come fosse un cilindro a pareti semirigide pieno d'aria, mentre la cavità addominale il un cilindro dalle pareti semirigide pieno di materiale liquido

e semisolido. Entrambi i cilindri sono in grado di opporsi alle forze che caricano il tronco alleggerendo quindi il carico sulla colonna vertebrale. In queste condizioni quindi la colonna vertebrale, durante il sollevamento di pesi, verrebbe ad appoggiarsi su tali cilindri scaricando su di essi una parte delle sollecitazioni che già si erano trasmesse alla stessa colonna, del 50 % nel tratto toracico e del 30 % in quello lombo-sacrale.

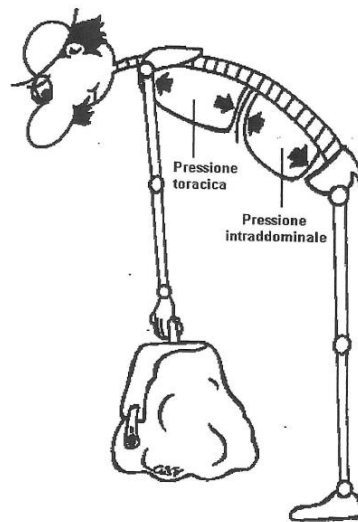


Figura 11: soggetto che in posizione flessa in avanti solleva un peso

Nell'immagine viene riportato un soggetto che, in posizione flessa in avanti, solleva un carico. Sono evidenziate le due pressioni descritte, la pressione toracica e quella addominale. Questi due valori di pressione sono stati misurati con l'uso di un manometro da Bresler nel 1961; inserì all'interno delle due cavità dei cateteri ricavando i seguenti risultati:

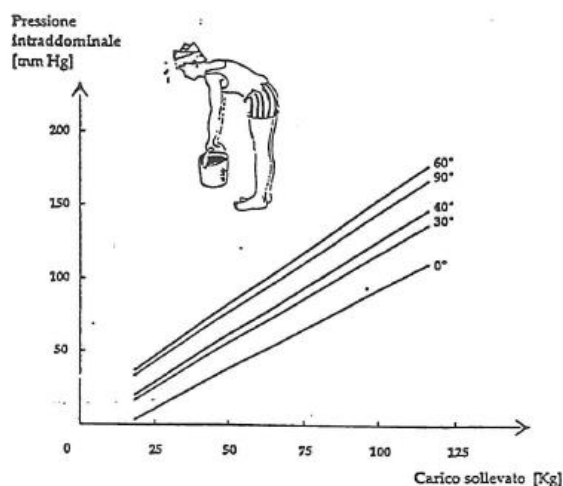


Figura 12: pressione intraddominale in funzione del carico sollevato dal soggetto per diversi valori dell'angolo di flessione in avanti del busto

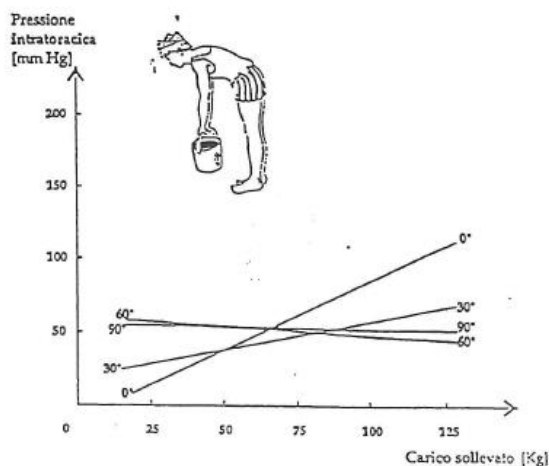


Figura 13: pressione intratoracica in funzione del carico sollevato dal soggetto per diversi valori dell'angolo di flessione in avanti del busto

Considerando i dati presenti all'interno dei grafici, si evince che a parità dell'angolo di flessione in avanti del busto di 0° (cioè in posizione eretta) vi è una certa uguaglianza dei valori delle pressioni intratoraciche e addominali. Questo perché bisogna tenere conto del fatto che si stabilisce l'equilibrio tra le due pressioni attraverso la presenza del diaframma in questa particolare posizione assunta dal soggetto. L'andamento delle curve relative alle pressioni intratoraciche e intraddominali si differenzia all'aumentare dell'angolo di flessione in avanti del busto effettuata dal soggetto in esame. Le curve delle pressioni addominali aumentano all'aumentare dei gradi di flessione del busto, fino a raggiungere un picco massimo intorno ai 60°-70° per poi diminuire lentamente; quanto appena descritto risulta

essere accentuato per carichi elevati. È di nostro interesse relazionare l'attività elettromiografica dei muscoli addominali con l'andamento pressorio della cavità addominale stessa. In posizione eretta si ha una bassa attività elettromiografica in accordo col basso valore pressorio corrispondente. Man a mano che aumenta l'angolo flessionale del busto in avanti, si può notare un conseguente aumento dell'attività addominale sia per quanto riguarda i muscoli che per quanto riguarda la pressione intracavitaria; si può notare inoltre che ad un massimo di 80°-90° per i muscoli addominali retti e ad un massimo di 60° per i muscoli addominali obliqui corrisponde un valore massimo di pressione intorno ai 60°-70°.

I muscoli della parete addominale svolgono una importante funzione di contenimento utile per preservare la colonna vertebrale durante il sollevamento dei pesi. Se questa azione di contenimento venisse realizzata artificialmente attraverso l'impiego di un corsetto aderente (regolabile mediante un sistema pneumatico) il tracciato elettromiografico dell'attività addominale segnalerebbe una bassa attività di muscoli stessi in quanto sostituiti dalla fascia contenitiva (aumenterebbe la pressione intraddominale), che di conseguenza svolge il ruolo di sostegno della colonna vertebrale. Quindi, in definitiva, riuscirebbe a sollevare dei carichi preservando il rachide anche un soggetto poco allenato poiché la forza generata dai muscoli addominali sarebbe supportata artificialmente dalla fascia contenitiva che contribuirebbe ad aumentare la pressione intracavitaria sgravando così la schiena. Quanto appena affermato trova conferma nell'uso di cinture addominali da parte dei sollevatori di pesi durante la loro performance.

2.2.2. FORZE AGENTI SULL'UNITA' FUNZIONALE L5-S1

Come già osservato in precedenza, la colonna vertebrale può essere valutata come un'asta flessibile composta da più unità funzionali (due vertebre più il disco interposto), mentre la cavità toracica e la cavità addominale possono essere schematizzate come dei cilindri dove all'interno è presente un liquido in pressione, mentre all'esterno sono presenti la gabbia toracica e i muscoli addominali. È stato quindi condotto uno studio statico sulla regione lombare analizzando gli effetti pressori dato che quest'area è quella caratterizzata dalla presenza di forze elevate. È stata valutata l'influenza dei muscoli del tronco e della pressione

intraddominale relativamente al contenimento delle forze che gravano sulla colonna attraverso l'equilibrio statico della zona al di sopra del sacro e ipotizzando la parte sottostante come un blocco rigido. È stata calcolata la reazione sopportata dal disco intervertebrale a livello L5-S1, in un soggetto che solleva un carico variabile in una posizione di flessione in avanti di un angolo noto.

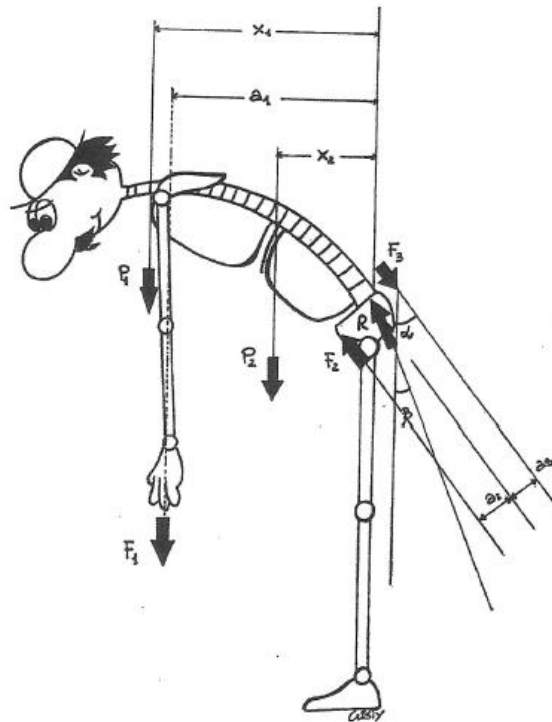


Figura 14: schematizzazione delle forze agenti sulla colonna vertebrale

Nel modello sono presenti il peso del corpo ed ogni forza esterna sopportata dal corpo stesso, la tensione dei muscoli lombari, la pressione della cavità intraddominale (presente nella cavità interna del tronco) e la forza trasmessa lungo la colonna vertebrale. Il fulcro del sistema è rappresentato dal nucleo polposo del disco intervertebrale dell'unità funzionale L5-S1. Per facilitare i calcoli, il peso generato dalla testa, dal collo e dalle braccia è stato rappresentato attraverso la presenza di un'unica risultante P1. Il peso del torso sopra il livello considerato è espresso da un'unica forza P2; entrambe le forze appena descritte agiscono lungo il loro corrispettivo centro di gravità. Il peso sollevato dalle braccia è considerato come una singola forza F1. Per semplicità si è deciso di considerare come un'unica forza quella generata da F1 e P1. Sono presenti anche la forza generata dalla pressione intraddominale F2, la forza generata dai muscoli lombari F3, e la reazione R agente lungo la colonna ad un

dato livello. Per poter effettuare dei calcoli concreti e quindi generare dei dati a livello quantitativo per quanto riguarda le forze agenti sulla colonna vertebrale, si è fatto riferimento a un soggetto alto 1.80 m, con peso pari a 77 kg e con valori antropometrici noti. Il peso sollevato dal soggetto si aggira ad un valore variabile tra i 20 kg e i 100 kg e per un'angolazione di 40°, ma il modello e le equazioni possono essere impiegate per qualsiasi valore.

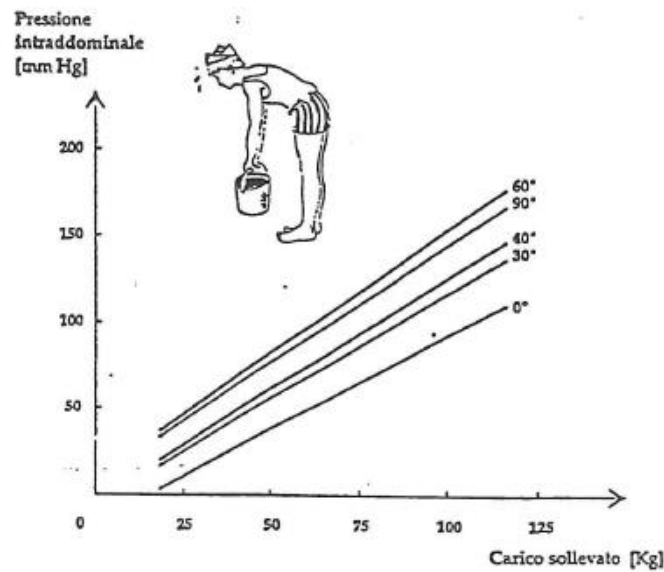


Figura 15: variazione della pressione intraddominale al variare del carico sollevato in relazione a diversi angoli di inclinazione del busto

Dalla figura 15, si può evincere che, se la pressione intraddominale è nota, la forza F2 può essere facilmente determinata infatti se P è la pressione intraddominale agente sull'effettiva sezione trasversale addominale A, si ha: $F2 = P \cdot A$. Nel caso di un soggetto alto 1.80m, di 77 kg, flesso in avanti di 40°, che solleva un peso variabile tra i 20kg e i 100 kg, si ottengono i risultati rappresentati nei seguenti grafici:

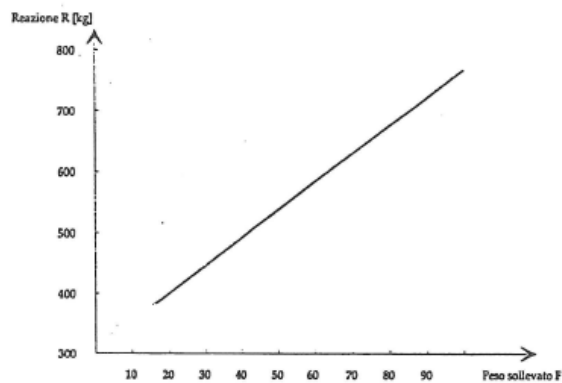


Figura 4.12 a

Andamento della reazione R al variare del peso sollevato.

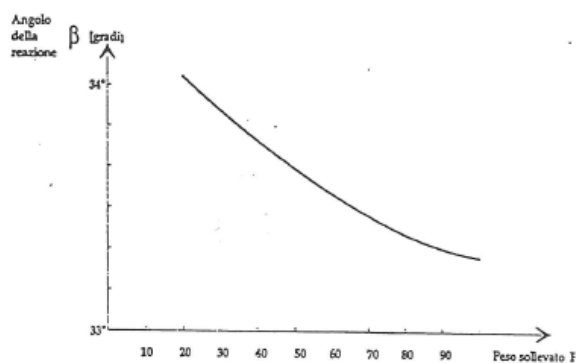


Figura 4.12 b

Posizione angolare della reazione R rispetto alla verticale, al variare del peso sollevato.

Figura 16: A: andamento della reazione R al variare del peso sollevato. B: posizione angolare della reazione R rispetto alla verticale al variare del peso sollevato

In ascissa sono riportati i pesi sollevati dal soggetto. In ordinata invece sono riportati i valori della reazione R per il primo grafico, e i valori angolari della reazione stessa rispetto alla verticale per il secondo. L'inizio delle curve corrisponde ad un valore iniziale di peso pari a 20 kg che costituisce l'estremo inferiore del campo di variabilità esaminato. Si è esaminato che per soggetti sani non allenati il massimo valore di carico compressivo sopportabile senza erniazione dell'unità funzionale a livello lombare è pari a 635 kg. La reazione R che agisce come forza compressiva sull'unità funzionale L5-S1 raggiunge quest'ordine di grandezza intorno agli 80 kg di peso sollevato, valore molto elevato se si tiene conto della posizione angolare del soggetto e del fatto che nell'esperimento condotto non si permette di sfruttare l'apporto degli arti inferiori. Bisogna ora valutare l'effetto della pressione intraddominale sulla reazione R. È stata fatta quindi una simulazione differente, adottando un modello privo di pressione intraddominale:

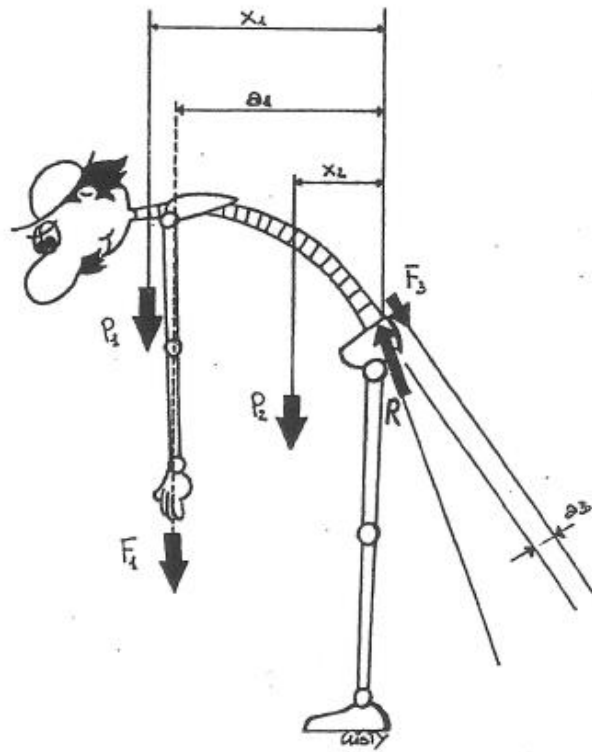


Figura 4.13

Modello senza pressioni intracavitarie.

Figura 17: modello senza pressioni intracavitarie

Il grafico sottostante riporta in ascissa il peso sollevato espresso in kg, mentre in ordinata il valore assunto dalla forza pressoria R (in kg) al variare del carico sollevato. Possiamo osservare il delinarsi di due rette in relazione alla presenza/assenza della pressione andoaddominale.

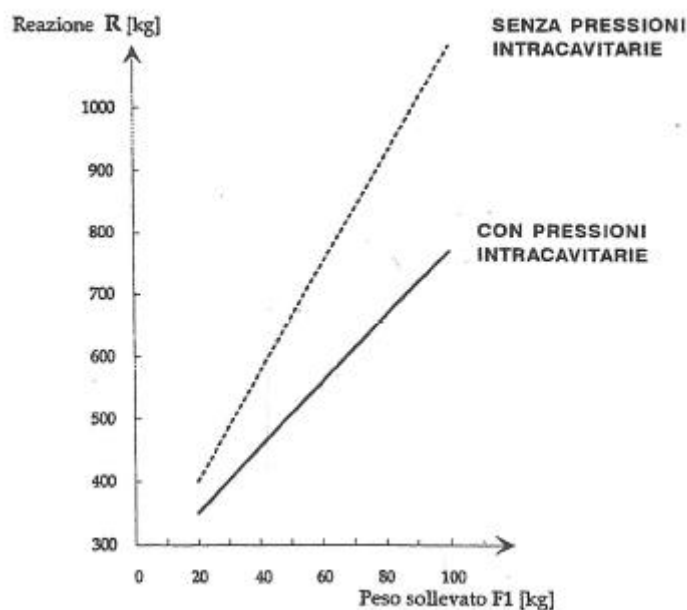


Figura 18: valore assunto dalla forza pressoria R al variare del carico sollevato in seguito all'azione della pressione endocavitaria

In questo grafico, oltre ai risultati ottenuti, è riportato a scopo comparativo l'andamento della reazione R quando sono presenti le pressioni intracavitarie. Si noti che con un peso pari a 50 kg si ha una reazione R di circa 620 kg ossia ai limiti del carico critico complessivo, e per 80 kg di peso sollevato la R raggiunge 860 kg, valore in corrispondenza del quale non si ha solo erniazione del disco dell'unità funzionale L5-S1 ma può anche fratturarsi la vertebra stessa. Quanto appena descritto sottolinea l'importanza delle pressioni intracavitarie nel sollevamento dei pesi di una certa natura. L'aumento percentuale di R che si ottiene a livello lombo-sacrale omettendo le pressioni intraddominali varia del 12% per valori di carico bassi fino ad arrivare al 34% per valori di carico elevati [13].

2.2.3. ESPERIMENTO LABORATORIALE

Nella Clinica Ortopedica di Catania sono stati condotti degli studi relativamente a quanto riportato. Una equipe di esperti si è occupata delle varie condizioni in cui entrano in gioco le pressioni endocavitarie nella flessione-estensione del tronco. Si è indagato impiegando strumenti in grado di riprodurre graficamente gli output generati dal collegamento tra sondini e palloncini pneumatici sistemati nei vari tratti del tubo digerente per monitorare la pressione endocavitaria e allo stesso tempo sono state studiate le relative funzioni muscolari attraverso elettromiografici. Per rilevare la variazione della pressione endoaddominale si è fatto ricorso a due manometri ad aria-acqua. Un catetere veniva introdotto nello stomaco del soggetto, l'estremità del catetere era ricoperta con un piccolo pallone esofageo di gomma, gonfiato con una piccola quantità di aria. Il catetere era in comunicazione con un manometro ad acqua dove si poteva leggere la pressione del palloncino di gomma posto nello stomaco; questo manometro era connesso con un altro ad acqua dove nelle condizioni iniziali dell'esperimento la pressione corrispondeva allo zero.

Si è supposto che le variazioni registrate all'interno dello stomaco, riflettevano quelle che si verificavano all'interno della cavità addominale. In queste condizioni sono state studiate le variazioni della pressione endoaddominale. Tutto l'esperimento è stato filmato.

Si è visto che quando alla colonna vertebrale non è richiesto uno sforzo eccessivo non subentra una azione compensatoria ad opera della cavità toracica ed addominale. Infatti, a soggetto in piedi con il tronco eretto (fotogramma 1) e con il tronco flesso sulle cosce (fotogramma 2), non si realizza un aumento pressorio endocavitario tale da determinare delle variazioni manometriche poiché questi sono atteggiamenti posturali in cui la pressione cui sono sottoposti gli elementi rachidei rientra nella capacità di resistenza offerta dalla loro struttura. Il compenso da parte delle cavità toraciche ed addominali entra invece in funzione quando il soggetto si accinge a sollevare un peso. Nel fotogramma 3 è possibile osservare un netto aumento della pressione; da notare che il soggetto è ancora flesso.

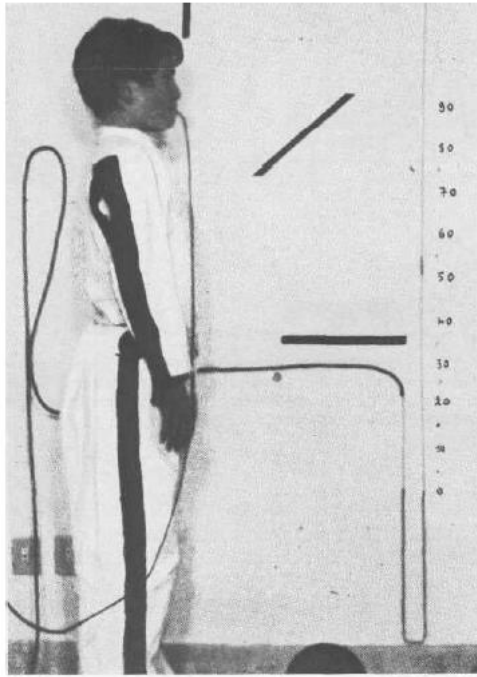


Figura 19: fotogramma 1

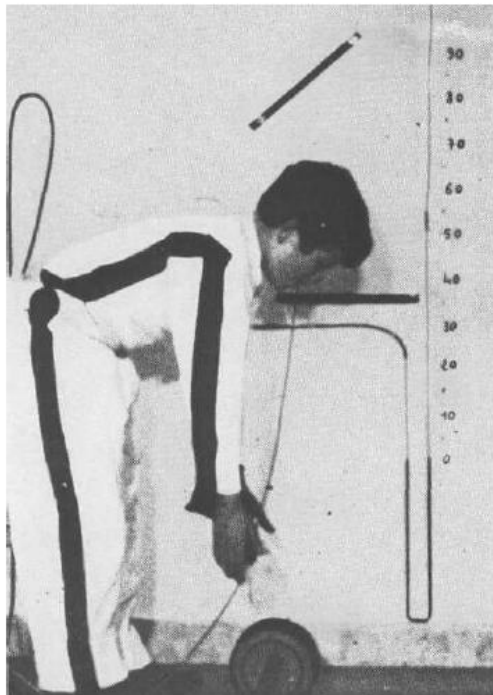


Figura 20: fotogramma 2

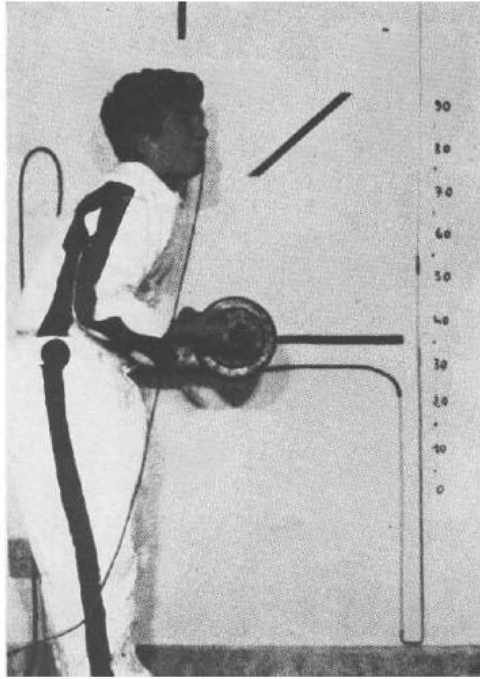


Figura 21: fotogramma 3

Anche attraverso questo esperimento di natura clinica si è potuto evincere come sia di notevole importanza il contributo generato dalla pressione intraddominale durante il sollevamento di un peso e di quanto essa sia utile per sgravare le vertebre a livello lombare ovvero per diminuire la forza pressoria [14].

3. MODELLI BIOMECCANICI

3.1. MODELLO BIOMECCANICO IN LETTERATURA

All'interno di questo paragrafo vengono riportati differenti studi condotti da terzi dai quali si è preso spunto per avvalorare la tesi; si sottolinea attraverso di essi l'importanza dell'azione della pressione endoaddominale durante il sollevamento di un carico per quanto riguarda la modulazione della forza pressoria R agente sull'unità funzionale L5-S1.

3.1.1. EFFETTI DELLA PRESSIONE INTRADDOMINALE SUI CARICHI SPINALI

Il primo modello preso in esame si intitola "Indagine numerica: effetti della pressione intraddominale sui carichi spinali e sulla condivisione del carico nella flessione del busto in avanti".

Secondo gli Autori, la pressione intraddominale (che genera una coppia estensoria e scarica la colonna vertebrale) è spesso trascurata nella maggior parte degli studi condotti attraverso la modellazione muscoloscheletrica del rachide e agli elementi finiti. Per questo motivo, i carichi spinali previsti da questi modelli potrebbero non essere realistici. In questo lavoro, sono stati quantificati gli effetti della variazione della pressione intracavitaria nella flessione in avanti del busto sui carichi spinali; è stato inoltre impiegato un nuovo strumento computazionale che combina un modello muscoloscheletrico del tronco con un modello agli elementi finiti della colonna lombosacrale legamentosa. I risultati confermano il ruolo di scarico esercitato dalla pressione endoaddominale, specialmente per ampi angoli di flessione. L'introduzione della pressione intracavitaria ha ridotto le forze muscolari globali e i carichi del disco, nonché la pressione intradiscale. La riduzione dei carichi discali è stata compensata da un aumento delle forze legamentose. L'inclusione della pressione intracavitaria ha anche aumentato la condivisione del carico dei legamenti che ha ridotto il ruolo del disco nel resistere alle forze interne.

Un modello muscoloscheletrico è stato progettato in AnyBody MSK ed è stato sviluppato e

utilizzato per simulare la biomeccanica muscoloscheletrica di un tipico maschio di 70 kg di peso e 168 cm di altezza sottoposto a 60°flessione in avanti, con e senza la pressione endocavitaria. Il modello è composto da cranio, regione cervicale, parte superiore delle braccia, torace rigido (T1–T12 come un unico segmento) e cinque vertebre lombari rigide (L1–L5) insieme al bacino e al sacro. Il legamento longitudinale anteriore (ALL), il legamento longitudinale posteriore (PLL), il legamento intertrasverso (ITL), il legamento giallo (LF), il legamento sovraspinoso (SSL), il legamento interspinale (ISL) e il legamento capsulare (CL). Le forze legamentose sono state impostate a zero nella posizione eretta neutra. Durante la simulazione sono stati attivati anche i contatti delle faccette articolari. Tutti i muscoli nel modello muscoloscheletrico sono stati simulati da elementi a una dimensione che può resistere solo a forze di trazione. La forza di trazione predefinita per i singoli muscoli è stata tratta dalla letteratura. I muscoli del tronco sono stati divisi in due gruppi, in particolare muscoli globali e muscoli locali come indicato nella figura seguente.

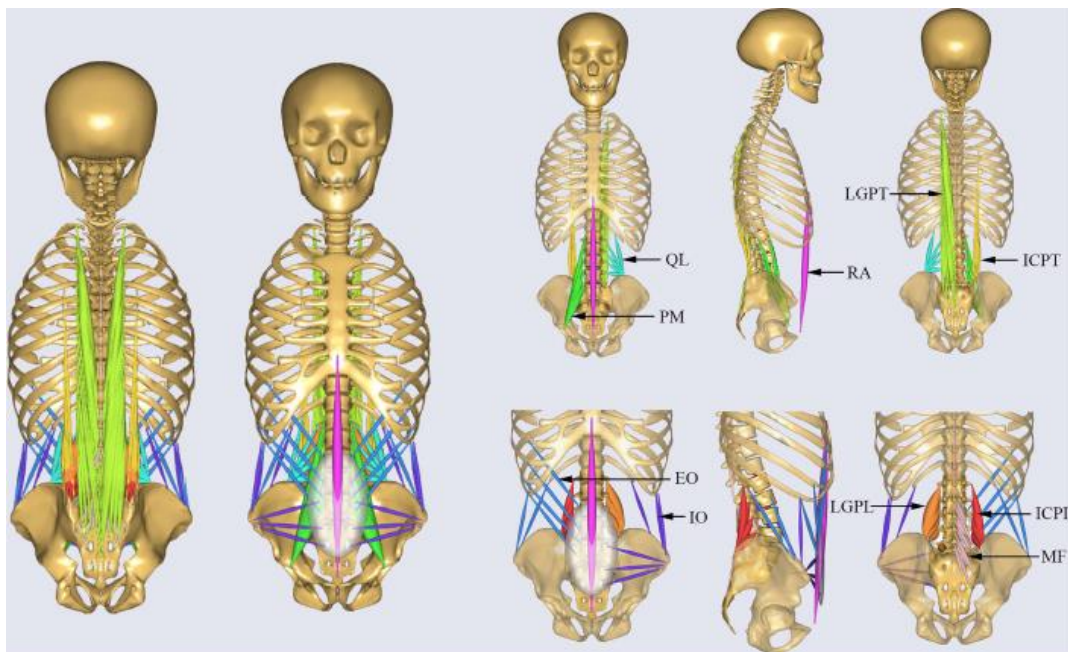


Figura 22: muscoli globali e locali del tronco

All'interno della tabella seguente viene riportato il valore dell'area relativa alla sezione trasversale fisiologica del muscolo (PCSA, mm²) per ogni lato della colonna vertebrale a diversi livelli di inserzione e massima sollecitazione muscolare per ogni singolo gruppo muscolare (in parentesi, MPa).

| Locale muscoli | ICPL(0.846) | LGPL(0.846) | PM(0.846) | MF(0.846) | LQ(0.846) |
|----------------|-------------|-------------|-----------|-----------|-----------|
| T12 | - | - | 211 | - | 128 |
| L1 | 108 | 79 | 272 | 216 | 88 |
| L2 | 154 | 91 | 262 | 314 | 80 |
| L3 | 182 | 103 | 364 | 249 | 75 |
| L4 | 189 | 110 | 239 | 410 | 70 |
| L5 | - | 116 | 115 | 218 | - |

| Globale muscoli | ICPT(0,846) | LGPT(0.846) | IO(0.846) | EO (0,846) | RA(2.21) |
|-----------------|-------------|-------------|-----------|------------|----------|
| Torace | 548 | 1.109 | 624 | 624 | 260 |

Figura 23: valori della PCSA per ogni lato del rachide

La cavità addominale è stata simulata utilizzando un cilindro con pressione massima pari a 26,6 kPa. Il modello della pressione intracavitaria è composto principalmente da una fibbia rigida che fornisce attacchi ai muscoli addominali (EO, IO, RA) e cinque dischi artificiali rigidi che formano la struttura per i muscoli trasversi che sono responsabili della generazione della pressione endoaddominale stessa (Figura 24 A).

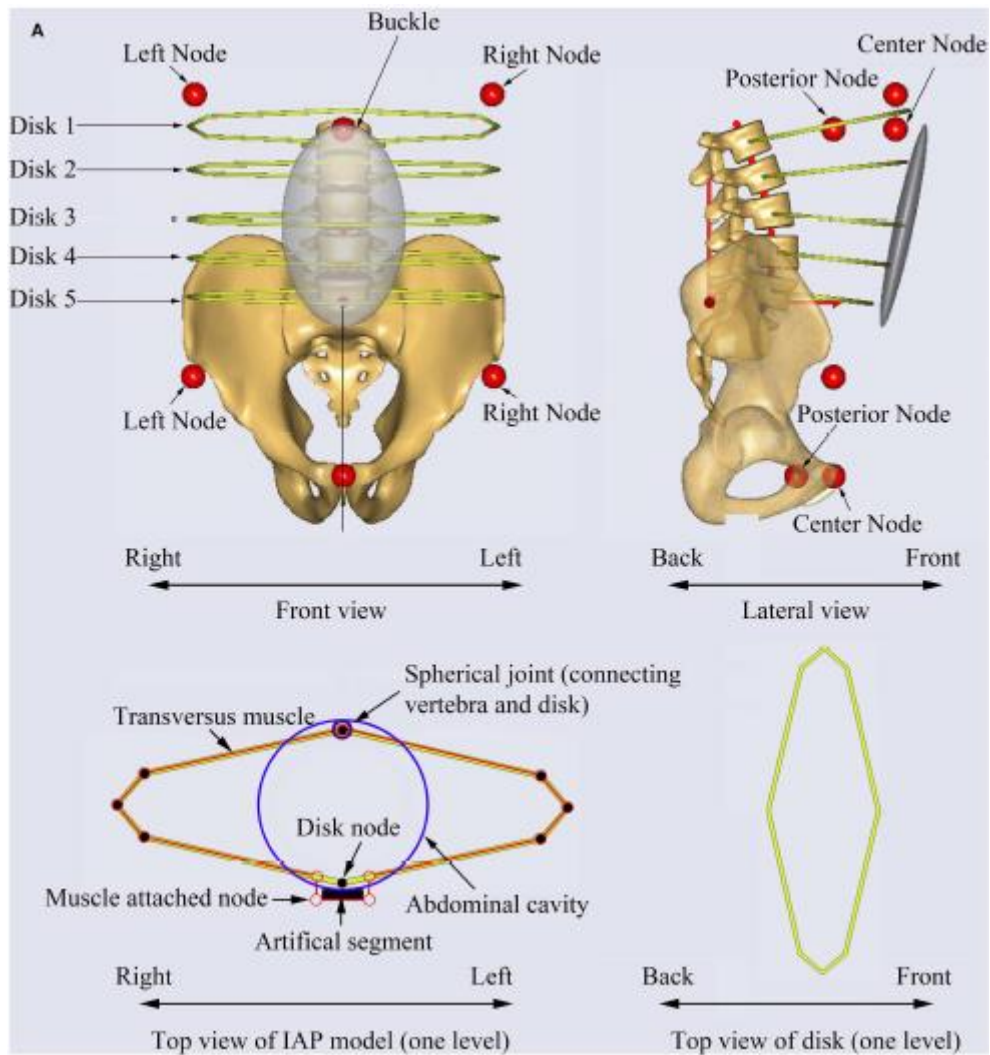


Figura 24 A: inserimento della fibbia e dei dischi artificiali utili ad aumentare la pressione endoaddominale

La fibbia e i dischi artificiali sono guidati dalla cinematica del torace, della colonna lombare e del bacino. I muscoli addominali (EO, IO, RA) e cinque muscoli di supporto artificiali che collegano i dischi artificiali e la fibbia, sono responsabili del mantenimento dell'equilibrio della fibbia (Figura 24 B).

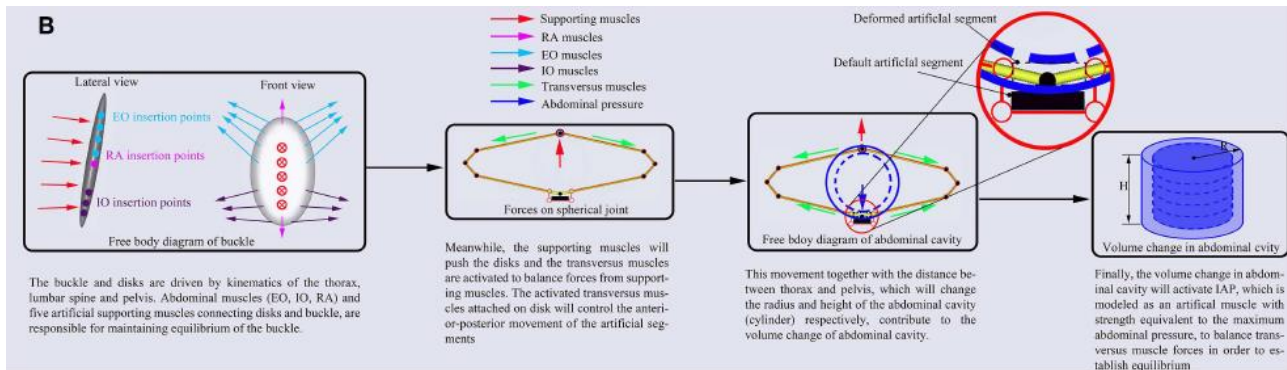


Figura 24 B: rappresentazione della cavità addominale di forma cilindrica entro cui agisce la pressione intracavitaria

I muscoli di sostegno spingono i dischi artificiali che attivano i muscoli trasversi per mantenere l'equilibrio della fibbia. I muscoli trasversi attivati attaccati ai dischi artificiali controlleranno il movimento antero-posteriore dei segmenti artificiali. Questo movimento insieme alla distanza tra torace e bacino, che modificherà rispettivamente il raggio (R) e l'altezza (H) della cavità addominale (cilindro), contribuiscono alla variazione di volume della cavità addominale. Infine, il cambiamento nella cavità addominale attiverà la pressione intracavitaria, che è modellata come un muscolo artificiale con forza equivalente alla massima pressione addominale, per bilanciare le forze del muscolo trasverso e ristabilire l'equilibrio. In altre parole, qualsiasi cambiamento in questi muscoli di supporto influenzerà la forza nei muscoli trasversi che a sua volta influenzerà la pressione intraddominale. Questa pressione agirà quindi sui nodi definiti sul torace e sul bacino come forze concentrate. Tutti i muscoli utilizzati nel modello della pressione intracavitaria sono governati dalla funzione di ottimizzazione utilizzata per l'intero modello muscoloscheletrico. L'intervallo dei valori della pressione endoaddominale è stato approssimato per variare tra 0,1 e 5,7 kPa dalla posizione neutra alla flessione in avanti (60°).

Il modello della pressione endoaddominale nel modello muscoloscheletrico è stato convalidato dagli autori confrontando quantitativamente i valori della pressione intracavitaria previsti con quelli misurati sperimentalmente in stazione eretta e a 30° di flessione in avanti con le mani sollevate orizzontalmente davanti al torace (Figura 25 A).

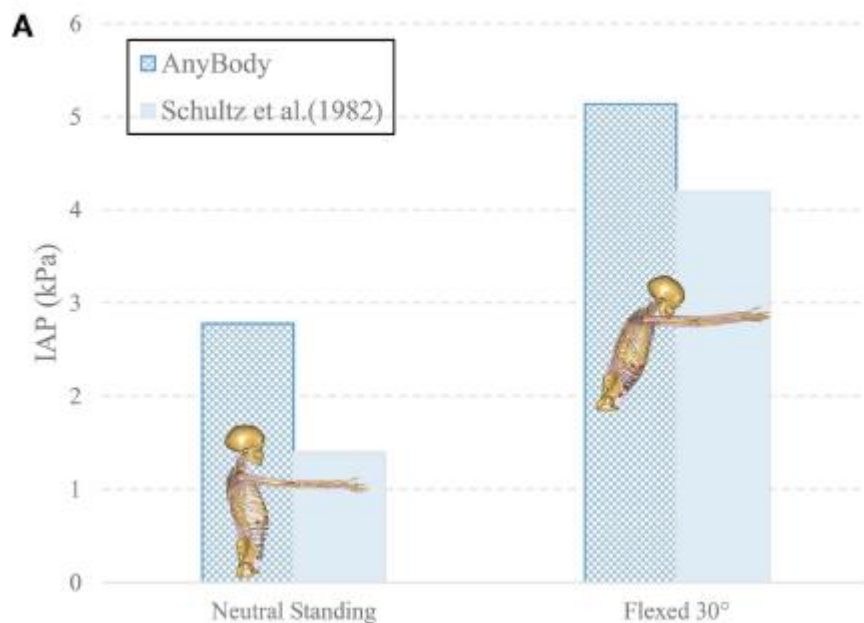


Figura 25 A: valori assunti dalla pressione intracavitaria in posizione eretta e con un angolo di flessione del busto pari a 30 gradi

In accordo con i risultati sperimentali, il modello ha rivelato un aumento significativo della pressione intracavitaria dalla postura eretta neutra a 30° di flessione in avanti. La pressione intracavitaria prevista era di 2,7 kPa, ovvero 1,3 kPa in più rispetto al valore riportato da Schultz et al. (1982), mentre nella postura di flessione in avanti, il modello prevedeva una pressione intracavitaria di 5,1 kPa, che è 1,3 kPa maggiore della sua controparte misurata sperimentalmente. Queste discrepanze potrebbero derivare dalle differenze nei metodi utilizzati per misurare la pressione intraddominale. I risultati con le posture simulate (eretta e 60° flessione in avanti con le braccia parallele alla direzione della gravità) ha rivelato un aumento della pressione endocavitaria da 0,1 a 5,7 kPa quando il tronco si è flesso durante l'intera simulazione (Figura B).

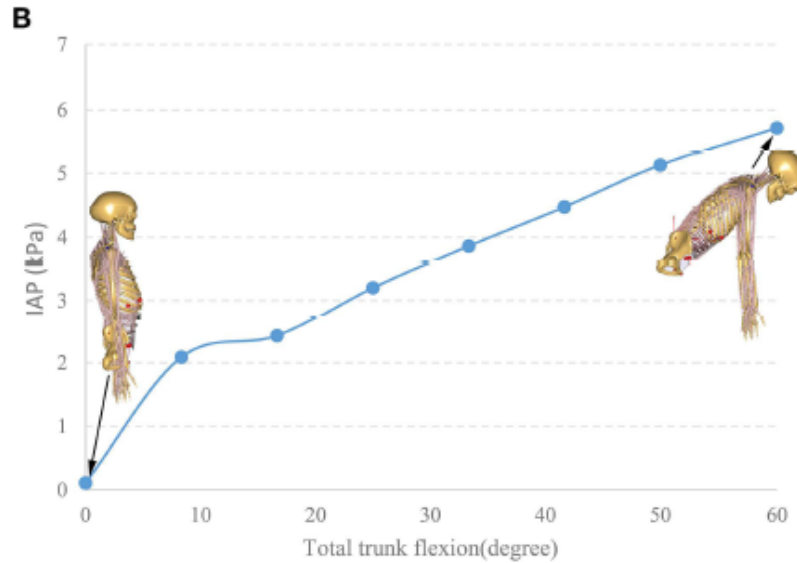


Figura 25 B: valori assunti dalla pressione intracavitaria durante la stazione eretta fino ad una flessione in avanti del busto pari a 60 gradi

La forza di compressione del disco ha seguito il seguente schema, una diminuzione dal livello L1-2 al livello L2-3 seguita da un aumento lungo i livelli inferiori, in entrambi i casi, con e senza l'azione della pressione intracavitaria. L'attivazione di quest'ultimo ha ridotto la forza di compressione a tutti i livelli. La diminuzione variava dal 15 al 32% rispettivamente ai livelli L5-S1 e L1-2. Quando la pressione intraddominale era attiva, la forza di taglio del disco si riduceva rispettivamente del 24 e del 28% ai livelli L5-S1 e L2-3. Tuttavia, i livelli L3-4 e L4-5 hanno subito un aumento rispettivamente del 5 e del 33% e la forza di taglio ha cambiato direzione da anteriore a posteriore a livello L1-2 (Figura 26 A).

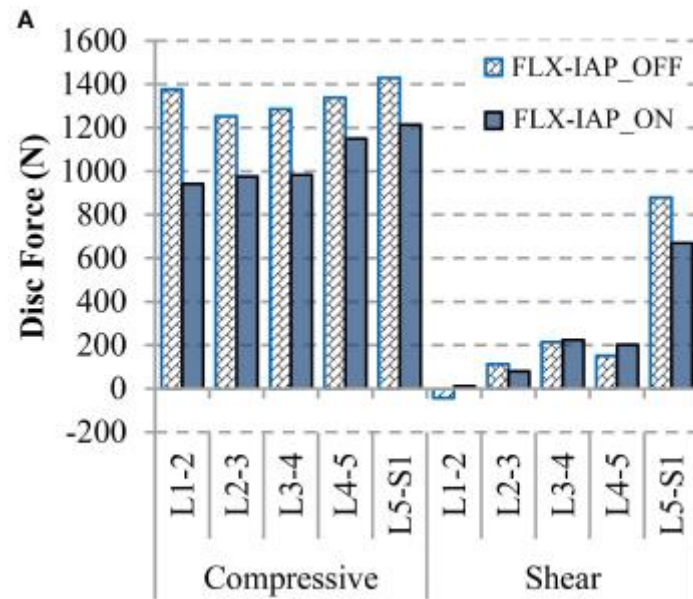


Figura 26 A: forza discale agente sulle differenti vertebre del rachide in presenza e in assenza della pressione endoaddominale

Anche il momento discale è diminuito lungo i livelli spinali tranne che ai livelli T12-L1 e L5-S1 quando è stato incluso la pressione endocavitaria. (Figura 26 B). Il cambiamento maggiore è stato del 31% e si è verificato a livello L2-3 [15].

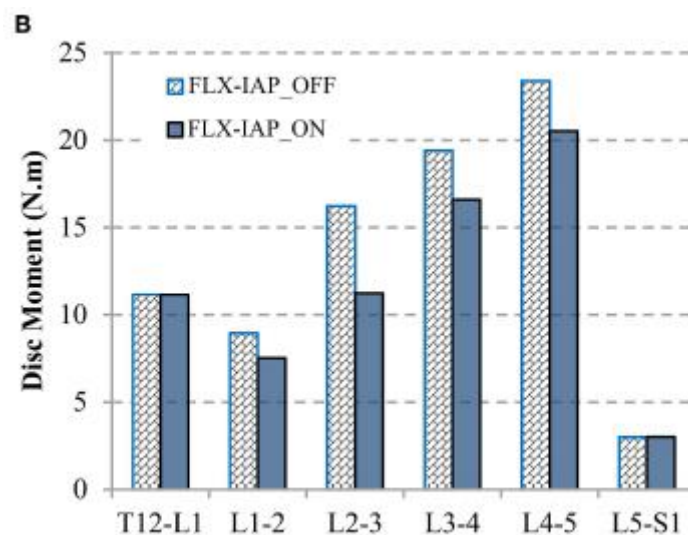


Figura 26 B: momento discale agente sulle differenti vertebre del rachide in presenza e in assenza della pressione endoaddominale

3.2. MODELLO BIOMECCANICO IN OPENSIM

Diverse applicazioni come ricerche biomeccaniche, design di dispositivi medici e scienza dello sport utilizzano sempre più piattaforme software in grado di simulare movimenti e svolgere analisi biomeccaniche. Una simulazione dinamica di movimento che integri modelli che descrivono l'anatomia e la fisiologia degli elementi del sistema muscolare e la meccanica articolare è in grado di capire i principi che governano l'attivazione muscolare e di determinare disfunzioni neuromuscolari che portano a movimenti non fisiologici ed infine a predire le conseguenze di un trattamento.

Negli ultimi anni, si è creato un ambiente di simulazione open-source, denominato OpenSim, in cui è possibile la condivisione delle informazioni da parte degli utilizzatori e la modifica dei modelli muscolo-scheletrici e dei codici delle simulazioni, permettendo la creazione di vari modelli adatti a diverse esigenze.

In questo secondo capitolo si effettuerà una panoramica introduttiva del modello biomeccanico in OpenSim del tronco, modello muscolo-scheletrico disponibile online incentrato sull'analisi del sollevamento di un peso a due mani, utile spunto per lo scopo.

PANORAMICA GENERALE DEL SOFTWARE OPENSIM

OpenSim è un software Open Source gestito da Simtk.org che consente agli utenti di visualizzare, analizzare e sviluppare modelli del sistema muscoloscheletrico e generare simulazioni dinamiche di movimento.

In OpenSim, un modello muscolo scheletrico è costituito dai seguenti elementi:

- Corpi: segmenti rigidi che rappresentano componenti ossee o altri elementi del modello come piattaforme (rappresentati in grigio)
- Articolazioni: giunti semisferici che collegano i corpi tra di loro e ne determinano i movimenti relativi. Sono dei vincoli che rappresentano i gradi di libertà del modello.
- Forze: fanno parte di questo gruppo i muscoli che si estendono tra i corpi (evidenziati

in rosso). Le linee di azione degli attuatori muscolo-tendinei sono definite sulla base di punti di riferimento anatomici sui modelli di superficie ossea. Ogni percorso muscolo-tendineo è rappresentato da una serie di segmenti di linea [16].

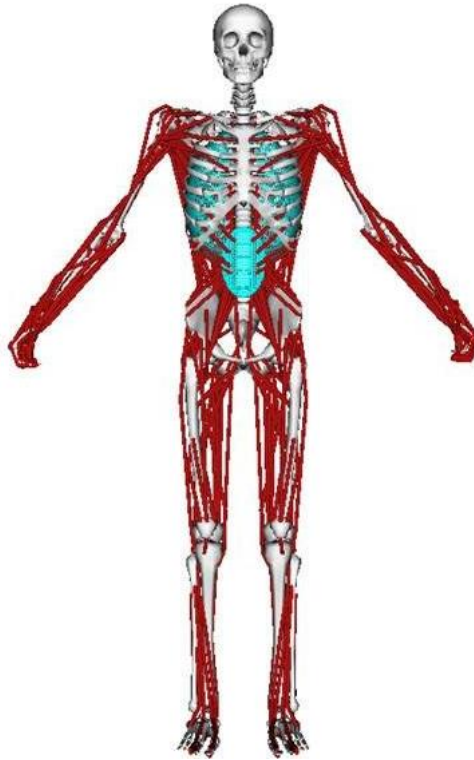


Figura 27: modello muscolo-scheletrico generico in OpenSim; In rosso le forze (muscoli), in grigio i corpi (elementi ossei) collegati tra loro tramite le articolazioni

La libreria di OpenSim fornisce modelli muscolo-scheletrici già sviluppati, i quali si suddividono principalmente in modelli rappresentanti gli arti inferiori, gli arti superiori, la zona lombare e quella addominale. In particolar modo, è offerta una vasta gamma di modelli di arto inferiore per applicazioni come analisi del cammino, atterraggio da un salto, realizzazione di ortesi, mentre i modelli di arto superiore risultano essere in quantità minore e incompleti come anche quelli che interessano la zona lombare e addominale.

FUNZIONALITA' DI OPENSIM

OpenSim include un'ampia gamma di funzionalità. Alcune tra le più utili sono:

- Scalare le dimensioni di un modello muscoloscheletrico: Scaling
- Eseguire analisi di cinematica inversa per calcolare gli angoli articolari a partire dalle coordinate tridimensionali dei marcatori: Cinematica inversa
- Eseguire analisi di dinamica inversa per calcolare i momenti articolari a partire dagli angoli articolari e dalle forze esterne: Dinamica inversa
- Generare simulazioni di dinamica diretta del movimento: Dinamica diretta
- Analizzare le simulazioni dinamiche: Analisi
- Tracciare i risultati delle analisi: Plotting
- Scattare foto dei modelli muscoloscheletrici e creare filmati animati: Snapshots and movies

Nelle sezioni successive si analizzerà il modello preso come base da modificare tale da soddisfare le esigenze di modellazione utili al presente studio [17].

SOLLEVAMENTO DI UN CARICO A DUE MANI IN AMBIENTE OPENSIM

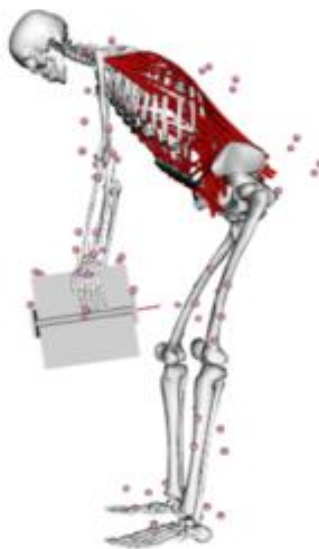


Figura 28: sollevamento di un carico in OpenSim

Il presente lavoro confronta cinque approcci di modellazione relativamente all'interazione mano-massa che differiscono tra loro per la complessità dell'implementazione e per il tempo di esecuzione del sollevamento del peso stesso. I diversi approcci di modellazione del carico esterno possono comportare differenze sostanziali nei carichi spinali previsti, soprattutto all'aumentare della velocità di movimento.

Si è scelto tra i 5 proposti l'approccio migliore in termini di carichi agenti nella zona L5-S1 e relativamente al sollevamento del peso in condizioni il più standard possibile. Quello che è interessante analizzare attraverso lo studio non è tanto come varino i carichi nella zona lombare andando a modificare la massa o la velocità di sollevamento della stessa (come si sono riproposti di fare gli autori), ma quanto di andare ad analizzare la variazione dei carichi agenti nella zona lombare, a parità di peso sollevato e impiegando un tempo standard nel sollevamento dello stesso, andando poi a comparare i dati relativamente all'azione o meno della pressione intracavitaria.

3.3. SOFTWARE

Lo studio si basa sul sollevamento a due mani di un peso che, per semplicità, è stato schematizzato come una scatola.

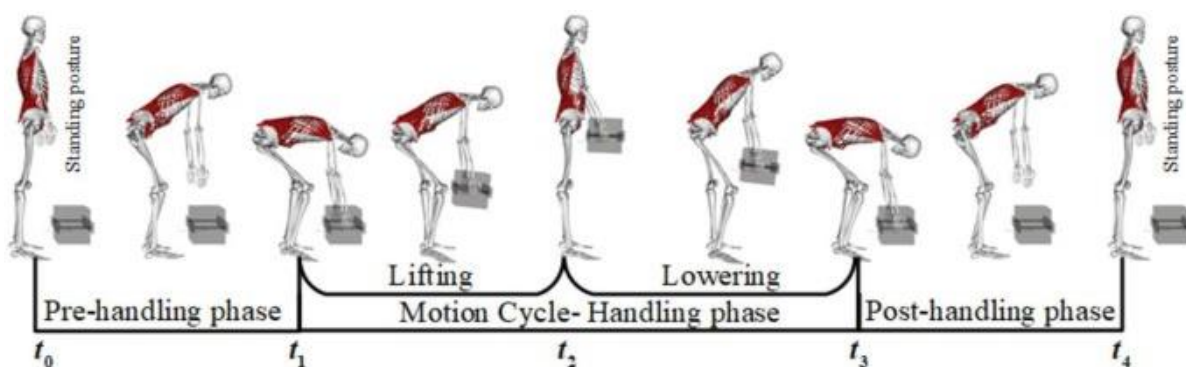


Figura 29: sollevamento peso con focus nella zona lombare, addominale e dorsale

Gli Autori hanno scelto un maschio sano (94,5 kg, 178 cm, 27 anni) per svolgere l'attività di movimentazione di un carico, in particolar modo del sollevamento/abbassamento di una scatola;

L'attività si compone di tre fasi:

- fase di pre-movimentazione
- fase di movimentazione
- fase di post-movimentazione

Al partecipante è stato chiesto di eseguire compiti di sollevamento/abbassamento simmetrici con due tecniche di sollevamento (chinarsi e squat), tre velocità di movimento (lento, naturale e veloce) e due carichi (leggero e pesante). Tra le varianti nominate, la nostra scelta è ricaduta sul modello in cui il soggetto si impegna a sollevare un carico pari a 20 kg in fase di lifting, estendendosi normalmente poiché lo scopo è quello di analizzare una situazione di sollevamento peso standard di un impiegato durante l'orario di lavoro in cui nessun lavoratore solleva i carichi effettuando la movimentazione corretta di squat, e con una

velocità di sollevamento naturale.

Preventivamente all'esecuzione della prova, gli Autori hanno chiesto al soggetto di rimuovere gli indumenti principali e gli sono stati applicati dei marcatori in corrispondenza dei punti strategici quali le articolazioni. Gli stessi marcatori sono stati applicati anche agli spigoli e ai vertici della scatola di modo tale da poter visionare correttamente la movimentazione di entrambi i corpi. Il movimento è stato eseguito quindi in presenza di questi marcatori che sono stati rilevati da un sistema di acquisizione del movimento optometrico a 10 telecamere; i dati sulle forze sono stati invece raccolti grazie alla presenza di una pedana di forza correttamente posizionata a pelo del pavimento, sulla quale si è eseguito il gesto motorio [18].

MODELLO MUSCOLOSCELETRICO

Per ricreare il modello muscoloscheletrico di interesse, gli autori hanno fatto riferimento al modello LFB che comprende i segmenti degli arti superiori e inferiori utili per catturare meglio la cinematica del corpo durante le attività di sollevamento. Tuttavia, gli arti superiori e inferiori non includono muscoli e le loro coordinate sono azionate da motori ideali poiché non fanno parte dello studio condotto. Nel modello LFB, il bacino è la base mobile, dove sei coordinate generalizzate rappresentano tre gradi di libertà traslazionali e tre rotazionali tra il bacino del modello e il suolo.

LAVORO DI SIMULAZIONE

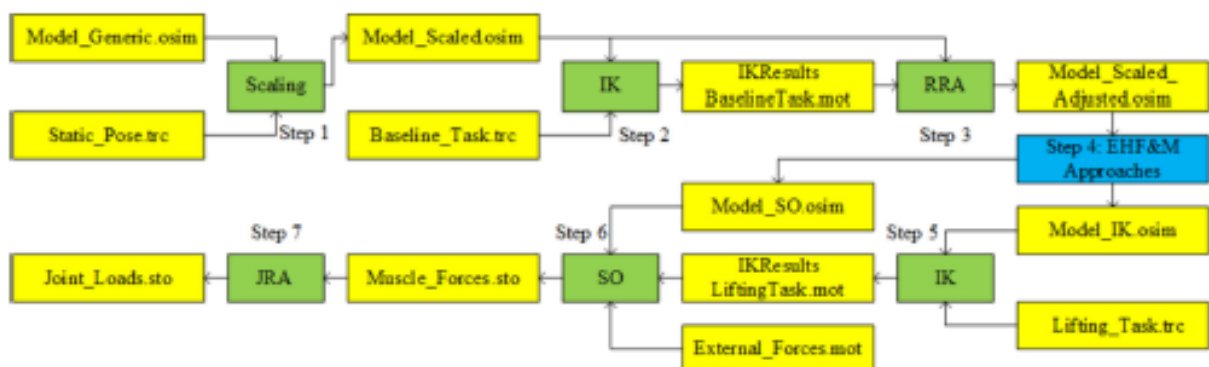


Figura 30: flusso di lavoro. I riquadri verdi mostrano gli strumenti impiegati in OpenSim per ogni passaggio. I riquadri gialli mostrano i principali file di input e di output per ogni strumento. Il riquadro blu rappresenta l'approccio selezionato per modellare le forze e i momenti esterni della mano [10]

FLUSSO DI LAVORO

Il flusso di lavoro riportato in figura 30 prevede sette steps successivi:

- 1) Il modello LFB generico (Model_Generic.osim) è stato ridimensionato (Model_Scaled.osim) per il partecipante in base ai dati del marker nella posa statica (Static_Pose.trc) utilizzando lo strumento di scala.
- 2) Attraverso lo strumento Cinematica inversa (IK), sono stati calcolati gli angoli dei giunti per l'attività di base (IKResultsBaselineTask.mot) utilizzando Model_Scaled.osim e i dati dei marker raccolti durante l'attività di base (Baseline_Task.trc).
- 3) È stato utilizzato lo strumento Residual Reduction Algorithm (RRA) per regolare le proprietà di massa del modello in scala (Model_Scaled.osim) impiegando gli angoli di giunzione ottenuti dal compito di base (IKResultsBaselineTask.mot); il modello risultante era Model_Scaled_Adjusted.osim.
- 4) Utilizzando i metodi sviluppati per modellare EHF&M in OpenSim (EHF&M Approaches 1–5), è stato modificato il file Model_Scaled_Adjusted.osim per l'analisi IK (Model_IK.osim) e l'analisi SO (Model_SO.osim).
- 5) È stato utilizzato lo strumento IK sul file Model_IK.osim e sono stati sfruttati i dati dei marcatori per ciascuna attività di sollevamento (Lifting_Task.trc) per calcolare gli angoli dei giunti durante ciascuna attività (IKResultsLifting-Task.mot).
- 6) Sono state stimate le forze muscolari (Muscle_Force.sto) utilizzando un'analisi SO, in cui Model_SO.osim, IKResultsLiftingTask.mot e le forze esterne (External_Forces.mot) erano gli input principali. External_Forces.mot includeva i dati EHF&M (che differivano tra gli approcci EHF&M) così come i dati GRF&M misurati (che erano gli stessi per tutti gli approcci).
- 7) Infine, è stata eseguita un'analisi della reazione articolare per stimare i carichi articolari spinali (Joint_Loads.sto) utilizzando i file di input del punto 6 e il file Muscle_Force.sto.

3.3.1. APPROCCI DI MODELLAZIONE

1) **Primo approccio: impiego di una scatola leggera sollevata con entrambe le mani a velocità non rilevata (no cinematica della scatola)**

In questo approccio la cinematica del carico non viene considerata, quindi gli otto marker attaccati alla scatola non vengono utilizzati nell'analisi IK. Un solo file di installazione per la cinematica inversa IK viene utilizzato per tutte le fasi della prova (ad es. $t_0 \leq t \leq t_4$). Quanto appena detto può risultare particolarmente vantaggioso per gli studi che coinvolgono attività di sollevamento ripetitive; Tuttavia, ignorare i marker sulla scatola può causare errori cinematici nel corpo. Ad esempio, la distanza tra le due mani può variare sostanzialmente durante una simulazione di un'attività di sollevamento a due mani, mentre è risaputo che dovrebbe essere quasi costante (cioè uguale alla distanza tra le maniglie). Pertanto, per poter utilizzare questo primo approccio di modellazione per le attività di sollevamento, è consigliato prestare particolare attenzione per verificare che la distanza tra le mani sia ragionevole.

Questo primo approccio in realtà non è di nostro interesse in quanto si considera il sollevamento di un carico trascurabile che quindi impedirebbe di osservare le variazioni della forza pressoria R agente sulle vertebre L5-S1.

2) **Secondo approccio: impiego di una scatola più due semiscatole (ciascuna per mano) di peso quindi maggiore sollevata con entrambe le mani a velocità rilevata (si cinematica della scatola); il sistema globale scatolare è dislocato dalle mani**

L'analisi cinematica impiegata per il secondo approccio è la stessa di quella impiegata per il primo approccio, tuttavia il modello in scala originale viene modificato aggiungendo metà della massa della scatola a ciascuna mano, quindi aumentando il peso della scatola sollevata. A differenza del primo approccio, il secondo approccio considera l'accelerazione della scatola, che può risultare essere importante durante il suo sollevamento in modo diverso dalla velocità naturale, quando quindi si considera un sollevamento più veloce o più lento.

Tuttavia, potrebbero esserci effetti collaterali non realistici nel distribuire equamente la massa della scatola tra le due mani, soprattutto se l'attività di sollevamento è asimmetrica o se il carico tende maggiormente verso un lato. Anche le proprietà inerziali dei corpi mano-più-scatola potrebbero non essere realistiche. Sebbene questo approccio sia stato recentemente utilizzato da terzi per convalidare diverse attività di sollevamento in OpenSim, l'effetto delle suddette semplificazioni sui risultati della simulazione non è stato ancora valutato.

3) Terzo approccio: impiego di un sistema scatolare visto come corpo rigido unico, di peso quindi elevato, sollevato con entrambe le mani a velocità rilevata (si cinematica della scatola) in cui le due semiscatole del corpo scatolare sono saldamente ancorata alle mani

OpenSim utilizza il motore dinamico Simbody, che ha un suo approccio di coordinate interne per formulare le equazioni del moto. In OpenSim, ogni corpo deve essere collegato al suo corpo genitore esattamente da un giunto (che specifica i movimenti relativi consentiti) per creare una struttura ad albero aperta a partire dal telaio di terra. Pertanto, per formare una catena cinematica chiusa, in questo caso si impone che la scatola sia saldamente ancorata alle mani; quindi durante il sollevamento a due mani, il sistema di interesse contiene una catena cinematica chiusa se viene utilizzato un giunto per collegare ciascuna mano al carico. Pertanto, per il sollevamento a due mani, si può adottare una delle due strategie:

- Modellare la scatola come un unico corpo rigido, collegarla a una delle mani tramite uno snodo e quindi introdurre un vincolo tra la scatola e l'altra mano
- Modellare la scatola in due metà con le stesse proprietà inerziali (cioè scatola_r e scatola_l), collegare una semiscatola a ciascuna mano con un giunto, quindi introdurre un vincolo di saldatura tra le due semiscatole

Quest'ultima strategia (rompere la catena all'interno della scatola) è stata utilizzata nel presente lavoro per trattare uniformemente le due articolazioni scatola-mano. In questo studio, box_r e box_l sono stati collegati rispettivamente alla mano destra e sinistra con un giunto di saldatura perché non ci fosse movimento sostanziale tra le mani del partecipante e le maniglie.

Nei modelli con strutture ad albero (Approcci 1 e 2 in questo studio), l'analisi IK verrà sempre eseguita ma la qualità dei risultati può variare. Tuttavia, nei sistemi a catena cinematica chiusa, possono verificarsi errori di assemblaggio (cioè casi in cui le equazioni di vincolo vengono violate) durante l'analisi IK se un sistema non è configurato correttamente.

I passaggi seguenti dimostrano come è stato eseguito l'Approccio 3 per evitare errori di assemblaggio durante l'analisi IK per la fase 2 (intervallo t1-t3):

Passaggio 1) È stato eseguito l'IK senza marcatori nella fase temporale t0–t1.

Passaggio 2) È stato creato un nuovo file modello in t1 impostando i valori delle coordinate di default del modello originale sui risultati IK in t1 utilizzando l'interfaccia di programmazione dell'applicazione OpenSim (API, OpenSim 3.3).

Passaggio 3) Per collegare box_r e box_l (corpi figlio) alle mani (corpi genitore) con un giunto saldato, vengono richiesti la posizione e l'orientamento del giunto nel sistema di riferimento del corpo genitore e figlio. La matrice di rotazione 3x3 “da **R** a” rappresenta l'orientamento del riquadro "a" nel riquadro "da" e può essere calcolato utilizzando gli angoli di Eulero. È stata eseguita un'analisi Body Kinematics (BK) utilizzando i risultati IK del passaggio 1 per ottenere gli orientamenti (angoli di Eulero X–Y–Z fissi nello spazio) delle mani rispetto al suolo al tempo t1, poi sono stati calcolati $GND\mathbf{R}_{hand_r}$ e $GND\mathbf{R}_{hand_l}$, dove GND è il sistema di riferimento globale (GROUND, a terra). I seguenti calcoli sono stati eseguiti al tempo t1:

$$\begin{aligned} box_r\mathbf{R}_{Weld_r}(t_1) &= GND\mathbf{R}_{Weld_r}(t_1) = \mathbf{I} \\ hand_r\mathbf{R}_{Weld_r}(t_1) &= hand_r\mathbf{R}_{GND}(t_1) \times GND\mathbf{R}_{Weld_r}(t_1) = \\ GND\mathbf{R}_{hand_r}^T(t_1) \times \mathbf{I} &= GND\mathbf{R}_{hand_r}^T(t_1) \end{aligned}$$

Dove **I** è la matrice identità e **R**^T è la trasposta di **R**.

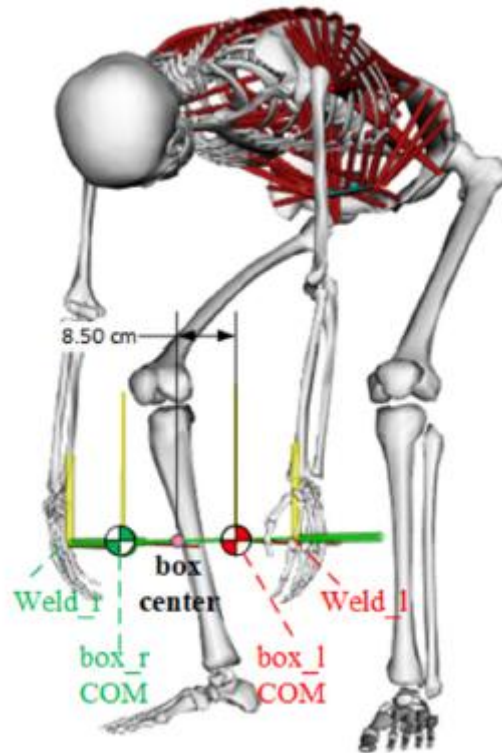


Figura 31: il file del modello di esempio che è stato creato al tempo t_1 in un'attività di sollevamento per l'Approccio 3 in cui sono state create due semiscatole con le stesse proprietà inerziali (es. box_r e box_l). Ciascuna metà è stata collegata alla mano da un giunto di saldatura (es. $Weld_r$ e $Weld_l$) e al centro della scatola è stato applicato un vincolo di saldatura tra le due metà

Sono stati quindi calcolati gli orientamenti del giunto di saldatura nei telai del corpo genitore e figlio $hand_rRWeld_r$ e box_rRWeld_r , rispettivamente. Le equazioni di cui sopra sono presentate solo per la mano destra; la stessa procedura è stata utilizzata per la mano sinistra. Per trovare la posizione del giunto di saldatura sul corpo del genitore e del bambino, si è ipotizzato che il giunto si trovasse al centro della sezione trasversale cilindrica dell'impugnatura ed è stato calcolato di conseguenza per ogni prova utilizzando le dimensioni della scatola e le posizioni dei suoi marcatori al tempo t_1 . Si presume che il centro di massa della scatola (COM) sia al centro della stessa, e quindi si assume anche che le COM box_r e box_l siano a metà strada tra il centro della scatola e i giunti di saldatura (vedi figura sopra).

Passaggio 4) È stato creato un vincolo di saldatura tra box_r e box_l al centro della scatola, senza orientamento tra il vincolo e le due semiscatole a esso collegate.

Passaggio 5) È stata eseguita un'analisi IK per il ciclo di movimento (ovvero, per l'intervallo t_1-t_3).

Nell'Approccio 3, analogamente ad altri approcci proposti nel presente studio, l'equazione

$$\begin{array}{ll} \text{minimize} & \sum_{m=1}^n a_m^2 \\ \text{subject to} & \text{Equations of motion} \\ & \text{Muscle activation-to-force transformation constrained by} \\ & \text{muscle force-length-velocity properties} \end{array}$$

è stata utilizzata per stimare le forze muscolari. Tuttavia, la risoluzione di equazioni dinamiche in sistemi a catena cinematica chiusa (ad es. Approccio 3) è più difficile in generale perché le equazioni di vincolo algebrico non lineari vengono aggiunte alle ordinarie equazioni differenziali del moto. Nei sistemi non vincolati (es. Approcci 1, 2, 4 e 5), le equazioni del moto possono essere scritte come segue:

$$\mathbf{M}(\mathbf{q})\dot{\mathbf{u}} = \mathbf{f}_{\text{applied}}(t, \mathbf{q}, \mathbf{u}) - \mathbf{f}_{\text{inertial}}(\mathbf{q}, \mathbf{u})$$

Dove \mathbf{q} e \mathbf{u} sono le coordinate e le velocità generalizzate rispettivamente, $\mathbf{M}(\mathbf{q})$ è la matrice di massa, $\mathbf{f}_{\text{applied}}$ è un vettore colonna contenente le forze gravitazionali e tutte le forze esplicitamente applicate, $\mathbf{f}_{\text{inertial}}$ è un vettore colonna contenente le forze di Coriolis e giroscopiche. In questo caso, tutte le coordinate generalizzate sono indipendenti e le equazioni del moto sono semplicemente equazioni differenziali ordinarie. Tuttavia nell'Approccio 3 sono presenti ulteriori forze e momenti sconosciuti nel sistema per preservare le necessarie relazioni (vincoli) tra le coordinate generalizzate. Le equazioni del moto per un sistema vincolato possono essere scritte come segue:

$$\mathbf{M}(\mathbf{q})\dot{\mathbf{u}} + \mathbf{G}^T\boldsymbol{\lambda} = \mathbf{f}_{\text{applied}}(t, \mathbf{q}, \mathbf{u}) - \mathbf{f}_{\text{inertial}}(\mathbf{q}, \mathbf{u})$$

Dove \mathbf{G} è la matrice Jacobiana delle equazioni di vincolo e $\boldsymbol{\lambda}$ è il vettore dei moltiplicatori di Lagrange che rappresentano le forze di vincolo. Nell'approccio 3, il programma ha tentato di trovare entrambe le $\boldsymbol{\lambda}$ dall'equazione e le forze muscolari dall'equazione in ogni fase. Quindi, eseguire una SO (ottimizzazione statica) utilizzando l'Approccio 3 era computazionalmente costoso e le violazioni dei vincoli a livello di accelerazione maggiori del valore predefinito di 10^{-6} si è verificato per tutte le coordinate. Quando si utilizza

l'Approccio 3, i modellatori dovrebbero monitorare attentamente le violazioni dei vincoli in ogni fase per assicurarsi che siano accettabilmente piccole. Potrebbe essere possibile ridurre il tempo di calcolo diminuendo il numero massimo di iterazioni che l'ottimizzatore utilizza in ogni fase temporale, a condizione che l'errore rimanga accettabilmente basso.

- 4) Quarto approccio: impiego di un sistema scatolare visto come corpo rigido unico, di peso quindi elevato, sollevato con entrambe le mani a velocità rilevata (si cinematica della scatola) in cui le due semiscatole del corpo scatolare sono saldamente ancorata alle mani con ottimizzazione statica più veloce e quindi meno costosa**

Nel terzo approccio, la scatola è stata modellata in due metà e ciascuna semiscatola è stata collegata a una mano con un giunto di saldatura; è stato quindi definito un vincolo di saldatura tra le due semiscatole. Lo strumento IK risolve un problema di ottimizzazione, poiché fa in modo che i marker del modello “corrispondano meglio” ai marker sperimentali. Pertanto, se non si impone il rapporto tra i movimenti delle mezze scatole, queste mezze scatole e i due bracci potrebbero muoversi indipendentemente e, quindi, non si manterrebbe la rigidità della scatola, che è lontano dalla realtà fisica. Pertanto, per catturare la cinematica della scatola e i movimenti relativi della scatola, della parte superiore delle braccia, degli avambracci e infine delle mani, si decide di impostare l'approccio di modellazione 4 in modo identico all'Approccio 3 in termini di analisi IK. Tuttavia, nell'approccio 4, il vincolo di saldatura tra le due semiscatole è stato rimosso solo per l'analisi SO per eliminare le equazioni di vincolo algebrico non lineare dal sistema, in modo da consentire a SO di funzionare molto più velocemente. Se i risultati previsti dagli approcci 3 e 4 non sono significativamente diversi l'uno dall'altro, l'approccio 4 può essere un'alternativa migliore al 3 per ridurre i tempi di calcolo.

- 5) Quinto approccio: fissare a terra con un giunto libero l'unico corpo scatolare rigido creato nei precedenti approcci e applicare l'EHF&M (forze e momenti esterni alle mani) utilizzando un file di installazione denominato “carichi esterni”**

Lo scopo dell'Approccio 5 è quello di proporre un nuovo metodo per il calcolo di EHF&M,

e quindi di applicare queste forze e momenti alle maniglie della scatola in una simulazione dinamica in avanti per convalidare le traiettorie stimate dei marcatori della scatola rispetto ai dati sperimentali. I passaggi necessari per lo sviluppo dell'Approccio 5 in OpenSim sono stati i seguenti:

- Fase 1) Sono stati formati tre modelli: i) ScaledModel.osim, che è il modello utilizzato per gli Approcci 1 e 2 (il modello generico in scala senza box); ii) JustBox.osim, che è un segmento box collegato al suolo da un Free Joint (6 gradi di libertà); e iii) ScaledModelWithBox.osim, che è la combinazione di ScaledModel.osim e JustBox.osim, ma con una massa della scatola trascurabile, dove il bacino del modello e la scatola sono entrambi, separatamente, collegati al corpo di terra.
- Fase 2) Per ScaledModel.osim e JustBox.osim, è stata eseguita un'analisi IK separatamente per l'intervallo t1–t3. Quindi, i risultati IK per questi modelli (ad esempio, ScaledModel.mot e Just-Box.mot) sono stati combinati per generare ScaledModelWithBox.mot, un file di movimento che può essere utilizzato con il modello ScaledModelWithBox.osim. Il file di movimento combinato nel presente studio consiste in 66 colonne (1 colonna del tempo, che è la stessa tra i file di movimento, 6 coordinate della scatola da JustBox.mot e 59 coordinate del corpo umano da ScaledModel.mot).
- Fase 3) Innanzitutto, per il modello JustBox.osim, la velocità della scatola rispetto al suolo ($v_{scatola}$) e la sua velocità angolare ($\omega_{scatola}$) sono stati ottenuti utilizzando il file JustBox.mot. Forze ($\mathbf{F}_{COM}(t)$) e momenti ($\mathbf{M}_{COM}(t)$) sono stati quindi calcolati in modo tale che se, in teoria, li applicassimo al COM della scatola, essa si muoverebbe lungo la sua traiettoria sperimentale. Data la massa della scatola ($m_{scatola}$), matrice del momento di inerzia di massa ($\mathbf{I}_{scatola}$) e accelerazione gravitazionale (\mathbf{g}), le forze e i momenti sono stati calcolati come segue:

$$\mathbf{F}_{COM}(t) + m_{box} \cdot \mathbf{g} = m_{box} \cdot \frac{d\mathbf{v}_{box}}{dt}$$

$$\mathbf{M}_{COM}(t) = \mathbf{I}_{box} \cdot \frac{d\boldsymbol{\omega}_{box}}{dt}$$

- Fase 4) Le forze applicate alle maniglie destra e sinistra ($\mathbf{F}_{Rhandle}(t)$ e $\mathbf{F}_{Lhandle}(t)$), dove handle=maniglia, e i rispettivi punti di applicazione al centro di pressione (COP) di ciascuno mano ($\mathbf{r}_{RCOP}=(x_{Rhandle}(t), y_{Rhandle}(t), z_{Rhandle}(t))$ e $\mathbf{r}_{LCOP}=(x_{maniglia}(t), y_{maniglia}(t), z_{maniglia}(t))$) sono stati stimati in modo da produrre $\mathbf{F}_{COM}(t)$ e $\mathbf{M}_{COM}(t)$ che sono stati calcolati nella fase 3. Il risolutore fmincon in MATLAB è stato quindi impiegato per risolvere il seguente problema di ottimizzazione nell'intervallo temporale t1-t3:

$$\begin{aligned}
& \text{minimize} && \|\mathbf{F}_{Rhandle}\|^2 + \|\mathbf{F}_{Lhandle}\|^2 \\
& \text{subject to} && \mathbf{F}_{Rhandle} + \mathbf{F}_{Lhandle} = \mathbf{F}_{COM} \\
& && \mathbf{r}_{RCOP} \times \mathbf{F}_{Rhandle} + \mathbf{r}_{LCOP} \times \mathbf{F}_{Lhandle} = \mathbf{M}_{COM} \\
& && -\Delta x \leq x_{Rhandle} \leq \Delta x \\
& && -\Delta x \leq x_{Lhandle} \leq \Delta x \\
& && -\Delta y \leq y_{Rhandle} \leq \Delta y \\
& && -\Delta y \leq y_{Lhandle} \leq \Delta y \\
& && -0.17 - \Delta z \leq z_{Rhandle} \leq -0.17 + \Delta z \\
& && 0.17 - \Delta z \leq z_{Lhandle} \leq 0.17 + \Delta z
\end{aligned}$$

Il valore di 0,17 m ricavato è la distanza mediale-laterale tra il centro della scatola e il centro della sezione cilindrica dell'impugnatura.

- Fase 5) Lo strumento Forward Dynamics (FD) è stato utilizzato per prevedere le posizioni degli otto indicatori sulla scatola, dove $\mathbf{F}_{Rhandle}(t)$ e $\mathbf{F}_{Lhandle}(t)$ sono stati applicati in posizione \mathbf{r}_{RCOP} e \mathbf{r}_{LCOP} .
- Fase 6) SO è stato eseguito per il modello ScaledModelWithBox.osim utilizzando il file di movimento ScaledModel-WithBox.mot e un file di forza esterno in cui $-\mathbf{F}_{Rhandle}(t)$ e $-\mathbf{F}_{Lhandle}(t)$ sono stati applicati rispettivamente alle posizioni COP di destra e di sinistra. Si noti che la scatola non è collegata al modello del corpo umano nell'Approccio 5 per l'analisi SO (in contrasto con gli Approcci 3 e 4) perché la scatola e il bacino sono entrambi, separatamente, collegati al corpo di terra. ScaledModelWithBox è stato creato perché la struttura di riferimento della scatola era necessaria per applicare le forze e i momenti alle mani in ScaledModel. Poiché le proprietà inerziali della scatola erano già state considerate nelle forze applicate alle mani, nel modello ScaledModelWithBox è stata utilizzata una massa della scatola

trascurabile, evitando così l'aggiunta di forze residue bacino-suolo e consentendo il confronto dei residui ottenuti con quelli ottenuti con altri approcci. L'Approccio 5 considera le proprietà inerziali del carico migliori dell'Approccio 1, mentre SO può essere eseguito alla stessa velocità dell'Approccio 1 perché il sistema non contiene una catena cinematica chiusa. Tuttavia, la stima di EHF&M nella fase di configurazione SO di questo approccio richiede molto più tempo rispetto agli altri approcci [18].

3.3.2. CONSIDERAZIONI E SCELTA DELL'APPROCCIO DI MODELLAZIONE

Alla luce delle considerazioni effettuate di sopra, si può evincere quanto segue per quel che concerne il nostro studio:

L'approccio 1 è stato scartato in quanto la cinematica del carico non viene considerata, quindi gli otto marker attaccati alla scatola non vengono utilizzati nell'analisi IK. Ignorare i marker sulla scatola può causare errori cinematici nel corpo. Ad esempio, la distanza tra le due mani può variare sostanzialmente durante una simulazione di un'attività di sollevamento a due mani, mentre è risaputo che dovrebbe essere quasi costante (cioè uguale alla distanza tra le maniglie). Inoltre si considera il sollevamento di un carico leggero che quindi impedirebbe di osservare le variazioni dei carichi agenti sulle vertebre L5-S1 poiché molto piccoli.

L'approccio 2 è stato escluso dalla scelta poiché ritenuto poco realistico nel distribuire equamente la massa della scatola tra le due mani, soprattutto se l'attività di sollevamento è asimmetrica o se il carico tende maggiormente verso un lato. Anche le proprietà inerziali dei corpi mano-scatola potrebbero non essere realistiche. Sebbene questo approccio sia stato recentemente utilizzato da terzi per convalidare diverse attività di sollevamento in OpenSim, l'effetto delle suddette semplificazioni sui risultati della simulazione non è stato ancora valutato.

Nell'approccio 3, ogni corpo viene collegato al suo corpo genitore da un giunto per creare una struttura ad albero aperta a partire dal telaio di terra. Inoltre, per formare una catena cinematica chiusa, in questo caso si impone che la scatola sia saldamente ancorata alle mani; quindi durante il sollevamento a due mani, il sistema di interesse contiene una catena cinematica chiusa se viene utilizzato un giunto per collegare ciascuna mano al carico.

Nell'approccio 4 si decide di impostare la modellazione in modo identico all'Approccio 3 in termini di analisi IK. Tuttavia, nell'approccio 4, il vincolo di saldatura tra le due semiscatole è stato rimosso solo per l'analisi SO per eliminare le equazioni di vincolo algebrico non lineare dal sistema, in modo da consentire a SO di funzionare molto più velocemente. Se i risultati previsti dagli approcci 3 e 4 non sono significativamente diversi l'uno dall'altro, l'approccio 4 può essere un'alternativa migliore al 3 per ridurre i tempi di calcolo e quindi anche i costi.

L'approccio 5 ripropone un nuovo metodo per il calcolo delle forze e dei momenti esterni alla mano (EHF&M), e quindi di applicare queste forze e momenti alle maniglie della scatola in una simulazione dinamica in avanti per convalidare le traiettorie stimate dei marcatori della scatola rispetto ai dati sperimentali.

In definitiva, il quinto approccio è quello scelto per condurre lo studio.

4. MATERIALI E METODI

4.1. SCOPO E DESCRIZIONE DELLO STUDIO

Il seguente capitolo rappresenta il cuore dell'elaborato. Vengono analizzati, passo dopo passo, tutti gli steps necessari per poter raggiungere lo scopo ultimo.

Un soggetto di altezza 180 cm, peso 77 kg, solleva una scatola di 20 kg in laboratorio permettendo così di analizzare il task motorio della sola fase lifting: al tempo $t_1=2.99$ secondi, il soggetto è completamente flesso (angolo del busto pari a 40°) ed è in procinto di raccogliere la scatola; con lo scorrere del tempo, il soggetto solleva la scatola dal pavimento fino a raggiungere la stazione eretta ($t_2=4.29$ secondi). Durante tutta la fase temporale di estensione sono state analizzate le forze agenti a livello dell'unità funzionale L5-S1 in tre condizioni differenti: IAP assente, IAP presente e pari a un valore compreso tra 5700 Pa e 100 Pa, ed infine IAP presente e pari ad un valore raddoppiato, compreso tra 11400 Pa e 200 Pa.

Il fine ultimo dello studio è di analizzare un modello (*Modelling loads in OpenSim to simulate two-handed lifting*) presente in letteratura [9], esaminare i diversi approcci proposti dagli autori, scegliere l'approccio migliore e introdurre le opportune modifiche che avvalorino la tesi: durante il sollevamento di un carico di una certa entità, l'unità L5-S1 risentirà in modo minore della forza pressoria R agente su di essa se presente la pressione intracavitaria che agisce. La forza pressoria diminuisce in funzione quindi dell'aumento del valore di IAP. Nel caso in cui la pressione intracavitaria fosse al contrario assente, questa stessa unità funzionale risentirebbe dell'azione di una forza pressoria maggiore.

Il modello dal quale si è preso spunto per approfondire questa idea è *Modelling loads in OpenSim to simulate two-handed lifting*, approccio numero cinque [18].

Per poter condurre lo studio preso in esame, è stato fatto riferimento al modello *Modelling loads in OpenSim to simulate two-handed lifting* [9]. In OpenSim 4.4 è stato importato il file di partenza Model_SO_App4.osim. per il quale erano già noti in letteratura i dati relativi al movimento. Un maschio sano, privo di patologie (77 kg, 180 cm, 27 anni) ha svolto l'attività di movimentazione di un carico in laboratorio, in particolar modo del sollevamento/abbassamento di una scatola;

L'attività si compone di tre fasi:

- fase di pre-movimentazione
- fase di movimentazione
- fase di post-movimentazione

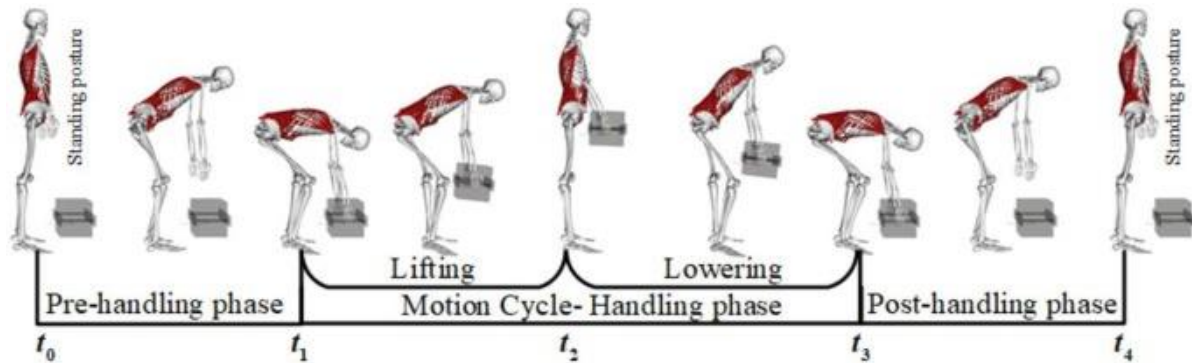


Figura 32: attività di sollevamento del peso in un range temporale da t_0 a t_4

L'immagine sopra illustra le quattro fasi di cui si compone il task motorio nella sua interezza:

- t_0 - t_1 : il soggetto è in posizione eretta ed esegue una flessione in stoop; in posizione flessa (40° del busto) afferra la scatola posta sul pavimento
- t_1 - t_2 : il soggetto esegue la fase di lifting: passa dalla posizione flessa (40°) a quella eretta (0°). Eseguendo quindi una estensione sollevando la scatola
- t_2 - t_3 : il soggetto si flette nuovamente, questa volta con la scatola tra le mani. Al termine della fase di lowering (in stoop) riappoggia il peso sul pavimento
- t_3 - t_4 : il soggetto esegue nuovamente una estensione e passa da 40° (posizione flessa) a 0° (posizione eretta) senza scatola

Il soggetto si impegna quindi a sollevare un carico di 20 kg, chinandosi in stoop e non in squat poiché lo scopo è quello di analizzare una situazione di sollevamento peso abituale. È risaputo che, tendenzialmente, un lavoratore che solleva dei carichi non esegue il movimento corretto di squat, ma tende a incurvare la schiena in modo più o meno marcato in relazione a molteplici fattori quali ad esempio: le proprie condizioni fisiche, mentali o a causa della stanchezza. Per semplicità, il carico sollevato è schematizzabile ed equivale ad una scatola.

Preventivamente all'esecuzione della prova, gli Autori hanno richiesto al soggetto di rimuovere gli indumenti principali e gli hanno applicato dei marcatori in corrispondenza dei punti strategici (le articolazioni). Gli stessi marcatori sono stati applicati anche agli spigoli e ai vertici della scatola di modo tale da poter visionare correttamente la movimentazione di entrambi i corpi durante il task. Il movimento è stato eseguito quindi in presenza di questi marcatori che sono stati rilevati da un sistema di acquisizione del movimento optometrico a 10 telecamere; i dati sulle forze sono stati invece raccolti grazie alla presenza di una pedana di forza correttamente posizionata a pelo del pavimento, sulla quale si è eseguito il gesto motorio.

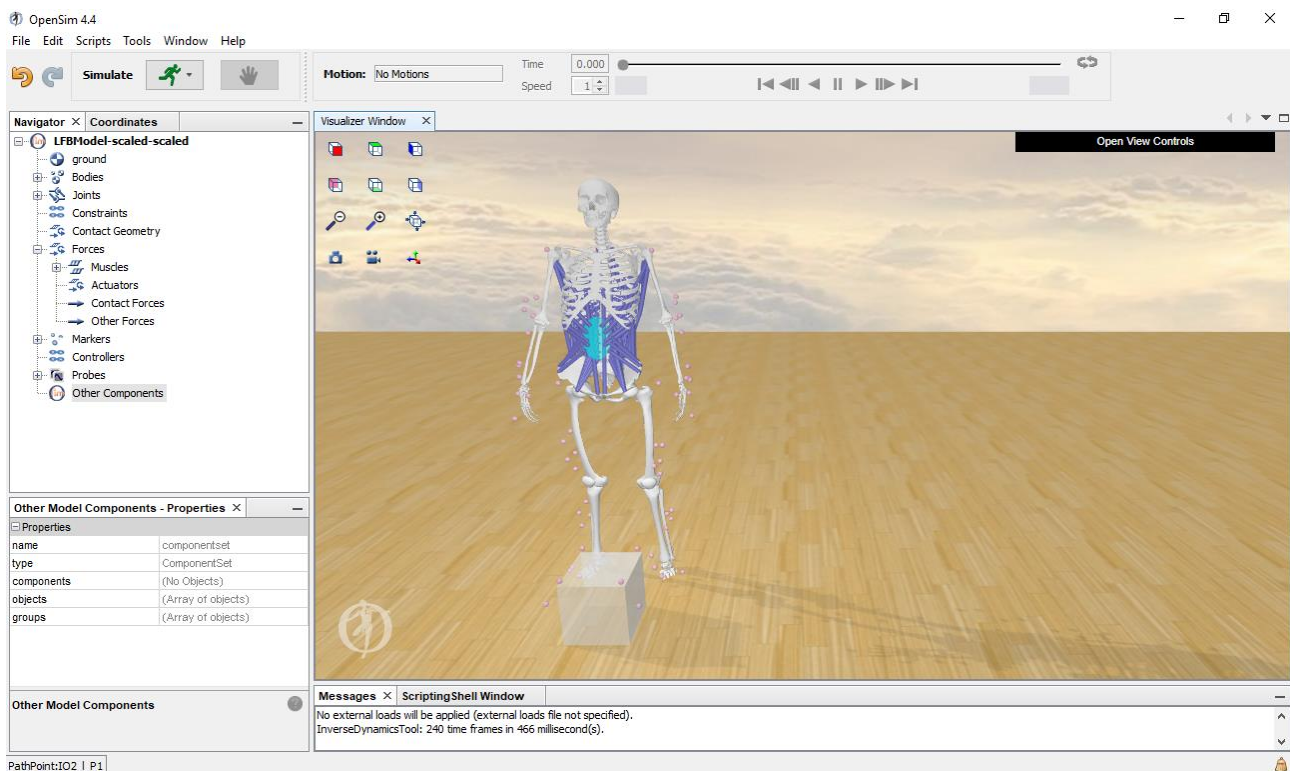


Figura 33: modelling loads in OpenSim to simulate two-handed lifting

In figura 33 è rappresentato il modello muscolo-scheletrico rappresentativo del soggetto in esame e della scatola (peso da sollevare). Nel modello si possono osservare differenti aspetti interessanti:

- sono rappresentate tutte le ossa che compongono lo scheletro

- le ossa sono correlate tra loro attraverso le articolazioni
- sono messi in evidenza i muscoli che caratterizzano la zona lombare e dorsale oggetto di studio

Inoltre sono visibili i 78 marcatori utili a tracciare la movimentazione del soggetto durante lo svolgimento del task motorio che sarà ripreso attraverso un sistema di telecamere.

4.2. ELABORAZIONE DEI DATI

4.2.1 INVERSE KINEMATICS

Lo strumento di cinematica inversa (IK) analizza ogni fotogramma dei dati sperimentali e posiziona il modello in una posa che corrisponde al meglio ai dati sperimentali dei marcatori e delle coordinate per quella fase temporale. Questa migliore corrispondenza riduce al minimo la somma degli errori quadratici ponderati dei marker e/o delle coordinate. L'errore del marker è la distanza tra un marker sperimentale e il marker virtuale corrispondente sul modello quando le sue coordinate generalizzate sono quelle calcolate dallo strumento di IK. Ogni marker ha un peso associato che specifica di quanto dovrebbe essere ridotto al minimo il termine di errore che è dato dalla differenza tra il valore di coordinata sperimentale e il valore di coordinata calcolato dallo strumento di IK; i valori delle coordinate sperimentali possono essere gli angoli articolari ottenuti direttamente dal sistema di Motion Capture, o da un algoritmo specializzato esterno o da altri dispositivi di misurazione, come un goniometro.

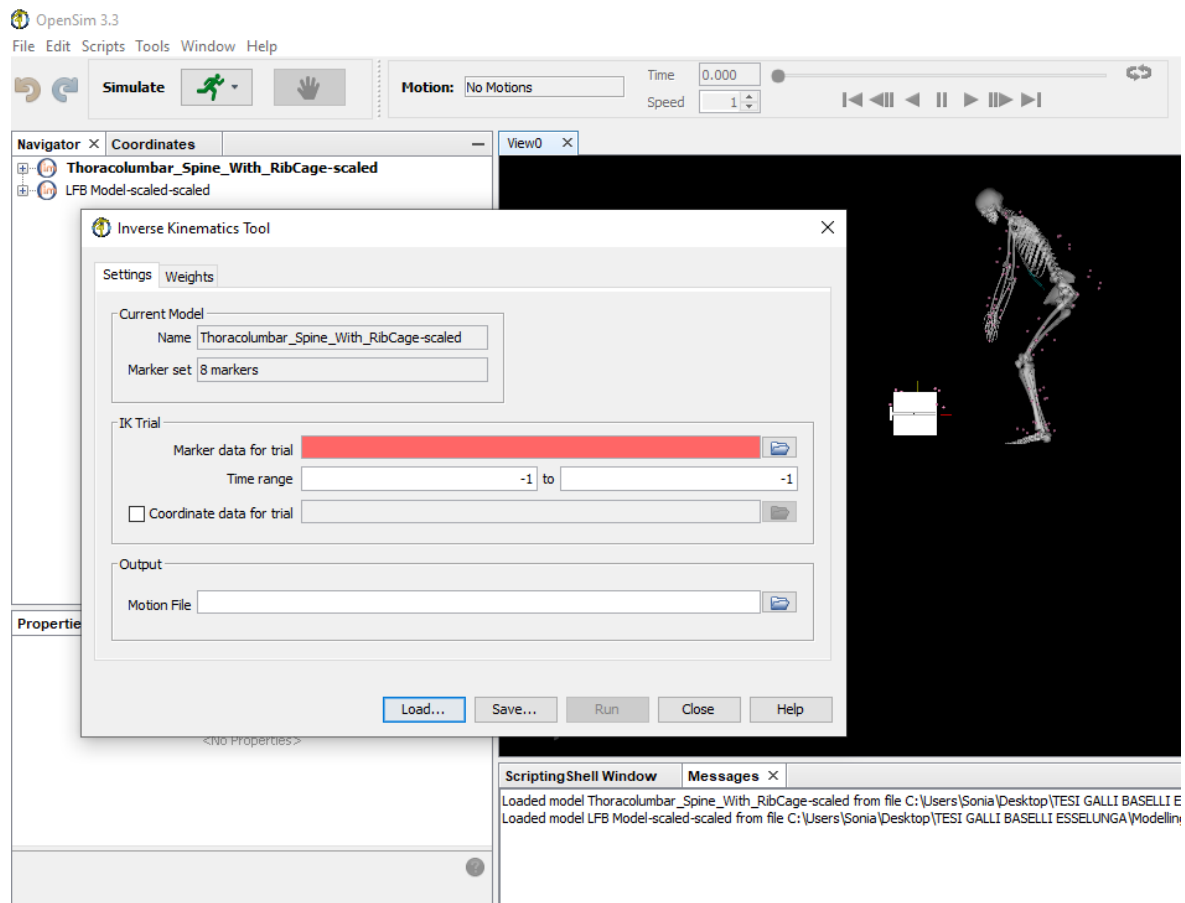


Figura 34: Strumento di cinematica inversa in OpenSim

Come output IK avrà un file di movimento .mot contenente le traiettorie di coordinate generalizzate (angoli e/o traslazioni articolari). Le unità utilizzate da IK sono le unità del modello, che sono metri per la lunghezza e gradi per gli angoli.

Una volta caricato il programma di base sul quale condurre lo studio, è importante avviare la cinematica inversa.

La cinematica inversa è lo studio del movimento, senza considerare le forze e i momenti che lo producono. Lo scopo della cinematica inversa (IK) è quello di stimare gli angoli articolari di un particolare soggetto da dati sperimentali. Per ogni fase temporale dei dati di movimento registrati, IK calcola un insieme di angoli articolari che mettono il modello in una configurazione che "si adatta meglio" alla cinematica sperimentale. OpenSim determina questa "miglior corrispondenza" risolvendo un problema di ottimizzazione dei minimi quadrati ponderati con l'obiettivo di ridurre al minimo l'errore del marker. L'errore del marker è definito come la distanza tra un marker sperimentale e il corrispondente marker del

modello. Ogni marcatore ha un valore di ponderazione associato, che specifica quanto fortemente il termine di errore di quel marcatore dovrebbe essere minimizzato nel problema dei minimi quadrati. Per ogni passo temporale, lo strumento della cinematica inversa risolve un vettore di coordinate generalizzate (es. angoli dei giunti), \mathbf{q} , che riduce al minimo la somma ponderata degli errori del marker, espressa come:

$$\min_{\mathbf{q}} \left[\sum_{i \in \text{markers}} w_i \|\mathbf{x}_i^{\text{exp}} - \mathbf{x}_i(\mathbf{q})\|^2 \right]$$

Dove:

- \mathbf{q} : vettore delle coordinate generalizzate (es. angoli articolari)
- $\mathbf{x}_i^{\text{exp}}$: posizione del marker sperimentale i
- $\mathbf{x}_i(\mathbf{q})$: posizione del corrispondente marker del modello i che dipende da \mathbf{q}
- w_i : peso associato al marker i [18]

Per poter eseguire quanto appena descritto, è stata effettuata l'operazione di "Inverse Kinematics". Successivamente, tramite la funzione "Loads" sono stati importati i dati relativi alle forze esterne applicate al soggetto (forze di reazione al terreno e carichi esterni). Si imposta il range temporale dell'approccio scelto da t_0 a t_4 ovvero da 0.023 secondi a 8 secondi e infine si esegue il "Run".

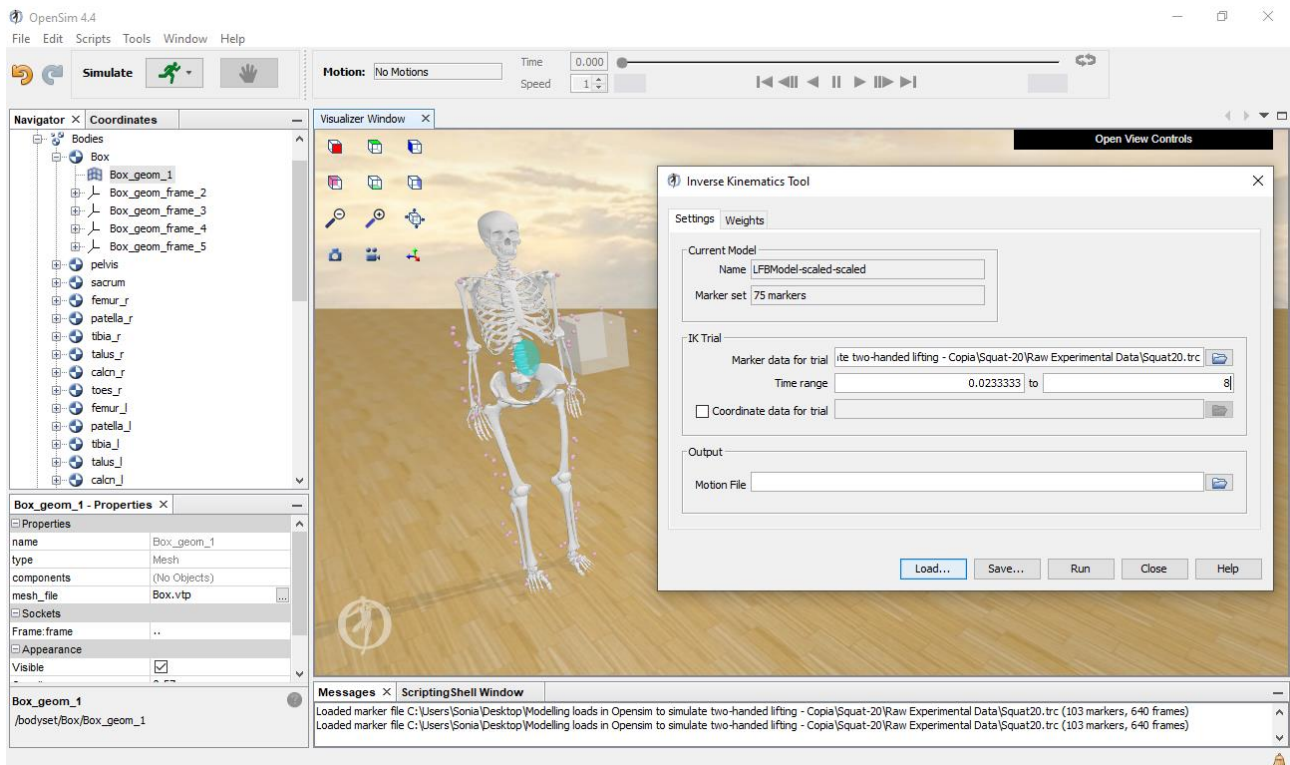


Figura 35: cinematica inversa

Il modello inizierà a muoversi man mano che il problema della cinematica inversa verrà risolto per ogni frame dei dati sperimentali. Per visualizzare la soluzione della cinematica inversa, occorre animare il modello utilizzando il dispositivo di scorrimento del movimento e i controlli video. Il modello percorre un intero ciclo di andatura. Si può eseguire il loop e controllare la velocità dell'animazione. Una volta terminato il processo, premere “Close”.

Lo scopo della cinematica inversa (IK) è stato raggiunto. Sono stati stimati gli angoli articolari del soggetto a partire da dati sperimentali. Per ogni fase temporale dei dati di movimento registrati, IK ha calcolato un insieme di angoli articolari, adattando meglio il modello alla cinematica sperimentale corrispondente [20].

Nel caso specifico, il range temporale di nostro interesse si estende da 2.99 a 4.29 secondi. Quindi, l'operazione appena descritta è stata ripetuta impostando i valori temporali corretti che descrivono la sola fase di lifting.

4.2.2. INVERSE DYNAMICS

Successivamente alla cinematica inversa, è stata eseguita la dinamica inversa.

Per eseguire la dinamica inversa, è necessaria la stima della massa e dell'inerzia. Lo scopo della dinamica inversa è stimare le forze e i momenti che causano un particolare movimento e i suoi risultati possono essere utilizzati per dedurre come i muscoli vengono utilizzati in quel movimento. Per determinare queste forze e momenti, le equazioni del moto per il sistema sono state risolte in modo iterativo. Le equazioni del moto sono state derivate utilizzando la descrizione cinematica e le proprietà di massa del modello muscolo-scheletrico. Quindi, utilizzando gli angoli del giunto dalla cinematica inversa e i dati sperimentali della forza di reazione al suolo, le forze di reazione nette e i momenti netti in ciascuno dei giunti sono stati calcolati in modo tale che le condizioni di equilibrio dinamico e le condizioni al contorno siano soddisfatte. Per impostare l'analisi della dinamica inversa è stata aperta la finestra di dialogo "Tools" e selezionata la voce "Inverse Dynamics"; come file di input, selezionata la voce IKResults nel pannello Navigator calcolato nello step precedente. Si è poi selezionata la voce "Run" e al termine "Close" [21].

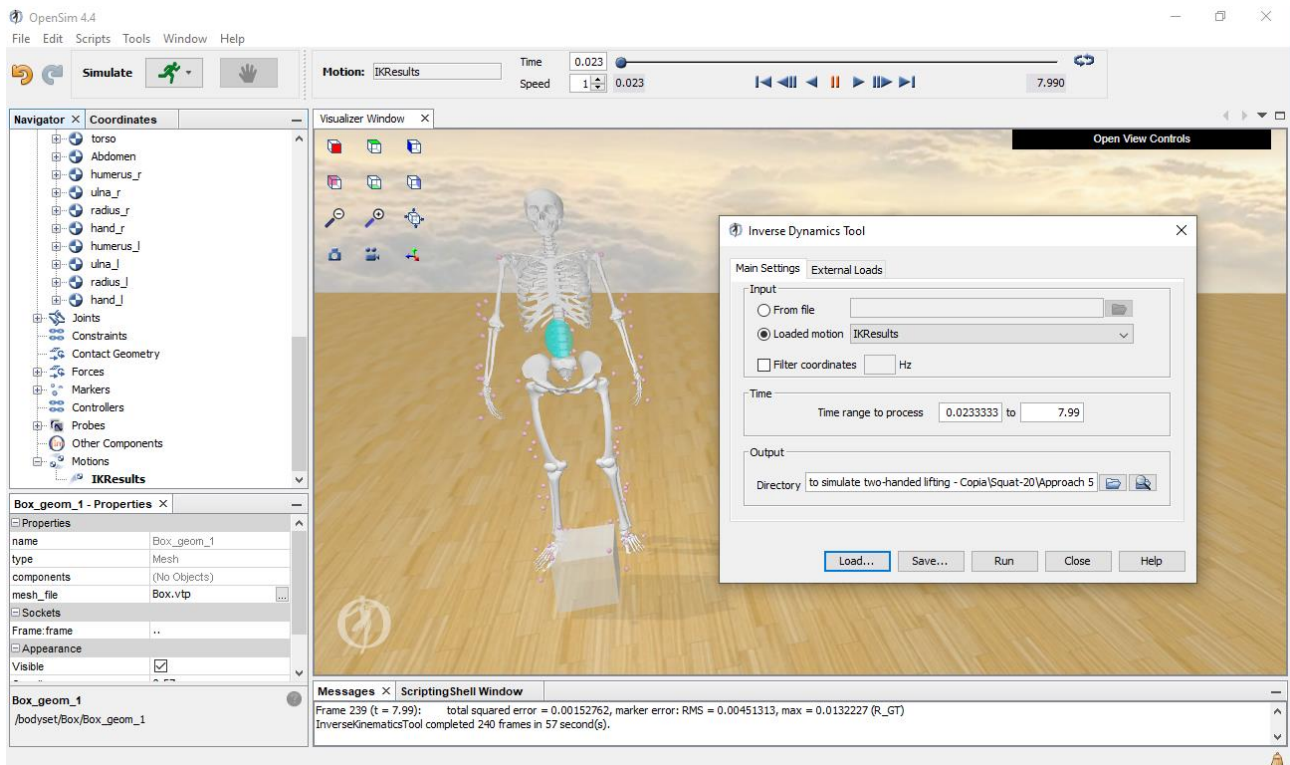


Figura 36: dinamica inversa

Sono state quindi calcolate le forze di reazione nette e i momenti netti in ciascuno dei giunti utilizzando gli angoli del giunto dalla cinematica inversa e i dati sperimentali della forza di reazione al suolo.

Nello specifico, il file generato durante l'esecuzione della cinematica inversa viene recuperato in automatico dal programma nel momento in cui viene eseguita la dinamica inversa. Sono state quindi calcolate le forze di reazione nette e i momenti netti in ciascuno dei giunti utilizzando gli angoli del giunto dalla cinematica inversa calcolati nel punto precedente (cinematica inversa).

4.2.3. CAVITA' ADDOMINALE E PRESSIONE INTRACAVITARIA

CAVITA' ADDOMINALE

Il passaggio successivo è stato quello di introdurre un volume, ovvero uno spazio all'interno dell'addome del modello che rappresentasse la cavità endoaddominale del soggetto entro cui agisca la IAP. È stato quindi introdotto un volume pari ad un cilindro, opportunamente dimensionato (come descritto di seguito).

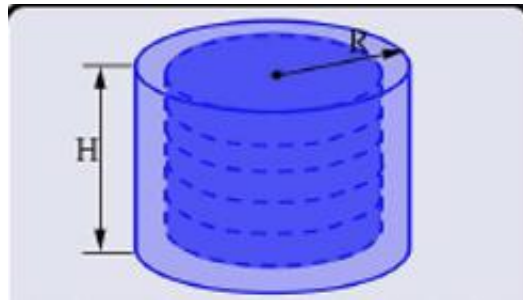


Figura 373: volume che rappresenta la cavità endoaddominale entro cui agisce la IAP

All'interno del modello preso in considerazione come base di partenza (*Modelling loads in OpenSim simulated two handed lifting*), un volume simile era già presente ed è quindi stato sfruttato per raggiungere lo scopo ultimo. Esso è stato inserito dagli autori all'interno del modello con delle coordinate di posizione e dimensioni non utili allo scopo, per questo motivo è stato opportunamente dimensionato e spostato lungo gli assi x, y, z [22].

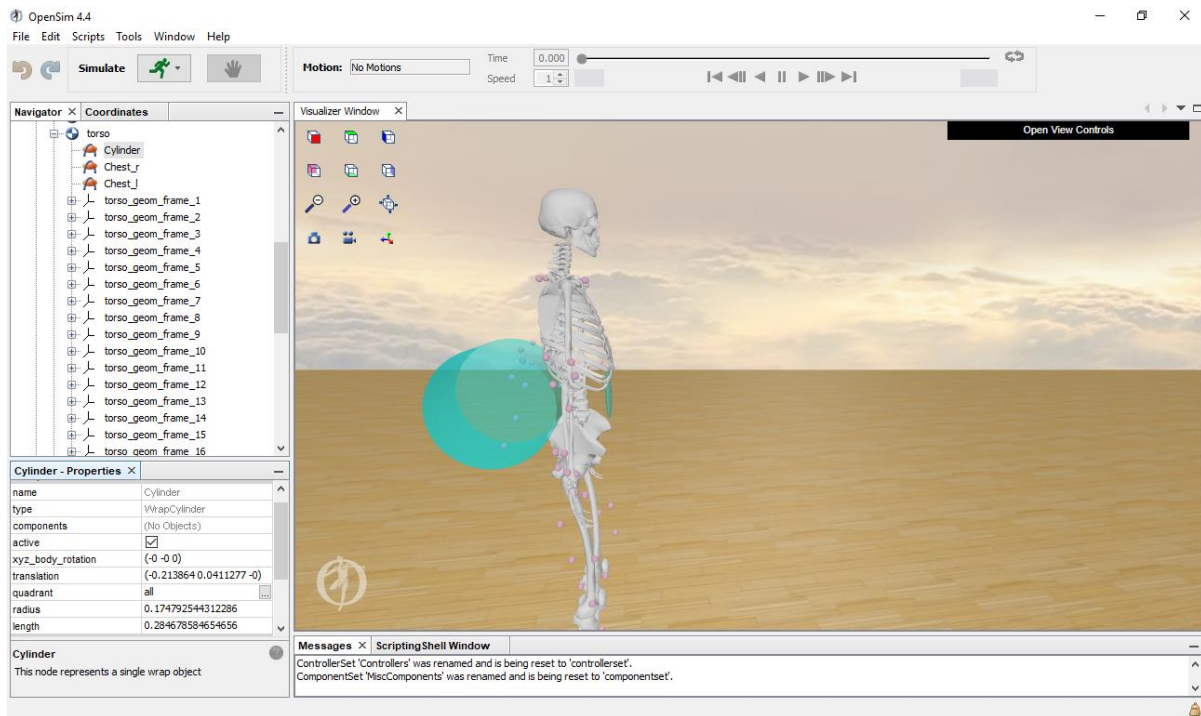


Figura 4: posizione occupata in origine dal volume di riferimento

Come è possibile vedere dall'immagine, originariamente gli autori hanno pensato di introdurre il volume denominato "Cylinder" all'interno della sezione dedicata al torso per poter assegnare la corretta curvatura alle vertebre nella zona lombare. Si è deciso quindi di sfruttare il volume appena descritto, variandone le dimensioni e le coordinate, per posizionarlo nella zona addominale simulando così la cavità addominale utile per poter contenere la pressione endocavitaria. È stato quindi generato un cilindro con coordinate modificate e ne sono stati modificati anche i parametri di altezza e raggio minimi, assunti in posizione completamente flessa. Le coordinate sono state modificate in modo tale che il volume occupasse la cavità addominale e non la parte dedicata alle vertebre lombari. Nello specifico, per poter determinare i valori minimi di raggio e altezza del volume sono state effettuate le seguenti considerazioni: per l'altezza si è scelto di prendere come riferimento l'altezza della superficie addominale proposta dagli autori (ovale azzurro); per il diametro si è scelto di farlo estendere a partire dalla superficie addominale fino al rachide. Dal diametro si è dedotto il raggio. Prima della modifica il raggio era pari a 0.175 m e l'altezza 0.284 m (espressa nel modello come "lunghezza" poiché in origine il cilindro aveva come base la superficie laterale). Dopo la modifica le dimensioni di raggio e altezza sono diventate pari a 0.032 m e 0.165 m.

| Cylinder - Properties × | |
|-------------------------|-------------------------------------|
| name | Cylinder |
| type | WrapCylinder |
| components | (No Objects) |
| active | <input checked="" type="checkbox"/> |
| xyz_body_rotation | (-0 -0 0) |
| translation | (-0.213864 0.0411277 -0) |
| quadrant | all |
| radius | 0.174792544312286 |
| length | 0.284678584654656 |

Figura 39: valori di raggio e altezza rima della modifica

| Cylinder - Properties × | |
|-------------------------|-------------------------------------|
| name | Cylinder |
| type | WrapCylinder |
| components | (No Objects) |
| active | <input checked="" type="checkbox"/> |
| xyz_body_rotation | (-300 -0 0) |
| translation | (0.065 0.051128 -0) |
| quadrant | all |
| radius | 0.031747925 |
| length | 0.164678585 |

Figura 40: valori di raggio e altezza dopo la modifica

Di seguito si può osservare come siano cambiate all'interno del modello sia le coordinate che le dimensioni.

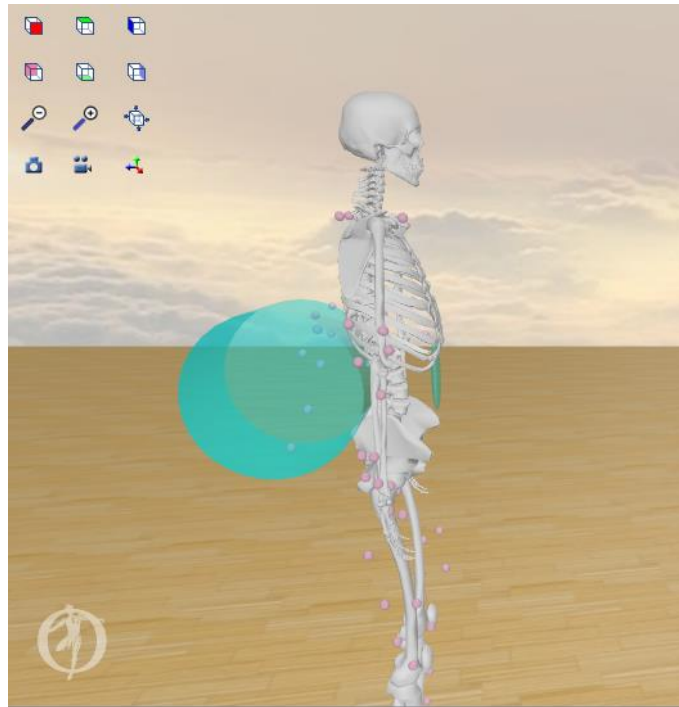


Figura 51: prima della modifica

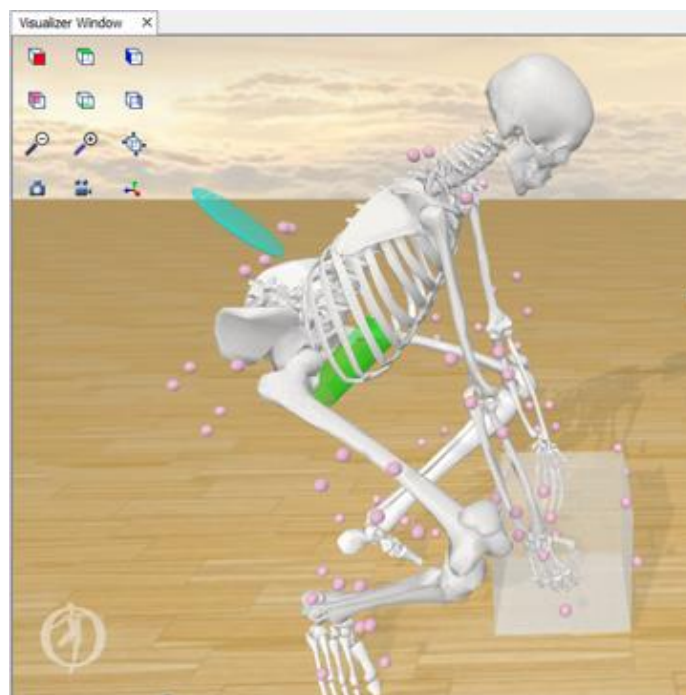


Figura 42: dopo la modifica

Da notare come i valori minimi di raggio e altezza del cilindro siano stati assegnati ad una posizione assunta dal soggetto completamente flessa, ovvero nell'istante temporale di inizio estensione; questa scelta è giustificata dal fatto che la fase di nostro interesse nel presente

studio è proprio quella di lifting, ovvero di sollevamento del peso. È stato quindi isolato il solo range temporale che descrive la sola estensione (fase di lifting) all'interno del modello. Essa si estende da $t_1=2.99$ secondi a $t_2=4.29$ secondi.

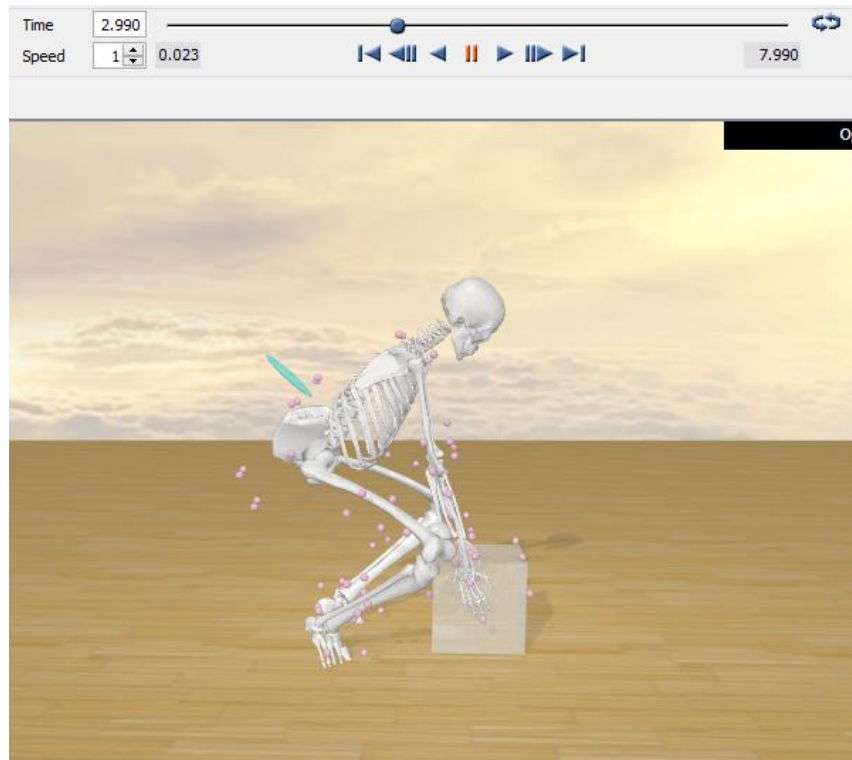


Figura 436: inizio estensione $t_1:2.99$ secondi

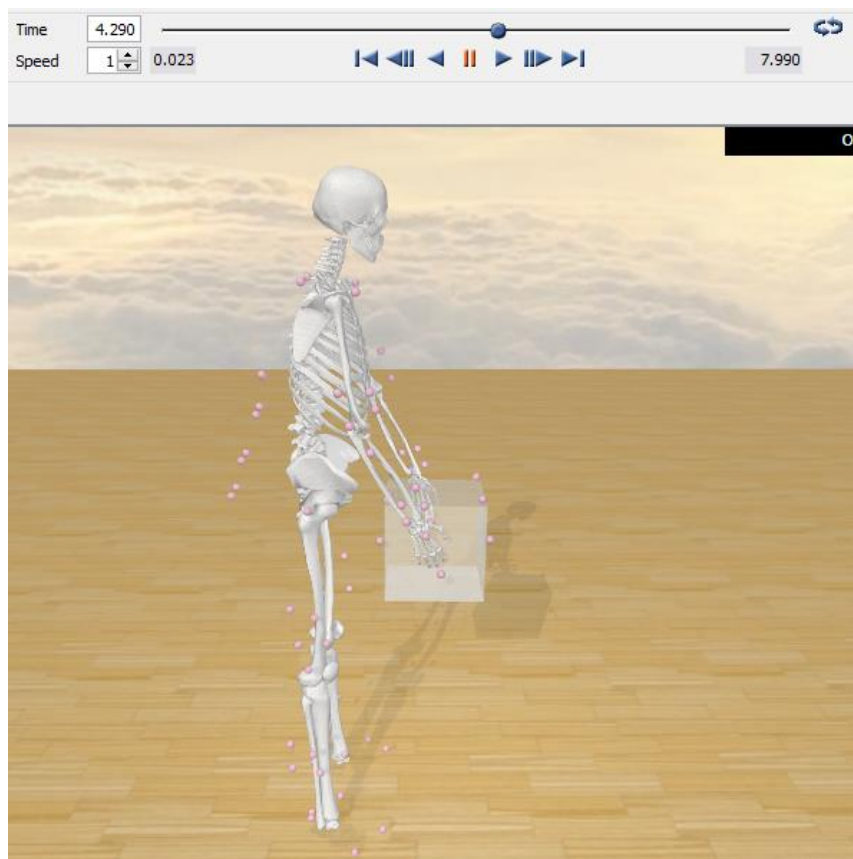


Figura 447: fine estensione t:4.29 secondi

Successivamente sono stati eseguiti i calcoli per poter valutare come variassero le dimensioni della cavità addominale introdotta durante la fase di sola estensione. Si è ipotizzato che quest'ultima variasse in maniera costante durante l'arco temporale di nostro interesse. Impostando la proporzione sono stati ottenuti i valori ipotizzati.

| Da inizio a fine estensione | | |
|-----------------------------|--------------|---------------|
| tempo di lifting (s) | raggio r (m) | altezza H (m) |
| 2,990 | 0,032 | 0,165 |
| 3,023 | 0,032 | 0,167 |
| 3,057 | 0,032 | 0,168 |
| 3,090 | 0,033 | 0,170 |
| 3,123 | 0,033 | 0,172 |
| 3,157 | 0,034 | 0,174 |
| 3,190 | 0,034 | 0,176 |
| 3,223 | 0,034 | 0,178 |
| 3,257 | 0,035 | 0,179 |
| 3,290 | 0,035 | 0,181 |
| 3,323 | 0,035 | 0,183 |
| 3,357 | 0,036 | 0,185 |
| 3,390 | 0,036 | 0,187 |
| 3,423 | 0,036 | 0,189 |
| 3,457 | 0,037 | 0,190 |
| 3,490 | 0,037 | 0,192 |
| 3,523 | 0,037 | 0,194 |
| 3,557 | 0,038 | 0,196 |
| 3,590 | 0,038 | 0,198 |
| 3,623 | 0,038 | 0,200 |
| 3,657 | 0,039 | 0,201 |
| 3,690 | 0,039 | 0,203 |
| 3,723 | 0,040 | 0,205 |
| 3,757 | 0,040 | 0,207 |
| 3,790 | 0,040 | 0,209 |
| 3,823 | 0,041 | 0,211 |
| 3,857 | 0,041 | 0,212 |
| 3,890 | 0,041 | 0,214 |
| 3,923 | 0,042 | 0,216 |
| 3,957 | 0,042 | 0,218 |
| 3,990 | 0,042 | 0,220 |
| 4,023 | 0,043 | 0,222 |
| 4,057 | 0,043 | 0,223 |
| 4,090 | 0,043 | 0,225 |
| 4,123 | 0,044 | 0,227 |
| 4,157 | 0,044 | 0,229 |
| 4,190 | 0,044 | 0,231 |
| 4,223 | 0,045 | 0,233 |
| 4,257 | 0,045 | 0,234 |
| 4,290 | 0,046 | 0,236 |

Figura 45: valori di altezza e raggio del cilindro durante l'estensione



Figura 46: dimensioni finali del volume all'interno dell'addome

Ottenuti questi valori si è calcolata poi la superficie laterale del cilindro

$$SL=2*\pi rH$$

INTRA ABDOMINAL PRESSURE (IAP)

Per poter studiare nella sua interezza la fase di lifting, si è scelto di valutare tre casistiche differenti; si è scelto di far variare la IAP come segue, prendendo spunto dalla letteratura per il primo valore e il successivo intervallo [13],[22], ipotizzando invece il secondo intervallo:

$$IAP=0 [13], [22]$$

$$100 \text{ Pa} < IAP < 5700 \text{ Pa} [22]$$

$$200 \text{ Pa} < IAP < 11400 \text{ Pa}$$

Questo ha permesso di valutare come varia la forza pressoria R sull'unità funzionale L5-S1 al variare della IAP. Si osserverà infine che all'aumentare del valore assunto dalla pressione intracavitaria, la forza pressoria sulle vertebre diminuirà la sua intensità.

4.2.4. CALCOLO DI FORZE E MOMENTI

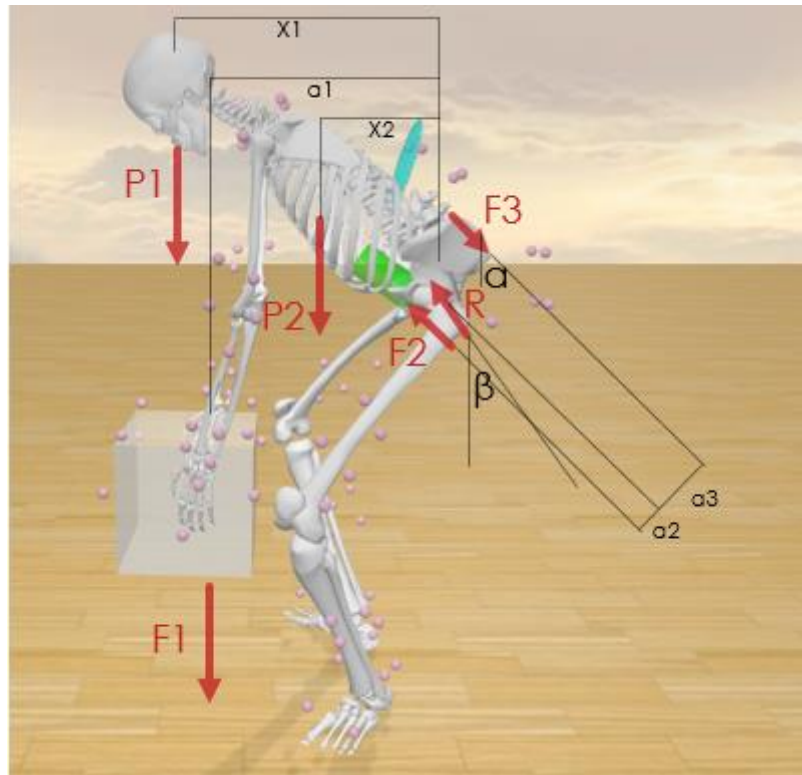


Figura 478: schematizzazione delle forze sul modello

Si è svolta una schematizzazione delle forze sul modello e la delineazione dei bracci associati a ciascuna forza. Di seguito la descrizione delle grandezze presenti all'interno dell'immagine.

P1: peso di testa, collo e braccia

P2: peso del torso

F1: peso della scatola

F2: IAP*SL

F3: forza esercitata dai muscoli lombari

α : angolo flessionale

β : angolo tra la posizione eretta e linea di azione di R

R: forza di compressione su L5-S1

X1: braccio di P1

X2: braccio di P2

a1: braccio di F1

a2: braccio di F2

a3: braccio di F3

Di seguito i conti svolti

$$M2 = F2 \cdot a2$$

$$M1 = F1 \cdot a1$$

$$M4 = P1 \cdot X1 + P2 \cdot X2$$

$$M3 = M1 - M2 + M4$$

$$F3 = M3 / a3$$

$$40^\circ < \text{angolo estensione } \alpha < 0^\circ$$

$$\operatorname{tg} \beta = \frac{(F_3 - F_2) \sin \alpha}{P_1 + F_1 + P_2 + (F_3 - F_2) \cos \alpha}$$

$$R = \frac{(F_3 - F_2) \sin \alpha}{\sin \beta}$$

È stata messa in relazione la forza pressoria R sull'unità L5-S1 con la IAP. Ora sono state utilizzate queste formule per calcolare i valori effettivi assunti da R al variare di IAP [13].

5. RISULTATI E DISCUSSIONE

In questo capitolo si discutono i calcoli eseguiti, i risultati ottenuti e si commentano i grafici estrapolati dai dati eseguendo un confronto tra loro. Come affermato nel capitolo precedente, lo scopo ultimo dello studio è quello di capire come varia la forza pressoria R in relazione ai diversi valori assunti da IAP. Utilizzando i calcoli esplicitati precedentemente otteniamo i seguenti risultati per i diversi valori assegnati alla pressione intraddominale come descritto di seguito.

5.1. PRESSIONE INTRACAVITARIA ASSENTE

Il primo valore che si è scelto di attribuire alla pressione intracavitaria è proprio il valore nullo. Prima di prendere questa decisione sono state fatte alcune considerazioni in merito. È corretto assumere che durante il lifting non agisca la pressione intracavitaria? In realtà questa è una forzatura in quanto, come spiegato in precedenza [5], il corpo umano è costituito dalla presenza di due cavità: una toracica e una addominale. La cavità addominale è a diretto contatto con la cavità toracica che si espande e, dato che non ha comunicazione con l'esterno, l'addome deve modificare la propria forma per accompagnare i movimenti del diaframma. Quando si inspira l'addome tende a dilatarsi. Affinché l'addome si possa dilatare, i muscoli che ne permettono la contrazione devono rilassarsi: muscoli addominali, dorsali e altri. Se gli addominali si contraggono e contemporaneamente si inspira per poi trattenere l'aria inalata la pressione intraddominale aumenta. Quando si espira il diaframma si rilassa e torna nella sua forma iniziale che comprime la cavità toracica assieme alla contrazione di altri muscoli della zona toracica. Allo stesso tempo il movimento del diaframma viene accompagnato da una contrazione dei muscoli addominali. Se questi muscoli si contraessero allora il volume addominale sarebbe spinto verso l'alto e il ritorno del diaframma sarebbe dunque facilitato. Se non ci fosse la pressione intraddominale la respirazione sarebbe molto

meno efficiente. Sfruttando la pressione intraddominale, inoltre, il diaframma e i muscoli addominali contribuiscono al mantenimento di una corretta postura del nostro corpo. Il diaframma infatti contribuisce all'aumento della pressione intraddominale, e questa va ad esercitare una forza di spinta su tutto il volume della cavità addominale.

Ciò significa che la pressione intraddominale genera delle forze che spingono la colonna vertebrale verso l'alto controbilanciando in parte la forza di gravità che tende invece a comprimerla. Una corretta respirazione, e quindi una fisiologica pressione addominale, contribuiscono alla decompressione della colonna vertebrale [23].

Dunque, si può affermare che la scelta di attribuire un valore nullo alla pressione endoaddominale è utile per evidenziare come all'aumentare della IAP vi sia una conseguente diminuzione della forza pressoria R sull'unità funzionale L5-S1.

Di seguito osserviamo quali siano i valori assunti dalla forza pressoria R (espressi in kg) dal momento in cui si suppone che la pressione intraddominale sia assente, assuma quindi un valore nullo.

| Tempo di estensione (s) | R [kg] su L5S1 senza IAP |
|-------------------------|--------------------------|
| 2,990 | 384,597 |
| 3,023 | 384,959 |
| 3,057 | 385,313 |
| 3,090 | 385,659 |
| 3,123 | 385,997 |
| 3,157 | 386,327 |
| 3,190 | 386,650 |
| 3,223 | 386,964 |
| 3,257 | 387,271 |
| 3,290 | 387,569 |
| 3,323 | 387,859 |
| 3,357 | 388,141 |
| 3,390 | 388,414 |
| 3,423 | 388,679 |
| 3,457 | 388,935 |
| 3,490 | 389,183 |
| 3,523 | 389,423 |
| 3,557 | 389,653 |
| 3,590 | 389,876 |
| 3,623 | 390,089 |
| 3,657 | 390,294 |
| 3,690 | 390,489 |
| 3,723 | 390,676 |
| 3,757 | 390,855 |
| 3,790 | 391,024 |
| 3,823 | 391,184 |
| 3,857 | 391,335 |
| 3,890 | 391,478 |
| 3,923 | 391,611 |
| 3,957 | 391,735 |
| 3,990 | 391,850 |
| 4,023 | 391,956 |
| 4,057 | 392,053 |
| 4,090 | 392,141 |
| 4,123 | 392,219 |
| 4,157 | 392,288 |
| 4,190 | 392,349 |
| 4,223 | 392,399 |
| 4,257 | 392,441 |
| 4,290 | 392,473 |

Figura 48: valori di R per il range temporale di lifting

Il range temporale considerato è quello di lifting, ovvero di sollevamento del carico quindi di sola estensione con un peso da 20 kg.

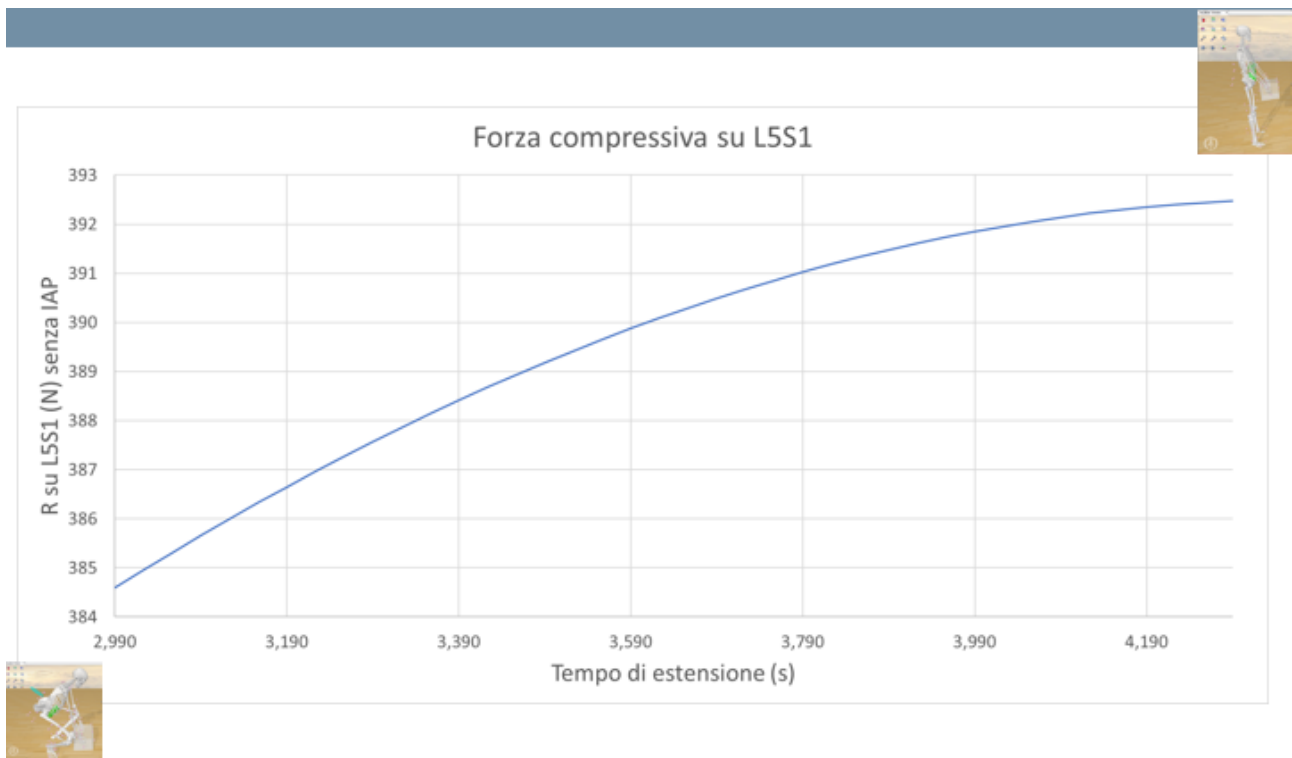


Figura 49: forza compressiva R per IAP=0

Osservando il grafico in figura 49 si può osservare la variazione della forza pressoria R agente sull'unità funzionale L5-S1 durante il sollevamento manuale di un carico pari a 20 kg. Durante la fase di inizio estensione, il valore della forza pressoria R è pari a 384.597 Pa. Man mano che la fase di lifting procede, il valore della forza pressoria aumenta sensibilmente, fino a raggiungere un valore di fine estensione pari a 392.473 Pa. Questo ipotizzando un valore nullo della pressione endoaddominale. Per poter effettuare delle valutazioni in merito ai risultati ottenuti, bisogna prima ricordare quanto segue. Esiste un decreto, per l'esattezza il DL 80/81, che regola la movimentazione manuale dei carichi e che dichiara quale sia il valore massimo sollevabile da un soggetto uomo e da un soggetto donna per evitare di incorrere in scompensi fisici. Abbiamo detto che i carichi discali superiori ai limiti definiti tollerabili sono pari a 275 kg per le donne e 400 kg per gli uomini; questo significa che per un uomo il carico massimo sollevabile è pari a 25 kg, per una donna 15 kg. In questo caso per un soggetto donna avremmo già superato il limite di sopportazione del dolore sfociando nel cosiddetto LBP. Alla luce di queste considerazioni, traiamo le seguenti conclusioni: per un soggetto donna, il sollevamento di un carico pari a 20 kg in

assenza della pressione endoaddominale causerebbe sicuramente l'insorgere dell'LBP poiché i carichi discali hanno superato i limiti definiti tollerabili durante il sollevamento. Per un uomo questo limite viene quasi raggiunto, comporterebbe comunque un rischio.

5.2 100 Pa < PRESSIONE INTRACAVITARIA < 5700 Pa

Dopo aver esaminato con attenzione quali sarebbero le conseguenze relative alla movimentazione manuale di un carico in assenza della pressione endocavitaria, si attribuisce a quest'ultima un valore minimo di 100 Pa e un massimo di 5700 Pa. I valori scelti sono stati estratti dalla letteratura [13], [22]. Si è deciso quindi di calcolare quale sia il valore della forza pressoria R agente sull'unità funzionale L5-S1 nel momento in cui la pressione endoaddominale assume i valori compresi nell'intervallo scelto. Si è considerata sempre la fase temporale di lifting in cui si solleva un carico pari a 20 kg. Si ottengono i valori rappresentati nella figura 50 di seguito.

| Tempo di estensione (s) | R [kg] su L5S1 con IAP |
|-------------------------|------------------------|
| 2,990 | 323,658 |
| 3,023 | 324,157 |
| 3,057 | 324,700 |
| 3,090 | 325,288 |
| 3,123 | 325,923 |
| 3,157 | 326,605 |
| 3,190 | 327,335 |
| 3,223 | 328,115 |
| 3,257 | 328,946 |
| 3,290 | 329,828 |
| 3,323 | 330,762 |
| 3,357 | 331,751 |
| 3,390 | 332,794 |
| 3,423 | 333,893 |
| 3,457 | 335,048 |
| 3,490 | 336,262 |
| 3,523 | 337,535 |
| 3,557 | 338,867 |
| 3,590 | 340,261 |
| 3,623 | 341,717 |
| 3,657 | 343,237 |
| 3,690 | 344,820 |
| 3,723 | 346,469 |
| 3,757 | 348,185 |
| 3,790 | 349,968 |
| 3,823 | 351,819 |
| 3,857 | 353,740 |
| 3,890 | 355,732 |
| 3,923 | 357,796 |
| 3,957 | 359,932 |
| 3,990 | 362,143 |
| 4,023 | 364,428 |
| 4,057 | 366,790 |
| 4,090 | 369,229 |
| 4,123 | 371,746 |
| 4,157 | 374,342 |
| 4,190 | 377,018 |
| 4,223 | 379,776 |
| 4,257 | 382,617 |
| 4,290 | 385,541 |

Figura 509: valori di R per la fase di lifting

Di seguito la rappresentazione grafica dei valori tabulati sopra.

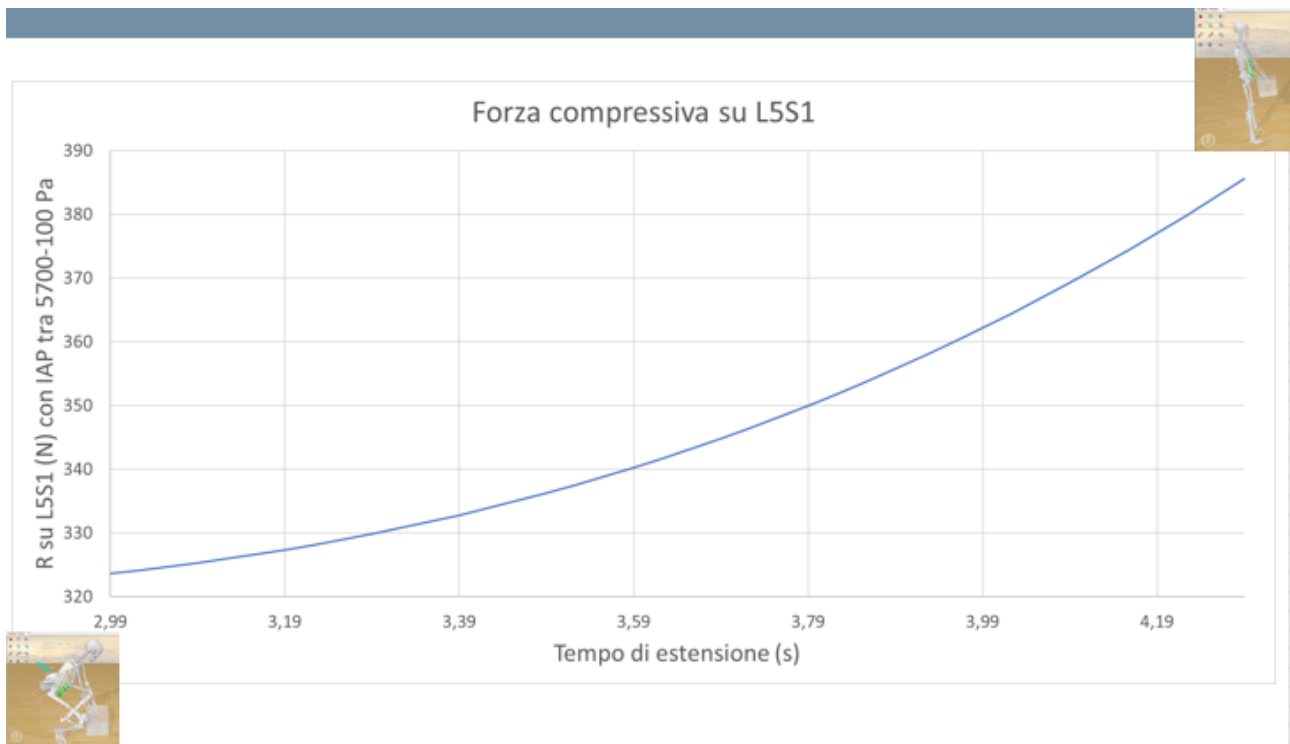


Figura 51: Valori di R con IAP presente

In figura 51 si può osservare un grafico che rappresenta il valore assunto dalla forza pressoria R sull'unità funzionale L5-S1 durante la fase di lifting di un carico pari a 20 kg, in presenza della pressione endoaddominale. Il valore assunto da R durante l'inizio dell'estensione è pari a 323.658 Pa mentre a fine estensione è pari a 385.541 Pa. Ricordando quanto dichiarato dal DL 80/81, in questo caso si possono effettuare le seguenti considerazioni. Per un soggetto donna, il valore definito tollerabile pari a 275 kg associato alla forza pressoria è stato comunque superato come descritto nel grafico precedente; per un soggetto uomo ci troviamo al di sotto dei limiti definiti tollerabili, ma in prossimità di questi ultimi. Quello che si può aggiungere è che, a differenza del caso precedente con IAP=0, in questo caso possiamo notare un miglioramento apprezzabile del 19%. La scelta della IAP è ricaduta proprio su questi valori di massimo e minimo in seguito al confronto con due documenti di letteratura [13] e [22].

5.3. PRESSIONE INTRACAVITARIA AUMENTATA RISPETTO AI VALORI PUBBLICATI

In questo terzo e ultimo caso, si è ipotizzato di poter dotare il soggetto di un dispositivo esterno (ad esempio una cintura addominale) per innalzare il valore minimo e il valore massimo della pressione endoaddominale. Questa volta si è ipotizzato di osservare cosa accadrebbe ai valori assunti dalla forza pressoria R nel caso in cui la pressione intracavitaria raddoppiasse rispetto al caso precedente. I valori assunti da IAP sono compresi tra un valore minimo di 200 Pa e un valore massimo di 11400 Pa. Questa è stata una decisione presa a livello puramente teorico, per avvalorare la tesi; deve essere supportata da analisi e test in laboratorio per capire effettivamente quale sia il valore massimo attribuibile alla IAP di modo tale che il suo aumento non generi degli scompensi a livello fisico del soggetto. Valori troppo elevati della pressione intraddominale potrebbero generare scompensi a livello cardiaco e del sistema cardiovascolare, come ad esempio la compressione della vena cava inferiore oppure erniazione del disco. Purtroppo la capacità del corpo umano ha un limite: ad un certo punto la pressione intraddominale è tale che la rigidità del tessuto muscolare non è sufficiente. A questo punto il rivestimento dei fasci muscolari superficiali si lacera e si può anche verificare che i visceri vengano spinti dalla stessa pressione all'interno del tessuto muscolare lacerato.

Quando i visceri vengono impegnati in questa protrusione si parla di ernia addominale. In generale questo infortunio si verifica quando la muscolatura profonda non è abbastanza forte da dare supporto alla muscolatura più superficiale che dunque ne risente. Ancora una volta si sta parlando del trasverso addominale. Questo muscolo è il più profondo tra i 4 muscoli addominali ed è in assoluto quello con la contrazione più tonica.

Questo significa che una buona forza in questo muscolo dà sia riscontri estetici che benefici nell'allenamento e nella salute. Dal momento che il muscolo trasverso è il primo che risponde alla pressione intra addominale ha, quindi, un ruolo primario nella formazione di quest'ultima.

Se tale muscolo è robusto, la pressione non riesce a vincere la resistenza del tessuto muscolare. Questo muscolo è il più predisposto al mantenimento dei visceri nella loro sede, sia in condizioni fisiologiche che di sforzo. Una debolezza di questo porta ad un sovraccarico

dei muscoli addominali più superficiali con esiti spiacevoli [23]. Supponendo quindi di poter innalzare fino a tali valori (di massimo e di minimo) la pressione endocavitaria, sono stati calcolati i valori assunti dalla forza pressoria R agente sull'unità funzionale L5-S1 in queste condizioni.

Di seguito i dati ottenuti.

| Tempo di estensione (s) | R [kg] su L5S1 con IAP max |
|-------------------------|----------------------------|
| 2,990 | 262,782 |
| 3,023 | 263,416 |
| 3,057 | 264,145 |
| 3,090 | 264,972 |
| 3,123 | 265,900 |
| 3,157 | 266,930 |
| 3,190 | 268,066 |
| 3,223 | 269,308 |
| 3,257 | 270,659 |
| 3,290 | 272,122 |
| 3,323 | 273,698 |
| 3,357 | 275,390 |
| 3,390 | 277,201 |
| 3,423 | 279,131 |
| 3,457 | 281,183 |
| 3,490 | 283,360 |
| 3,523 | 285,664 |
| 3,557 | 288,097 |
| 3,590 | 290,660 |
| 3,623 | 293,357 |
| 3,657 | 296,189 |
| 3,690 | 299,159 |
| 3,723 | 302,269 |
| 3,757 | 305,520 |
| 3,790 | 308,916 |
| 3,823 | 312,458 |
| 3,857 | 316,148 |
| 3,890 | 319,989 |
| 3,923 | 323,983 |
| 3,957 | 328,131 |
| 3,990 | 332,437 |
| 4,023 | 336,901 |
| 4,057 | 341,527 |
| 4,090 | 346,317 |
| 4,123 | 351,272 |
| 4,157 | 356,395 |
| 4,190 | 361,688 |
| 4,223 | 367,153 |
| 4,257 | 372,792 |
| 4,290 | 378,608 |

Figura 5210: valori di R con IAP massima

Valori tabulati inseriti all'interno di un grafico

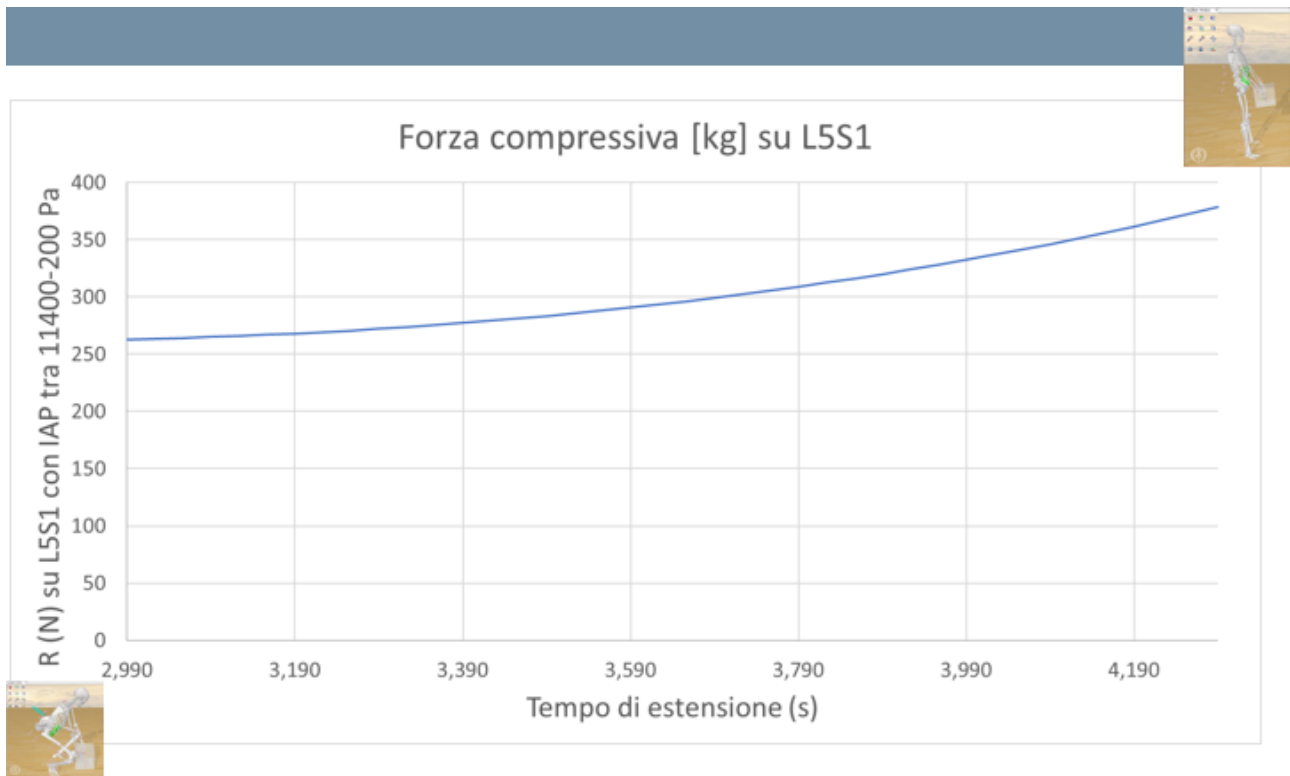


Figura 53: valori assunti da R con IAP massima

Nella figura 53 possiamo osservare il grafico che rappresenta i dati ottenuti. La forza pressoria R assume un valore pari a 262.782 Pa ad inizio estensione e un valore pari a 378.608 Pa a fine estensione. Si può quindi notare un miglioramento apprezzabile del 46% rispetto al caso con pressione intracavitaria nulla.

COMPARAZIONE TRA DATI E GRAFICI OTTENUTI

Si cerca ora di confrontare i dati ottenuti fino a questo momento e di eseguire delle ulteriori considerazioni in merito. Si confrontano i dati teorici calcolati per il valore della forza pressoria R a partire da inizio fino a fine estensione, durante quindi tutta la fase temporale di lifting, nei tre casi: IAP assente, IAP aumentata tra un valore massimo di 5700 Pa e un valore minimo di 100 Pa, ed infine IAP aumentata tra un valore massimo e minimo

raddoppiato, pari a 11400 Pa e 200 Pa.

I valori numerici tabulati sono riportati di seguito.

| tempo di estensione (s) | R [kg] su L5S1 con IAP max | R [kg] su L5S1 con IAP std | R su L5S1 senza IAP |
|-------------------------|----------------------------|----------------------------|---------------------|
| 2,990 | 262,782 | 323,658 | 384,537 |
| 3,023 | 263,416 | 324,157 | 384,959 |
| 3,057 | 264,145 | 324,700 | 385,313 |
| 3,090 | 264,972 | 325,288 | 385,659 |
| 3,123 | 265,900 | 325,923 | 385,997 |
| 3,157 | 266,930 | 326,605 | 386,327 |
| 3,190 | 268,066 | 327,335 | 386,650 |
| 3,223 | 269,308 | 328,115 | 386,964 |
| 3,257 | 270,659 | 328,946 | 387,271 |
| 3,290 | 272,122 | 329,828 | 387,569 |
| 3,323 | 273,698 | 330,762 | 387,859 |
| 3,357 | 275,390 | 331,751 | 388,141 |
| 3,390 | 277,201 | 332,794 | 388,414 |
| 3,423 | 279,131 | 333,893 | 388,679 |
| 3,457 | 281,183 | 335,048 | 388,935 |
| 3,490 | 283,360 | 336,262 | 389,183 |
| 3,523 | 285,664 | 337,535 | 389,423 |
| 3,557 | 288,097 | 338,867 | 389,653 |
| 3,590 | 290,660 | 340,261 | 389,876 |
| 3,623 | 293,357 | 341,717 | 390,089 |
| 3,657 | 296,189 | 343,237 | 390,294 |
| 3,690 | 299,159 | 344,820 | 390,489 |
| 3,723 | 302,269 | 346,469 | 390,676 |
| 3,757 | 305,520 | 348,185 | 390,855 |
| 3,790 | 308,916 | 349,968 | 391,024 |
| 3,823 | 312,458 | 351,819 | 391,184 |
| 3,857 | 316,148 | 353,740 | 391,335 |
| 3,890 | 319,989 | 355,732 | 391,478 |
| 3,923 | 323,983 | 357,796 | 391,611 |
| 3,957 | 328,131 | 359,932 | 391,735 |
| 3,990 | 332,437 | 362,143 | 391,850 |
| 4,023 | 336,901 | 364,428 | 391,956 |
| 4,057 | 341,527 | 366,790 | 392,053 |
| 4,090 | 346,317 | 369,229 | 392,141 |
| 4,123 | 351,272 | 371,746 | 392,219 |
| 4,157 | 356,395 | 374,342 | 392,288 |
| 4,190 | 361,688 | 377,018 | 392,349 |
| 4,223 | 367,153 | 379,776 | 392,399 |
| 4,257 | 372,792 | 382,617 | 392,441 |
| 4,290 | 378,608 | 385,541 | 392,473 |

Figura 5411: confronto tra valori assunti da R durante il lifting

I valori tabulati sono riportati di seguito nel seguente grafico

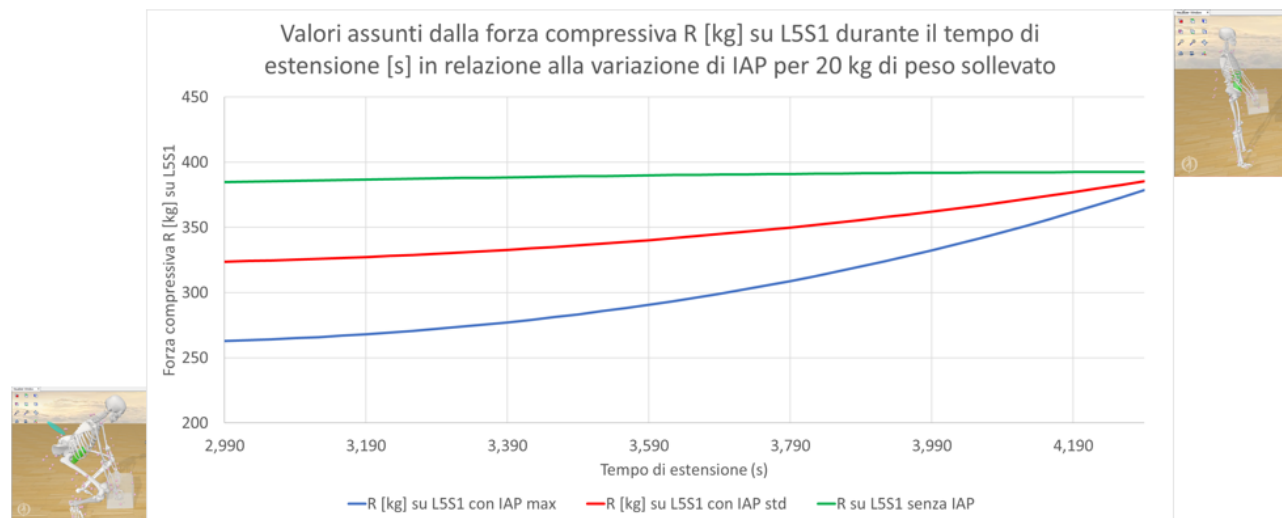


Figura 55: valori assunti da R durante il lifting

Questo grafico finale compara tra loro i valori assunti dalla forza pressoria R agente sull'unità funzionale L5-S1 durante la fase di lifting; da un'attenta analisi, come detto in precedenza, possiamo ribadire che aumentando il valore della pressione intracavitaria, la forza pressoria R diminuisce progressivamente impedendo così un sovraccarico delle vertebre nella zona lombare prossimo ai limiti definiti tollerabili.

5.4 VARIAZIONE DELLA FORZA PRESSORIA AL VARIARE DEL PESO SOLLEVATO

In questa sezione, si è scelto di fotografare l'istante temporale di inizio estensione ovvero $t=2.99$ secondi, momento in cui il busto del soggetto occupa una posizione flessa con un angolo di 40° . In questo stesso istante si è deciso di valutare la variazione della forza pressoria R sull'unità funzionale L5-S1 al variare del peso sollevato, tenendo conto dei tre diversi range di valori assunti dalla IAP, come fatto in precedenza.

Di seguito i risultati tabulati

| Tempo di inizio estensione [s] | 2,99 | | |
|--------------------------------|------------------|----------------------------|-----------------------------|
| Peso sollevato [kg] | R [kg] senza IAP | R [kg] con IAP 5700-100 Pa | R [kg] con IAP 11400-200 Pa |
| 0 | 241,037 | 180,357 | 120,082 |
| 5 | 276,884 | 216,095 | 155,533 |
| 10 | 312,767 | 251,908 | 191,189 |
| 15 | 348,673 | 287,767 | 226,953 |
| 20 | 384,597 | 323,658 | 262,782 |
| 25 | 420,534 | 359,570 | 298,653 |
| 30 | 456,481 | 395,498 | 334,551 |
| 35 | 492,436 | 431,439 | 370,468 |
| 40 | 528,397 | 467,388 | 406,401 |
| 45 | 564,363 | 503,345 | 442,344 |
| 50 | 600,333 | 539,308 | 478,296 |

Figura 53: variazione di R al variare del peso sollevato

Di seguito i risultati tabulati inseriti all'interno di un grafico

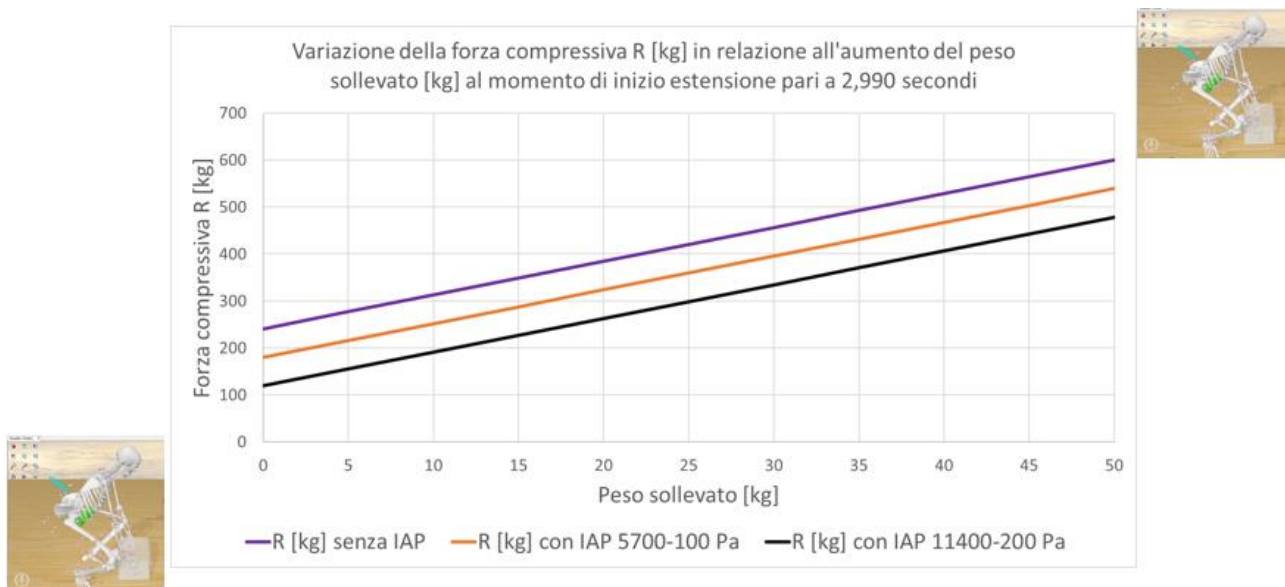


Figura 54: variazione di R al variare del peso sollevato

Osservando la tabella 53 possiamo evincere le seguenti considerazioni. Osserviamo il valore assunto dalla forza pressoria R sull'unità funzionale L5-S1 durante il sollevamento di un carico pari a 25 kg (valore massimo imposto dal DL80/81 per gli uomini) senza l'azione della IAP. Per il sollevamento di un carico di 25 kg senza l'azione della IAP corrisponde un valore di R pari a 420.534 kg. Se ora invece considerassimo l'ipotesi di dotare il lavoratore di un dispositivo esterno che gli permetta di aumentare la IAP fino a un valore massimo di 11400 Pa, il valore della forza pressoria R pari a circa 421 kg verrebbe raggiunta durante il sollevamento di un peso tra i 40 kg e i 45 kg. Questo significa che andando ad aumentare artificialmente il valore della pressione intracavitaria, il soggetto sarebbe in grado di

movimentare manualmente un carico più elevato a parità di forza pressoria R agente sull'unità funzionale L5-S1.

6. CRITICITA', CONCLUSIONI E SVILUPPI FUTURI

6.1. CRITICITA' RISCONTRATE

Le criticità maggiormente riscontrate all'interno di questo studio sono state due.

La prima è stata quella di non riuscire a reperire delle informazioni in rete utili ad avvalorare la tesi. I documenti che sostengono la trattazione sono per lo più datati e studiati con sistemi e strumenti meno all'avanguardia di quelli presenti al giorno d'oggi. Molti autori hanno addirittura affermato che l'aumento della pressione intracavitaria causi l'effetto contrario ovvero quello di contribuire ulteriormente a sovraccaricare le vertebre che costituiscono il rachide nella zona lombare. Altri studi invece avvalorano e sostengono la tesi. Alcuni lo fanno riportando dati concreti, altri invece semplicemente a livello teorico e tramite supposizioni.

La seconda criticità riscontrata riguarda il modello "*Modelling loads in OpenSim to simulated two-handed lifting*". Sarebbe stato completo se avesse contenuto al suo interno un'istruzione adatta a rappresentare il valore di pressione intracavitaria e la sua variazione durante il task.

Inoltre, non era chiaro come fare per variare il peso della scatola. Nonostante fosse presente la stringa da poter modificare in base alla massa scelta, questa azione non permetteva di ottenere i risultati desiderati. I diversi approcci sono stati ideati dagli Autori come degli approcci in cui il soggetto e il carico fossero due entità separate ed eseguissero insieme il movimento solo a livello visivo durante l'esecuzione del programma, ma non a livello di rappresentazione numerica e grafica. Infatti i grafici estratti mostravano l'andamento del momento durante il sollevamento del carico uguale al momento generato in seguito

all'esecuzione di squat senza carico. I valori numerici inoltre presentavano molti artefatti tra i dati. Per poter implementare il programma sarebbe utile generare un sesto approccio in cui sia presente un soggetto caratterizzato dalla presenza di un volume (cilindro) posto posteriormente alla parete addominale che abbia come base la sua superficie inferiore; esso dovrebbe possedere opportune dimensioni iniziali stabilite sperimentalmente in laboratorio le quali dovranno variare durante il task. Sarebbe utile successivamente introdurre un comando nel modello che relazioni il movimento alla variazione di questo volume (espansione durante l'estensione e restringimento durante la flessione). Successivamente bisognerebbe introdurre un comando che relazioni la variazione del volume della cavità con l'aumento e diminuzione della pressione endocavitaria (aumento della IAP durante la flessione poiché il volume si riduce e diminuzione della IAP durante l'estensione poiché il volume aumenta). Il tutto correlato dalla presenza di un carico di massa modificabile in base agli scopi, relazionabile al soggetto come se costituissero un unico corpo nonostante siano identificabili come due corpi separati. Questo permetterebbe di generare forze e momenti con valori corretti.

6.2. CONCLUSIONI E SVILUPPI FUTURI

Nel presente studio è stato dimostrato come all'aumentare della pressione intracavitaria, il valore della forza pressoria R sull'unità funzionale L5-S1 diminuisca. In particolar modo si è scelto di evidenziare il ruolo determinante giocato dalla pressione endoaddominale utile per diminuire il valore della forza pressoria R, facendogli assumere tre range di valori differenti: IAP assente, IAP presente e compresa tra 5700 Pa e 100 Pa e infine IAP doppia compresa tra 11400 Pa e 200 Pa. Infine si è deciso di mettere in evidenza i risultati ottenuti all'interno di un grafico che permetta di trarre le conclusioni finali dello studio condotto.

Si è scelto inoltre di evidenziare come, in presenza di un valore raddoppiato assegnato alla pressione intracavitaria, il soggetto sia in grado di sollevare un peso quasi anche esso raddoppiato rispetto alle condizioni iniziali (IAP=0).

Per IAP=0: Durante la fase di inizio estensione, il valore della forza pressoria R è pari a

384.597 Pa. Man mano che la fase di lifting procede, il valore della forza pressoria aumenta sensibilmente, fino a raggiungere un valore di fine estensione pari a 392.473 Pa. Per poter effettuare delle valutazioni in merito ai risultati ottenuti, si è fatto riferimento al DL 80/81, che regola la movimentazione manuale dei carichi e che dichiara quale sia il valore massimo sollevabile da un soggetto uomo e da un soggetto donna per evitare di incorrere in scompensi fisici. È stato detto che i carichi discali superiori ai limiti definiti tollerabili sono pari a 275 kg per le donne e 400 kg per gli uomini; in pratica per un uomo il carico massimo sollevabile è pari a 25 kg, per una donna 15 kg. In questo caso per un soggetto donna avremmo già superato il limite di sopportazione del dolore sfociando nel cosiddetto LBP. Alla luce di queste considerazioni, traiamo le seguenti conclusioni: per un soggetto donna, il sollevamento di un carico pari a 20 kg in assenza della pressione endoaddominale causerebbe sicuramente l'insorgere dell'LBP poiché i carichi discali hanno superato i limiti definiti tollerabili durante il sollevamento. Per un uomo questo limite viene quasi raggiunto, comporterebbe comunque un rischio.

Per $100 \text{ Pa} < \text{IAP} < 5700 \text{ Pa}$: è stato calcolato il valore assunto dalla forza pressoria R sull'unità funzionale L5-S1 durante la fase di lifting di un carico pari a 20 kg, in presenza della pressione endoaddominale. Il valore assunto da R durante l'inizio dell'estensione è pari a 323.658 Pa mentre a fine estensione è pari a 385.541 Pa. Ricordando quanto dichiarato dal DL 80/81, in questo caso si possono effettuare le seguenti considerazioni. Per un soggetto donna, il valore definito tollerabile pari a 275 kg associato alla forza pressoria è stato comunque superato come descritto nel grafico precedente; per un soggetto uomo ci troviamo al di sotto dei limiti definiti tollerabili, ma in prossimità di questi ultimi. Quello che si può aggiungere è che, a differenza del caso precedente con $\text{IAP}=0$, in questo caso possiamo notare un miglioramento apprezzabile del 19%. La scelta della IAP è ricaduta proprio su questi valori di massimo e minimo in seguito al confronto con due documenti di letteratura [13] e [22].

Per $200 \text{ Pa} < \text{IAP} < 11400 \text{ Pa}$: in questo caso la forza pressoria R assume un valore pari a 262.782 Pa ad inizio estensione e un valore pari a 378.608 Pa a fine estensione. Si può quindi notare un miglioramento apprezzabile del 46% rispetto al caso con pressione intracavitaria nulla. Si ricorda inoltre che purtroppo la capacità del corpo umano ha un limite: ad un certo punto la pressione intraddominale è tale che la rigidità del tessuto muscolare non è

sufficiente. A questo punto il rivestimento dei fasci muscolari superficiali si lacera e si può anche verificare che i visceri vengano spinti dalla stessa pressione all'interno del tessuto muscolare lacerato.

Quando i visceri vengono impegnati in questa protrusione si parla di ernia addominale. In generale questo infortunio si verifica quando la muscolatura profonda non è abbastanza forte da dare supporto alla muscolatura più superficiale che dunque ne risente. Ancora una volta si sta parlando del trasverso addominale. Questo muscolo è il più profondo tra i 4 muscoli addominali ed è in assoluto quello con la contrazione più tonica.

Questo significa che una buona forza in questo muscolo dà sia riscontri estetici che benefici nell'allenamento e nella salute. Dal momento che il muscolo trasverso è il primo che risponde alla pressione intra addominale ha, quindi, un ruolo primario nella formazione di quest'ultima.

Se tale muscolo è robusto, la pressione non riesce a vincere la resistenza del tessuto muscolare. Questo muscolo è il più predisposto al mantenimento dei visceri nella loro sede, sia in condizioni fisiologiche che di sforzo. Una debolezza di questo porta ad un sovraccarico dei muscoli addominali più superficiali con esiti spiacevoli [23].

Infine, questo significa che andando ad aumentare artificialmente il valore della pressione intracavitaria, il soggetto sarebbe in grado di movimentare manualmente un carico più elevato a parità di forza pressoria R agente sull'unità funzionale L5-S1.

Il presente studio è utile per tutti quei lavoratori che svolgono una professione che preveda la movimentazione manuale dei carichi (per esempio, il lavoro svolto all'interno di un supermercato). In di questo ambiente lavorativo non è insolito incorrere in lavoratori che, dopo aver trascorso qualche tempo in azienda, abbiano sviluppato dolori caratteristici nella zona lombare dovuti proprio alla movimentazione di pesi sollevati di fretta, senza metodo, piegando la schiena e non flettendo le gambe, andando così a caricare la colonna vertebrale in modo scorretto. Questo studio è la base di partenza per lo sviluppo di ingegnerie future; si potrebbe formulare l'ipotesi di simulare l'aumento artificiale della pressione intracavitaria attraverso un meccanismo applicabile direttamente sull'addome del lavoratore, permettendogli così di svolgere la propria mansione senza temere per la propria salute. L'idea è quindi quella di investire maggiormente sugli spunti che questo studio fornisce, progettando quindi delle tecnologie alternative e maggiormente sviluppate rispetto alla classica cintura addominale sfruttando ad esempio degli elettrodi. Gli elettrodi, applicati sull'addome del lavoratore tramite cerotti ipoallergenici, invierebbero degli impulsi elettrici

ai muscoli addominali che si contrarrebbero artificialmente e che quindi andrebbero ad aumentare la forza F_2 : l'aumento di questa forza comporterebbe il conseguente aumento della pressione intracavitaria e il diminuire della forza pressoria R agente sull'unità funzionale L5S1.

La trattazione avvalorata la tesi secondo cui l'azione della pressione endoaddominale è determinante per diminuire la forza pressoria agente sull'unità funzionale L5-S1. Vale la pena quindi approfondire questa teoria. Gli sviluppi futuri potrebbero essere principalmente:

- capire con certezza quale sia il valore massimo raggiungibile dalla IAP senza generare scompensi fisici al lavoratore come la compromissione del sistema cardiovascolare e l'insorgere di un'ernia al disco
- capire in che modo alternativo (alla cintura addominale), si possa innalzare fino a questo valore massimo la IAP presente nella cavità addominale del lavoratore
- valutare se per poter innalzare fino al valore massimo la IAP potrebbe essere valida l'idea di utilizzare l'elettrostimolazione dei muscoli addominali

Se quanto proposto ha un suo significato logico, questo potrebbe costituire una valida alternativa agli esoscheletri già oggetto di studio.



Figura 12: elettrostimolatore addominale

Gli esoscheletri sono sicuramente dei dispositivi più costosi, più ingombranti, più pesanti e più difficilmente indossabili senza la presenza di un aiuto esterno. Gli elettrodi sarebbero in alternativa di facile applicazione e non intralocerebbero i movimenti dei lavoratori durante lo svolgimento della propria mansione.



Figura 13: esoscheletro

Il presente studio cerca di fornire una base di partenza per poter sviluppare una tecnologia futura utile a tutti quei lavoratori che, sul posto di lavoro, eseguono la movimentazione manuale dei carichi (MMC) e che vorrebbero in tutti i modi evitare di incorrere nel LBP.

7. BIBLIOGRAFIA

- [1] “The Epidemiology of low back pain”. D. Hoy, P. Brooks, F. Blyth, R. Buchbinder
University of Queensland, School of Population Health, Herston Rd, Herston, QLD
4006, Australia, Australian Health Workforce Institute, University of Melbourne,
Melbourne, Victoria, Australia cUniversity of Sydney, Sydney, NSW, Australia,
Cabrini Monash University, Monash, Victoria, Australia
- [2] “Movimentazione manuale: rischio da sovraccarico biomeccanico al rachide”.
Autore: redazione, Categoria: movimentazione dei carichi, anno: 15.02.2018
<https://www.puntosicuro.it/movimentazione-carichi-C-44/movimentazione-manuale-rischio-da-sovraccarico-biomeccanico-al-rachide-AR-17788/>
- [3] “Dolore alle ginocchia nel back squat”, Orice Poliambulatorio
<https://www.oricemilazzo.it/dolore-alle-ginocchia-nel-back-squat-scopri-le-cause/#:~:text=Posizione%20delle%20ginocchia%3A%20La%20posizione,sulla%20componente%20legamentosa%20del%20ginocchio>
- [4] “Anatomia funzionale del rachide”, posted by Studio Medico Aloè
<https://www.studiomedicoaloe.it/2017/06/28/anatomia-funzionale-del-rachide>
- [5] Atti del I Convegno della sezione SIMFER di Riabilitazione Ambulatoriale.
“Passaggio Lombo-sacrale e Sacro-iliache: progetto e programmi riabilitativi
multidisciplinari” a cura di M. Monticone. Pavia, 22 Novembre 2003
- [6] K. L. MARKOFF - J. M. MORRIS, The structural components of intervertebral
disc - a study of their contribution to the ability of the disc to withstand
compressive forces. J. Bone Joint Surg., vol. 4-5, 1974, 675-687
- [7] Turek S.L. : Orthopaedics: Principles and their application, Philadelphia, 1977,
J.B. Lippincott Co

- [8] Adams M.A., Dolan P., Hutton W.C. (1987), Diurnal variation in the stresses on the lumbar spine, «Spine», 12. Adams M.A., Hutton W.C. (1983), The effect of posture on the fluid content of lumbar intervertebral discs, «Spine», 8. Adams M.A., Hutton W.C. (1985), Gradual disc prolapse, «Spine», 10. Adams M.A., Freeman B.J. et al. (2000), Mechanical initiation of intervertebral disc degeneration, «Spine», 25, p. 1625
- [9] Rowan University. Rowan Digital Works. Theses and Dissertations 6-13-2017. “Effects of passive and active training paradigms on bone and muscle recovery after spinal cord injury”. Brittany Lynn King. Rowan University
- [10] Cochran G. V. B: A primer of orthopaedic biomechanics. Churchill Livingstone, New York, Edinburgh, London, Melbourne, 1982
- [11] UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI MILANO. Scuola di Dottorato: *Epidemiologia, Ambiente e Sanità Pubblica*. Dipartimento di *Scienze Cliniche e di Comunità*. Ciclo XXIX. TESI DI DOTTORATO DI RICERCA in *Medicina del Lavoro e Igiene Industriale*. “STUDIO DELL’ASSOCIAZIONE TRA INDICE DI RISCHIO DA SOVRACCARICO BIOMECCANICO DEL RACHIDE, VALUTATO CON METODO NIOSH VARIABLE LIFTING INDEX, E LOMBALGIA ACUTA”. Tesi di Dottorato di Monica Pandolfi
- [12] Whether core stability training 1 has a positive therapeutic effect on LBP patients: Meta-analysis” , May 2023. DOI: 10.1101/2023.05.22.23290316. License: CC BY 4.0. ZeCheng Li, Xuebin Liu, Siya Li
- [13] “Il Rachide”. Autori: Marcello Crivellini, Galli Manuela. Data di pubblicazione 2003. Scienze mediche, Medicina.
- [14] Istituto di clinica ortopedica e Traumatologica dell’Università di Catania. Direttore Prof. F. Russo. “IL VALORE DELLE PRESSIONI ENDOCAVITARIE NEL COMPENSO DELLE FORZE GRAVITARIE AGENTI SULLA COLONNA VERTEBRALE” di A. Leonardi, B. Scarselli
- [15] Numerical Investigation of Intra-abdominal Pressure Effects on Spinal Loads

and Load-Sharing in Forward Flexion”. Tao Liu, Kinda Khalaf, Samer Adeeb and Marwan El-Rich. Department of Mechanical Engineering, Khalifa University, Abu Dhabi, United Arab Emirates. Department of Civil and Environmental Engineering, University of Alberta, Edmonton, AB, Canada. Department of Biomedical Engineering, Khalifa University, Abu Dhabi, United Arab Emirates.

- [16] Gait 2392 e 2354 Models
<https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/Gait+2392+and+2354+Models#Gait2392and2354Models-Musclegeometry>
- [17] OpenSim documentation:
<https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/Examples+and+Tutorials>
- [18] Published: 17 January 2022. “Sharing the load: modeling loads in OpenSim to simulate two-handed lifting”. Authors: Mohammadhossein Akhavanfar, Thomas K. Uchida, Allison L. Clouthier & Ryan B. Graham
- [19] “Modelling loads in OpenSim to simulated two-handed lifting”. Authors: Mohammadhossein Akhavanfar, Thomas K. Uchida, Allison L. Clouthier, Ryan B. Graham. <https://simtk.org/projects/handloadinterac>.
- [20] OpenSim documentation: Inverse Kinematics
<https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/Inverse+Kinematics>
- [21] OpenSim documentation: Inverse Dynamics
<https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/Inverse+Dynamics>

- [22] “Numerical Investigation of Intra-abdominal Pressure Effects on Spinal Loads and Load-Sharing in Forward Flexion”. Authors: Tao Liu, Kinda Khalaf, Samer Adeeb and Marwan El-Rich. Department of Mechanical Engineering, Khalifa University, Abu Dhabi, United Arab Emirates. Department of Civil and Environmental Engineering, University of Alberta, Edmonton, AB, Canada. Department of Biomedical Engineering, Khalifa University, Abu Dhabi, United Arab Emirates.
- [23] “Pressione intraddominale, efficienza negli sforzi e allenamento in palestra”, Chiara Stran, 2018
<https://www.myprotein.it/thezone/allenamento/pressione-intraddominale/#:~:text=Se%20gli%20addominali%20si%20contraggono,muscoli%20della%20zona%20del%20torace.>