

POLITECNICO DI TORINO

Corso di Laurea Magistrale
in Ingegneria Biomedica

Tesi di Laurea Magistrale

Modellazione multicorpo per la valutazione della severità delle lesioni da impatto



Relatore
Prof. Alberto Audenino

Correlatore
Ing. Giancarlo Dichio

Candidato
Anastasia Maria Anamateros
S245852

Anno Accademico 2019/2020

*“Una delle più grandi scoperte che un uomo può fare,
una delle sue più grandi sorprese,
è scoprire che può fare ciò che aveva paura di non poter fare”*

Henry Ford

Sommario

INTRODUZIONE	7
Capitolo 1 Contestualizzazione del lavoro e utilizzo della biomeccanica forense	9
1.1 Biomeccanica forense	9
1.2 Utilizzo della biomeccanica forense	10
1.3 Modalità operative	11
1.4 Limiti della biomeccanica	12
1.5 Caso in esame	13
Capitolo 2 Biomeccanica dei traumi	14
2.1 Anatomia della testa	15
2.2 Le lesioni della testa	17
2.2.1 Fratture ossee della testa	17
2.2.2 Lesioni Cerebrali	18
2.3 Forze in gioco per le lesioni alla testa	19
2.4 Anatomia del torace	21
2.5 Lesioni Toraciche	23
2.5.1 fratture ossee	24
2.5.2 Lesioni polmonari	25
2.5.3 Lesioni ad altri organi toracici	25
2.6 Forze in gioco nelle lesioni toraciche	26
2.7 Anatomia degli arti inferiori	27
2.8 Lesioni degli arti inferiori	28
2.9 Forze in gioco nelle lesioni degli arti inferiori	30
Capitolo 3 Modellazione Multicorpo	31
3.1 Sistemi Multibody	31
3.2 Cos'è la modellazione multibody	33
3.3 Uso della modellazione multibody all'interno della biomeccanica	34
3.4 Software utilizzati	34
3.4.1 Adams MSC	34
3.4.2 MADYMO	36
3.4.3 SimTK e Simbody	37
3.5 Funzionamento del software Adams MSC	39

Capitolo 4 Modellizzazione Adams del caso in esame	45
4.1 Teoria di contatto di Hertz	45
4.2 Modello iniziale semplificato	47
4.4 Primo modello realizzato per modellizzare il caso in esame	51
4.5 Calcolo delle rigidzze di contatto	52
4.5.1 Rigidezza della balla	52
4.5.2 Rigidezza della testa	53
4.6 Modello con suddivisione dell'area di contatto in tante microaree	55
4.7 Modello con macro che produce la superficie suddivisa	57
4.8 Geometria semplice con utilizzo di un ellissoide che simula la testa del soggetto	59
Capitolo 5 Risultati	60
5.1 Risultati modello semplice con ellisse	60
5.1.1 Balla 1 (340kg) e rigidezza ricavata dalle curve sperimentali	60
5.1.2 Balla 1 (340kg) e rigidezza ricavata da prove su cadaveri	62
5.1.3 Balla 2 (1200kg) e rigidezza ricavata dalle curve sperimentali	63
5.1.4 Balla 2 (1200kg) e rigidezza ricavata da prove su cadaveri	65
5.2 Modello con suddivisione manuale	66
5.3 Modello con suddivisione tramite macro (cell side 50mm)	68
5.3.1 Balla 1 (340kg) e rigidezza ricavata dalle curve sperimentali	69
5.3.2 Balla 1 (340kg) e rigidezza ricavata da prove su cadaveri	71
5.3.3 Balla 2 (1200kg) e rigidezza ricavata dalle curve sperimentali	75
5.3.4 Balla 2 (1200kg) e rigidezza ricavata da prove su cadaveri	77
5.4 Modello con suddivisione tramite macro (cell side 100mm)	80
5.4.1 Balla 1 (340kg) e rigidezza ricavata dalle curve sperimentali	81
5.4.2 Balla 1 (340kg) e rigidezza ricavata da prove su cadaveri	84
5.4.3 Balla 2 (1200kg) e rigidezza ricavata dalle curve sperimentali	86
5.4.4 Balla 2 (1200kg) e rigidezza ricavata da prove su cadaveri	89
Capitolo 6 Conclusioni e Sviluppi Futuri	92
6.1 Conclusioni	92
6.1.1 Balla 1 (340kg)	93
6.1.2 Balla 2 (1200kg)	94
6.1.3 Confronto con le forze di contatto derivate da prove sperimentali	96
6.2 Sviluppi futuri caso in esame	96
6.3 Sviluppi futuri nella biomeccanica forense	98

Sitografia.....	99
Bibliografia.....	100
Ringraziamenti.....	102

INTRODUZIONE

Questo scritto di tesi prevede lo sviluppo di un modello multibody, che permetta di valutare la severità delle lesioni che possono presentarsi su un soggetto nel caso in cui esso venga investito da un grave.

Partendo da un caso reale l'obiettivo è trovare i valori delle forze di contatto per le quali si possono avere lesioni mortali sul corpo umano.

Nel primo capitolo verrà spiegato cosa si intende con il termine ingegneria forense e la sua applicazione nell'ambito biomedico e specificatamente nella biomeccanica. Verranno mostrati quali sono i principali ragionamenti che contraddistinguono il lavoro di un perito di bioingegneria forense e verranno evidenziati i potenziali limiti di questa disciplina.

Infine, verrà mostrato un breve resoconto di un incidente mortale sul lavoro occorso su un soggetto di sesso maschile, che ha portato alla necessità di un modello multibody per poter interpretare e capire i fatti accaduti.

All'interno del capitolo due verrà mostrata una panoramica dell'anatomia di diversi distretti con riferimento alle lesioni riscontrate nell'infortunato. Verranno quindi viste in dettaglio le anatomie dei settori: testa, torace e arti inferiori. Oltre a una visione anatomica, verranno discusse le principali lesioni a carico di ciascun distretto, e la risposta meccanica delle diverse anatomie in base a diverse condizioni di carico.

Proseguendo, nel capitolo tre sarà descritto cosa si intende per sistemi multibody e la loro applicazione nei diversi settori ingegneristici. Verrà brevemente richiamata la teoria dinamica, e in seguito verrà introdotta la modellazione multibody, il suo scopo, come viene utilizzati.

Verranno presentati alcuni software usati per la modellazione multibody in ambito biomedico.

Verrà fatta una breve descrizione su come costruire un modello multibody in Adams in particolare la geometria, le forze modellizzate e i parametri di simulazione come l'integratore, l'errore considerato, e il time step utilizzato.

Nel capitolo 4 verrà spiegata la teoria del contatto di Hertz. Successivamente verrà mostrato il modello iniziale che è stato realizzato, si tratta del modello della palla che rimbalza. Questo modello

è stato realizzato per vedere in che modo i parametri influenzano la forza di contatto. Successivamente verrà discusso il modello realizzato con il software Adams MSC. Si partirà da un modello iniziale molto semplice, per poi via via andare a complicarlo, cercando di renderlo il più possibile simile a una situazione reale. Verranno confrontati i vari modelli tra di loro, per poter individuare quello che è il più completo ma allo stesso tempo snello da punto di vista computazionale. I modelli presi in considerazione sono posti nella condizione più pericolosa possibile, quella della massima distanza balla-testa.

Nel capitolo 5 saranno evidenziati i risultati dei diversi modelli con annessi i rispettivi grafici delle diverse grandezze prese in considerazioni. Verranno evidenziati soprattutto i risultati relativi alla forza di contatto, tra il sistema che colpisce il soggetto e le parti del corpo lesionate.

Nel capitolo 6 verranno tratte le conclusioni del lavoro, cioè quale modello è il più adeguato a poter rappresentare l'infortunio occorso. In seguito, verranno esposti gli sviluppi futuri non solo per quanto riguarda il modello e la risoluzione del caso in esame, ma anche di futuri approcci per la biomeccanica forense.

Capitolo 1

Contestualizzazione del lavoro e utilizzo della biomeccanica forense

1.1 Biomeccanica forense

Nell'ambito di un processo giudiziario è molto frequente che ingegneri di diversa estrazione siano interpellati dal giudice o da una delle due parti per avere un quadro tecnico per un evento di rilevanza civile o penale. Tipicamente quando si verifica un incidente si vogliono conoscere le condizioni, i motivi e le eventuali responsabilità. Questo tipo di contributo da parte dell'ingegnere alla conoscenza dei fatti prende il nome di "ingegneria forense" (Frigo C. 2016).

Nell'ambito biomedico, il corpo di un individuo è sempre esposto a traumi meccanici: al lavoro, mentre facciamo sport e anche durante incidenti che possono capitare nella vita di tutti i giorni. Molte volte questi traumi non creano alcun danno al corpo umano mentre altre volte si.

Un evento traumatico è tale quando le forze e le accelerazioni che agiscono sul corpo sono in grado di compiere una lesione su di esso. Gli eventi traumatici possono essere molteplici come ad esempio un incidente automobilistico o una caduta. Una delle domande che ci si pone più frequentemente è se le forze in gioco di questi eventi siano la diretta e ultima causa della lesione [1].

La biomeccanica forense risponde a quanto sia verosimile una certa descrizione dell'incidente alla luce delle leggi fisiche e delle caratteristiche biologiche dei tessuti o degli organi danneggiati, quali condizioni meccaniche si siano verificate per poter giustificare un certo tipo di danno (Frigo C. 2016).

È una disciplina che si concentra sullo studio della causa delle lesioni andando a misurare le forze e le accelerazioni presenti, di solito, utilizzando un modello semplificato che permetta di fare delle valutazioni biomeccaniche. Si tratta di un lavoro estremamente complesso, perché in molti casi risulta difficile ricostruire la dinamica del sinistro, sia perché non si conoscono tutti i fatti, sia per le testimonianze che possono essere lacunose in alcuni punti. È anche sì vero che molti incidenti avvengono in millesimi di secondo, un tempo troppo breve perché l'occhio umano possa distinguere i dettagli. Un'ulteriore difficoltà è rappresentata dalla modellizzazione del corpo umano, soprattutto per quanto riguarda i parametri da utilizzare.

Nella biomeccanica forense si utilizza un metodo analitico che mira a ricostruire l'evento traumatico seguito poi dal confronto tra il rischio di lesioni del meccanismo e la tolleranza alla lesione dell'individuo.

La biomeccanica forense si occupa tra le altre anche dell'analisi tecnica della funzionalità di protesi e ortesi e ausili di diversa natura il cui malfunzionamento abbia potuto causare dei danni, la valutazione funzionale delle capacità residue dell'incidentato, la ricostruzione dell'ambiente e della dinamica di un crimine (Frigo C. 2016).

1.2 Utilizzo della biomeccanica forense

Talvolta, una delle maggiori problematiche nel caso di un danno alla persona, per lesioni conseguenti a un sinistro è la ricostruzione a posteriori di eventi che si sono verificati, da cui talora discendono valutazioni medico-legali solo teoriche e/o approssimative.

In questi casi è necessaria un'analisi specifica e distinta di ogni singola fase della meccanica del trauma, allo scopo di verificare la reale sussistenza della correlazione causale. Nello studio della causalità, la biomeccanica offre un contributo sostanziale. Attraverso la biomeccanica si può ricorrere a uno studio tecnico-fisico della dinamica dell'urto e della meccanica lesiva (Frigo C. 2016).

Secondo Engin (Engin AE. 2001) i compiti ai quali dovrebbe assolvere un perito biomeccanico forense sono i seguenti:

- a) Svolgere un'approfondita indagine sul caso che può comprendere la ricostruzione dell'incidente, l'ispezione di parti danneggiate, dispositivi guasti, la lettura delle deposizioni, l'esame dei referti medici (immagini, esami di laboratori, autopsie), sopralluoghi presso il luogo dove si è svolto il sinistro e la raccolta di dati rilevanti;
- b) Analizzare il caso, che dovrebbe includere la determinazione dei meccanismi che hanno prodotto le lesioni e dei fattori responsabili dell'incidente, analisi il più possibile scientifica e priva di ogni teoria che includa speculazioni e congetture;
- c) Compilare un rapporto scritto ufficiale che illustra il materiale esaminato, la descrizione dell'incidente e un riepilogo delle opinioni dell'esperto.

1.3 Modalità operative

Il processo che viene utilizzato in un caso di biomeccanica forense è il cosiddetto "reverse bioengineering". Questo processo è iterativo, si parte dal risultato finale cioè quali sono le lesioni e il tipo di incidente. Nell'immagine 1 può essere visto il tipo di iter che si segue.

Si hanno una serie di informazioni che sono il risultato di tutte le deposizioni e di tutti i referti medici. Al perito è richiesto di analizzare tutti i dati e semmai fare altre analisi che lui ritiene necessarie al fine di formulare un'ipotesi. Si ha la definizione del problema, da lì si fa un'analisi e si cerca di formulare una possibile causa e di risolvere il problema. Si ha una validazione della soluzione proposta. Se la validazione non dovesse essere rispettata, allora si scarta la soluzione che è stata proposta e il processo ricomincia da capo.

Nel momento in cui l'ipotesi o la soluzione proposta vengano validate, si conclude il lavoro formulando il report con la propria opinione e risoluzione del caso.

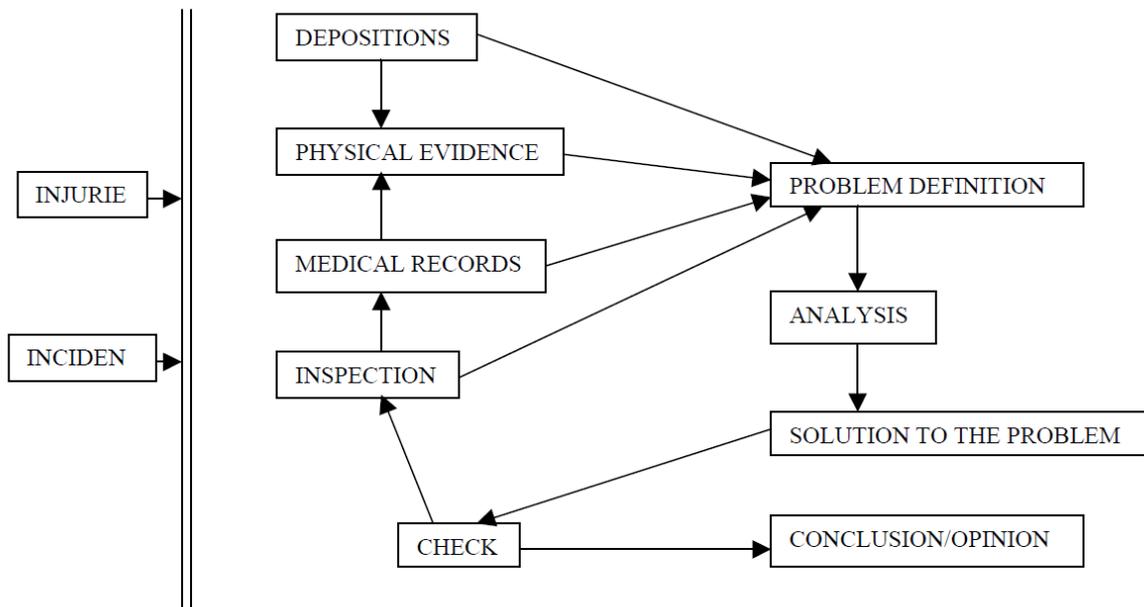


Figura 1 mostra il flow-chart del processo del Revers Bioengineering

1.4 Limiti della biomeccanica

Uno dei potenziali problemi di questa disciplina è che le conoscenze maturate nel corso dei singoli casi seguiti, raramente vengono condivise, rimanendo quindi confinate nei fascicoli della documentazione processuale.

Questo fa sì che, ogni ingegnere che si occupa di questi argomenti, matura tutta la sua competenza sul campo, senza una possibile linea guida.

C'è da aggiungere che negli ultimi anni si stanno tenendo in molti paesi, specialmente negli Stati Uniti d'America, molte conferenze e congressi su questa disciplina. In questo modo si potrebbe garantire una maniera quasi univoca di procedere, pur trattandosi di casi sempre diversi.

Bisogna chiarire che nessun caso della bioingegneria forense e della biomeccanica forense è uguale all'altro, non solo per quanto riguarda le modalità di incidente che sono sempre diverse e mai riproducibili, ma anche per il soggetto interessato alla lesione.

Non c'è alcun modo di poter standardizzare i processi, dato che ogni individuo è diverso dall'altro. Si può certamente, creare una linea guida, di un procedimento standardizzato che garantisca che si possa procedere nel miglior modo possibile, garantendo una perizia priva di speculazioni e più attendibile possibile.

Un altro limite di questa disciplina sta nella difficoltà dei processi di validazione (Freeman & Kohles, 2010). Tutte le modellazioni che simulano il corpo umano si scontrano con la difficoltà di poter riprodurre in maniera del tutto fedele il corpo umano. Non è realistico pensare a confinare la parte della simulazione a un solo distretto soprattutto quando si tratta di incidenti che coinvolgono tutto il corpo, lavorare per compartimenti stagni, non garantisce risultati affidabili.

La difficoltà maggiore soprattutto nella biomeccanica forense, sta nel dare una percentuale di affidabilità dei risultati ottenuti.

1.5 Caso in esame

La parte lesa è un soggetto di sesso maschile di 24 anni che è stato coinvolto in un incidente mortale sul luogo di lavoro.

Dall'autopsia risultano:

- Frattura della volta e della base cranica;
- Soluzioni di continuo del parenchima telencefalico e mesencefalico con aspetti istologici di sofferenza citotossica neuronale;
- Plurime fratture costali dell'emitorace destro;
- Fratture del manubrio e del corpo sternale;
- Aree contusive polmonari;
- Infarcimento emorragico dei tessuti antecostali e dei muscoli paravertebrali bilateralmente;
- Infarcimento emorragico dei tessuti periaortici dell'aorta discendente (tratto toracico) sino allo iato diaframmatico;
- Frattura scomposta del femore destro.

Si hanno quindi, presenza di lesività di tipo pluridistrettuale, lesività di tipo polimorfico, una lesività tipica dei grandi traumatismi. La causa mortis è stata identificata come schiacciamento propriamente detto.

Capitolo 2

Biomeccanica dei traumi

In questo capitolo verrà brevemente illustrata la biomeccanica dei traumi nei distretti: testa, torace e arti inferiori. Anche se molto frequenti nei sinistri che riguardano il corpo, i distretti di spina dorsale, addome e arti superiori non verranno trattati in questo capitolo, in quanto sono irrilevanti nel caso in esame. Verrà prima fatta una piccola descrizione del distretto in esame e successivamente si affronterà la biomeccanica dei traumi del distretto.

Quando si ha a che fare con impatti sul corpo umano, nel campo biomeccanico, si conducono test e analisi per determinare i parametri meccanici che sono coinvolti nel causare un certo tipo di lesione. Vengono proposte delle ipotesi e poi successivamente vengono testate. L'ipotesi che riproduce in maniera più consistente la lesione occorsa, viene indicato come meccanismo di lesione. Bisogna precisare che il meccanismo di lesione potrebbe non essere unico, infatti ad oggi, non è chiaro se esista un solo meccanismo di lesione (King A., 2000).

2.1 Anatomia della testa

La testa può essere descritta come un multi-layer con lo scalpo che rappresenta il layer più esterno, seguito dal cranio, le meningi ed eventualmente il sistema nervoso centrale (SNC). Lo scalpo è spesso tra i 5 e i 7 mm e comprende la pelle, il tessuto connettivo sub—cutaneo e il layer muscolare. Sotto lo scalpo è presente tessuto connettivo lasso e il periosteo che copre il tessuto osseo (Schmitt K.-U., et al, 2004).

Il cranio adulto è una struttura complessa che fornisce una protezione strutturale al cervello. Si compone di ossa separate che sono collegate da suture ma sono immobili l'una rispetto alle altre. Le ossa del cranio sono costituite da tavole compatte interne ed esterne con uno strato intermedio spugnoso chiamata 'diploe'. Lo spessore degli strati ossei varia da zona a zona, ma la diploe cranica è la più spessa tra questi strati, ed è a bassa densità. Il cranio non è un sistema completamente chiuso, ha una grande apertura chiamata 'foramen magnum' (Pinnoji & Mahajan, 2007).

L'unico osso facciale connesso al cranio ma con libertà di movimento è la mandibola.

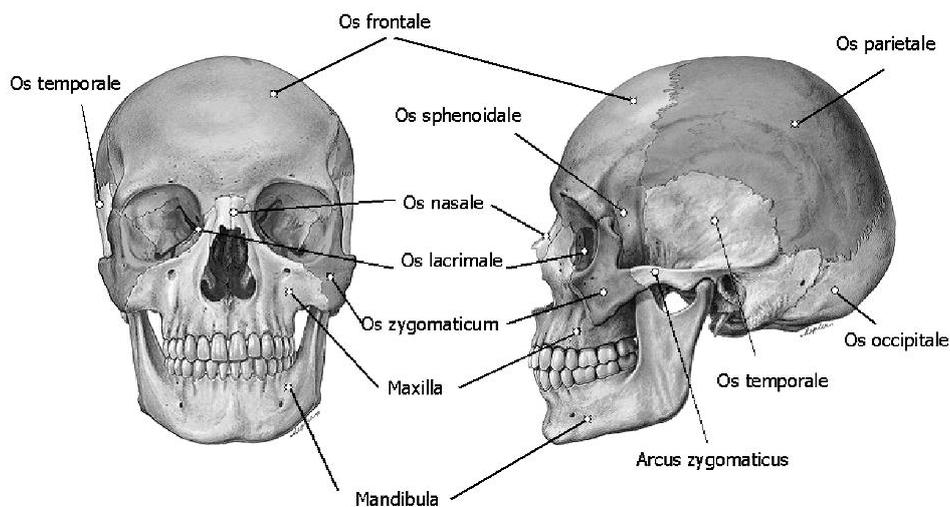


Figura 2 Anatomia della testa: struttura ossea del cranio

Procedendo verso l'interno si trovano le meningi, sono tre membrane che proteggono e supportano il midollo spinale e l'encefalo, separandoli dalle ossa. Partendo dall'esterno troviamo la dura madre, l'aracnoide e la pia madre.

La dura madre collega il cranio interno all'aracnoide, è composto dal periosteo della dura madre, la dura meningea e le cellule di confine durali. Nella maggior parte delle zone, la dura meningea è intimamente fusa con lo strato del periosteo, l'unico caso in cui non avviene è nella zona dei seni nasali. La dura madre è collegata all'aracnoide dagli strati relativamente deboli delle cellule di confine della dura madre e dell'aracnoide. Attraverso le trabecole dell'aracnoide è collegato alla pia

madre che copre la superficie dell'encefalo e aderisce strettamente alle superfici convolute, adattandosi agli avvallamenti. Il liquido cerebrospinale (CSF) fluisce nello spazio tra aracnoide e pia madre (Mao et al., 2013).

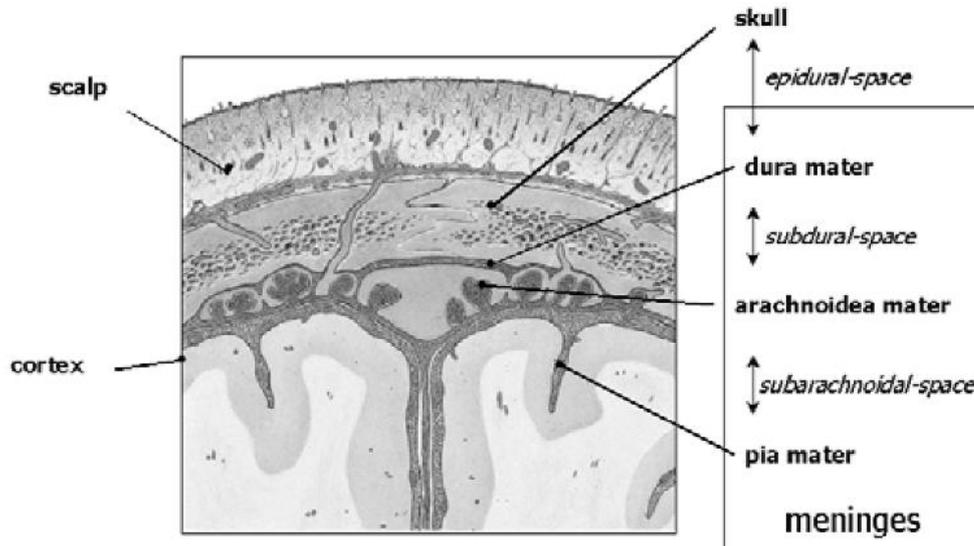


Figura 3 Anatomia della testa: le meningi

Il liquido cerebro-spinale (CSF) riempie lo spazio sub-aracnoidale e i ventricoli dell'encefalo, e quindi fa da cuscinetto all'encefalo evitandogli shock meccanici. Il CSF circola costantemente, e circonda l'encefalo in tutti i distretti, oltre alla funzione di cuscinetto, aiuta al supporto dello stesso (Schmitt K.-U., et al, 2004). È generalmente accettato che il sistema CSF, molto probabilmente svolge una funzione importante nella protezione contro le lesioni cerebrali (Pinnoji & Mahajan, 2007).

Molteplici vasi sanguigni attraversano le meningi per irrorare l'encefalo e lo scalp.

Infine, l'SNC consta dell'encefalo e del midollo spinale ed è collocato al centro della testa. Strutturalmente e funzionalmente l'encefalo può essere suddiviso in: cervello, cervelletto, mesencefalo, ponte e midollo allungato (Schmitt K.-U., et al, 2004).

All'interno del tessuto cerebrale, ci sono una serie di cavità interconnesse che insieme vengono chiamate sistema ventricolare. La grande falce è un sepimento costituito da un'espansione di dura madre a forma di setto verticale che si pone tra i due emisferi cerebrali e nella fessura longitudinale. Il tentorio del cervelletto è una struttura anatomica costituita da un lembo della dura madre che separa il cervelletto dai lobi occipitali del cervello, forma una sorta di mensola nelle fessure trasversali. Entrambi la grande falce e il tentorio del cervelletto dividono il cervello in emisferi sinistro e destro e il cervello dal cervelletto.

I vari strati della testa sono generalmente non omogenei e anisotropi (Pinnoji & Mahajan, 2007).

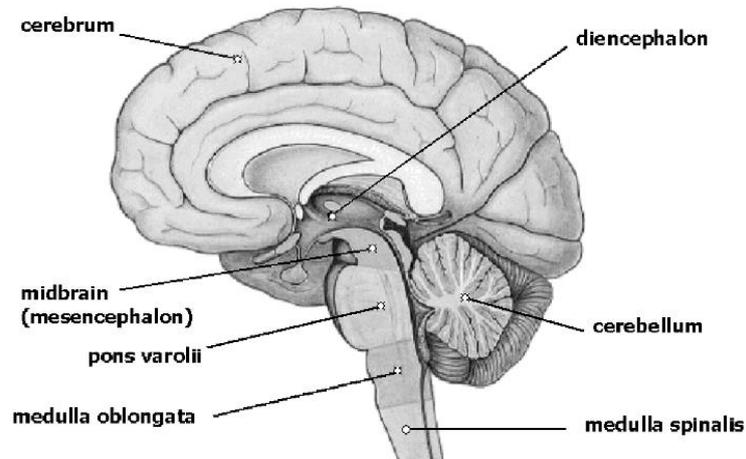


Figura 4 Anatomia della testa: cervello

2.2 Le lesioni della testa

La testa umana è molto vulnerabile alle lesioni, spesso con gravi conseguenze. È particolarmente sensibile alle forze di accelerazione/decelerazione e di rotazione perché è mobile in tre dimensioni e occupa una posizione relativamente instabile, essendo assicurata solo dai muscoli e dai legamenti del collo (Pinnoji & Mahajan, 2007).

Le lesioni più severe che vengono riscontrate a livello della testa sono quelle al cranio, alle meningi e all'encefalo. Le lesioni alla testa vengono classificate in primo luogo come aperte o chiuse. Nelle lesioni di tipo aperto, il cranio è danneggiato e il contenuto intracranico può o non può subire danni. Al contrario nelle lesioni di tipo chiuso, il cranio non presenta fratture, ma le strutture interne presentano alcune anomalie. La lesione assonale diffusa è un esempio di lesione alla testa di tipo chiuso (Asgharpour et al., 2014; Yoganandan et al., 1995).

2.2.1 Fratture ossee della testa

Le fratture ossee della testa possono essere suddivise in fratture facciali che riguardano l'osso del naso, che è una delle più frequenti, e la mascella, e fratture del cranio. Le fratture del cranio sono a loro volta suddivise in fratture della base e della volta cranica.

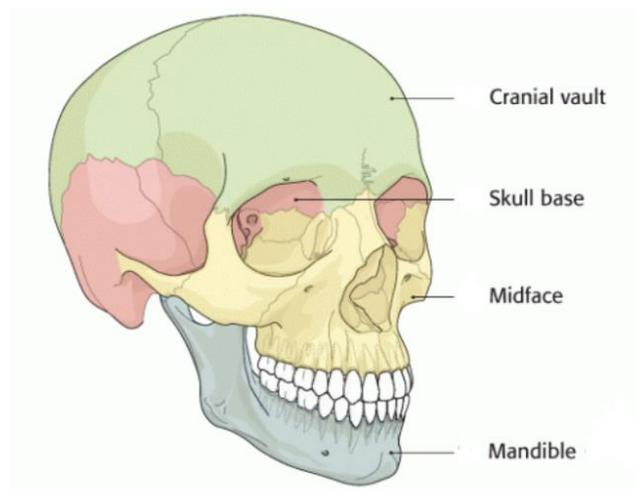


Figura 5 Distinzione delle diverse aree dove può avvenire una frattura

2.2.2 Lesioni Cerebrali

Le lesioni cerebrali possono essere suddivise in due macrocategorie: lesioni diffuse e focali. Le lesioni diffuse vanno dalla lieve commozione cerebrale a diffuse lesioni alla materia bianca. La lieve commozione cerebrale è la più comune tra le lesioni cerebrali (totalmente reversibile e senza perdita di coscienza). Una forma più grave di commozione cerebrale è una commozione cerebrale caratterizzata da perdita immediata di coscienza.

Le lesioni focali sono lesioni in cui il danno è ben definito localmente. Le possibili lesioni focali sono le contusioni e gli ematomi. Le contusioni sono le lesioni più frequenti trovare in seguito a un impatto alla testa. Possono presentarsi nel sito dell'impatto (colpo) o al sito opposto a quello dell'impatto (contraccolpo) che sono anche considerate più significative delle prime.

Per quanto riguarda gli ematomi ve ne sono di tre tipi in base alla loro localizzazione. L'ematoma extradurale (o epidurale) localizzato tra la dura madre e il cranio, avviene quando c'è un trauma al cranio, non è dovuto ad un danno cerebrale. L'ematoma extradurale può avvenire anche in assenza di frattura del cranio. L'ematoma subdurale è localizzato tra la dura madre e l'aracnoide, e sono state individuate tre cause: lacerazioni delle vene e delle arterie corticali attraverso ferite penetranti, sanguinamento per grandi contusioni nello spazio subdurale e lacerazione delle vene di ponte tra la superficie del cervello e i seni durali (Schmitt K.-U., et al, 2004).

L'ematoma intraparenchimale avviene tra le masse cerebrali grigia o bianca.

Traumatismo cranio-encefalico

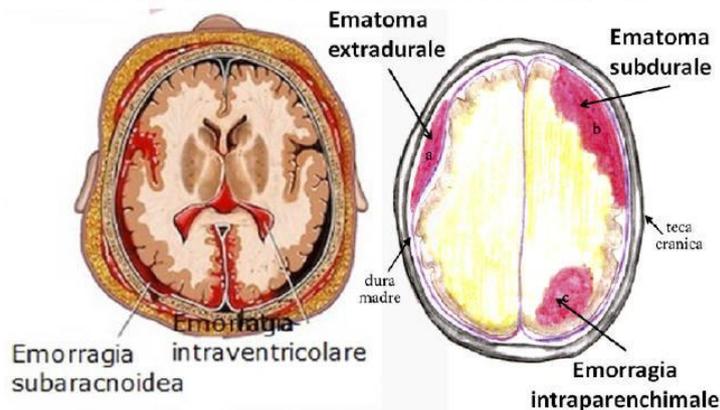


Figura 6 Tipi di lesioni cerebrali

2.3 Forze in gioco per le lesioni alla testa

Le lesioni alla testa sono un grave problema dal punto di vista sia della salute che dal punto di vista socioeconomico. Sono state condotte numerose ricerche e sono stati fatti notevoli passi avanti non solo nel trattare le lesioni ma anche “detectarle” in maniera tempestiva. I vari gruppi di ricerca hanno utilizzato teste di cadaveri, teste di animali, modelli di testa fisici, e modelli in vitro. Questi esperimenti, insieme allo sviluppo di tecniche computazionali, hanno successivamente portato allo sviluppo di modelli numerici della testa, in particolar modo di modelli agli elementi finiti (FE), per consentire studi biomeccanici più approfonditi (Mao et al., 2013).

L’obiettivo è stato, ed è ancora, di correlare la disfunzione clinica con una dose di impatto meccanico (Hardy et al., 1994).

Si è partiti da modelli 2D per poi evolversi nei modelli 3D. Modellizzare la testa è un compito difficile, soprattutto per la presenza di diversi tessuti che hanno consistenza e proprietà meccaniche molto diverse. In linea generale, la risposta dei tessuti cerebrali è di tipo viscoelastico, ma c’è da precisare che ogni tessuto risponde in maniera differente agli stimoli meccanici, proprio a causa delle diverse proprietà. Ogni tessuto infatti, ha diverso modulo di Young e diverso coefficiente di Poisson.

Viscoelastic					
Component	Density (kg/m ³)	Bulk modulus (GPa)	Short-time shear modulus (GPa)	Long-time shear modulus (GPa)	Decay constant
Facial tissue	1,100	0.005	0.00034	0.00014	0.00003
Scalp	1,100	0.02	0.0017	0.00068	0.00003
Elastic					
Component	Density (kg/m ³)	Young's modulus (GPa)	Poisson's ratio		
Membrane	1100	0.0315	0.315		
Skin	1100	0.01	0.45		
Dura	1100	0.0315	0.35		
Falx, Pia	1100	0.0125	0.35		
Arachnoid	1100	0.012	0.35		
Tentorium	1100	0.0315	0.3		
Maxillary, Sphenoida and Ethmoidal sinus	1000	0.001	0.3		

Figura 7: Proprietà dei diversi tessuti della testa

Negli anni sono stati condotti numerosi studi sulla forze in gioco negli impatti sulla testa, è un campo molto vasto. Gli esperimenti sono stati condotti su cadaveri, manichini, test in vitro e anche su animali. I risultati ottenuti sono molteplici, ma in linea generale le forze cambiano in base all'area della testa che viene colpita.

Per esempio, per un impatto frontale inclinato di 45° il picco di forza misurato sperimentalmente è di 13,6 kN, con questa forza si hanno fratture multiple dell'osso frontale. (Mao et al., 2013; Yoganandan et al., 1995)

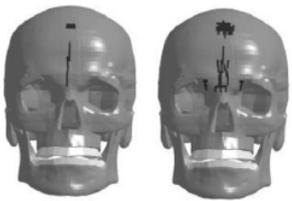
Description	Peak force (N)		Fracture pattern	
	Experimental	Model	Experimental	Model (two typical time points)
Frontal 45 degree, 7.1 m/s	13,600	13,730	Multiple fracture – frontal bone, LeFort III	 1.1ms 1.15ms

Figura 8 Esempio del picco di forza per un impatto frontale

Le lesioni facciali sono state analizzate tra gli altri da (Allsop et al., 2018; Nyquist et al., 1986) sempre con prove sperimentali.

Altre prove sulle lesioni della testa sono state condotte anche da Yoganandan et al. nel 1995, si tratta sempre di prove sperimentali condotte su teste di cadaveri umani. Le prove sono state condotte sì a basso rate di velocità sì ad alto rate. Il valore medio delle forza per impatti a basso rate

è intorno a 6,4kN ($\pm 1,13$ kN) mentre per gli impatti ad alto rate la forza media è circa 11,9kN ($\pm 0,9$ kN) (Yoganandan et al., 1995).

In tutti gli esperimenti non si sono comunque superate forze dell'ordine dei 15-16kN (Asgharpour et al., 2014; Cormier & McNally, 2016; Mao et al., 2013; Yoganandan et al., 1995).

2.4 Anatomia del torace

Il torace consta della gabbia toracica e degli organi che vi sono al di sotto. Si estende dalla base del collo al diaframma, che inferiormente delimita il torace e separa la cavità toracica dalla cavità addominale. La casa toracica è composta da 12 paia di costole, le quali sono posteriormente connesse alle vertebre toraciche della colonna vertebrale. Nella parte anteriore del torace lo sterno fissa le prime sette costole. Le rimanenti sono o connesse indirettamente allo sterno o sono attaccate a muscoli e alla parete addominale (vertebre mobili). Le costole sono interconnesse tra di loro attraverso i muscoli intercostali interni ed esterni. Poiché ci sono le connessioni delle costole alle vertebre, i muscoli intercostali e lo sterno sono flessibili. La gabbia toracica rappresenta una copertura degli organi interni piuttosto rigida ma deformabile e questa deformabilità facilita la respirazione (Schmitt K.-U., et al, 2004).

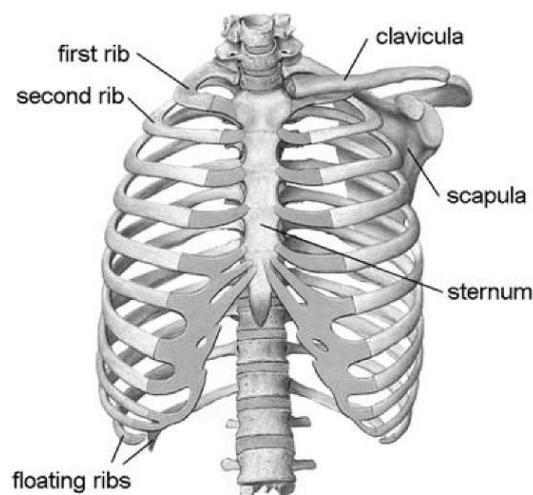


Figura 9 Anatomia toracica: la gabbia toracica

Mentre la gabbia toracica risulta molto flessibile in un neonato, la rigidità aumenta con la crescita ma mantenendo una certa flessibilità. Il volume interno coperto dalla cassa toracica può essere suddiviso in tre aree. Le regioni esterne destra e sinistra contenenti i polmoni, e la sezione centrale, chiamata mediastino, che ospita tra gli altri, cuore, trachea e i grandi vasi tra cui ad esempio l'aorta (Schmitt K.-U., et al, 2004).

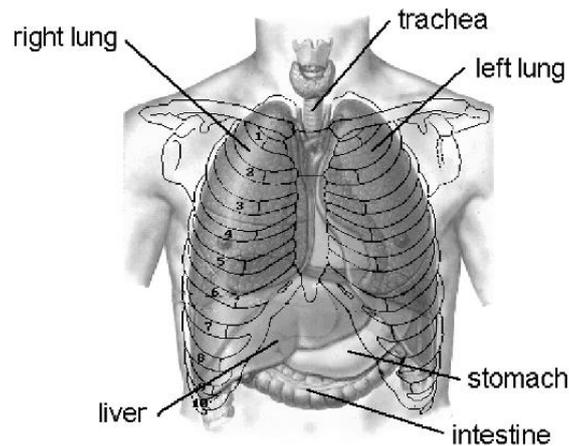


Figura 10 Anatomia toracica: organi interni

Il polmone sinistro è composto da due lobi, mentre quello destro è composto da tre. Due membrane circondano i polmoni: la pleura viscerale, che ingloba il tessuto polmonare, e la pleura parietale, che copre tutta la parete interiore della gabbia toracica (compreso il lato cranico del diaframma e dei corpi vertebrali). La pleura viscerale e quella parietale non sono connesse tra di loro, ma formano una piccola cavità. Questa cavità pleurica è uno spazio chiuso. Per mantenere il polmone gonfio, nella cavità pleurica viene mantenuta una continua depressione. Se questa depressione non può essere mantenuta (per esempio a causa di una perforazione toracica), i polmoni si sgonfiano e la cavità toracica si riempie di aria. Questo fenomeno è noto come pneumotorace. Nel caso la cavità pleurica fosse riempita di sangue si ha il caso dell'emotorace.

Per la respirazione, il diaframma, la cassa toracica e i muscoli intercostali operano come una pompa andando a insufflare aria nei polmoni (inspirazione) ed a espellere aria dai polmoni (espirazione). Per l'inspirazione il volume toracico aumenta andando a sollevare la gabbia toracica e abbassando il diaframma. Conseguentemente il polmone si espande e l'aria entra. Per espellere l'aria (espirazione) le strutture toraciche e il diaframma si rilassano.

Il mediastino è localizzato tra i due polmoni, le vertebre toraciche e lo sterno. Occupa circa un quarto del torace, e ha la forma assimilabile a quella di una clessidra. Il limite inferiore anche in questo caso, come per i polmoni, è il diaframma. Il limite superiore è rappresentato da un piano orizzontale che giace sulla prima costa. I grandi vasi che si trovano nella cavità toracica sono l'aorta, la vena cava, le arterie e le vene polmonari. A causa dello spazio ristretto nel mediastino, una compressione della parte anteriore della gabbia toracica può, facilmente, causare lesioni alle strutture interne (Schmitt K.-U., et al, 2004).

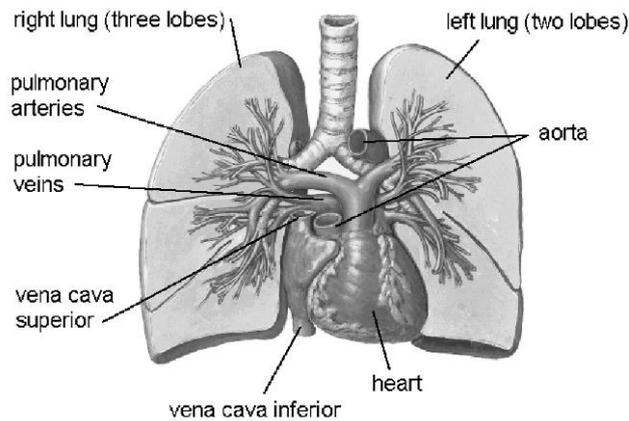


Figura 11 Anatomia toracica: polmoni, cuore, trachea e grandi vasi

2.5 Lesioni Toraciche

Le lesioni toraciche possono essere molteplici, possono riguardare la parte ossea per cui una frattura delle costole o anche i tessuti molli che vi sono al suo interno. In molti casi capita che in seguito a una frattura delle costole ci possa essere una lesione agli organi interni che è causata dalla perforazione da parte delle costole rotte (Schmitt K.-U., et al, 2004).

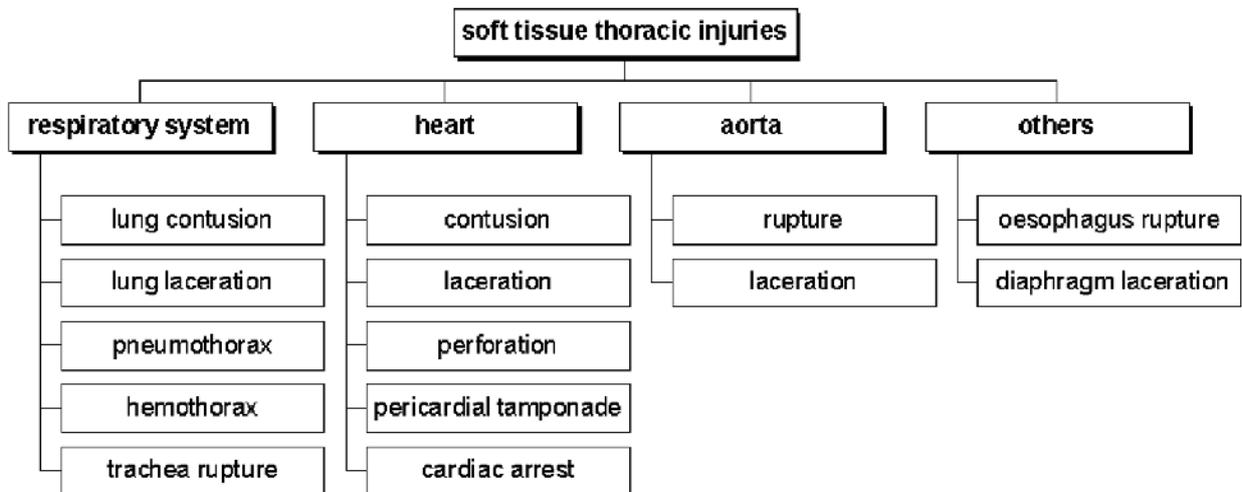


Figura 12 Possibili lesioni dei tessuti molli nelle lesioni toraciche

I vari tipi di lesione sembra che dipendano dal rate di carico per la natura viscoelastica dei tessuti coinvolti. A rate bassi di carico, la lesione è dovuta alla deformazione della gabbia toracica o alla rottura.

A rate di carico molto elevati come un'onda pressoria derivante da un'esplosione o un impatto al petto da parte di un oggetto smussato ad alta velocità (munizioni non letali), la lesione è una funzione della velocità dell'onda pressoria o dell'oggetto che colpisce l'infortunato (Kit, 2010).

2.5.1 fratture ossee

La rottura di una o due costole, di per sé, non è una lesione molto grave e in molti casi queste fratture guariscono da sole. In taluni casi però, quando si hanno fratture multiple possono sorgere complicanze che minacciano la vita del soggetto infortunato.

Se la pelle e i tessuti molli che sono prossimi alla frattura della costola rimangono intatti, la frattura è una frattura chiusa. Se invece, la costola fratturata perfora la parete toracica, la frattura è una frattura aperta. Le fratture aperte sono particolarmente pericolose perché possono portare ad un pneumotorace, collasso del polmone e possibile infezione. Le costole rotte possono anche perforare la pleura viscerale e quella parietale, causando problemi respiratori. Generalmente, un carico sagittale del torace porta alla rottura di singole costole, mentre con un carico laterale è più probabile trovare una rottura multipla di costole (Schmitt K.-U., et al, 2004).

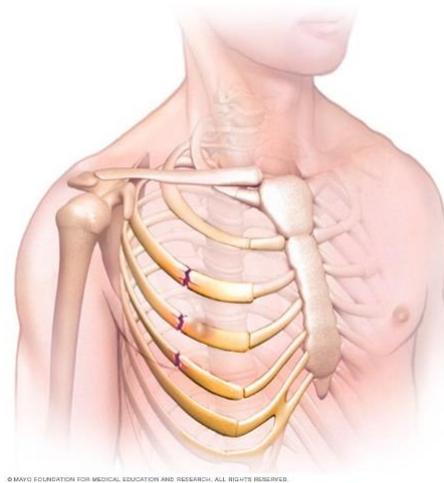


Figura 13 Possibile frattura multipla delle costole

In linea di principio la costola può rompersi in qualsiasi punto, in pratica, è molto probabile che si rompa nel punto di massima curvatura o nel punto dove viene applicata la forza.

Nel caso di lesioni multiple di costole la parete toracica potrebbe perdere la sua stabilità. Più grande è l'area della parete toracica che è stata danneggiata, minore sarà la quantità di aria che sarà scambiata. Questa condizione è nota come "flail chest" o volet polmonare che eventualmente può portare a ipossiemia. Da studi su cadaveri, il numero di fratture delle costole dipende dall'entità della deformazione delle costole piuttosto che dal tasso di deflessione. A causa della natura viscosa del torace, la quantità di forza, dipende dal rate al quale la forza è applicata.

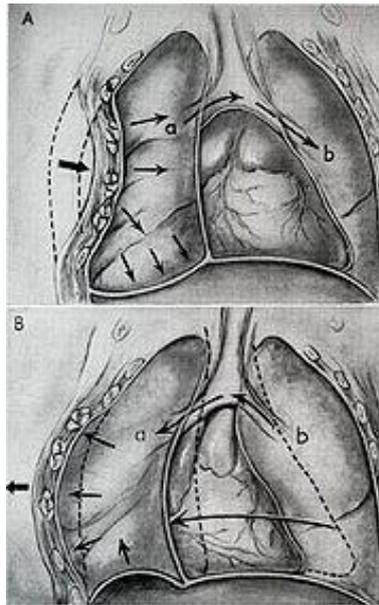


Figura 14 Movimento del flail chest

2.5.2 Lesioni polmonari

Le lesioni polmonari sono le principali lesioni del sistema respiratorio. A causa della compressione toracica, con o senza frattura di costole, può portare a una contusione polmonare. Questo di solito avviene in combinazione con il volet polmonare.

A seguito delle contusioni polmonari possono verificarsi alcune complicanze tra cui polmonite che è un'infezione del tessuto polmonare.

Nel sito in cui si sono verificate fratture delle costole, può essere spesso osservata la presenza di lacerazione e alcune volte di perforazione del tessuto polmonare. Questo può portare all'insorgenza di uno pneumotorace o di un emotorace (Schmitt K.-U., et al, 2004).

2.5.3 Lesioni ad altri organi toracici

Durante un impatto toracico, il cuore può essere soggetto a lesioni importanti come contusione e lacerazione. Le contusioni avvengono a causa della compressione e dipendono dalla velocità con cui avviene la compressione, mentre la lacerazione del tessuto cardiaco potrebbe accadere a causa della grande magnitudo di compressione sullo sterno. A grandi carichi di compressione il cuore potrebbe andare in aritmia, fibrillazione o arresto.

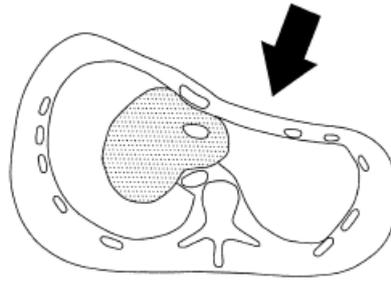


Figura 15 Compressione del cuore

La figura mostra un impatto sul torace che provoca una compressione del cuore tra lo sterno e la colonna vertebrale.

È possibile che durante una compressione toracica i grandi vasi come l'aorta possano essere lesionati. Si ritiene che la rottura aortica sia causata da forze di trazione o di taglio generate tra parti relativamente mobili del vaso e punti di fissaggio o, in secondo luogo, da compressione diretta sulla colonna vertebrale o in terzo luogo, causato da un eccessivo aumento improvviso della pressione intraluminale (Schmitt K.-U., et al, 2004).

2.6 Forze in gioco nelle lesioni toraciche

Il distretto toracico è uno dei più difficili campi di studio per quanto riguarda tolleranze e rischi di lesioni, per la grande varietà di proprietà meccaniche del tessuto che dipendono da età, sesso, peso e geometria. Questi parametri vanno aggiunti a quelli che dipendono dalle normali variazioni biologiche che ha il tessuto in termini di rigidità e di resistenza (King A., 2000).

Il danno scheletrico nel distretto toracico secondo la letteratura è funzione della deflessione toracica, e avvalorata la tesi che la frattura delle costole sia dipendente dalla deflessione. Le costole sono gli elementi strutturali del torace che sono sottoposti a carichi di compressione, flessione e torsione durante i carichi antero-posteriori, e dovrebbero essere in grado di subire deformazioni fino al livello in cui le sollecitazioni indotte superano la forza massima dell'osso. Bisogna però tenere in considerazione anche la rigidità toracica dei tessuti molli (pelle circostante, organi, muscolatura, cartilagine) che influenzano il livello di forza che occorre per produrre una certa deflessione (Nahum A., et al. 1971).

Impatti con velocità minore a 3m/s causano lesioni agli organi della cavità toracica con la frantumazione della cassa toracica.

Patrick et al, hanno testato numerosi cadaveri sia staticamente che dinamicamente. La rigidità statica antero-posteriore varia tra i 32,4 kN/m e i 70.0 kN/m quando il torace viene caricato con una barra di 102mm. La rigidità dinamica prima di fratture delle costole, è approssimativamente i 175kN/m per carichi fino a 4kN. La rigidità però si abbassa drasticamente dopo la frattura delle costole, ma recupera circa la metà del valore iniziale quando gli organi interni sono compressi. La rigidità si alza con il rate di carico.

Le forze che possono provocare lesioni sono tra i 4 kN e i 10kN. Con un carico di 5,96kN un cadavere riporta 4 costole fratturate, mentre con un carico di 8,23kN vengono osservate fratture esterne. Queste prove sono inoltre supportate da Kroell et al che ha condotto molte prove di impatto frontale su cadavere (King A., 2000). Dalle prove sperimentali è emerso che in media la forza necessaria per produrre delle lesioni a livello toracico è all'incirca intorno ai 5kN (Kroell et al., 1974).

Bisogna specificare però, che queste prove sono state condotte su cadaveri ed è quindi molto probabile che la tolleranza di un soggetto vivo sia più grande dei risultati ottenuti dalle varie prove sperimentali. Questo è inoltre supportato da esperimenti condotti su soggetti vivi che hanno tollerato un carico fino a 1780N senza particolari problemi. Inoltre, la tolleranza varia a seconda dell'età e della conformazione fisica (Nahum A. et al, 1971).

2.7 Anatomia degli arti inferiori

Gli arti inferiori sono suddivisi in bacino, coscia, ginocchio, gamba, caviglia e piede. Il bacino collega gli arti inferiori alla spina dorsale. Sono inoltre presenti, due articolazioni altamente mobili il ginocchio e la caviglia (King A., 2001). Meccanicamente il bacino rappresenta il solo punto di carico che trasmette il peso del torso al pavimento, di conseguenza la sua struttura è piuttosto massiccia. Ogni emi-bacino è composto da tre ossa fuse (ilio, ischio, pube) e ospita anche l'acetabolo, una cavità articolare a forma di coppa che forma una parte dell'articolazione dell'anca. L'osso pubico e la sinfisi pubica (la connessione tra l'emi-bacino destro e sinistro), formano la parte frontale del bacino. Nella parete posteriore del bacino, l'osso sacro è una fusione delle vertebre sacrali con i nervi sacrali (ad es. il nervo sciatico) che derivano dal midollo spinale che passa attraverso l'osso sacro. Grandi vasi sanguigni si trovano anche vicino al sacro e il coccige (Schmitt K.-U., et al, 2004).

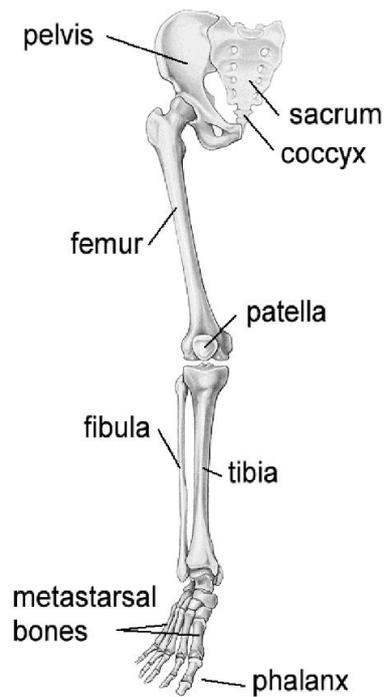


Figura 16 Anatomia dell'arto inferiore

Proseguendo verso il basso troviamo il femore che nella parte prossimale è collegata al bacino mentre nella parte distale è collegata al ginocchio. La tibia e il perone sono le due ossa di cui consta la gamba, tra il ginocchio e la caviglia. Il ginocchio è l'articolazione che collega il femore alla gamba. Si tratta di una regione anatomicamente densa di muscoli, tendini, legamenti e menischi.

Infine, il piede che è formato da tantissime ossa: il calcaneus e il talus sono localizzati all'estremità prossimale, le ossa metatarsali e la falange all'estremità dorsale.

2.8 Lesioni degli arti inferiori

Per quanto riguarda il bacino e gli arti inferiori, le lesioni più comuni sono le fratture, che possono avvenire negli incidenti sportivi, cadute e meno frequentemente negli incidenti stradali.

Sono possibili anche lesioni alle articolazioni che comportano rottura dei legamenti e danni ad altri tessuti molli, come la rottura dei tendini, strappo dei menischi delle ginocchia, e danni alla cartilagine articolare (King A., 2001).

È molto comune che il bacino possa rompersi a seguito di una caduta, in modo particolare nei soggetti in età avanzata.

Generalmente le fratture possono essere classificate come aperte o chiuse. Un altro modo per classificarle potrebbe essere la posizione dei segmenti fratturati (scomposta o no), la localizzazione della frattura sull'osso (intra-articolare, metafisaria, diafisaria).

Il meccanismo di lesione ossea è generalmente dovuto a qualche forma di tensione applicata sull'osso. Questo vale sia per le ossa lunghe nella loro interezza, sia per porzioni delle ossa lunghe, come ad esempio il malleolo laterale della tibia (King A., 2001).

Per quanto riguarda la frattura delle ossa lunghe, i pattern di frattura sono differenti in base alle condizioni di carico che sono state imposte sull'osso.

Ci sono quattro possibili tipi di meccanismo di frattura: con carico diretto, con carico indiretto, con carico ripetitivo, e penetrazione.

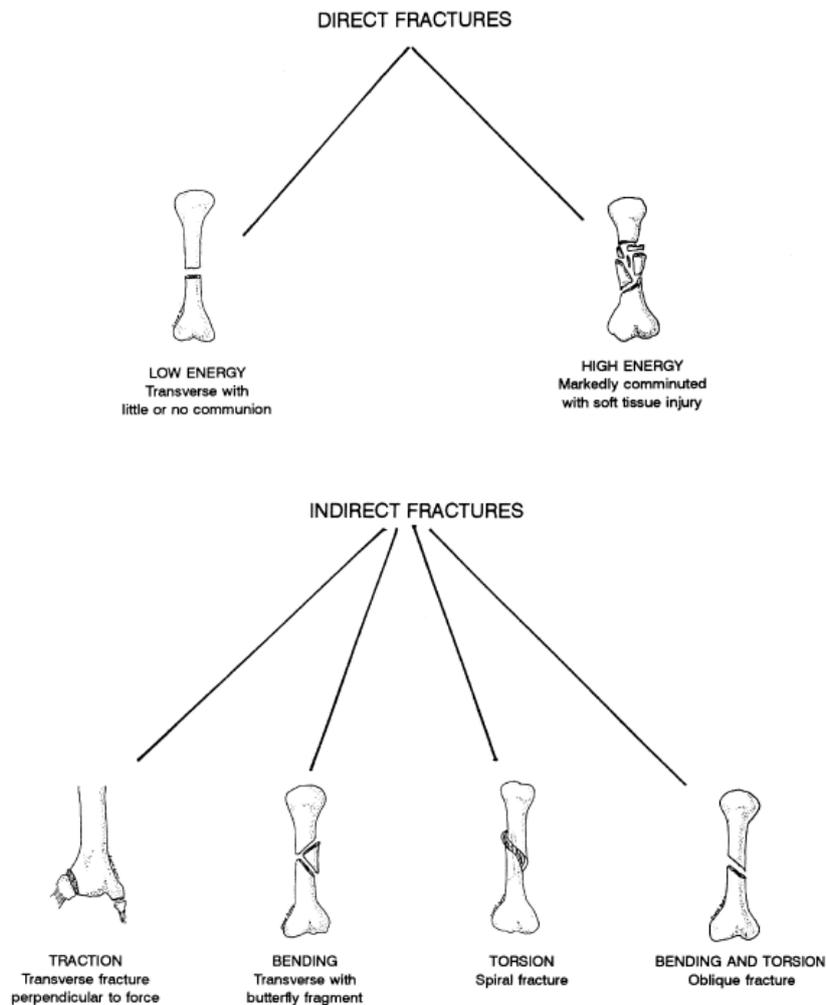


Figura 17 Possibili tipi di frattura delle ossa lunghe degli arti inferiori

2.9 Forze in gioco nelle lesioni degli arti inferiori

Le forze che possono lesionare gli arti inferiori sono diverse a seconda di che tipo di carico è applicato all'arto. Nella tabella, si possono vedere le diverse forze che entrano in gioco nei diversi distretti dell'arto inferiore per i diversi tipi di carico. Vengono mostrate le forze a torsione, a flessione, il momento medio massimo e la forza di compressione lungo l'asse maggiore. Vengono ovviamente differenziate le ossa di uomo e donna, perché il sesso gioca un ruolo fondamentale nella resistenza dell'osso (Schmitt K.-U., et al, 2004).

	femur		tibia		fibula	
	male	female	male	female	male	female
Torque [Nm]	175	136	89	56	9	10
Bending [kN]	3.92	2.58	3.36	2.24	0.44	0.30
Average maximum moment [Nm]	310	180	207	124	27	17
Long axis compression [kN]	7.72	7.11	10.36	7.49	0.60	0.48

Figura 18 Stress meccanico delle ossa

Come è già largamente noto in letteratura, le ossa lunghe del corpo umano come il femore o la tibia, sono più resistenti con carichi in compressione piuttosto che con carichi di trazione.

Capitolo 3

Modellazione Multicorpo

3.1 Sistemi Multibody

Un sistema multibody è una rappresentazione del comportamento dinamico di corpi interconnessi che possono essere rigidi o flessibili, ciascuno dei quali può subire grandi spostamenti di traslazione e rotazione.

In generale si può affermare che un sistema multibody comprende due caratteristiche principali:

- a) componenti meccanici che descrivono grandi spostamenti traslazionali e rotazionali;
- b) articolazioni cinematiche che impongono alcuni vincoli o restituzioni al movimento relativo dei corpi.

I corpi che appartengono ad un sistema multibody possono essere considerati rigidi o flessibili. Un corpo è detto rigido quando le sue deformazioni si suppongono piccole, tali da non influenzare il movimento globale prodotto dal corpo. Nello spazio bidimensionale, il movimento di un corpo rigido libero può essere descritto completamente utilizzando tre coordinate generalizzate associate

ai tre gradi di libertà. A sua volta, quando un corpo include una certa quantità di flessibilità, ha tre gradi rigidi di libertà più il numero di coordinate generalizzate necessarie per descrivere le deformazioni.

Quando si definisce un sistema multibody flessibile ci si riferisce ad un sistema che contiene corpi deformabili con una loro dinamica interna.

Per quanto riguarda i corpi rigidi, possono essere considerati una rappresentazione della realtà in quanto i corpi in natura non sono perfettamente rigidi. Tuttavia, in generale, in un buon numero di applicazioni i corpi sono considerabili sufficientemente rigidi e, pertanto la loro flessibilità può essere ignorata.

Le articolazioni cinematiche nei sistemi multibody limitano il movimento relativo tra i corpi da esse collegate, mentre gli elementi forza rappresentano le forze interne che vengono prodotte nel sistema e sono associate al movimento relativo dei corpi.

Le forze applicate sui componenti di un sistema multibody possono essere il risultato di molle, smorzatori, attuatori o forze esterne. Le forze esterne applicate possono essere di diversa natura e con un diverso livello di complessità e hanno lo scopo di simulare le interazioni tra i componenti del sistema e tra questi e l'ambiente circostante.

La modellizzazione multibody può essere usata per studiare le caratteristiche cinematiche e dinamiche del movimento di un'ampia varietà di sistemi in un gran numero di campi di applicazione ingegneristici, come ad esempio nell'ambito robotico, automobilistico, biomeccanico ferroviario, aeronautico per citarne alcuni.

I sistemi multibody possono essere variabili, possono essere molto semplici ma anche estremamente complessi (Flores P. et al, 2016).

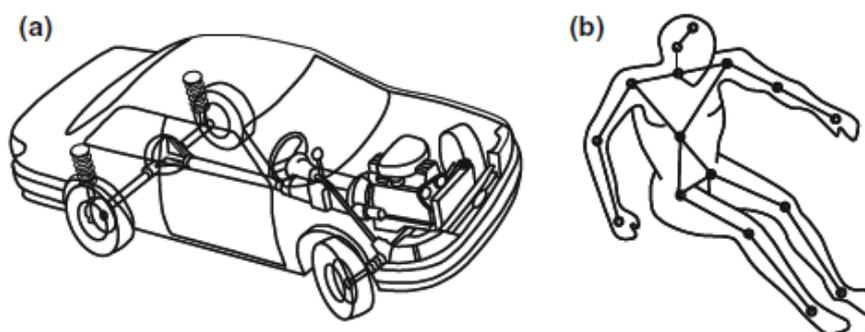


Figura 19: esempi di sistemi multibody a) nell'ambito automobilistico, b) nell'ambito biomeccanico

Il metodo del calcolo della forza di contatto fornisce generalità e semplicità, il che lo rende particolarmente utile nella modellazione e simulazione di una vasta gamma di sistemi multibody che incontrano eventi di contatto-impatto.

Al fine di valutare efficacemente la forza di contatto risultata da collisioni in sistemi multibody, occorre prestare particolare attenzione alla descrizione numerica del modello di forza. Nel modello devono essere presenti informazioni sulla velocità di impatto, sulle proprietà dei materiali dei corpi che interagiscono tra di loro, e sulle caratteristiche geometriche delle superfici di contatto.

Quando non è presente penetrazione tra i corpi in collisione non c'è contatto. Il verificarsi della penetrazione viene utilizzato come base per sviluppare una valutazione della deformazione locale dei corpi a contatto. Sebbene i corpi siano considerati come rigidi, le forze di contatto corrispondono a quelle valutate come se la penetrazione fosse dovuta a deformazioni locali (Flores P. et al, 2016).

3.2 Cos'è la modellazione multibody

A causa della complessità delle equazioni dinamiche da studiare per i sistemi multibody, sono stati introdotti i formalismi computer-aided già dagli anni 70.

Per la simulazione del comportamento dinamico di un sistema multibody sono stati sviluppati numerosi strumenti di analisi che consentono la formulazione automatica e la risoluzione delle equazioni di movimento da parte di un computer.

I codici disponibili mostrano diverse capacità: generazione di equazioni di movimento in forma numerica e/o simbolica, alcuni di essi forniscono codice di integrazione numerica e di simulazione.

Inoltre, alcuni sistemi software forniscono dati grafici, funzionalità di animazione grafica, connettività CAD e analisi dei dati dei segnali.

Software di simulazione con integrazione CAD/CAM come Adams sono commerciali e disponibili già a partire dagli anni '70. Essi formulano le equazioni di moto Newton-Euleriane o di Lagrange e le integrano numericamente per determinare le condizioni iniziali (Flores P. et al, 2016), [2].

3.3 Uso della modellazione multibody all'interno della biomeccanica

I software multibody sono principalmente nati per supportare il settore meccanico e aerospaziale e sono, ormai diventati indispensabili in questi ambiti. Passando allo studio di sistemi biologici è naturale pensare di utilizzare gli stessi strumenti per l'analisi multibody. Tuttavia, l'analogia tra sistemi meccanici e i sistemi biomeccanici è imprecisa. Inoltre, gli strumenti utilizzati per studiare i sistemi multibody meccanici possono essere difficilmente applicabili per studiare la dinamica di strutture biologiche complesse.

Per esempio, le articolazioni del corpo umano, non hanno un comportamento simile a quelle utilizzate nell'ambito meccanico, non eseguono semplici rotazioni su assi fissi e possono comprendere diverse parti mobili. Bisogna inoltre, tenere in conto la presenza di biomateriali molli che possono comportare una deformazione molto significativa.

Un aspetto da non sottovalutare è la difficoltà nella parametrizzazione dei dati necessari per la simulazione multibody, dati che non sono direttamente misurabili, e quelli che si hanno contengono errori e incoerenze.

Nel contesto della meccanica della porzione muscolo-scheletrica le proprietà di massa e la geometria del percorso muscolare sono complessi da misurare, mentre la parte cinematica (angoli articolari), che possono essere stimati da marcatori, sono incompatibili con le accelerazioni determinate dalle misurazioni di forza esterna (forze di reazione al suolo).

Nell'ambito biomeccanico anche concetti semplici come la definizione delle coordinate generalizzate diventano difficili da definire con precisione (Sherman M. et al., 2011).

3.4 Software utilizzati

In questo paragrafo verranno brevemente illustrati alcuni dei software che vengono utilizzati nell'ambito dello studio di sistemi multibody e soprattutto nello studio dei sistemi multibody in ambito biomedico.

3.4.1 Adams MSC

Adams è uno dei software più utilizzati per la dinamica multibody e per lo studio della dinamica delle parti in movimento e dell'analisi della distribuzione di forze e carichi attraverso sistemi meccanici. Attraverso il software si possono valutare e gestire le complesse interazioni tra discipline, tra cui

movimento strutture, attuazione e controlli per ottimizzare al meglio il design dei prodotti a livello di prestazioni e sicurezza.

Le simulazioni in Adams risultano più accurate in quanto variano all'interno di una gamma completa di movimento rispetto all'analisi a elementi finiti (FE) [3].

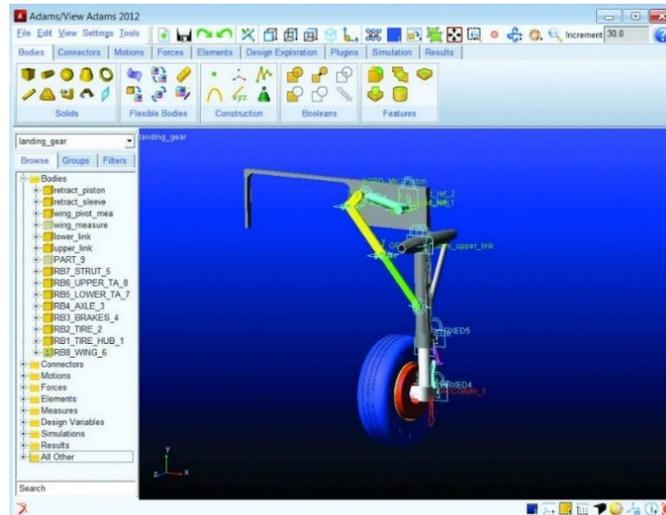


Figura 20 Interfaccia del software MSC Adams

Per quanto riguarda l'applicazione nell'ambito biomedico, Adams ha un tool chiamato Lifemodeler che al momento non è in commercio. Attraverso questo tool possono essere fatte analisi sul corpo umano anche molto complesse come ad esempio cadute, lotte, analisi dei muscoli antagonisti ecc. (Veloso et al., 2006)

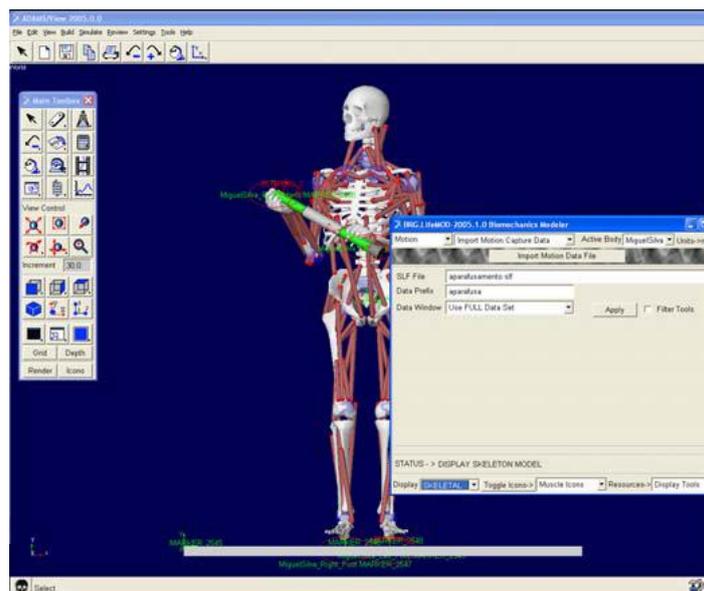


Figura 21 Esempio di modello biomeccanico del corpo umano

3.4.2 MADYMO

MADYMO (**MA**thematical **DY**namical **MO**del) è un pacchetto software per l'analisi dei sistemi di sicurezza degli occupanti nel settore automobilistico e dei trasporti.

Al suo interno sono combinate le funzionalità del Multibody (MB), degli elementi finiti (FE) e della fluidodinamica computazionale (CFD) in modo da rendere questo risolutore uno strumento altamente efficace per la progettazione e l'analisi di sistemi complessi.

È possibile utilizzare questo software anche per lo studio di modelli umani. I modelli umani MADYMO forniscono un insieme di strumenti in grado di prevedere una risposta umana realistica per un'ampia gamma di condizioni di carico. I modelli realizzati possono essere sia attivi che passivi.

Questo software è maggiormente usato per urti, che possono essere anteriori, laterali, posteriori e verticali, ma anche con direzioni intermedie e scenari più complessi di urto. Il modello umano attivo MADYMO è in grado di simulare con precisione il comportamento degli occupanti nelle manovre di frenata di emergenza prima di un incidente [4].



Figura 22 Esempio di Modello MADYMO per incidenti automobilistici

Non mancano però applicazioni nella biomeccanica forense, per esempio in un caso di caduta dalle scale, per poter valutare se è stato un incidente, un tentativo di suicidio o un omicidio. A seconda infatti dei tre casi, la posizione finale del corpo cambierebbe, e anche le lesioni sarebbero differenti. Al fine quindi di chiarire l'andamento della caduta, compresa la posizione d'impatto della testa del soggetto e la posizione finale del corpo, vengono eseguite una serie di simulazioni con il modello umano MADYMO. Di solito viene utilizzato un modello umano 50% maschile o femminile a seconda dei casi. (Adamec, 2006; Wach & Unarski, 2014)

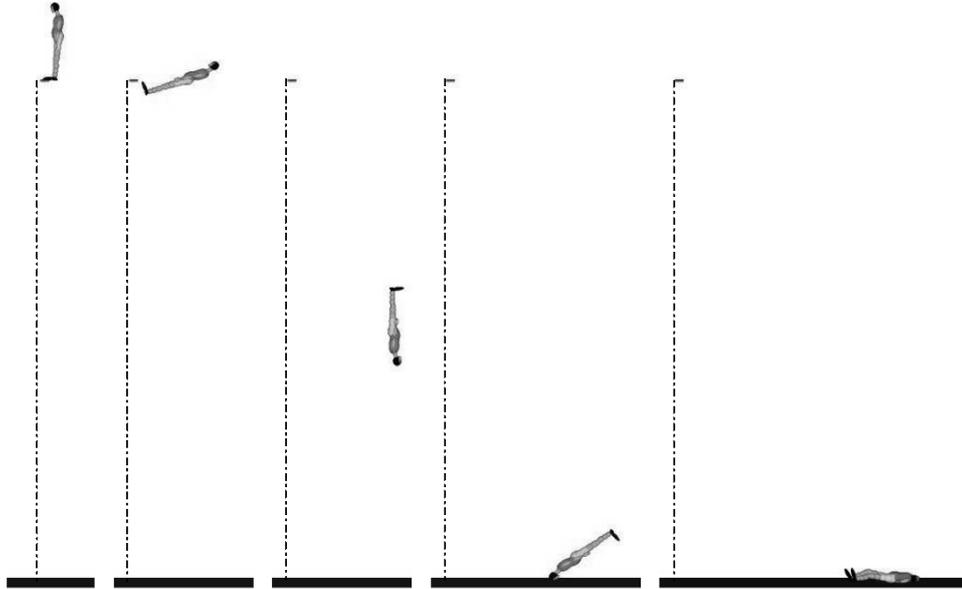


Figura 23 Esempio di modello del corpo umano su MADYMO durante una caduta all'indietro

3.4.3 SimTK e Simbody

SimTK è una piattaforma gratuita di project-hosting per il calcolo biomedico che:

- consente di condividere facilmente software, dati e modelli;
- traccia l'impatto delle risorse che vengono scambiate;
- fornisce le infrastrutture che possono servire come supporto per i progetti
- connette i vari ricercatori che lavorano su uno stesso argomento.

È un valido strumento che ha permesso di creare una raccolta di risorse e di unire ricercatori di tutto il mondo [5].

Simody è un toolkit presente in SimTK. È un'interfaccia di programmazione (API). La libreria di programmazione Simbody è intesa come una risorsa comunitaria che può essere usata per incorporare dinamiche multibody robuste, ad alte prestazioni e a minime coordinate in un'ampia gamma di applicazioni specifiche per dominio. (articolo) È molto utile per la modellazione interna di molecole coordinate, modelli meccanici su larga scala, e qualsiasi altro oggetto che può essere modellato come corpi interconnessi da articolazioni, su cui agiscono delle forze e limitato da vincoli (sito)

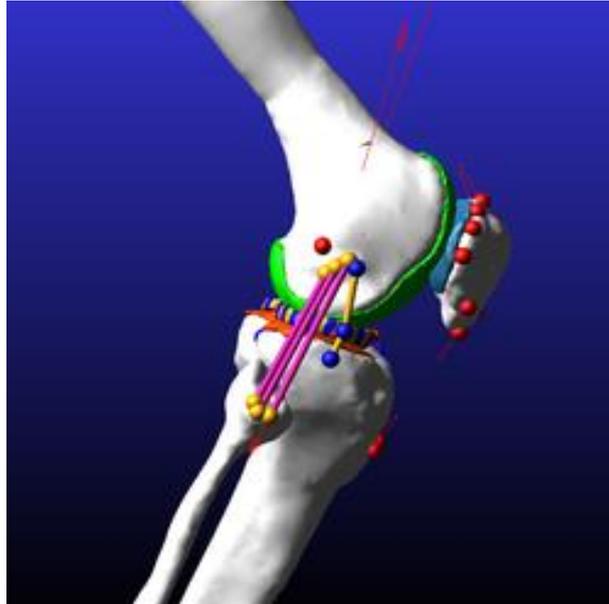


Figura 24 Esempio di modello su Simbody dell'articolazione del ginocchio

Simbody è molto utilizzato nel campo biomedico in un'ampia gamma di scale e scopi. Si va dalle macchine biomolecolari, allo studio dell'andatura patologica nei modelli muscoloscheletrici umani. È stato concepito principalmente come uno strumento affidabile per la ricerca biomedica, piuttosto che come un veicolo per la ricerca sulla dinamica multibody. Questo tipo di programma è scritto in C++ e presenta un'API orientata agli oggetti.

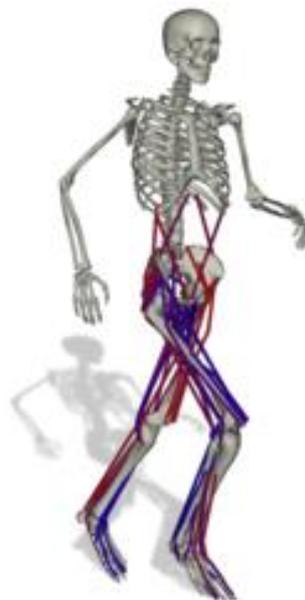


Figura 25 Esempio di modello su Simbody dell'intero scheletro

3.5 Funzionamento del software Adams MSC

Come già introdotto brevemente Adams è un software di modellazione multibody. Il suo utilizzo prevede la realizzazione di un modello che non è altro che la rappresentazione grafica dell'oggetto/i che si vogliono simulare.

Il primo passo quindi è quello di realizzare il modello, si hanno a disposizione diverse forme di cui si può scegliere la dimensione desiderata. Si possono creare singole parti o parti già concatenate tra di loro. Si hanno a disposizione poi una serie di joints che possono servire per modellare un certo tipo di movimento.

Una volta realizzato il modello si procede andando a formulare tutte le forze e i contatti presenti tra le varie parti del modello. Si hanno molteplici possibilità per poter modellizzare la forza applicata al modello più simile a quella che si ha nella realtà.



Figura 26 Riquadro delle possibili scelte per la modellizzazione delle forze in gioco

Nel caso del modello in esame, il modello di forza considerato è la forza di contatto indicato nella figura con il numero 1. Per essere modellizzata la forza di contatto necessita di alcuni parametri.

Modify Contact	
Contact Name	CONTACT_1
Contact Type	Solid to Solid
I Solid(s)	BOX_2
J Solid(s)	BOX_1
<input checked="" type="checkbox"/> Force Display	Red
Normal Force	Impact
Stiffness	133.4
Force Exponent	1.4
Damping	10.0
Penetration Depth	1.0E-02
<input type="checkbox"/> Augmented Lagrangian	
Friction Force	None
<input type="button" value="OK"/> <input type="button" value="Apply"/> <input type="button" value="Close"/>	

Figura 27 Esempio di modellizzazione della forza di contatto tra due solidi

Bisogna innanzitutto, specificare i solidi tra cui avviene il contatto. In seguito, vanno indicati: rigidità, esponente della forza, smorzamento e rate di penetrazione. Nel capitolo 4 verranno analizzati e spiegati singolarmente i diversi parametri che caratterizzano la forza di contatto.

Si possono creare anche delle “design variables”, che aiutano in fase di modellazione qualora la grandezza modellizzata non fosse nota, oppure per vedere gli effetti sul modello con diversi valori della grandezza presa in considerazione.

Una volta pronto il modello si procede con la simulazione, i parametri di simulazione risultano fondamentali per il risultato che si va a ottenere.

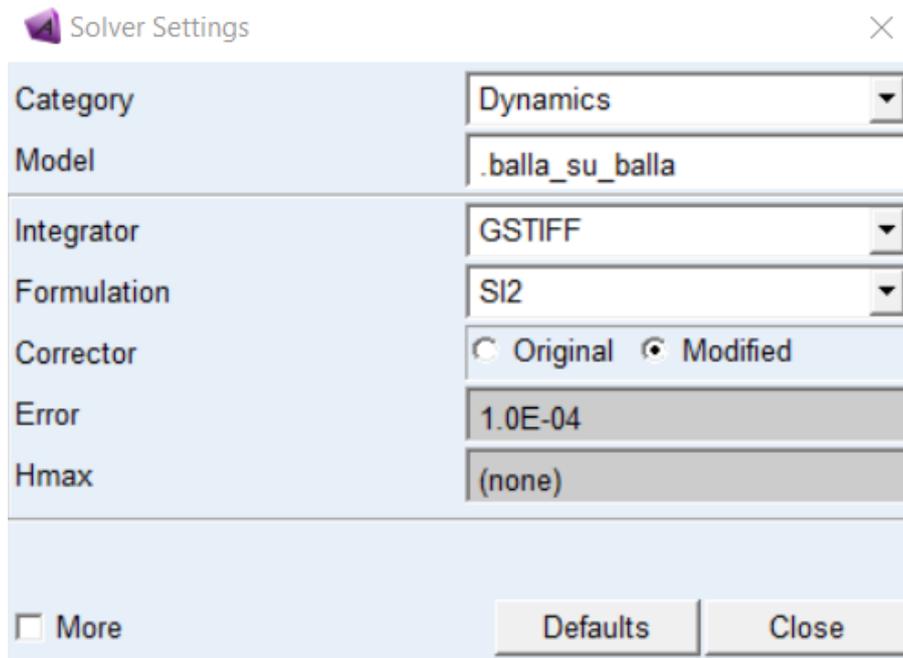


Figura 28 Impostazioni del calcolo con integratore GSTIFF

Il primo parametro importante per quanto riguarda le impostazioni di soluzione del modello è l'integratore utilizzato per la risoluzione del problema. L'integratore che c'è di default è il GSTIFF per la maggior parte delle simulazioni, va bene in quanto è altamente controllabile e meno oscillatorio. Questo tipo di integratore ha due possibili scelte per la "formulation": SI2 e I3. L'I3 nel risolvere le equazioni non fa il check di congruenza delle derivate prime e seconde. È probabile che ci sia sporcizia sui grafici di velocità e accelerazione. Di contro però, è molto veloce. La SI2 è più onerosa in termini di costi computazionali in quanto fa sempre il check sulle derivate prime e seconde e di conseguenza più lenta. È molto utile se guardando le soluzioni di I3 non si ottiene smoothness delle accelerazioni.

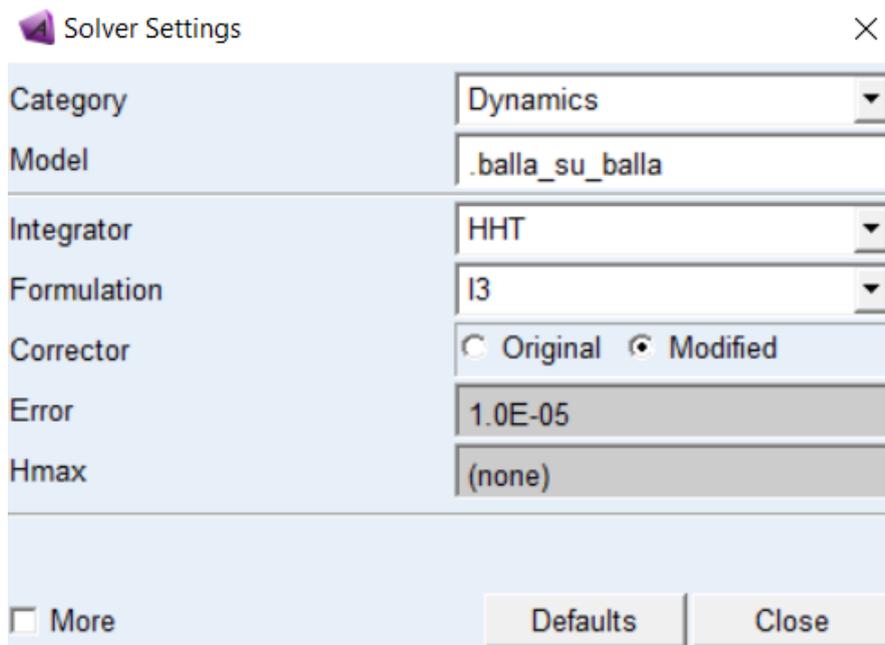


Figura 29 Impostazioni del calcolo con integratore HHT

Un altro possibile integratore che ha delle buone performance è l'HHT in questo caso c'è la "formulation" di default che è I3.

Altro parametro molto importante è l'errore che il software tiene in considerazione nel momento della risoluzione. Adams in automatico per l'integratore GSTIFF impone un errore di 1.0E-03, che è un errore piuttosto elevato. Un buon approccio nella fase di risoluzione è provare ad abbassare l'errore e confrontare i risultati. Se i parametri impostati sono corretti di solito la differenza con un errore piuttosto che un altro è minima.

Per quanto riguarda l'integratore HHT l'errore impostato in automatico da Adams è più basso di GSTIFF, è 1.0E-05. Anche in questo caso è un buon metodo provare diversi errori.

Nel caso in esame si è scelto di lavorare con l'integratore GSTIFF con le "formulation" SI2 e con un errore di 1.0E-04.

Altri parametri importanti sono quelli legati alla simulazione. Come il tempo di simulazione e lo step size.

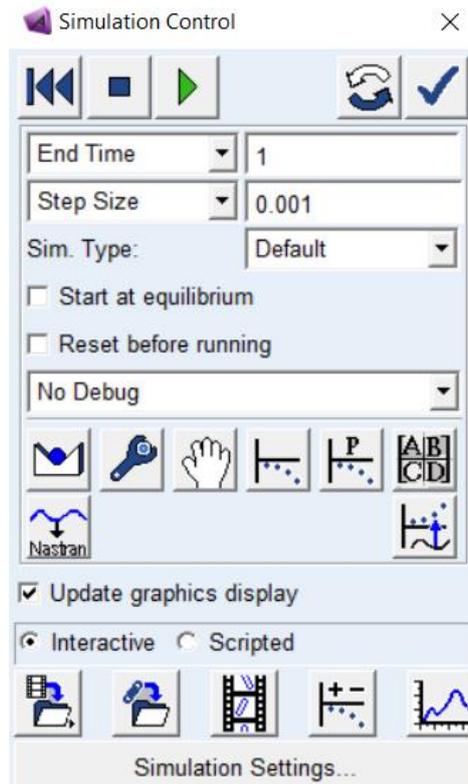


Figura 30 Controllo della simulazione

Il parametro più importante è lo step size, è legato essenzialmente al modello che si sta simulando. In quanto se si tratta di una modellizzazione di un impatto molto rapido ad esempio dell'ordine dei millisecondi per poter apprezzare gli effetti dell'urto ho bisogno di una simulazione con un time step molto piccolo.

In ultimo, una volta terminata la simulazione il software ha la possibilità di visualizzare graficamente i risultati nella parte di post-processing. Si possono visualizzare tutta una serie di grandezze come ad esempio spostamento, velocità, accelerazione, energia potenziale, forza e molti altri.

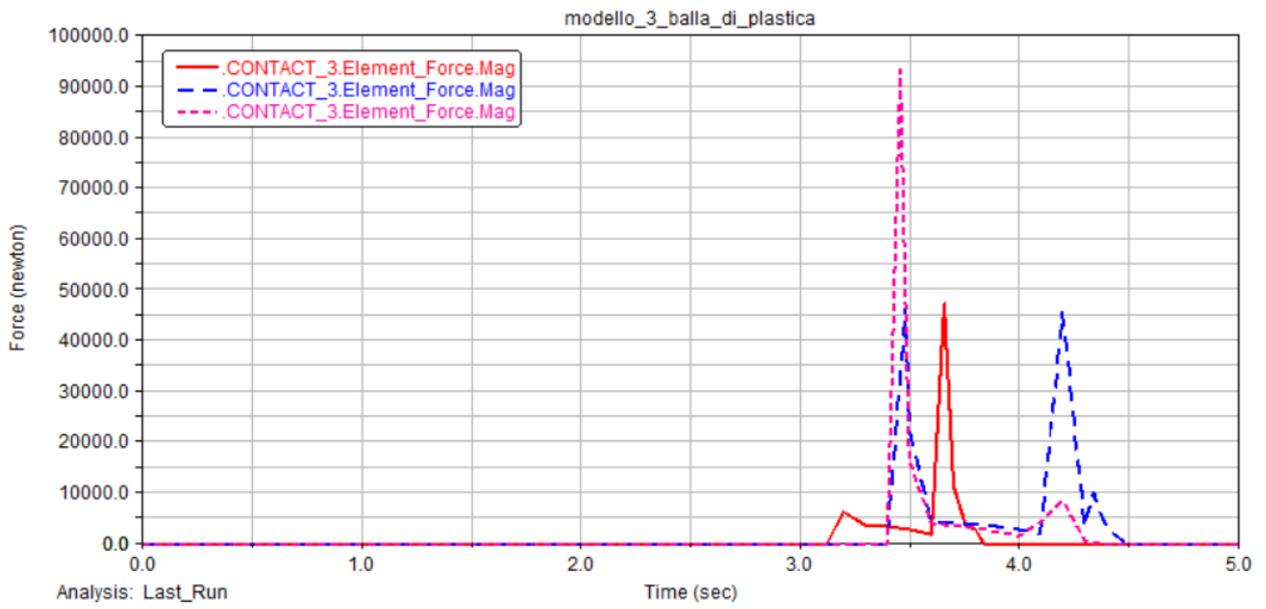


Figura 31 Esempio di grafico che mostra le diverse forze di contatto a seconda di diversi parametri

Capitolo 4

Modellizzazione Adams del caso in esame

In questo capitolo verrà presentata la teoria del contatto di Hertz e successivamente introdotto il primo modello realizzato all'interno del software Adams MSC. Poi verranno mostrati i modelli che sono stati realizzati successivamente che sono via via più complessi.

4.1 Teoria di contatto di Hertz

Uno dei modelli di forza di contatto più diffuso per rappresentare la collisione tra due sfere di materiali isotropi si basa sul lavoro di Hertz, modello che utilizza la teoria dell'elasticità.

Nel caso di un contatto hertziano bisogna effettuare delle ipotesi:

- le deformazioni sono ridotte entro il limite elastico;
- ogni corpo può essere considerato un semispazio elastico, ovvero l'area di contatto è molto più piccola del raggio caratteristico del corpo;
- le superfici sono continue e non conformi;

- le superfici hanno attrito trascurabile;

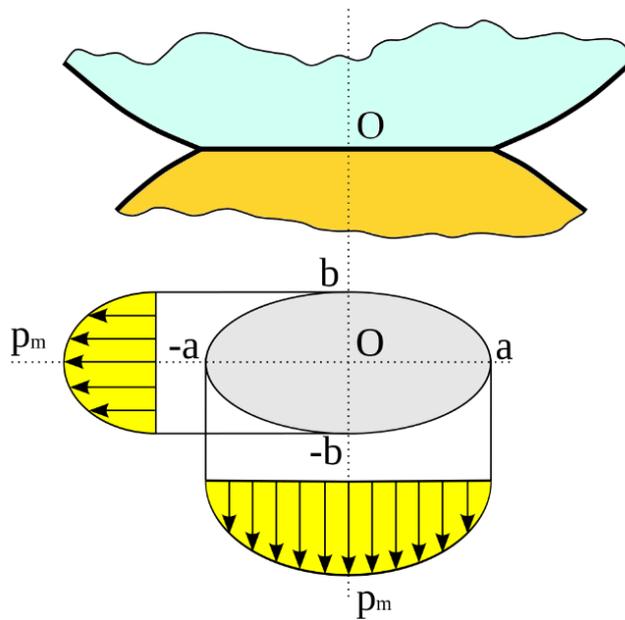


Figura 32 Contatto hertziano tra due sfere

La legge di Hertz è rappresentata da un'equazione non lineare che collega la forza di contatto con una funzione potenza non lineare di penetrazione.

$$F_N = K \delta^n$$

K è un parametro di rigidità generalizzato e δ è la stessa penetrazione o rientranza relativa. L'esponente n è pari a $3/2$ nel caso in cui vi sia una distribuzione parabolica delle sollecitazioni di contatto, come nel lavoro originale di Hertz.

Il parametro di rigidità generalizzato K dipende dalle proprietà del materiale e dalla forma delle superfici di contatto. Quando ad esempio ci sono due sfere in contatto, la rigidità è funzione dei raggi delle sfere i, j e le proprietà dei materiali.

$$K = \frac{4}{3(\sigma_i + \sigma_j)} \sqrt{\frac{R_i R_j}{R_i + R_j}}$$

I parametri σ_i e σ_j sono dati da:

$$\sigma_l = \frac{1 - \nu_l^2}{E_l} \quad (l = i, j)$$

ν è il coefficiente di Poisson e E è il modulo di Young.

Quando il contatto avviene tra una sfera e un piano, il parametro K dipende dal raggio della sfera e dalle proprietà dei due materiali che entrano in contatto.

$$K = \frac{4}{3(\sigma_i + \sigma_j)} \sqrt{R_i}$$

I vantaggi del modello di Hertz risiedono nel suo significato fisico sia dalla non linearità che dalla relazione tra la rigidezza K e le proprietà geometriche e le proprietà dei materiali delle superfici a contatto (Flores P. et al, 2016).

4.2 Modello iniziale semplificato

In un primo momento si è pensato di utilizzare un modello semplificato per testare i parametri che entrano in gioco nel caso di un contatto e come questi parametri modificano gli output della forza di contatto. Questo modello è stato testato sul software Adams. Il modello in questione è una palla che rimbalza sul suolo. I dati iniziali che sono stati utilizzati sono i seguenti:

- Massa = 4 [Kg];
- Raggio palla = 0.6 [cm];
- posizione iniziale = 1-r [m];
- velocità iniziale = 0 [m/s];
- gravità = 9.81 [m/s²].

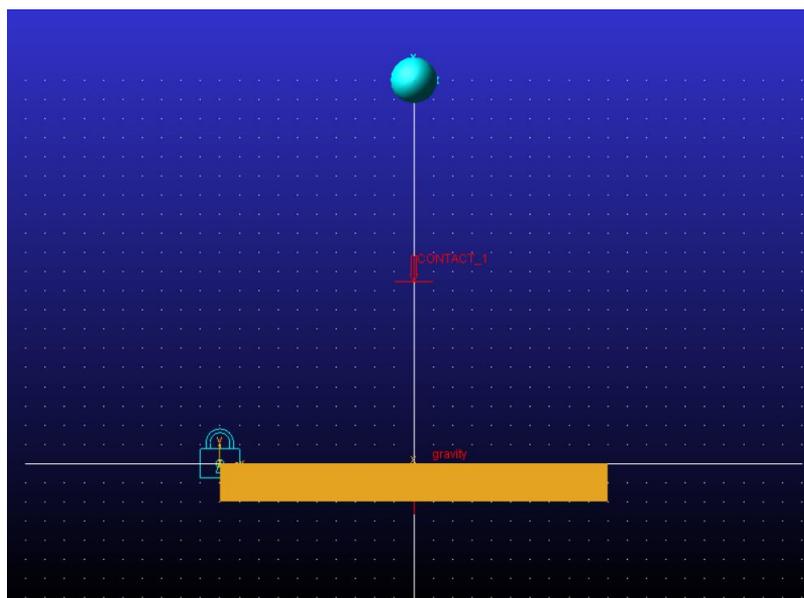


Figura 33: Modello della palla che rimbalza su Adams

La figura mostra il modello creato su Adams per rappresentare il caso semplificato della palla che rimbalza. Si tratta di un modello estremamente semplice, viene utilizzata una sfera posta ad un'altezza di 1 m e poi un parallelepipedo che rappresenta il suolo su cui impatta la sfera. Verrà poi modellizzata una forza di contatto fra la sfera e il pavimento, in cui bisogna inserire i seguenti parametri:

- la rigidità è la capacità che ha un corpo di opporsi alla deformazione elastica provocata da una forza applicata. Non dipende solo dalle proprietà del materiale, ma anche della geometria degli oggetti che entrano in contatto. All'aumentare della rigidità la forza di contatto aumenta;
- lo smorzamento è l'effetto di una resistenza che si oppone al moto del sistema in modo proporzionale alla velocità. All'aumentare dello smorzamento la forza di contatto diminuisce;
- L'esponente della forza è una misura della non linearità della componente della molla, al suo aumentare, aumenta anche la forza di contatto.
- Il rate di penetrazione non è la profondità di penetrazione massima, ma la misura di come il coefficiente di smorzamento switcha da 0 a c.

Questi parametri modificano il contatto tra i due solidi. Per la rigidità, come già anticipato, sono stati utilizzati diversi valori per valutare la sua influenza nei confronti della forza di contatto al suo aumentare. Verranno mostrati i grafici dei valori della forza di contatto con k diversi, mantenendo fissi i parametri di smorzamento, esponente della forza e rate di penetrazione.

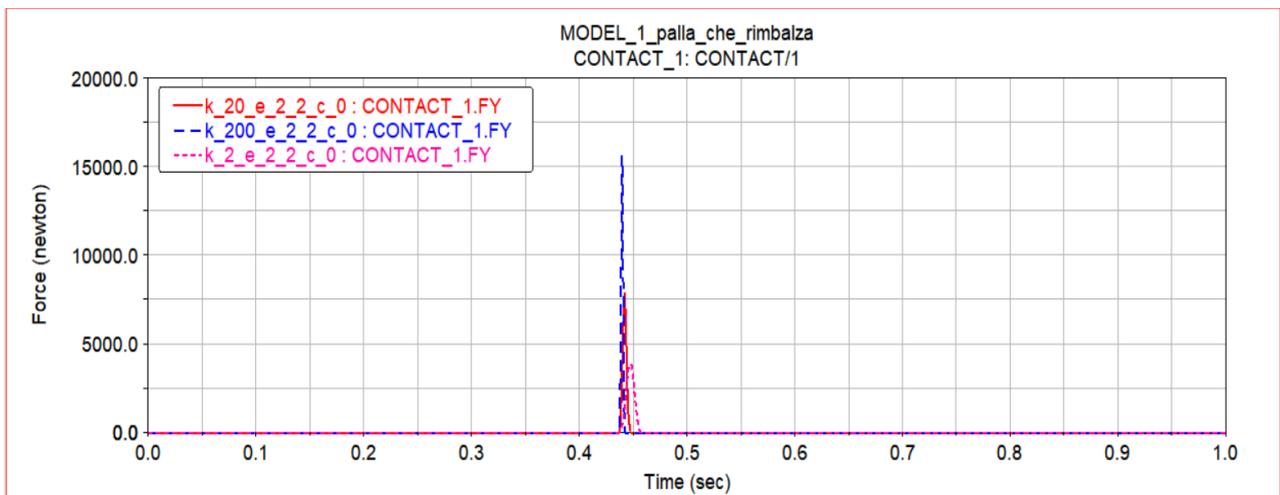


Figura 34 Grafico delle forze di contatto all'aumentare di k

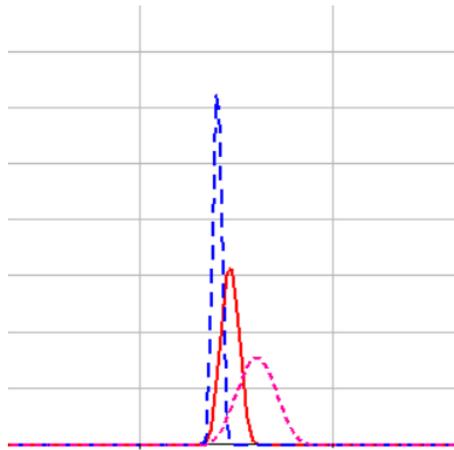


Figura 35 Dettaglio dei picchi delle forze di contatto all'aumentare di k

Nel caso dello smorzamento la forza di contatto aumenta all'aumentare del valore di c .

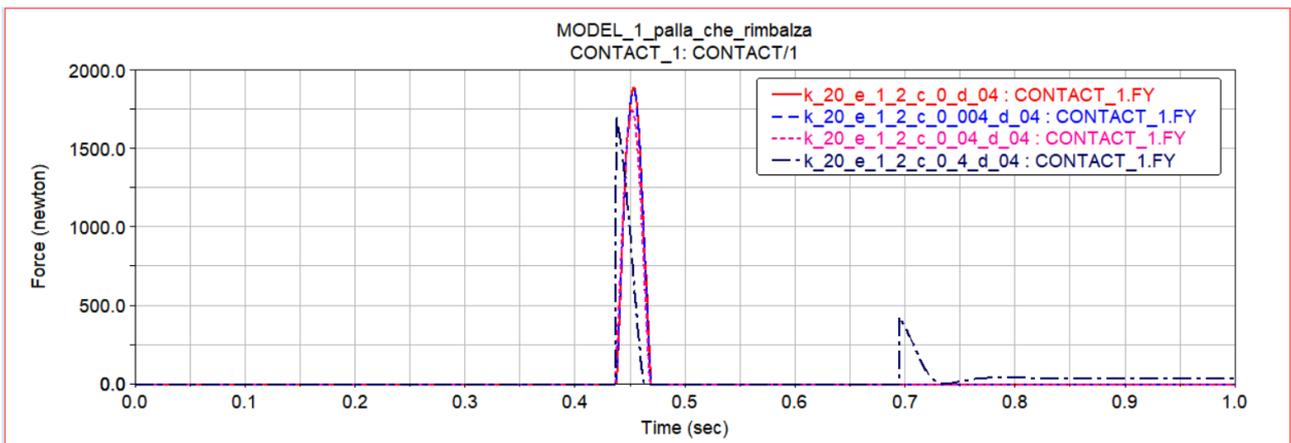


Figura 36 Grafico delle diverse forze di contatto con c diversi

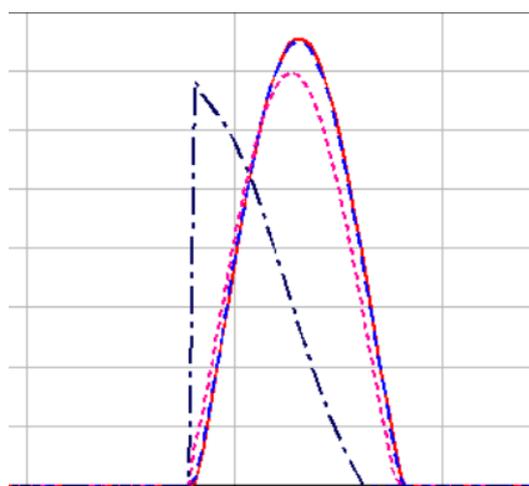


Figura 37 Dettaglio dei picchi delle diverse forze di contatto con c diversi

L'esponente della forza come già detto è una misura della non linearità della componente della molla, e può assumere diversi valori. Viene in ogni caso raccomandato in letteratura di utilizzare valori maggiori di 1 in particolare tra 1.1 e 2.2. Questi valori cambiano in base al tipo di materiale che si prende in considerazione, per esempio per la gomma è indicato il valore di $e=1.1$ mentre per i metalli soft $e=1.5$, infine per i metalli più duri $e=2.2$. Anche in questo caso verranno mostrati i grafici delle diverse forze di contatto per diversi valori di e . Come nei casi precedenti verranno mantenuti fissi gli altri parametri.

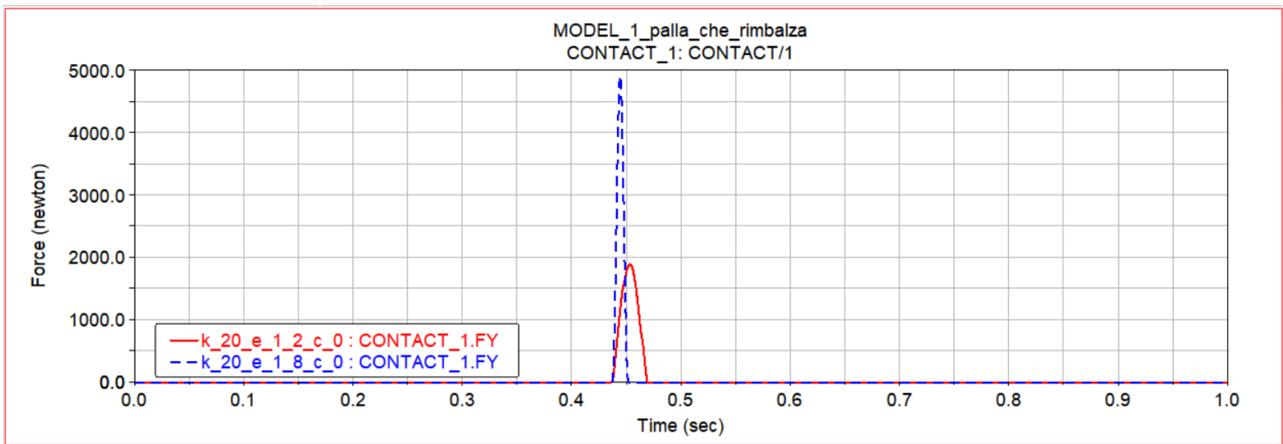


Figura 38 Grafico delle forze di contatto con e diversi, $e=1.2$; $e=1.8$

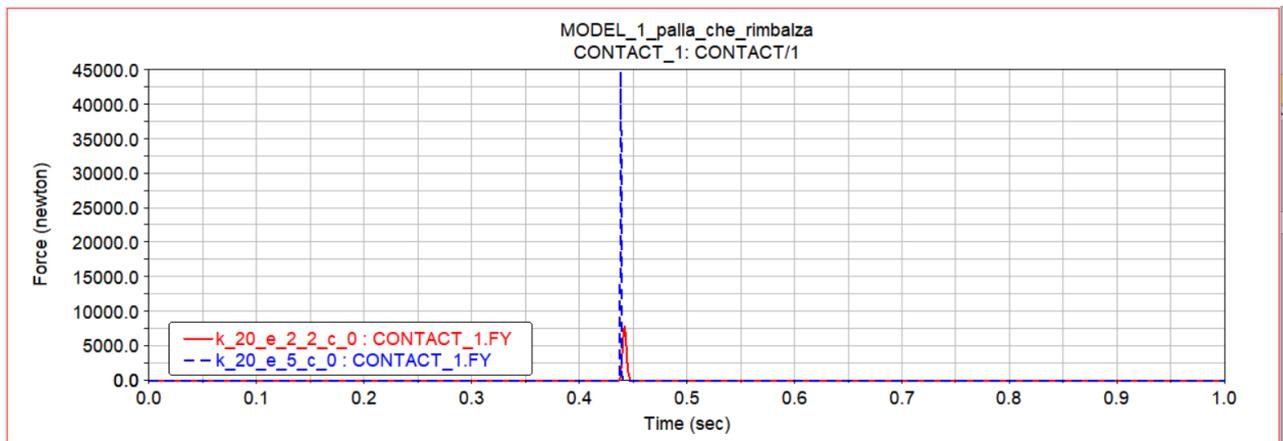


Figura 39 Grafico delle forze di contatto con e diversi, $e=2.2$; $e=5.0$

Si può notare dal grafico come all'aumentare dei valori di e aumenti in maniera esponenziale anche la forza di contatto.

Nel caso del rate di penetrazione, si è visto che piccole variazioni di questo parametro non influenzano gli output della forza di contatto. Si sono provati diversi valori, ma senza alcun cambiamento.

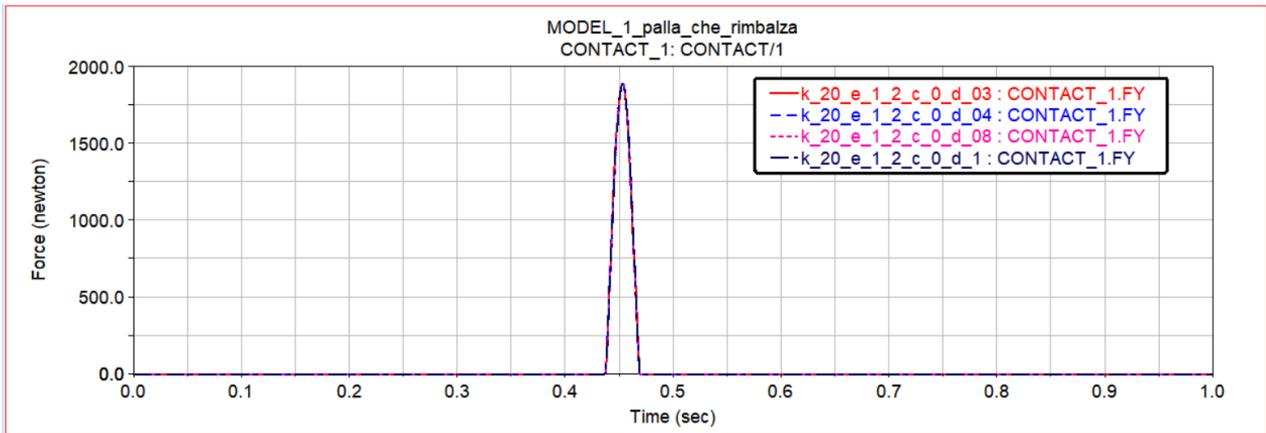


Figura 40 Grafico delle varie forze di contatto con d diversi

4.4 Primo modello realizzato per modellizzare il caso in esame

Dopo aver visto come, i vari parametri influenzino il contatto tra due superfici, si è proseguito andando a complicare ulteriormente il modello. Come già specificato nel capitolo due si ha a che fare con un caso di schiacciamento propriamente detto. L'infortunato è stato schiacciato da una palla di plastica pressata a forma di parallelepipedo (1mx1m base con altezza 1.2m), il peso non è certo, ci sono due possibilità o 340kg o 1200kg.

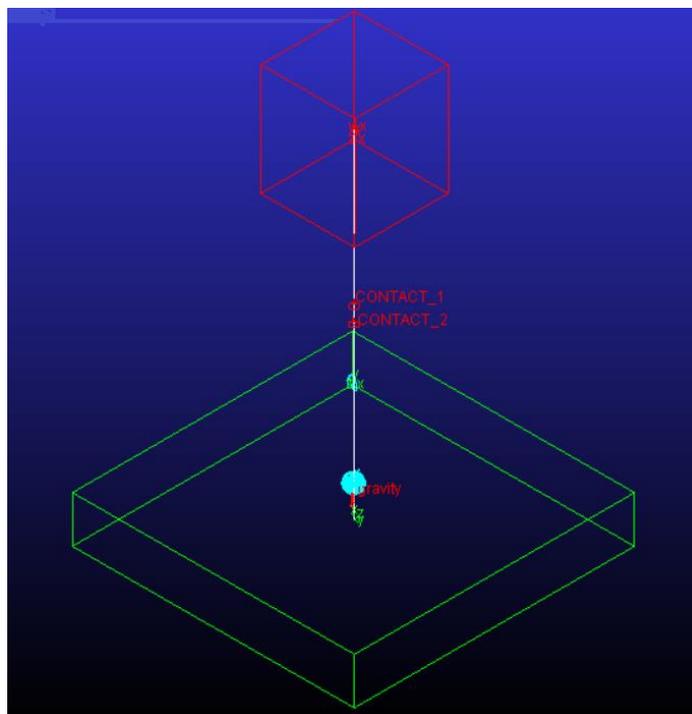


Figura 41 Primo modello che rappresenta il problema in esame

Il modello rappresentato in figura consta di un parallelepipedo che funge da terreno, una sfera che rappresenta la testa del soggetto, e infine un altro parallelepipedo che simula la palla che cade.

Per quanto riguarda le dimensioni della sfera, come raggio è stato scelto $r=9\text{cm}$ valore che è quello del 50 percentile maschile. Per quanto riguarda la palla, è stata ricreata utilizzando le stesse dimensioni che ha nella realtà. Il peso per le prime simulazioni è stato posto pari a 340 kg. La palla di plastica cade da un'altezza di 2.70m.

È stato creato un contatto tra la palla e la sfera, come nel caso precedente quello della palla che rimbalza, devono essere inseriti dei parametri: la rigidità, l'esponente della forza, lo smorzamento e il rate di penetrazione.

4.5 Calcolo delle rigidità di contatto

La rigidità ovviamente non è quella della palla o quella della sfera che rappresenta la testa, ma la somma di queste due rigidità. Di seguito verrà mostrato l'iter che è stato seguito per trovare la rigidità di ognuna delle due componenti del contatto.

4.5.1 Rigidità della palla

Per quanto riguarda la rigidità della palla di plastica si è ipotizzato un possibile allungamento che è stato inizialmente posto pari a $x=0,01\text{m}$ da lì la rigidità k è stata trovata utilizzando la formula:

$$k = \frac{m * g}{x};$$

dove m è la massa della palla e g è l'accelerazione di gravità che è pari a $g=9,81 \text{ [m/s}^2\text{]}$.

Va evidenziato che ipotizzando l'allungamento della palla si va incontro a possibili errori nel calcolo e una possibile erronea valutazione della forza.

La rigidità poi inserita nelle simulazioni non è la rigidità totale della palla, ma solamente quella dell'area che entra in contatto con la testa. Quindi la rigidità è stata divisa per l'area su cui c'è l'impatto.

La tabella che segue mostra i vari valori di rigidità calcolate per le due palle (340 kg e 1200 kg), per ognuna è stata calcolata la rigidità complessiva (verde), quella relativa all'area di contatto con la testa (blu), quella per la suddivisione in 50X50mm (rosa) e 100x100mm (arancione).

Dati	m1	m2
massa (kg)	340,0	1200,0
lato_base (m)	1,0	1,2
h (m)	1,2	1,6
area (m ²)	1,0	1,4
area (mm ²)	1000000,0	1440000,0
Volume (m ³)	1,2	2,3
x_statico (m)	0,01	0,01
g (m/s ²)	9,81	9,81
k_balla (N/m)	333540,0	1177200,0
k_balla (N/mm)	333,5	1177,2
v_balla	0,2	0,2
E (Pa)	400248,0	1308000,0
E (Mpa)	0,4	1,3
l_split_50 (mm)	50,0	50,0
area_split_50 (mm ²)	2500,0	2500,0
k_split_50 (N/mm)	20,0	65,4
k_split_50 (N/m)	20012,4	65400,0
l_split_100 (mm)	100,0	100,0
area_split_100 (mm ²)	10000,0	10000,0
k_split_100 (N/mm)	40,0	130,8
k_split_100 (N/m)	40024,8	130800,0
area_testa (mm ²)	47044,39	47044,39
k_area_contatto_testa (N/mm)	15,69	38,46
k_area_di_contatto_testa (N/m)	15691,18	38458,79

4.5.2 Rigidezza della testa

La rigidezza della testa risulta più complicata da trovare, come già accennato in precedenza la testa è composta da diversi tessuti con una propria densità, e risposta meccanica. Avendo quindi proprietà diverse è evidente che si hanno rigidezze diverse a seconda della zona dove avviene l'impatto. In letteratura sono presenti molti lavori per la determinazione delle proprietà dei diversi

tessuti della testa come ad esempio (Pinnoji & Mahajan, 2007) e (Delille et al., 2007) che mostra in maniera più specifica le proprietà dell'osso nei diversi distretti della testa.

La rigidità della testa o di una parte di essa può essere ricavata anche da curve sperimentali (forza/deformazione) (Mao et al., 2013).

Dalla dinamica del sinistro sappiamo che il soggetto è stato colpito dalla palla sulla parte frontale della testa colpendo naso, zigomi e fronte. Quindi è più che ragionevole utilizzare le rigidità di questi distretti.

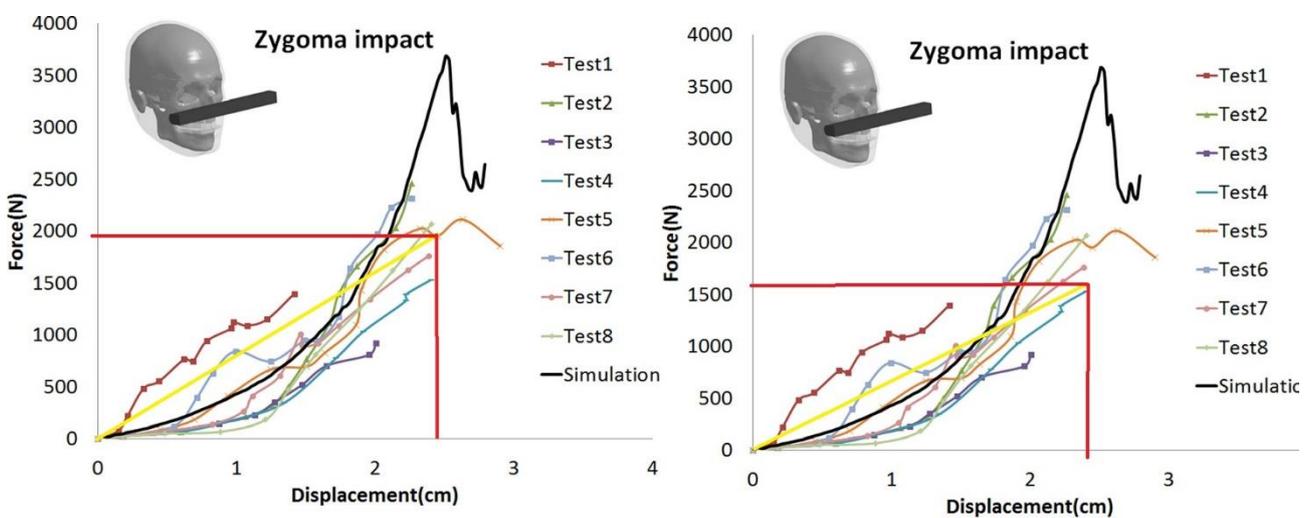


Figura 42 Curve sperimentali per impatti sullo zigomo i due grafici differiscono solo per la pendenza della retta che è necessaria per il calcolo della rigidità

Dalle curve sperimentali è possibile ricavare la rigidità nel seguente modo:

- Si traccia una retta (gialla) che riesca a comprendere almeno l'80% dei valori delle curve;
- In corrispondenza di dove termina la retta vengono tracciate le perpendicolari all'asse x (deformazione (cm)) e all'asse y (forza (N)), in figura le perpendicolari sono rappresentate dalle rette rosse;
- Si calcola l'area del triangolo OAB che rappresenta l'energia elastica;
- L'energia elastica però è anche calcolabile come $E = \frac{1}{2} * k * x^2$; dove x è la deformazione.

Da questa equazione viene ricavata la rigidità.

Sono stati ricavati i valori per le rigidità di zigomo e naso e poi i loro valori sono stati mediati per ottenere un solo valore.

Rigidezza	Zigomo	Naso	Media
k (N/mm)	100	108	104

In alternativa sono stati utilizzati nelle simulazioni i valori di rigidezza di prove sperimentali condotti da Yoganandan et al, nel 1995. I valori sono stati calcolati da prove su teste di cadaveri, che sono state condotte sia a bassa che alta velocità. (Yoganandan et al., 1995).

Grandezza	basso rate di carico	alto rate di carico
k_media (N/mm)	812	4023

Nel grafico sono presenti i due valori di rigidezza media per carichi a bassa o alta velocità. Nel caso in esame si prenderà in considerazione il valore della rigidezza per alti rate di carico, visto che si tratta di un impatto ad alta velocità.

4.6 Modello con suddivisione dell'area di contatto in tante microaree

In seguito, è stato realizzato un modello più complesso rispetto al precedente. In linea generale il modello non presenta grandi variazioni strutturali, è sempre presente il parallelepipedo che funge da pavimento, la sfera che rappresenta la testa e la palla di plastica posta ad altezza di 2,70m rispetto alla sfera. La novità introdotta da questo modello è la suddivisione dell'area di contatto in tante microaree ognuna delle quali ha un contatto con la sfera.

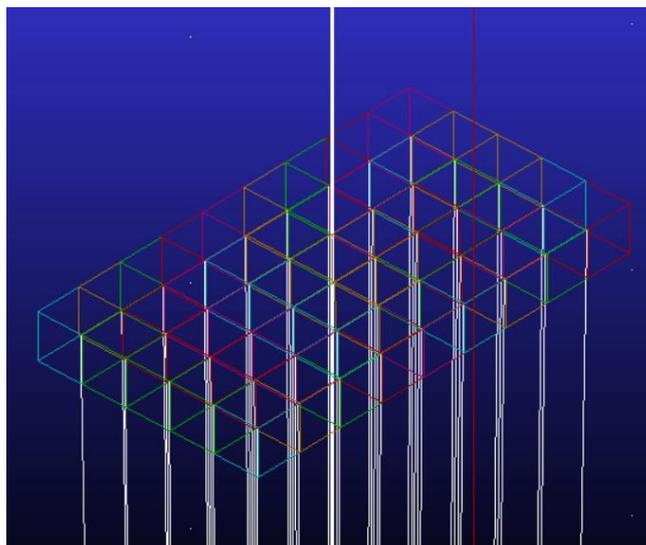


Figura 43 Dettaglio delle microaree nella zona del contatto tra palla e sfera

In figura è possibile vedere i cubi che formano la microarea. Ogni cubo ha dimensione 10mmx10mmx10mm. La struttura nell'immagine è 5x9 copre quindi un'area totale di 4500mm².

Per ognuno dei cubi è stato realizzato un contatto con la sfera che sono rappresentati dalle linee bianche verticali, si hanno in tutto 45 contatti. I parametri che sono stati utilizzati all'interno dei diversi contatti sono uguali.

Per la parte di rigidità non viene utilizzata quella dell'intera palla ma si ottiene la k relativa a una porzione di palla utilizzando la formula:

$$k = \frac{E * A}{L}$$

dove E è il modulo di Young della palla, A l'area di interesse e L la lunghezza del cubetto preso in considerazione.

Per ognuno dei contatti realizzati viene calcolata la forza di contatto. Ogni contatto come ci si aspettava da valori di forza differenti.

Questo modello seppur più affidabile del precedente, presenta delle complessità legate soprattutto alla simulazione e all'inserimento dei dati. Infatti, ogni volta che si deve cambiare anche un singolo valore dei parametri della forza di contatto va cambiato manualmente per ognuno dei contatti.

4.7 Modello con macro che produce la superficie suddivisa

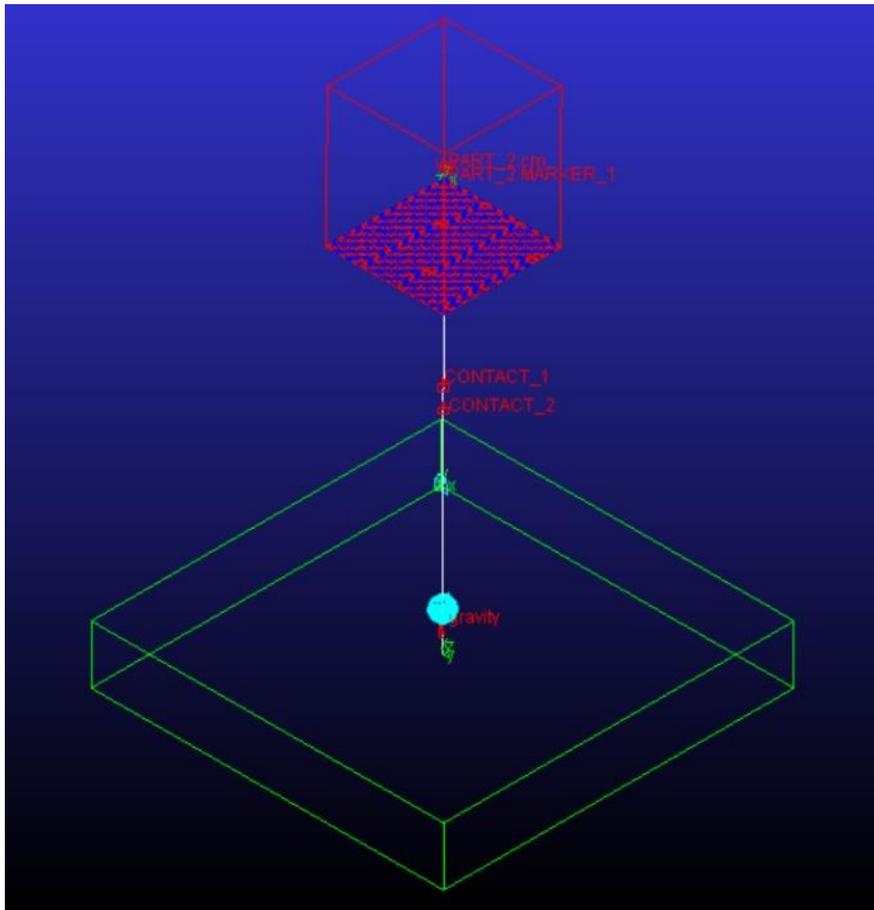


Figura 44 Modello con uso di una macro

Per ovviare in parte al problema visto in precedenza si è pensato di cambiare modello. La geometria che si può vedere nella figura 44 è molto simili ai casi precedenti ma in questo caso la superficie inferiore della palla, quella che entra in contatto con la sfera, è stata suddivisa in tante piccole aree. Questo è stato possibile grazie all'utilizzo di una macro che produce la suddivisione sulla superficie che entra in contatto con la sfera. La macro è stata creata con un codice appositamente creato che va inserito all'interno del software. Una volta che il codice è stato inserito, dal tool Command Navigator si implementa la macro.

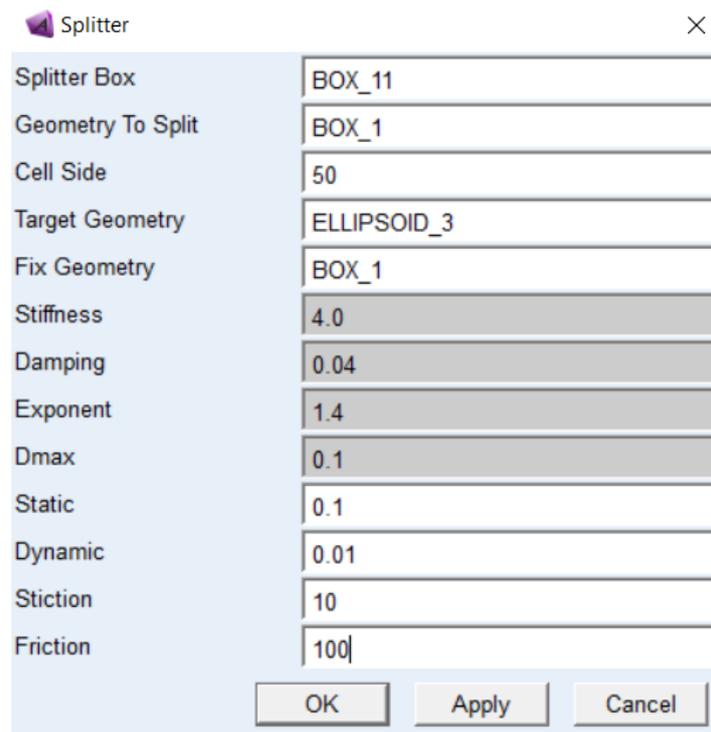


Figura 45 Finestra di implementazione della superficie da suddividere attraverso la macro

La macro lavora nel seguente modo:

- Si crea una superficie che si chiama splitter box;
- Si ha una superficie che si vuole dividere di una geometria più grande. In questo caso si vuole suddividere la superficie inferiore della palla BOX_1;
- Si dà la dimensione di una singola cella;
- Si indica il target con cui le singole celle verranno in contatto;
- Si inseriscono i parametri del contatto, che possono essere modificati se non dovessero essere ritenuti corretti.

Nel caso in esame inizialmente si è pensato di suddividere la superficie della palla con dei cubetti di lato 10x10mm ma è risultato troppo oneroso in termini computazionali. Si è quindi passati a una dimensione maggiore di 50x50mm che è quella mostrata in figura 44.

I contatti con la sfera vengono creati automaticamente non come nel caso della creazione dei singoli cubetti in cui vanno creati uno per uno.

Successivamente, data la lentezza computazionale del caso 50x50mm si è provato con una suddivisione 100x100mm che risulta più veloce e anche più facilmente analizzabile, data la presenza di meno contatti.

4.8 Geometria semplice con utilizzo di un ellissoide che simula la testa del soggetto

Per rendere più realistica la simulazione si è pensato di trasformare la sfera utilizzata fino ad in un ellissoide.

Le dimensioni dell'ellissoide sono state calcolate per un soggetto alto 175cm per un peso compreso tra i 75kg e gli 80kg, e sono i seguenti:

- Semiasse X= 101.5826 mm;
- Semiasse Y= 79.9590 mm;
- Semiasse Z= 147.4914mm.

Per quanto riguarda i momenti di inerzia:

- X= 20253 kg mm²
- Y= 23082 kg mm²
- Z= 15135 kg mm²

Il peso della testa è stimato intorno ai 4,36kg.

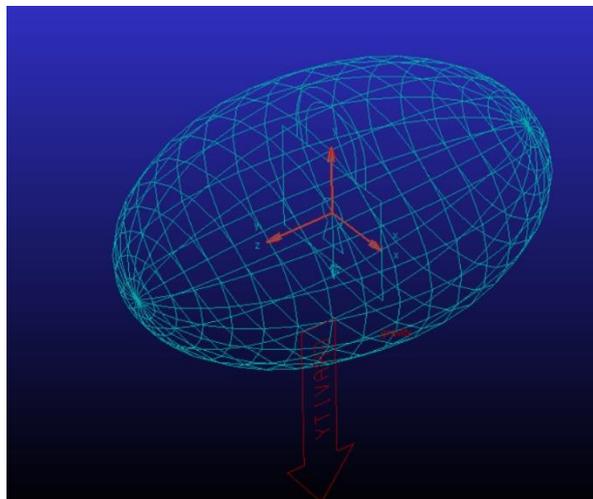


Figura 46 Modello della testa a forma di ellissoide

Con questa geometria verranno eseguite le simulazioni sia con la palla con la superficie non suddivisa, sia suddivisa con cubi con superficie 50x50mm, che cubi con superficie 100x100mm.

Capitolo 5

Risultati

I risultati verranno mostrati sia per i modelli semplici che per quelli con suddivisione della superficie, il contatto avviene tra palla ed ellisse. Per tutti i modelli ad eccezione di quello suddiviso manualmente sono state anche provate le palle da 1200kg.

5.1 Risultati modello semplice con ellisse

5.1.1 Balla 1 (340kg) e rigidità ricavata dalle curve sperimentali

La tabella mostra i quattro parametri inseriti per il contatto. La rigidità è quella complessiva della palla per unità di superficie di contatto e la rigidità della testa. In questo caso è stata utilizzata la rigidità calcolata dai grafici delle prove sperimentali.

Contatto_balla_testa	grandezze
k_area_contatto_con_testa (N/mm)	119
e	1
c (N*s/mm)	0,2
d (mm)	0,1
F_contatto_balla_cranio (kN)	9,20

Figura 47 Tabella palla 340kg, k ricavata da curve sperimentali

In questo caso è stato utilizzato un esponente della forza pari a 1, che implica che la forza cresce in maniera lineare.

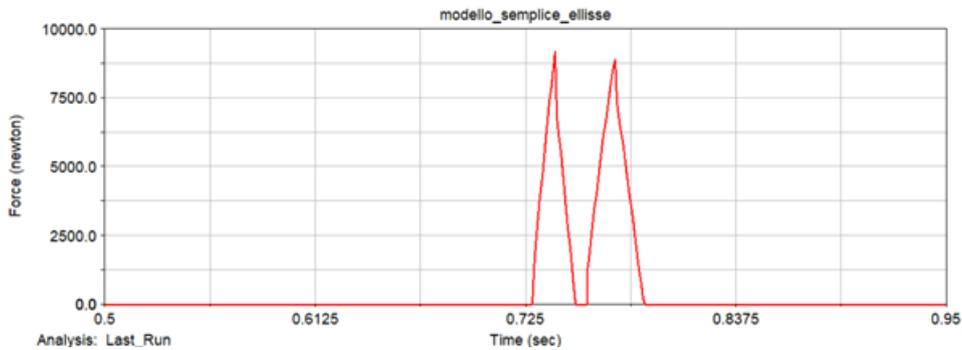


Figura 48 Grafico forza di contatto palla 1 (340kg) e k derivata dai grafici sperimentali

La forza che viene ottenuta è piuttosto bassa rispetto a quelle che possono provocare lesioni al cranio. Inoltre, la presenza di un doppio picco indica la compenetrazione della palla con l'ellissoide. Quello che mostra il grafico è il valore assoluto della forza di contatto, quindi se si andasse a vedere il grafico della forza non in valore assoluto c'è la presenza di un picco negativo. Come già accennato prima c'è quindi una compenetrazione della palla sulla testa, il che evidenzia che la rigidezza imposta non sia sufficientemente alta per poter eliminare questo problema. Si tratta di un problema di simulazione.

Si è successivamente provato a cambiare il parametro $e=1.4$.

Contatto_balla_testa	grandezze
k_area_contatto_con_testa (N/mm)	119
e (/)	1,4
c (N*s/mm)	0,2
d (mm)	0,1
F_contatto_balla_cranio (kN)	41,15

Figura 49 Tabella palla 340kg, k curve sperimentali, $e=1,4$

La forza di contatto è più alta rispetto al modello precedente, ma è presente un picco singolo in questo caso.

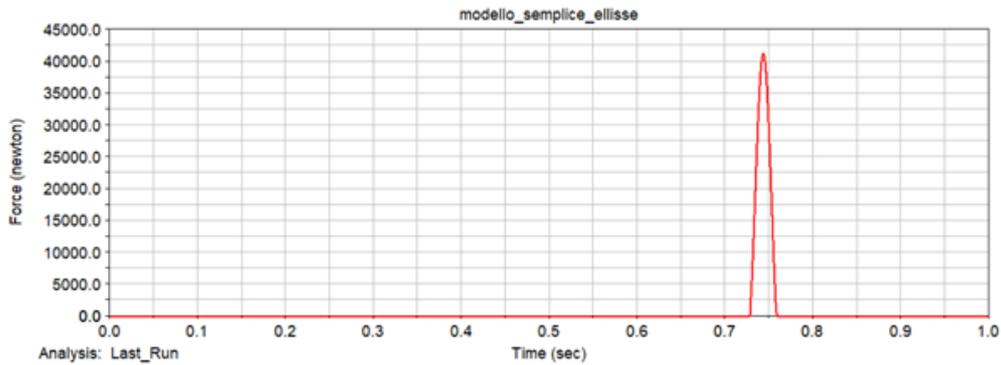


Figura 50 Grafico forza di contatto balla 1 (340kg) e k derivata dai grafici sperimentali e=1.4

5.1.2 Balla 1 (340kg) e rigidità ricavata da prove su cadaveri

In questo caso per la rigidità della testa viene usata quella ottenuta da prove sperimentali sui cadaveri (Yoganandan et al., 1995), sommata a quella della balla.

Contatto_balla_testa	grandezze
k_area_contatto_con_testa (N/mm)	4043
e (/)	1
c (N*s/mm)	0,2
d (mm)	0,1
F_contatto_balla_cranio (kN)	101,10

Figura 51 Tabella balla 340kg, k prove su cadaveri

In questo caso risulta che il picco della forza di contatto è unico e il valore è intorno ai 100kN.

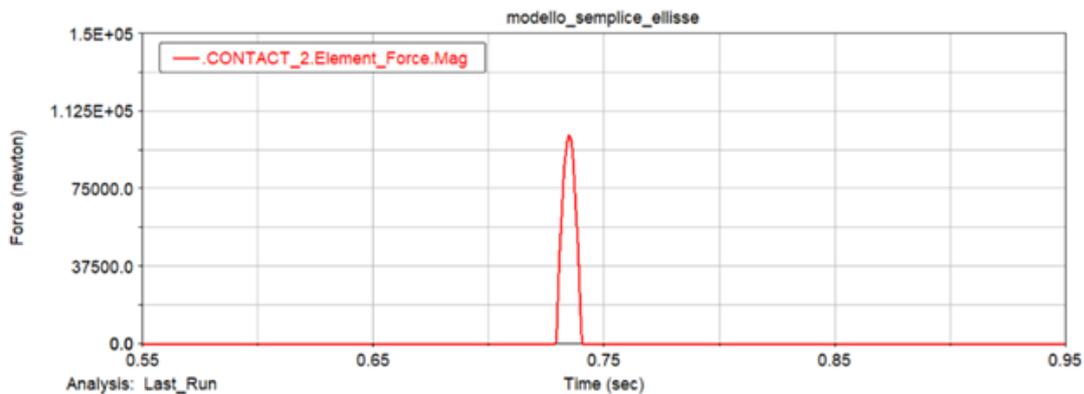


Figura 52 Grafico forza di contatto con rigidità ricavata da prove su cadaveri

Nella tabella che segue come nel caso della rigidità calcolata dalle curve sperimentali viene aumentato il valore dell'esponente della forza e.

Contatto_balla_testa	grandezze
k_area_contatto_con_testa (N/mm)	4043
e (/)	1.4
c (N*s/mm)	0,2
d (mm)	0,1
F_contatto_balla_cranio (kN)	192,30

Figura 53 Tabella balla 340kg, k prove su cadaveri, e=1,4

La forza che si ottiene è molto alta intorno ai 192kN, come mostra il grafico sottostante.

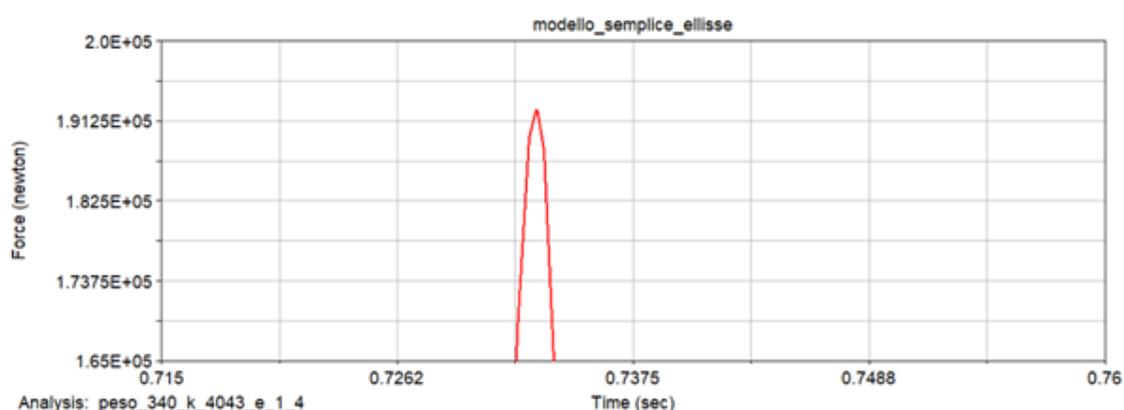


Figura 54 Grafico forza di contatto con rigidità ricavata da prove su cadaveri ed e=1,4

5.1.3 Balla 2 (1200kg) e rigidità ricavata dalle curve sperimentali

In questo caso si prende in considerazione la balla più pesante quella da 1200kg. Per questa vengono condotte le stesse prove della balla più leggera.

Contatto_balla_testa	grandezze
k_area_contatto_con_testa (N/mm)	146
e (/)	1
c (N*s/mm)	0,2
d (mm)	0,1
F_contatto_balla_cranio (kN)	12,49

Figura 55 Tabella balla 1200kg, k curve sperimentali

La forza come nel primo caso della balla più leggera presenta un doppio picco, ma la forza è ovviamente più alta.

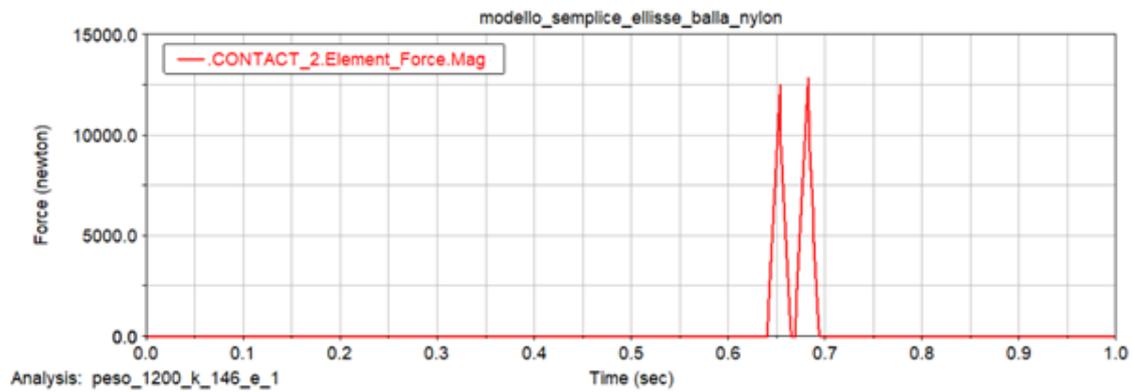


Figura 56 Grafico della forza di contatto balla 2 con rigidezza derivante da curva sperimentali

Nella tabella che segue come nel caso della rigidezza calcolata dalle curve sperimentali viene aumentato il valore dell'esponente della forza e.

Contatto_balla_testa	grandezze
k_area_contatto_con_testa (N/mm)	146
e (/)	1,4
c (N*s/mm)	0,2
d (mm)	0,1
F_contatto_balla_cranio (kN)	64,11

Figura 57 Tabella balla 1200kg, k curva sperimentali, e=1,4

In questo caso a differenza del caso della balla più leggera, quella da 340kg, l'aumento dell'esponente non ha portato ad avere un picco solo. Questo indica che per la balla più pesante la rigidezza scelta per il contatto non è sufficiente per fare in modo che non ci sia compenetrazione con la testa, e nemmeno l'utilizzo di un esponente della forza aumentato non è sufficiente.

Il valore della forza di contatto è maggiore del caso con e=1,0 ed è intorno ai 64kN.

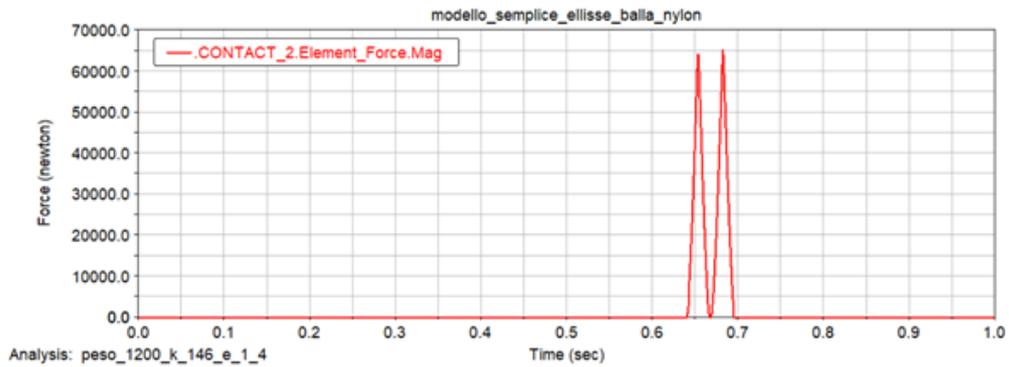


Figura 58 Grafico della forza di contatto balla 2 con rigidezza derivante da curva sperimentali con $e=1,4$

5.1.4 Balla 2 (1200kg) e rigidezza ricavata da prove su cadaveri

Anche in questo caso per la rigidezza della testa viene usata quella ottenuta da prove sperimentali sui cadaveri (Yoganandan et al., 1995), sommata a quella della balla.

Contatto_balla_testa	grandezze
k_area_contatto_con_testa (N/mm)	4064
e (/)	1
c (N*s/mm)	0,2
d (mm)	0,1
F_contatto_balla_cranio (kN)	323,45

Figura 59 Tabella balla 1200kg, k prove su cadaveri

In questo caso nemmeno una rigidezza più elevata evita il doppio picco della forza di contatto. Il valore della forza di contatto è intorno ai 323kN.

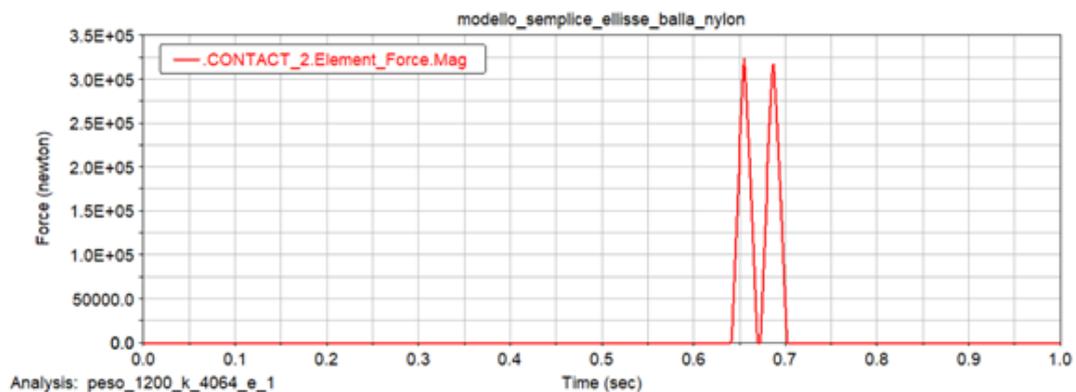


Figura 60 Grafico forza di contatto con rigidezza ricavata da prove su cadaveri

Nella tabella che segue come nel caso della rigidità calcolata dalle curve sperimentali viene aumentato il valore dell'esponente della forza e .

Contatto_balla_testa	grandezze
k_area_contatto_con_testa (N/mm)	4064
e (/)	1.4
c (N*s/mm)	0,2
d (mm)	0,1
F_contatto_balla_cranio (kN)	1077,12

Figura 61 Tabella balla 1200kg, k prove su cadaveri, $e=1,4$

In questo caso con l'aumento dell'esponente della forza si è riusciti a ricavare un picco unico. Il valore della forza di contatto è molto elevato intorno ai 1000kN.

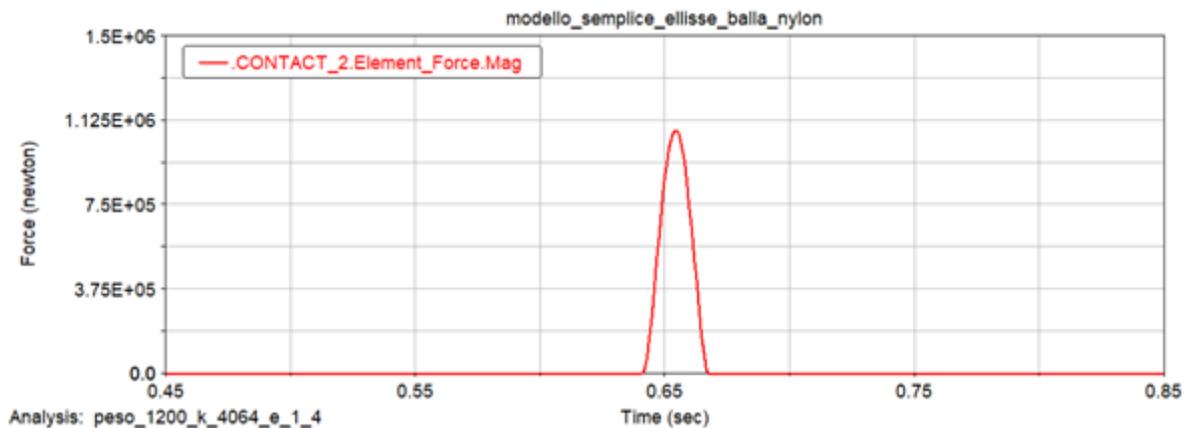


Figura 62 Grafico forza di contatto con rigidità ricavata da prove su cadaveri con $e=1,4$

5.2 Modello con suddivisione manuale

Questo modello è stato provato solo sulla balla più leggera, quella da 340kg.

La superficie considerata contiene 45 cubi che hanno una dimensione di 10mm ciascuno. Per ciascun cubetto è stata calcolata la rigidità equivalente. Utilizzando quindi una rigidità totale di 119 N/mm, quella derivante dalla balla da 340kg e la rigidità derivante dalle curve sperimentali. La rigidità di ogni cubetto è 25 N/mm.

L'esponente della forza e è stato posto pari a 1 e gli altri due parametri (smorzamento e rate di penetrazione) sono rimasti uguali a tutte le altre simulazioni fatte in precedenza.

Contatto	F_max (kN)
Contatto_1	2,89
Contatto_2	2,52
Contatto_3	2,20
Contatto_4	1,91
Contatto_5	1,63
Contatto_6	2,90
Contatto_7	2,61
Contatto_8	2,28
Contatto_9	1,96
Contatto_10	1,90
Contatto_11	2,16
Contatto_12	2,40
Contatto_13	2,51
Contatto_14	2,51
Contatto_15	2,36
Contatto_16	2,12
Contatto_17	1,86
Contatto_18	1,59
Contatto_19	1,96
Contatto_20	2,26
Contatto_21	2,61
Contatto_22	2,61
Contatto_23	3,11
Contatto_24	2,96
Contatto_25	2,52
Contatto_26	2,21
Contatto_27	1,91
Contatto_28	1,63
Contatto_29	1,76
Contatto_30	1,98
Contatto_31	2,14
Contatto_32	2,19
Contatto_33	2,12

Contatto_34	1,94
Contatto_35	1,73
Contatto_36	1,48
Contatto_37	1,92
Contatto_38	2,21
Contatto_39	2,48
Contatto_40	2,65
Contatto_41	2,63
Contatto_42	2,44
Contatto_43	2,16
Contatto_44	1,88
Contatto_45	1,60
SOMMA	99,55

Figura 63 Tabella forze modello suddiviso manualmente

Nella tabella vengono mostrati i risultati di ogni singolo contatto, in questo caso si tratta di forze molto più piccole, ma che sommate diventano dell'ordine dei 100kN. Rispetto al caso senza suddivisione, usando gli stessi parametri, qua la forza di contatto risulta essere un ordine di grandezza più grande rispetto al caso senza suddivisione.

Questo modello come già accennato in precedenza presenta il problema che ogni cubo della superficie va creato separatamente e per ognuno va creato un contatto con la testa. Quindi in definitiva, in questo caso vanno gestiti 45 contatti diversi e ogni volta che si vuole cambiare anche solo uno dei parametri va cambiato per 45 elementi.

5.3 Modello con suddivisione tramite macro (cell side 50mm)

In questo paragrafo verranno mostrati i risultati delle simulazioni dei modelli suddivisi con la macro di dimensione 50x50mm. Come nel caso non suddiviso verranno fatte le prove sia sulle balle da 340kg che su quelle da 1200kg, per ognuna delle quali sono state testate le rigidità della testa sia ricavate da curve sperimentali sia da prove su cadaveri. Inoltre, per ogni classe di peso e ogni tipo di rigidità sono stati poi provati due valori di esponente della forza.

5.3.1 Balla 1 (340kg) e rigidezza ricavata dalle curve sperimentali

Il primo modello provato è quello con peso 340kg e rigidezza pari a 32N/mm, la rigidezza è la somma della rigidezza della balla e di quella della testa, ma è per ognuno dei cubetti. In questo caso l'esponente della forza è posto pari a 1.

Contatto_balla_testa	grandezze
k_area_contatto_con_testa (N/mm)	32
e (/)	1,0
c (N*s/mm)	0,2
d (mm)	0,1
F_contatto_balla_cranio (kN)	1,70

Figura 64 Tabella valori modello macro 50x50mm, k=32, e=1

Il valore di forza ottenuto è di 1,7kN ma è riferito ad un singolo contatto, si tratta del valore massimo che è stato rilevato. Facendo un breve calcolo sull'area della testa rispetto all'area di ogni singolo cubo, si ottiene che circa 18 cubi entrano in contatto con la superficie. La forza totale che si viene a creare è vicino ai 28kN. C'è però da considerare un aspetto, che in questo caso come è successo anche in alcuni modelli senza suddivisione, c'è la presenza di picchi negativi. Questo è segno di un compenetrazione della balla sulla testa, ed è sintomo di un errore nella simulazione. Quindi, il valore ottenuto manca di una parte che è stata erroneamente dissipata.

Dal grafico della figura 65 si possono vedere anche delle curve che non sono lineari.

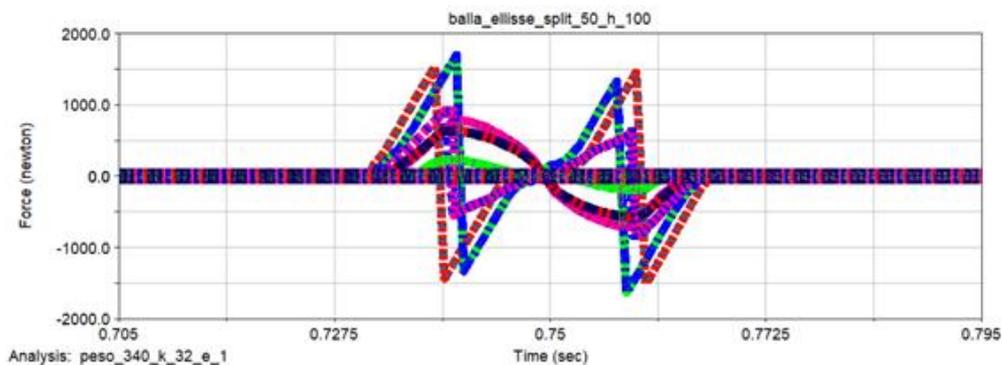


Figura 65 Grafico forza di contatto modello macro 50x50mm, k=32, e=1

La figura 66 mostra i valori dei massimi e dei minimi nel modello, se la simulazione fosse corretta, il valore di tutti i minimi sarebbe 0kN. In questo caso il valore dei minimi in molti casi è molto simile al valore di alcuni massimi.

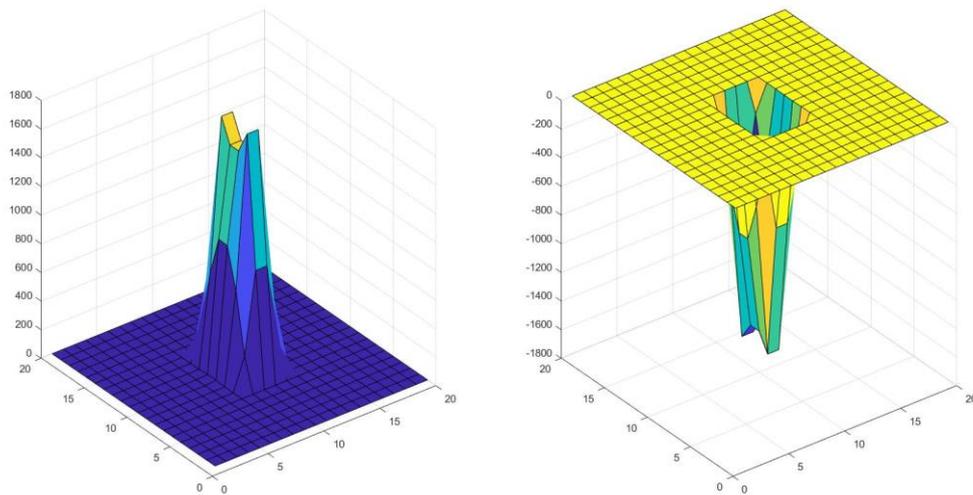


Figura 66 Valori massimi e minimi modello macro 50x50mm, k=32, e=1

Il secondo caso analizzato è sempre riguardante la palla dal peso di 340kg e rigidezza pari a 32N/mm, ma con un esponente della forza pari a 1,4.

Contatto_balla_testa	grandezze
k_area_contatto_con_testa (N/mm)	32
e (/)	1,4
c (N*s/mm)	0,2
d (mm)	0,1
F_contatto_balla_cranio (kN)	8,35

Figura 67 Tabella valori modello macro 50x50mm, k=32, e=1,4

In questo caso come, si è già notato nei casi senza suddivisione, aumentando il valore di e il valore della forza di contatto aumenta. Ma anche in questo caso, sono tuttavia presenti dei picchi negativi.

Il valore del picco maggiore della forza di contatto è circa 8kN, mentre il valore complessivo è dell'ordine dei 120kN. Molto più alto rispetto al caso con un esponente lineare.

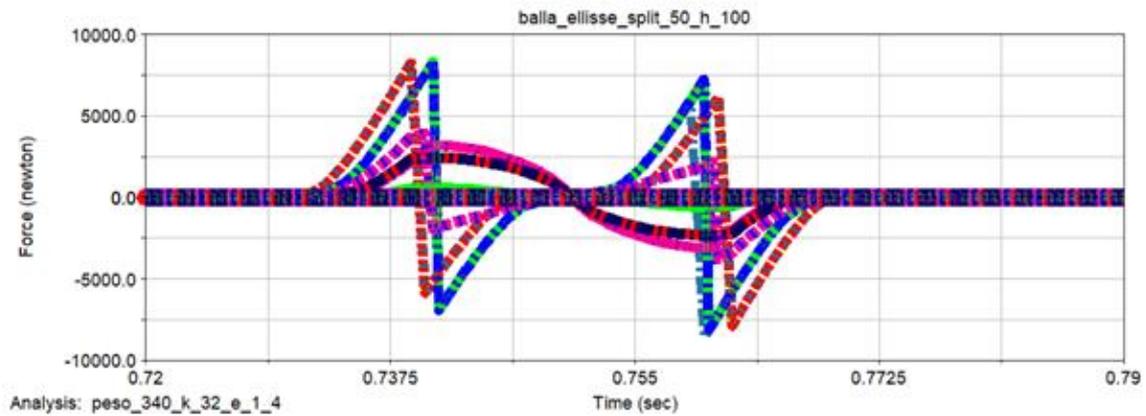


Figura 68 Grafico forza di contatto modello macro 50x50mm, $k=32$, $e=1,4$

Andando a vedere i valori dei massimi e dei minimi si può notare anche qua la presenza di minimi diversi da 0kN e con dei valori prossimi ai valori che assumono i massimi.

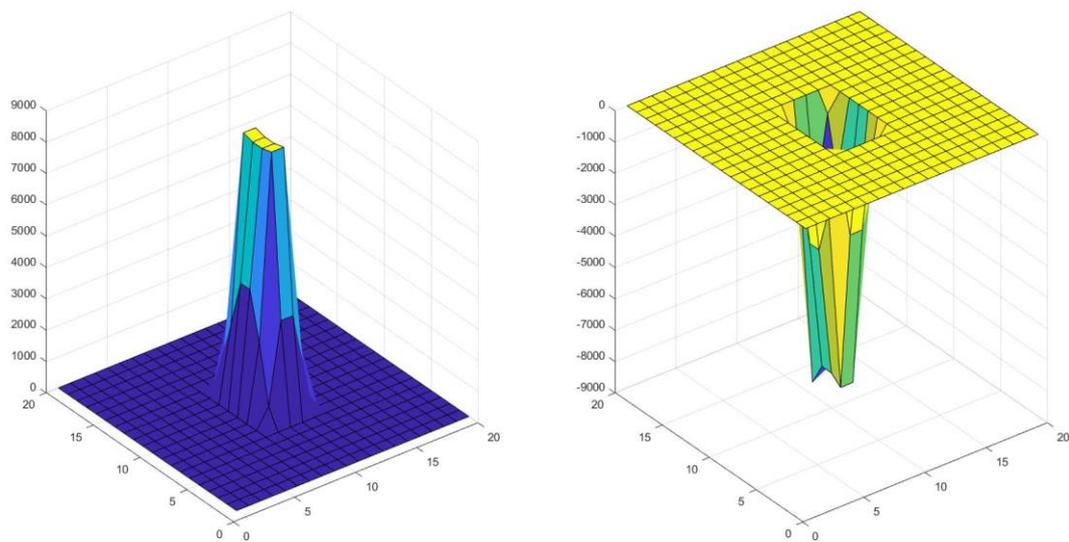


Figura 69 Valori massimi e minimi modello macro 50x50mm, $k=32$, $e=1,4$

5.3.2 Balla 1 (340kg) e rigidità ricavata da prove su cadaveri

Proseguendo, il successivo caso in esame riguarda sempre le balle di peso 340kg ma con rigidità del contatto pari a 240N/mm e con esponente della forza paria a 1.

Contatto_balla_testa	grandezze
k_area_contatto_con_testa (N/mm)	240
e (/)	1,0
c (N*s/mm)	0,2
d (mm)	0,1
F_contatto_balla_cranio (kN)	12,23

Figura 70 Tabella valori modello macro 50x50mm, k=240, e=1

La forza di contatto massima risultante è intorno ai 12kN, mentre la forza complessiva è dell'ordine dei 160kN.

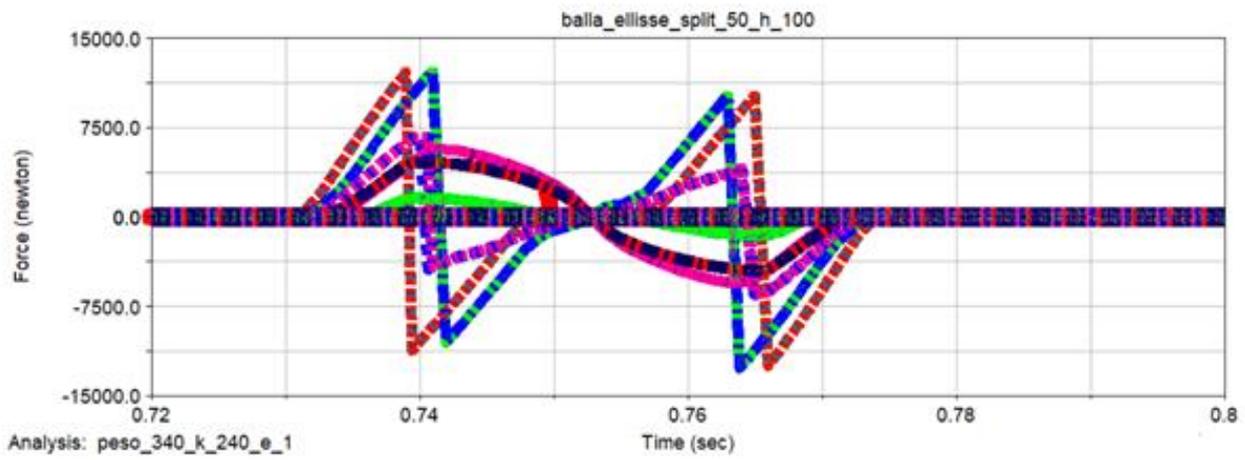


Figura 71 Grafico forza di contatto modello macro 50x50mm, k=240, e=1

Dal grafico dei massimi e dei minimi si può vedere come i minimi sono diversi da 0kN e anche in questo caso assumono valori simili ai valori dei massimi.

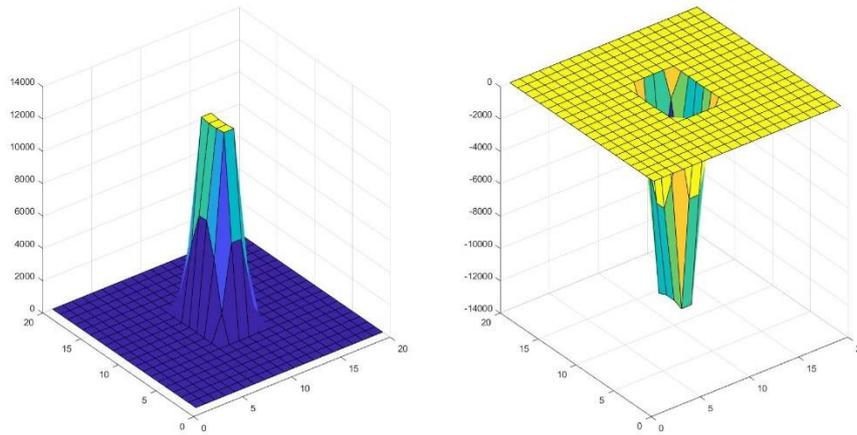


Figura 72 Valori massimi e minimi modello macro 50x50mm, $k=240$, $e=1$

Andando a cambiare l'esponente della forza e ponendolo pari a 1,4 si ottengono risultati diversi rispetto alle prove precedenti.

Contatto_balla_testa	grandezze
k_area_contatto_con_testa (N/mm)	240
e (/)	1,4
c (N*s/mm)	0,2
d (mm)	0,1
F_contatto_balla_cranio (kN)	54,65

Figura 73 Tabella valori modello macro 50x50mm, $k=240$, $e=1,4$

La forza di contatto massima risulta essere intorno a 54kN, mentre la forza complessiva è intorno ai 500kN. Questo è l'unico dei quattro casi che sono stati visti per la palla da 340kg che presenta un picco unico. Ovviamente non tutti i picchi dei contatti sono uguali.

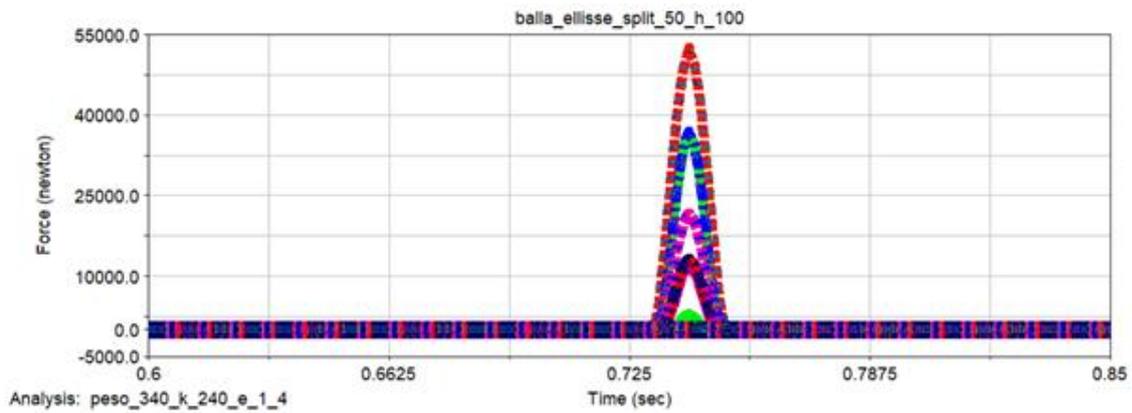


Figura 74 Grafico forza di contatto modello macro 50x50mm, $k=240$, $e=1,4$

Andando a vedere il grafico dei massimi e dei minimi del caso in esame, si può notare che anche in questo caso i minimi sono diversi da 0kN. Ma a differenza degli altri tra casi visti in precedenza, i valori che assumono i minimi sono nettamente inferiori a quelli che vengono assunti dai massimi. I minimi hanno valore dell'ordine di -0,4N, che rispetto al valore del picco della forza di contatto (54kN) è decisamente più basso.

In questo caso si può sostenere che la simulazione non è del tutto corretta, ma sicuramente l'errore commesso dal software nel suo calcolo è decisamente minore rispetto agli altri tre casi presi in esame precedentemente.

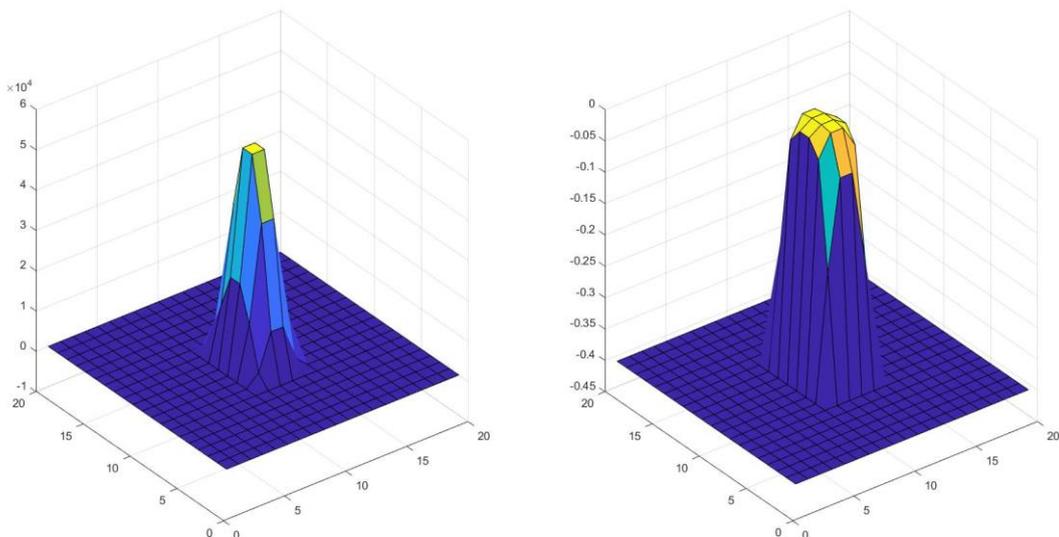


Figura 75 Valori massimi e minimi modello macro 50x50mm, $k=240$, $e=1,4$

5.3.3 Balla 2 (1200kg) e rigidezza ricavata dalle curve sperimentali

Si andrà ora ad analizzare i risultati delle balle dal peso di 1200kg, come nel caso delle balle dal peso di 340kg, verranno analizzati quattro casi, due per le rigidzze ricavate da curve sperimentali e due per le rigidzze ricavate da prove su cadaveri.

Il primo modello è quello con rigidzza ricavata da curve sperimentali sommata a quella della balla, ottenendo così una rigidzza di contatto pari a 77N/mm. L'esponente della forza in questo caso è lineare, cioè pari a 1.

Contatto_balla_testa	grandezze
k_area_contatto_con_testa (N/mm)	77
e (/)	1,0
c (N*s/mm)	0,2
d (mm)	0,1
F_contatto_balla_cranio (kN)	4,14

Figura 76 Tabella valori modello macro 50x50mm, k=77, e=1

Il picco massimo della forza di contatto è di circa 4kN, andando a vedere la forza di contatto totale sull'area di impatto si raggiunge circa un valore di circa 68kN, ma si può già vedere e notare dal grafico che le curve oltre a non essere ben delineate, risultano avere anche dei picchi negativi, al pari delle altre prove con le balle più leggere. Si ripresenta lo stesso problema che la rigidzza del contatto non è in grado di andare a sopperire al peso e all'altezza da cui parte la balla.

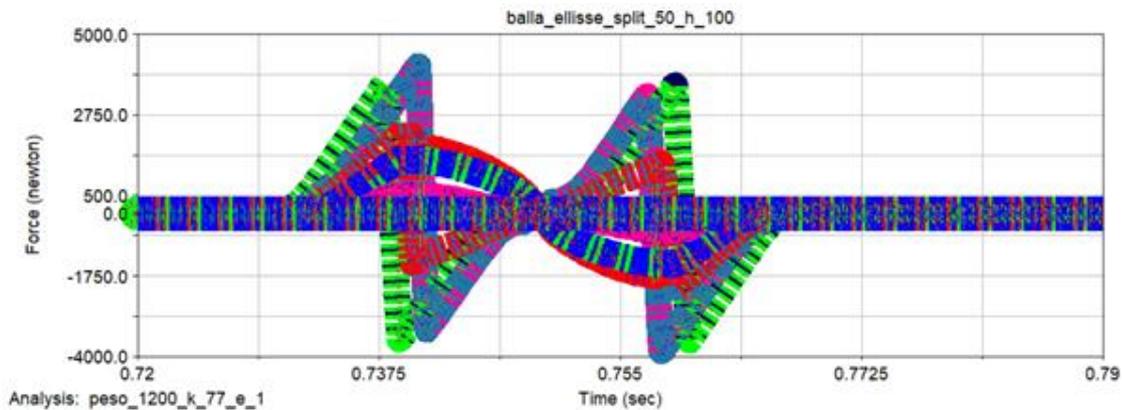


Figura 77 Grafico forza di contatto modello macro 50x50mm, k=77, e=1

Questo fatto si denota molto chiaramente nei grafici dei valori massimi e minimi, in cui si vedono molti picchi e non uno solo concentrato al centro della superficie dove effettivamente avviene il contatto. I valori dei minimi sono diversi da 0kN e molto simili ai valori che assumono i massimi.

Questo è l'unico caso in cui sono presenti nei grafici dei valori dei massimi e dei minimi diversi picchi a diversa intensità sparsi sulla superficie di contatto.

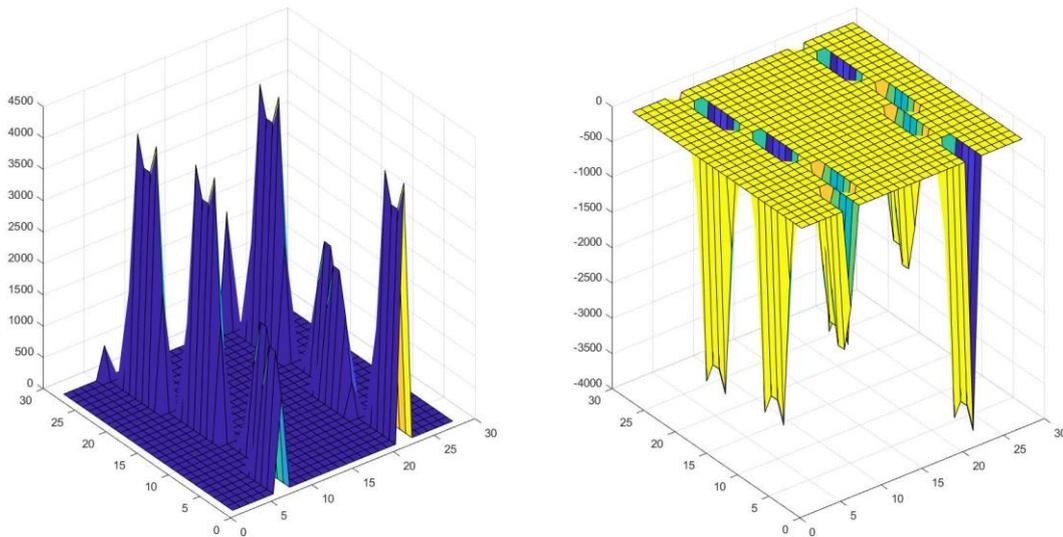


Figura 78 Valori massimi e minimi modello macro 50x50mm, k=77, e=1

Proseguendo con le prove si va a cambiare l'esponente della forza e lo si aumenta e lo si pone pari a 1,4.

Contatto_balla_testa	grandezze
k_area_contatto_con_testa (N/mm)	77
e (/)	1,4
c (N*s/mm)	0,2
d (mm)	0,1
F_contatto_balla_cranio (kN)	19,78

Figura 79 Tabella valori modello macro 50x50mm, k=77, e=1,4

In questo caso il picco della forza di contatto è circa 20kN, mentre la risultante di tutte le forze è di circa 350kN. Come nel caso precedente sono presenti picchi negativi.

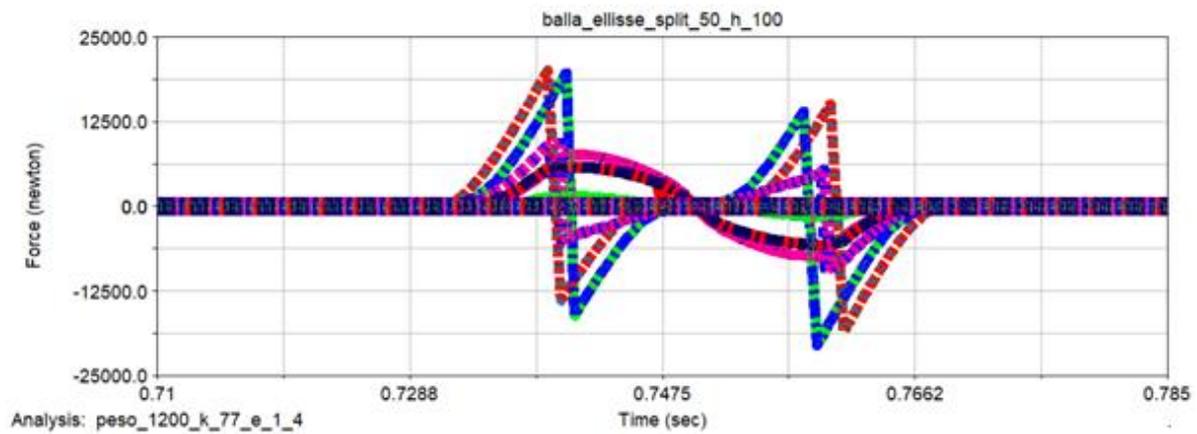


Figura 80 Grafico forza di contatto modello macro 50x50mm, $k=77$, $e=1,4$

Nei grafici dei valori massimi e minimi della forza di contatto il valori dei minimi sono diversi da 0kN e molto simili al valore dei massimi.

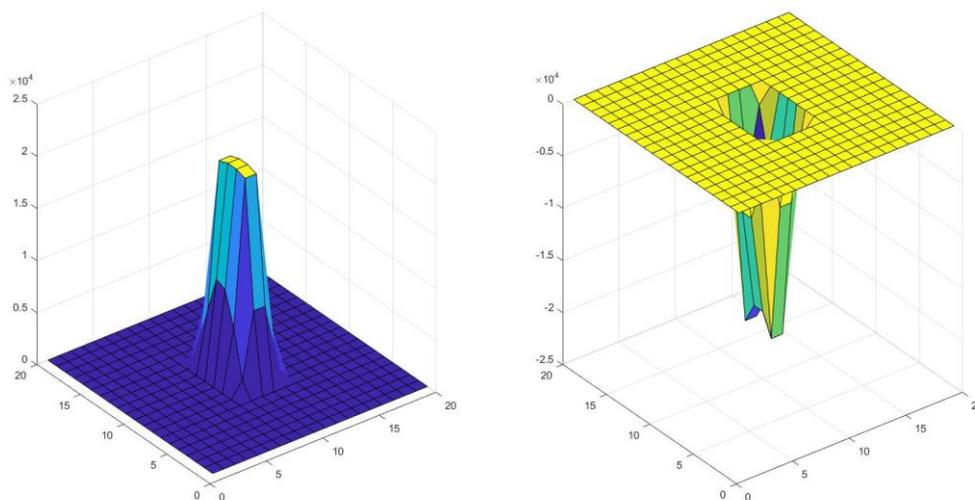


Figura 81 Valori massimi e minimi modello macro 50x50mm, $k=77$, $e=1,4$

5.3.4 Balla 2 (1200kg) e rigidezza ricavata da prove su cadaveri

Proseguendo nelle seguenti simulazioni la rigidezza utilizzata è di 285N/mm e l'esponente della forza.

Contatto_balla_testa	grandezze
k_area_contatto_con_testa (N/mm)	285,0
e (/)	1,0
c (N*s/mm)	0,2
d (mm)	0,1
F_contatto_balla_cranio (kN)	15,05

Figura 82 Tabella valori modello macro 50x50mm, k=285, e=1

La forza di contatto massima registrata è di circa 15kN, quella complessiva invece è di circa 204kN. Tuttavia, anche in questo caso sono presenti dei picchi negativi e di conseguenza una errata valutazione della forza di contatto che in questo caso viene sottostimata.

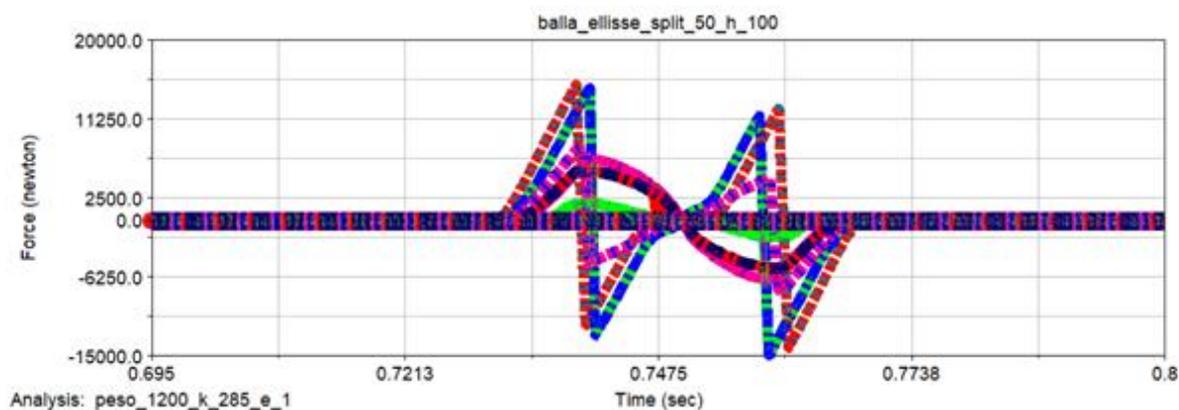


Figura 83 Grafico forza di contatto modello macro 50x50mm, k=285, e=1

Andando a guardare i grafici dei massimi e dei minimi, risulta sempre lo stesso problema, la presenza di valori minimi diversi da 0kN e molto simili ai valori assunti dai massimi della forza di contatto.

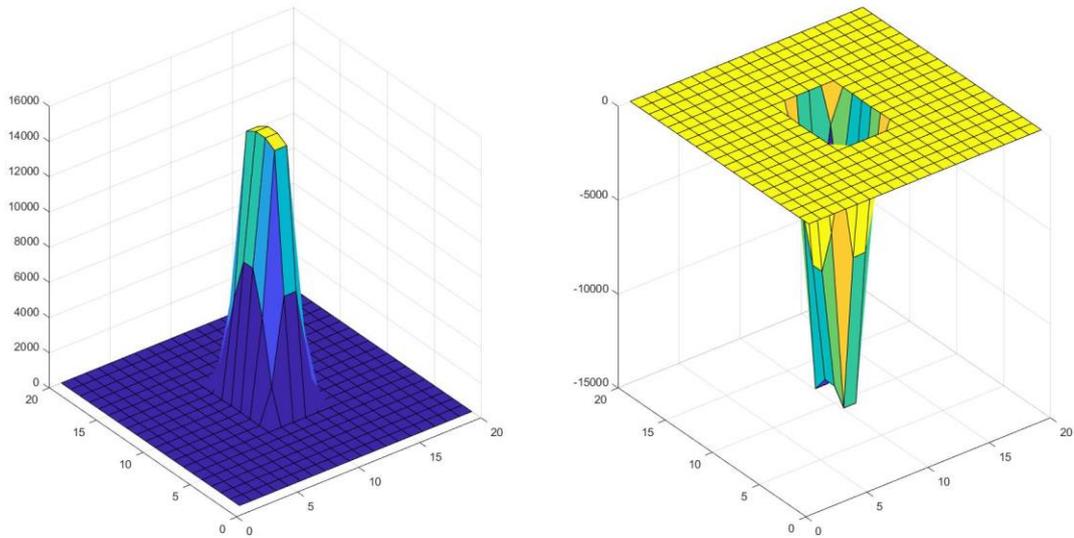


Figura 84 Valori massimi e minimi modello macro 50x50mm, $k=285$, $e=1$

In ultimo per il modello con macro 50x50mm è stato analizzato il modello della palla con peso 1200kg, rigidezza di contatto 285 N/mm e l'esponente della forza pari a 1,4.

Contatto_balla_testa	grandezze
k_area_contatto_con_testa (N/mm)	285,0
e (/)	1,4
c (N*s/mm)	0,2
d (mm)	0,1
F_contatto_balla_cranio (kN)	73,39

Figura 85 Tabella valori modello macro 50x50mm, $k=285$, $e=1,4$

La forza di contatto massima registrata è di circa 73kN, mentre quella complessiva è dell'ordine di dei 900kN.

Anche in questo ultimo caso, i picchi negativi sono presenti denotando di fatto l'impossibilità della rigidezza di contatto di sopperire al peso della palla e dall'altezza da cui essa parte.

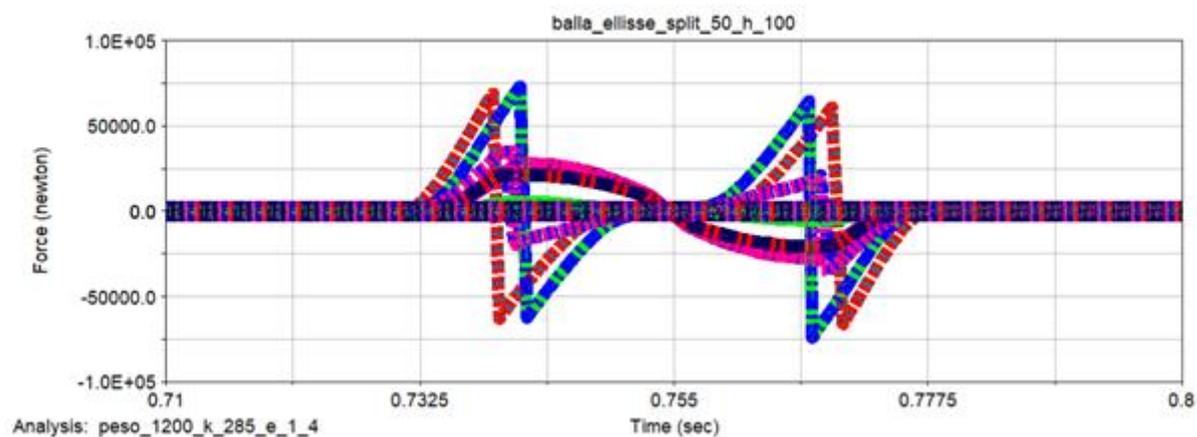


Figura 86 Grafico forza di contatto modello macro 50x50mm, k=285, e=1,4

Vedendo anche i grafici dei massimi e dei minimi sono presenti gli stessi problemi dei precedenti modelli.

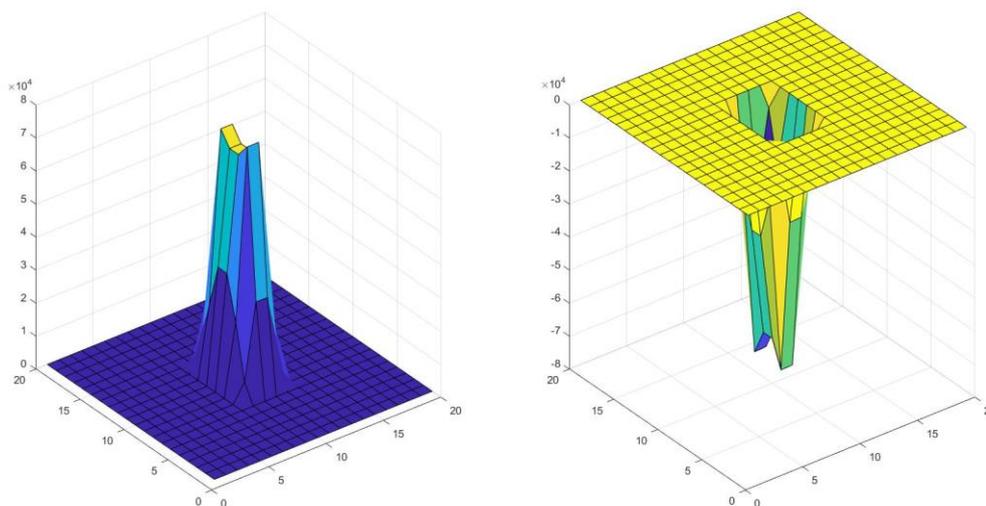


Figura 87 Valori massimi e minimi modello macro 50x50mm, k=285, e=1,4

5.4 Modello con suddivisione tramite macro (cell side 100mm)

In questo paragrafo verranno mostrati i risultati delle simulazioni dei modelli suddivisi con la macro di dimensione 100x100mm. Come nel caso non suddiviso e quello suddiviso con macro 50x50mm verranno fatta le prove sia sulle balle da 340kg che su quelle da 1200kg, per ognuna delle quali sono

state testate le rigidzze della testa sia ricavate da curve sperimentali sia da prove su cadaveri. Inoltre, per ogni classe di peso e ogni tipo di rigidzza sono stati poi provati due valori di esponente della forza.

5.4.1 Balla 1 (340kg) e rigidzza ricavata dalle curve sperimentali

il primo caso in esame è la balla più leggera quella dal peso di 340kg, la rigidzza usata in questo caso è la somma della rigidzza della balla e quella della testa derivante da curva sperimentali. Il valore della rigidzza di contatto è di 75N/mm. In questo primo modello l'esponente della forza è stato imposto pari a 1.

Contatto_balla_testa	grandezze
k_area_contatto_con_testa (N/mm)	75
e (/)	1,0
c (N*s/mm)	0,2
d (mm)	0,1
F_contatto_balla_cranio (kN)	5,61

Figura 88 Tabella valori modello macro 100x100mm, k=75, e=1

La forza di contatto massima è di circa 5,6kN. I cubi che entrano in contatto con la superficie della testa sono all'incirca 5, la forza complessiva ricavata è di circa 21kN.

Il grafico della forza di contatto non ha un andamento lineare. Non solo sono presenti i picchi negativi ma inoltre ci sono più contatti tra la balla e la testa e questo indica che la rigidzza di contatto non è sufficiente a bilanciare il peso della balla e l'altezza da cui essa parte.

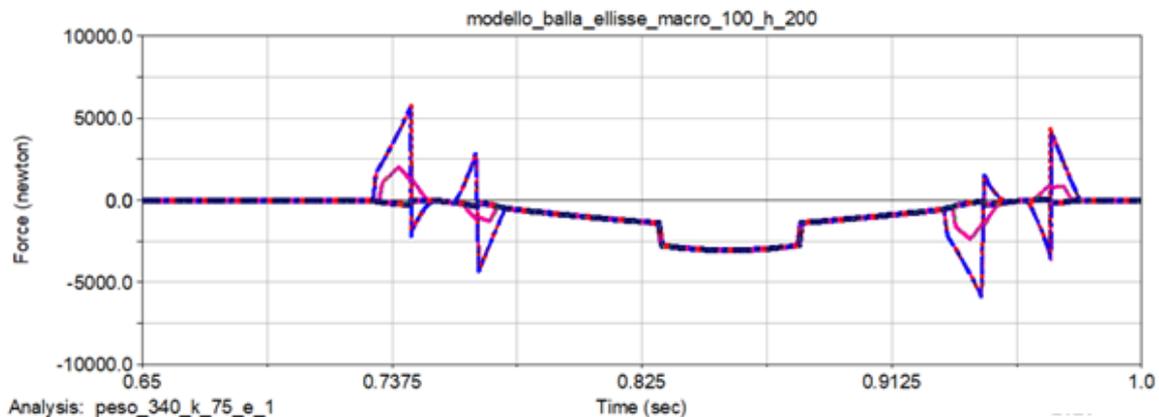


Figura 89 Grafico forza di contatto modello macro 100x100mm, k=75, e=1

Andando poi a guardare i grafici dei valori e massimi e minimi assunti dalla forza di contatto, si può notare come i minimi assumano valori diversi da 0kN e con valori molto simili ai massimi.

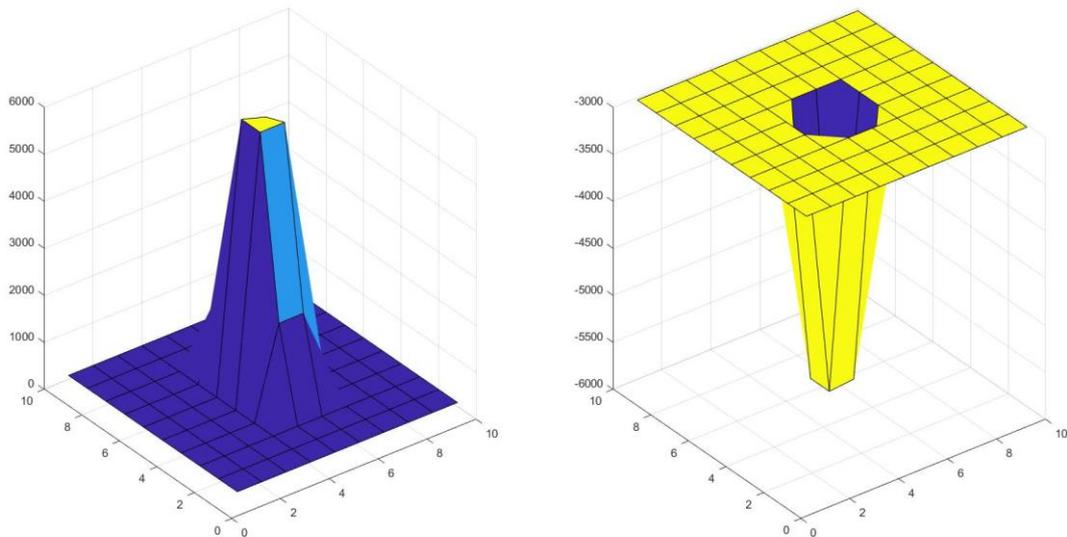


Figura 90 Valori dei massimi e dei minimi modello 100x100mm k=75, e=1

Il secondo modello valutato nel caso della rigidità di contatto della testa calcolata attraverso curve sperimentali è quello in cui viene posto l'esponente della forza pari a 1,4.

Contatto_balla_testa	grandezze
k_area_contatto_con_testa (N/mm)	75
e (/)	1,4
c (N*s/mm)	0,2
d (mm)	0,1
F_contatto_balla_cranio (kN)	32,66

Figura 91 Tabella valori modello macro 100x100mm, k=75, e=1,4

Il valore massimo assunto dalla forza di contatto è di circa 32kN, mentre il valore complessivo della forza è di circa 110kN.

Ma anche in questo caso sono presenti picchi negativi, evidenziando che la rigidità di contatto non è sufficiente e che nemmeno andando ad aumentare l'esponente della forza si riescono ad avere dei picchi ben definiti.

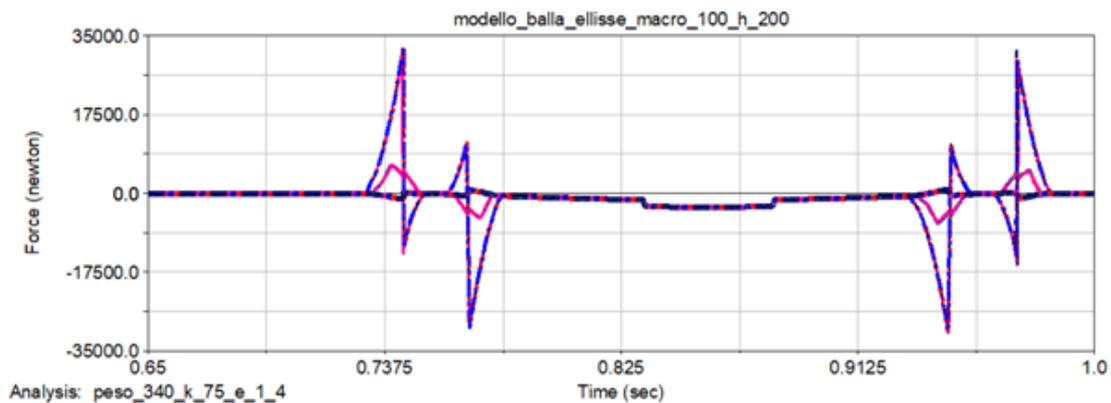


Figura 92 Grafico forza di contatto modello macro 100x100mm, k=75, e=1,4

Come anche è successo nel caso precedente anche qua andando a guardare i grafici dei valori massimi e minimi si denota la medesima situazione dei valori minimi diversi da 0kN. In questo caso i valori dei minimi seppur simili per ordine di grandezza ai massimi sono leggermente più bassi.

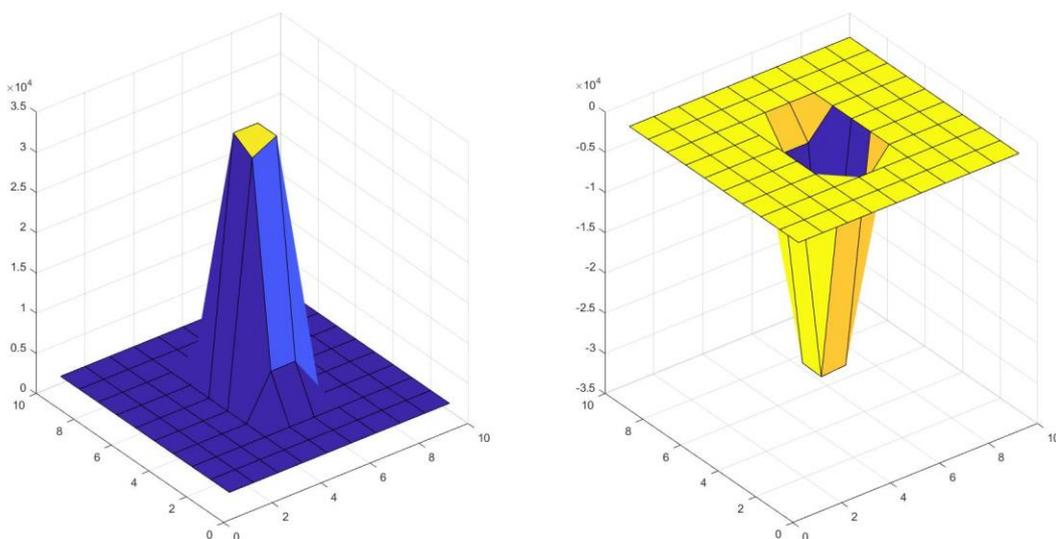


Figura 93 Valori dei massimi e dei minimi modello macro 100x100mm, k=75, e=1,4

5.4.2 Balla 1 (340kg) e rigidità ricavata da prove su cadaveri

Proseguendo sempre con le balle più leggere, il modello in esame è quello con esponente della forza pari a 1 e rigidità di contatto data dalla somma delle rigidità della palla e della testa calcolate da prove su cadaveri. La rigidità totale è quindi pari a 908N/mm.

Contatto_balla_testa	grandezze
k_area_contatto_con_testa (N/mm)	908
e (/)	1,0
c (N*s/mm)	0,2
d (mm)	0,1
F_contatto_balla_cranio (kN)	50,02

Figura 94 Tabella valori modello macro 100x100mm, k=908, e=1

La forza di contatto massima è di 50kN, mentre quella complessiva è di circa 135kN. Ma anche in questo caso sono presenti dei picchi negativi, denotando di fatto l'impossibilità della rigidità di contatto di sopperire al peso della palla e dall'altezza da cui essa parte.

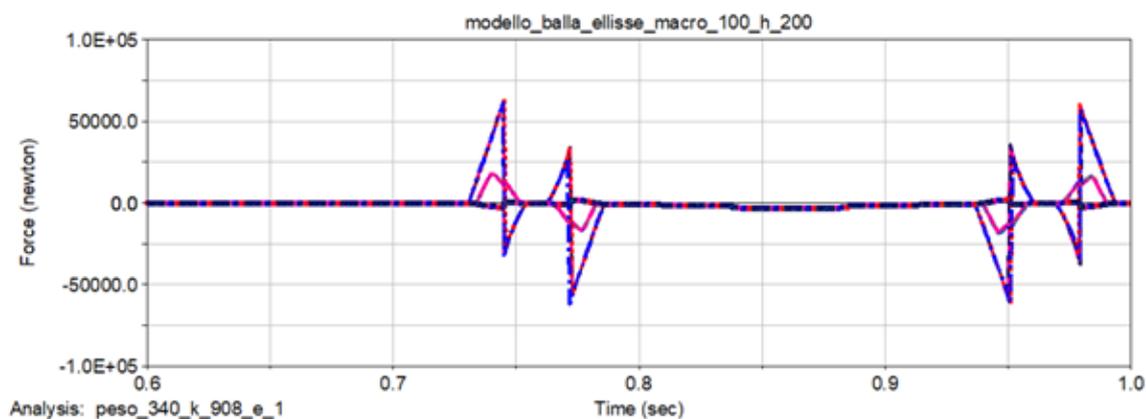


Figura 95 Grafico della forza di contatto modello macro 100x100mm, k=908, e=1

Lo stesso si può notare andando a guardare i grafici dei valori massimi e minimi della forza di contatto.

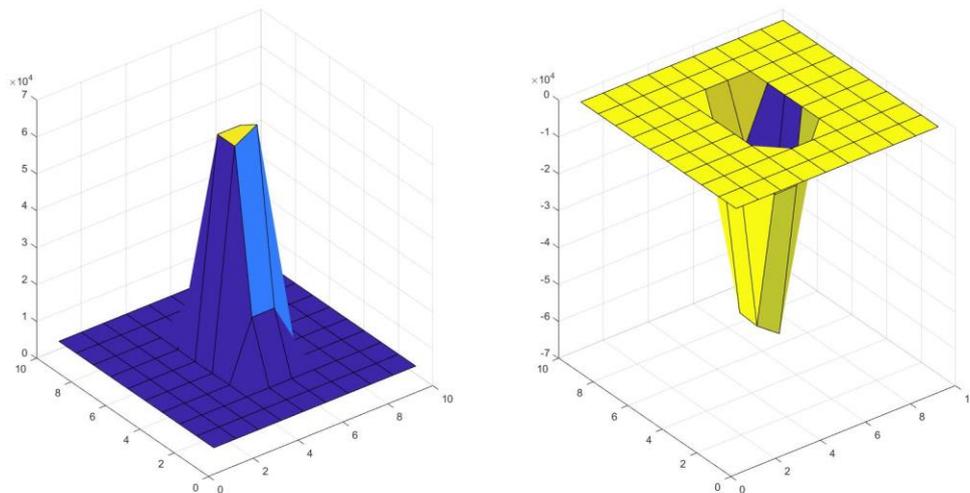


Figura 96 Valori dei massimi e dei minimi modello macro 100x100mm con $k=908$ ed $e=1$

Proseguendo si va ad aumentare il valore dell'esponente della forza ponendolo pari a 1,4 mantenendo la rigidezza pari a 908N/mm.

Contatto_balla_testa	grandezze
k_area_contatto_con_testa (N/mm)	908
e (/)	1,4
c (N*s/mm)	0,2
d (mm)	0,1
F_contatto_balla_cranio (kN)	300,03

Figura 97 Tabella valori modello macro 100x100mm, $k=908$, $e=1,4$

Il valore massimo della forza assunto è 300kN mentre quello complessivo è di circa 600kN. In questo caso sono presenti picchi unici, ma sono anche presenti picchi negativi, che però hanno dei valori molto inferiori a quelli dei massimi sono circa dell'ordine 12kN.

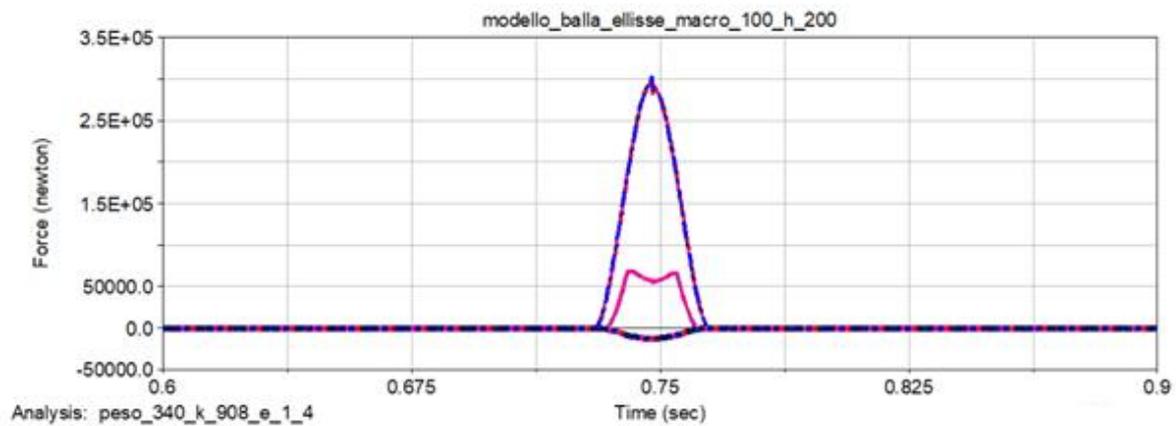


Figura 98 Grafico della forza di contatto modello macro 100x100mm, $k=908$, $e=1,4$

Questo aspetto è ben visibile anche per i grafici dei valori massimi e minimi della figura 99.

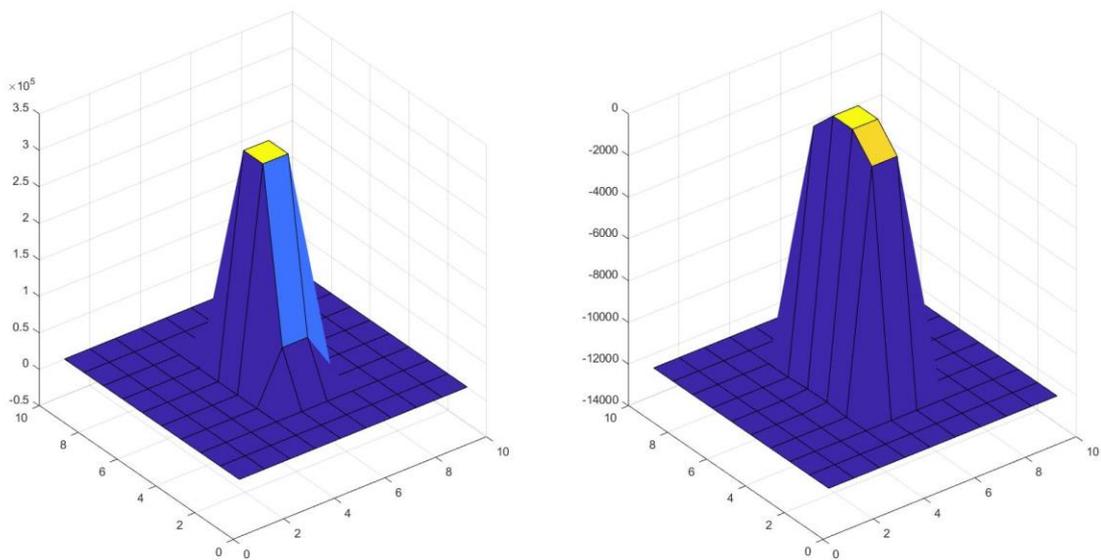


Figura 99 Valori dei massimi e dei minimi modello macro 100x100mm $k=908$ ed $e=1,4$

5.4.3 Balla 2 (1200kg) e rigidità ricavata dalle curve sperimentali

Successivamente si vanno a valutare i modelli della balla più pesante quella dal peso di 1200kg, la rigidità utilizzata è la somma della rigidità della balla e quella della testa ricavata da curva sperimentali. La rigidità totale usata nella simulazione è pari a 153N/mm. L'esponente della forza è stato posto pari 1.

Contatto_balla_testa	grandezze
k_area_contatto_con_testa (N/mm)	153
e (/)	1,0
c (N*s/mm)	0,2
d (mm)	0,1
F_contatto_balla_cranio (kN)	11,23

Figura 100 Tabella valori modello macro 100x100mm, k=153, e=1

Il valore massimo della forza di contatto è pari a 11kN, mentre quella totale è di circa 34kN. Anche in questo caso sono presenti picchi negativi.

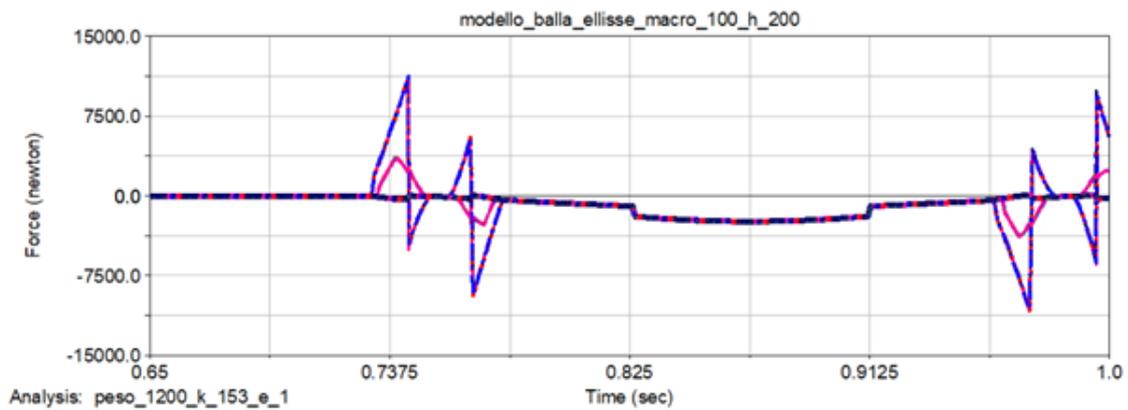


Figura 101 Grafico forza di contatto modello macro 100x100mm, k=153, e=1

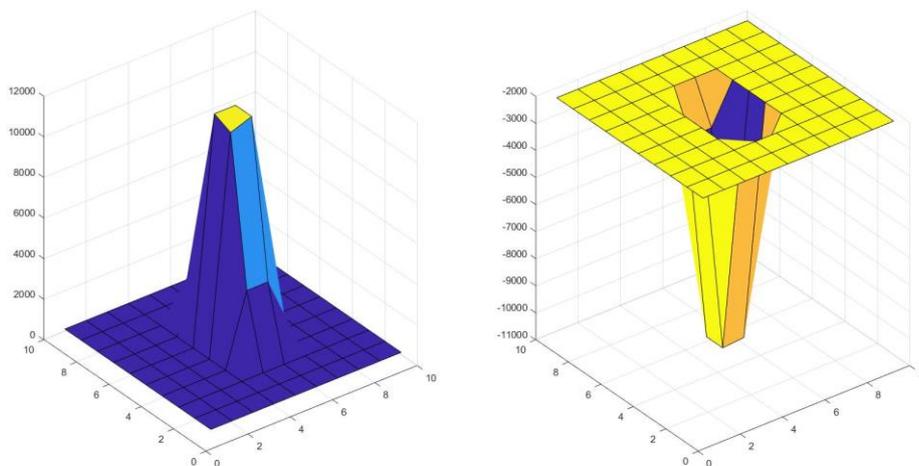


Figura 102 Valori dei massimi e dei minimi modello macro 100x100mm, k=153, e=1

Successivamente si è andato ad aumentare l'esponente della forza ponendolo pari a 1,4.

Contatto_balla_testa	grandezze
k_area_contatto_con_testa (N/mm)	153
e (/)	1,4
c (N*s/mm)	0,2
d (mm)	0,1
F_contatto_balla_cranio (kN)	68.22

Figura 103 Tabella valori modello macro 100x100mm, k=153, e=1,4

In questo caso la forza di contatto massima è pari a 68kN, mentre quella totale è pari a 140kN. Sono anche in questo caso presenti picchi negativi, dimostrando che la rigidezza non è sufficiente per sopperire al peso e all'altezza da cui cade la palla.

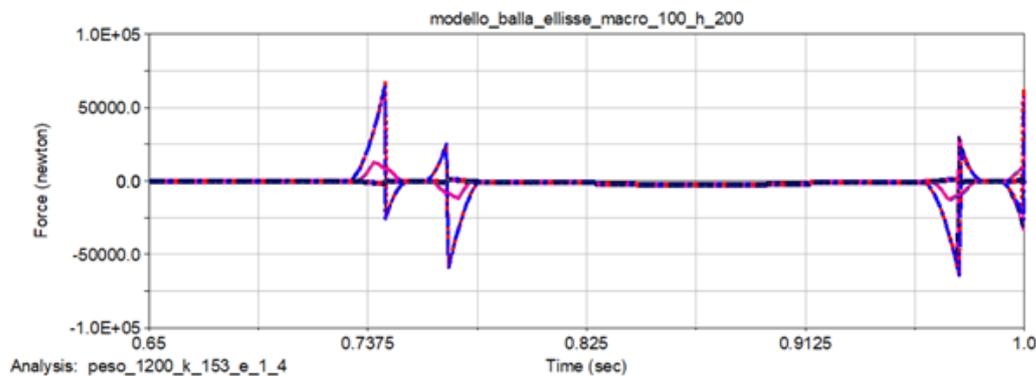


Figura 104 Grafico forza di contatto modello macro 100x100mm, k=153, e=1,4

Andando a guardare i grafici dei massimi e dei minimi, risulta sempre lo stesso problema, la presenza di valori minimi diversi da 0kN e molto simili ai valori assunti dai massimi della forza di contatto.

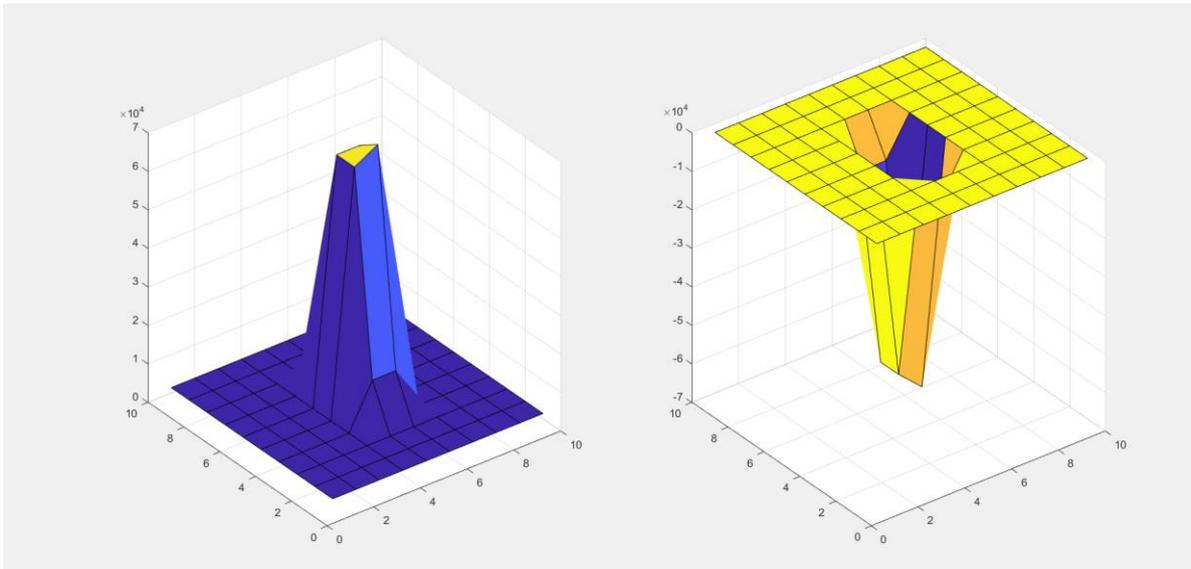


Figura 105 Valori dei massimi e dei minimi modello macro 100x100mm, k=153, e=1,4

5.4.4 Balla 2 (1200kg) e rigidità ricavata da prove su cadaveri

Le ultime due prove sono state condotte sempre sulle balle più pesanti quelle dal peso di 1200kg prima con l'esponente della forza pari a 1.

Contatto_balla_testa	grandezze
k_area_contatto_con_testa (N/mm)	986
e (/)	1,0
c (N*s/mm)	0,2
d (mm)	0,1
F_contatto_balla_cranio (kN)	70,25

Figura 106 Tabella valori modello con macro 100x100mm, k=986, e=1

Il valore massimo della forza registrato è pari a 70kN, mentre quello complessivo è pari a 170kN.

Ma anche in questo caso sono presenti picchi negativi come negli altri casi delle balle da 1200kg.

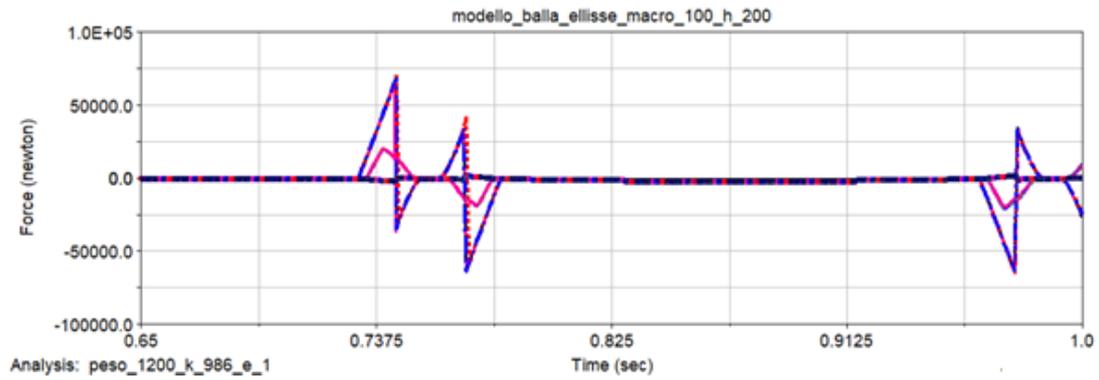


Figura 107 Grafico della forza di contatto modello macro 100x100mm, k=986, e=1

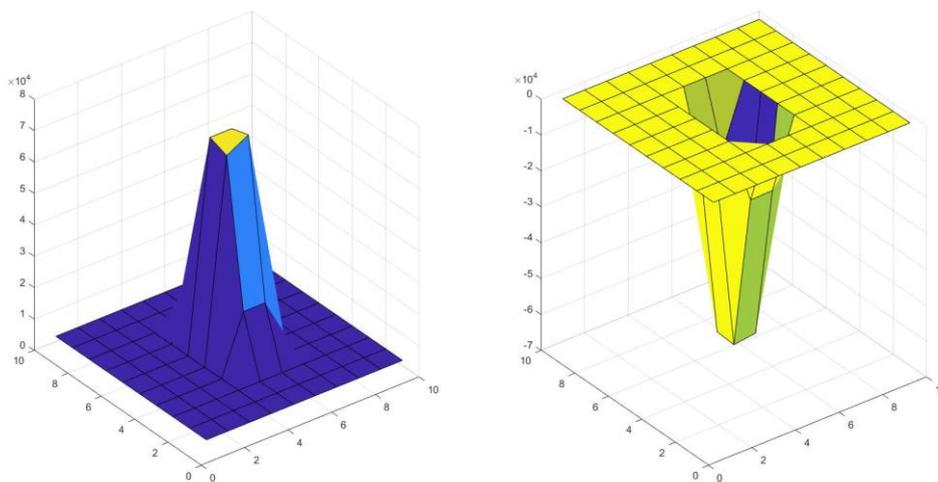


Figura 108 Valori dei massimi e dei minimi modello 100x100mm, k=986, e=1

In ultimo viene simulato il modello della balla da 1200kg ponendo l'esponente della forza pari a 1,4.

Contatto_balla_testa	grandezze
k_area_contatto_con_testa (N/mm)	986
e (/)	1,4
c	0,2
d (mm)	0,1
F_contatto_balla_cranio (kN)	431,02

Figura 109 Tabella valori modello macro 100x100mm, k=986, e=1,4

La forza di contatto massima calcolata in questo caso è pari a 431kN mentre quella complessiva è di circa 900kN. In questo caso sono presenti dei picchi singoli e più definiti.

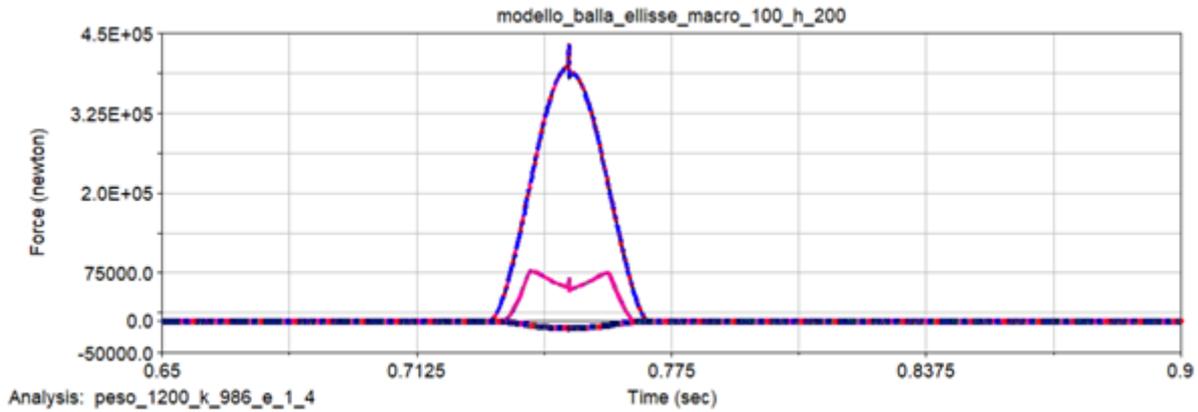


Figura 110 Grafico della forza di contatto modello macro 100x100mm, k=986, e=1,4

Sono presenti dei picchi negativi che però sono molto piccoli rispetto ai picchi dei massimi come può essere visto nei grafici dei valori massimi e minimi della forza di contatto.

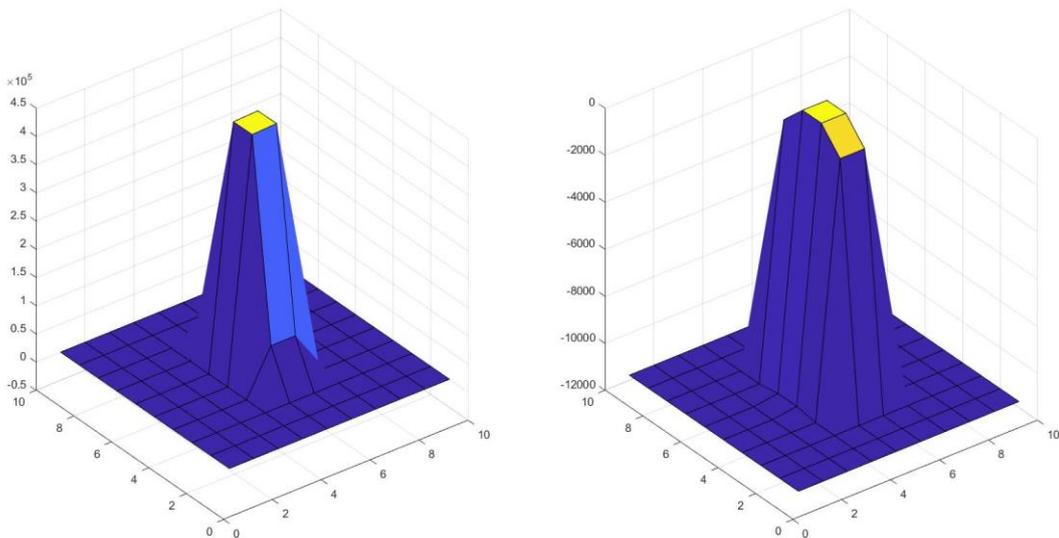


Figura 111 Valori dei massimi e dei minimi modello 100x100mm, k=986, e=1,4

Capitolo 6

Conclusioni e Sviluppi Futuri

6.1 Conclusioni

Rispetto a tutte le simulazioni condotte solo alcune possono essere considerate corrette. Come è stato evidenziato nel capitolo precedente molte volte la rigidità di contatto non è in grado di sopperire al peso e all'altezza da cui parte la palla. Questo risulta in un errato calcolo della forza di contatto da parte del software che porta a sottostimarla.

Verranno quindi confrontati i soli modelli che hanno dei picchi ben definiti e valori negativi minimi o non presenti.

Va inoltre specificato che nel lavoro che è stato svolto ci si è concentrati soprattutto sui parametri la rigidità ' k ' e l'esponente della forza ' e ', tralasciando lo smorzamento ' c '.

In tutte le simulazioni ' c ' è stato imposto molto basso, rendendo il contatto tra i due corpi quasi elastico. Questa scelta è dovuta al fatto che inserendo ' c ' si sarebbe avuto un'ulteriore grandezza che avrebbe richiesto ulteriori stime ed approssimazioni. Inoltre, l'inserimento dello smorzamento risultava difficile anche per il calcolo dello stesso per i due corpi (palla e testa). Per questo si è preferito concentrarsi sugli altri due parametri che influenzano la forza di contatto la rigidità e l'esponente della forza.

6.1.1 Balla 1 (340kg)

I modelli che hanno un picco unico per la balla di peso 340kg sono cinque di cui:

modelli	k (N/mm)	e	modello	F_max (kN)
1	119	1,4	no suddivisione	41,14
2	4043	1,0	no suddivisione	101,05
3	4043	1,4	no suddivisione	192,53
4	240	1,4	50x50mm	500,20
5	508	1,4	100x100mm	600,40

Figura 112 Tabella modelli che presentano picchi singoli balla 340kg

Solo nel primo caso la rigidezza deriva dalle curve sperimentali, mentre in tutti gli altri casi le rigidezze derivano da prove sperimentali su cadaveri.

Confrontando gli ultimi tre modelli della tabella quelli che cioè hanno tutti i valori simili tra di loro si nota che assumono valori differenti e lontani tra di loro. Andando poi a guardare i grafici si nota che nei casi in cui è presente la suddivisione i picchi non sono così netti soprattutto nel caso del modello 100x100mm.

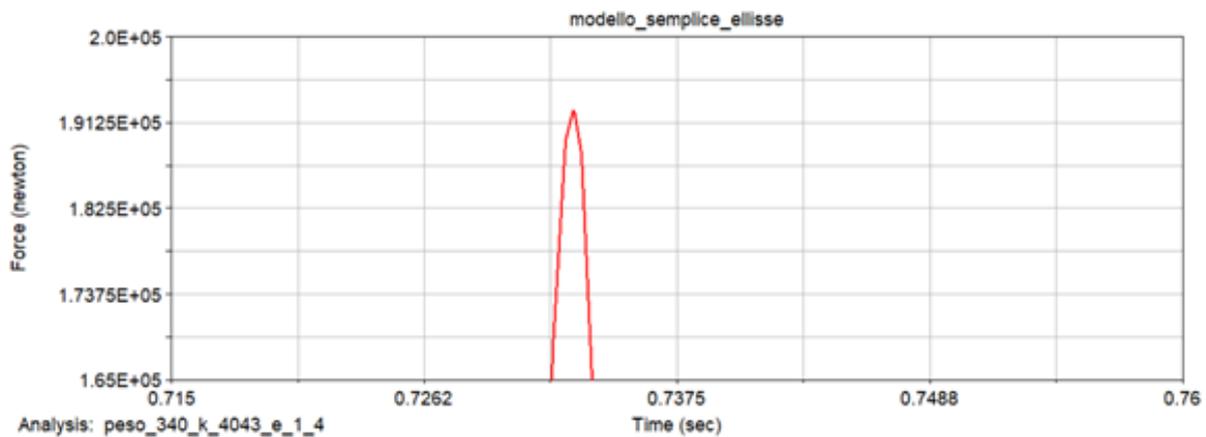


Figura 113 Grafico forza di contatto modello senza suddivisione k=4043, e=1,4

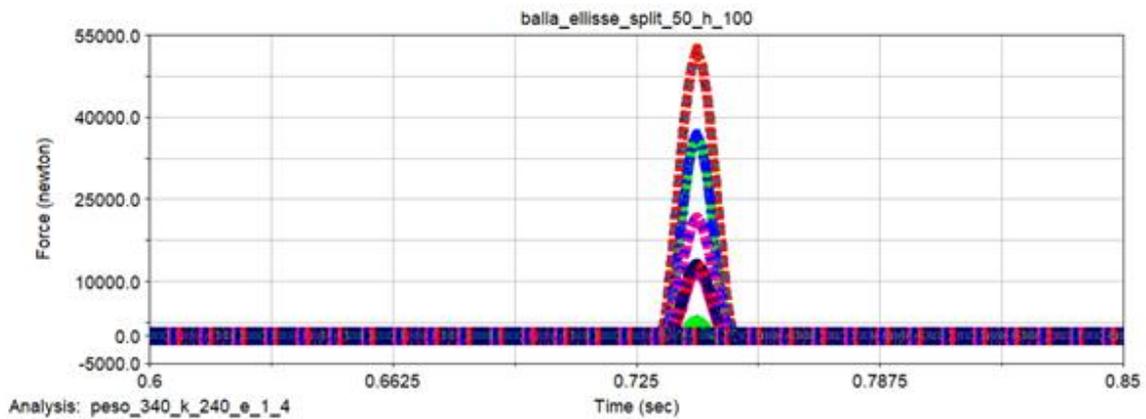


Figura 114 Grafico forza di contatto modello macro 50x50mm, $k=240$, $e=1,4$

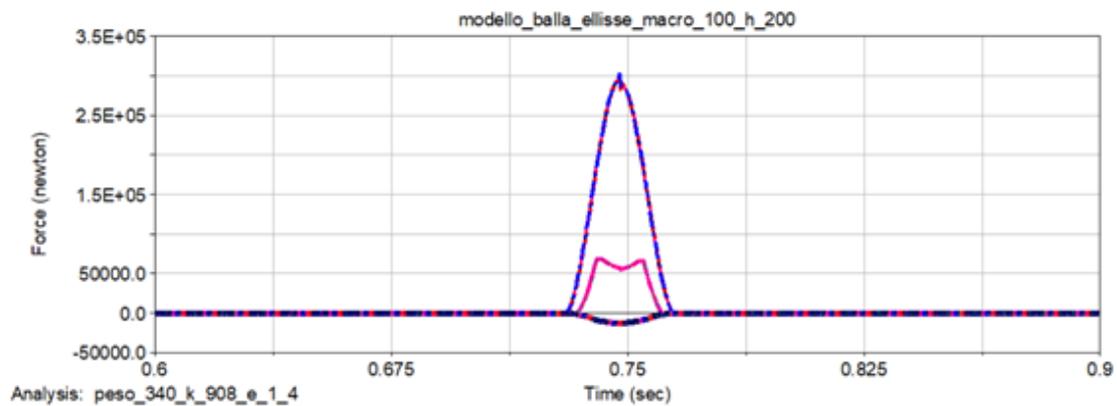


Figura 115 Grafico forza di contatto modello macro 100x100mm, $k=908$, $e=1,4$

Tutti i valori della forza di contatto dei vari modelli superano i valori che sono indicati come limite per la lesione a livello del distretto della testa. Quindi potrebbero in teoria essere tutti idonei a poter simulare un impatto testa-balla. Ma andando a vedere singolarmente i casi si tenderebbe ad escludere i modelli con la presenza di suddivisione tramite macro in quanto entrambe le suddivisioni presentano un andamento non propriamente lineare e smussato dei picchi ed inoltre entrambi hanno dei picchi leggermente negativi. Questi picchi sono sì molto più bassi dei massimi che sono stati calcolati, ma risultano comunque importanti per la forza di contatto calcolata associando una percentuale di errore maggiore rispetto a quella che si ha nel caso del modello senza suddivisione.

6.1.2 Balla 2 (1200kg)

Nel caso delle palle più pesanti ci sono solo due modelli che danno risultati con forze di contatto con picchi singoli.

Colonna1	k (N/mm)	e	modello	F_max (kN)
1	4064	1,4	no suddivisione	1077,23
2	986	1,4	100x100mm	100,11

Figura 116 Tabella modelli con forza di contatto con picco singolo balla 1200kg

In questo caso abbiamo una differenza tra i due modelli di un ordine di grandezza, in teoria visto che hanno una rigidezza proporzionata rispetto all'area di impatto, dovrebbero avere risultati almeno confrontabili.

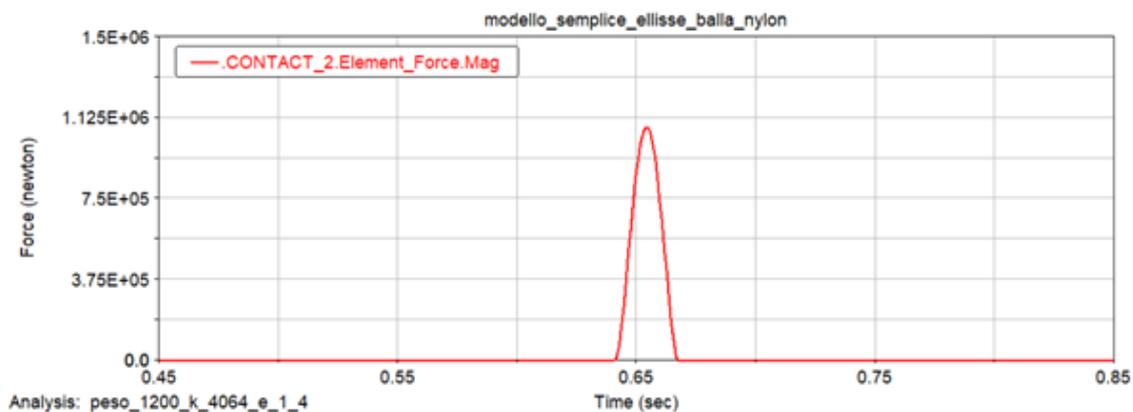


Figura 117 Grafico forza di contatto modello senza suddivisione k=4064, e=1,4

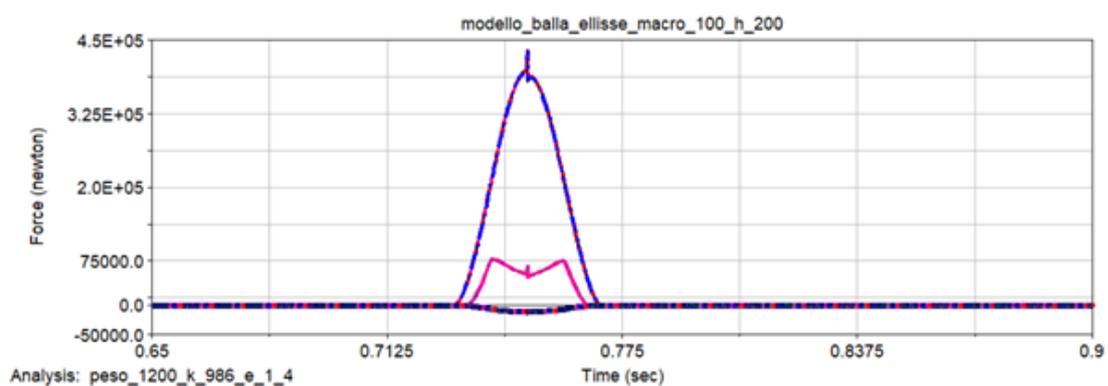


Figura 118 Grafico forza di contatto modello macro 100x100mm, k=986, e=1,4

Anche in questo secondo modello il modello da preferire sarebbe quello senza suddivisione, visto l'andamento poco lineare e con presenza di anomalie nelle curve dei modelli con macro.

6.1.3 Confronto con le forze di contatto derivate da prove sperimentali

Tutte le forze che sono state calcolate dai modelli che presentano dei picchi singoli sarebbero in grado di provocare lesioni al distretto della testa. Andando a vedere i valori presenti in letteratura siamo intorno a valori che vanno dai 5kN per le regioni più fragili fino a un valore di circa 14kN per le regioni più resistenti.

In questi modelli i valori ottenuti superano di gran lunga i valori di forza di contatto appena descritti. Bisogna però chiarire due aspetti fondamentali: il primo riguarda la dimensione della palla che è molto più grande e pesante rispetto a tutte le prove effettuate che sono presenti in letteratura, il secondo riguarda il fatto che nel caso reale la palla ha colpito contemporaneamente più distretti.

6.2 Sviluppi futuri caso in esame

Per lavori futuri si potrebbe sicuramente andare a calcolare sperimentalmente la rigidità dei due tipi di balle, questo calcolo toglierebbe una delle fonti di incertezza. Lo stesso vale anche per le rigidità della testa.

Visto che in questa fase è stato tralasciato lo smorzamento rendendo il contatto tra i due corpi quasi elastico, nei prossimi lavori si potrebbe andare a vedere l'effetto dello smorzamento sulla forza.

Sarebbe anche molto utile andare a fare delle prove sperimentali con pesi e dimensioni simili al caso in esame, per corroborare i risultati della simulazione che sono sì molto più alti rispetto a quelli evidenziati come possibili valori di forza di contatto che provoca lesioni a livello della testa, ma bisogna considerare che tutti i valori di forza di contatto che sono stati calcolati su prove sperimentali sono stati fatti con oggetti molto più piccoli di quello che c'è nel caso trattato.

Inoltre, si potrebbe provare a rendere il modello più complesso andando a creare una geometria simile a quella dell'evento che è accaduto. In questo caso si è analizzato lo scenario più estremo possibile, cioè la palla che cade su una testa già poggiata a terra, mentre il sistema dell'incidente occorso è leggermente più complesso.

Questo modello del corpo umano è stato realizzato tramite degli ellissoidi che simulano i vari distretti del corpo. È stato realizzato per poter studiare un caso di analisi di caduta dall'alto (Pascoletti et al., 2019).

6.3 Sviluppi futuri nella biomeccanica forense

Nella biomeccanica forense come già accennato nel capitolo 1 ci sono numerose incertezze date proprio dal fatto che si ha a che fare con un sistema multicorpo con tantissime parti in gioco. Bisognerebbe lavorare in maniera sinergica su più distretti, affiancando alla parte della simulazione tramite software ove è possibile la parte con prove sperimentali, che molte volte aiutano a capire se si è sulla direzione giusta.

È comunque complicato andare a validare i processi di simulazione che tentano di riprodurre un incidente occorso sul corpo umano, non considerando tutti gli elementi in gioco. Ma capita che a volte molti dati non si conoscano.

Bisognerebbe cercare di trovare un metodo sufficientemente robusto per provare la validità della simulazione.

Inoltre, nei modelli multicorpo sarebbe importante riuscire a inserire le forze muscolari, che in qualsiasi tipo di incidente entrano in atto. Attualmente è molto difficile poter aver quel tipo di simulazioni integrate con le funzionalità muscolari data l'incertezza dei dati di partenza da inserire, ma molti gruppi di ricerca stanno lavorando affinché questo sia possibile in un futuro prossimo.

Sitografia

Immagini

Immagine 5: <http://www.marialuisaruberto.com/2017/01/31/fratture-della-base-cranica/>

Immagine 6: https://www.gastroepato.it/segni_neurologici_trauma_cranico.htm

Immagine 13: <https://www.mayoclinic.org/diseases-conditions/broken-ribs/symptoms-causes/syc-20350763>

Immagine 20,21: <https://www.mscsoftware.com/it/product/adams>

Immagine 22: <https://altairhyperworks.com/partner/madymo>

Immagine 24: https://simtk.org/projects/mb_knee/

Immagine 25: <https://simtk.org/projects/runningsim>

Citazioni

[1] <https://www.hgexperts.com/expert-witness-articles/forensic-biomechanics-the-science-of-injury-causation-42580>

[2] <https://www.sciencedirect.com/topics/materials-science/multibody-dynamics>

[3] <https://www.mscsoftware.com/it/product/adams>

[4] <https://tass.plm.automation.siemens.com/madymo-human-models>

[5] <https://simtk.org/whatIsSimtk.php>

Bibliografia

- J. Giesbers: "Contact Mechanics in MSC ADAMS. A technical evaluation of the contact models in multibody dynamics software MSC ADAMS".
- Engin AE. Keynote Lecture: Forensic Biomechanics. Atti del XVIII Congresso dell'International Society of Biomechanics, Zurigo, Svizzera, 8-13 luglio 2001.
- Flores P., Lankarani M.H., Contact Force models for multibody Dynamics, ISBN 978-3-319-30897-5, DOI 10.1007/978-3-319-30897-5, Springer International Publishing Switzerland 2016.
- Frigo C. "Biomeccanica Forense: panoramica delle competenze", Traumatologia Forense 3/2016
- King I. A., Fundamentals of impact biomechanics: Part I – Biomechanics of the head, neck, and thorax, Annu. Rev. Biomed. Eng. 2000. 02:55-81.
- King I. A., Fundamentals of impact biomechanics: Part II – Biomechanics of the abdomen, pelvis, and lower extremities, Annu. Rev. Biomed. Eng. 2001. 3:27-55.
- Nahum A.M., M.D., Gadd. C. W., M.S., Schneider D.C., M.S., Kroell C.K., The Biomechanical Basis for chest impact protection: I. force-deflection characteristic of the thorax, The journal of trauma, 1971, Vol. 11, No 10.
- Schmitt K.-U., Nieder P., Muser M., Walz F., Trauma biomechanics, Accidental injury in traffic and sports, ISBN 978-3-540-73872-5 Springer Berlin Heidelberg New York, 2004, 2007.
- Sherman A. M., Seth A., Delp S. L., Simbody: Multibody dynamics for biomedical research, Procedia IUTAM. 2011; 2:241-261.
- Adamec, J. (2006). Numerical simulation in biomechanics - a forensic example. *Acta Gymnica*, 36(4), 3338. https://gymnica.upol.cz/artkey/gym2006040004_Numerical_simulation_in_biomechanics-a_forensic_example.php
- Allsop, D. L., Warner, C. Y., Wille, M. G., Schneider, D. C., & Nahum, A. M. (2018). *Facial Impact Response — A Comparison of the Hybrid 1 1 Dummy and Human Cadaver*.
- Asgharpour, Z., Baumgartner, D., Willinger, R., Graw, M., & Peldschus, S. (2014). The validation and application of a finite element human head model for frontal skull fracture analysis. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 33(1), 16–23. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2013.02.010>
- Cormier, J., & McNally, C. (2016). *The Tolerance of the Frontal Bone to Blunt Impact*. 133(February 2011), 1–7. <https://doi.org/10.1115/1.4003312>
- Delille, R., Lesueur, D., Potier, P., Drazetic, P., & Markiewicz, E. (2007). Experimental study of the bone behaviour of the human skull bone for the development of a physical head model. *International Journal of Crashworthiness*, 12(2), 101–108. <https://doi.org/10.1080/13588260701433081>
- Freeman, M. D., & Kohles, S. S. (2010). Applications and limitations of Forensic Biomechanics: A Bayesian perspective. *Journal of Forensic and Legal Medicine*, 17(2), 67–77. <https://doi.org/10.1016/j.jflm.2009.09.006>

- Hardy, W. N., Khalil, T. B., & King, A. I. (1994). Literature review of head injury biomechanics. *International Journal of Impact Engineering*, 15(4), 561–586. [https://doi.org/10.1016/0734-743X\(94\)80034-7](https://doi.org/10.1016/0734-743X(94)80034-7)
- Kit, E. R. (2010). Fundamentals of E Cohealth. *Braunwald's Heart Disease*, 10/E, 1–20. <https://doi.org/10.1016/B978-1-4557-5134-1.00001-9>
- Kroell, C. K., Schneider, D. C., & Nahum, A. M. (1974). Impact tolerance and response of the human thorax II. *SAE Technical Papers*. <https://doi.org/10.4271/741187>
- Mao, H., Zhang, L., Jiang, B., Genthikatti, V. V., Jin, X., Zhu, F., Makwana, R., Gill, A., Jandir, G., Singh, A., & Yang, K. H. (2013). Development of a finite element human head model partially validated with thirty five experimental cases. *Journal of Biomechanical Engineering*, 135(11). <https://doi.org/10.1115/1.4025101>
- Nyquist, G. W., Cavanaugh, J. M., Goldberg, S. J., & King, A. I. (1986). Facial impact tolerance and response. *SAE Technical Papers*. <https://doi.org/10.4271/861896>
- Pascoletti, G., Catelani, D., Conti, P., Cianetti, F., & Zanetti, E. M. (2019). Multibody Models for the Analysis of a Fall From Height: Accident, Suicide, or Murder? *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 7(December), 1–12. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2019.00419>
- Pinnoji, P. K., & Mahajan, P. (2007). Finite element modelling of helmeted head impact under frontal loading. *Sadhana - Academy Proceedings in Engineering Sciences*, 32(4), 445–458. <https://doi.org/10.1007/s12046-007-0034-6>
- Veloso, A., Esteves, G., Silva, S., Ferreira, C., & Brandão, F. (2006). Biomechanics modeling of human musculoskeletal system using adams multibody dynamics package. *Proceedings of the Fourth IASTED International Conference on Biomedical Engineering, 2006*, 401–407.
- Wach, W., & Unarski, J. (2014). Fall from height in a stairwell - mechanics and simulation analysis. *Forensic Science International*, 244, 136–151. <https://doi.org/10.1016/j.forsciint.2014.08.018>
- Yoganandan, N., Pintar, F. A., Sances, A., Walsh, P. R., Ewing, C. L., Thomas, D. J., & Snyder, R. G. (1995). Biomechanics of Skull Fracture. *Journal of Neurotrauma*, 12(4), 659–668. <https://doi.org/10.1089/neu.1995.12.659>

Ringraziamenti

Giunta alla fine di questo percorso ritengo doveroso ringraziare coloro che mi sono stati vicini.

In primis, volevo ringraziare il Professor Alberto Audenino per avermi dato la possibilità di svolgere questa tesi che mi ha coinvolto dal primo momento in cui ho iniziato a lavorarci.

Volevo ringraziare l'ingegnere Giancarlo Dichio per avermi aiutato in questo periodo di svolgimento della tesi.

A mio papà Manolis, dedico tutto questo percorso, lo ringrazio per tutto ciò che ha fatto, tutto il sostegno, il supporto e i consigli preziosi che ha saputo darmi in tutti i miei anni al Politecnico. Lui è e sarà sempre il mio modello, il mio numero uno, l'ingegnere più capace e competente che io abbia mai conosciuto. Sarei felice se un giorno raggiungessi anche solo un terzo dei suoi successi.

A mia mamma Angelica, creatura paziente, generosa e altruista, che molte volte riusciva a percepire tutto dai miei silenzi, che ha compreso i miei sfoghi e ha perdonato sempre la mia rabbia e irruenza nei momenti difficili, la ringrazio perché persone come lei, al mondo, ne esistono poche.

A mia nonna Maria, che anche se quest'anno sono ben 16 anni che non c'è più, so che è sempre stata al mio fianco, mi ha sostenuto e dato la sua forza. E anche se, avrebbe voluto che diventassi medico, forse perché ingegneria biomedica ai tempi ancora non c'era, sono sicura che oggi sarebbe fiera di me.

A mia zia Amalia, mia confidente, la persona in grado di scuotermi con una semplice frase, grazie, perché sei sempre al mio fianco ascolti le mie "paturnie" e sai sempre consigliarmi e farmi vedere le cose da un'altra prospettiva.

A mio zio Teo, che è sempre un modello per me, perché ha saputo affrontare tutte le difficoltà che la vita gli ha messo davanti con onestà, forza e non abbandonando mai i suoi principi.

A mio cugino Telemaco, ragazzo di incredibile forza ma anche di empatia. Gli auguro di trovare la sua strada e che questa lo renda immensamente felice.

A miei cari coinquilini, attuali e passati, di casa Campana: Claudia, Dario, Elisabetta, Flavia, Giulia, Leonardo, grazie per essere sempre stati al mio fianco, per avermi supportato e sopportato in tutti questi anni insieme, i legami che abbiamo creato vanno al di là dell'essere semplici coinquilini. In

particolare, grazie a Claudia per avermi sempre ascoltato quando ne avevo bisogno e avermi sempre consigliato per il meglio. Grazie a Dario che mi è stato accanto in uno dei momenti più difficili per me, ti voglio bene nonostante tu sia di fede milanista. Ringrazio anche Flavia per essere diventata in così poco tempo così fondamentale.

Alla mia cara amica Elisa, compagna di scorribande e foto assurde, che è una confidente e anche una delle mie migliori amiche. Amiamo spesso definirci, amiche di seconda generazione, ma sicuramente noi siamo la migliore.

A Giorgia, che siamo nate e cresciute insieme, ci siamo perse e poi ritrovate grazie a un matrimonio, e spero continueremo questa nostra amicizia negli anni a venire.

A Laura, anima bella e pura che ha sempre un'influenza positiva su di me, i nostri infiniti viaggi in macchina da Arona a Torino sono indimenticabili.

Alle mie più care amiche in questo percorso. A Silvia, compagna di viaggi e di disavventure al politecnico che abbiamo sempre sdrammatizzato insieme.

A Deniz così simile, ma così diversa da me, ci siamo conosciute quasi per caso prima di un esame ma abbiamo continuato tutto il resto del nostro percorso insieme.

A Greta, compagna di karaoke e di pranzi dove ci siamo lamentate all'infinito di quante ingiustizie ci fossero ad ingegneria.

A Margherita una delle prime persone conosciute al politecnico, questo percorso non sarebbe stato lo stesso senza di te e senza Marta, la mia cara amica ritardataria, che nemmeno la svizzera è riuscita a rendere puntuale, speriamo ci pensi l'Inghilterra, ma nutro seri dubbi in proposito.

A tutte le persone che ho conosciuto in questo percorso e che l'hanno reso così meraviglioso, tra cui Alessia, Alice, Clelia, Domiziana, Gerardina, Giada, Elisa, Mattia, Roberta, Stefano, Tania.

Ai miei compagni di francese che, in questi mesi di sola tesi, sono riusciti ad allietare le mie giornate e a strapparmi una risata anche nei momenti più difficili.

A Tiziana, Paola, Raffaello, Andrea, Francesco, Martina, Ilaria e adesso anche la piccola Chloe, per avermi sempre accolto come se fossi parte della famiglia, facendomi sentire a casa.

A Maria, la mia madrina, eccentrica, imprevedibile e fenomenale, è sempre la regina della festa e come impara le lingue straniere lei, nessuno mai.

A Nadia, a cui voglio un bene immenso, che considero come una di famiglia. A lei, Aggelos e Filippo.

A Teo.

A Tzeni, che è sempre stata come una mamma, ha saputo sempre consigliarmi ed è l'unico architetto a cui ho permesso di aiutarmi con il disegno tecnico.

A Foteini mia amica di infanzia, che mi ha sempre spinto a migliorarmi e a non accontentarmi mai.

A Nefeli anche se ci vediamo poco, siamo sempre connesse e ci supportiamo l'un l'altra.

A tutti coloro che mi sono stati accanto, a tutti coloro che hanno creduto in me, che mi hanno spronato, consigliato e appoggiato nelle mie scelte.

A Torino, la mia amata città, sei stata teatro di cinque anni della mia vita, e hai reso tutto indimenticabile.

Infine, forse il grazie più importante va a me stessa, per averci creduto, per non aver mai mollato, per tutti gli ostacoli superati, e per tutto ciò che sono riuscita a conquistare. Questo traguardo rappresenta solo l'inizio perché sono convinta che il meglio debba ancora venire.

Volevo concludere con una citazione:

"Young people aren't complacent. We don't put our feet up. We don't sit still. Whatever the game is, we like to win. And once we win, we get a new game. We push ourselves. It doesn't matter how much we achieve. If you're a climber there's always another mountain. They take pictures of mountain climbers at the top of a mountain. They're smiling, ecstatic, triumphant. They don't take pictures along the way 'cause who wants to remember the rest of it. We push our self because we have to, not because we like it. The relentless climb, the pain and anguish of taking it to the next level. Nobody wants to remember. We just wanna remember the view from the top. The breathtaking moment at the edge of the world. That keep us climbing. And it's worth the pain. That's the crazy part. It's worth anything."