

POLITECNICO DI MILANO
Facoltà di Ingegneria Industriale
Corso di Laurea in Ingegneria Meccanica



**Studio di un sistema per la protezione del collo di
motociclisti**

Relatore: G. Mastinu

Co-relatore:

Tesi di Laurea di:
Antonio PIERRO matr.754998

Anno Accademico 2012 - 2013

*“Dal profondo della notte che mi avvolge, Nera come un pozzo da un polo
all’altro, Ringrazio qualunque dio esista Per la mia anima invincibile.*

*Nella feroce morsa delle circostanze Non ho arretrato né gridato. Sotto i
colpi d’ascia della sorte Il mio capo è sanguinante, ma non chino.*

*Oltre questo luogo d’ira e lacrime Incombe il solo Orrore delle ombre, E
ancora la minaccia degli anni Mi trova e mi troverà senza paura.*

*Non importa quanto stretto sia il passaggio, Quanto piena di castighi la vita,
Io sono il padrone del mio destino: Io sono il capitano della mia anima”*

Indice

Sommario	IX
Abstract	XII
Introduzione	XIV
1 Stato dell'arte dei dispositivi di protezione per il collo	1
1.1 Dati sugli incidenti stradali	8
1.2 Costi sociali	10
2 Anatomia umana	13
2.1 Il collo	13
2.2 Indici di danneggiamento	18
2.2.1 Abbreviated Injury Scale (AIS)	18
2.2.2 Indici di danneggiamento della testa	19
2.2.3 Indici di danneggiamento del collo	22
2.3 Manichino vs Uomo	25
3 Il Dispositivo per la protezione del collo	27
3.1 Principi di funzionamento	27
4 Prove sperimentali	31
4.1 Prove dinamiche	34
4.1.1 Layout di prova	36
4.1.1.1 Posizionamento	36
4.1.2 Strumentazione	38
4.1.2.1 Hybrid III	39
4.1.2.2 Dati manichino	41
4.1.2.3 Pendolo	44
4.1.2.4 Cella di carico	45
4.1.2.5 Sistema di acquisizione	46
4.1.2.6 Lettura risultati	46

4.2	Impatto frontale	47
4.2.1	Prove senza dispositivo con casco standard	49
4.2.2	Prove senza dispositivo con casco rinforzato	50
4.2.3	Prove con dispositivo	51
4.2.4	Prove con dispositivo su cui è stato applicato un gel smorzante	53
4.2.5	Prove con lo stesso casco del dispositivo	54
4.3	Impatto laterale	56
4.3.1	Prove senza dispositivo con casco standard	57
4.3.2	Prove senza dispositivo con casco rinforzato	58
4.3.3	Prove con dispositivo	60
4.3.4	Prove con dispositivo su cui è stato applicato un gel smorzante	61
4.3.5	Prove con lo stesso casco del dispositivo	63
4.4	Analisi dei risultati	64
4.4.1	Riproducibilità delle prove	64
4.4.2	Prove Frontali 142 cm - Confronto con e senza il dispo- sitivo	65
4.4.3	Prova Frontale h=162 cm - Confronto con e senza il dispositivo	71
4.4.4	Prova Laterale h=162 cm - Confronto con e senza il dispositivo	78
4.4.5	Prova Laterale h=193 cm - Confronto con e senza il dispositivo	85
5	Modello numerico	89
5.1	Introduzione	89
5.2	SimMechanics	89
5.2.1	Metodo di integrazione	91
5.3	Modello	91
5.3.1	Multibody	92
5.3.2	Modellazione manichino	94
5.3.3	Modellazione pendolo	98
5.3.4	Contatto casco-impattatore	99
5.3.5	Modellazione dispositivo	102
5.3.6	Dati Modello	103
6	Taratura e validazione del modello matematico	107
6.1	Taratura del modello	107
6.2	Validazione del modello di simulazione	109

7	Utilizzo del modello in campo automobilistico	113
7.1	Simulazione incidente	114
7.2	Risultati	116
7.2.1	Confronto simulazione longitudinale	116
7.2.2	Confronto simulazione laterale	118
	Conclusioni	121
	Bibliografia	123

Elenco delle figure

1.1	Collare Hans	2
1.2	Collari protettivi -Leatt, Alpinestar	4
1.3	Collari protettivi - Alpinestar, Ktm	5
1.4	Collari protettivi BMW, Omega	6
1.5	Collari protettivi - Dainese, Evs	7
1.6	Percentuale incidenti	8
1.7	Statistiche sulle vittime di incidenti stradali	9
1.8	Grafico sui costi provocati da un incidente stradale	10
2.1	Struttura delle vertebre	14
2.2	Le prime due vertebre: atlante, epistrofeo	14
2.3	Movimenti naturali del collo	15
2.4	Piani anatomici di riferimento	16
2.5	Possibili sollecitazioni sulle vertebre	17
2.6	Wayne State Tolerance Curve	20
2.7	Curve di Gambit al variare delle accelerazioni trasversali e rotazionali	22
2.8	Hybrid III	25
4.1	Schematizzazione pendolo	33
4.2	Sistema di riferimento	37
4.3	Piastra d'acciaio su cui viene appoggiato il manichino	38
4.4	Hybrid III-Dettaglio sul collo	40
4.5	Andamento rigidità del collo in estensione	42
4.6	Andamento rigidità del collo in flessione	42
4.7	Andamento rigidità laterale del collo	43
4.8	Pendolo	44
4.9	Cella di carico	45
4.10	Prova frontale	48
4.11	Casco Standard-Frontale 142cm	49
4.12	Casco Rinforzato-Frontale 142cm	50
4.13	Casco Rinforzato-Frontale 162cm	51

4.14	Dispositivo-Frontale 142cm	52
4.15	Dispositivo-Frontale 162cm	52
4.16	Dispositivo con gel-Frontale 142cm	53
4.17	Dispositivo con gel-Frontale 162cm	54
4.18	Casco Dispositivo-Frontale 142cm	55
4.19	Casco Dispositivo-Frontale 162cm	55
4.20	Prova Laterale	57
4.21	Casco Standard-Laterale 162cm	58
4.22	Casco Rinforzato-Laterale 162cm	59
4.23	Casco Rinforzato-Laterale 193cm	59
4.24	Dispositivo-Laterale 162cm	60
4.25	Dispositivo-Laterale 193cm	61
4.26	Dispositivo con gel-Laterale 162cm	62
4.27	Dispositivo con gel-Laterale 193cm	62
4.28	Casco Dispositivo-Laterale 162cm	63
4.29	Casco Dispositivo-Laterale 193cm	64
4.30	Ripetibilità delle prove	65
4.31	Confronto con e senza dispositivo-142 cm Forza longitudinale .	66
4.32	Confronto con e senza dispositivo-142 cm Forza verticale . . .	67
4.33	Confronto con e senza dispositivo-142 cm Accelerazione frontale	68
4.34	Confronto con e senza dispositivo-142 cm Accelerazione verticale	69
4.35	Confronto con e senza dispositivo-142 cm Momento sul collo .	70
4.36	Confronto con e senza dispositivo-142 cm Indice Nij	70
4.37	Confronto con e senza dispositivo-142 cm Indice Nkm	71
4.38	Confronto con e senza dispositivo-162 cm Forza longitudinale .	72
4.39	Confronto con e senza dispositivo-162 cm Forza verticale . . .	73
4.40	Confronto con e senza dispositivo-162 cm Accelerazione frontale	74
4.41	Confronto con e senza dispositivo-162 cm Accelerazione verticale	75
4.42	Confronto con e senza dispositivo-162 cm Momento sul collo .	76
4.43	Confronto con e senza dispositivo-162 cm Indice Nij	77
4.44	Confronto con e senza dispositivo-162 cm Indice Nkm	78
4.45	Confronto con e senza dispositivo-162 Forza laterale	79
4.46	Confronto con e senza dispositivo-162 Forza laterale	80
4.47	Confronto con e senza dispositivo-162 Accelerazione laterale .	81
4.48	Confronto con e senza dispositivo-162 Accelerazione verticale .	82
4.49	Confronto con e senza dispositivo-162 Momento sul collo . . .	83
4.50	Confronto con e senza dispositivo-162 Indice Nij	84
4.51	Confronto con e senza dispositivo-162 Indice Nkm	85
4.52	Confronto con e senza dispositivo-193 Indice Nkm	86
4.53	Confronto con e senza dispositivo-193 Indice Nij	87

5.1	Modello completo-blocchi principali	90
5.2	Schema modello multibody	92
5.3	Schematizzazione 3D del manichino con SimMechanics	94
5.4	Modello Torso	95
5.5	Modello Collo	96
5.6	Generico sistema multibody	97
5.7	Modello Casco	98
5.8	Modello Pendolo	98
5.9	Blocco forza di contatto	100
5.10	Calcolo forza di contatto	101
5.11	Body	103
6.1	Impatto frontale 142cm-sperimentazione(blu), simulazione(rosso)	110
6.2	Impatto frontale 162cm-sperimentazione(blu), simulazione(rosso)	110
7.1	Segnale di accelerazione in ingresso	115
7.2	Movimenti della testa e delle vertebre in seguito all'accelerazione	115
7.3	Simulazione frontale-Forze sul collo	116
7.4	Simulazione frontale-Accelerazioni della testa	117
7.5	Simulazione frontale-Posizione della testa e Momenti sul collo .	117
7.6	Simulazione laterale-Forze sul collo	118
7.7	Simulazione laterale-Accelerazioni della testa	119
7.8	Simulazione laterale -Posizione della testa e Momenti sul collo .	119

Elenco delle tabelle

1.1	Statistica incidenti stradali	8
1.2	Costi sociali dovuti agli incidenti stradali	11
1.3	Altri costi	12
2.1	Scala di valutazione AIS	19
2.2	Valori di riferimento ISS	20
2.3	Valori limite per tipologia di manichino	23
4.1	Sintesi modalità di prova	35
4.2	Cella di carico-dati tecnici	46
4.3	Caratteristiche del sistema di acquisizione	46
5.1	Massa dei corpi rigidi modellati	104
5.2	Tensore d'inerzia dei corpi rigidi modellati	104
5.3	Posizione del baricentro dei corpi rigidi modellati	105
5.4	Tipo di vincolo tra i corpi modellati	105

Sommario

La sicurezza stradale è un argomento sempre di grande attualità e di grande interesse.

Sono migliaia gli incidenti che ogni anno si registrano in Italia e ogni anno si cerca di far qualcosa per aumentare la sicurezza.

Le maggiori vittime di incidenti sono i motociclisti, essi oltre ad avere lo svantaggio di guidare un veicolo instabile, sono anche meno protetti rispetto agli automobilisti.

In particolare, la parte del corpo che risulta meno protetta è il collo.

In questo lavoro si è cercato di sviluppare un dispositivo che serva proprio a proteggere il collo dei motociclisti in caso di incidente.

Il primo passo per lo sviluppo è stato quello di caratterizzare il dispositivo mediante prove sperimentali, si è perciò costruito un prototipo che si è utilizzato per alcuni test.

Queste prove, oltre a dare un primo feedback sul comportamento del dispositivo sono servite anche per lo sviluppo di un modello matematico.

Tale modello dovrà servire a simulare il comportamento del dispositivo durante un incidente stradale.

Perché il modello sia valido dovrà riprodurre quello che succede nella realtà, perciò dopo aver fatto le prove sperimentali, è stato sviluppato il modello di simulazione e alla fine sono stati confrontati i risultati.

Una volta che il modello è stato validato, è stato utilizzato per provare a simulare un incidente automobilistico.

Lo scopo di questo lavoro è stato quello di testare il dispositivo, sviluppare il modello e validarlo e infine provare ad utilizzare il modello per altre applicazioni.

Abstract

Road safety is always a topic of great interest.

There are thousands of accidents that occur every year in Italy and in the rest of world, so every year it is trying to do something to increase security.

Major accident victims are motorcyclists , as well as they have the disadvantage of driving a vehicle unstable , they are also less protected than motorists.

In particular, the part of the body that is less protected is the neck .

In this work it is tried to develop a device that serves just to protect the neck of motorcyclists in the event of an accident.

The first step in the development has been to characterize the device by means of experimental tests, has therefore built a prototype that was used for some tests .

These tests , in addition to providing a first feedback on the behavior of the device are also served for the development of a mathematical model .

This model will be used to simulate the behavior of the device during a car accident.

Because the model is valid must reproduce what happens in real life, so after doing the tests, was developed the simulation model and in the end the results were compared .

Once the model was validated , it was used to try to simulate an automobile accident.

The aim of this work was to test the device, develop and validate the model and then try to use the model to other applications.

Introduzione

In Italia ogni anno centinaia di migliaia di persone sono coinvolte in un incidenti stradali, l'ACI e l'ISTAT cercano di quantificare il numero di sinistri studiando le cause e i danni provocati alle persone e alle cose.

Sebbene negli ultimi anni gli sforzi per garantire la sicurezza stradale stiano portando buoni frutti, i dati restano allarmanti il che vuol dire che c'è ancora tanto lavoro da fare per riuscire un giorno ad avere delle strade sicure.

Partendo da questi dati e focalizzando l'attenzione sui motociclisti, principali vittime della strada, si è cercato un modo per diminuire il rischio di infortuni e di conseguenza diminuire il numero di perdite umane.

Analizzando l'equipaggiamento disponibile per chi va in moto, si può notare l'altissimo grado di sicurezza raggiunto, ormai esistono protezioni per la testa, per la schiena e per il torace, ma quello che manca ancora è una valida protezione per il collo.

Uno dei motivi di questa mancanza è sicuramente la complessità di progettazione, in quanto sarebbe assurdo pensare di bloccare il collo di un motociclista, ma allo stesso tempo è difficile pensare a un sistema che lasci libertà di movimento e contemporaneamente riesca a salvaguardarlo in caso di incidente.

Il lavoro svolto in questa tesi punta proprio allo sviluppo di un dispositivo del genere; il prototipo per la sicurezza passiva per il collo dei motociclisti è stato progettato nel Dipartimento di Veicoli Terrestri del Politecnico di Milano.

Inoltre questo tipo di idea può essere sviluppata anche per differenti applicazioni, non è infatti da scartare l'eventualità di poter estendere l'utilizzo del dispositivo agli utilizzi automobilistici.

In questo testo si può comprendere come è stata sviluppato il progetto, quali mezzi sono stati usati per verificarne il funzionamento e come può continuare in futuro lo sviluppo di tale meccanismo.

Nel primo capitolo verrà esposto lo stato dell'arte e verranno esposte delle statistiche riguardanti gli incidenti stradali.

Nel capitolo 2 ci sarà qualche accenno sull'anatomia umana, in particolare su come è strutturato il collo e verranno definiti gli indici per quantificare il danno subito da un essere umano conseguentemente ad un trauma.

Dopo aver chiarito i motivi della nascita del prototipo, si andrà a spiegare il funzionamento del dispositivo evidenziando i punti di forza e spiegandone i principi di funzionamento, questo sarà fatto nel capitolo 3.

Si passerà poi, nel capitolo 4, a mostrare il funzionamento reale del dispositivo, grazie a prove sperimentali fatte con il primo prototipo, cercando di comprendere se i benefici attesi in fase di progetto sono reali.

Nel capitolo 5 Si descriverà il modello matematico creato per avere la possibilità di svolgere diverse modalità di simulazione senza dover ricorrere ogni volta ad altre dispendiose (in termini di tempo e di costi) prove in laboratorio.

Verrà illustrato nel capitolo 6 come il modello è stato tarato e validato, infatti il modello per poter essere considerato valido deve rispecchiare ciò che accade nella realtà, nella fattispecie deve fornire gli stessi risultati che si sono ottenuti a seguito delle prove sperimentali.

Infine, nell'ultimo capitolo, verrà utilizzato il modello appena validato per simulare un incidente automobilistico e in questo modo provare ad esprimere le potenzialità del dispositivo anche sulle quattro ruote.

Capitolo 1

Stato dell'arte dei dispositivi di protezione per il collo

I sistemi di protezione del collo hanno una storia recente in quanto vengono sviluppati sul finire del secolo scorso, i più utilizzati sono certamente gli airbag.

Ne esistono in commercio modelli di diverse forme, a seconda delle parti del corpo che intendono tutelare: dal semplice coprispalla, che protegge solo spalle e collo, fino ai giubbini che proteggono anche torace e schiena.

In letteratura (e in minima parte anche in commercio) è possibile trovare svariate soluzioni per la protezione del collo da utilizzare in ambito automobilistico o motociclistico.

In generale l'obiettivo di tali dispositivi è quello di limitare le forze agenti sul collo durante un incidente; in campo automobilistico i dispositivi studiati trovano applicazione quasi esclusivamente in ambito agonistico; tipicamente gli impatti più critici sono quelli frontali o quasi-frontali, questo perché la presenza del sedile (dotato di orecchie laterali) lascia libera principalmente al rotazione e lo spostamento della testa in direzione longitudinale nel senso di marcia del veicolo.

In campo motociclistico invece l'utilizzo dei dispositivi di protezione del collo, benché ad oggi limitato, non è esclusivo delle competizioni per svariati motivi: in primo luogo, come verrà mostrato nel seguito, i dispositivi prevedono l'utilizzo del casco (a differenza delle automobili obbligatorio per la guida di tutti i motocicli), in secondo luogo i motociclisti sono più avvezzi all'utilizzo di elementi di protezione personale quali abbigliamento con protezioni per le giunture, para-schiena, ecc...

Da ultimo in un incidente motociclistico le lesioni dovute a traumi cervicali hanno un'incidenza rilevante per la natura stessa della dinamica dell'impatto: se il motociclista urta con il capo un elemento rigido, quale un altro

veicolo o la strada, esso è protetto dal casco ma le forze agenti si scaricano inevitabilmente sul collo.

- Per quanto riguarda l'applicazione automobilistica le soluzioni presenti in letteratura, in linea di principio, prevedono l'utilizzo di un casco e un elemento vincolato al busto dell'utilizzatore collegato a sua volta al casco che limitino le escursioni del capo; il dispositivo più utilizzato (ormai reso obbligatorio nelle principali competizioni automobilistiche sia nazionali sia internazionali) è il collare Hans. Esso riduce il rischio di fratture nel sistema testa-collo soprattutto quella della base cranica. Inizialmente è stato studiato per le vetture di Formula 1 e poi ottimizzato anche per le altre competizioni, quali GranTurismo, Nascar, Rally. L'Hans è costituito da un giogo, realizzato in fibra di carbonio, opportunamente sagomato per appoggiarsi sulle spalle e scendere sulla parte anteriore del busto, mentre nella parte posteriore si sviluppa risalendo fino a dietro al casco. Il giogo si vincola al corpo grazie all'utilizzo delle cinture di sicurezza presenti sulla vettura, venendo interposto tra il corpo e le cinture stesse, in caso di urto l'inerzia del corpo spinto in avanti comprime la parte anteriore del collare sulle cinture. All'estremità superiore della parte posteriore del collare sono invece vincolati i cinghietti che, tramite appositi attacchi si impegnano nel casco.[2]



Figura 1.1: Collare Hans

Questo dispositivo è particolarmente efficace per urti frontali, limitando lo spostamento del casco (e quindi del capo) rispetto al torso, i suoi principali limiti risiedono nella necessità di utilizzo delle cinture di sicurezza (che lo

rendo assolutamente inutilizzabile in campo motociclistico), nell'inefficacia in caso di urti verticali che comportino la compressione della colonna vertebrale e nel limitare i movimenti possibili della testa rispetto al torso.

Diversi sono i dispositivi per impiego automobilistico pensati sulla falsariga dell' Hans; alcuni non prevedono l'impiego di un collare ma vincolano direttamente il casco alla tuta (opportunamente rinforzata) o ad una sorta di imbrago tramite una serie di lacci.

Rispetto al collare Hans essi risultano meno efficaci in quanto dipendono fortemente dal vicolo che si riesce a realizzare con il corpo.

Di contro alcuni di essi prevedono dei lacci laterali e sono in grado quindi di contenere anche le forze trasversali.

Da segnalare un dispositivo, sempre simile all'Hans, basato sullo stesso brevetto, in cui il collare si estende anche lateralmente rispetto alla testa e delle apposite cinghie realizzano dei vincoli laterali.

Questi dispositivi in generale permettono tramite l'adozione di cinghie di ritenuta realizzate in materiali appositamente studiati, di realizzare un allungamento delle stesse associato ad una dissipazione di energia, oltre alla possibilità di interporre un collarino più o meno rigido tra il giogo ed il casco per supportate dei carichi di compressione sulla colonna vertebrale.

Da ultimo altri dispositivi partono da un' idea diversa rispetto a quella fino a qui esposta: essi prevedono l'impiego di un elemento (simile ad un casco) di dimensioni decisamente generose vincolato rigidamente al torso.

Al suo interno la testa è protetta da una calotta realizzata in materiale in grado di assorbire energia deformandosi; il principio di funzionamento è quindi quello di limitare i movimenti (in tutte le direzioni tranne la rotazione sul piano trasverso) del capo e di assorbire l'energia dell'impatto grazie alla calotta che avvolge la testa che "urta" il casco esterno.

Il vantaggio di questo sistema è la protezione del capo e del collo in ogni direzione e la possibilità di muovere la testa rispetto al torso.

Di contro durante l'impatto si hanno comunque degli urti non controllati tra la testa e l'elemento esterno, oltre all'ingombro notevole e alla massa di tutto il sistema.

- In campo motociclistico lo scenario è totalmente diverso, non vi è un dispositivo con una diffusione ampia come il collare Hans. I dispositivi presenti sul mercato sono principalmente dei collari che si indossano e chiudono intorno al collo realizzando dei fine corsa sui quali si appoggia il casco in caso di urto. I vari dispositivi prodotti e venduti dai principali brand di abbigliamento tecnico per motociclisti differiscono tra loro per la forma o le dimensioni. Alcuni prevedono cuscinetti d'aria o di schiuma per attutire l'impatto del casco, ma sostanzialmente

sfruttano lo stesso principio; da ultimo l'unico dispositivo che si differenzia dagli altri è il Neck prodotto dalla Dainese che costituisce una sorta di armatura per il collo e le scapole. Tale dispositivo più che per protezione ha il compito di sostenere il collo e la testa in modo da non affaticare troppo l'utente durante un viaggio in moto. Punto debole di tali dispositivi, che mette fortemente in discussione la loro efficacia e ne limita la diffusione, è il fatto che in determinate condizioni essi realizzano dei fulcri intorno ai quali può ruotare il casco durante un impatto, realizzando dei movimenti assolutamente non fisiologici e non compatibili con la cinematica della colonna vertebrale; in casi particolari tali dispositivi potrebbero arrecare più danni all'utilizzatore rispetto a non indossarli.

Esempi di tali sistemi sono riportati nelle seguenti immagini.

La prima mostra il sistema concepito dalle aziende Leatt e Alpinestar che propone un modello più economico.

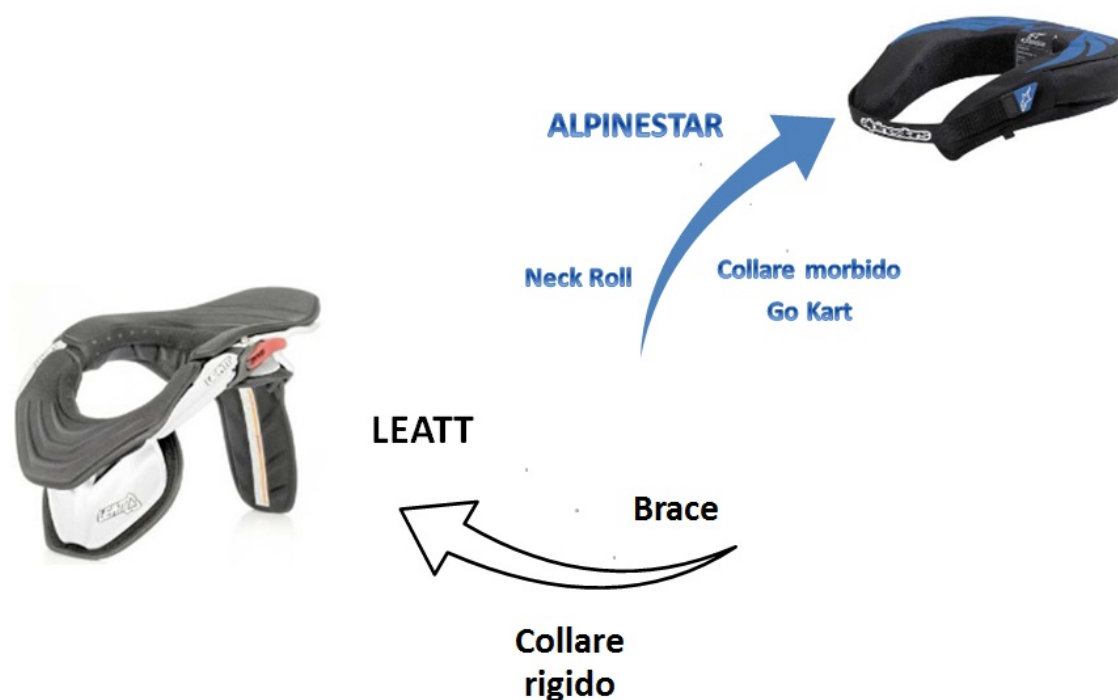


Figura 1.2: Collari protettivi -Leatt, Alpinestar

Si può notare come questo genere di protezione non sia molto sofisticato, non è altro che un collare più o meno ergonomico che cerca di colmare lo spazio libero tra la testa e le spalle.

Nella prossima è mostrato un altro dispositivo di marca Alpinestar stavolta più pregiato e la soluzione di Ktm, diversa dalla forma ma non dalla sostanza.



Figura 1.3: Collari protettivi - Alpinestar, Ktm

Non sfugge al pensiero la considerazione che le marche che propongono questo sistema di protezione sono tipicamente utilizzate dai piloti di motocross.

È proprio in questo settore che i collari protettivi trovano le maggiori applicazioni, nelle gare di motocross infatti, sono molto frequenti gli urti e le cadute, mentre le velocità di punta non sono altissime.

La prossima figura mostra il sistema concepito da BMW, analogo a quelli visti finora, mentre Omega propone una soluzione strutturalmente diversa adottando un collare semirigido.



Figura 1.4: Collari protettivi BMW, Omega

Gli ultimi esempi che sono mostrati nella prossima immagine vedono sistemi differenti, Progrid e EVS che coinvolgono anche il resto del corpo come una sorta di armatura, ma il principio di funzionamento resta sostanzialmente lo stesso.

La differenza maggiore la si vede con il dispositivo della Dainese, ma più che per la protezione dagli impatti, è utile per non stressare troppo il collo durante i viaggi in modo e quindi per migliorare il comfort di marcia.

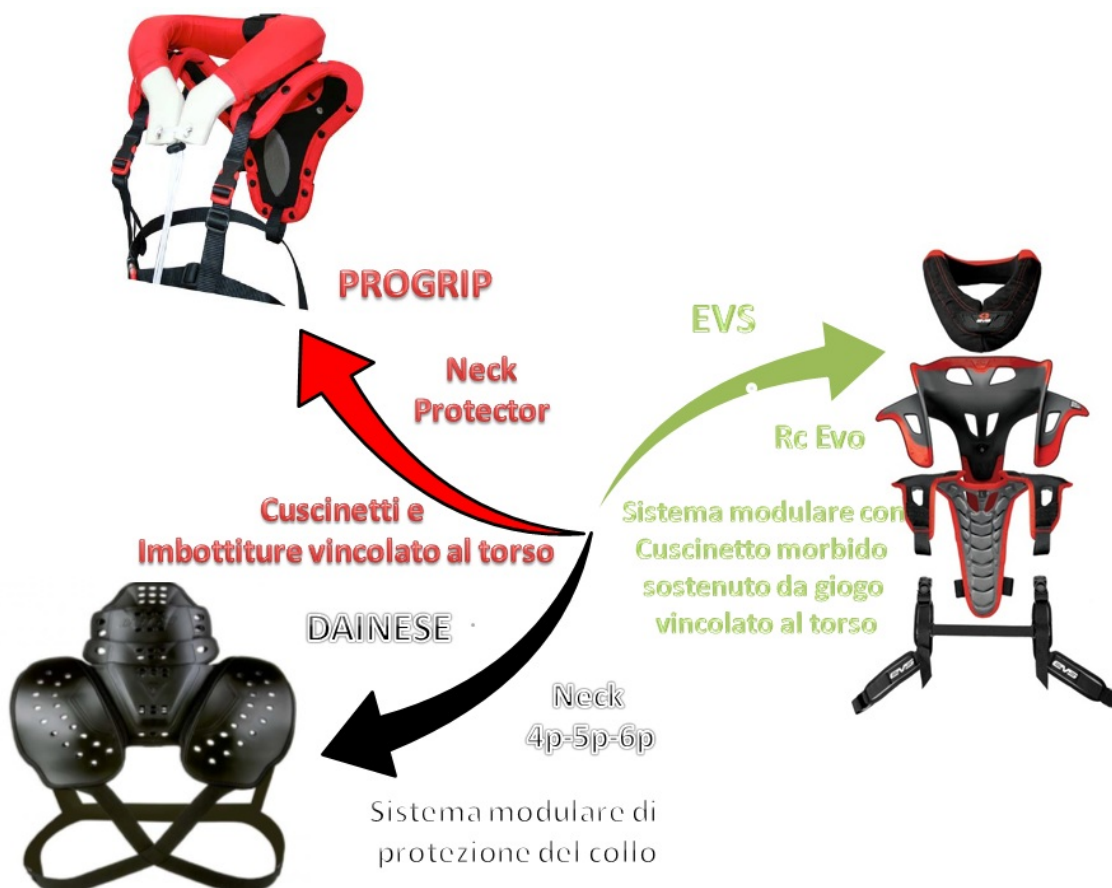


Figura 1.5: Collari protettivi - Dainese, Evs

Dato lo stato dell'arte, il Dispositivo messo appunto dal Politecnico di Milano e presentato in questo lavoro di tesi, potrebbe diventare il primo valido sistema di protezione per il collo dei motociclisti.

Oltre ad essere funzionale e a riuscire a proteggere senza arrecare nuovi danni, al contrario dei sistemi appena visti, è anche un dispositivo completo, nel senso che riesce a dare protezione lungo ogni direzione, come invece non riesce a fare l'Hans.

Si può quindi pensare di sfruttare questo potenziale sia in campo motociclistico che in quello automobilistico.

In questa sezione verranno forniti dei dati riguardanti il numero di incidenti stradali e il costo che ne scaturisce.

Un incidente stradale, infatti, causa danni, spesso irreversibili, agli uomini e alle cose, ma causa allo stesso modo altissimi costi sociali che si traducono in un minori risorse per i servizi pubblici.

Lo scopo del primo paragrafo è quello di mostrare gli allarmanti numeri e le analisi raccolte per far comprendere al lettore la necessità di dover agire per cercare di diminuire il numero di morti e feriti sulle strade.

Nel secondo paragrafo di questa sezione verrà fatta un'analisi sui costi sociali i quali non vengono spesso presi in considerazione, ma che assumono un'enorme importanza per la comunità.[1]

1.1 Dati sugli incidenti stradali

La sicurezza stradale è purtroppo sempre un tema di grande attualità: negli ultimi anni sono stati fatti enormi passi avanti, sono migliorati i veicoli, le strade e i sistemi di sicurezza, ma il numero annuale di incidenti gravi resta sempre troppo elevato (circa 295000 nel 2011-fonte: ISTAT).

Incidenti stradali e persone coinvolte (a)	Valori assoluti		Variazioni percentuali 2011/2010
	2010	2011	
Incidenti stradali	211.404	205.638	-2,7
Morti	4.090	3.860	-5,6
Feriti	302.735	292.019	-3,5

Tabella 1.1: Statistica incidenti stradali

A farne le spese sono soprattutto i motociclisti, che, insieme ai pedoni, sono la categoria più soggetta agli incidenti stradali e che riporta le peggiori conseguenze in termine di salute.

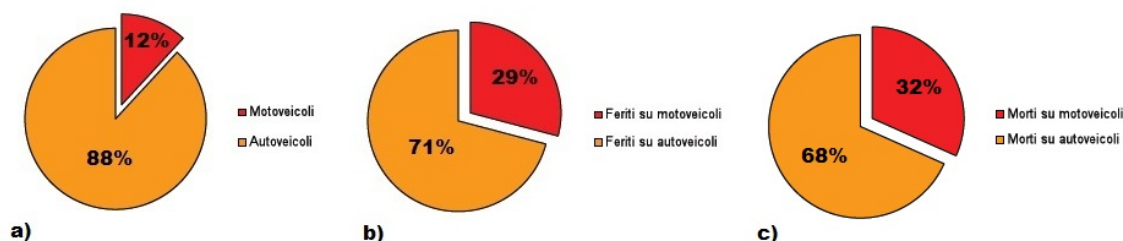


Figura 1.6: Percentuale incidenti

Come si nota dai grafici, il numero di feriti su motoveicoli è molto elevato, tenendo presente che questi sono solo il 12 per cento dei veicoli in circolazione in Italia.

Sono stati svolti molti studi per cercare di inquadrare il fenomeno degli incidenti motociclistici, ne è scaturito che il 60 per cento dei sinistri avviene impattando contro un autoveicolo, questo è soprattutto dovuto alla diffusa incapacità degli autisti di accorgersi dell'arrivo di un veicolo a due ruote.[3]

Risultano molto preoccupanti i dati riguardanti le conseguenze degli incidenti motociclistici che vedono una bassissima percentuale di illesi in quanto quasi il 60 per cento deve ricorrere a cure mediche sul posto, mentre la quantità di morti supera il 10 per cento.

Consultando il seguente grafico è facile rendersi conto delle lesioni riportate dopo un incidente con la moto;

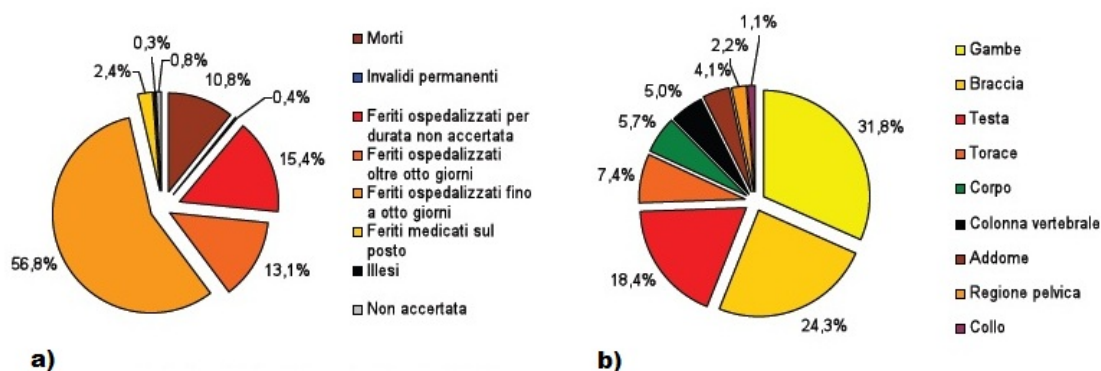


Figura 1.7: Statistiche sulle vittime di incidenti stradali

braccia, gambe e testa sono le parti del corpo maggiormente esposte agli urti e quindi con un maggior rischio di danneggiamento, seguite poi dalle restanti parti del corpo, che statisticamente sono meno in pericolo.[4]

Grazie agli sviluppi tecnologici degli ultimi anni, in materia di sicurezza passiva, è possibile salvaguardare gli organi vitali disponendo di caschi sempre più sofisticati, giubbotti in grado di gonfiarsi in situazioni di pericolo, per proteggere il torace e per finire i paraschiena capaci di proteggere la spina dorsale.

L'unico punto che continua a restare esposto a rischi è proprio il collo (oltre agli arti superiori e inferiori, che però non mettono in pericolo la vita del pilota).

Proprio per questo motivo si è deciso di creare un dispositivo in grado di proteggere l'unica parte del corpo non sicura.

Questa parte, oltre ad essere la più delicata è anche la più difficile da mettere in sicurezza visto che chi guida la motocicletta ha la necessità di

muovere la testa, per cui c'è bisogno di un sistema che lasci il collo libero di muoversi entro un range stabilito oltre il quale il pilota sarebbe sottoposto a movimenti non fisiologici e quindi pericolosi.

Una volta che si riesce a mantenere il collo in posizioni non pericolose per la salute umana, il dispositivo dovrà essere in grado di smorzare le forze assorbite al seguito di un incidente e quindi di un eventuale impatto.

Da questo punto di vista dalle statistiche raccolte durante questo lavoro di tesi emerge una buona notizia, cioè la maggior parte degli incidenti avviene in città, mentre più della metà avviene a velocità inferiori ai 50 chilometri orari; questo vuol dire che le forze che vanno a colpire il motociclista sono il più delle volte di lieve entità e di conseguenza più facilmente controllabili da un dispositivo esterno.

1.2 Costi sociali

Il dispositivo oltre all'impatto che può ottenere sulla vita delle persone, che possono godere di una maggior sicurezza e può avere un grosso impatto dal punto di vista economico, il che non è del tutto secondario visti i costi che la società deve sobbarcarsi a causa di ogni incidente stradale.

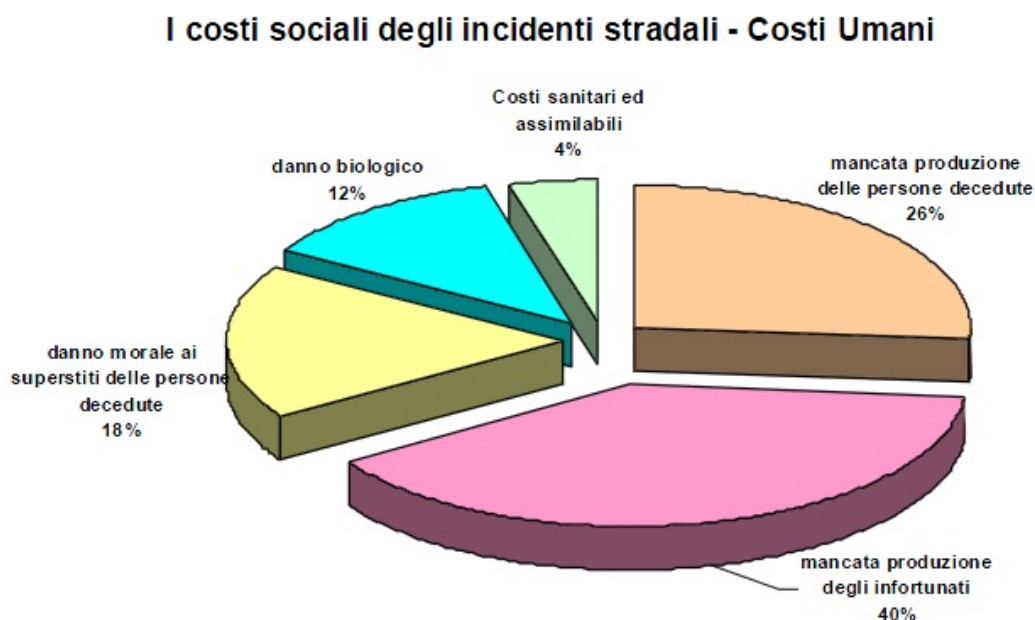


Figura 1.8: Grafico sui costi provocati da un incidente stradale

Uno studio dell'ACI ha stimato i costi che gravano sulla società per un incidente avvenuto ad una singola persona.

per questa analisi sono state valutate le seguenti voci di costo:

- perdita della capacità produttiva,
- costi umani,
- costi sanitari,
- altro.

Per perdita della capacità produttiva s' intende la mancata produttività presente e futura delle persone coinvolte in un incidente stradale che si traduce in una perdita in termini di PIL.

I costi umani sono definiti come “quella parte di danno non patrimoniale che sostanzialmente si configura con la perdita dell'integrità psicofisica della persona e/o congiunti”.Vengono per questo considerati i danni morali, in caso di decesso, o i danni biologici, quantificati grazie ad alcuni paramtri prestabiliti dai Tribunali Italiani.

Per il computo dei costi sanitari, invece, sono stati presi il numero degli infortunati e dei morti suddivisi ciascuno in due categorie: feriti con lesioni gravi o lievi; morti entro le 24 ore o entro 30 giorni. I costi da considerare sono quelli:

- in regime di ricovero,
- di pronto soccorso,
- di autambulanza.

I costi umani degli incidenti stradali	milioni di euro
<i>Mancata Produzione presente e futura</i>	
Delle persone decedute	3889
• per inabilità permanente	3625
Degli infortunati	
• per inabilità temporanea	2254
<i>Valutazioni delle voci di danno alla persona</i>	
Danno alla persona:	
• deceduti in un incidente stradale	2627
• feriti in un incidente stradale	1796
<i>Costi sanitari ed assimilabili</i>	
Spese ospedaliere di pronto soccorso e autambulanza	621
TOTALE	14812

Tabella 1.2: Costi sociali dovuti agli incidenti stradali

Nella voce “altri costi” rientrano:

- i danni materiali,
- i costi amministrativi (assicurazioni, intervento delle forze dell'ordine),
- i costi giudiziari (costi sostenuti dall'amministrazione giudiziaria).

Altre voci di costo	milioni di euro
<i>Danni materiali</i>	10171
<i>Costi amministrativi</i>	
Spese assicurative R.C.A.	3275
Spese per rilievo incidenti stradali	
• Polizia	599
• Carabinieri	599
• Polizia Municipale	585
• Vigili del fuoco	77
<i>Costi giudiziari</i>	87
TOTALE	15393

Tabella 1.3: Altri costi

Quanto appreso in questo capitolo evidenzia l'importanza e la necessità di puntare sempre di più alla sicurezza stradale cercando di minimizzare se non annullare le possibilità di incidenti e soprattutto di lesioni ai danni delle persone.

Come si è visto, le ripercussioni possono essere considerevoli in termini di qualità della vita e di spesa sociale.

Lo scopo del prototipo è quello di concorrere per rendere raggiungibile questo obiettivo.[5, 6]

Capitolo 2

Anatomia umana

Prima di spiegare il funzionamento del dispositivo e i metodi utilizzati per provare la sua efficienza, è importante capire il funzionamento del corpo umano, come è strutturato e come questo reagisce quando è soggetto a forze o accelerazioni esterne.

In particolare ci si soffermerà sulla composizione del collo, passando per la descrizione delle vertebre, fino ad arrivare all'analisi dei movimenti fisiologici che caratterizzano l'apparato.

Per avere una misura del danno subito in caso di urto, si ricorrerà ad appositi indici di danneggiamento; questi servono a mettere in relazione le forze o le accelerazioni (dipende dall'indice che si vuole utilizzare) subite da una persona conseguentemente ad un incidente stradale con il suo livello di infortunio (lieve, critico, mortale...).

Verrà infine introdotto il manichino Hybrid III, modello utilizzato durante questo lavoro di tesi per simulare le prove di impatto.

2.1 Il collo

La colonna vertebrale è la principale struttura di sostegno della testa e del torso.

È suddivisa in 7 vertebre cervicali, 12 toraciche e 5 lombari. Si indicano con le sigle da C1 a C7 le vertebre cervicali, con C1 la vertebra più in alto connessa al cranio attraverso il condilo occipitale, da T1 a T12 quelle toraciche ed, infine, da L1 ad L5 quelle lombari.

L'intera colonna è sostenuta dall'osso sacro e dal coccige che sono anatomicamente parte della fascia pelvica.

Le dimensioni delle vertebre aumentano dal cranio al caudale, quelle adiacenti sono separate dai dischi intervertebrali.

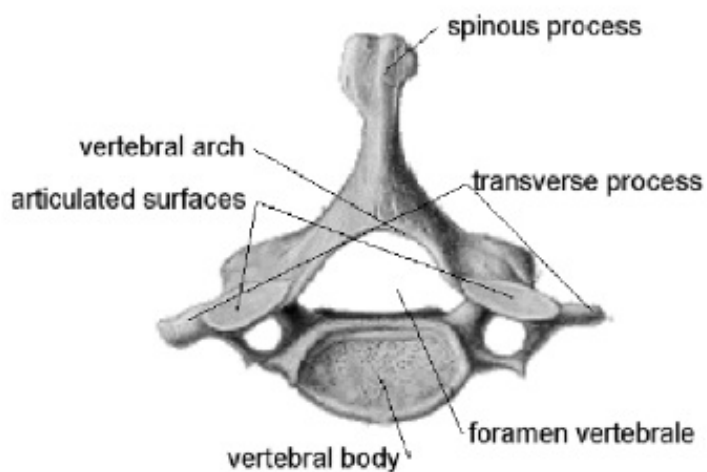


Figura 2.1: Struttura delle vertebre

Nella colonna vertebrale si nota che le prime due vertebre cervicali, C1 e C2 sono anatomicamente differenti dalle altre vertebre.

La prima, anche conosciuta come atlante, è formata da un anello osseo delimitato da vaste superfici complesse.

Insieme con la seconda, l'epistrofeo, che presenta un processo odontoido (o dente) sul lato superiore, forma l'articolazione atlanto-assiale: di conseguenza non c'è nessun disco intervertebrale tra le due vertebre. [8]

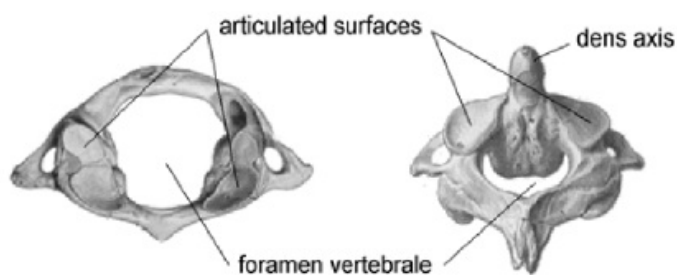


Figura 2.2: Le prime due vertebre: atlante, epistrofeo

Per come è strutturato, il collo ha la capacità di svolgere diverse tipologie di movimento che però si basano su quattro movimenti basilari:

- Flessione, che consiste nell'abbassare il capo in avanti;
- Estensione, che è l'inverso della flessione, cioè consiste nello sporgere il collo all'indietro;

- Flessione laterale, che è come i primi due, ma avviene, come dice la parola stessa, su uno dei due lati della testa;
- Rotazione, che consiste nel ruotare la testa attorno all'asse longitudinale del collo.[7]

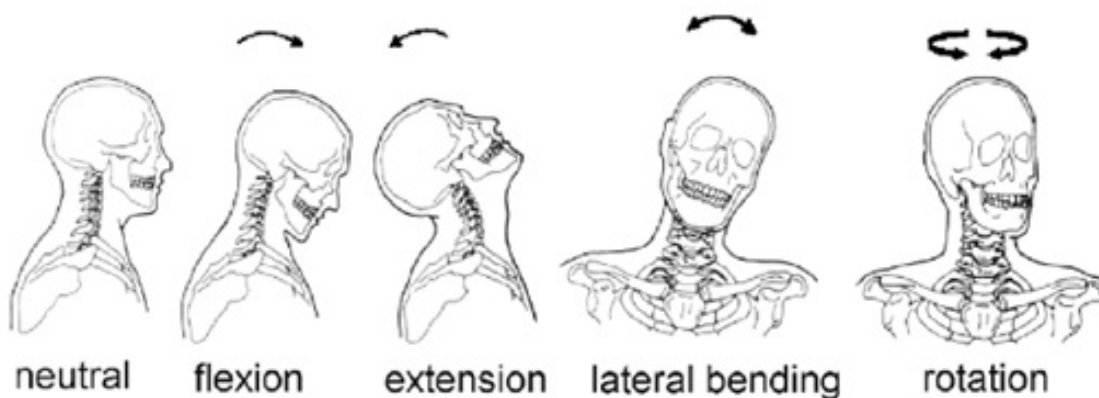


Figura 2.3: Movimenti naturali del collo

Queste azioni del collo sono rese possibili dalla presenza di articolazioni, oltre alla già citata articolazione atlante-assiale che consente la rotazione del collo intorno al proprio asse, sono presenti le articolazioni intervertebrali, in particolare i dischi intervertebrali, che grazie alla loro struttura formata da un nucleo viscoso ed una corona rinforzata con fibra, trasmettono forze di compressione, di taglio, e momenti. I moti sono guidati dalle articolazioni zigoapofisarie di ogni vertebra.

In biomeccanica, per descrivere i movimenti del corpo, si utilizzano 3 piani di riferimento così definiti:

- Piano sagittale: decorre in senso antero-posteriore e divide il corpo in due parti, destro e sinistro. I piani sagittali possono essere definiti rispetto ad ogni parte: quello che divide il corpo in due metà simmetriche e con masse uguali è detto piano sagittale mediano; tutti gli altri paralleli a quest'ultimo sono detti piani parasagittali. Nel piano sagittale riferito al collo i movimenti possibili sono di estensione e flessione.

- Piano frontale: detto anche coronale, corre parallelo alla fronte. Analogamente a quanto visto per il sagittale, il piano frontale che divide il corpo in due parti di uguale massa è detto mediano. Gli altri piani paralleli a quest'ultimo, se posti più vicino all'osservatore, vengono detti anteriori, o ventrali; se, invece, sono posti più lontano, sono detti posteriori o ventrali. In questo piano sono consentiti i movimenti di flessione laterale destra e sinistra del collo.

- Piano trasverso: o orizzontale, taglia il corpo in due metà una superiore o anteriore.

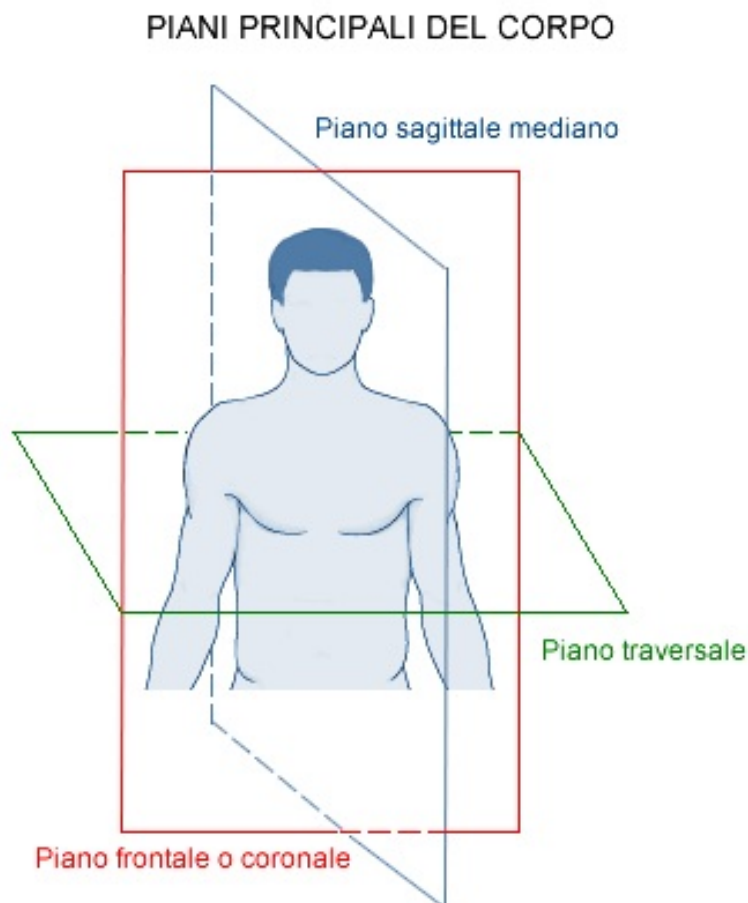


Figura 2.4: Piani anatomici di riferimento

I danni subiti dal collo in caso di impatto sono tanto più importanti quanto sono “alte” le vertebre coinvolte, le lesioni al collo possono essere classificate a seconda del tipo di moto del collo e del carico meccanico gravante.

La traslazione in direzione antero-posteriore e la torsione assiale possono causare lo spostamento dell’articolazione atlanto-assiale, mentre una notevole compressione può portare alla frattura dell’atlante in due o quattro sezioni (frattura di Jefferson).

Se quest’ultima è, inoltre, associata all’estensione del collo può capitare la frattura della vertebra C2: in campo automobilistico, questo scenario è molto frequente nel caso in cui gli occupanti, non vincolati al sedile, impattano contro il parabrezza.

Molto spesso, il carico gravante sul collo è dovuto alle forze di contatto che combina le forze di compressione assiale o di taglio alla flessione/estensione del collo, quest'ultima è quasi sempre presente, a causa della curvatura anatomica del rachide cervicale.

Anche se non si verifica un impatto, è possibile che si presenti una lesione del collo: in particolare, a causa dell'accelerazione subita dalla testa il collo è sottoposto ad una forza di trazione che può causare lo spostamento del condilo occipitale, lesioni ai legamenti e fratture.

Ad ogni modo sono molto più frequenti, in caso di incidente, i casi in cui si verifica un impatto, in questo caso il collo è soprattutto sottoposto a carichi combinati di: compressione-flessione, compressione-estensione, trazione-flessione, trazione-estensione e flessione laterale.[10]

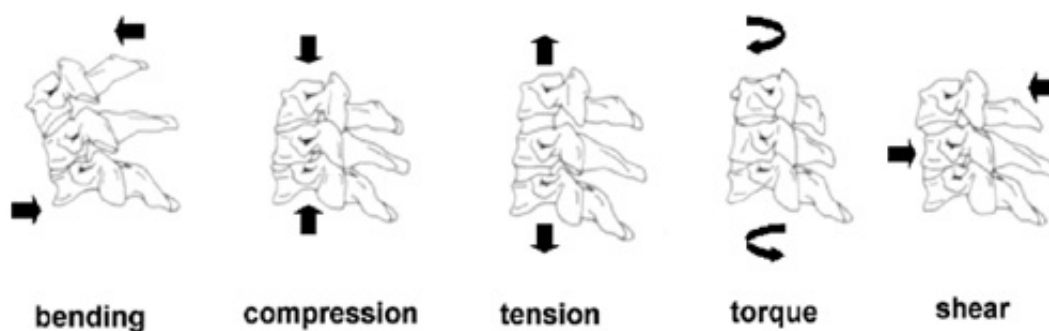


Figura 2.5: Possibili sollecitazioni sulle vertebre

Il carico combinato di compressione-flessione può provocare il manifestarsi di fratture della zona anteriore delle vertebre.

La compressione-estensione, molto frequente nel caso di impatti frontali, può causare la frattura nella zona posteriore delle vertebre sia sulla loro faccia superiore che inferiore.

In presenza, invece, di una sollecitazione di trazione-flessione, che nasce sempre in presenza di impatto frontale in cui il torso è vincolato e la testa è sottoposta a forti accelerazioni, può sorgere una sublussazione vertebrale.

Siccome quest'ultima nasce anche in caso di un carico di compressione-flessione, è evidente come essa sia causata in particolare dalla rotazione del collo.

La trazione-estensione del collo nasce quando la testa impatta contro il parabrezza oppure quando il mento contro il cruscotto; come effetto, la testa ruota all'indietro e il collo va in estensione, in caso di impatti molto forti, può verificarsi anche la frattura della vertebra cervicale C2.

Ovviamente, in caso di impatti laterali, il collo subisce una flessione nella direzione di impatto a cui può accoppiarsi anche una sollecitazione di tra-

zione o di compressione, questo stato di sforzo può comportare una frattura nella zona laterale o posteriore localizzata in un lato preciso della colonna vertebrale.

Infine, in caso di impatti posteriori a basse velocità, può presentarsi per tutti gli occupanti del veicolo una lesione dei tessuti soffici del collo.

Il “whiplash”, cioè il comune colpo di frusta, può comportare il manifestarsi di vari sintomi che vanno dal dolore al collo e alla testa, allo stordimento e alla sonnolenza fino ad arrivare a disturbi visivi. [11]

2.2 Indici di danneggiamento

Gli indici di danneggiamento sono nati con l’obiettivo di mettere in relazione le forze agenti e i possibili danni subiti dalle singole parti del corpo umano.

Questi importanti parametri, sviluppati nella seconda metà del secolo scorso, sono il frutto di molti anni di ricerca in campo biomeccanico da parte di grandi esperti in tutto il mondo.

Tali studi sono stati condotti utilizzando in un primo tempo cadaveri e successivamente manichini strumentati.

È importante dire che sia gli indici che i valori di riferimento proposti non sono da intendersi come rigorosi, ma come il risultato di un’elaborazione statistica di dati sperimentali. Inoltre essi dipendono dal tipo di manichino utilizzato nei test.

2.2.1 Abbreviated Injury Scale (AIS)

L’AIS è una scala di valutazione dell’infortunio, basata sulla diagnosi medica, è stato introdotto nel 1971 dall’Association for the Advancement of Automotive Medicine.[12]

L’AIS non prende in considerazione gli effetti che il danno ha sul paziente, ma associa un codice alla lesione che indica:

- Regione corporea lesionata: capo, volto, collo, torace, addome, rachide, arto superiore, arto inferiore;
- Struttura anatomica interessata: intero distretto, vasi, nervi, ecc.;
- Organo: per esempio, nel caso del torace, cuore, bronchi, diaframma, polmoni, ecc.;
- Lesione specifica: lacerazione, ecc.;
- Livello di severità: vedi tabella sottostante.

INJURY	SCORE
Minor	1
Moderate	2
Serious	3
Severe	4
Critical	5
Unsurvival	6

Tabella 2.1: Scala di valutazione AIS

Come si può vedere, al crescere dell'indice di severità, cresce l'entità del danno e decresce la probabilità di sopravvivenza. In generale, può capitare che il paziente sia soggetto a lesioni multiple, in questo caso l'AIS considerato è quello relativo a quella più importante.

In realtà, per avere un quadro completo della situazione del paziente in presenza di lesioni diffuse è utilizzato l'Injury Severity Score (ISS) così definito:

$$ISS = (AIS_1)^2 + (AIS_2)^2 + (AIS_3)^2$$

L'ISS è quindi calcolato come la somma dei quadrati dei punteggi AIS nelle tre regioni corporee maggiormente lese.

L'AIS considera solo l'entità dell'infortunio, ma non le conseguenze che lo stesso può comportare, per questo è stato introdotto nel 1985 da Gustafsson et al. il Risk of Serious Consequences (RSC)[12]:

$$RSC = r_f + (1 - r_f)r_{id}$$

Dove con r_f è indicato il rischio di morte associato ad un dato valore di ISS e con r_{id} , il rischio di una lesione invalidante associata ad una diagnosi catalogata con un certo valore di AIS. Nella prossima tabella, sono riportati i valori di r_f per ogni intervallo di valori di ISS[13]:

2.2.2 Indici di danneggiamento della testa

Il primo indice per la valutazione del danno celebrale è stato proposto da Gadd (1961)[14], i cui studi partono dall'analisi della Wayne State Tolerance Curve (WSTC).

Tale curva interpola dati ricavati da uno studio condotto sui cadaveri dalla Wayne State University.

ISS	r_f
1-3	0,000
4-8	0,001
9-14	0,005
15-19	0,040
20-24	0,080
25-29	0,160
30-34	0,260
35-39	0,370
40-44	0,500
45-49	0,650
50-54	0,850
>54	1,000

Tabella 2.2: Valori di riferimento ISS

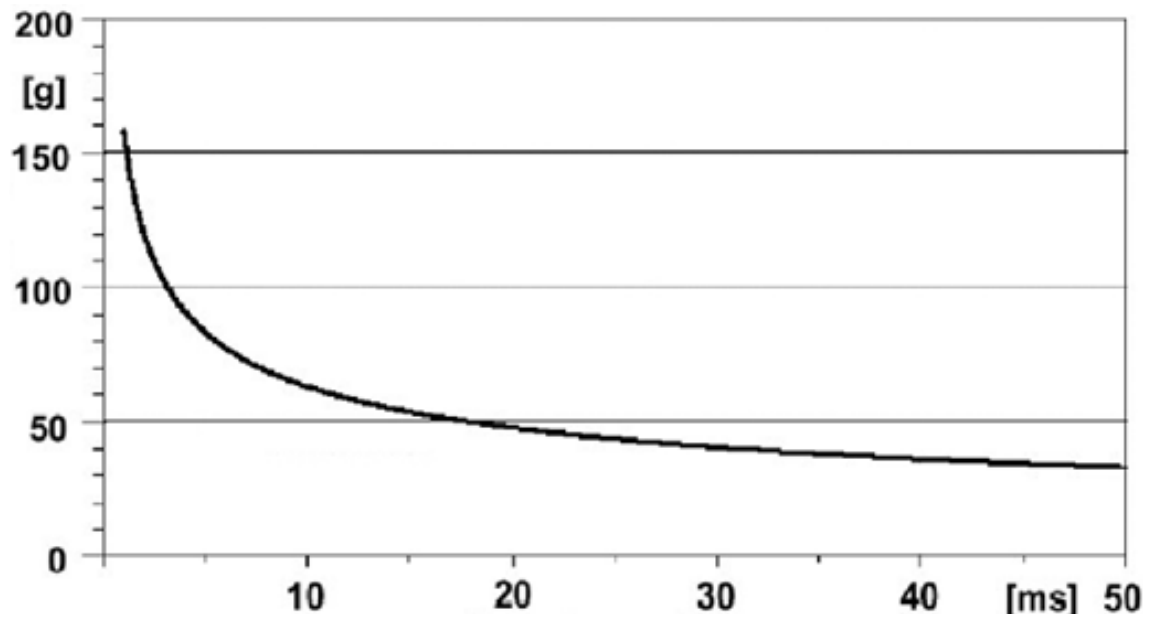


Figura 2.6: Wayne State Tolerance Curve

Il grafico presenta, in scala logaritmica, sull'asse delle ascisse la durata dell'impulso e su quello delle ordinate l'accelerazione traslazionale della testa misurata sull'osso condilo-occipitale durante l'impatto della testa contro una superficie rigida piana.

In particolare, si è osservato che l'accelerazione, sia traslazionale che rotazionale, è la principale causa dell'insorgere della concussione cerebrale, infatti

a quest'ultima è associata, nell'80% dei casi, la frattura della scatola cranica.

La curva rappresenta, quindi, il limite di tolleranza umana: per tutte le coppie di valori di accelerazione-durata al di sopra della curva si potrebbe avere un'entità del danno celebrale elevato ed irreversibile.

Per valori al di sotto, invece, il danno potrebbe essere limitato e temporaneo.

Come detto in precedenza, Gadd, sulla base della WSTC, ha elaborato il primo indice di danneggiamento, conosciuto come Severity Index (SI), definito come:

$$SI = \int A^{2.5} dt$$

In cui con a è indicata la componente dell'accelerazione traslazionale nella direzione d'impatto, espressa in [g].

Gadd ha proposto anche di considerare 1000 come valore limite di concussione.

Con l'introduzione di manichini su cui effettuare i test, l'indice è stato successivamente rivisto da Versace(1971) [15] fino ad arrivare alla formulazione attuale, introdotta nella FMVSS 208 come Head Injury Criterion (HIC):

$$HIC = \max\left[\frac{1}{(t_2-t_1)} \int_{t_1}^{t_2} a \cdot dt\right]^{2.5} \cdot (t_2 - t_1)$$

La formula si legge come segue: suddivisa ad intervalli costanti $[t_1, t_2]$ la storia temporale delle componenti di accelerazioni traslazionali, se ne integra la risultante in ogni intervallo.

Il massimo valore trovato rappresenta l'HIC.

L'ampiezza dell'intervallo può essere sia di 15 ms sia di 36 ms, a seconda dell'ampiezza del picco, i valori di confronto proposti sono di 1000 per HIC_{15} e 700 per HIC_{36} , relativi ad un manichino Hybrid III 50th Percentile Male.

Prasad e Mertz (1997) [15] hanno proposto una relazione che lega il valore di HIC alla probabilità di lesione celebrale sulla base della scala AIS.

Nel caso in cui si è utilizzato HIC_{36} , si ha:

$$Prob(AIS3+) = \frac{1}{1+e^{3.39 + \frac{200}{HIC_{36}} - 0.00372 \cdot HIC_{36}}}$$

$$Prob(AIS4+) = \frac{1}{1+e^{4.90 + \frac{200}{HIC_{36}} - 0.00351 \cdot HIC_{36}}}$$

Nel caso in cui è stato utilizzato HIC_{15} si ha:

$$Prob(AIS3+) = \frac{1}{1+e^{3.39 + \frac{140}{HIC_{15}} - 0.00531 \cdot HIC_{15}}}$$

$$Prob(AIS4+) = \frac{1}{1+e^{4.90 + \frac{140}{HIC_{15}} - 0.00501 \cdot HIC_{15}}}$$

Dove con $Prob(AIS3+)$ e $Prob(AIS4+)$ si è indicato rispettivamente la probabilità di riportare un danno superiore al terzo ed al quarto grado della scala AIS.

Analizzando l'HIC, si può notare come non compaia nessun termine legato alla rotazione della testa durante l'impatto.

Per questo è stato formulato da Newman (1986) [16] un nuovo indice, Generalized Acceleration Model for Brain Injury Threshold (GAMBIT):

$$GAMBIT = \left[\left(\frac{a(t)}{a_c} \right)^n + \left(\frac{\varphi(t)}{\varphi_c} \right)^m \right]^{\frac{1}{k}}$$

Con $a(t)$ e $\varphi(t)$ si indicano le accelerazioni rispettivamente traslazionali e rotazionali, $a_c(t)$ e φ_c i rispettivi valori critici ed m, n e k costanti.

Approssimando i dati sperimentali disponibili con quelli ricavati da simulazioni al computer, Kramer (2006) [17] ha specificato il GAMBIT:

$$GAMBIT = \left[\left(\frac{a(t)}{250} \right)^{2.5} + \left(\frac{\varphi(t)}{25} \right)^{2.5} \right]^{\frac{1}{2.5}}$$

Con $a(t)$ e $\varphi(t)$ misurati rispettivamente in g e krad/s².

È possibile ricavare le curve di GAMBIT per ogni coppia di valori di accelerazione traslazionale e rotazionale.

Per un valore di GAMBIT pari ad 1, vi è il 50% di probabilità di danno celebrale irreversibile:

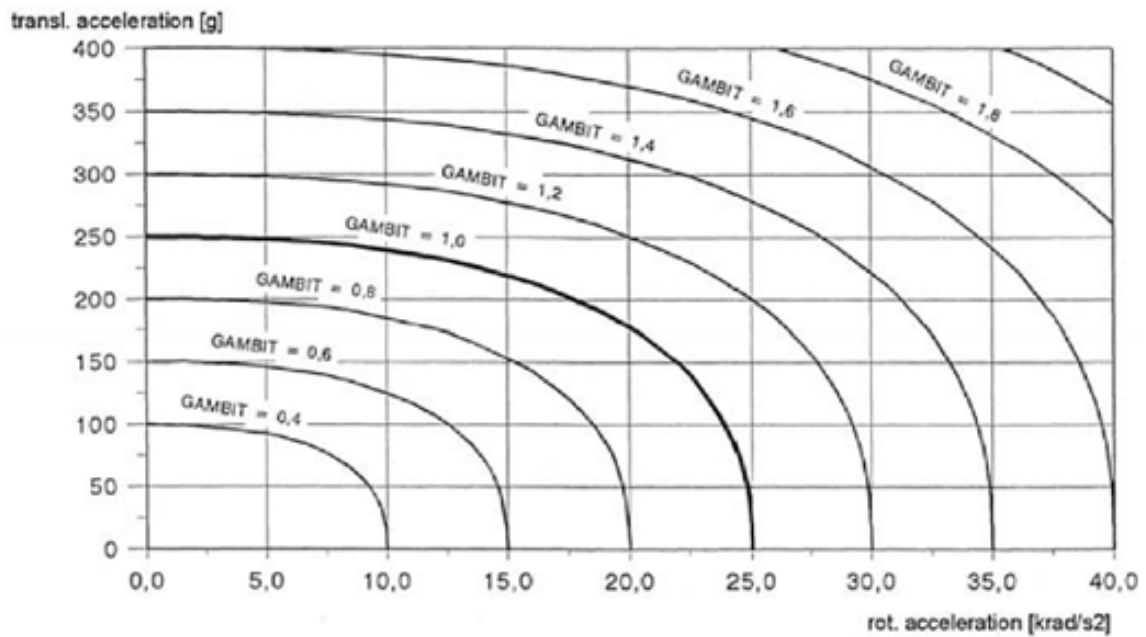


Figura 2.7: Curve di Gambit al variare delle accelerazioni trasversali e rotazionali

2.2.3 Indici di danneggiamento del collo

Mentre gli indici di valutazione del rischio di danneggiamento della testa le tengono conto solo delle accelerazioni, nei corrispettivi indici per il collo compaiono principalmente le forze ed i momenti.

I carichi sono valutati in corrispondenza del condilo occipitale, nella fattispecie sono:

Parametro	SI	50%ile Maschio	50%ile Femmina		Bambini		
			Crash Test	OOP	12 mesi	3 anni	6 anni
Fzc (trazione)	N	6806	4287	3880	1460	2120	2800
Fzc (compressione)	N	6160	3880	3880	1460	2120	2800
Myc (flessione)	Nm	310	155	155	43	68	93
Myc (estensione)	Nm	135	61	67	17	27	37

Tabella 2.3: Valori limite per tipologia di manichino

- Forza di trazione Fz;
- Forza di compressione Fz;
- Forza di taglio Fx;
- Momento di estensione My;
- Momento di flessione My;

La forza Fz è assunta positiva in trazione, negativa in compressione, mentre il momento My è assunto negativo in estensione (la testa ruota all'indietro) e positivo in flessione (la testa ruota in avanti).

Sono stati proposti molti parametri biomeccanici per valutare la probabilità di lesione, qui verranno indicati solo quelli più utilizzati.

Il criterio normalizzato di lesione al collo N_{ij} , introdotto dall'US National Highway Traffic Safety Administration (NHTSA) nel 1996[18], considera i carichi di estensione/flessione e trazione/compressione.

La sua formulazione è la seguente:

$$N_{ij} = \frac{F_z(t)}{F_{zc}} + \frac{M_y(t)}{M_{yc}}$$

In cui con Fz(t) e My(t) sono indicate rispettivamente la forza di trazione/compressione e il momento in estensione/flessione valutate nel generico istante t e Fzc e Myc sono i rispettivi valori critici, ricavati sperimentalmente in funzione del tipo di manichino utilizzato. Nella tabella successiva, si riportano alcuni valori di riferimento:

Entrambi i rapporti che compaiono nella formula sono sempre positivi e l'indice N_{ij} dev'essere calcolato in ogni istante.

Affinché non vi siano danni importanti sul collo, il valore massimo di N_{ij} non dev'essere maggiore di 1.

Un secondo indice molto utilizzato è l' N_{km} che, a differenza del precedente, computa le forze di taglio Fx in luogo delle forze verticali Fz.

È così definito:

$$N_{km} = \frac{F_x(t)}{F_{xc}} + \frac{M_y(t)}{M_{yc}}$$

Nella formula, al numeratore compaiono le forze di taglio $F_x(t)$ ed il momento di estensione/flessione $M_y(t)$ valutati al generico istante t ed al denominatore i rispettivi valori critici.

Per quanto concerne questi ultimi i valori di riferimento assunti, ricavati sperimentalmente utilizzando un manichino di tipo Hybrid III 50th Percentile Male, sono 845 N per la forza F_{xc} , 88.1 Nm per il momento in estensione M_{yc} e 47.5 nel caso di momento in flessione M_{yc} .

Analogamente a quanto visto per il N_{ij} anche per l' N_{km} il valore di soglia è 1.

Un ulteriore indice è stato proposto da Bostrom (1996).

Tale parametro, conosciuto come il Neck Injury Criterion (NIC), a differenza degli altri due considera le velocità e le accelerazioni.

Il NIC è così definito:

$$NIC = 0.2 \cdot [a_n(t) - a_h(t)] + [v_n(t) - v_h(t)]^2$$

Nella formula con $a_n(t)$ è indicata l'accelerazione del collo misurata in corrispondenza della sua base (vertebra toracica T1), con $a_h(t)$ l'accelerazione della testa misurata sul condilo occipitale, e con $v_n(t)$ e v_h le rispettive velocità ottenute integrando il segnale di accelerazione.

Il valore di soglia proposto per l' NIC è di $15 \text{ m}^2/\text{s}^2$, valutato per un manichino Hybrid III 50th Percentile Male.

Questo parametro fornisce un'ottima valutazione del danno subito dal collo in quanto si è notato una buona correlazione tra il NIC ed il gradiente di pressione nei canali vascolari durante i moti repentini della testa.

Per quanto riguarda i valori di soglia, il loro valore è stato determinato da un significativo rischio di whiplash.

Quest'ultimo, comunemente conosciuto col nome di colpo di frusta, si presenta soprattutto in presenza di urti posteriori e può causare molteplici effetti anche di entità non trascurabile: si passa, infatti, dallo stiramento dei muscoli del collo alla lesione dei nervi. Sebbene non siano stati ancora chiariti del tutto i meccanismi di lesione, gli effetti del whiplash possono protrarsi anche per due o tre settimane.

Ciò nonostante, viene classificato come disturbo di I grado nella scala AIS.[1]

2.3 Manichino vs Uomo



Figura 2.8: Hybrid III

Negli anni '40 i primi crash test per studiare i danni all'uomo venivano svolti utilizzando cadaveri umani; questa soluzione, che in un primo momento può sembrare ottimale, non è stata in grado di dare risultati plausibili in quanto le caratteristiche di un cadavere, in termine di rigidità e resistenza delle ossa, sono completamente diverse da quelle di un essere umano vivo.

Perciò, per rendere gli effetti degli incidenti più realistici, questi cadaveri venivano modificati agendo sulle giunture, sostituendo un fluido gelatinoso al posto del cervello e strumentando il corpo con accelerometri.

La naturale evoluzione di questi sistemi ha portato allo sviluppo di manichini, ATD (Anthropomorphic Test Devices), atti a riprodurre le caratteristiche del corpo umano in termine di altezza, peso, consistenza e struttura ossea.

Esistono diverse tipologie di manichini con la possibilità di simulare diversi tipi di incidenti e diversi tipi di vittime.

Oltre al manichino che riproduce l'uomo, ci sono anche quelli che riproducono la donna e il bambino, o anche la donna gravida.

Riguardo alla struttura, ci sono modelli diversi in base alla biofedeltà che si vuole ottenere, ad esempio il modello Hybrid II (tanto per citarne uno) riproduce egregiamente spalle, colonna vertebrale e ginocchia.

Con questi strumenti che riproducono esternamente il corpo umano è facile riuscire ad individuare le ferite esterne che potrebbe riportare un essere umano dopo un incidente, altro discorso va fatto per le lesioni interne.

Nel nostro caso si vuole concentrare l'attenzione sul collo e le vertebre, per questo è stato usato un modello del tipo Hybrid III, il quale riproduce fedelmente il comportamento del collo umano grazie ad una ricostruzione accurata delle vertebre.

Nonostante i manichini utilizzati per i crash test non riescano a riprodurre esattamente le caratteristiche di un essere umano, è possibile ugualmente ricostruire la gravità di infortuni interni grazie alla possibilità di strumentare il sistema con celle di carico e accelerometri.

In questo modo, potendo conoscere le forze e le accelerazioni che colpiscono il manichino, si può pervenire al danno.

Gli indici di danneggiamento visti nel capitolo precedente sono un esempio di come è possibile mettere in relazione forze e accelerazioni con eventuali danni agli organismi.

Questo dimostra che i test sui manichini risultano attendibili.[22]

Capitolo 3

Il Dispositivo per la protezione del collo

In questo capitolo verrà definito il dispositivo ideato al Politecnico di Milano cercando di mettere in evidenza i criteri di progettazione e le caratteristiche che lo rendono innovativo.

Non essendo ancora terminata la procedura per il brevetto, si procederà nella descrizione del prototipo senza entrare troppo nel dettaglio.

Anche senza avere un'esatta percezione di come è fatto il sistema, è comunque possibile spiegare i principi su cui si basa il suo funzionamento, tema che sarà affrontato nel prossimo paragrafo.

3.1 Principi di funzionamento

Prima dell'analisi dei principi su cui è stato progettato il dispositivo di protezione per il collo dei motociclisti, si vuole definire il sistema di riferimento su cui si baserà tutto il seguente lavoro di tesi.

L'argomento verrà approfondito nel Capitolo 4, ma per una migliore comprensione della descrizione del prototipo è bene accennarne una spiegazione.

Tenendo presente che le analisi verranno fatte rispetto al corpo umano, o al corpo di un manichino, si considererà un sistema di riferimento con l'origine sulla base del collo.

Considerando l'uomo (o il manichino) in posizione eretta:

- l'asse x sarà parallelo al terreno, diretto frontalmente e positivo verso avanti;
- l'asse y , sempre parallelo al terreno, sarà diretto lungo le spalle e positivo verso sinistra;

- l'asse z sarà perpendicolare ai primi due e positivo verso l'alto.

Il dispositivo progettato per la protezione del collo è stato ideato partendo da tre criteri fondamentali:

- non permettere al collo rotazioni e spostamenti pericolosi pur lasciando al pilota libertà di movimento,
- evitare di creare nuove criticità,
- smorzare le forze assorbite dal casco.

L'idea principale è quella di evitare al collo rotazioni tanto ampie da creare danni irreversibili alle vertebre cervicali senza perdere di vista le esigenze dell'utilizzatore.

Un dispositivo che tenga il collo bloccato risulterebbe scomodo oltre che pericoloso; il motociclista, infatti, per aumentare il suo campo visivo avrà bisogno di muovere il collo, per guardarsi intorno o magari per girarsi all'indietro.

D'altra parte bisogna evitare che in caso di urto il collo si sposti oltre il suo limite fisiologico rischiando la rottura delle vertebre.

- Per questo motivo il prototipo è stato progettato per entrare in azione appena la testa e il collo iniziano a raggiungere posizioni pericolose, ad esempio quando la testa subisce una rotazione elevata in flessione, estensione, oppure lateralmente.

Anche la rotazione attorno all'asse z è limitata, ma in questo caso il fincorsa agisce più tardi in modo da permettere alla testa un movimento più ampio.

Il dispositivo riesce a regolare oltre alle rotazioni anche le traslazioni del collo lungo x e lungo y grazie ad alcune componenti che rappresentano la principale innovazione di questo dispositivo, ma che essendo ancora in fase di brevetto non potrà essere svelato.

L'unico movimento a non essere vincolato è la traslazione lungo l'asse z, che si è ritenuta di minore importanza rispetto agli altri spostamenti a cui può essere sottoposto il collo.

- Il secondo principio su cui si è basata la progettazione è quello di evitare di creare nuovi pericoli.

Questo è un altro punto di vantaggio rispetto ad altre protezioni già esistenti.

In questa ottica si è progettato un sistema simmetrico rispetto ad x sfruttando la simmetria del corpo umano.

Così facendo, in caso di impatto frontale si evita di generare coppie di forze tali da sollecitare ulteriormente il collo.

Rispetto all'asse y , il sistema non può essere simmetrico, ma si è cercato ugualmente di minimizzare i momenti intorno all'asse z che possono scaturire da un impatto laterale.

Anche la modifica nella cinematica del collo deve essere tale da non creare nuove criticità, ad esempio, se si vuole bloccare la rotazione laterale non basta aggiungere un oggetto che funga da fincorsa perchè mentre da un lato bloccherebbe la rotazione attorno alla base del collo, dall'altro creerebbe un nuovo centro di rotazione su cui la testa potrebbe far leva.

Questo difetto caratterizza i sistemi di protezione già esistenti, i collari protettivi definiti nel primo capitolo.

Il progetto del Politecnico ha il compito di salvaguardare la salute del pilota in caso di incidente; perciò non basta agire solo sulla cinematica del corpo perchè anche se si riuscisse ad evitare posizioni non fisiologiche, bisognerebbe comunque fare i conti con le forze di impatto che inesorabilmente si scaricherebbero sul collo e sul resto del corpo creando danni rilevanti.

Infatti, le forze che si sprigionano durante un impatto sono, come vedremo nei prossimi capitoli, di notevole intensità, per cui il dispositivo dovrà essere in grado di assorbire le forze evitando che queste si scarichino nei punti del corpo più deboli.

- Per risolvere questo problema si è pensato di utilizzare elementi smorzanti tali da agire quando il sistema entra in funzione per bloccare il movimento in eccesso del collo che è proprio il momento in cui le forze vengono scaricate sul dispositivo e quindi sul corpo del motociclista.

Naturalmente le forze in gioco non dovranno essere eccessive, altrimenti diventerebbe impossibile riuscire a smorzarle senza danneggiare il collo e il dispositivo stesso.

Questo vuol dire che per gli incidenti ad alta velocità, questo prototipo non è sufficiente a garantire la sicurezza del pilota.

Capitolo 4

Prove sperimentali

Dopo la fase di ideazione del dispositivo c'è bisogno di capire se questo possa funzionare come previsto, cercando di individuare i punti di forza e i punti di debolezza del progetto, nonché le sua potenzialità e i suoi sviluppi futuri.

Si è così passati a realizzare un primo prototipo al fine di poter constatare il funzionamento del progetto attraverso prove sperimentali.

La fase di sperimentazione è necessaria per verificare il comportamento del dispositivo, con l'acquisizione di dati oggettivi grazie ai quali vengono svolte le prime valutazioni ed è possibile gettare le basi per l'implementazione di un modello matematico.

Quest'ultimo serve alla simulazione di diverse tipologie di prova evitando di ricorrere nuovamente a esperimenti costosi e di difficile attuazione.

Non è possibile riprodurre in laboratorio l'esatta dinamica di un incidente stradale, i parametri da tenere in considerazione sarebbero tanti e di diverso tipo, a cominciare dalle condizioni di marcia fino alle tante possibili situazioni di impatto.

Per questo motivo, si è preferito concentrare l'analisi in laboratorio sull'istante in cui avviene l'urto subito dal pilota, in particolare l'attenzione è stata focalizzata alle conseguenze dell'impatto sulle vertebre del collo e sulla testa.

In pratica è come se, osservando un incidente stradale, la nostra attenzione sia rivolta soltanto a ciò che accade al motociclista dalla base del collo in su, cioè proprio nella zona di competenza del dispositivo, senza considerare cosa succede al resto del corpo, che di norma è messo in sicurezza con protezioni già presenti sul mercato.

La seguente ricostruzione in laboratorio vuole rappresentare una situazione in cui il motociclista, a seguito di un incidente, va a sbattere con la testa contro un ostacolo che nella realtà potrebbe ad esempio rappresentare un veicolo che incrocia la sua traiettoria di guida.

Un urto violento alla testa può provocare due principali effetti, uno cinematico e l'altro dinamico.

Il primo è dato dalla risposta geometrica del collo che tende a piegarsi sempre di più fino a superare l'angolo massimo di rotazione oltre il quale si perde la capacità di vincolo delle vertebre con la rottura delle stesse.

Il secondo effetto da non sottovalutare è quello dovuto alle forze, infatti la testa a causa dell'urto riceverà una forza che si propagherà fino scaricarsi sui vincoli che uniscono le ossa del collo.

Se le forze sono troppo alte per essere sostenute dalle vertebre, queste ultime cederanno e si avrà una rottura non più dovuta ad una rotazione eccessiva, ma dovuta alle forze eccessive che si scaricano sulle stesse.

Lo scopo del prototipo è quindi duplice; non basta infatti bloccare i movimenti del collo evitando che assuma posizioni pericolose, è ugualmente importante che il dispositivo parallelamente riesca a smorzare le forze d'impatto.

Per la sperimentazione in laboratorio si è utilizzato un manichino del tipo Hybrid III 50th percentile e lo si è posto in posizione seduta, l'inerzia delle gambe infatti è trascurabile rispetto al fenomeno che si vuole studiare.

Per ottenere le forze sulla testa si è riprodotta la condizione di impatto grazie all'utilizzo di un pendolo sulla quale estremità è stato posto un impattatore che rappresenta l'unico elemento ad entrare in contatto con l'obbiettivo.

Le celle di carico presenti sul pendolo e nella testa del manichino sono servite a quantificare le forze agenti che, grazie all'utilizzo di un sistema di acquisizione, sono state riportate sul calcolatore.

Per motivazioni di tipo logistico è stata fatta la scelta di adagiare il manichino in una precisa posizione iniziale e di far muovere il pendolo verso di esso.

Una volta posizionato il manichino con indosso il casco, si fa partire il pendolo da un'altezza stabilita e lo si lascia libero di sbattere contro la testa in modo da misurare le forze e i momenti d'impatto e le accelerazioni della testa.

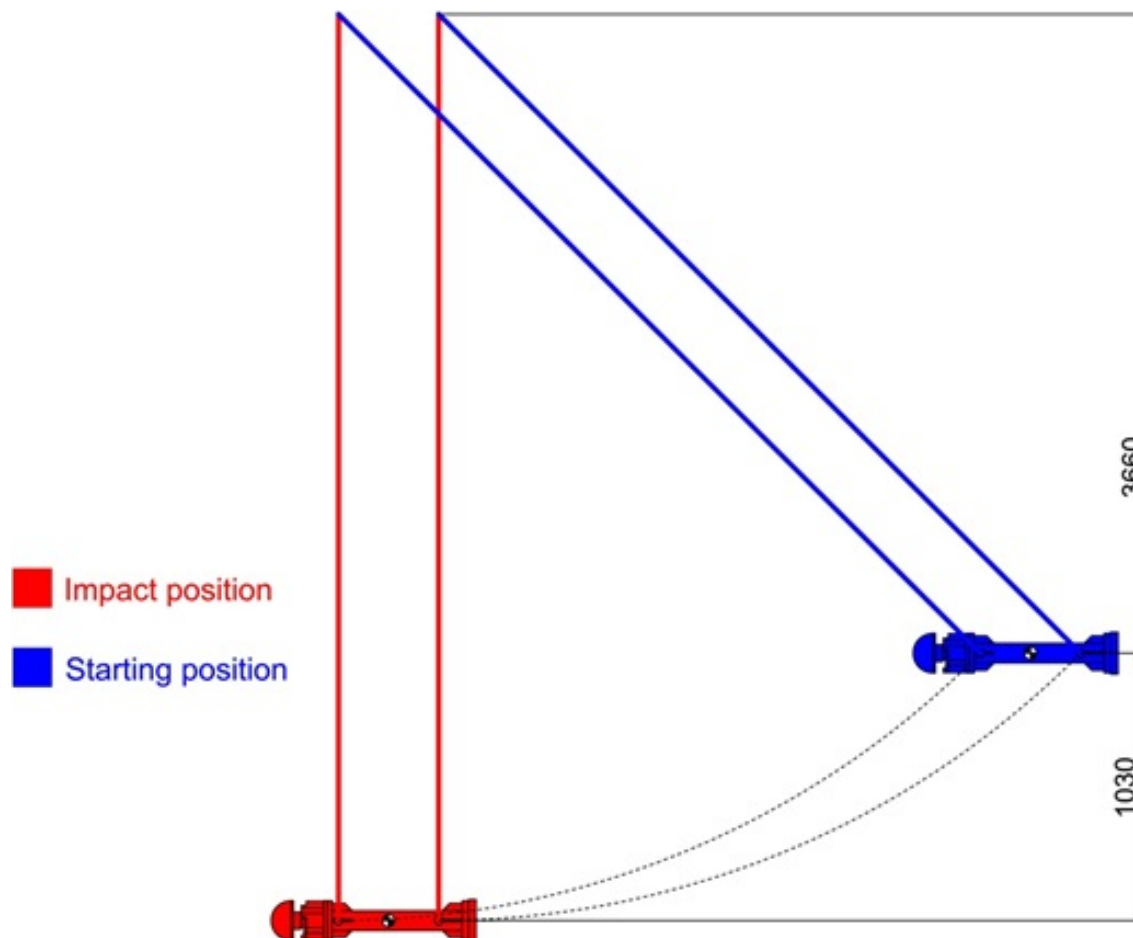


Figura 4.1: Schematizzazione pendolo

Questo test è stato svolto a diverse altezze iniziali del pendolo e quindi con diversi valori energetici in gioco.

La sperimentazione è avvenuta sia senza dispositivo, cioè utilizzando il manichino protetto soltanto dal casco, sia applicando il dispositivo per la protezione del collo.

In seguito verrà spiegata più dettagliatamente la procedura di prova.

Nei successivi paragrafi saranno spiegate le modalità di prova, saranno commentati i risultati, cercando di giustificare l'andamento dei grafici ottenuti dall'acquisizione dei segnali e infine verranno definiti gli strumenti di misura grazie ai quali è stato possibile il lavoro in laboratorio.

I risultati relativi alle prove dinamiche verranno poi ripresi nel capitolo 5 in modo da confrontarli con quelli in uscita dal modello matematico per poter conseguentemente validare il programma di simulazione.

4.1 Prove dinamiche

In questo paragrafo verranno descritte le diverse prove svolte in laboratorio.

Sulla base della ricostruzione schematica vista in precedenza, caratterizzata da un modello semplice composto da corpi rigidi e cerniere, si è scelto di eseguire due modalità principali di prove:

- impatto frontale
- impatto laterale

In questo modo si sono andati ad analizzare i due casi più estremi; il vantaggio di questa scelta sta sia nella semplicità dell'analisi di forze e spostamenti diretti esattamente come la terna di riferimento, sia nel fatto che dopo aver analizzato i due casi più diversi, diventa possibile in un secondo momento analizzare situazioni miste che vedono sia azioni longitudinali che trasversali.

Infatti in seguito alle prove sperimentali verrà sviluppato un modello matematico con lo scopo di riuscire a riprodurre fedelmente l'impatto su un generico punto della testa.

Un'altra semplificazione sta nel fatto che considerando ad esempio una forza che va ad agire secondo l'asse x con y uguale a zero, e quindi che va ad agire sull'asse diretto come il piano sagittale mediano, le reazioni che si otterranno saranno forze pure e momenti attorno all'asse y , scongiurando la presenza di altri contributi, quali momenti attorno agli altri due assi x e z , che andrebbero a complicare ulteriormente le valutazioni sulle sollecitazioni subite dal collo.

Questo vantaggio è però meno netto nel caso dell'impatto laterale in quanto non è più possibile sfruttare la simmetria della testa e sarà inevitabile avere una rotazione, anche se piccola, della testa attorno all'asse verticale.

Per ogni modalità di prova sono stati considerati due valori energetici, cioè due valori di impatto diversi in modo da avere riscontri diversi a seconda della forza d'impatto.

La prima si ottiene facendo partire il pendolo da un'altezza di 142 cm da terra, impattando alla velocità di 3.2 m/s con un valore energetico pari a 165.5 J.

Nella seconda prova il pendolo parte da un'altezza di 162 cm per impattare a 3.8 m/s con 229.2 Joule.

Tali valori sono stati semplicemende calcolati utilizzando l'equazione dell'energia meccanica:

$$E_{mecc} = \frac{1}{2}mv^2 + mg\Delta h = cost$$

da cui:

$$\frac{1}{2}mv^2 = mg\Delta h$$

$$v = \sqrt{2g\Delta h}$$

nel punto d'impatto, essendo $\Delta h=0$:

$$E = \frac{1}{2}mv^2$$

Si sono trascurati gli effetti aerodinamici e gli attriti.

La seguente tabella riporta una sintesi delle quattro differenti situazioni di prova, indicando l'altezza di partenza del pendolo, la velocità raggiunta nell'istante precedente l'impatto e i relativi valori di energia.

Prova	h [m]	v [m/s]	E [J]
Frontale	1.42	3.2	165.5
Frontale	1.62	3.8	229.2
Laterale	1.62	3.8	229.2
Laterale	1.93	4.5	327.8

Tabella 4.1: Sintesi modalità di prova

Una volta eseguite le prove sperimentali, i risultati ottenuti saranno la base per la continuazione dello sviluppo del dispositivo, in particolare avranno due utilità essenziali.

- La prima è quella di ottenere un feedback sul comportamento del dispositivo, anche se questo è ancora un prototipo. Acquisendo infatti le forze ricevute dal manichino sia in seguito alle prove senza dispositivo, sia in seguito alle prove col prototipo, è possibile paragonare i risultati ottenuti nelle differenti situazioni ed avere una prima visione degli effetti del dispositivo. Si vedrà che il prototipo riuscirà a sostenere l'urto, contenendo i movimenti del collo senza creare nuove criticità. Si scoprirà anche che nonostante l'utilizzo di materiali capaci di assorbire gli urti, il dispositivo pecca ancora in fase di smorzamento non riuscendo ad assorbire completamente le forze d'impatto che vanno a scaricarsi sul collo.
- La seconda utilità fondamentale dei risultati sperimentali è quella di porsi come base per la stesura di un modello matematico che riproduce

il fenomeno di impatto sulla testa. Utilizzando un software capace di simulare condizioni di moto reali, si possono ripetere al calcolatore le prove svolte in laboratorio utilizzando le medesime caratteristiche del caso sperimentale.

Ovviamente, per ottenere un valore fisicamente accettabile, i risultati numerici devono rispecchiare quelli ottenuti nella realtà, perciò se simulando le condizioni di impatto con il modello matematico si ottiene una risposta allineata con i risultati sperimentali, il modello può considerarsi valido.

Successivamente, avendo a disposizione un modello capace di riprodurre la realtà, lo stesso potrà essere utilizzato come base per riprodurre numericamente diverse condizioni di impatto senza dover passare nuovamente per la valutazione sperimentale.

Del modello matematico si parlerà più approfonditamente nel capitolo successivo (cap.5).

4.1.1 Layout di prova

Prima di passare alla spiegazione della modalità di prova, è giusto chiarire come individuare nello spazio gli elementi che la caratterizzano.

Visto che l'attenzione è concentrata su ciò che accade alla testa e al collo del manichino l'origine del sistema di riferimento assoluto (x,y,z) è situato in corrispondenza della quinta vertebra, cioè proprio nel punto di unione tra collo e torso.

In realtà, come si è visto nei capitoli precedenti, nel corpo umano sono presenti sette vertebre, ma il manichino Hybrid III riproduce uno schema semplificato del corpo umano e una di queste semplificazioni sta proprio nel considerarne solo cinque.

Il riferimento cartesiano (x,y,z) , vede come x l'asse diretto longitudinalmente al manichino, positivo verso la fronte, negativo verso la nuca.

La direzione y è data dalle spalle del manichino, ed è positiva partendo dal collo verso la spalla sinistra, negativa in senso opposto, cioè verso destra.

La direzione z è semplicemente l'asse verticale, si considera positiva verso l'alto, cioè in fase di trazione del collo, negativa nel caso in cui il collo è sollecitato a compression, che inevitabilmente avviene nel momento dell'impatto tra la testa e il pendolo.

Le rotazioni sono positive in senso antiorario.

4.1.1.1 Posizionamento

Di fondamentale importanza per il buon esito delle prove sperimentali è stata la modalità di posizionamento del manichino.

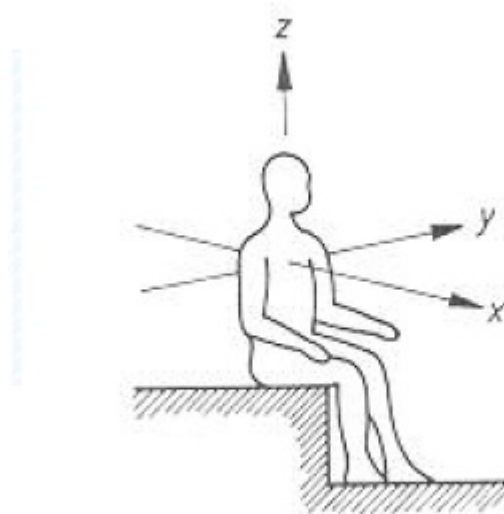


Figura 4.2: Sistema di riferimento

A questo proposito è stata studiata e costruita una dima a forma di “T”, questa è stata posizionata posteriormente al manichino e, una volta sistemata tra la base di alluminio e due blocchi (di alluminio) fissati a terra, è stata in grado di riportare il manichino nella stessa posizione all’inizio di ogni prova.

La particolare forma della dima è dovuta alla possibilità di poterla sfruttare per il corretto posizionamento del manichino sia durante le prove di impatto frontale sia durante le prove d’impatto laterale.

In queste ultime, infatti, il pendolo resta nella stessa posizione (cambia solo l’altezza iniziale) mentre a ruotare è il manichino, e con esso anche il punto di applicazione della dima.

Per assicurare la giusta inclinazione della schiena e della testa, in modo da averne una posizione precisa nello spazio, si è utilizzato un puntatore laser, posto al lato del manichino e puntato in corrispondenza dell’orecchio per quanto riguarda le prove frontali.

Nelle prove laterali, il puntatore laser deve invece andare ad indicare un punto del volto del manichini, che è stato appositamente segnato con un pennarello.

Questo scrupoloso metodo di posizionamento ha permesso in ogni prova di avere il manichino sempre nella stessa posizione ottenendone un beneficio in termine di ripetibilità e quindi veridicità delle prove.



Figura 4.3: Piastra d'acciaio su cui viene appoggiato il manichino

Nell'ultima parte di questo capitolo verranno visualizzati i grafici ottenuti dalle prove sperimentali e con essi verrà messa in evidenza la caratteristica di ripetibilità.

4.1.2 Strumentazione

Durante i test sperimentali il manichino strumentato, grazie all'utilizzo di un sistema di acquisizione, ha fornito le forze e le accelerazioni assorbite dal collo.

La cella di carico posizionata sul pendolo, invece, ha misurato le forze applicate sulla testa al momento dell'impatto.

Infine i risultati sono stati riportati sul computer e riconvertiti per essere visualizzati mediante il software Matlab.

In questo paragrafo verranno descritti questi strumenti che sono stati utilizzati durante le prove in laboratorio.

4.1.2.1 Hybrid III

L'Hybrid III 50th Percentile Male, intendendo con questa dicitura che il 50% della popolazione occidentale maschia è al di sotto delle sue misure, nasce sulla scia del precedente modello Hybrid II.

L'Hybrid II è il primo di una nuova generazione di manichini che iniziano ad essere classificati per taglie, la dicitura 50th Percentile la si ritrova per la prima volta proprio su questo modello.

La sua analogia con il corpo umano, pur riferendosi soprattutto alle caratteristiche esteriori, è il motivo della sua grande biofedeltà: spalle, colonna vertebrale e ginocchia risultano notevolmente migliorate.

Inoltre questo manichino diventa il primo strumentato: è possibile, infatti, misurare l'accelerazione della testa e del torace, nonché il carico agente sui femori con buone caratteristiche di ripetibilità e di utilizzabilità degli esperimenti.

Grazie a ciò, diventa il primo manichino utilizzato per la verifica di conformità alla normativa USA dei veicoli dotati di sistemi di ritenuta "passivi".

Sulla base dell'esperienza acquisita con l'Hybrid II, nel 1976 nasce l'Hybrid III 50th Percentile Male.

Rispetto alla versione precedente è ulteriormente migliorata la biofedeltà del collo, del torace e delle ginocchia.

Inoltre anche la strumentazione si è arricchita: è possibile misurare circa 40 grandezze (forze, momenti, accelerazioni e schiacciamenti) nei diversi segmenti del corpo, mentre l'attenzione con cui è stato riprodotto il collo rappresenta la caratteristica più importante dell'Hybrid III ed è proprio il motivo per cui è stato utilizzato per questo lavoro di sperimentazione.

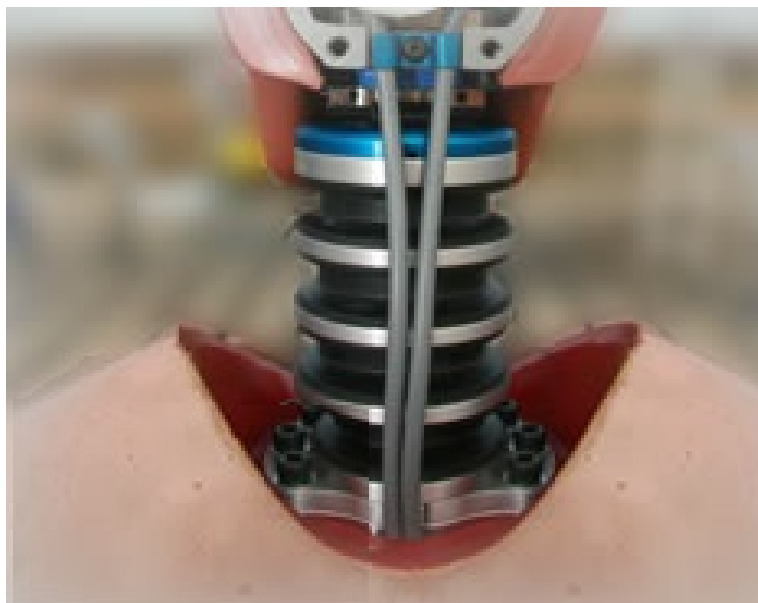


Figura 4.4: Hybrid III-Dettaglio sul collo

I limiti del manichino sono l'elevata rigidità del collo e della colonna vertebrale, le ossa facciali non definite e la limitata mobilità degli arti inferiori.

Questi difetti non risultano un serio ostacolo alle analisi svolte in questo lavoro di tesi, se non per quanto riguarda l'elevata rigidità del collo, a causa di questa caratteristica infatti, nonostante la testa del manichino fosse sottoposta ad un violento impatto, la rotazione del collo non è stata tale da raggiungere valori critici;

questa difficoltà è stata superata utilizzando rilevanti altezze di partenza del pendolo, traducibili in maggiore forza agente sul casco.

La scatola cranica del manichino utilizzato, in alluminio, è ottenuta per fusione ed è rivestita da una pelle vinilica rimovibile; il collo è formato da cinque dischi in alluminio intervallati da cilindri in elastomero opportunamente sagomati in modo tale da conferire differenti rigidità nelle torsioni di estensione/flessione e laterali.

La cassa toracica, a sua volta, è composta da sei nervature di acciaio ad alta resistenza con materiale smorzante a base polimerica per simulare la caratteristica di forza-deformazione del torace umano.

Dal punto di vista anatomico, ogni singola nervatura comprende una coppia di costole sinistra-destra ancorata alla schiena dalla colonna vertebrale toracica.

L'articolazione del collo, oltre a garantire un angolo relativo con il torso, è realizzata in modo tale da rendere possibile l'introduzione di un trasduttore a sei assi.

La clavicola è composta in due elementi in alluminio che presentano la forma completa della scapola tale da interfacciarsi con le cinture di sicurezza.

La colonna vertebrale lombare, rappresentata da un cilindro curvo di gomma, consente di replicare la postura di una persona seduta.

Il bacino è composto da un foam (schiuma poliuretana) su un pezzo fuso in alluminio nella posizione seduta e rivestita da una pelle vinilica.

I giunti sferici in corrispondenza del femore presentano alcuni tamponi per riprodurre le caratteristiche rotazionali dell'anca.

Il manichino utilizzato nelle seguenti prove è stato strumentato con tre accelerometri monoassiali posti nella testa con un fondo scala di ± 300 g ed una sensitività di 15 mV/g.

Inoltre, una cella di carico a sei assi è posta sopra le vertebre con un fondoscala di ± 9 kN nelle direzioni x,y e ± 13 kN in z ed una sensitività di 180 μ V/V/kN per quanto concerne le forze e un fondoscala di ± 280 Nm con 6 μ V/V/Nm di sensitività per i momenti.

In aggiunta a tale strumentazione è stato inserito un accelerometro sullo stesso asse dell'accelerometro orientato lungo l'asse z.

Partendo dalla differenza tra i valori di accelerazione e calcolando la distanza tra i due accelerometri è possibile risalire alla misurazione dell'accelerazione angolare attorno all'asse y.

4.1.2.2 Dati manichino

Nella fase di progettazione di prove sperimentali, durante la definizione delle forze di impatto, è necessaria la conoscenza delle proprietà meccaniche del manichino utilizzato.

In particolare, mentre alcuni valori come le proprietà di massa (baricentri e momenti d'inerzia) delle singole parti costituenti l'Hybrid III e le rigidità torsionali delle vertebre del collo sono disponibili in letteratura, non può certo dirsi lo stesso delle analoghe rigidità al taglio.

Se, infatti, da un lato questi ultimi parametri sono stati sempre trascurati nei precedenti modelli, dall'altro la loro definizione appare necessaria al fine di quantificare la traslazione relativa tra le vertebre cervicali durante l'impatto.

Per questo sono stati effettuati alcuni test statici con l'obiettivo di determinare, appunto, tali rigidità sia in direzione frontale nelle fasi di estensione/flessione sia in quella laterale[1].

Conoscendo la forza applicata e gli spostamenti, sono state costruite le curve caratteristiche,

in estensione:

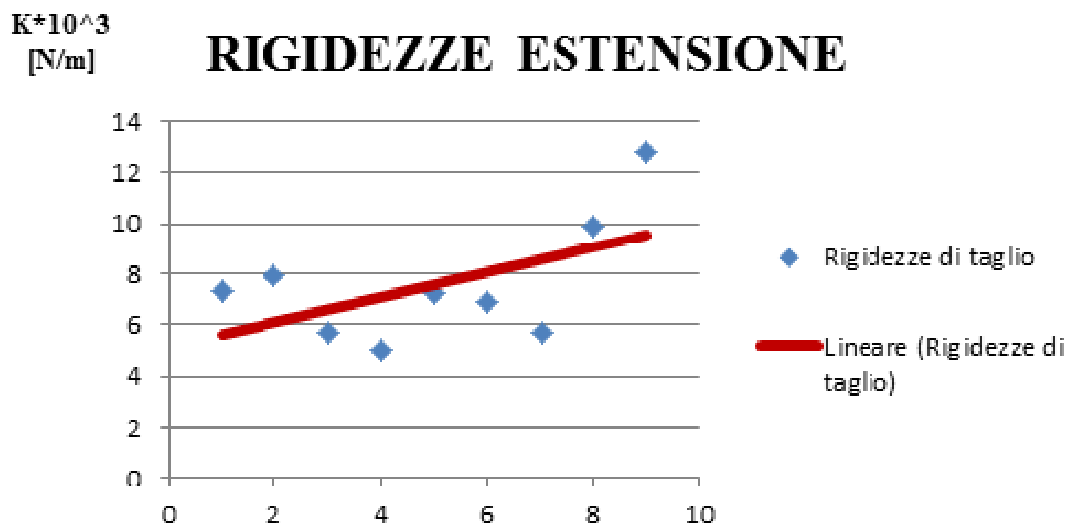


Figura 4.5: Andamento rigidezza del collo in estensione

in flessione:

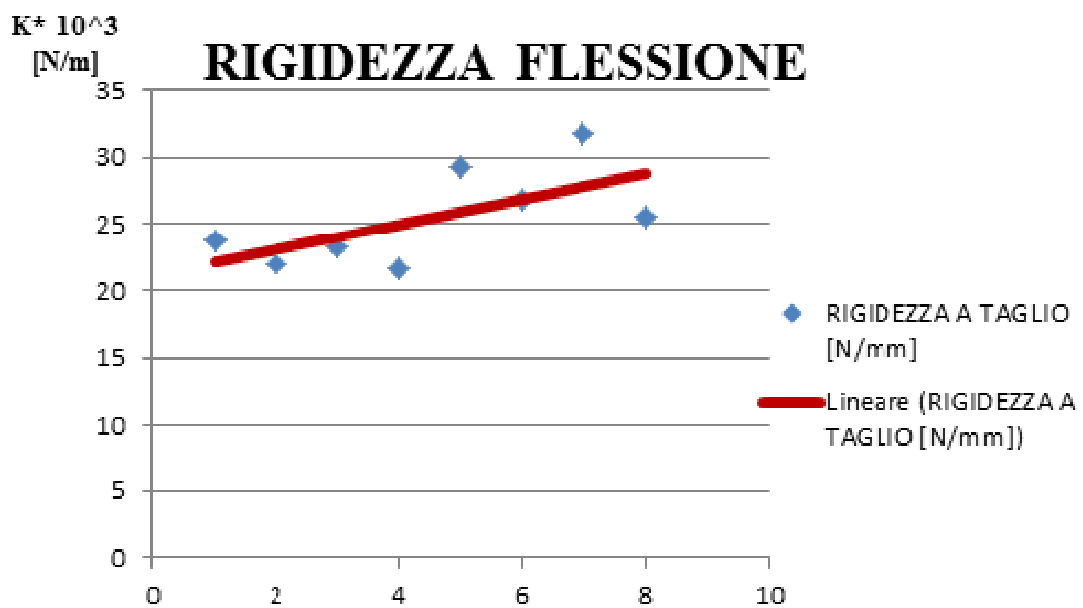


Figura 4.6: Andamento rigidezza del collo in flessione

in laterale:

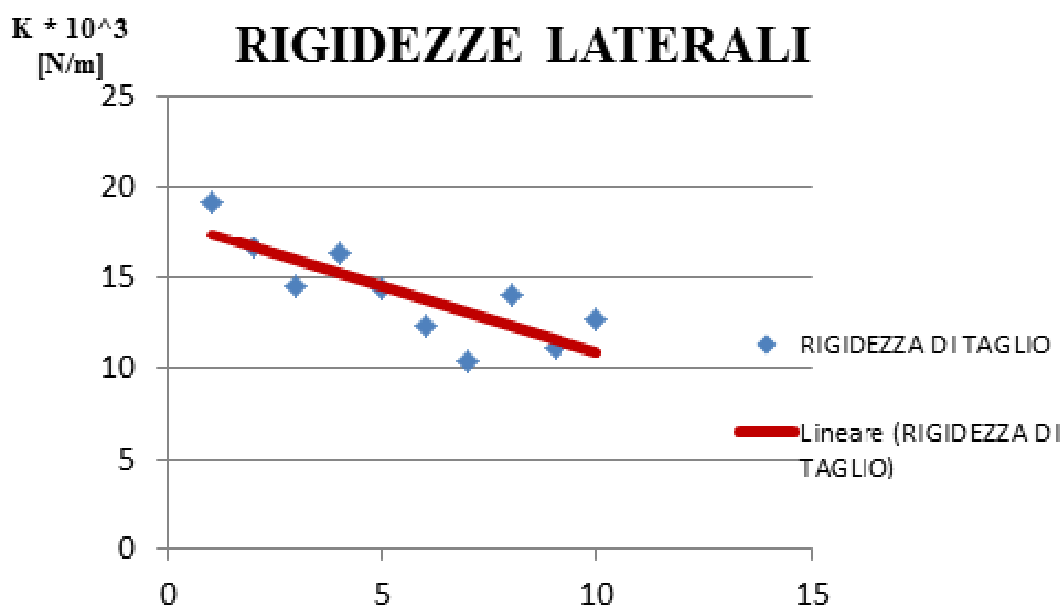


Figura 4.7: Andamento rigidezza laterale del collo

Notiamo come le caratteristiche possono essere tutte considerate lineari per l'estensione ed in laterale, mentre ha un andamento bilineare in flessionale.

Siccome, però, le rigidezze aumentano per valori di rotazioni non raggiunti durante le prove, sono state considerate tutte costanti e pari ai seguenti valori ottenuti sperimentalmente attraverso le prove statiche:

$$k_{x,est}=6.5 \cdot 10^3 \text{ N/m};$$

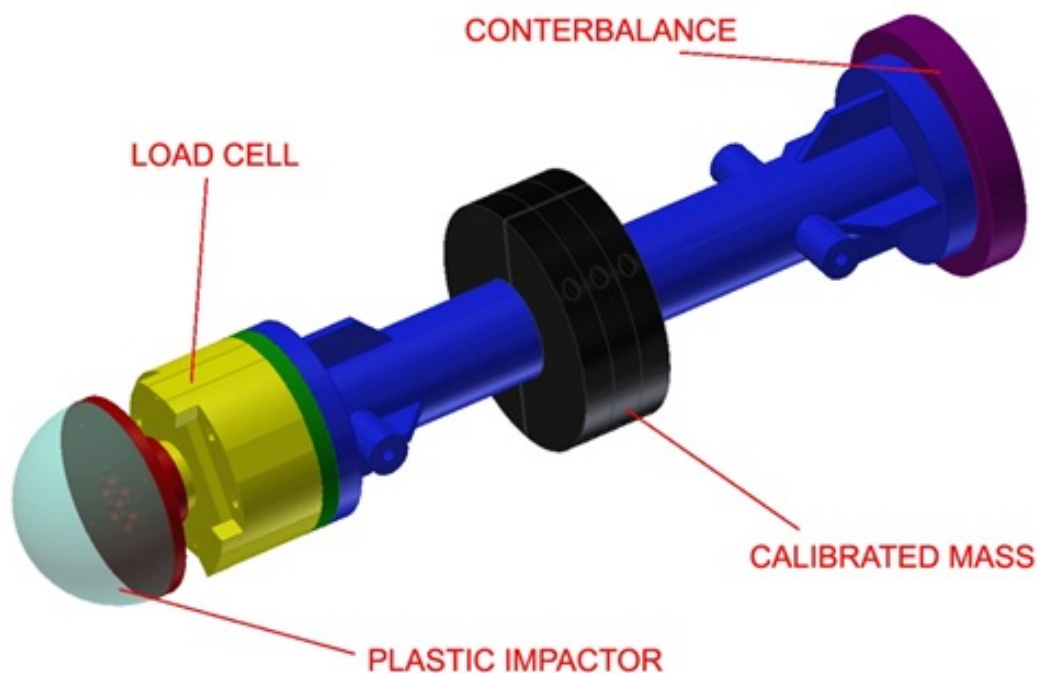
$$k_{x,fless}=25 \cdot 10^3 \text{ N/m};$$

$$k_y=14.2 \cdot 10^3 \text{ N/m};$$

Da questi valori appare chiaro il comportamento asimmetrico del manichino in direzione longitudinale.

In particolare, il collo è molto più rigido in flessione che in estensione.

4.1.2.3 Pendolo

**Figura 4.8:** Pendolo

Il pendolo, di cui sono noti massa e geometria, è composto da un corpo centrale, in alluminio, su cui sono posizionati i quattro attacchi, due per ogni lato: dal punto di vista cinematico, si comporta come un quadrilatero articolato.

Su di esso sono state poste due dischi in acciaio per aumentare la massa totale del pendolo.

Esso, inoltre, è collegato, tramite una flangia anch'essa in acciaio, ad una cella di carico a sei assi, costituita da un corpo in alluminio ed un tripode in acciaio, utilizzata per misurare le forze di contatto.

Un'ulteriore flangia di acciaio è interposta tra la cella e una semisfera in poliammide: quest'ultima è l'elemento impattante contro il manichino.

Infine un contrappeso, realizzato tramite un disco in acciaio, è posto dal lato opposto all'impattatore in modo da equilibrare l'intero sistema.

4.1.2.4 Cella di carico

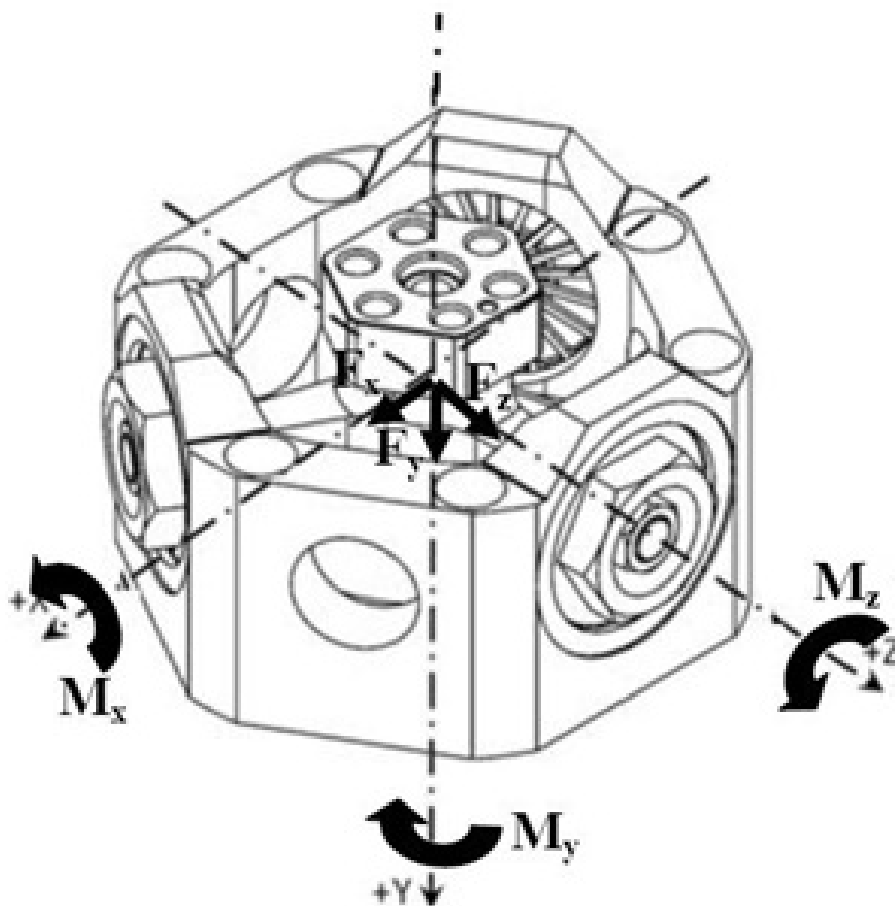


Figura 4.9: Cella di carico

Come detto, la cella di carico è a sei assi, è costituita da un tripode interno ed una scatola esterna

Le convenzioni delle grandezze misurate sono riportate nella seguente tabella.

Le componenti delle forze di impatto significative misurate dalla cella sono, secondo il suo sistema di riferimento, quella lungo l'asse y e quella lungo l'asse z.

	Range	Sensitivita
F _x	± 5000 N	± 1260 μV/V/kN
F _y	± 10000 N	± 1260 μV/V/kN
F _z	± 5000 N	± 1260 μV/V/kN
M _x	± 500 Nm	± 30 μV/V/Nm
M _y	± 250 Nm	± 30 μV/V/Nm
M _z	± 500 Nm	± 30 μV/V/Nm

Tabella 4.2: Cella di carico-dati tecnici

4.1.2.5 Sistema di acquisizione

I dati sono stati acquisiti mediante un sistema EME Corp. DAS 1600L.

è stato progettato specificatamente per i crash test ed è caratterizzato da un'alta frequenza di campionamento.

In totale sono stati acquisiti simultaneamente, alla frequenza di 12.5 kHz, 16 segnali (4 accelerazioni, 6 forze, 6 momenti). Le principali caratteristiche del DAS sono riportate nella tabella seguente:

Caratteristiche sistema di acquisizione
16 canali analogici disponibili
Triggering sincrono and acquisizione simultanea tra unità interconnesse
Acquisizione simultanea da 1 Hz a 100 kHz
Convertitore singolo 16-bit A/D per ogni canale
Accuratezza (calibrata) 0.1%
Campionamento simultaneo dei canali
Segue specifiche SAE J211
16 canali digitali input

Tabella 4.3: Caratteristiche del sistema di acquisizione

Al sistema di acquisizione è stato applicato un trigger sul segnale di accelerazione, frontale o laterale a seconda del tipo di prova, di valore pari a 10 g.

4.1.2.6 Lettura risultati

Per ogni prova effettuata sono state acquisite le storie temporali relative alle forze e momenti di contatto, alle accelerazioni della testa del manichino ed alle forze ed i momenti agenti sul collo.

Si è poi passata alla fase di analisi dei risultati. In primo luogo è stata eliminata l'intestazione dei files ".txt" restituiti dal sistema di acquisizione.

Quindi ne è stata convertita l'estensione in .mat, in modo tale da poter essere elaborati tramite il software Matlab.

Successivamente sono stati eliminati, per ogni storia temporale acquisita, gli offset iniziali ed è stata tolta la parte di storia temporale relativa alla fase di pre trigger.

Infine, è stato applicato un filtro passa-basso a 200 Hz.

Nei prossimi paragrafi verranno riportate le storie temporali di tutte le grandezze acquisite.

Su ogni grafico sono presenti due curve relative a prove omologhe, effettuate cioè allo stesso livello energetico, eseguite con e senza il dispositivo indossato dal manichino: ciò consente un confronto immediato al fine di valutarne l'efficacia.

Sono state omesse le curve relative alle grandezze non significative.

4.2 Impatto frontale

Come è stato già accennato, il punto d'impatto è situato lungo l'asse che divide simmetricamente la parte destra e la parte sinistra del capo.

L'altezza è stata definita in base alle caratteristiche morfologiche del casco: a causa della visiera, che non è in grado di resistere all'impatto, si è scelto di colpire il manichino nella parte superiore della fronte.

Questa scelta (obbligata) porterà il collo a ricevere un alto valore di forza verticale.

Si vedrà che il punto d'impatto avrà ripercussioni anche nella costruzione del modello di simulazione, infatti questo è posizionato proprio in corrispondenza della presa d'aria frontale del casco con conseguenti difficoltà nella ricostruzione della sua geometria.

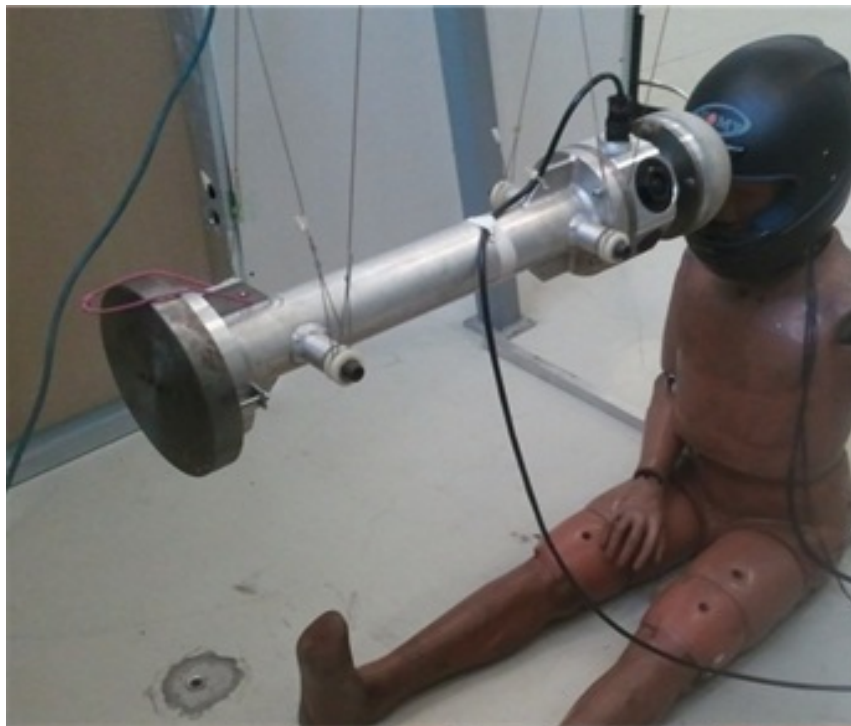


Figura 4.10: Prova frontale

Una volta stabilite le condizioni di prova e posizionato il manichino nel punto predefinito si è partiti con la sperimentazione.

Si è provveduto ad una prima serie di prove senza dispositivo, cioè con il manichino avente indosso solo il casco.

Dopo aver raccolto i dati provenienti dalle sperimentazioni senza dispositivo, sono state rieseguite le stesse modalità di prova applicando al manichino il dispositivo.

I risultati delle prove senza dispositivo e di quelle con il dispositivo verranno in seguito analizzate e paragonate in modo da chiarirne gli effetti sul manichino, e quindi sul corpo umano.

Di seguito verranno descritte le singole prove a cui è stato sottoposto il manichino e verranno messi in evidenza i grafici ricavati dai valori acquisiti.

Si vedranno immagini composte ognuna da otto grafici differenti che riassumono i seguenti dati principali delle acquisizioni:

Le forze di contatto lungo l'asse x, F_x , lungo l'asse z, F_z , e il momento, M_y , attorno all'asse y sono state misurate dalla cella di carico presente nel pendolo e rappresentano le forze che si scambiano il pendolo e il casco durante l'impatto.

Per quantificare il valore totale di forza che viene scaricata sul manichino si è plottato anche il modulo totale ricavato da F_x e F_z .

Verranno anche mostrati i grafici delle accelerazioni, grazie alle quali sarà possibile calcolare gli indici di danno.

In particolare è sono state plottate l'accelerazione frontale, quella verticale e l'accelerazione angolare ottenuta grazie ai valori raccolti dall' accelerometro aggiuntivo.

Infine, come ultimo grafico di ogni immagine, verrà riportato il valore del momento agente direttamente sul collo.

4.2.1 Prove senza dispositivo con casco standard

Il primo tentativo ha visto il manichino con indosso un normale casco integrale.

La condizione iniziale prevede il pendolo ad un'altezza di 142 cm da terra:

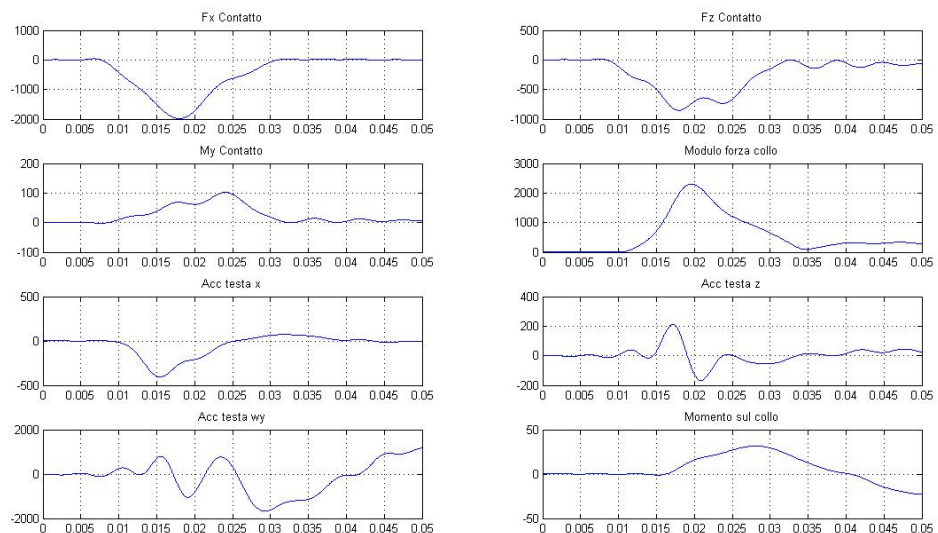


Figura 4.11: Casco Standard-Frontale 142cm

Non è stata potuta effettuare la prova frontale a 162 cm a causa dei danni subiti dal casco dopo la sperimentazione precedente.

Quest'ultimo, infatti, non è progettato per subire più colpi nello stesso punto, inoltre questa modalità di prova, che prevede forze di impatto molto grandi concentrate in una piccola zona, mette il casco in condizioni di funzionamento troppo estreme.

Si è così provveduto a rinforzare il casco con l'effetto di aumentare la resistenza, ma anche il peso e quindi la sua inerzia.

4.2.2 Prove senza dispositivo con casco rinforzato

Si è ripetuta la prova precedente, stavolta senza ripercussioni sulla struttura del casco.

In seguito si riportano i risultati della prova frontale con il pendolo a 142 cm da terra:

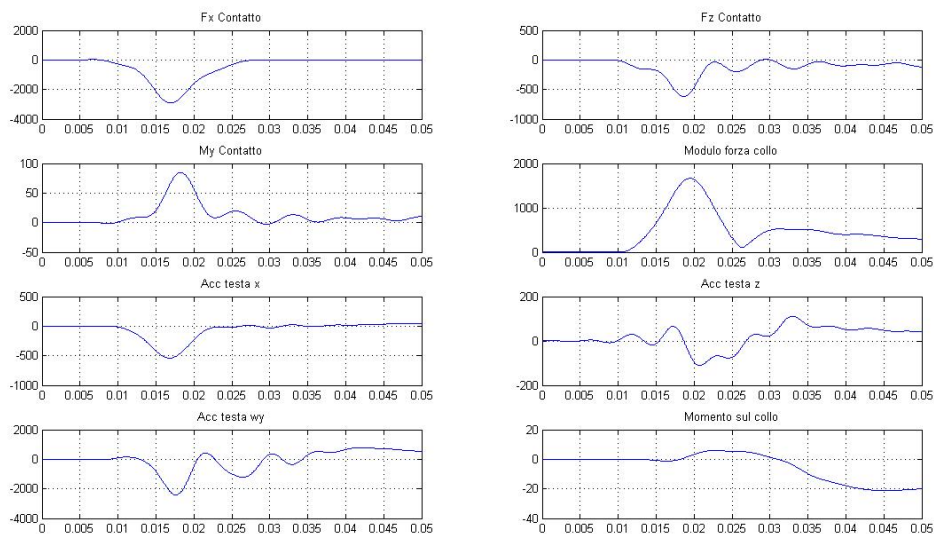


Figura 4.12: Casco Rinforzato-Frontale 142cm

Dopo aver riposizionato il manichino e il pendolo si è provveduto alla sperimentazione di impatto frontale con pendolo ad un'altezza di 162 cm di cui possiamo osservare il grafico:

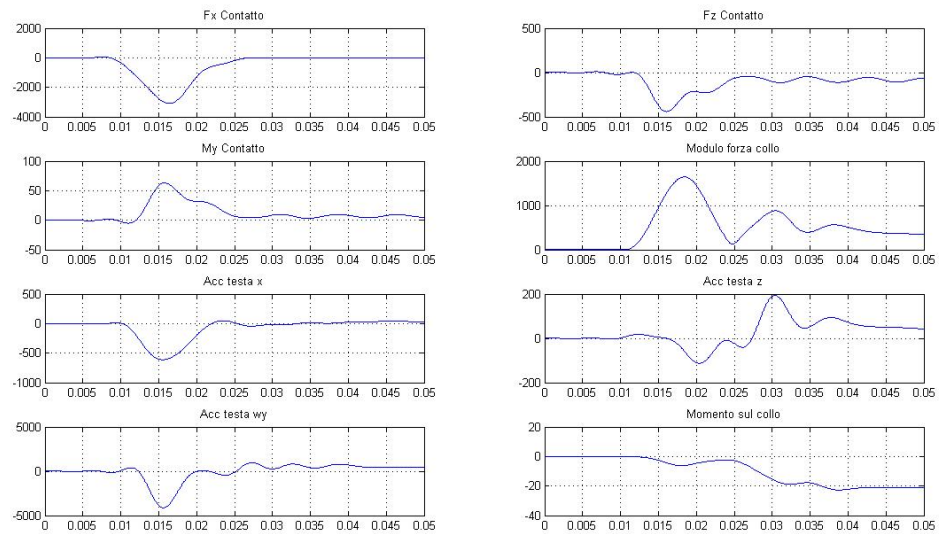


Figura 4.13: Casco Rinforzato-Frontale 162cm

Questi risultati mostrano le possibili reazioni del corpo umano sottoposto ad un violento impatto.

Il prossimo passo è riprodurre le medesime situazioni, stavolta proteggendo il manichino col nostro sistema di sicurezza.

4.2.3 Prove con dispositivo

La preparazione del manichino è in questo caso più complessa in quanto bisogna applicare il dispositivo dotato di giubbotto protettivo e di casco appositamente modificati.

In particolare il casco prevede delle modifiche funzionali, ma non differisce strutturalmente dal casco precedente in quanto è stato anch'esso rinforzato.

Come è stato fatto in precedenza, la prima prova frontale prevede il pendolo ad un'altezza di partenza pari a 142cm:

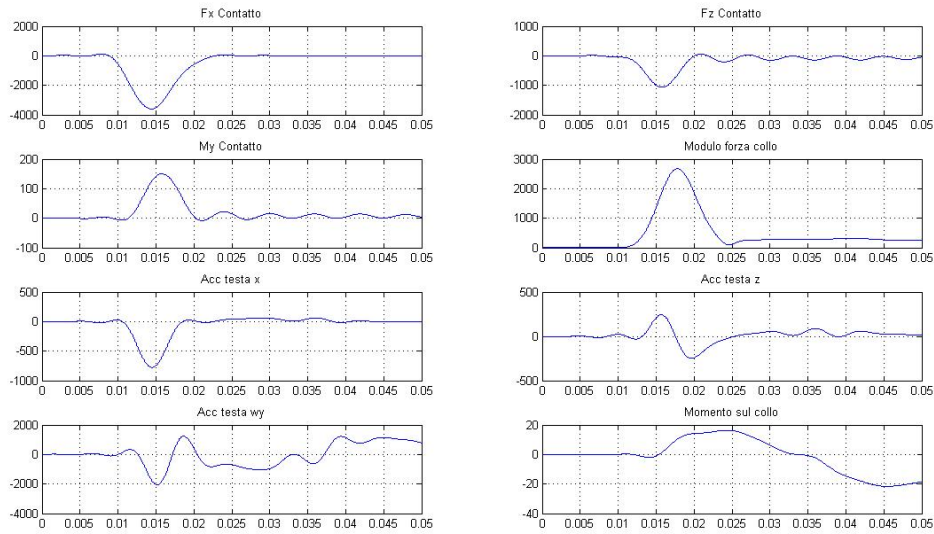


Figura 4.14: Dispositivo-Frontale 142cm

La seconda prova con dispositivo è quella con il pendolo ad un'altezza iniziale di 162cm

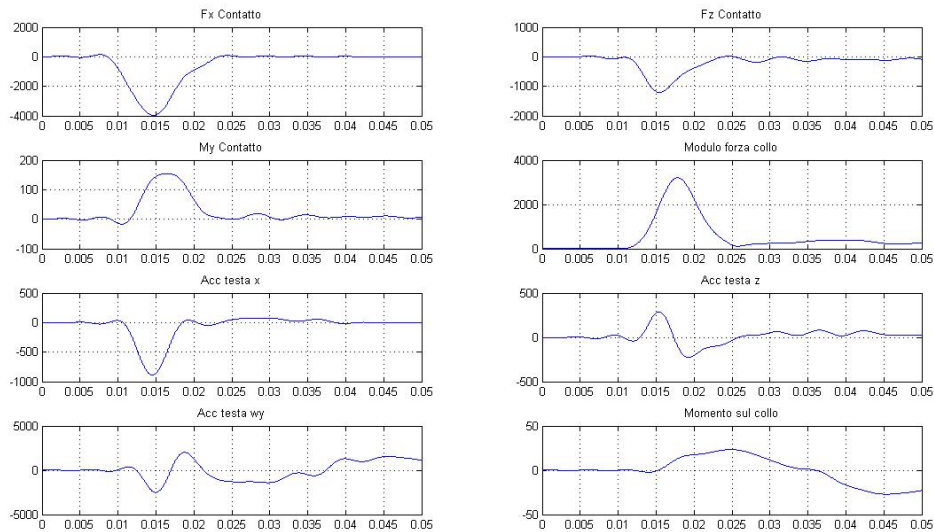


Figura 4.15: Dispositivo-Frontale 162cm

Come è stato già chiarito in precedenza, il dispositivo deve avere due compiti, uno vincolante e l'altro smorzante.

Per come è stato costruito, si sa che è già in grado di bloccare il collo per non fargli assumere posizioni pericolose, inoltre dopo le prove viste in precedenza, si ha anche la certezza della sua validità strutturale, visto che non ha riportato danni in seguito alla sperimentazione.

Non si può invece quantificare a priori la capacità di assorbire le forze, perciò si è pensato di applicare nei punti caratteristici del dispositivo un gel che ha caratteristiche smorzanti.

4.2.4 Prove con dispositivo su cui è stato applicato un gel smorzante

Per questo si sono ripetute ancora una volta le medesime prove sperimentali, stavolta utilizzando questo nuovo materiale; la prima prova frontale con il pendolo a 142cm di altezza ha dato i seguenti risultati:

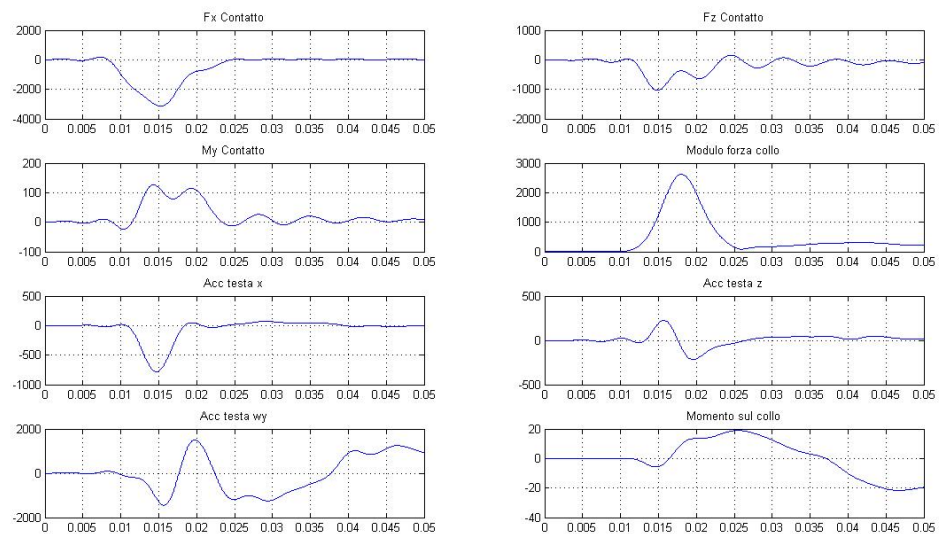


Figura 4.16: Dispositivo con gel-Frontale 142cm

Come al solito, a questa prova è seguita quella a 162cm di altezza che è riportata di seguito:

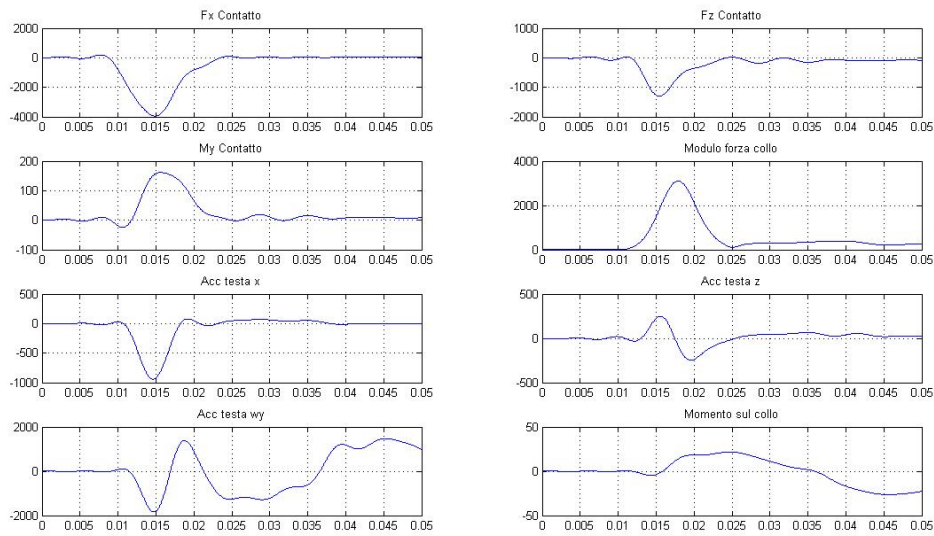


Figura 4.17: Dispositivo con gel-Frontale 162cm

Prima di raccogliere i dati appena osservati e valutarne le caratteristiche si è pensato di svolgere nuove prove senza dispositivo, stavolta utilizzando lo stesso casco indossato dal manichino durante le prove con il dispositivo.

4.2.5 Prove con lo stesso casco del dispositivo

Con queste ultime prove si otterrà una serie completa di dati da analizzare, in particolare con i prossimi risultati si potrà avere un paragone ancora più diretto rispetto alle sperimentazioni con il dispositivo, visto che è stato utilizzato il medesimo casco.

L'immagine seguente è quella relativa alla prova senza dispositivo a 142 cm:

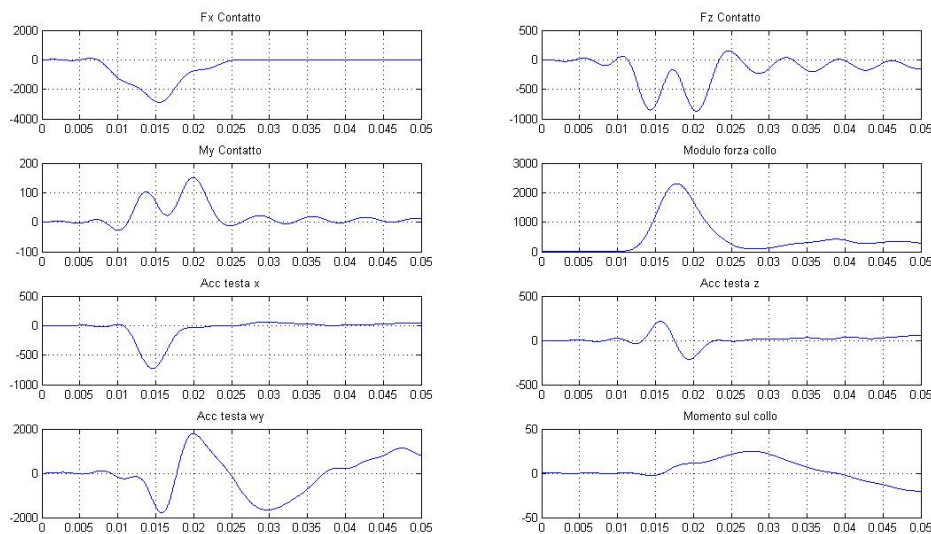


Figura 4.18: Casco Dispositivo-Frontale 142cm

Nella prossima figura, invece, viene riportata la stessa prova, ma ad un'altezza del pendolo di 162cm

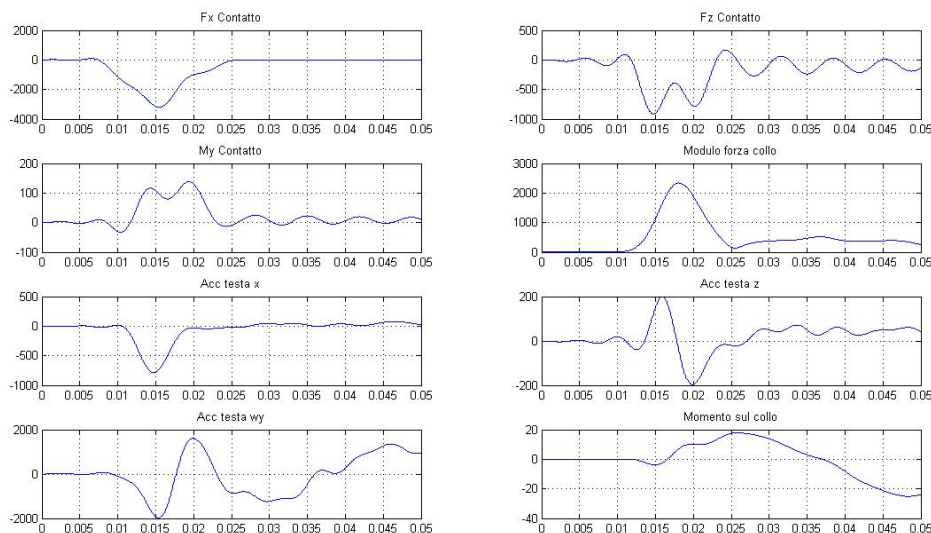


Figura 4.19: Casco Dispositivo-Frontale 162cm

4.3 Impatto laterale

Le prove di impatto laterale seguono la stessa procedura vista con le prove di impatto frontale, ma con due sostanziali differenze date dal punto di impatto e dalla rigidità laterale del collo del manichino.

Non essendo la testa simmetrica rispetto all'asse y , è risultata più difficile la scelta del punto d'impatto.

Lo scopo deve essere sempre quello di minimizzare la presenza di forze e momenti al di fuori di quello che agisce longitudinalmente e verticalmente rispetto all'azione del pendolo.

Si è perciò pensato di colpire il manichino in un punto corrispondente all'asse del collo, in modo da scongiurare la presenza di un eccessivo valore del momento M_z , che questa volta sarà inevitabilmente presente.

Per quanto riguarda l'altezza del punto d'impatto, si è dovuto cercare il giusto compromesso in quanto un colpo troppo in basso, pur diminuendo considerevolmente il contributo di forza verticale, F_z , avrebbe diminuito anche la rotazione del collo intorno all'asse x in seguito all'impatto, rischiando di non portare il collo in posizione critica, vanificando così la prova sperimentale.

Un'altezza troppo alta, invece, avrebbe avuto il problema opposto, cioè un alto contributo di forza verticale a scapito di quella longitudinale.

Il punto d'impatto scelto, è per questi motivi situato ad un'altezza media, quasi in corrispondenza delle orecchie.

Considerando le caratteristiche di rigidità del collo, quelle laterali sono più grandi rispetto alla rigidità di estensione, quindi per ottenere risultati soddisfacenti è indispensabile alzare l'altezza di partenza del pendolo per ottenere delle energie maggiori in fase di impatto.



Figura 4.20: Prova Laterale

I grafici che verranno mostrati nelle prossime righe sono simili a quelli già visti per il caso di impatto frontale tranne per alcune ovvie differenze dovute all'orientamento delle forze e alla presenza del momento attorno all'asse z .

La direzione di impatto longitudinale che segue il pendolo stavolta coincide con quella laterale del manichino, per cui come forze di contatto sono state plottate la F_y , la F_z e il momento stavolta attorno all'asse x , M_x .

Lo stesso ragionamento vale per le accelerazioni, mentre al posto dell'accelerazione angolare, che per come sono stati posizionati gli accelerometri riguarda solo la rotazione attorno all'asse y , è stato inserito il grafico del momento M_z , stavolta presente in seguito all'impatto.

4.3.1 Prove senza dispositivo con casco standard

Anche in questo caso la prima prova è stata svolta utilizzando un normale casco commerciale.

La condizione iniziale prevede il pendolo ad un'altezza di 162 cm da terra:

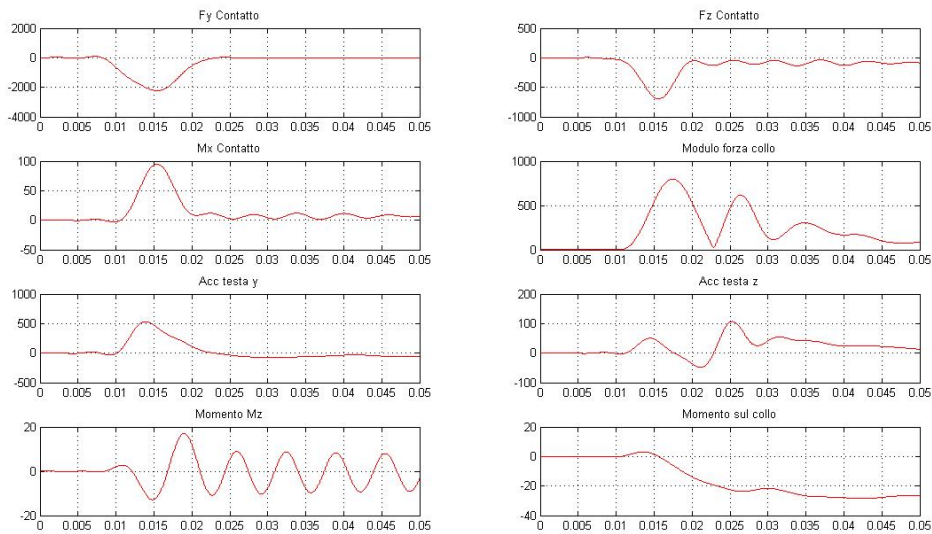


Figura 4.21: Casco Standard-Laterale 162cm

Anche questa volta il casco non ha resistito all'impatto ed è diventato inutilizzabile per la seconda prova ad un'altezza di partenza superiore.

Quest'ultimo, infatti, non è progettato per subire più colpi nello stesso punto, inoltre questa modalità di prova, che prevede forze di impatto molto grandi concentrate in una piccola zona, mette il casco in condizioni di funzionamento troppo estreme.

Si è così provveduto a rinforzare il casco con l'effetto di aumentare la resistenza, ma anche il peso e quindi la sua inerzia.

4.3.2 Prove senza dispositivo con casco rinforzato

Si è ripetuta la prova precedente, stavolta senza ripercussioni sulla struttura del casco.

In seguito si riportano i risultati della prova frontale con il pendolo a 142 cm da terra:

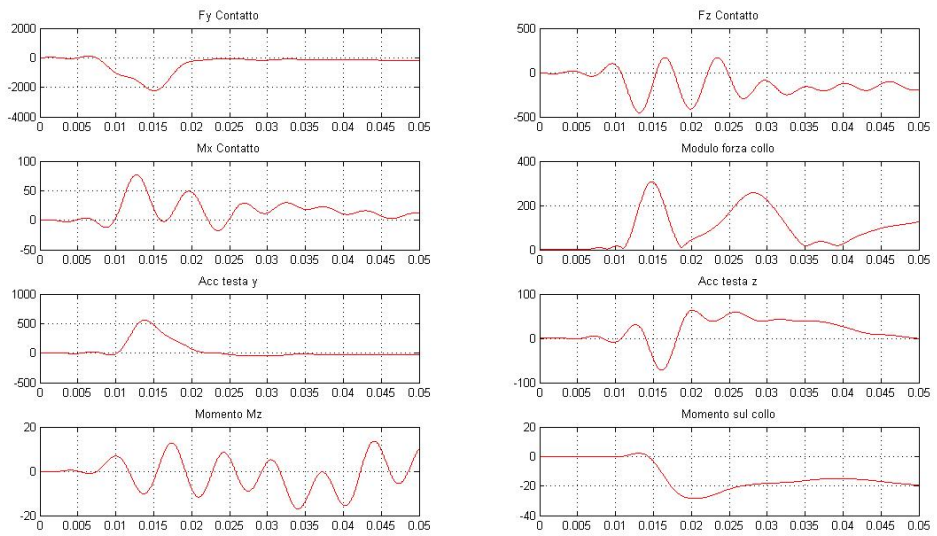


Figura 4.22: Casco Rinforzato-Laterale 162cm

Dopo aver riposizionato il manichino e il pendolo si è provveduto alla sperimentazione di impatto frontale con pendolo ad un'altezza di 162 cm di cui possiamo osservare il grafico:

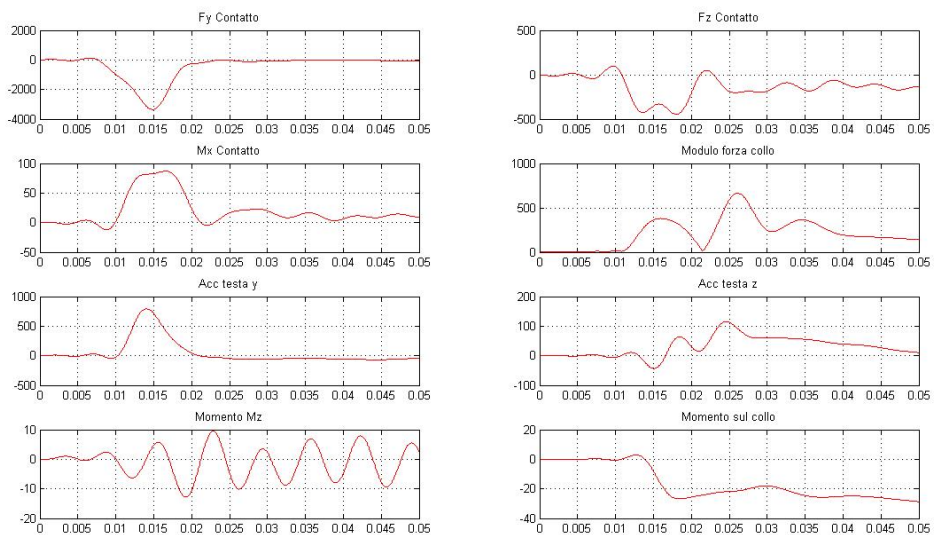


Figura 4.23: Casco Rinforzato-Laterale 193cm

Questi risultati mostrano le possibili reazioni del corpo umano sottoposto ad un violento impatto.

Il prossimo passo è riprodurre le medesime situazioni, stavolta proteggendo il manichino col nostro sistema di sicurezza.

4.3.3 Prove con dispositivo

La preparazione del manichino è in questo caso più complessa in quanto bisogna applicare il dispositivo dotato di giubbotto protettivo e di casco appositamente modificati.

In particolare il casco prevede delle modifiche funzionali, ma non differisce strutturalmente dal casco precedente in quanto è stato anch'esso rinforzato.

Come è stato fatto in precedenza, la prima prova frontale prevede il pendolo ad un'altezza di partenza pari a 142cm:

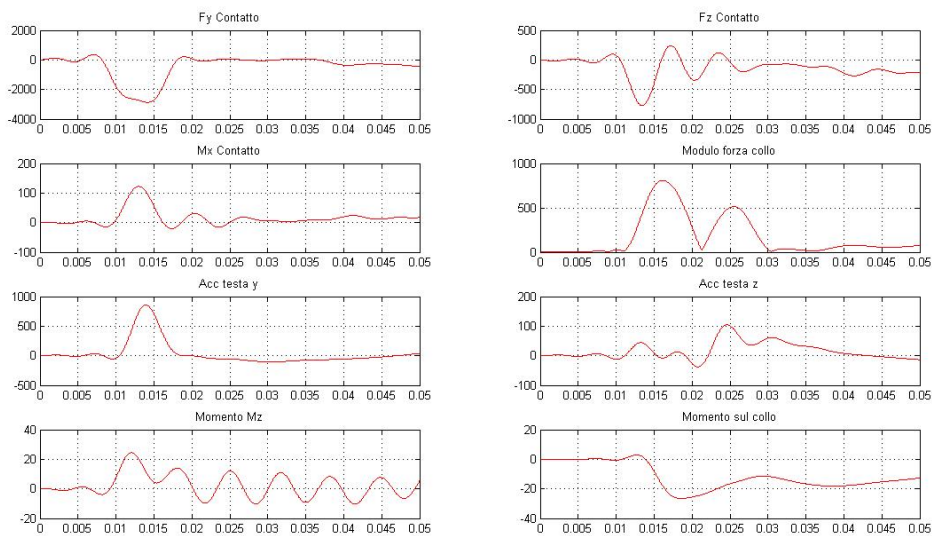


Figura 4.24: Dispositivo-Laterale 162cm

La seconda prova con dispositivo è quella con il pendolo ad un'altezza iniziale di 162cm

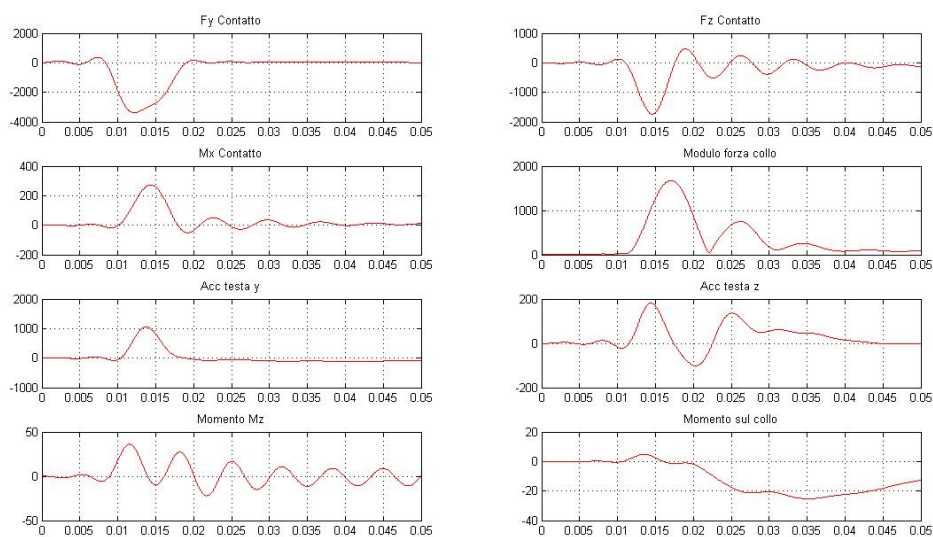


Figura 4.25: Dispositivo-Laterale 193cm

Come è stato già chiarito in precedenza, il dispositivo deve avere due compiti, uno vincolante e l'altro smorzante.

Per come è stato costruito, si sa che è già in grado di bloccare il collo per non fargli assumere posizioni pericolose, inoltre dopo le prove viste in precedenza, si ha anche la certezza della sua validità strutturale, visto che non ha riportato danni in seguito alla sperimentazione.

Non si può invece quantificare a priori la capacità di assorbire le forze, perciò si è pensato di applicare nei punti caratteristici del dispositivo un gel che ha la capacità smorzanti.

4.3.4 Prove con dispositivo su cui è stato applicato un gel smorzante

Per questo si sono ripetute ancora una volta le medesime prove sperimentali, stavolta utilizzando questo nuovo materiale; la prima prova frontale con il pendolo a 142cm di altezza ha dato i seguenti risultati:

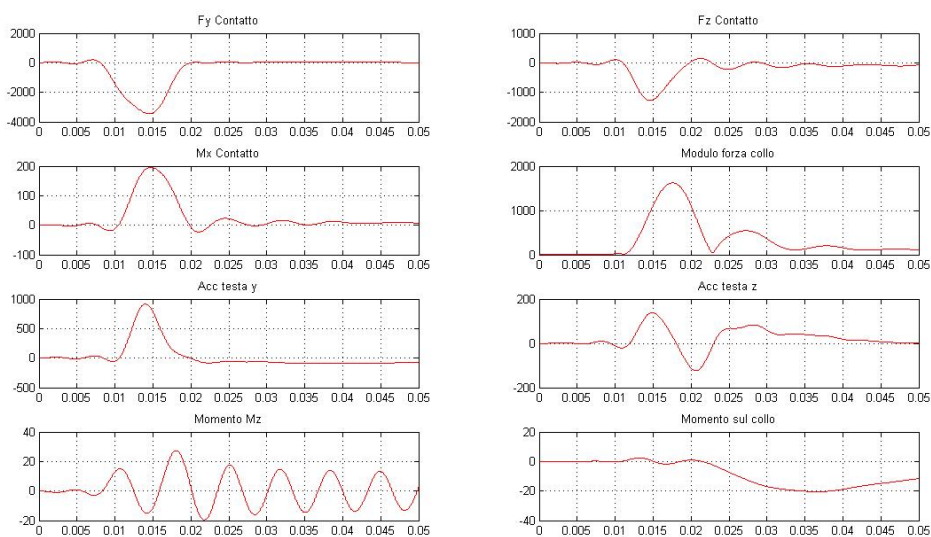


Figura 4.26: Dispositivo con gel-Laterale 162cm

Come al solito, a questa prova è seguita quella a 162cm di altezza che è riportata di seguito:

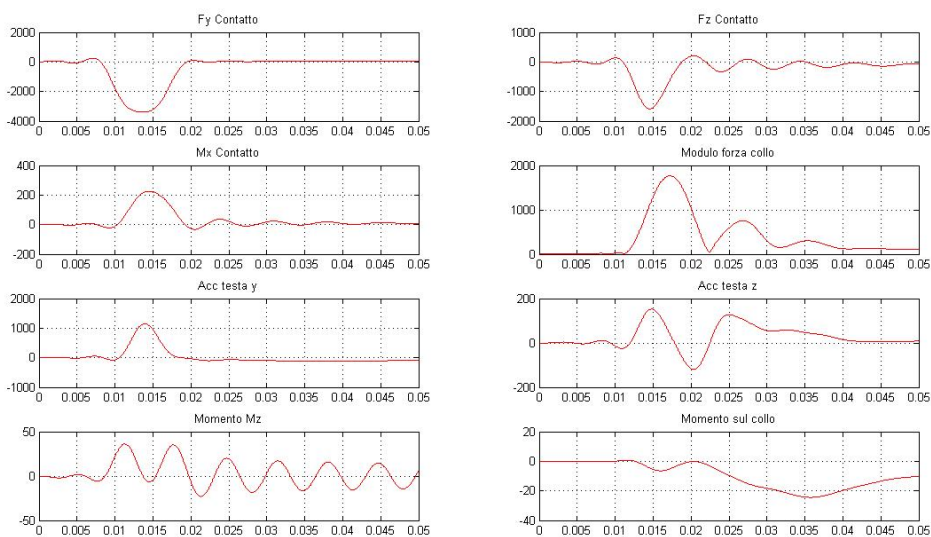


Figura 4.27: Dispositivo con gel-Laterale 193cm

Prima di raccogliere i dati appena osservati e valutarne le caratteristiche

si è pensato di svolgere nuove prove senza dispositivo, stavolta utilizzando lo stesso casco indossato dal manichino durante le prove con il dispositivo.

4.3.5 Prove con lo stesso casco del dispositivo

Con queste ultime prove si otterrà una serie completa di dati da analizzare, in particolare con i prossimi risultati si potrà avere un paragone ancora più diretto rispetto alle sperimentazioni con il dispositivo, visto che è stato utilizzato il medesimo casco.

L'immagine seguente è quella relativa alla prova senza dispositivo a 142 cm:

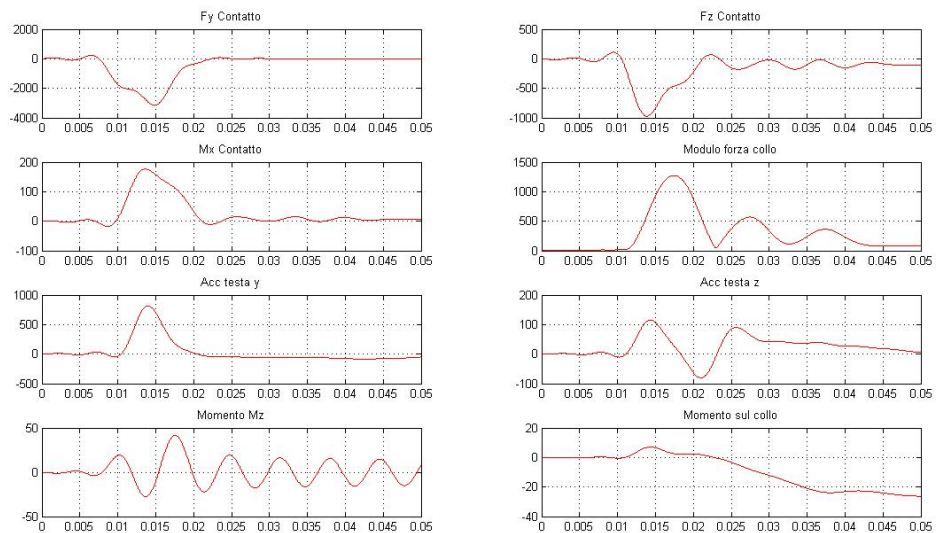


Figura 4.28: Casco Dispositivo-Laterale 162cm

Nella prossima figura, invece, viene riportata la stessa prova, ma ad un'altezza del pendolo di 162cm

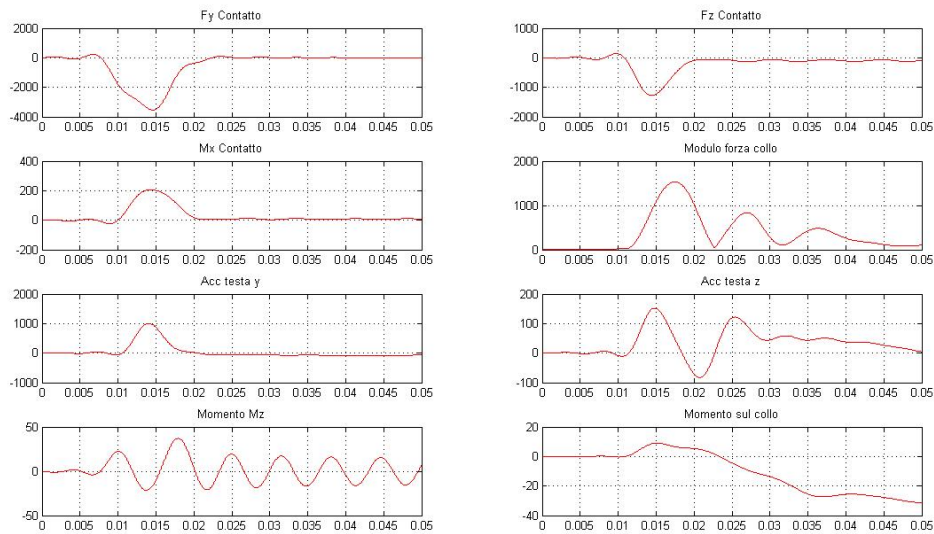


Figura 4.29: Casco Dispositivo-Laterale 193cm

4.4 Analisi dei risultati

Finora ci si è limitati soltanto alla visualizzazione dei grafici relativi alle prove sperimentali svolte.

In questa sezione ci si occuperà di analizzare l'andamento di tali funzioni; come prima verifica si sovrapporranno diverse prove svolte nelle medesime condizioni per capire se i risultati coincidono e quindi se la modalità di prova e le manovre di posizionamento possono ritenersi accettabili.

Dopodiché si passerà ad esaminare gli effetti del dispositivo sul manichino paragonando le forze assorbite da quest'ultimo durante le prove senza dispositivo e le stesse forze assorbite durante le prove con il dispositivo.

4.4.1 Riproducibilità delle prove

Il grafico sottostante è stato ottenuto plottando insieme la prova numero 30 e 31 (in tutto sono state svolte 141 prove), che nello specifico rappresentano la prova di impatto frontale con il pendolo all'altezza iniziale di 142 cm.

Ogni sperimentazione, di cui in precedenza sono stati messi in evidenza i grafici, è stata ripetuta più di una volta per avere la certezza di non incorrere in qualche anomalia.

Una campagna di prove sperimentali può ritenersi valida se il fenomeno fisico può essere riprodotto diverse volte ottenendo gli stessi risultati.

Come è possibile notare dalla prossima figura, in cui è segnata in rosso la prova numero 30 e in blu la prova numero 31, i grafici delle funzioni coincidono in maniera evidente, e come questi anche quelli relativi alle altre prove svolte.

Si ha quindi la prova che le sperimentazioni in laboratorio sono riproducibili.

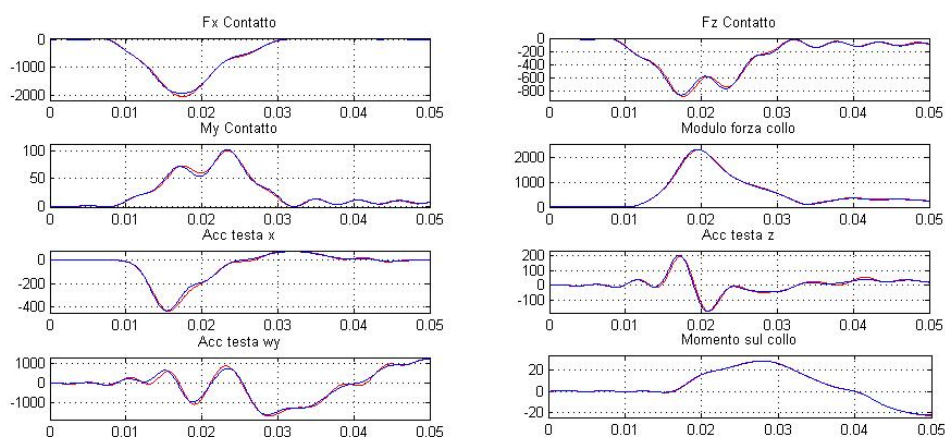


Figura 4.30: Ripetibilità delle prove

Assodata la validità delle prove sperimentali si può passare alla fase di confronto tra prove senza dispositivo e prove con dispositivo.

4.4.2 Prove Frontali 142 cm - Confronto con e senza il dispositivo

La figura mostra la differenza tra le funzioni generate con e senza l'utilizzo del dispositivo.

- La prova in questione è quella con il pendolo a 142 cm di altezza da terra:

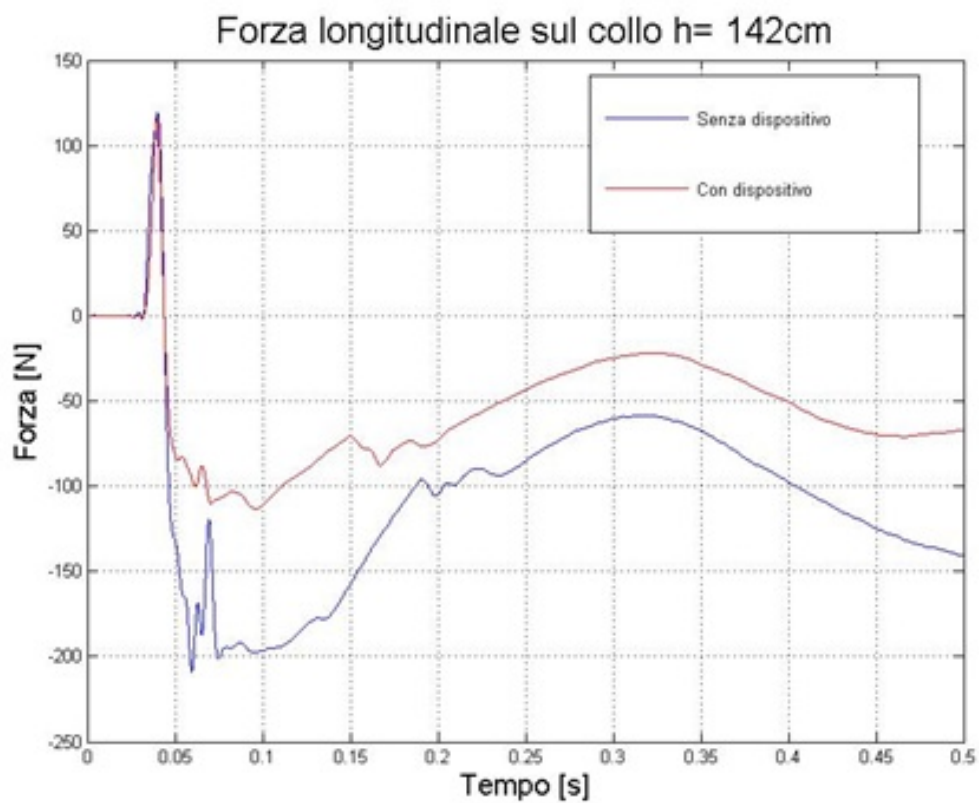


Figura 4.31: Confronto con e senza dispositivo-142 cm Forza longitudinale

Dai grafici relativi alle forze longitudinali scaricate sul collo è possibile evidenziare l'azione migliorativa del dispositivo.

- Una volta paragonate le forze longitudinali si passa a quelle verticali:

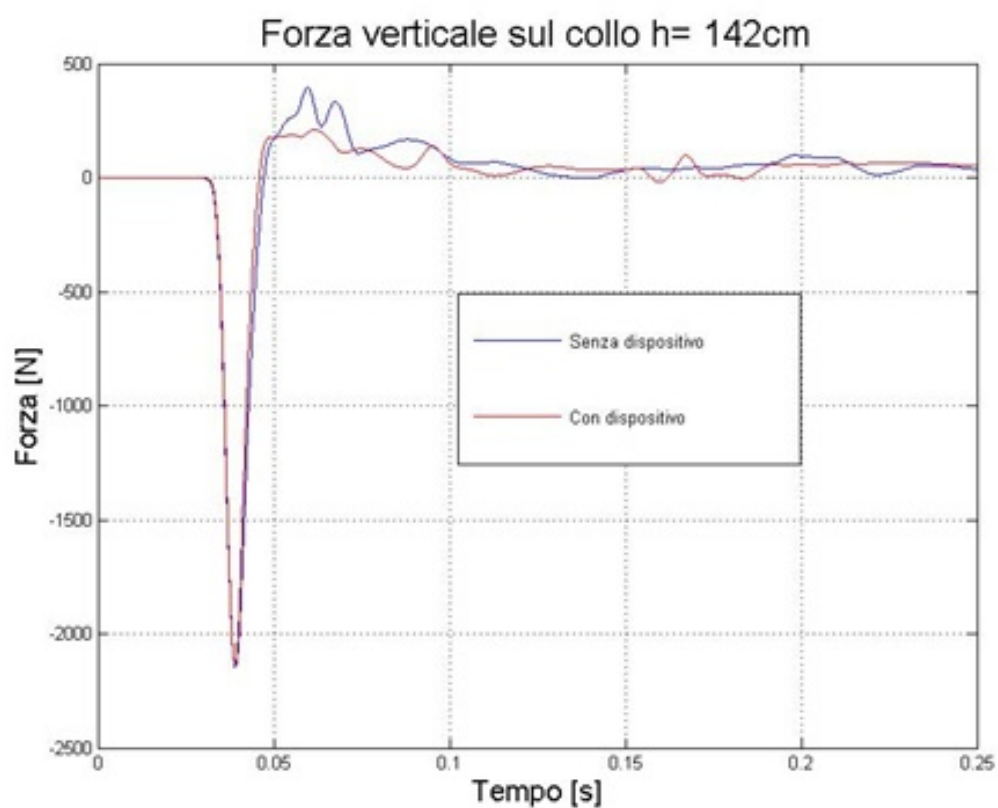


Figura 4.32: Confronto con e senza dispositivo-142 cm Forza verticale

I prossimi grafici mostrano le stesse verifiche viste in precedenza, stavolta confrontando le accelerazioni.

- Accelerazione frontale:

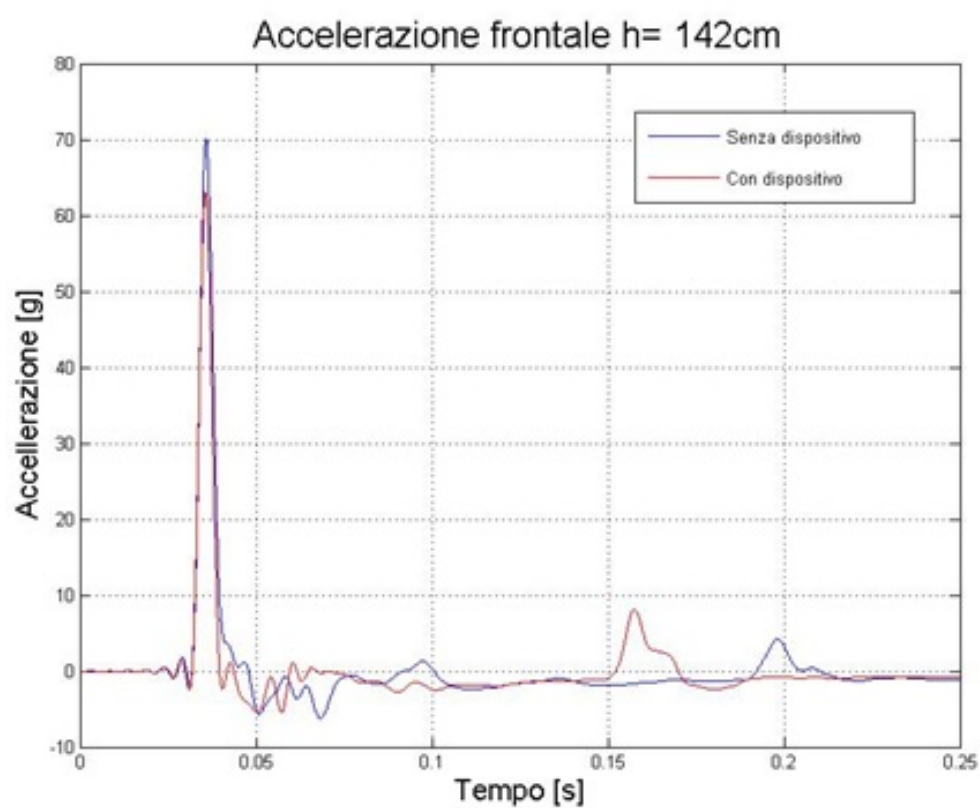


Figura 4.33: Confronto con e senza dispositivo-142 cm Accelerazione frontale

- Accelerazione verticale:

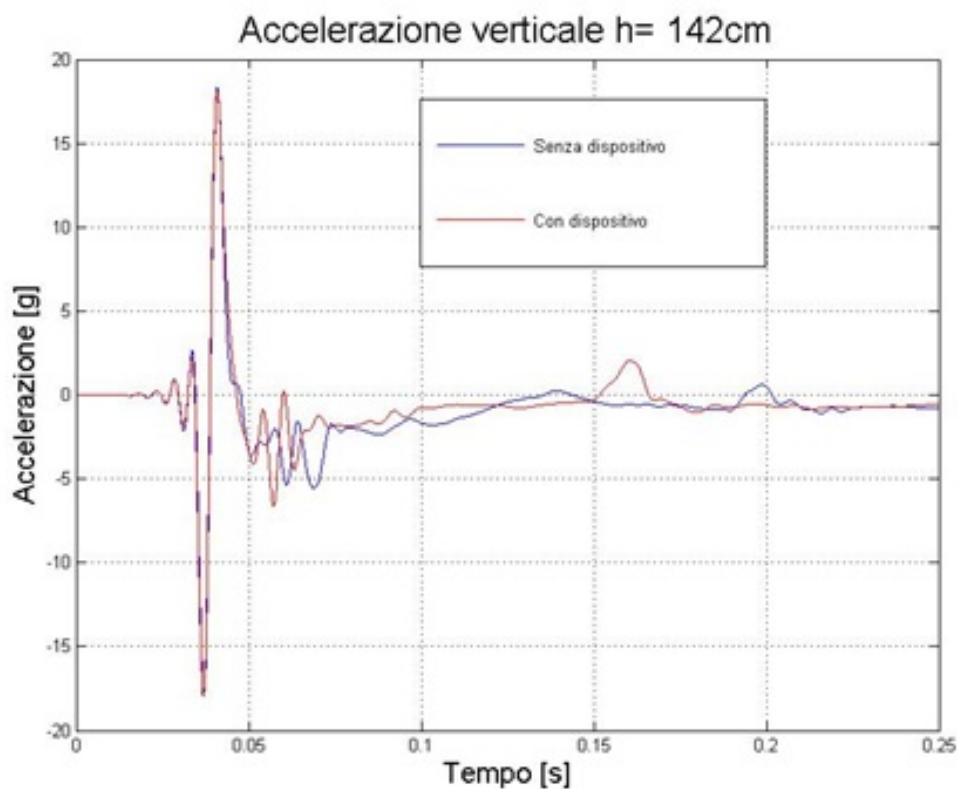


Figura 4.34: Confronto con e senza dispositivo-142 cm Accelerazione verticale

Si nota come le curve siano molto simili: non è possibile, quindi, valutare gli effetti dovuti all' utilizzo del dispositivo.

In realtà, i benefici, non riscontrabili dalle curve di accelerazione, sono dovuti al fatto che il dispositivo, agisce limitando il collo a compiere solo movimenti fisiologici impedendo, in particolare, la deleteria traslazione tra le vertebre cervicali.

- Confronto tra i momenti agenti sul collo:

Anche in questo caso si notano i benefici del dispositivo, il quale riesce a diminuire il contributo del momento sul collo.

- N_{ij} :

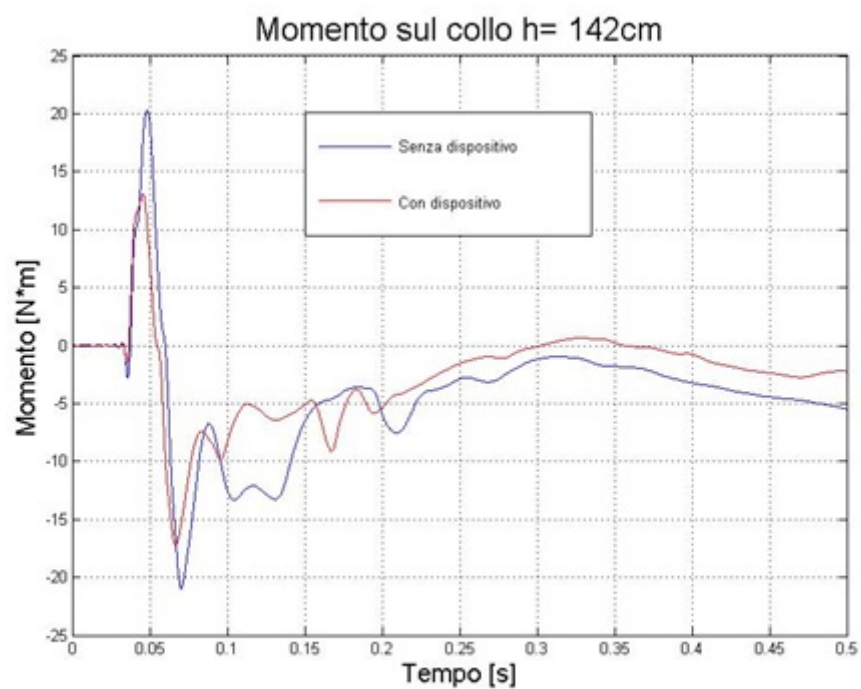


Figura 4.35: Confronto con e senza dispositivo-142 cm Momento sul collo

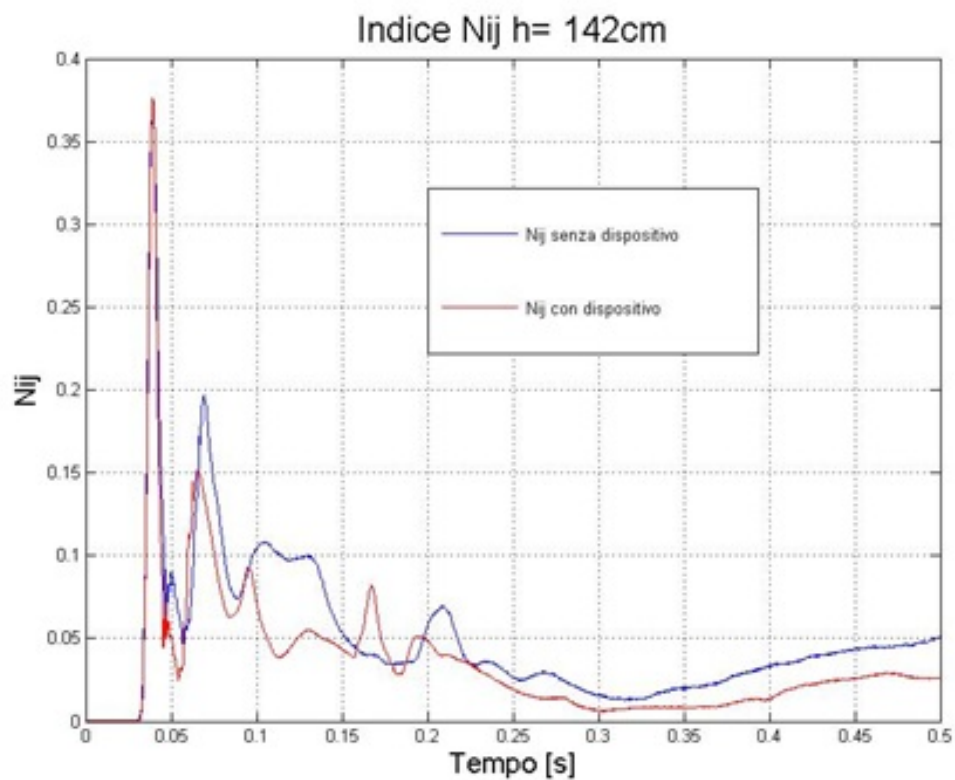


Figura 4.36: Confronto con e senza dispositivo-142 cm Indice Nij

- Nkm:

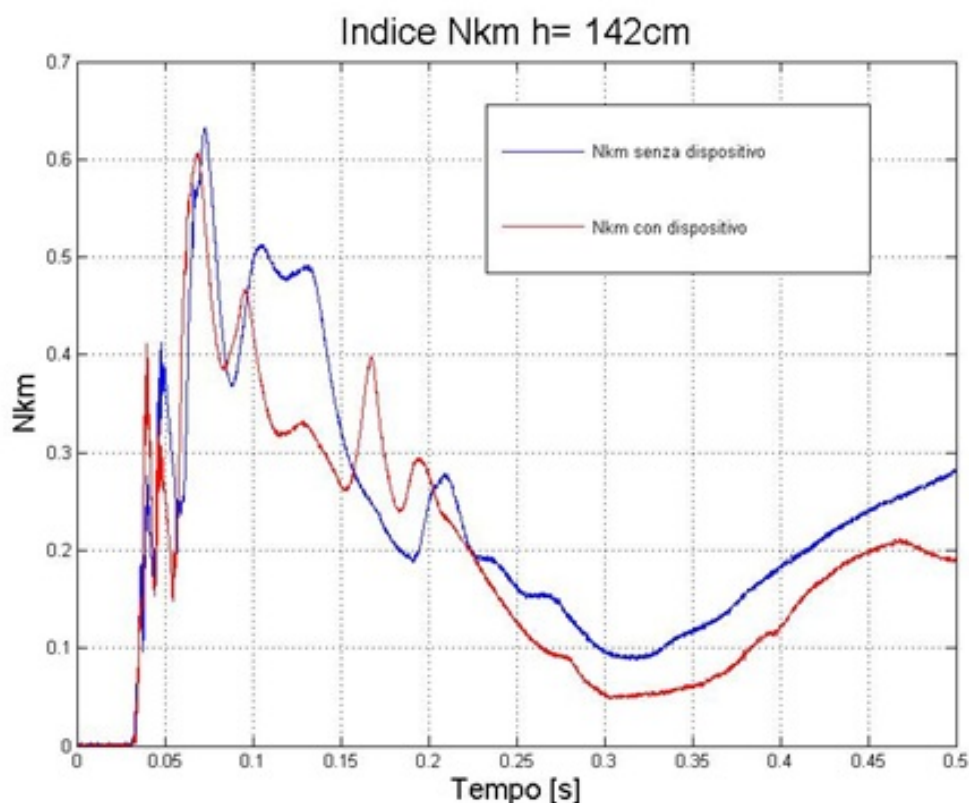


Figura 4.37: Confronto con e senza dispositivo-142 cm Indice Nkm

Anche dall'analisi delle curve degli indici N_{ij} ed N_{km} si conferma quanto già detto in precedenza: l'azione migliorativa del dispositivo è riscontrabile solo quando il collo raggiunge il fine corsa.

C'è da dire che durante tutta la loro evoluzione gli indici si mantengono ben al di sotto del loro valore limite di 1.

4.4.3 Prova Frontale $h=162$ cm - Confronto con e senza il dispositivo

I test realizzati ad un livello energetico superiore accentuano ulteriormente tutte le caratteristiche già evidenziate in precedenza.

Se da un lato, quindi, la presenza del dispositivo comporta una diminuzione solo accennata delle accelerazioni della testa, dall'altro sono molto più

accentuati gli effetti sulle forze agenti sul collo dovute alla presenza dei fine corsa.

- Forza longitudinale con un'altezza di partenza del pendolo pari a 162 cm da terra:

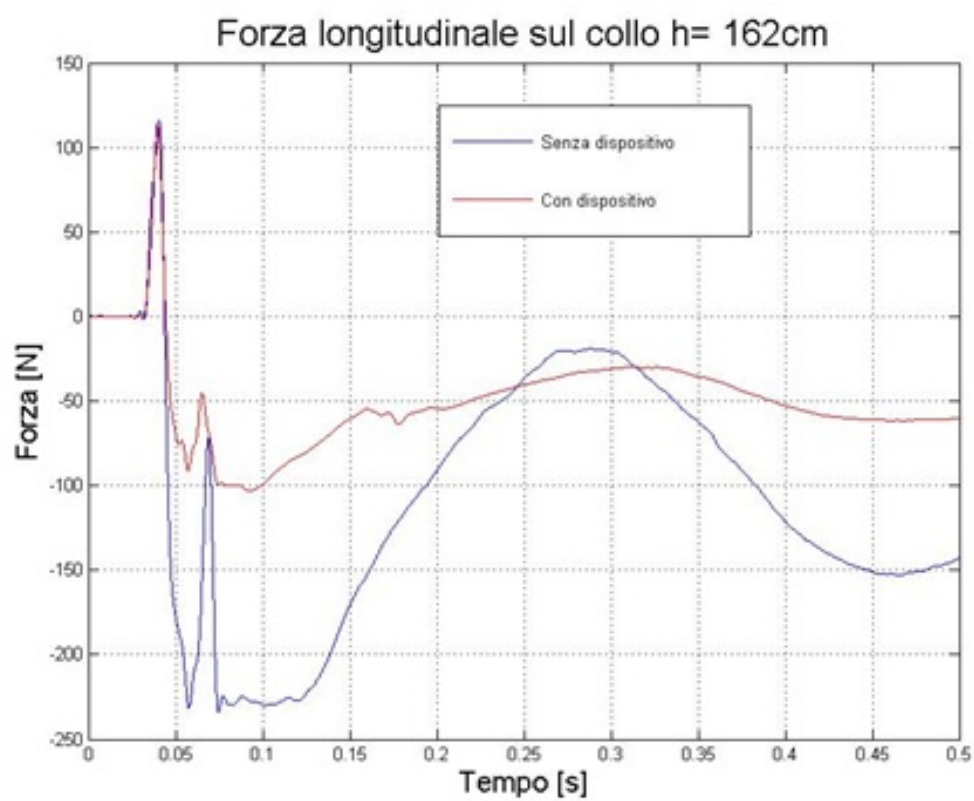


Figura 4.38: Confronto con e senza dispositivo-162 cm Forza longitudinale

- Forza verticale

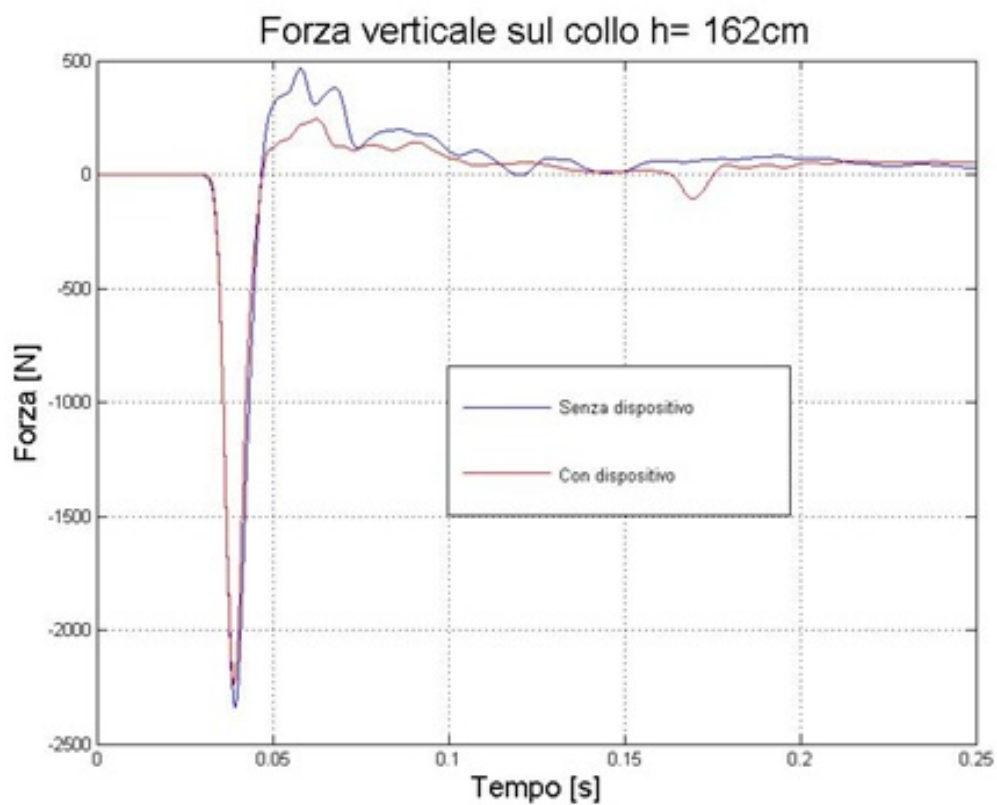


Figura 4.39: Confronto con e senza dispositivo-162 cm Forza verticale

- Accelerazione longitudinale

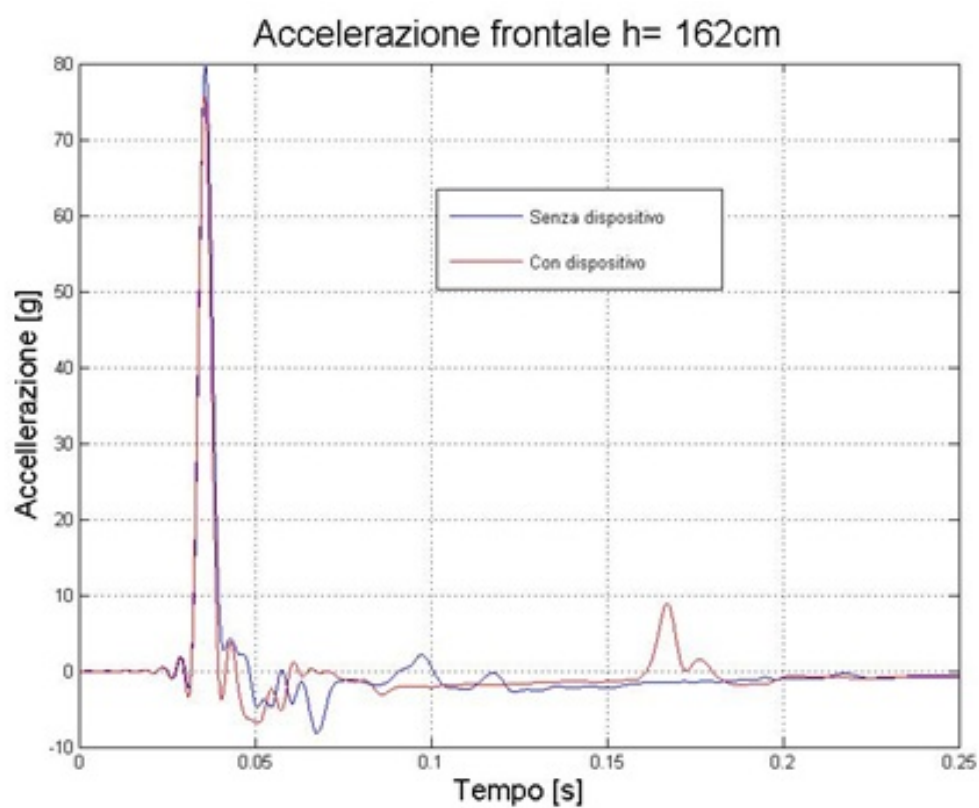


Figura 4.40: Confronto con e senza dispositivo-162 cm Accelerazione frontale

- Accelerazione verticale

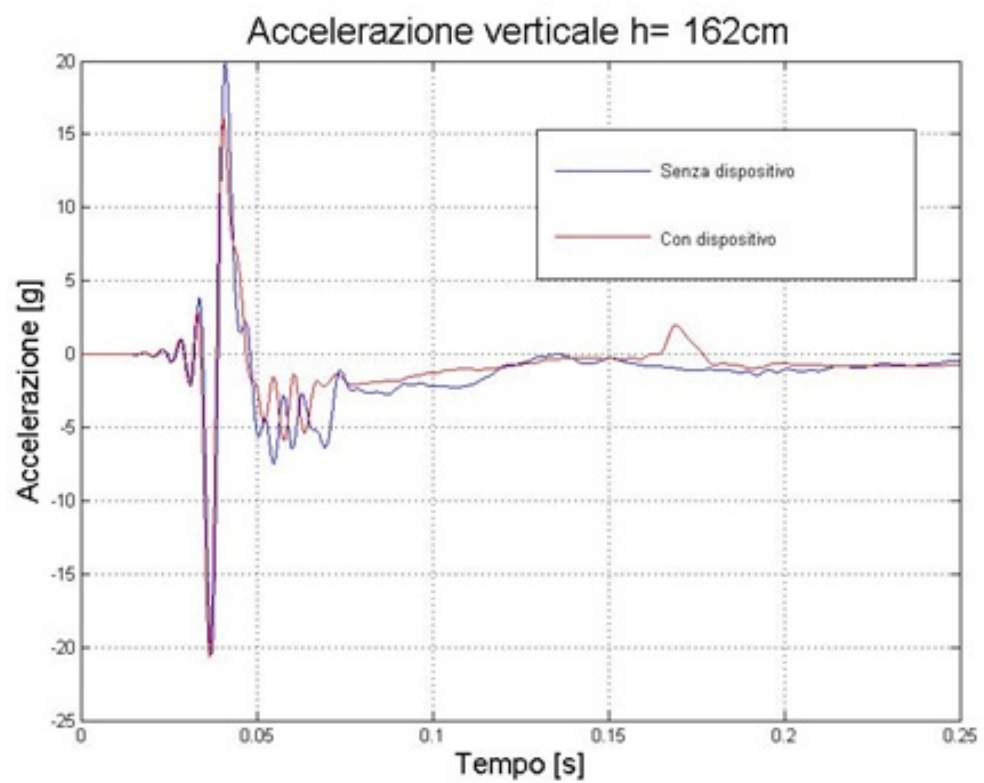


Figura 4.41: Confronto con e senza dispositivo-162 cm Accelerazione verticale

- Momento sul collo

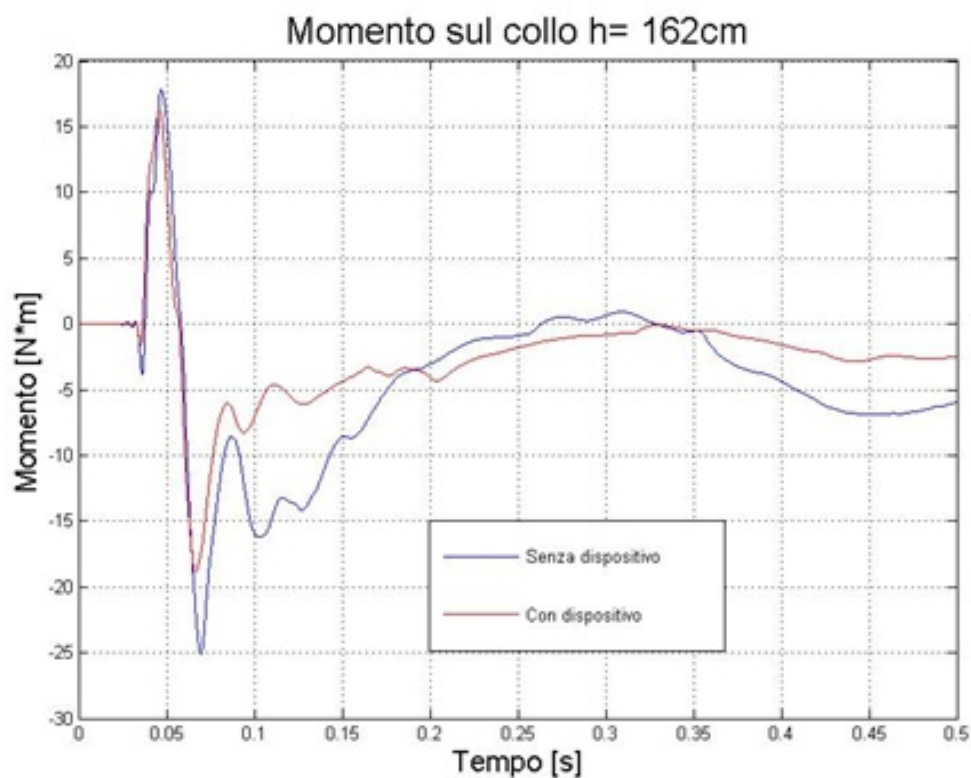


Figura 4.42: Confronto con e senza dispositivo-162 cm Momento sul collo

Indici di danno,

- N_{ij} :

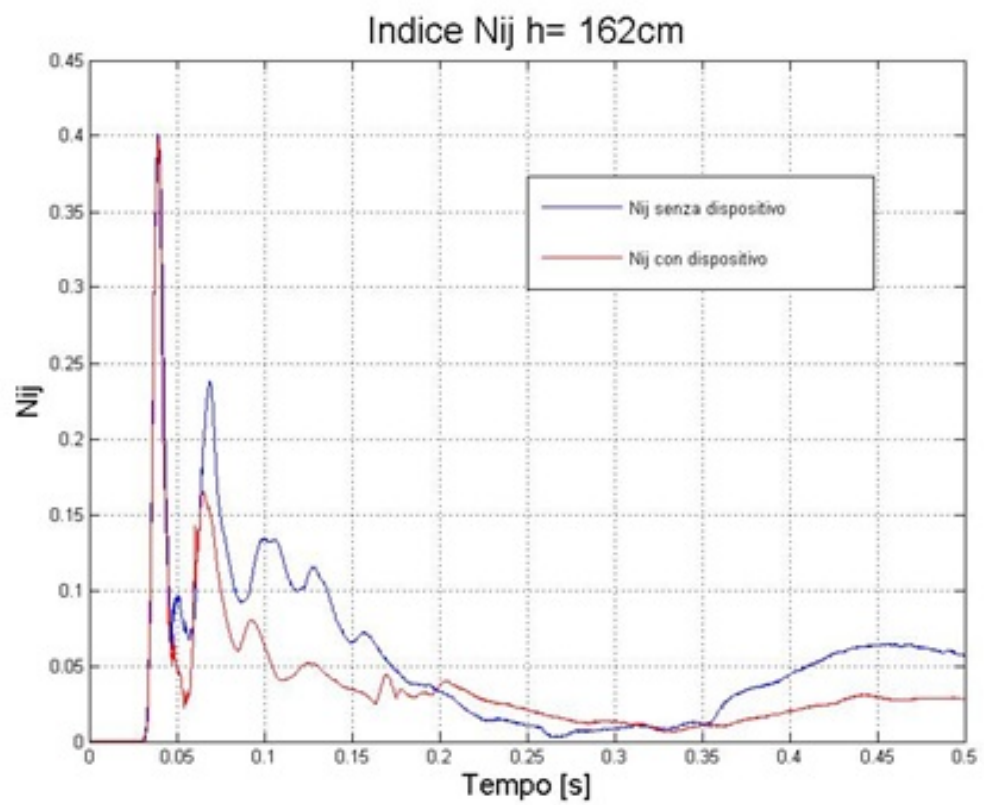


Figura 4.43: Confronto con e senza dispositivo-162 cm Indice Nij

- Nkm:

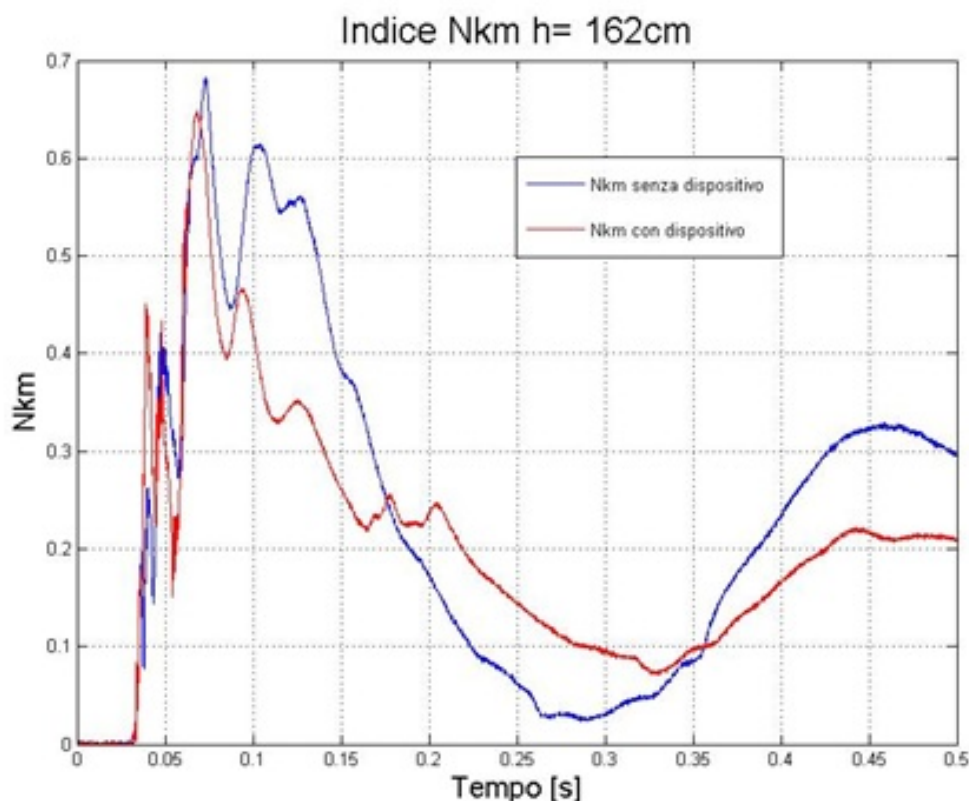


Figura 4.44: Confronto con e senza dispositivo-162 cm Indice Nkm

In conclusione nel caso di impatto frontale il dispositivo riesce ad avere un buon funzionamento solo quando il collo impatta sul fine corsa.

Infatti, quando ciò avviene si assiste ad una significativa diminuzione delle forze agenti sul collo che, quindi, si scaricano sul dispositivo. Di contro, durante la fase di impatto l'effetto del dispositivo è molto più blando. Affinché il sistema di protezione possa intervenire anche durante la fase di impatto, appare necessario l'introduzione di un elemento smorzante in grado di limitare, durante il transitorio, le accelerazioni della testa e le forze scaricate sul collo.

4.4.4 Prova Laterale h=162 cm - Confronto con e senza il dispositivo

Nel caso di impatto in laterale, i benefici del dispositivo sono ben visibili già nel caso di test al livello energetico più basso.

La seguente è l'immagine relativa alla forza laterale che agisce sul collo dopo l'impatto col pendolo posizionato ad un'altezza di 162 cm.

- Forza laterale:

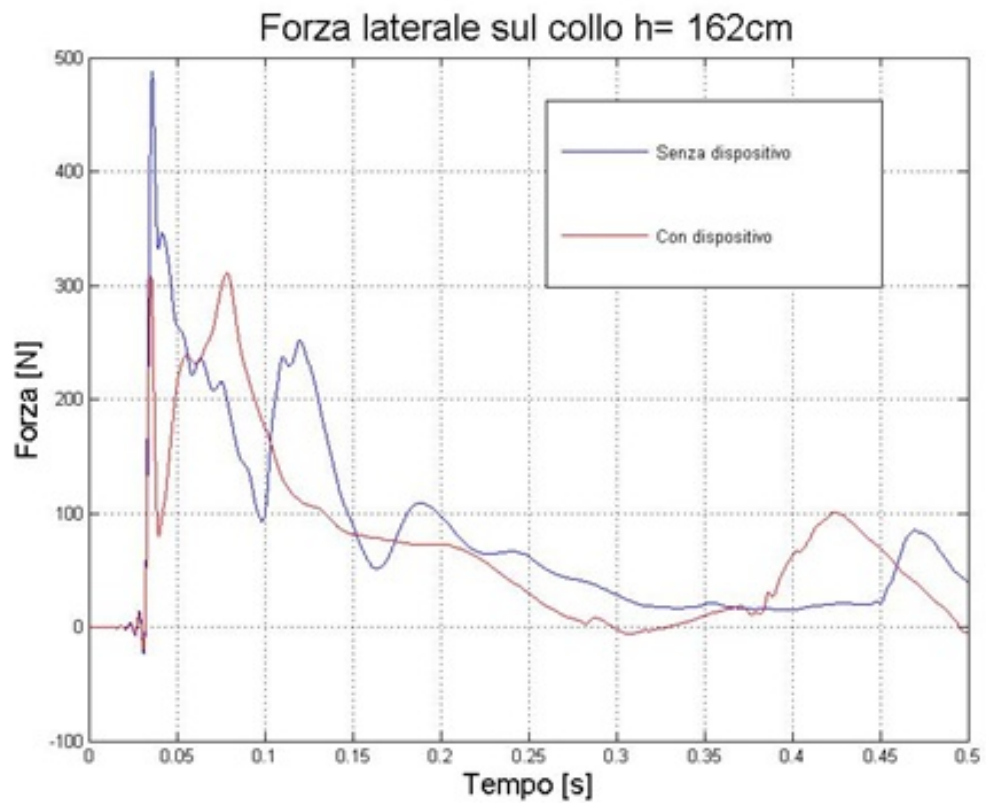


Figura 4.45: Confronto con e senza dispositivo-162 Forza laterale

- Forza verticale:

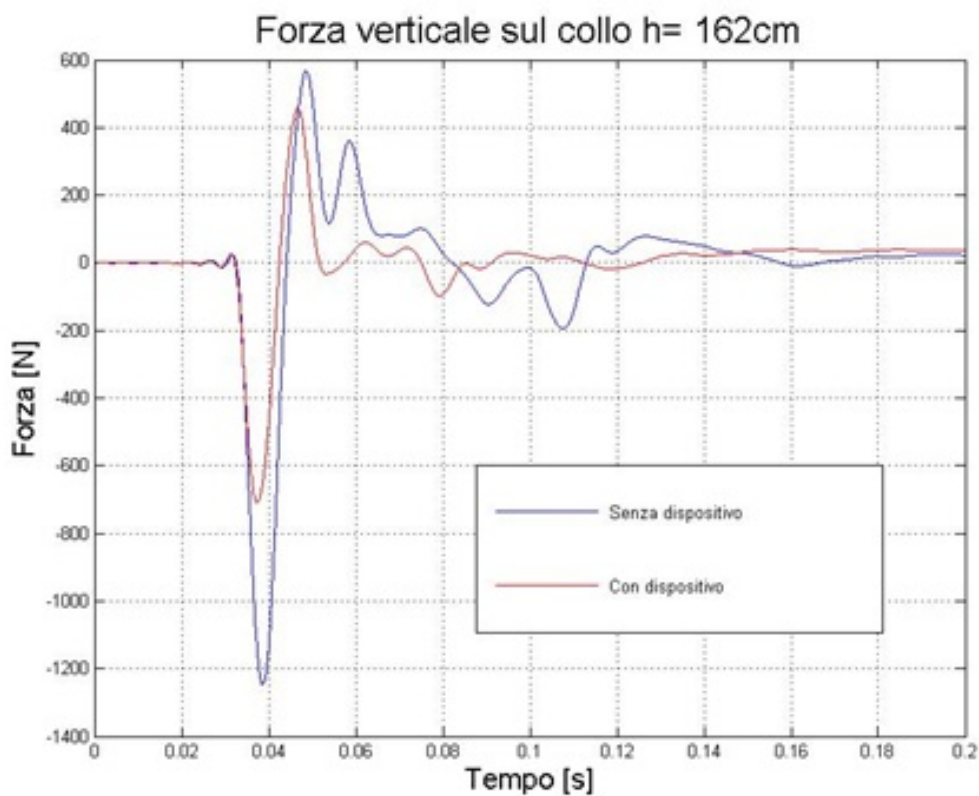


Figura 4.46: Confronto con e senza dispositivo-162 Forza laterale

Nella prossima immagine si nota come già durante la fase di impatto, mentre l'evoluzione dell' accelerazione laterale subita dalla testa è quasi analogo, nel caso dell' accelerazione verticale si assiste ad una forte riduzione del picco.

- Accelerazione laterale:

- Accelerazione verticale

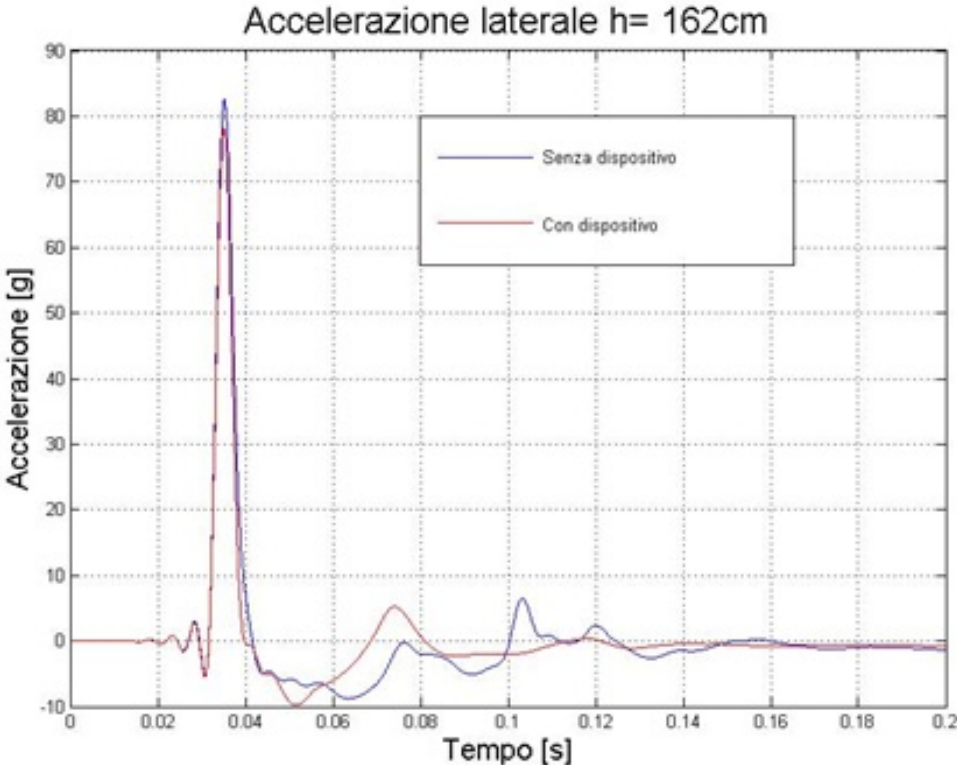


Figura 4.47: Confronto con e senza dispositivo-162 Accelerazione laterale

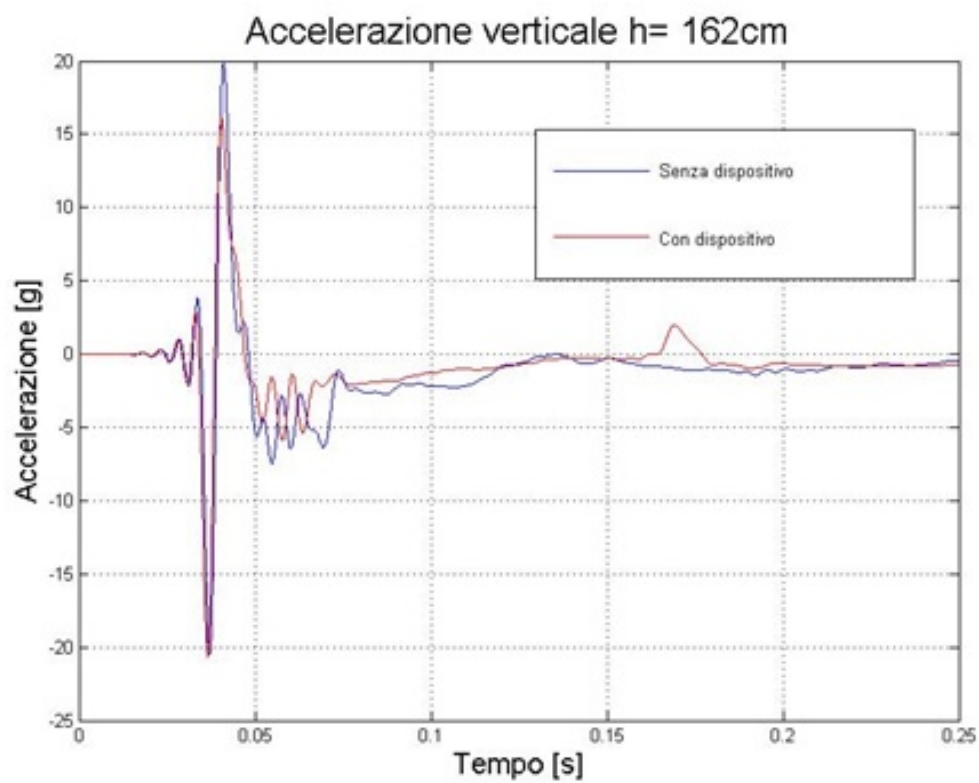


Figura 4.48: Confronto con e senza dispositivo-162 Accelerazione verticale

- Momento sul collo:

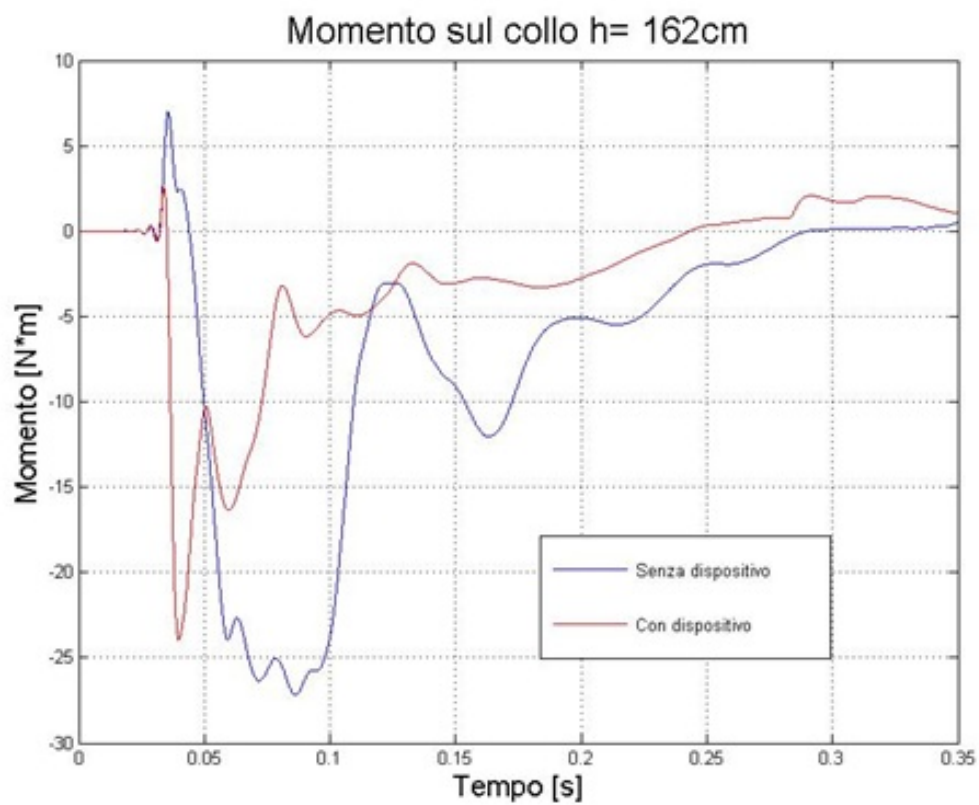


Figura 4.49: Confronto con e senza dispositivo-162 Momento sul collo

- Indice Nij:

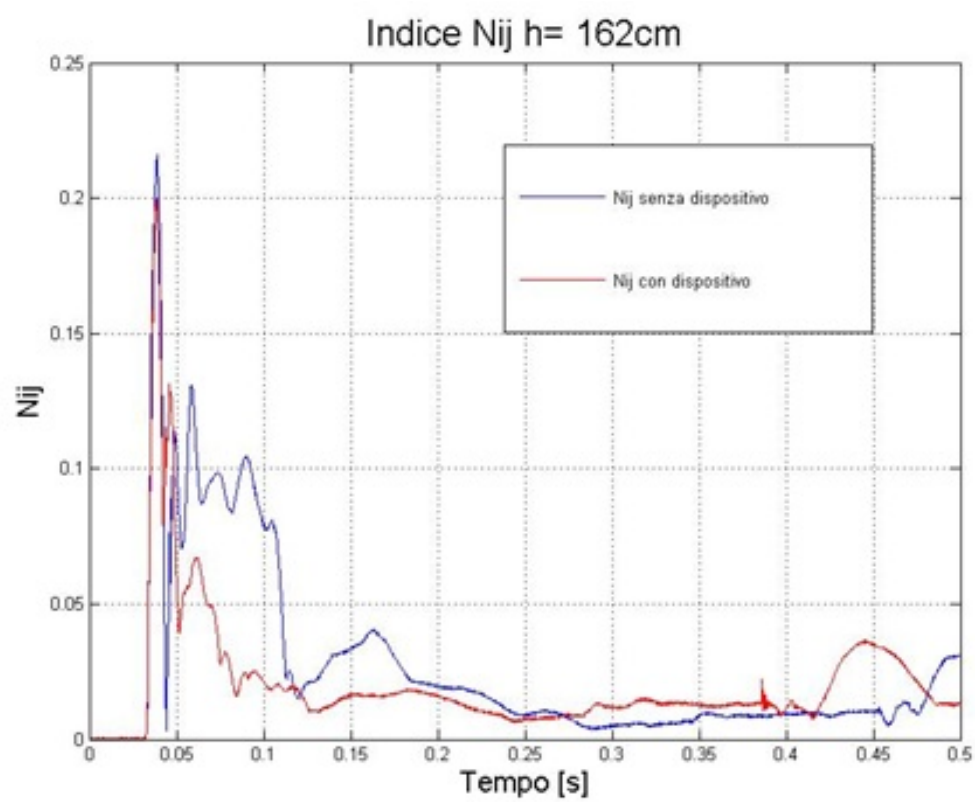


Figura 4.50: Confronto con e senza dispositivo-162 Indice Nij

- Indice Nkm:

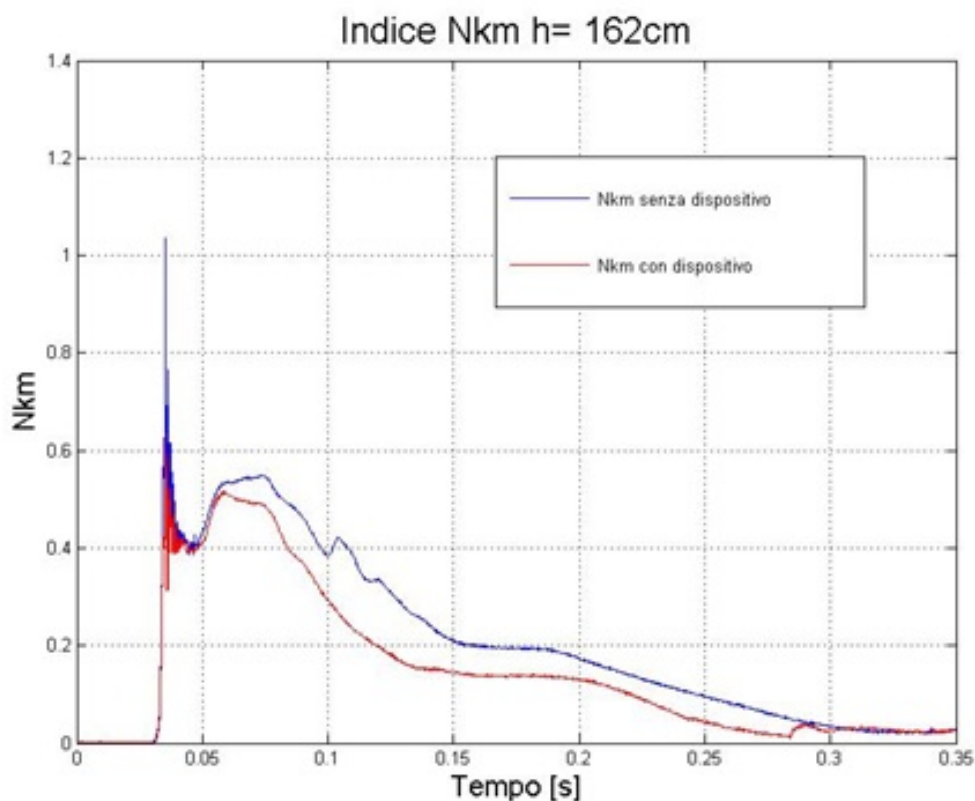


Figura 4.51: Confronto con e senza dispositivo-162 Indice Nkm

4.4.5 Prova Laterale h=193 cm - Confronto con e senza il dispositivo

La prova al livello energetico più alto conferma quanto già detto con la prova con altezza di cauta pari 162 cm.

Come si è visto nella prova precedente, nel caso laterale, il dispositivo interviene già durante il transitorio di impatto abbassando i valori massimi di accelerazione verticale, lo stesso quindi vale per le prove ad altezza pari a 193 cm.

Inoltre, anche in questa simulazione le forze sul collo, in presenza di dispositivo, risultano notevolmente diminuite: ciò comporta anche una diminuzione dei valori massimi raggiunti dagli indici.

Si riportano i confronti relativi agli indici Nkm e Nij.

è importante precisare che i valori di interesse sono quelli registrati durante il transitorio di impatto; dopo che il pendolo colpisce il manichino, infatti,

entrano in gioco dinamiche non pertinenti con la modalità di prova, per cui quel che avviene dal secondo 0.03 in poi deve essere trascurato.

- indice Nkm:

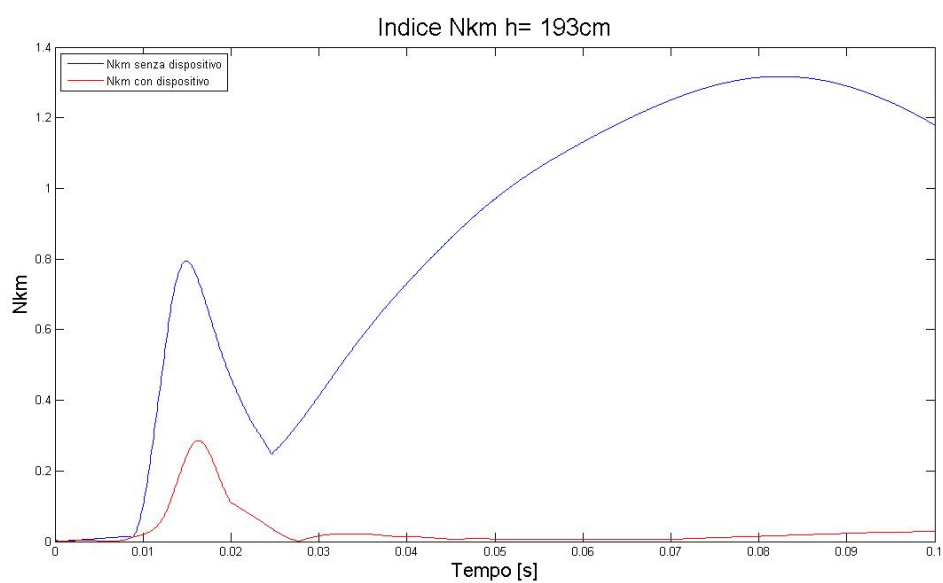


Figura 4.52: Confronto con e senza dispositivo-193 Indice Nkm

- indice Nij

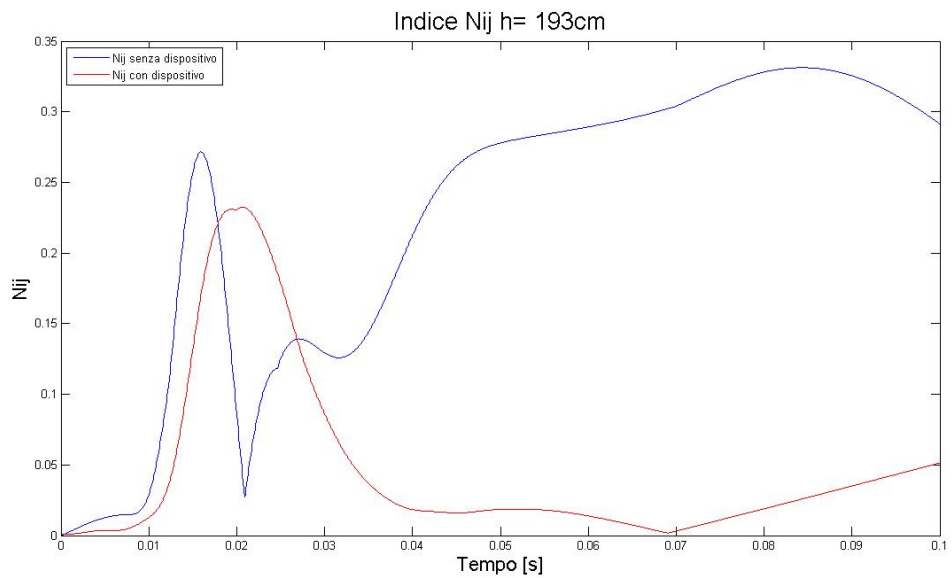


Figura 4.53: Confronto con e senza dispositivo-193 Indice Nij

Da questi ultimi due paragoni si nota ancora una volta la bontà del dispositivo.

La linea rossa, infatti risulta sempre di valore inferiore a quella blu, ciò implica che il collo ha meno possibilità di danneggiamento.

Capitolo 5

Modello numerico

5.1 Introduzione

Come è stato accennato nei capitoli precedenti, per un'analisi più approfondita dei fenomeni che si stanno studiando relativi alle condizioni di impatto tra la testa di un motociclista e un ostacolo qualsiasi è importante affidarsi ad un modello matematico in grado di simulare il fenomeno e di riprodurre diverse situazioni di impatto.

Non è pensabile infatti di ricostruire ogni volta in laboratorio il fenomeno che si vuole studiare, oltre ad essere oneroso è anche limitante perché l'analisi sarebbe circoscritta alla sola situazione riprodotta durante il test.

Con la realizzazione di un modello matematico, invece, oltre alla possibilità di riprodurre le stesse condizioni realizzate in laboratorio, è possibile estendere la casistica, simulando diverse circostanze.

Nel capitolo successivo, vedremo come il modello è stato validato confrontando le storie temporali delle forze sul collo, acquisite durante le simulazioni, con le omologhe ricavate dai test sperimentali.

Per rendere possibile il confronto, sono state riprodotte le stesse condizioni delle prove sperimentali, per questo motivo, oltre al manichino, sono stati modellati anche il casco ed il pendolo impattante.

5.2 SimMechanics

Per sviluppare il modello matematico è stato utilizzando SimMechanics, programma in grado di riprodurre la dinamica dei sistemi multibody.

Si è preferito scegliere questo software perché si è voluta prediligere la rapidità di calcolo invece di altri capaci di un'accuratezza migliore, ma con

tempi di calcolo eccessivamente lunghi, come ad esempio i programmi basati sul sistema ad elementi finiti.

SimMechanics fornisce un ambiente di simulazione multibody in sistemi meccanici 3D ad esempio robot, sospensioni di veicoli, bracci meccanici e carrelli di atterraggio per aeroplani.

è possibile modellare il sistema multibody utilizzando blocchi che rappresentano corpi, giunti, vincoli, forzanti, dopodiché SimMechanics imposta e risolve le equazioni del moto per l'intero sistema meccanico.

Automaticamente verrà generata una simulazione in 3D in grado di visualizzare la dinamica del sistema.

è possibile parametrizzare il modello utilizzando espressioni e variabili presenti in Matlab e progettare il sistema di controllo per il sistema multibody utilizzando Simulink.

Inoltre è possibile aggiungere componenti elettrici, idraulici, pneumatici o di altro tipo utili per il modello utilizzando Simscape e testandoli in un unico ambiente di simulazione. [19]

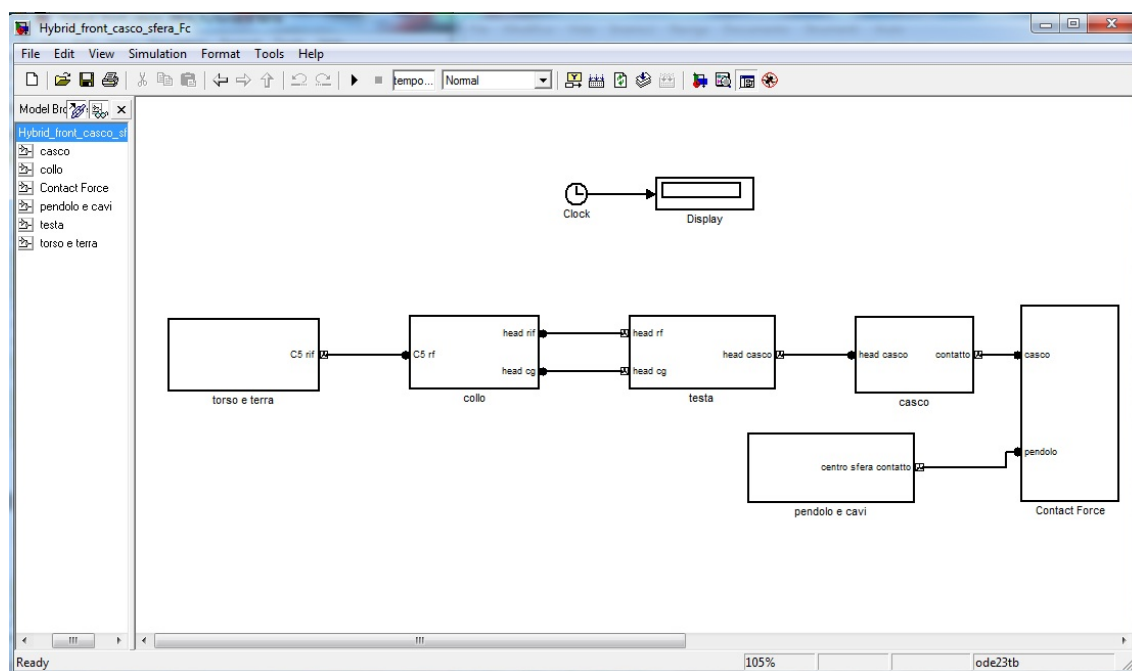


Figura 5.1: Modello completo-blocchi principali

L'immagine mostra la schermata principale del modello utilizzato per le simulazioni di impatto.

Si nota che non è altro che una rappresentazione a blocchi del manichino composto dai corpi: torso, collo, testa, casco e del pendolo rappresentato come unico blocco.

La condizione di impatto che vede il pensolo interfacciarsi con il manichino, è regolata dal blocco laterale il quale è inserito proprio tra il casco e il pendolo.

All'interno di ogni blocco sono definiti i body, i vincoli, le forze e altri blocchi (sottosistemi) i quali a loro volta contengono le relazioni dinamiche tra i corpi.

Il software, basandosi sulle condizioni iniziali e sulle caratteristiche di ogni corpo, riproduce il comportamento dinamico del sistema integrando le equazioni del moto, funzione scelta per questo scopo è l'integratore ode 23tb.

5.2.1 Metodo di integrazione

Per le simulazioni del modello matematico in Simulink è stata utilizzata la funzione ode 23tb, un'implementazione di TR-BDF2, una formula implicita di Runge-Kutta con un primo stadio che è trapezoidale e un secondo stadio che è una BDF (backwarddifferentialformulas) del secondo ordine.

Sia data l'equazione differenziale del primo ordine:

$$\frac{dy}{dx} = f(x, y)$$

per semplicità consideriamo il caso di una sola equazione differenziale, ma la dimostrazione può facilmente essere estesa al caso di un sistema di equazioni differenziali del primo ordine. Lo schema dell'algoritmo di integrazione di Runge-Kutta del secondo ordine è:

$$\begin{cases} k_1 = h \cdot f[x, y(x)] \\ k_2 = h \cdot f\left[x + \frac{1}{2} \cdot h, y(x) + \frac{1}{2} \cdot k_1\right] \\ y(x+h) = y(x) + k_2 + O(h^3) \end{cases}$$

Come indicato, l'errore commesso è di ordine $O(h^3)$ e, quindi, un ordine superiore all'algoritmo di Eulero.[xx]

5.3 Modello

Il primo passo per costruire il modello è stato quello di provare a riprodurre le stesse condizioni viste in laboratorio in modo da ottenere risultati paragonabili.

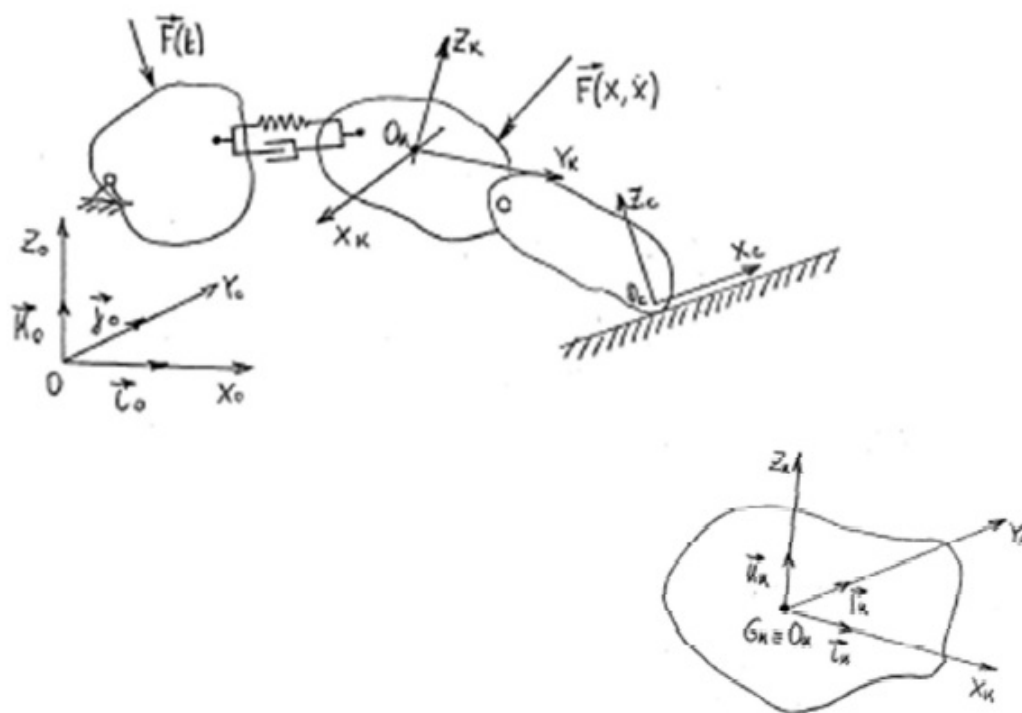


Figura 5.2: Schema modello multibody

Infatti, ciò che viene ricostruito al calcolatore è una schematizzazione semplificata della realtà; questa può essere ritenuta accettabile a fronte di un piccolo errore rispetto alle condizioni sperimentali.

Perciò lo scopo principale è stato quello di ottenere gli stessi risultati acquisiti durante le prove di impatto.

Per la ricostruzione del fenomeno tramite simulazione al calcolatore si è utilizzato l'approccio multibody.

5.3.1 Multibody

In generale un sistema multibody può essere definito come un insieme di sottosistemi denominati corpi (body), componenti o sottostrutture.

Il moto di tali sottosistemi è in genere vincolato e ciascun sottosistema può essere soggetto a traslazioni, rotazioni “in grande”.

La configurazione di un sistema multicorpo può essere descritta in termini di spostamenti, velocità e accelerazioni; tali grandezze cinematiche possono essere definite rispetto ad un sistema di coordinate.

Tali sistemi possono essere:

- inerziali, rispetto ai quali è possibile ad esempio definire la traiettoria assoluta dei vari corpi che compongono il sistema;
- solidali con il generico corpo rigido;
- solidali con un punto particolare del generico corpo rigido ed assi orientati in modo da introdurre in maniera semplice ed immediata le forze applicate.

Come variabili indipendenti sono spesso utilizzate:

- lo spostamento del baricentro di ciascun corpo rigido mobile rispetto ad una terna di riferimento assoluta, unica per tutto il sistema meccanico;
- lo spostamento dell'origine di una terna mobile rispetto ad un'altra generica terna, a sua volta in movimento;
- le rotazioni assolute o relative di una terna solidale con il generico corpo rispetto ad un'altra terna.

Nella nostra analisi si sono considerate le seguenti ipotesi di lavoro:

- analisi di un sistema multibody a corpi rigidi;
- terne di riferimento cartesiane destrorse;
- utilizzo di una terna di riferimento assoluta per il sistema e di una solidale per ciascun corpo.

[20]

5.3.2 Modellazione manichino

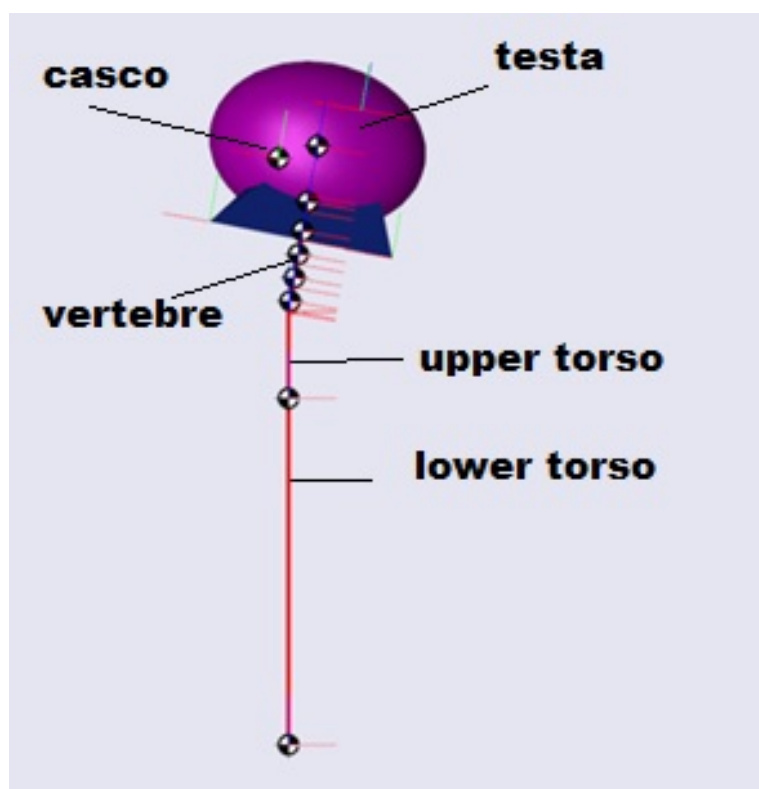
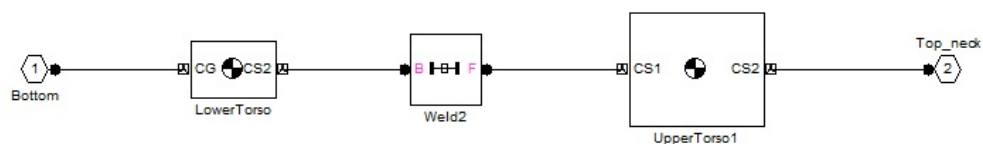


Figura 5.3: Schematizzazione 3D del manichino con SimMechanics

Il modello matematico è stato costituito in funzione della schematizzazione multibody: il manichino è stato rappresentato da un insieme di aste rigide vincolate tra di loro attraverso giunti sferici.

Gli arti inferiori sono trascurati, come anche le braccia e le spalle, perciò i corpi rigidi rappresentati sono solo il torso, il collo, la testa e il casco.

Il torso è formato da tre zone (lower, middle e upper torso) vincolate rigidamente tanto da poterle considerare come singolo corpo rigido privo di massa direttamente vincolato a terra e in posizione iniziale perpendicolare rispetto al terreno.

**Figura 5.4:** Modello Torso

Tra terra e torso è presente una cerniera, in modo da garantire al manichino la possibilità di cadere all'indietro (in caso di impatto frontale) come conseguenza dell'urto. Il collo, è formato da cinque corpi (definiti in simulink come body) rappresentanti le cinque vertebre del Hybrid III.

Questi corpi sono tra loro connessi con dei bushing, giunti che permettono il movimento in tutte le direzioni, ma che reagiscono con forze di tipo elastico ad ogni spostamento relativo.

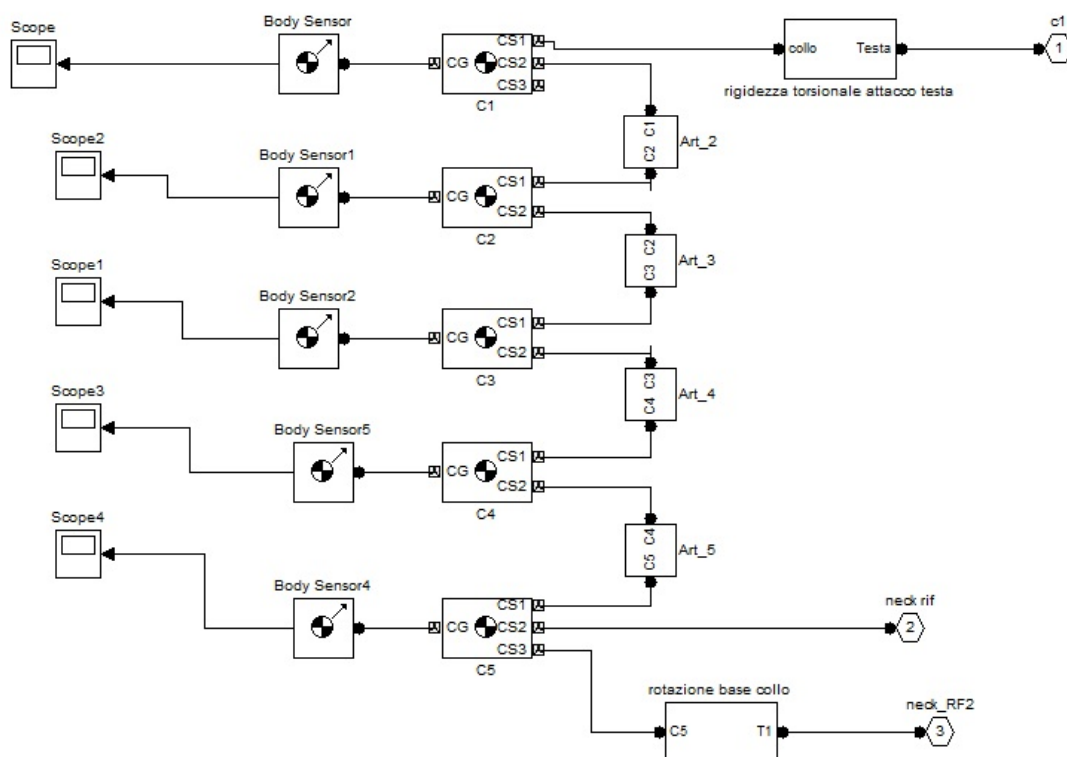


Figura 5.5: Modello Collo

Con questo collegamento tra le vertebre, si sono voluti riprodurre l'effetto elastico dei dischetti in materiale plastico presenti tra quelle che compongono il collo del manichino Hybrid III.

Le vertebre sono tra di loro allineate, ma c'è da tener presente che la retta passante per esse non è parallela all'asse longitudinale del torso.

Infatti, si è visto durante i test in laboratorio, che la posizione iniziale del manichino vede il collo inclinato anteriormente di circa 10° .

Nella vertebra numero cinque, quella più in basso rispetto alle altre, è posizionato il sistema di riferimento assoluto, su cui si basa tutto il modello; si ricorda che una delle caratteristiche principali di un modello multibody è la presenza di una terna di riferimento per ogni corpo presente nel sistema.

Per cui ogni corpo può essere individuato a partire dalla terna solidale ad esso, terna mobile rispetto al sistema di riferimento assoluto, oppure può essere definito in funzione della terna assoluta utilizzando le matrici di trasformazione.

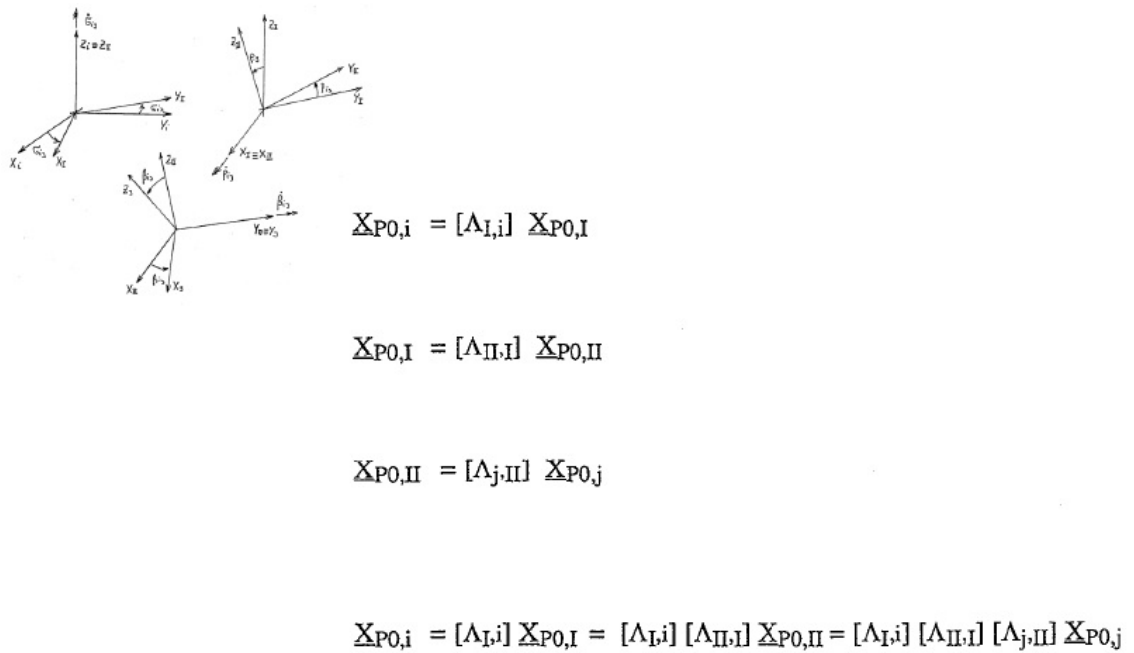


Figura 5.6: Generico sistema multibody

È quindi fondamentale che ogni body del sistema venga identificato da una terna mobile.

Il software utilizzato, SimMechanics, si basa proprio su questo meccanismo: ogni corpo porta con se un proprio sistema di riferimento, per definire il body bisogna definire le caratteristiche di massa, momento d'inerzia e infine è possibile definire spostamenti e rotazioni del corpo rispetto ad uno dei sistemi di riferimento presenti nel sistema.

Per cui riferendo tutto alla terna fissa, è possibile controllare gli spostamenti di ogni singolo corpo.

La vertebra numero uno (quella più in alto) funge da collegamento tra il collo e la testa con un vincolo di tipo incastro.

La testa è a sua volta collegata al casco mediante il vincolo “planar” che fornisce un grado di libertà in direzione x, z e una rotazione attorno a y con forzanti elastiche e smorzanti che reagiscono ad ognuno dei suddetti movimenti.

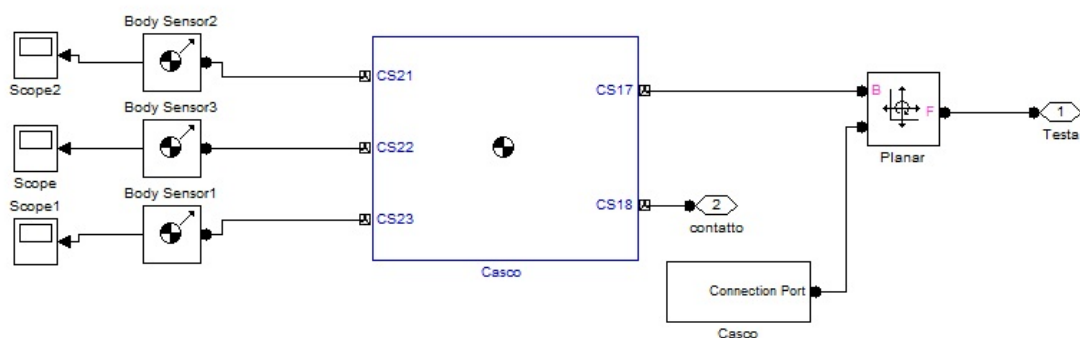


Figura 5.7: Modello Casco

5.3.3 Modellazione pendolo

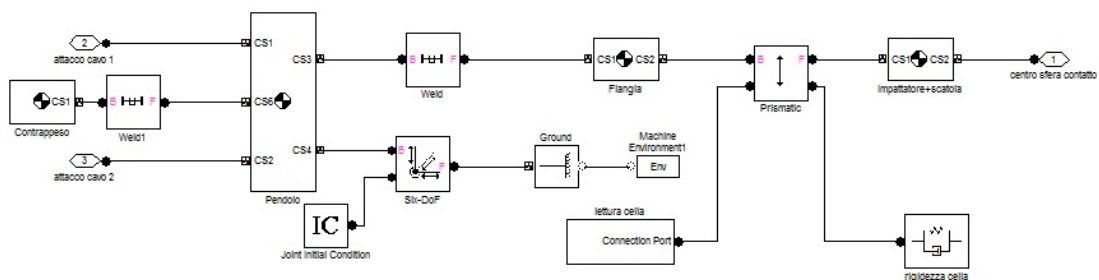


Figura 5.8: Modello Pendolo

Come si è visto in precedenza il pendolo è formato da diversi corpi quali: impattatore, cella di carico, pesi e contrappeso.

Per cui si è pensato di modellizzare il pendolo con quattro body rigidi connessi:

- Impattatore+scatola, in cui è rappresentato sia l'impattatore, sia la cella di carico
- Flangia, la quale oltre a rappresenta la base della cella di carico;
- Pendolo, che rappresenta il corpo del pendolo sui quali sono stati posizionati i pesi, la cella di carico e l'impattatore;
- Contrappeso, che rappresenta la parte che serve a stabilizzare il pendolo.

Tutte le parti sono rigidamente connessi tra loro tramite incastri, ad esclusione del corpo centrale e la flangia, uniti da un vincolo prismatico.

Ad ognuno di questi ultimi, infatti, è stata associata una quota parte della cella di carico, con questa particolare suddivisione è stato possibile rilevare nel modello le forze di contatto nel punto esatto in cui le stesse sono state rilevate durante i test sperimentali.

Al vincolo prismatico è, inoltre, associato un blocco rappresentante la rigidità verticale reale della cella, che è pari a $28 \bullet 10^6$ N/m.

Da non trascurare la modellazione dei cavi che sostengono il pendolo: i quattro cavi utilizzati durante le prove sperimentali, sono stati identificati con due cavi definiti di spessore maggiore e con equivalenti caratteristiche di rigidità.

5.3.4 Contatto casco-impattatore

Il punto cruciale del modello di simulazione è la definizione de contatto tra casco e impattatore.

In SimMechanics è possibile definire le inerzie di ogni corpo, l'orientazione, ma non è possibile definirlo geometricamente, per questo, volendo ricreare un contatto si è dovuto costruire una legge matematica capace di definire le condizioni.

Si è pensato così di modellare sia il pendolo che il casco come due circonferenze che si avvicinano sempre di più e che nel momento del contatto reagiscono tra loro con una forza, che si è deciso di chiamare appunto forza di contatto.

Per regolare l'andamento dell'impatto tra pendolo e manichino è stato inserito un blocco nel quale vengono definite le leggi di contatto e le forze di reazione tra i due corpi.

Nella seguente figura è riportata la struttura del suddetto sottosistema.

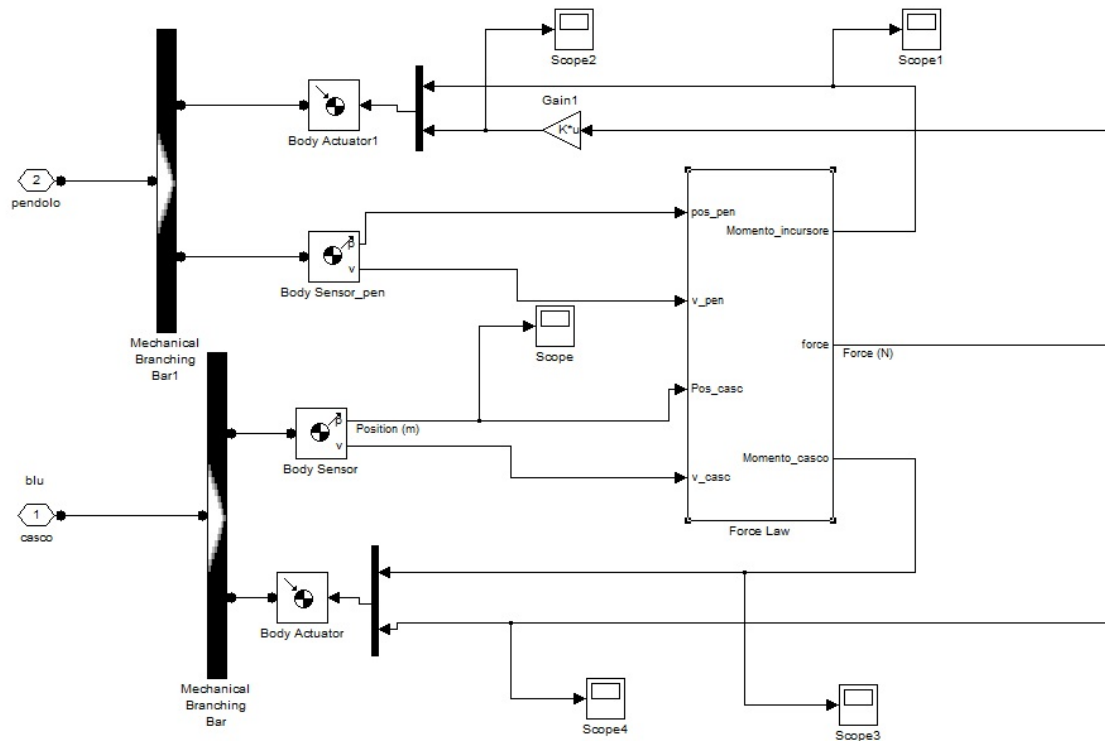


Figura 5.9: Blocco forza di contatto

Non avendo a disposizione abbastanza dati relativi al materiale del casco e dell'impiantatore si è pensato di ricorrere ad una formulazione sperimentale della forza di contatto.

Forza di contatto, F_c :

$$F_c = A(e^{B\delta} - 1) + C\dot{\delta}$$

essendo

$$C = 2k\alpha$$

e

$$\alpha = \frac{C_0}{2AB}$$

Questa forza è stata ricavata in seguito ad una prova di crash test in cui viene simulato l'impatto di un manichino Hybrid III che finisce con la testa contro le pareti interne della cabina di un elicottero. [21]

Come è stato già accennato, i coefficienti A , B , C_0 , sono funzione della deformazione della lamiera e della forza d'impatto.

Naturalmente questa formula è stata riadattata al caso di impatto pendolo-manichino.

Infatti gli ordini di grandezza delle forzanti e delle deformazioni in gioco acquisite in seguito al crash test, non sono paragonabili a quelli ottenuti dalle prove d'impatto illustrate in questo lavoro.

Nonostante ciò, la forma assunta dalle funzioni forza di contatto è assolutamente paragonabile a quelle delle medesime funzioni sperimentali rappresentanti l'istante del contatto tra casco e pendolo.

Grazie al lavoro di taratura, eseguito mediante ottimizzazione, si è potuto adattare al caso in questione, la formula empirica della forza di contatto.

Perciò la scelta delle costanti A, B e C (funzione di C_0) verrà discussa nel capitolo inerente alla validazione del modello.

Per quanto riguarda, invece, le variabili δ , “delta”, e $\dot{\delta}$, “delta_punto”, non rappresentano che, rispettivamente, un valore di deformazione e un valore di velocità relativa tra il pendolo e il casco.

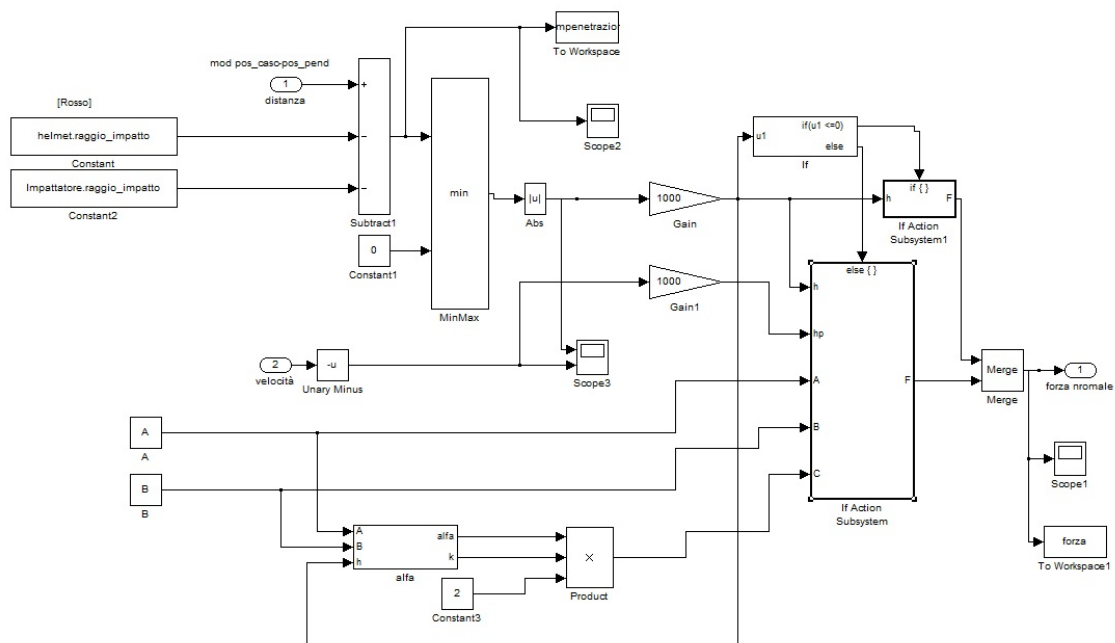


Figura 5.10: Calcolo forza di contatto

Come si può notare dallo schema riportato in figura, vi sono dei blocchi che non sono altro che la rappresentazione di ogni termine appartenente alla formula della forza di contatto.

Si nota che il valore della variabile “delta” è strettamente dipendente dai due parametri: “helmet.raggio_impatto” e “Impattatore.raggio_impatto” che rappresentano rispettivamente il raggio di curvatura del casco e quello dell’impattatore relativi al punto d’impatto.

Questi due valori in SimMechanics risultano come costanti, ma in realtà, mentre il raggio di curvatura dell’impattatore è misurato e resta davvero costante, il raggio di curvatura del casco ha un valore incerto a causa del-

l'irregolarità di quest'ultimo e soprattutto dato che il punto d'impatto capita proprio su una geometria ancora più irregolare, cioè proprio laddove è presente la presa d'aria del casco.

Infatti "helmet.raggio_impatto" fa parte proprio del gruppo di sette variabili sottoposti all'ottimizzazione del modello (vedi Cap. 6).

Ritornando al calcolo del valore "delta", si può notare che vengono prima svolte una serie di operazioni:

dapprima si prende la distanza tra il casco e il pendolo a cui si sottrae la somma dei relativi raggi di curvatura.

In questo modo si ottiene la distanza, istante per istante, tra i due punti d'impatto, quello del casco e quello del pendolo, che rappresenta il "delta" che si sta cercando.

Se questa distanza è maggiore di zero, il programma restituisce un "delta" e una forza di contatto pari a zero (utilizzando la funzione if).

Questo è giusto perché vuol dire che i due corpi non sono ancora giunti a contatto e quindi non c'è nessuna interazione tra essi.

Invece, nel momento in cui i due corpi entrano in contatto, si otterrà un valore di "delta" e quindi della forza di contatto non nulli.

Per cui la variabile "delta" non è altro che la deformazione tra casco e pendolo che si ottiene in seguito all'impatto; ovviamente, con una distanza minore di zero, si ottiene anche un "delta" minore di zero, perciò per definire quest'ultimo si prenderà il valore assoluto.

Più semplice il discorso su "delta_punto" che altro non è che la derivata di "delta" rispetto al tempo.

In realtà viene calcolata come la differenza tra la velocità del pendolo e la velocità del casco, ma dà contributo nella forza di contatto solo se la distanza tra i due corpi è minore di zero, visto che in caso contrario la forza di contatto risulterà sempre pari a zero.

5.3.5 Modellazione dispositivo

Anche il dispositivo è stato modellato in modo da poter simulare la sua efficienza, ma, visto che è ancora in fase di brevetto, non si può procedere ad una descrizione dettagliata di come è stato ottenuto.

Una volta che il modello senza dispositivo è stato validato, si è cercato di ottenere nuove simulazioni applicandogli il dispositivo.

Con questo genere di prove si è potuto constatare come il collo reagisce alla presenza del sistema di protezione, si sono così potute ottenere indicazioni che saranno utili anche allo sviluppo del prototipo reale.

Nel paragrafo riguardante i risultati delle simulazioni, è stata inserita un'immagine relativa alla differenza tra il modello con e senza il dispositivo.

Si vedrà come il sistema riesce a diminuire gli effetti dell'impatto sul collo.

5.3.6 Dati Modello

Per definire ogni corpo sono indispensabili valori come massa, momenti d'inerzia e posizione del baricentro.

L'immagine sottostante mostra alcuni dei campi da compilare per inserire un blocco body, in questo caso specifico viene riportato il blocco relativo alla testa del manichino.

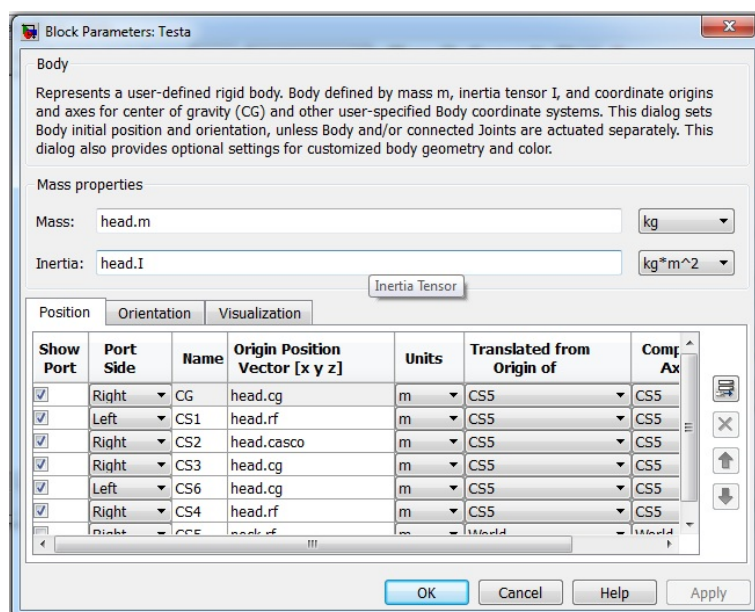


Figura 5.11: Body

Perciò per ogni corpo sono state date le rispettive proprietà di massa, i cui valori, tratti dalla letteratura [xx???], sono elencati nelle seguenti tabelle.

La prima contiene i valori di massa di ogni componente del manichino:

CORPO	MASSA [kg]
Casco	1,3
Testa	4,54
I vertebra	0,3
II vertebra	0,3
III Vertebra	0,3
IV Vertebra	0,3
V Vertebra	0,3
Upper Torso	17,6
Lower Torso	22,36

Tabella 5.1: Massa dei corpi rigidi modellati

Altri valori indispensabili a definire ogni blocco (body in SimMechanics) sono i momenti di inerzia presenti nella prossima tabella:

CORPO	I _{xx}	I _{yy}	I _{zz}
Casco	0,0300	0,0300	0,0300
Testa	0,0159	0,0240	0,0221
I vertebra	0,0029	0,0029	0,0009
II vertebra	0,0029	0,0029	0,0009
III Vertebra	0,0029	0,0029	0,0009
IV Vertebra	0,0029	0,0029	0,0009
V Vertebra	0,0029	0,0029	0,0009
Upper Torso	0,2882	0,2281	0,1902
Lower Torso	0,2836	0,1820	0,1684

Tabella 5.2: Tensore d'inerzia dei corpi rigidi modellati

Nella prossima tabella sono riportate le posizioni dei baricentri delle singole parti del manichino rispetto al sistema di riferimento assoluto, la cui origine è posta nell'incastro alla base del collo del manichino:

CORPO	Gx	Gy	Gz
Casco	-0,043	0,000	0,177
Testa	0,000	0,000	0,200
I vertebra	0,000	0,000	0,133
II vertebra	0,000	0,000	0,098
III Vertebra	0,000	0,000	0,070
IV Vertebra	0,000	0,000	0,042
V Vertebra	0,000	0,000	0,014
Upper Torso	0,000	0,000	-0,101
Lower Torso	0,000	0,000	-0,510

Tabella 5.3: Posizione del baricentro dei corpi rigidi modellati

I corpi rigidi sono connessi tra loro mediante vincoli cinematici che ne limitano uno o più moti relativi.

Nella tabella seguente, sono elencati, per tutti i vincoli posti tra i corpi definiti del modello la tipologia.

Bodies	Vincolo
Terra - Lower Torso	Revolute
Lower Torso - Upper Torso	Weld
Upper Torso - V Vertebra	Weld
V Vertebra - IV Vertebra	Bushing
IV Vertebra - III Vertebra	Bushing
III Vertebra - II Vertebra	Bushing
II Vertebra - I Vertebra	Bushing
I Vertebra - Testa	Weld
Testa - Casco	Planar

Tabella 5.4: Tipo di vincolo tra i corpi modellati

Tra le vertebre del manichino Hybrid III è inserito un elastomero che è stato modellato con una serie di elementi elastici e smorzanti sia di taglio che torsionali (bushing).

In particolare, le tre rigidità traslazionali sono considerate costanti e il loro valore è stato ricavato da test statici (vedi Cap.4).

$$k_{x,est}=6.5*10^3 \text{ N/m};$$

$$k_{x,fless}=25*10^3 \text{ N/m};$$

$$k_y=14.2*10^3 \text{ N/m};$$

Le tre rigidzze torsionali, in estensione, flessione e laterale, sono tratte dalla letteratura [22] e presentano una curva caratteristica fortemente non lineare.

Infatti la relazione che lega il momento applicato alla rotazione relativa tra le vertebre è una cubica del tipo:

$$M=k_1\theta^3.$$

Capitolo 6

Taratura e validazione del modello matematico

6.1 Taratura del modello

Una volta definiti tutti i “body” presenti nel modello i vincoli e la legge di contatto si passa alla simulazione.

La difficoltà maggiore nel passare da un modello reale a uno analitico è dovuta dal fatto che non sempre si conoscono le grandezze esatte da inserire nel programma.

In particolare nell'utilizzo SimMechanics è fondamentale definire tutte le grandezze che prendono parte alla simulazione, ma che non sono sempre reperibili dato che in letteratura è difficile riuscire a trovare lavori simili su cui basare i propri dati e visto che alcuni dati raccolti dalle prove sperimentali, come il punto d'impatto del pendolo, non sono molto accurati.

Per questo, si è ricorso a un'ottimizzazione multiobiettivo su sette grandezze, basata sui dati sperimentali, atta ad ottenere valori plausibili delle grandezze di cui si conosce solo un valore approssimato.

Queste grandezze sono :

- punto d'impatto sul pendolo,
- punto d'impatto sul casco,
- coefficiente di attrito tra impattatore e casco,
- raggio di curvatura del casco nel punto d'impatto,
- coefficiente A,
- coefficiente B,

- coefficiente C_0 .

I punti d'impatto tra casco e pendolo sono di difficile individuazione; per ottenere un valore di riferimento si è pensato di cospargere di gesso la punta dell'impattatore in modo da ottenere un segno nel punto in cui i due corpi si sono toccati.

Tale metodo però fornisce solo una misura approssimata di ciò che accade nella realtà, inoltre, nonostante l'elevato grado di ripetibilità delle prove, il punto d'impatto ogni volta può variare di qualche millimetro, soprattutto nel caso in cui si cambia l'altezza di partenza del pendolo.

Il coefficiente di attrito tra casco e pattatore risulta ignoto, soprattutto considerando che il materiale dell'impattatore non è ben definito.

Ancora più arduo è conoscere con precisione il raggio di curvatura del casco nel punto di contatto.

Questo valore è di fondamentale importanza visto com'è modellizzato il contatto pendolo-casco, ma per due ragioni è di difficile individuazione:

- la prima è legata a quanto già detto sul punto d'impatto, per cui, non conoscendo con precisione dove il pendolo andrà a colpire il casco, non si potrà conoscere il raggio di curva di quest'ultimo relativo all'impatto;

- nel caso di impatto frontale (su cui avverrà l'analisi numerica) il luogo del casco in cui avviene l'impatto è caratterizzato dalla presenza della presa d'aria, è per questo di forma completamente diversa dalla restante parte del casco, il che rende ancora più complesso avere una misurazione accurata del raggio di curvatura.

Per quanto riguarda i coefficienti A , B e C_0 sono frutto di prove sperimentali di impatto trovate in letteratura, ma svolte in condizioni differenti rispetto a quelle utilizzate in questo lavoro.

Con questi parametri viene ricostruita la funzione "forza di contatto" che caratterizza l'esperimento consultato in letteratura.

Tali coefficienti sono funzione della deformazione della testa e della lamiera su cui impatta un manichino Hybrid III che sarà di differente ordine di grandezza rispetto alla deformazione che può subire un casco che si scontra contro un pattatore di plastica.

Si è visto che la forma di tale funzione riesce a riprodurre le condizioni viste sperimentalmente nell'impatto pendolo-manichino, si è perciò deciso di utilizzarla per caratterizzare il presente modello.

L'unico modo per ottenere valori accettabili di A , B e C_0 è stato quello di inserirli nell'ottimizzazione come incognite.

Il modello simula l'impatto e confronta i risultati ottenuti, in termini di forze di contatto, con quelli dei dati sperimentali.

Lo scopo è quello di trovare valori delle sette variabili tali da ottenere in uscita valori che si avvicinano il più possibile a quelli sperimentali.

I parametri appena citati riguardano il momento dell’impatto, per questo bisogna puntare a trovare i valori giusti per ottenere le medesime forze di contatto del sistema reale.

Si è perciò svolta una minimizzazione relativa all’errore tra i valori delle forze di contatto in uscita dal modello e quelle lette dalla cella di carico posizionata nel pendolo.

Grazie alla funzione `sobolset` è stata creata una matrice fatta da tremila righe (più sono le righe, più è accurato il risultato, ma maggiori sono i tempi di calcolo) e sette colonne, tante quante sono le variabili della funzione.

Ogni riga è formata da una sequenza (quasi random) diversa di sette valori (quante sono le colonne) che vanno da zero a uno.

Una volta ottenuta tale matrice e una volta che è stato definito un range di valori plausibili per ogni variabile da ottimizzare, si combinano tali dati in modo da ottenere per ogni riga della matrice un set di variabili da inserire nel sistema e dal quale scaturiranno le funzioni simulate da confrontare con quelle sperimentali.

Per la scelta del set migliore si ricorre ad una minimizzazione mediante metodo della penalità: si crea una funzione di merito che assume valori minori se è piccolo l’errore tra la funzione reale e quella simulata e viceversa.

Alla fine delle iterazioni vengono presi i dati relativi al valore più basso assunto dalla funzione di merito che saranno i valori finali da attribuire alle variabili.

I valori ottenuti corrispondono al minimo errore ottenibile tra i due casi, ma si tratta di un minimo locale. Si decide perciò di processare il risultato ottenuto utilizzando un minimizzatore di matlab, `fmincon`, capace di analizzare l’intera funzione nel suo intorno e fornire un’uscita quello che sarà un minimo globale.

Trovati questi valori vengono inseriti nel modello e si controllano i risultati della simulazione; se rispecchiano quelli sperimentali vuol dire che il modello è validato, cioè riesce a riprodurre fedelmente il fenomeno reale.

A quel punto il modello sarà pronto per ulteriori applicazioni.

6.2 Validazione del modello di simulazione

Grazie all’azione di taratura del modello si fissano i valori dei sette parametri.

A questo punto il programma viene lanciato sulla base dei nuovi dati a disposizione e in questo modo è possibile osservare il confronto tra le funzioni di contatto reali e quelle sperimentali per riconoscere la validità del modello.

Di seguito viene riportato il paragone riguardante le prove di impatto frontale ad una distanza del pendolo da terra di 142 cm.

Si può osservare in rosso la funzione simulata e in blu quella sperimentale:

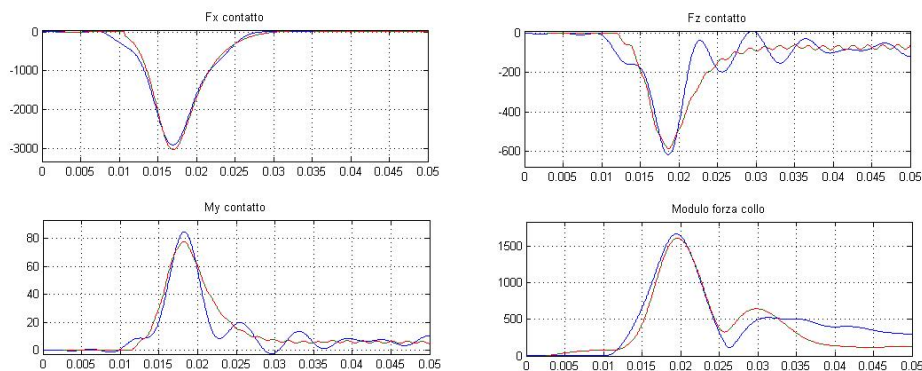


Figura 6.1: Impatto frontale 142cm-sperimentazione(blu), simulazione(rosso)

La stessa valutazione è stata fatta con la modalità di prova di impatto frontale stavolta col pendolo ad una distanza da terra di 162 cm.

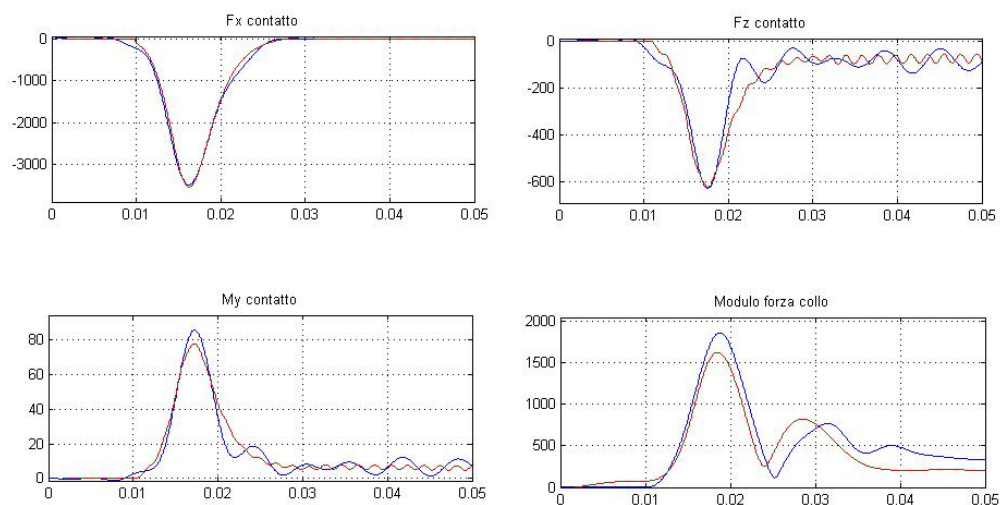


Figura 6.2: Impatto frontale 162cm-sperimentazione(blu), simulazione(rosso)

Queste immagini mostrano che la differenza tra i risultati sperimentali e quelli simulati è minima, questo soprattutto grazie al lavoro di taratura delle variabili.

Ciò significa che il modello matematico su cui si è lavorato è valido, per cui, utilizzato il set di variabili ottimizzate, è possibile riprodurre nuove situazioni, differenti da quelle viste in laboratorio, sapendo di ottenere un risultato molto vicino a quello reale.

Capitolo 7

Utilizzo del modello in campo automobilistico

Le potenzialità del dispositivo sviluppato dal Politecnico di Milano sono tali da poter essere sfruttate anche nel settore automobilistico.

Partendo dal modello utilizzato per le prove di impatto, si è pensato di svolgere un altro tipo di analisi riconducibile ad una condizione di scontro con un ostacolo.

Il corpo dell'autista al momento dell'incidente subisce un'improvvisa accelerazione, ma la presenza delle cinture di sicurezza lo mantiene vincolato al sediolino, mentre il collo tende a piegarsi subendo il cosiddetto "colpo di frusta".

A seconda del valore dell'accelerazione, il collo può subire danni più o meno gravi; sia le forze che le accelerazioni a cui è sottoposto vengono in parte scaricate sul dispositivo che limita le possibilità di infortunio.

Sono state svolte simulazioni di incidente frontale e di incidente laterale ognuna delle quali analizzata con e senza il dispositivo.

Le grandezze monitorate per ogni prova sono distribuite su tre grafici diverse;

nel primo grafico è possibile leggere l'andamento delle forze che agiscono sul collo:

- F_x , forza longitudinale, (solo nella simulazione longitudinale) [N],
- F_y , forza trasversale, (solo nella simulazione laterale) [N],
- F_z , forza verticale, [N],

nel secondo grafico sono state plottate le accelerazioni agenti sulla testa:

- A_x , accelerazione longitudinale, (solo nella simulazione longitudinale), $[m/s^2]$,

- A_y , accelerazione trasversale, (solo nella simulazione laterale), $[m/s^2]$,
- A_z , accelerazione verticale, $[m/s^2]$,

nel terzo grafico viene messa in evidenza la posizione che assume testa durante la simulazione e i momenti agenti sul collo:

- P_x , posizione della testa lungo l'asse x, solo nella simulazione frontale, $[m]$,
- P_y , posizione della testa lungo l'asse y, solo nella simulazione laterale, $[m]$,
- M_x , momento attorno all'asse x, solo nella simulazione laterale, $[Nm]$,
- M_y , momento attorno all'asse y, solo nella simulazione frontale, $[Nm]$,

7.1 Simulazione incidente

Per questa simulazione si è utilizzato lo stesso modello visto nelle prove di impatto tra pendolo e manichino.

Ovviamente, essendo diverso il fenomeno che si vuole riprodurre, si è dovuto riadattare il modello:

sono stati innanzi tutto eliminati gli elementi superflui, quali il pendolo e il blocco riguardante la forza di contatto.

Il fenomeno che si vuole simulare non prevede urti tra il guidatore e altri corpi, cerca invece di analizzare quel che succede al pilota dopo aver subito un' accelerazione.

Siccome il corpo è considerato vincolato al sediolino, viene trascurato nella simulazione, perciò tutto si riconduce al sistema collo-testa-casco.

La base del collo è vincolata al terreno con un vincolo prismatico che gli lascia libertà di movimento lungo l'asse x; proprio in questo punto viene dato in ingresso un segnale di accelerazione.

In realtà questo segnale verrà cambiato di segno, per cui il collo subirà una decelerazione, di forma a campana, con ampiezza pari a $400 m/s^2$ e lunghezza d'onda pari a 0,4 secondi.

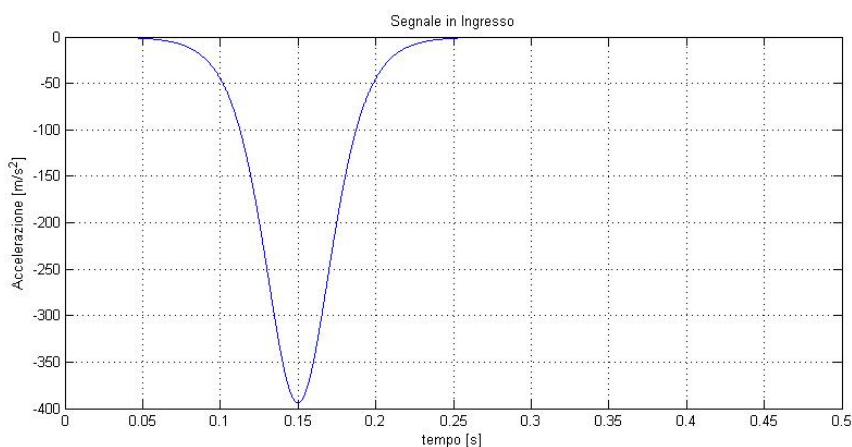


Figura 7.1: Segnale di accelerazione in ingresso

Nel momento in cui il collo subisce questa decelerazione, inizierà a flettersi prima in avanti e poi indietro, fino a ristabilizzarsi, questo se la decelerazione è frontale, se invece è laterale il collo fletterà lateralmente.

L'immagine in basso mostra una delle simulazioni frontali in 3D, in particolare si notano le vertebre e la testa in posizione iniziale (1), inclinata in avanti (2) e inclinata indietro (3).

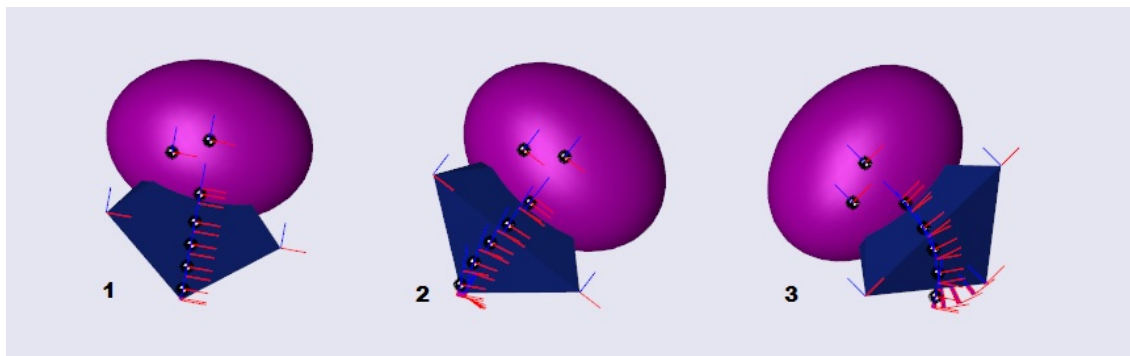


Figura 7.2: Movimenti della testa e delle vertebre in seguito all'accelerazione

Durante questo movimento verranno scaricate delle forze e dei momenti capaci di danneggiare le vertebre.

Nella seguente sezione saranno illustrati i valori delle grandezze misurate durante le simulazioni.

7.2 Risultati

Tutti i grafici seguenti hanno sull'asse delle ascisse il valore del tempo espresso in secondi, mentre sull'asse delle ordinate le grandezze misurate durante la simulazione

7.2.1 Confronto simulazione longitudinale

Nelle seguenti immagini vengono affiancate le grandezze calcolate con la simulazione di accelerazione longitudinale con e senza il dispositivo;

in blu sono segnate le funzioni ottenute senza il dispositivo, in rosso quelle con il dispositivo

Forze sul collo calcolate con la simulazione frontale:

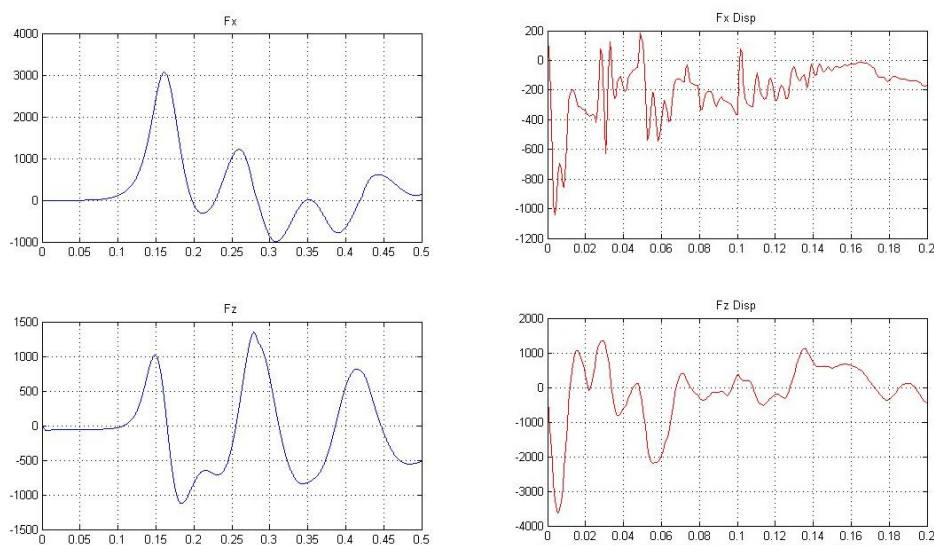


Figura 7.3: Simulazione frontale-Forze sul collo

Accelerazioni sulla testa calcolate con la simulazione frontale:

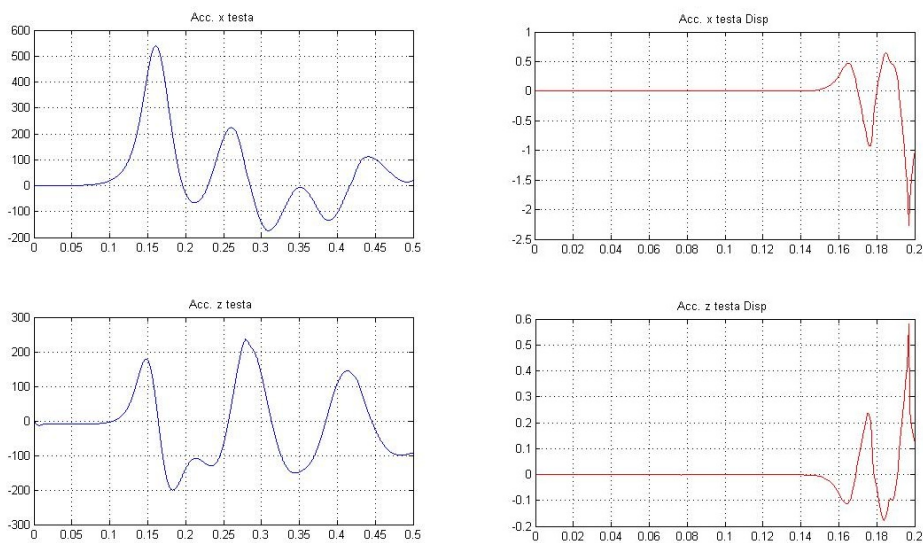


Figura 7.4: Simulazione frontale-Accelerazioni della testa

Posizione della testa e Momenti sul collo calcolati con la simulazione frontale:

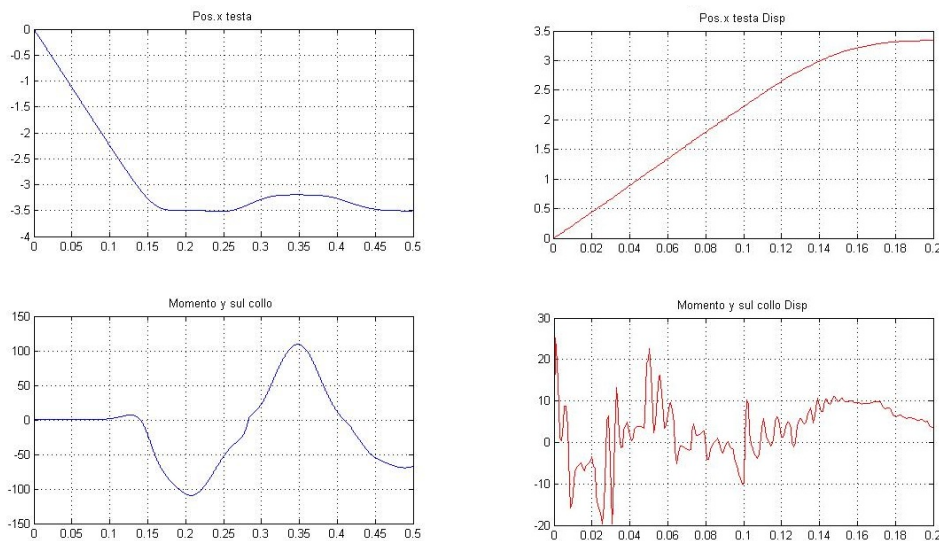


Figura 7.5: Simulazione frontale-Posizione della testa e Momenti sul collo

Come è facile notare dai grafici appena riportati, il dispositivo è in grado abbassare i livelli di forze, momenti che si vanno a scaricare sul collo e di

accelerazioni sulla testa.

Questo vuol dire che il dispositivo modellato sarebbe ideale per questo genere di applicazioni.

Ora si passa alle simulazioni con accelerazione in ingresso che agisce lateralmente.

7.2.2 Confronto simulazione laterale

In questa sezione sono esposti i risultati della simulazione in laterale; anche stavolta sono stati messi a confronto i risultati ottenuti senza il dispositivo (in blu) e quelli ottenuti col dispositivo (in rosso).

Forze sul collo calcolate con la simulazione laterale:

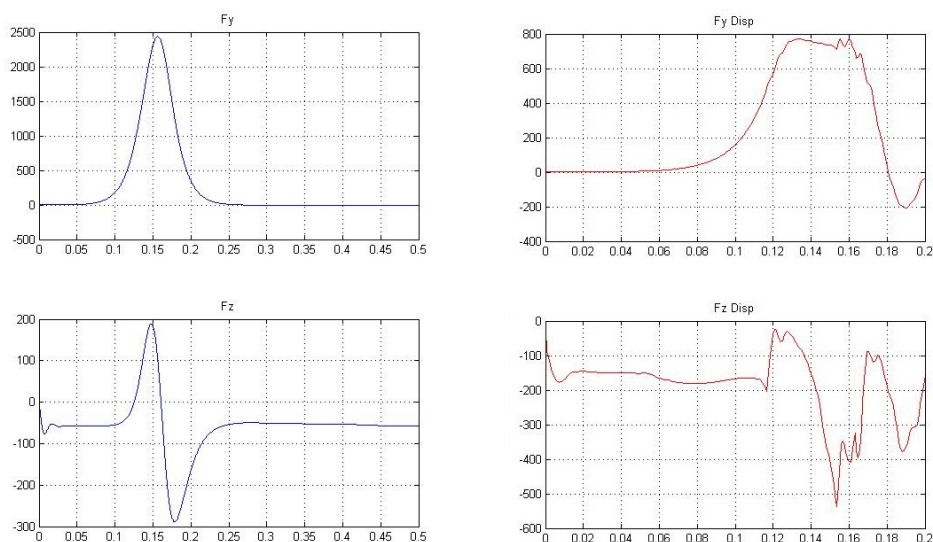


Figura 7.6: Simulazione laterale-Forze sul collo

Accelerazioni sulla testa calcolate con la simulazione laterale:

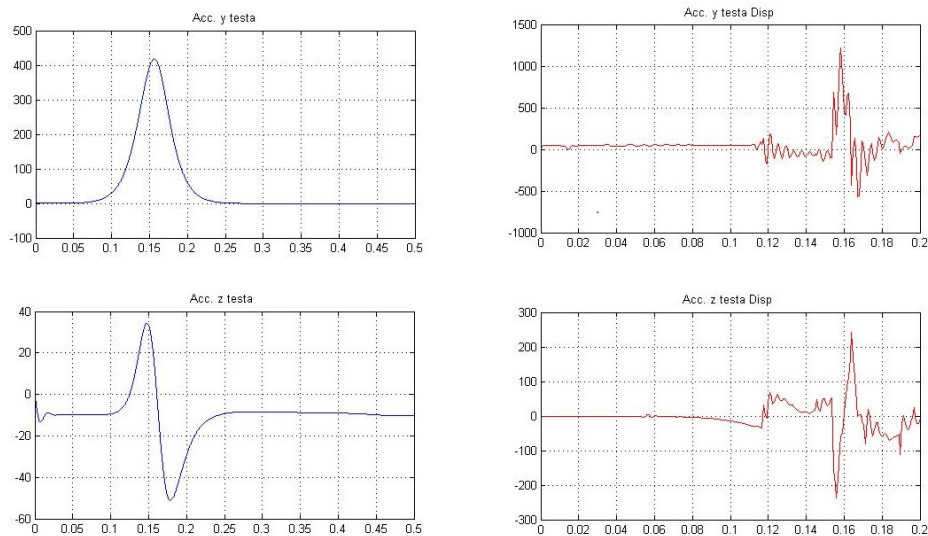


Figura 7.7: Simulazione laterale-Accelerazioni della testa

Posizione della testa e Momenti sul collo calcolati con la simulazione laterale:

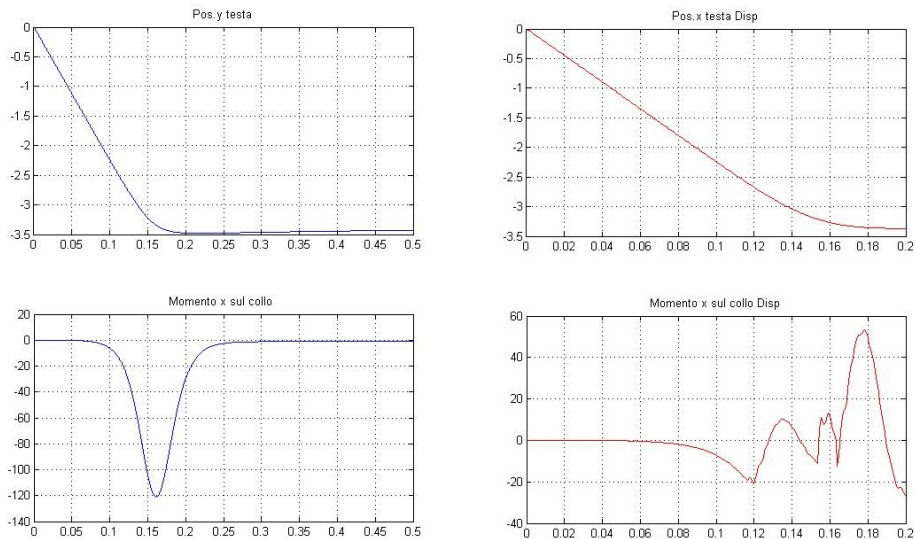


Figura 7.8: Simulazione laterale -Posizione della testa e Momenti sul collo

Questa volta i risultati ottenuti sono controversi: infatti, per quanto riguarda le forze e i momenti, il dispositivo agisce molto bene riducendo

sensibilmente i valori ottenuti nella simulazione senza dispositivo.

D'altra parte, sul piano delle accelerazioni, il dispositivo va a peggiorare la situazione di partenza creando nuove criticità difficili da gestire.

Conclusioni

Il dispositivo progettato al Politecnico di Milano dimostra di avere grandi potenzialità: potrebbe infatti essere utilizzato per la sicurezza dei motociclisti, ma potrebbe avere anche degli utilizzi automobilistici.

Nonostante le prove sperimentali siano state svolte con un primo prototipo ancora molto grezzo, sono stati conseguiti risultati incoraggianti.

Esso riesce ad evitare al collo di compiere rotazioni pericolose, grazie ad alcuni fine cosra che lavorano contemporaneamente.

Grazie a questa modalità di funzionamento il dispositivo riesce a compiere il suo lavoro senza creare nuove criticità, cioè senza mettere a rischio la salute dell'utente.

Questo lo si può riscontrare nei risultati delle prove sperimentali, dove l'utilizzo del dispositivo non ha mai causato la nascita di forze o accelerazioni anomale che vanno a scaricarsi sul collo.

Quella che invece dovrebbe essere migliorata è la capacità di riuscire ad assorbire le forze, in modo da scaricare il collo.

Infatti, sebbene non si sono visti grossi peggioramenti riguardanti l'utilizzo del dispositivo nelle prove sperimentali, non si sono nemmeno visti grandissimi miglioramenti.

I valori registrati con il dispositivo collegato al manichino sono in realtà di poco più bassi rispetto a quelli ottenuti senza il dispositivo, in molti casi questi praticamente coincidono.

Bisogna quindi agire sul prototipo cercando di migliorare la capacità di assorbire le forze che provengono da un impatto esterno.

Il programma di simulazione, invece, può essere una buona base per continuare lo sviluppo del dispositivo.

Essendo stato validato, infatti, può essere utilizzato per simulare altre diverse situazioni.

Un esempio è la simulazione di un incidente stradale riguardante un autoveicolo.

In questo caso, grazie all'utilizzo del modello di simulazione, si è potuto osservare il comportamento che il dispositivo avrebbe in un tipo di situazione completamente diverso rispetto a quella con cui è stato validato.

Anche in questo caso però, c'è da sistemare ancora il dispositivo, visto che proprio nell'ultimo grafico, quello relativo alla simulazione di un'accelerazione che investe il collo lateralmente, i valori di accelerazione misurati sulla testa sono risultati eccessivi, nonostante erano state smorzate vistosamente le forze che agenti sul collo.

Per continuare lo sviluppo, quindi, bisognerà continuare a migliorare il modello di simulazione e trovare il setup giusto per ottimizzare al meglio il dispositivo.

Parallelamente bisognerà agire sul prototipo cercando di utilizzare nella pratica i dati ottenuti tramite il modello di simulazione.

Bibliografia

- [1] A. Ferraioli, “*Studio teorico e pratico di un sistema per la protezione del collo di motociclisti e piloti sportivi*”, Luglio 2013.
- [2] Standard FIA 8858, “*Frontal head restraint (FHR) system*”, 2010.
- [3] MAIDS, “*In-Depth investigation of motorcycle accidents*”, Novembre 2004.
- [4] C. Angeletti, “*L’arte della sicurezza in moto*”, Associazione Vision Zero ONLUS, 2009.
- [5] ACI, “*Costi sociali degli incidenti stradali*”, 2008.
- [6] ACI-ISTAT, “*Incidenti stradali*”, 2009.
- [7] J. Sobotta, “ (1997): *Atlas der Anatomie des Menschen; Band 1 & 2*”, Urban und Schwarzenberg- München, 1997.
- [8] J. Sobotta, “ (1997): *Atlas der Anatomie des Menschen; Band 1 & 2*”, Urban und Schwarzenberg- München, 1997.
- [9] A. Sances, J. Myklebust, D. Maiman, S. Larson, J. Cusick, “*The biomechanics of spinal injuries*”, CRC Crit. Rev. Biomed. Eng. Vol. 11 (1), 1984
- [10] J. McElhaney, R. Nightingale, B. Winkelstein, V. Chancey, B. Myers, “*Biomechanical aspects of cervical trauma, in Accidental Injury Biomechanics and Prevention*” (Eds. Nahum, Melvin) Springer Verlag, New York 2002
- [11] L. Piano, “*La sicurezza passiva degli autoveicoli*”, Hoepli 2009.
- [12] C. Gadd, “*Criteria for injury Potential, Impact Acceleration Stress symposium*”, Nat. Academic of sciences, Washington, Nat. Research Council Pub. No. 977, 1961.

- [13] J. Versace, “*A review of the severity index*”, Proc. 15th Stapp Car Crash Conf., SAE 710881, 1971.
- [14] Prasad, Mertz, “*Action to reduce the adverse effect of airbag*”, FMVSS208 depowering, NHTSA 1997.
- [15] J. Newman, “*A generalized acceleration model for brain injury threshold (GAMBIT)*”, Proc. IRCOBI Conf. 1986.
- [16] F. King, H.J. Mertz, “*Human Impact Response*”, Symposium held at General Motors Research Laboratoris, Warren, Michigan,1972.
- [17] A.M. Nahum, J.W. Melvin, “*Accidental Injury*”, Springer-Verlag, 1993
- [18] Science Daily, “*Can crash test dummies really simulate human injuries?*”.
- [19] www.mathworks.com .
- [20] G. Diana, F. Cheli, “*Cinematica e dinamica dei sistemi multicorpo*”, Schonefeld & Ziegler, 2005.
- [21] Dr. Hamid, M. Lankarani, “*Biodynamics response for the evaluation of aircraft crash safety*”, National Institute for Aviation Research, Wichita State University September 1993.
- [22] I. Kaleps, R.White Jr. et al., “*Measurement of Hybrid III dummy Properties and Analytical Simulation Database Development*”, 1988.

U