



UNIVERSITÀ  
DEGLI STUDI  
DI PADOVA

UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI PADOVA  
**Dipartimento di Ingegneria Industriale DII**

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Aerospaziale

ANALISI FEM DI PROVE DI IMPATTO SU UN MODELLO DI TESTA UMANA

*Relatore*

Prof. Ugo Galvanetto

*Correlatore*

Dott. Niccolò de Cesare

*Candidata*

Veronica Brasco

1132895

Anno Accademico 2018/2019



## SOMMARIO

Il meccanismo dei traumi cranici ad oggi non è del tutto compreso. In anni recenti sono stati svolti numerosi test su animali, cadaveri umani e manichini evidenziando numerose carenze nella conoscenza dei meccanismi di danneggiamento dei tessuti biologici. Nell'intento di capire quale sia il meccanismo dei traumi, è necessario misurare una serie di parametri all'interno del cervello, cosa che risulta impossibile negli esperimenti su cadavere. Questi tra l'altro sono dispendiosi in termini di tempo e di soldi. Sono questi i motivi per cui all'interno di questo ramo di ricerca il supporto delle analisi computazionali è di fondamentale importanza. Negli anni sono stati sviluppati dei modelli di testa umana e di corpo umano a elementi finiti. Questi modelli vengono usati per replicare gli esperimenti sui corpi e vengono migliorati di volta in volta. Si parla di analisi a elementi finiti molto costose dal punto di vista computazionale. Nella tesi si è cercato di replicare dei test sperimentali su cadavere noti in letteratura tramite un modello FEM semplificato. La testa a disposizione era costituita dalla sola pelle di un modello intero e lo scopo era quello di capire le condizioni al contorno e i vincoli per poter simulare i test. Gli esperimenti presi in considerazione trattano due tipi di impatto: nella regione frontale e in quella occipitale che sono stati analizzati ponendo diverse condizioni di vincolo per cercare di avvicinarsi ai risultati empirici. Sono stati trovati i grafici dell'accelerazione lineare e angolare, della velocità angolare e della rotazione del centro di massa della testa e sono stati confrontanti con quelli dei test. Sebbene i valori numerici siano diversi, l'andamento di alcuni grafici è simile. Trattandosi di test complessi è necessario fare ulteriori ricerche in merito. Il modello intero fornirà sicuramente dei risultati più precisi rendendo più chiaro se le ipotesi fatte finora siano corrette o meno.



## ABSTRACT

Brain injury are not completely understood. A lot of theories have been developed about them and over the years a great number of experiments on animals, human bodies and dummies have been carried out. In order to understand how these types of traumas work it is necessary to measure some parameters inside the brain, which is nearly impossible in experiments on cadavers. Moreover these kind of tests take a long time to be completed and they result to be very expensive. These are the main reasons why in this specific branch of research the support of computational analysis is fundamental. Throughout years different models of human heads and total human bodies have been generated using finite elements. Those are applied to replicate experiments on bodies and their effectiveness is still improving. With regards to computational time these types of finite elements analysis are expensive. The approach of this thesis is related to all of these issues. Hence the aim was to replicate experimental tests known in literature using a simplified finite elements model. Only the skin part of an entire model of a head was used and the final goal was to understand boundary conditions and constraints in order to simulate tests. Simulation were performed on two types of impacts: in the frontal region and in the occipital one. These impacts were studied with different boundary conditions to obtain results as similar as possible compared to those found in literature. Outputs are graphs about linear and angular acceleration, angular speed and rotation of the centre of mass of the head. Even though results are different in terms of magnitudes, the general path of some graphs is similar to the target. It is necessary to make more assessments about it. For sure the entire model will give more accurate results and it will clarify the accuracy of hypothesis made in this thesis.



# Indice

<b>1</b>	<b>INTRODUZIONE.....</b>	<b>1</b>
1.1	Gli incidenti stradali.....	1
1.2	L'attività sportiva.....	7
<b>2</b>	<b>ANATOMIA DEL CRANIO E DEL CERVELLO UMANO.....</b>	<b>9</b>
2.1	Anatomia dello scalpo e del cranio.....	9
2.1.1	<i>I nervi cranici.....</i>	11
2.1.2	<i>Le meningi.....</i>	12
2.2	Anatomia del cervello.....	14
2.2.1	<i>Il sistema ventricolare.....</i>	16
2.2.2	<i>Il fluido cerebrospinale.....</i>	16
2.2.3	<i>La circolazione del sangue.....</i>	16
2.2.4	<i>Le cellule nervose.....</i>	17
<b>3</b>	<b>LE LESIONI CEREBRALI TRAUMATICHE.....</b>	<b>18</b>
3.1	Tipologie di trauma cranico.....	18
3.2	Head Injury Criteria.....	21
3.2.1	<i>Head Injury Criterion (HIC).....</i>	21
3.2.2	<i>Generalized Acceleration Model for Brain injury Threshold (GAMBIT).....</i>	22
<b>4</b>	<b>FENOMENI D'URTO.....</b>	<b>23</b>
4.1	L'urto completamente anelastico.....	24
4.2	L'urto elastico.....	25
4.3	L'urto anelastico.....	26
<b>5</b>	<b>I TEST SPERIMENTALI E COMPUTAZIONALI.....</b>	<b>28</b>
5.1	Sviluppo e metodi dei test.....	28
5.2	Hardy et al. 2001.....	31

<b>6</b>	<b>LE SIMULAZIONI .....</b>	<b>37</b>
<b>6.1</b>	<b>Le analisi FEM.....</b>	<b>37</b>
<b>6.2</b>	<b>I modelli e le mesh .....</b>	<b>37</b>
6.2.1	Il modello della testa umana.....	37
6.2.2	Il modello del collo .....	40
6.2.3	Il modello del blocco angolare .....	41
<b>6.3</b>	<b>L'analisi esplicita .....</b>	<b>43</b>
6.3.1	L'algoritmo esplicito .....	43
6.3.2	Impostazione dell'analisi e definizione del contatto .....	45
<b>7</b>	<b>RISULTATI .....</b>	<b>49</b>
<b>7.1</b>	<b>Le simulazioni dell'impatto frontale.....</b>	<b>49</b>
7.1.1	La prima simulazione dell'impatto frontale (SIM-F1) .....	53
7.1.2	La seconda simulazione dell'impatto frontale (SIM-F2).....	58
7.1.3	La terza simulazione dell'impatto frontale (SIM-F3).....	64
<b>7.2</b>	<b>Le simulazioni dell'impatto occipitale .....</b>	<b>70</b>
7.2.1	La prima simulazione dell'impatto occipitale (SIM-O4) .....	73
7.2.2	La seconda simulazione dell'impatto occipitale (SIM-O5).....	77
<b>8</b>	<b>CONCLUSIONI.....</b>	<b>83</b>
<b>9</b>	<b>BIBLIOGRAFIA .....</b>	<b>85</b>



# Elenco delle figure

<i>Figura 1.1.1</i> Numero di paesi in cui si è osservato un cambiamento sul numero dei decessi causati da incidenti stradali osservati dal 2013. [1] .....	1
<i>Figura 1.1.2</i> Tassi di mortalità dal 2013 al 2016. [1] .....	2
<i>Figura 1.1.3</i> Distribuzione, per categorie di utenti, delle morti per incidente stradale nel mondo. [1] .....	2
<i>Figura 1.1.4</i> Numero di paesi che hanno adottato delle leggi per i principali fattori di rischio di incidente stradale tra il 2014 e il 2017. [1] .....	3
<i>Figura 1.1.5</i> Numero di persone soggette a leggi riguardanti i cinque principali fattori di rischio di incidente stradale nel 2014 e nel 2017. [1] .....	3
<i>Figura 1.1.6</i> Mappa dei paesi che hanno in vigore delle leggi per le migliori pratiche comportamentali per i limiti di velocità nel 2017. [1] .....	4
<i>Figura 1.1.7</i> Mappa dei paesi che hanno in vigore delle leggi con i corretti limiti di concentrazione di alcol nel sangue nel 2017 [1] .....	5
<i>Figura 1.1.8</i> Paesi che hanno in vigore delle leggi con le migliori pratiche comportamentali per l'uso del casco nel 2017. ....	5
<i>Figura 1.1.9</i> Mappa che evidenzia i paesi che hanno delle leggi per l'uso delle cinture di sicurezza nel 2017. [1] .....	6
<i>Figura 1.1.10</i> Mappa che evidenzia i paesi che hanno delle leggi per l'uso del sistema di ritenuta per i bambini nel 2017. [1] .....	6
<i>Figura 1.2.1</i> Confronto tra un cervello sano e uno di una persona affetta da Alzheimer. [4] .....	8
<i>Figura 1.2.2</i> Confronto tra un cervello sano e uno di una persona affetta da CTE. [5] .....	8
<i>Figura 2.1.1</i> Lo scalpo. [6] .....	9
<i>Figura 2.1.2</i> Vista anteriore (B) e laterale (C) delle ossa craniche. [6] .....	10
<i>Figura 2.1.3</i> Vista superiore (D) e posteriore (E) delle ossa craniche. [6] .....	10
<i>Figura 2.1.4</i> Sezione sagittale del cranio in cui sono evidenziate le tre fossa craniche. [6] .....	11
<i>Figura 2.1.5</i> Lo scalpo e le meningi. [6] .....	12
<i>Figura 2.1.6</i> I setti durali e i seni venosi della dura madre. [6] .....	13
<i>Figura 2.1.7</i> L'encefalo è costituito dal cervello, dal diencefalo, dal tronco encefalico e dal cervelletto. [8] .....	14
<i>Figura 2.1.8</i> Vista mediale della sezione sagittale del cervello. [8] .....	15
<i>Figura 2.1.9</i> (A) Vista laterale dei ventricoli e (B) sezione coronale dell'encefalo. [8] .....	16
<i>Figura 2.1.10</i> Struttura generale di un neurone. [9] .....	17
<i>Figura 2.1.1</i> CT di diversi tipi di traumi cranici gravi. [12] .....	19
<i>Figura 2.1.2</i> Tipi di lesioni cerebrali. [13] .....	20
<i>Figura 2.1.3</i> Meccanismi dei traumi cranici. [14] .....	20
<i>Figura 5.1.1</i> Modello a elementi finiti di testa umana di Ghajari et al. 2017 [26] .....	30
<i>Figura 5.1.2</i> Configurazione dell'esperimento di Nahum et al. (a sinistra) e dell'esperimento di Trosseille et al. fatti da Tse et al. [29] .....	30
<i>Figura 5.1.3</i> Configurazione degli NDT. [30] .....	32

<i>Figura 5.1.4 Configurazione degli NDT nella validazione di Tse et al.[29].</i>	32
<i>Figura 5.1.5 Definizione del piano di Francoforte. [31].</i>	33
<i>Figura 5.1.6 Configurazione dell'esperimento di Hardy et al. [25]</i>	34
<i>Figura 6.2.1 Modello di testa umana utilizzata per le simulazioni.</i>	38
<i>Figura 6.2.2 Modello intero di testa umana.</i>	39
<i>Figura 6.2.3 Confronto tra il modello usato (a sinistra) e il modello di Tse et al. [29] (a destra).</i>	40
<i>Figura 6.2.4 Due visuali del modello intero usato in Abaqus in cui si può vedere la discretizzazione del blocco angolare e del collo.</i>	42
<i>Figura 6.2.5 Vincoli e velocità imposti ai modelli per l'impatto frontale (a sinistra) e l'impatto occipitale (a destra).</i>	42
<i>Figura 6.3.1 Impostazione dell'analisi dinamica esplicita.</i>	45
<i>Figura 6.3.2 Impostazioni dello step dinamico esplicito.</i>	45
<i>Figura 6.3.3 Schermata da uno dei file .sta delle simulazioni.</i>	46
<i>Figura 6.3.4 Esempio di correzione di overclosures iniziale. [34]</i>	46
<i>Figura 6.3.5 Impostazione del Tangential Behavior in Abaqus.</i>	47
<i>Figura 6.3.6 Impostazione del Normal Behavior in Abaqus.</i>	47
<i>Figura 6.3.7 Esempi di integrazione ridotta per gli elementi lineari (a sinistra) e gli elementi quadratici (a destra). [33]</i>	48
<i>Figura 6.3.1 Configurazione del sistema nell'impatto frontale.</i>	50
<i>Figura 6.3.2 Grafici dell'accelerazione lineare dei test C383 T1 e T3 [30].</i>	50
<i>Figura 6.3.3 Andamenti dell'accelerazione angolare dei test C383 T1 e T3 [30].</i>	50
<i>Figura 6.3.4 Andamenti della velocità angolare dei test C383 T1 e T3. [30]</i>	51
<i>Figura 6.3.5 Andamento dello spostamento angolare della sola coordinata y dei test C383 T1 e T3. [30]</i>	51
<i>Figura 6.3.6 Andamento delle componenti dell'accelerazione lineare del C.M. della testa nella simulazione 1.</i>	53
<i>Figura 6.3.7 Andamento nel tempo della risultante dell'accelerazione lineare del centro di massa nella testa della simulazione 1.</i>	53
<i>Figura 6.3.8 Andamento della componente x dell'accelerazione angolare nella simulazione 1.</i>	54
<i>Figura 6.3.9 Andamento della componente y dell'accelerazione angolare nella simulazione 1.</i>	54
<i>Figura 6.3.10 Andamento della componente z dell'accelerazione angolare nella simulazione 1.</i>	55
<i>Figura 6.3.11 Andamento della risultante dell'accelerazione angolare del centro di massa della testa nella simulazione 1.</i>	55
<i>Figura 6.3.12 Andamento delle componenti della velocità angolare nella simulazione 1.</i>	56
<i>Figura 6.3.13 Andamento della risultante della velocità angolare nella simulazione 1.</i>	56
<i>Figura 6.3.14 Andamento dello spostamento angolare attorno all'asse y nella simulazione 1.</i>	57
<i>Figura 6.3.15 Andamento delle componenti dell'accelerazione lineare del centro di massa della testa nella simulazione 2.</i>	58
<i>Figura 6.3.16 Risultante dell'accelerazione lineare del centro di massa della testa nella simulazione 2.</i>	58
<i>Figura 6.3.17 Andamento delle componenti dell'accelerazione angolare del centro di massa della testa nella simulazione 2.</i>	59
<i>Figura 6.3.18 Risultante dell'accelerazione angolare del centro di massa della testa nella simulazione 2.</i>	59

<i>Figura 6.3.19 Andamento delle componenti della velocità angolare del centro di massa della testa nella simulazione 2.</i>	60
<i>Figura 6.3.20 Risultante della velocità angolare del centro di massa della testa nella simulazione 2.</i>	60
<i>Figura 6.3.21 Spostamento angolare attorno all'asse y del centro di massa della testa nella simulazione 2.</i>	61
<i>Figura 6.3.22 Stato del sistema a 15 ms (a sinistra) e a 120ms (a destra) nella simulazione 1.</i>	62
<i>Figura 6.3.23 Stato del sistema a 15ms nella simulazione 2.</i>	62
<i>Figura 6.3.24 Andamento delle componenti dell'accelerazione lineare del centro di massa della testa nella simulazione 3.</i>	64
<i>Figura 6.3.25 Risultante dell'accelerazione lineare del centro di massa della testa nella simulazione 3.</i>	64
<i>Figura 6.3.26 Andamento delle componenti dell'accelerazione angolare del centro di massa della testa nella simulazione 3.</i>	65
<i>Figura 6.3.27 Risultante dell'accelerazione angolare del centro di massa della testa nella simulazione 3.</i>	65
<i>Figura 6.3.28 Andamento delle componenti della velocità angolare del centro di massa della testa nella simulazione 3.</i>	66
<i>Figura 6.3.29 Risultante della velocità angolare del centro di massa della testa della simulazione 3.</i>	66
<i>Figura 6.3.30 Spostamento angolare attorno all'asse y del centro di massa della testa della simulazione 3.</i>	67
<i>Figura 6.3.31 Spostamento verticale lungo l'asse z del centro di massa della testa della simulazione 3.</i>	67
<i>Figura 6.3.32 Confronto dello stato del sistema a 15 ms nella SIM-F1, SIM-F2 e SIM-F3 (da sinistra a destra).</i>	68
<i>Figura 7.2.1 Configurazione del sistema nell'impatto occipitale.</i>	70
<i>Figura 7.2.2 Andamenti delle componenti dell'accelerazione lineare (a sinistra) e angolare (a destra) del centro di massa della testa nel test C383-T4 [30].</i>	70
<i>Figura 7.2.3 Andamento delle componenti della velocità angolare del centro di massa della testa (a sinistra) e rotazione attorno all'asse y nel tempo del centro di massa della testa (a destra). [30]</i>	71
<i>Figura 7.2.4 Andamento dell'accelerazione lineare del centro di massa della testa nella simulazione 4.</i>	73
<i>Figura 7.2.5 Andamento della risultante dell'accelerazione lineare del centro di massa della testa nella simulazione 4.</i>	73
<i>Figura 7.2.6 Andamento dell'accelerazione angolare del centro di massa della testa nella simulazione 4.</i>	74
<i>Figura 7.2.7 Andamento della risultante dell'accelerazione angolare del centro di massa della testa della simulazione 4.</i>	74
<i>Figura 7.2.8 Andamento della velocità angolare del centro di massa della testa della simulazione 4.</i>	75
<i>Figura 7.2.9 Andamento della risultante della velocità angolare del centro di massa della testa della simulazione 4.</i>	75
<i>Figura 7.2.10 Rotazione attorno all'asse y del centro di massa della testa nella simulazione 4.</i>	76
<i>Figura 7.2.11 Andamento delle componenti dell'accelerazione lineare del centro di massa della testa nella simulazione 5.</i>	77
<i>Figura 7.2.12 Andamento della risultante dell'accelerazione lineare del centro di massa della testa nella simulazione 5.</i>	77
<i>Figura 7.2.13 Andamento delle componenti dell'accelerazione angolare del centro di massa nella testa della simulazione 5.</i>	78

<i>Figura 7.2.14 Andamento della risultante dell'accelerazione angolare del centro di massa della testa nella simulazione 5.</i>	78
<i>Figura 7.2.15 Andamento delle componenti della velocità angolare del centro di massa della testa nella simulazione 5.</i>	79
<i>Figura 7.2.16 Andamento della risultante della velocità angolare del centro di massa della testa nella simulazione 5.</i>	79
<i>Figura 7.2.17 Rotazione attorno all'asse y del centro di massa della testa nella simulazione 5.</i>	80
<i>Figura 7.2.18 Spostamento verticale lungo l'asse z del centro di massa della testa nella simulazione 5.</i>	80
<i>Figura 7.2.19 Stato del sistema a 15 ms nella SIM-O4 (a sinistra) e nella SIM-O5 (a destra).</i>	81

# Elenco delle tabelle

<i>Tabella 2.1-1 Numerazione e funzione dei dodici nervi cranici. [7]</i> .....	11
<i>Tabella 2.1-1 Glasgow Coma Scale [10]</i> .....	18
<i>Tabella 5.1-1 Dati antropometrici dei soggetti in esame</i> .....	31
<i>Tabella 5.1-2 Caratteristiche dei test su cadavere effettuati da Hardy et al. [30]</i> .....	33
<i>Tabella 5.1-3 Risultati dei test di Hardy et al. [30]</i> .....	36
<i>Tabella 6.2-1 Confronto tra le dimensioni della testa del modello fem e quelle del soggetto C383</i> .....	38
<i>Tabella 6.2-2 Proprietà del materiale assegnato alla testa e al collo</i> .....	41
<i>Tabella 6.2-3 Proprietà del materiale del blocco angolare</i> .....	41
<i>Tabella 6.3-1 Risultati dei test su cadavere T1, T2 e T3. [30]</i> .....	52
<i>Tabella 6.3-2 Confronto tra i risultati delle simulazioni SIM-F1 e SIM-F2 e i test C383-T1 e T3 nei primi 15ms</i> .....	61
<i>Tabella 6.3-3 Confronto dei risultati tra le simulazioni di impatto frontale e i test C383-T1 e T3 nei primi 15 ms</i> .....	68
<i>Tabella 7.2-1 Risultati del test su cadavere C383-T4. [30]</i> .....	72
<i>Tabella 7.2-2 Confronto dei risultati tra le simulazioni SIM-O4 e SIM-O5 e il test C383-T4 nei primi 15ms</i> .....	81



# 1 Introduzione

## 1.1 Gli incidenti stradali

Il numero di incidenti stradali mortali continua a crescere in tutto il mondo. La *World Health Organization* ha stimato che nel 2016 sono morte circa 1,35 milioni di persone sulle strade. Il numero dei decessi non è diminuito negli anni ma è rimasto proporzionale alla popolazione mondiale, infatti la motorizzazione è cresciuta rapidamente di pari passo all'aumento demografico. Questo ha suggerito che le norme di sicurezza stradale vigenti abbiano impedito di peggiorare la situazione, tuttavia significa anche che l'obiettivo di ridurre del 50% gli incidenti stradali mortali (*Sustainable Development Goal*) entro il 2020 sia molto lontano dall'essere raggiunto. Si è stimato che muoiono molte più persone per un incidente stradale che non per malattie come la tubercolosi e l'HIV/AIDS. Gli incidenti restano l'ottava causa di morte in tutte le età e la prima nella fascia tra i 5 e i 29 anni. Un altro aspetto importante da considerare per analizzare al meglio le statistiche è quello che riguarda l'eterogeneità delle norme stradali nei vari paesi. Il rischio di morte per incidente stradale è tre volte superiore in un paese povero: si parla di circa 27,5 morti ogni 100000 abitanti. Nei paesi ricchi invece si calcolano 8,3 morti ogni 100000 abitanti. Tra il 2013 e il 2016 non si è osservata alcuna riduzione nel numero delle morti per incidente stradale. Nello specifico si è osservata una riduzione in 48 paesi a medio e alto reddito e un aumento del numero dei decessi in ben 104 paesi durante questo periodo [1].



Figura 1.1.1 Numero di paesi in cui si è osservato un cambiamento sul numero dei decessi causati da incidenti stradali osservati dal 2013. [1]

Questi dati escludono gli stati con meno di 200000 abitanti e rappresentano quelli che hanno visto un cambiamento superiore al 2%. In Africa e nel Sud-Est Asiatico il tasso di mortalità per traffico stradale è il più alto e si tratta rispettivamente di 26,6 e 20,7 morti ogni 100000 abitanti. A seguire ci sono il Mediterraneo Orientale e il Pacifico Occidentale: il primo ha un tasso di 18 morti ogni 100000 abitanti e il secondo 16,9 decessi ogni 100000 abitanti. L'Europa e l'America hanno un indice di mortalità più basso il primo di 15,6 e il secondo 9,3 ogni 100000 persone [1].

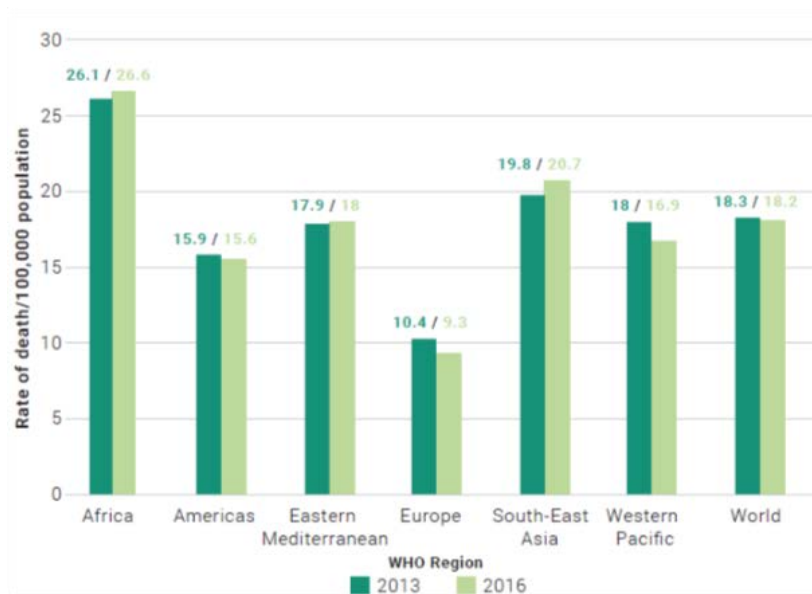


Figura 1.1.2 Tassi di mortalità dal 2013 al 2016. [1]

Si è osservato che i ciclisti, i pedoni e i motociclisti sono le categorie più vulnerabili in strada. Come si può vedere dalla figura 1.1.3 il 26%, nel mondo, dei decessi è costituito dai pedoni e dai ciclisti, mentre gli utenti che usano mezzi a due o a tre ruote costituiscono il 28%. I passeggeri delle automobili rientrano nel 29% e il restante 17% è costituito da persone con mezzi di trasporto non definiti [1].

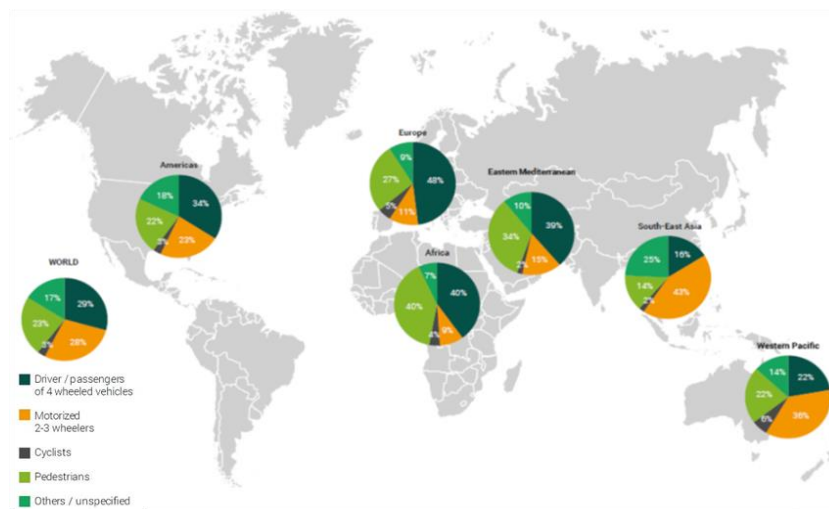


Figura 1.1.3 Distribuzione, per categorie di utenti, delle morti per incidente stradale nel mondo. [1]



Il continente africano detiene la percentuale più alta di mortalità per i pedoni e i ciclisti con il 44%. Il Sud-Est Asiatico e il Pacifico Occidentale hanno le percentuali maggiori di morte sulle due e le tre ruote, rispettivamente il 43% e il 36%. La chiave per ridurre e controllare il problema sta in una corretta legislazione che obbliga tutti ad osservare le norme di sicurezza. Ad esempio tra i fattori di rischio ci sono il non rispetto dei limiti di velocità, il non utilizzo del casco da parte dei motociclisti, lo stato di ebrezza del guidatore su qualsiasi mezzo di trasporto, il mancato utilizzo della cintura di sicurezza e del sistema di ritenuta per i bambini. Attualmente in 123 paesi, che rappresentano circa 6 miliardi di persone, esistono delle leggi che soddisfano le migliori pratiche comportamentali per almeno uno dei cinque fattori di rischio principali. Dal 2014 altri 22 paesi del mondo, circa un milione di persone, hanno introdotto delle leggi per controllare una o più tra le principali cause di morte stradale [1].

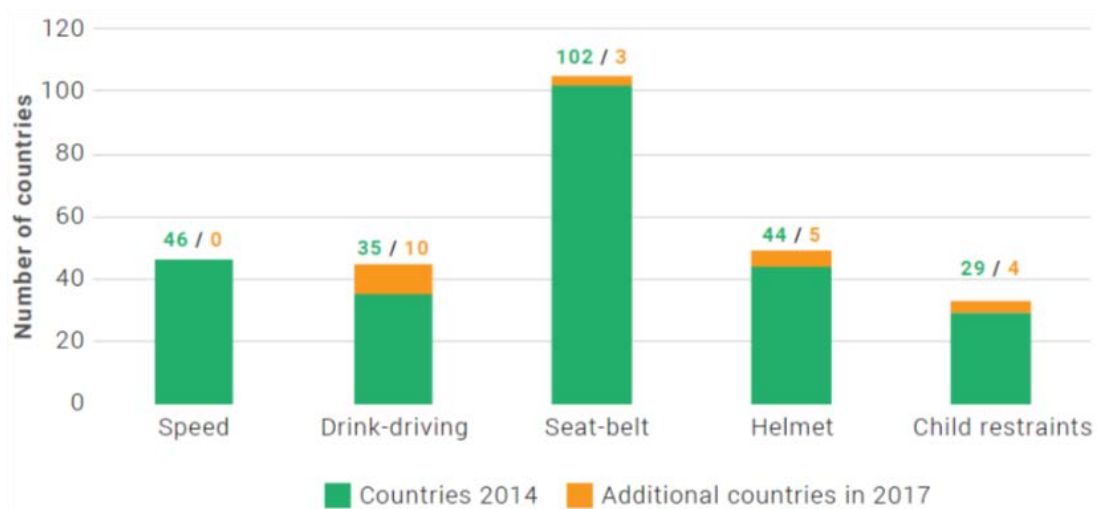


Figura 1.1.4 Numero di paesi che hanno adottato delle leggi per i principali fattori di rischio di incidente stradale tra il 2014 e il 2017. [1]

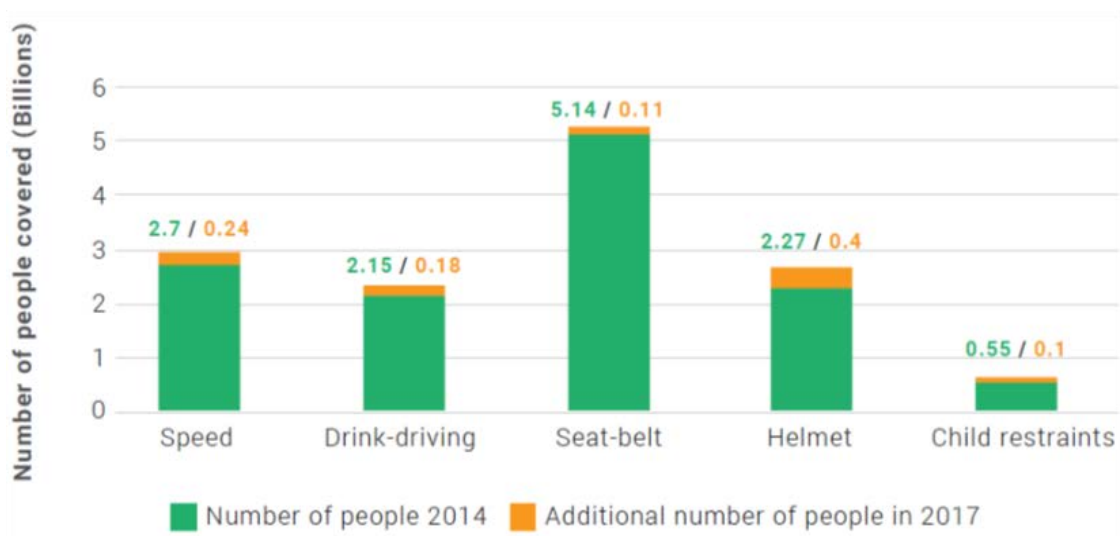


Figura 1.1.5 Numero di persone soggette a leggi riguardanti i cinque principali fattori di rischio di incidente stradale nel 2014 e nel 2017. [1]

L'eccesso di velocità è sicuramente uno dei principali problemi che aumenta la probabilità di scontro con un altro veicolo o con un pedone e di riportare gravi lesioni anche fatali. E' chiaro che una corretta regolamentazione sul limite di velocità e soprattutto l'osservanza di questa possono ridimensionare il problema. Si stima che il limite massimo di velocità nelle strade urbane dovrebbe essere minore o uguale a 50km/h. Purtroppo solo 46 paesi nel mondo, ad oggi, hanno in vigore leggi che permettono di rispettare le migliori pratiche comportamentali in termini di velocità [1].

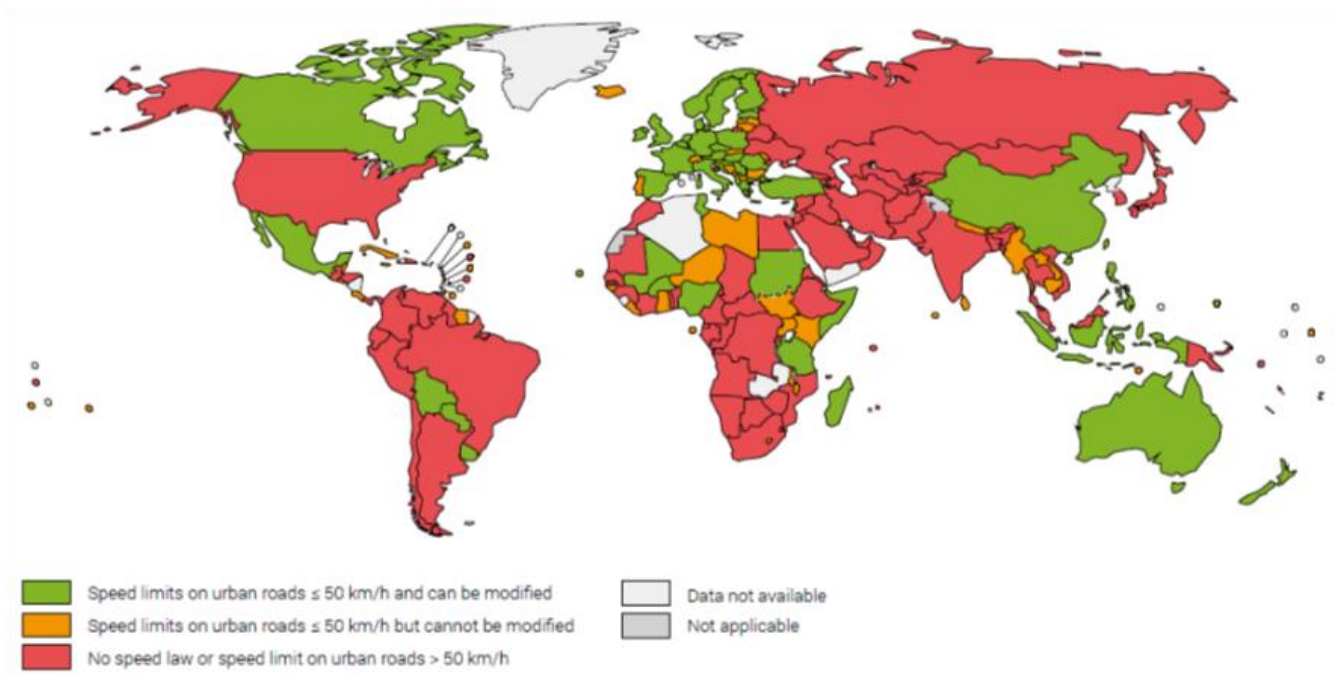


Figura 1.1.6 Mappa dei paesi che hanno in vigore delle leggi per le migliori pratiche comportamentali per i limiti di velocità nel 2017. [1]

La *World Health Organization* ha stimato che dal 5 al 35% le morti stradali sono causate dall'abuso di alcol. Può essere considerata una buona legge quella che pone il limite di concentrazione di alcol nel sangue a 0,05g/dl per gli adulti e 0,02g/dl per i più giovani [1].

Un altro fattore di rischio importante è il mancato utilizzo del casco. L'uso corretto consentirebbe di ridurre del 42% il rischio di lesioni fatali e di ridurre del 69% il rischio di traumi cranici [1].

L'uso della cintura della sicurezza riduce il rischio di lesioni negli incidenti del 45-50%, il rischio di morte invece viene ridotto del 25%. Secondo le analisi 105 paesi oggi hanno delle leggi volte a ridurre questo fattore di rischio ma solo 33 estendono la legge per il sistema di ritenuta dei bambini [1].

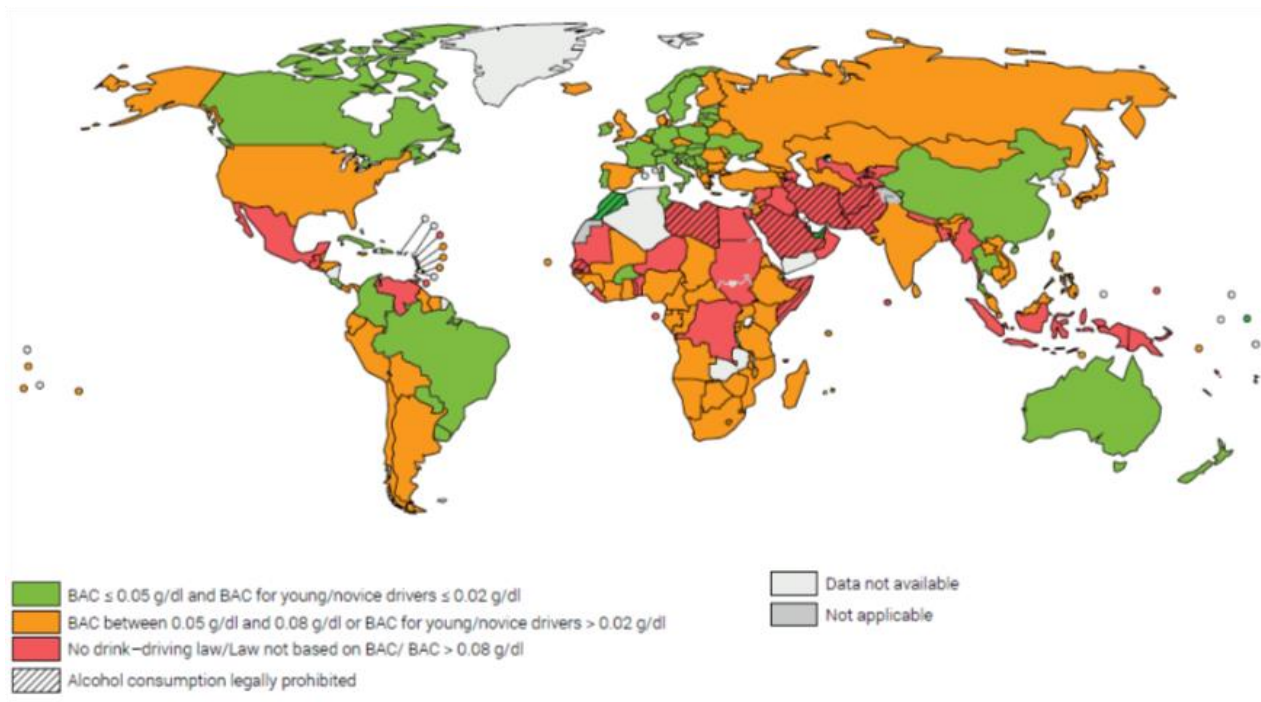


Figura 1.1.7 Mappa dei paesi che hanno in vigore delle leggi con i corretti limiti di concentrazione di alcol nel sangue nel 2017 [1]

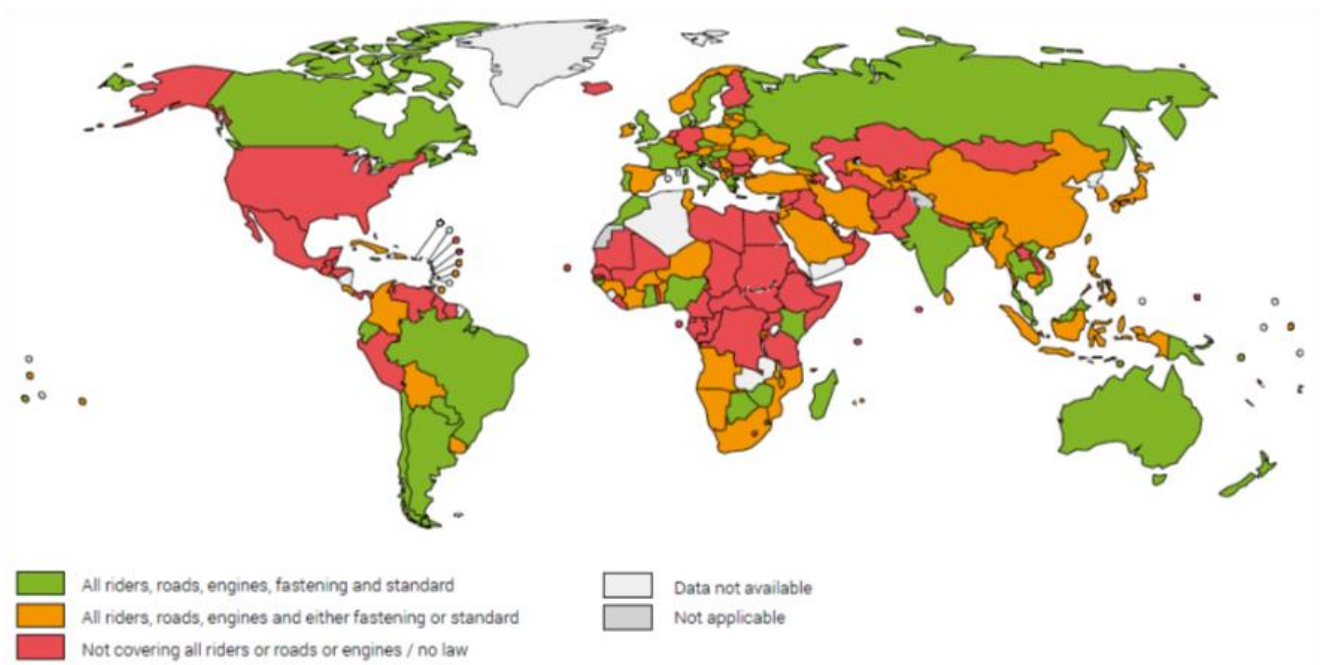


Figura 1.1.8 Paesi che hanno in vigore delle leggi con le migliori pratiche comportamentali per l'uso del casco nel 2017.

[1]

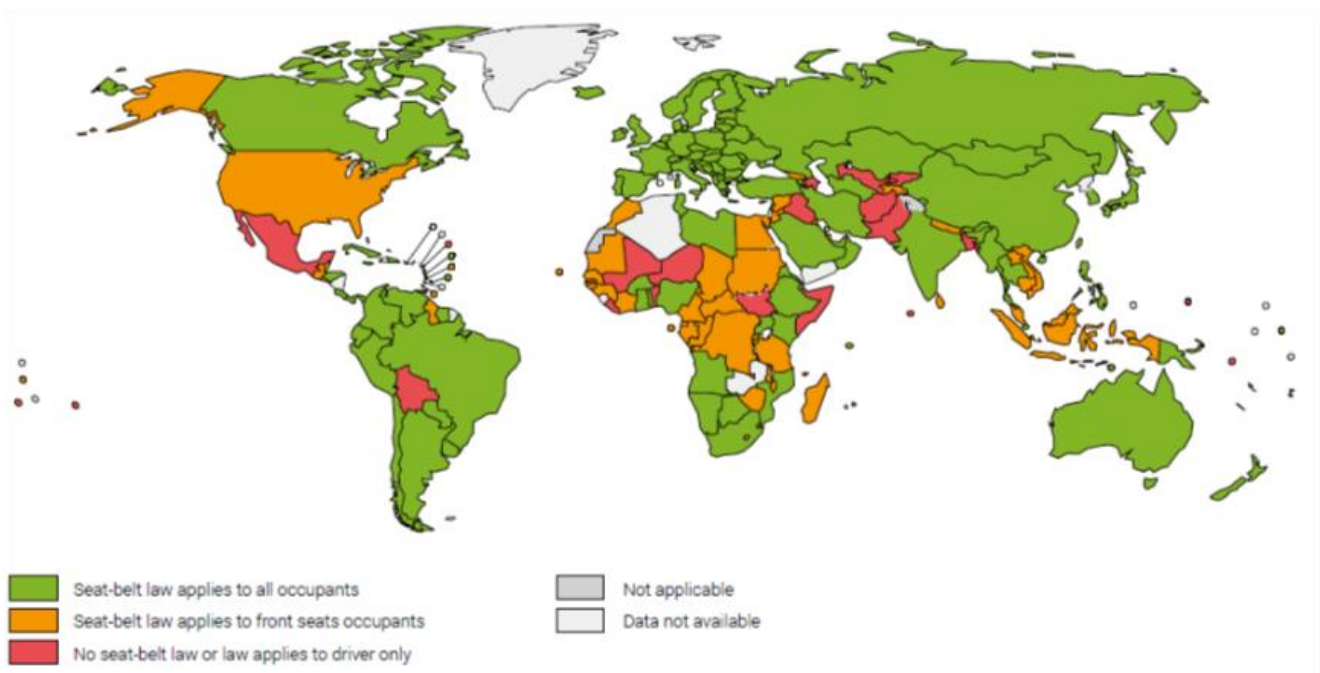


Figura 1.1.9 Mappa che evidenzia i paesi che hanno delle leggi per l'uso delle cinture di sicurezza nel 2017. [1]

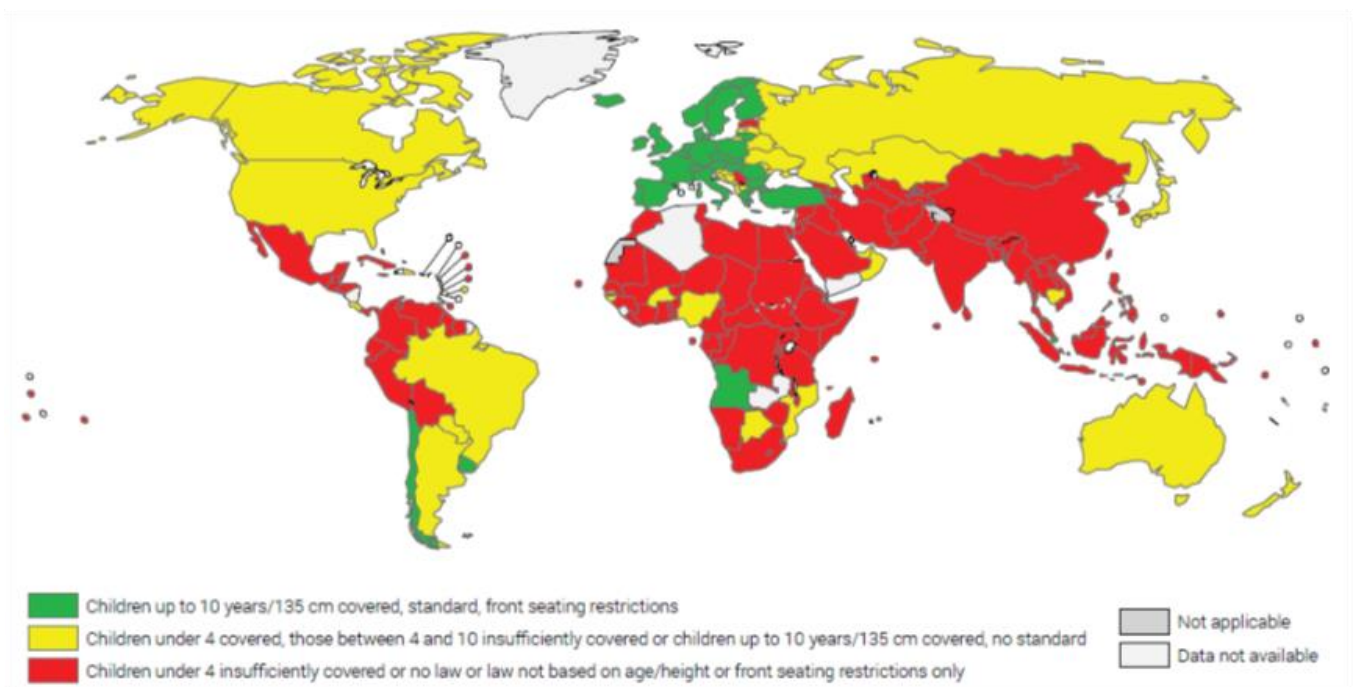


Figura 1.1.10 Mappa che evidenzia i paesi che hanno delle leggi per l'uso del sistema di ritenuta per i bambini nel 2017. [1]

## 1.2 L'attività sportiva

I traumi cranici non sono causati solo dagli incidenti stradali ma possono essere anche la conseguenza di attività sportiva e di maltrattamenti. Molti degli impatti che subisce una testa umana non sempre mostrano delle evidenze sintomatiche immediate, i danni possono restare silenti e peggiorare man mano negli anni. E' interessante lo studio svolto da dei medici statunitensi [2] che hanno scoperto come alcuni giocatori di football americano siano morti in giovane età per i danni cerebrali causati dai ripetuti colpi presi durante la loro carriera sportiva. Questo loro studio, svolto intorno agli anni 2000, ha portato alla scoperta di una nuova patologia neurologica da loro chiamata encefalopatia traumatica cronica (ETC). Prima di questa ricerca i sintomi sviluppati dai giocatori venivano confusi con l'Alzheimer o il Parkinson. Nel cervello venivano trovati dei depositi di beta-amiloide e dei grovigli intracellulari neurofibrillari che, a seguito di una complessa cascata di eventi, portano alla morte neuronale delle cellule e alla perdita delle sinapsi. Queste evidenze unite ai sintomi quali la perdita di memoria, la depressione, i disturbi comportamentali e le difficoltà motorie portavano a diagnosticare erroneamente l'Alzheimer o il Parkinson. Entrambi i soggetti studiati avevano un trascorso come giocatori di football per poco più di vent'anni. Entrambi sono deceduti dopo 12 anni dal ritiro ed entrambi presentavano una forte depressione. Il cervello del primo giocatore, deceduto a 50 anni, presentava delle placche amiloidi diffuse, dei neuropili (NT) e dei grovigli neurofibrillari (NFT) nella neocorteccia ma non nella corteccia interna e nell'ippocampo. Nel secondo soggetto invece, deceduto a 45 anni, il cervello presentava dei grovigli neurofibrillari e dei neuropili sparsi e diffusi nella neocorteccia, nell'ippocampo, nella ganglia subcorticale e nel tronco cerebrale con totale assenza delle placche amiloidi. [2-3]

In sede di autopsia nel primo caso è stata riscontrata una aterosclerosi coronarica e una cardiomiopatia dilatativa, nel secondo caratteristiche diverse ma sempre legate a una degenerazione neurologica. E' stato analizzato anche il DNA dei due giocatori per individuare i genotipi. Esistono tre tipi di genotipi apolipoproteina- E (APOE) che conferiscono dalle tre alle nove volte in più il rischio di sviluppare malattie come la ETC e/o l'Alzheimer post-traumatico (AD) (APO4>APO3>APO2). Il primo aveva un genotipo APOE di tipo E3/E3, il secondo E3/E4. In realtà la presenza di questo genotipo non porta necessariamente a sviluppare una malattia degenerativa e la sua assenza non ne garantisce l'assoluta immunità [2-3]. La CTE è stata riscontrata non solo negli atleti infatti è una malattia degenerativa che può colpire chiunque subisca traumi cranici ripetuti come chi è vittima maltrattamenti o come alcuni soldati.



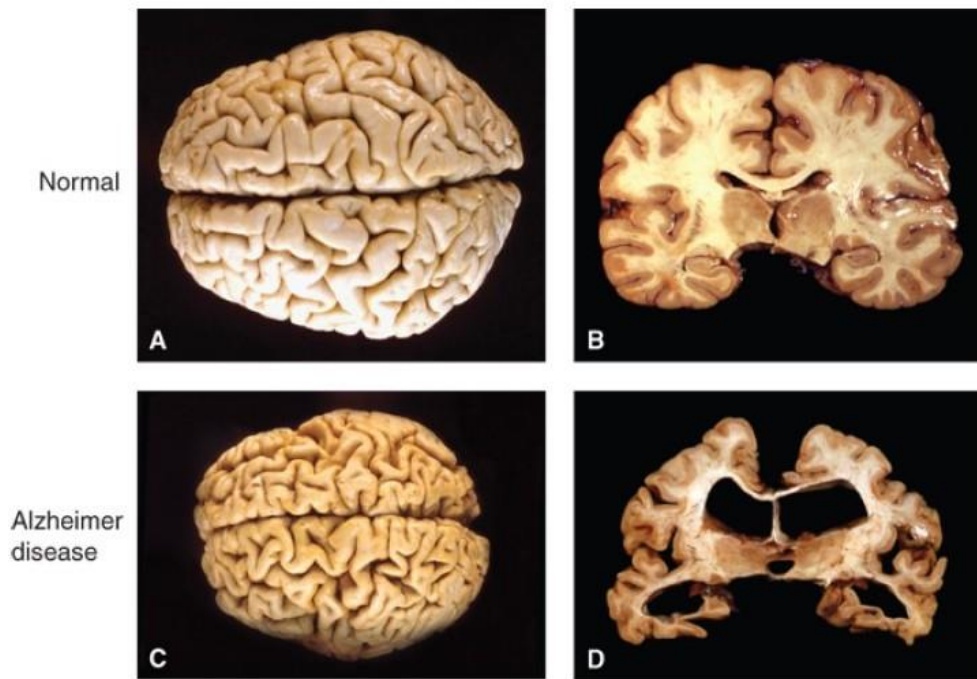


Figura 1.2.1 Confronto tra un cervello sano e uno di una persona affetta da Alzheimer. [4]

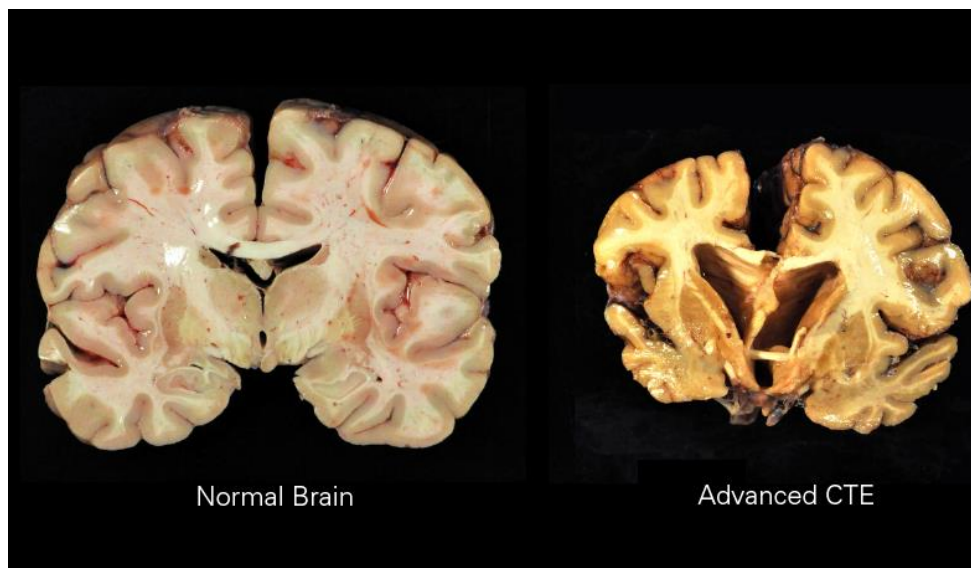


Figura 1.2.2 Confronto tra un cervello sano e uno di una persona affetta da CTE. [5]

# 2 Anatomia del cranio e del cervello umano

In questo capitolo verrà presentato un piccolo compendio sull'anatomia della testa umana cercando però di farne emergere la complessità e la straordinarietà. Si è cercato di descrivere la sua topologia, almeno per macro-aree, fornendo nomi e, in taluni casi, le funzioni che le varie parti del cervello svolgono permettendoci di vivere la nostra quotidianità. Risultano particolarmente significative le immagini per comprenderne la struttura.

## 2.1 Anatomia dello scalpo e del cranio

Lo scalpo è formato da cinque tessuti che dal più esterno al più interno sono: la pelle, il tessuto connettivo subcutaneo, l'aponeurosi, il tessuto connettivo lasso e il pericranio. La pelle contiene le ghiandole sudoripare e sebacee e numerosi follicoli peliferi. Il tessuto connettivo è denso e contiene arterie, vene e nervi. Il motivo per cui le lacerazioni al cuoio capelluto sanguinano abbondantemente sta nel fatto che il tessuto connettivo tiene aperti i vasi sanguigni. Il terzo strato è l'aponeurosi che si estende dal muscolo frontale fino al muscolo occipitale. Quando si lacera nel piano coronale i muscoli frontale e occipitale si contraggono in direzioni opposte e questo può provocare una ferita aperta. Il tessuto connettivo lasso forma una strato subaponeurotico che contiene vene emissarie; in quest'area un'infezione si può diffondere facilmente. Il pericranio è il periostio sulla superficie esterna del cranio. [6]

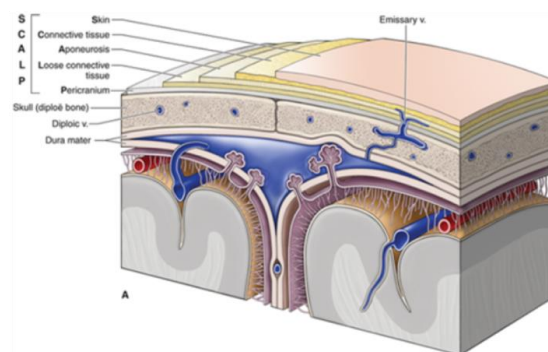


Figura 2.1.1 Lo scalpo. [6]

Il cranio è la struttura scheletrica che ha lo scopo di proteggere l'encefalo dall'ambiente esterno. E' costituito da ventidue ossa di cui otto craniali e quattordici facciali. Il cranio è ricoperto da tre strati di meningi, internamente ed esternamente le ossa craniche sono coperte dal periosteo conosciuto come pericranio per la parte esterna e come endocranio per la parte interna. Le ossa del cranio sono fuse tra loro tramite delle lunghe suture e sono: l'osso frontale, l'osso parietale, l'osso temporale, la parte squamosa, la parte petrosa, la parte mastoidea, la parte timpanica, l'osso occipitale, l'osso sfenoide e l'osso etmoide [6].

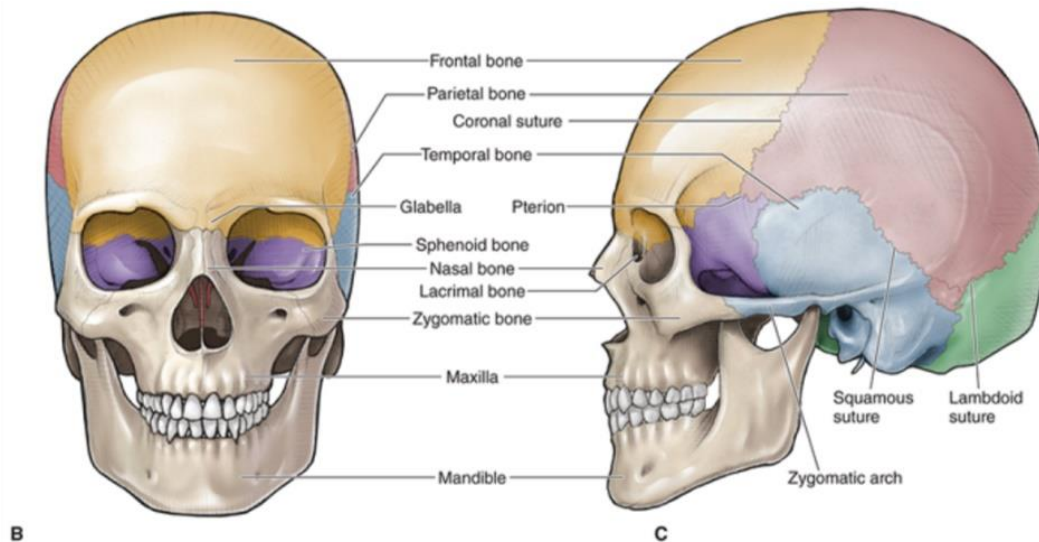


Figura 2.1.2 Vista anteriore (B) e laterale (C) delle ossa craniche. [6]

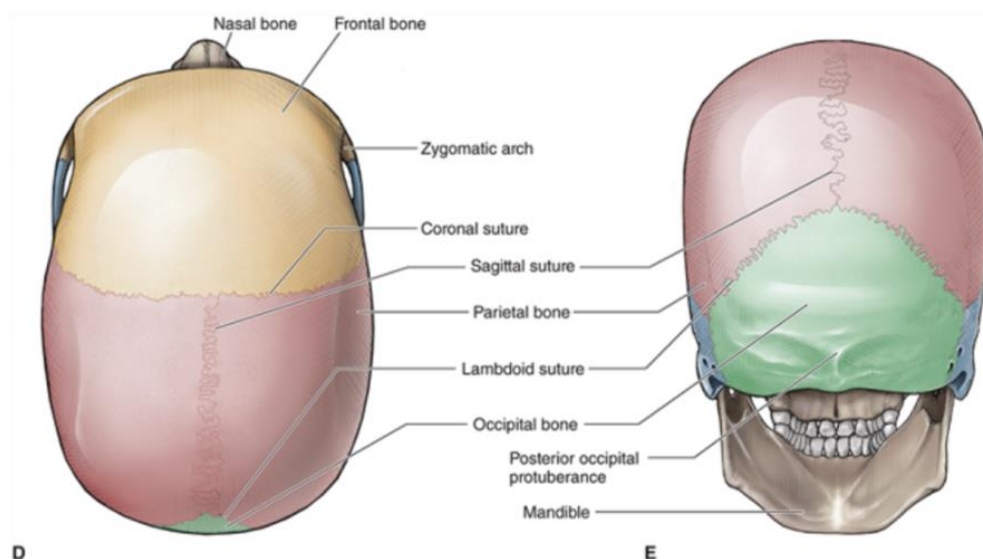


Figura 2.1.3 Vista superiore (D) e posteriore (E) delle ossa craniche. [6]



Dalle immagini si possono vedere anche le suture che congiungono le ossa. La sutura coronale tiene unite l'osso frontale e il parietale, la sutura sagittale unisce le due ossa parietali, la sutura squamosa unisce l'osso parietale al temporale, la sutura lambdoidea collega l'osso occipitale al parietale e infine la sutura pterion tiene uniti l'osso frontale, parietale e temporale. La base del cranio è formata da tre larghe depressioni poste a diversi livelli note come fossa cranica anteriore, fossa mediana e posteriore.

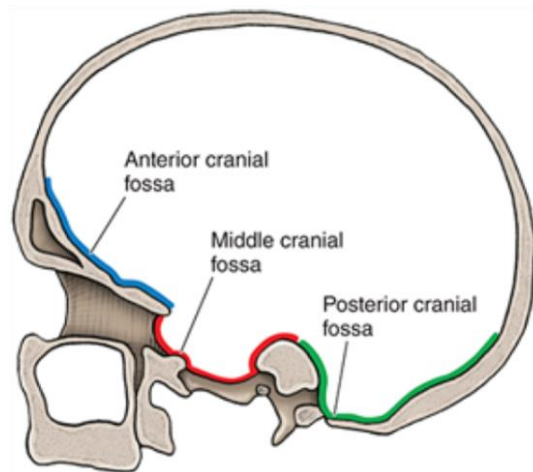


Figura 2.1.4 Sezione sagittale del cranio in cui sono evidenziate le tre fosse craniche. [6]

### 2.1.1 I nervi cranici

I nervi cranici escono dalle aperture del cranio e sono ricoperti da un tessuto connettivo che deriva dalle meningi, essi fanno parte del sistema nervoso periferico. Vi sono dodici paia di nervi cranici numerati con i numeri romani e in senso cranio-caudale (dall'alto verso il basso) [7].

Tabella 2.1-1 Numerazione e funzione dei dodici nervi cranici. [7]

Numero	Nome	Funzione
I	Olfattivo	Olfatto
II	Ottico	Vista
III	Oculomotore	Movimento degli occhi e delle pupille
IV	Trocleare	Movimento degli occhi
V	Trigemino	Sensibilità facciale

VI	Adduttore	Movimento degli occhi
VII	Facciale	Espressioni facciali, produzione salivare e lacrimale, gusto
VIII	Vestibolococleare	Udito ed equilibrio
IX	Glossofaringeo	Gusto e deglutizione
X	Vago	Controllo dei muscoli di alcuni organi interni, digestione
XI	Accessorio	Movimento del collo
XII	Ipoglosso	Movimento della lingua

### 2.1.2 Le meningi

L'encefalo è coperto e protetto da tre strati di tessuto chiamati meningi. Lo strato esterno è la dura madre, lo strato intermedio è l'aracnoide e lo strato interno è la pia madre. La dura madre è costituita da un tessuto fibroso con fibre elastiche ed è costituita dallo strato periostale, attaccato alla parte inferiore delle ossa craniche, e dallo strato meningeo [6].

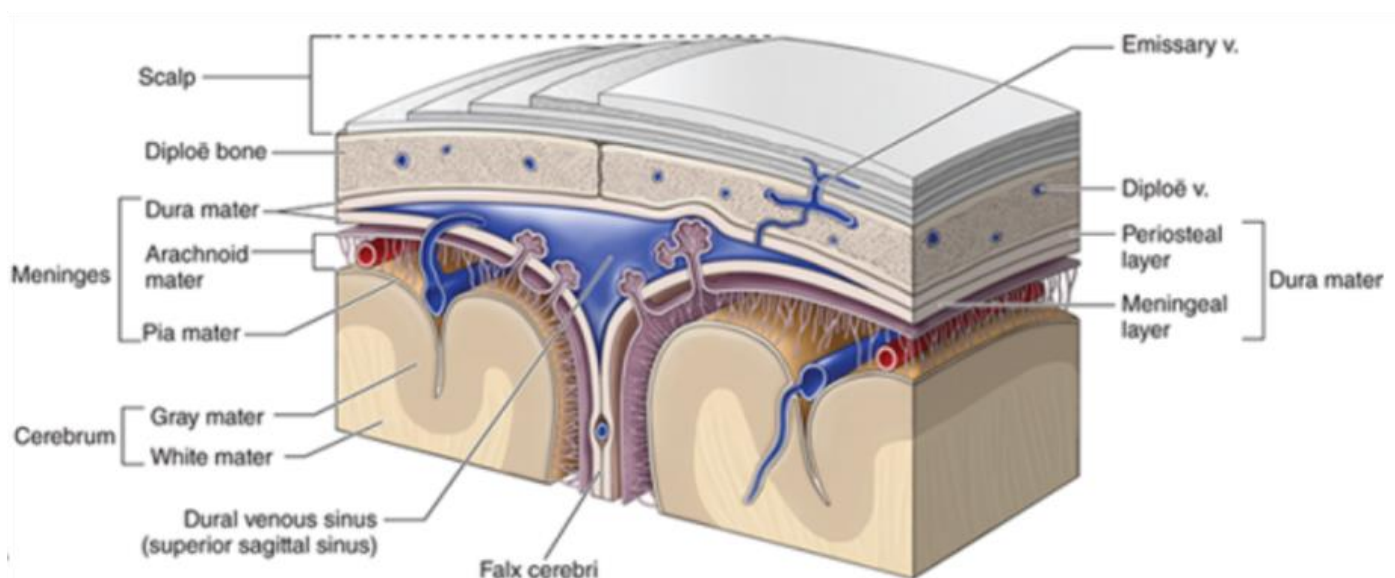


Figura 2.1.5 Lo scalpo e le meningi. [6]

Esistono quattro setti durali che limitano gli spostamenti del cervello durante i movimenti quotidiani. Essi sono la falce cerebrale, il tentorio del cervelletto, la falce cerebellare e il diaframma della sella. Poi ci sono i seni venosi della dura madre che sono simili a delle vene e contengono sangue e ricevono anche il fluido cerebrospinale. I seni della dura madre sono: il seno sagittale superiore, il seno sagittale inferiore, il seno retto, il seno occipitale, il seno trasverso, il seno sigmoide, il seno cavernoso e i seni superiore e inferiore petroso.

L'aracnoide è un sottile e trasparente strato che copre il cervello e il midollo spinale. E' connesso alla pia madre attraverso un tessuto filamentoso. Lo spazio che intercorre tra l'aracnoide e la pia madre, in cui scorre il fluido cerebrospinale, si chiama spazio subaracnoideo [6].

La pia madre è lo strato più interno tra le meningi e anch'essa come le altre due copre il cervello e il midollo spinale [6].

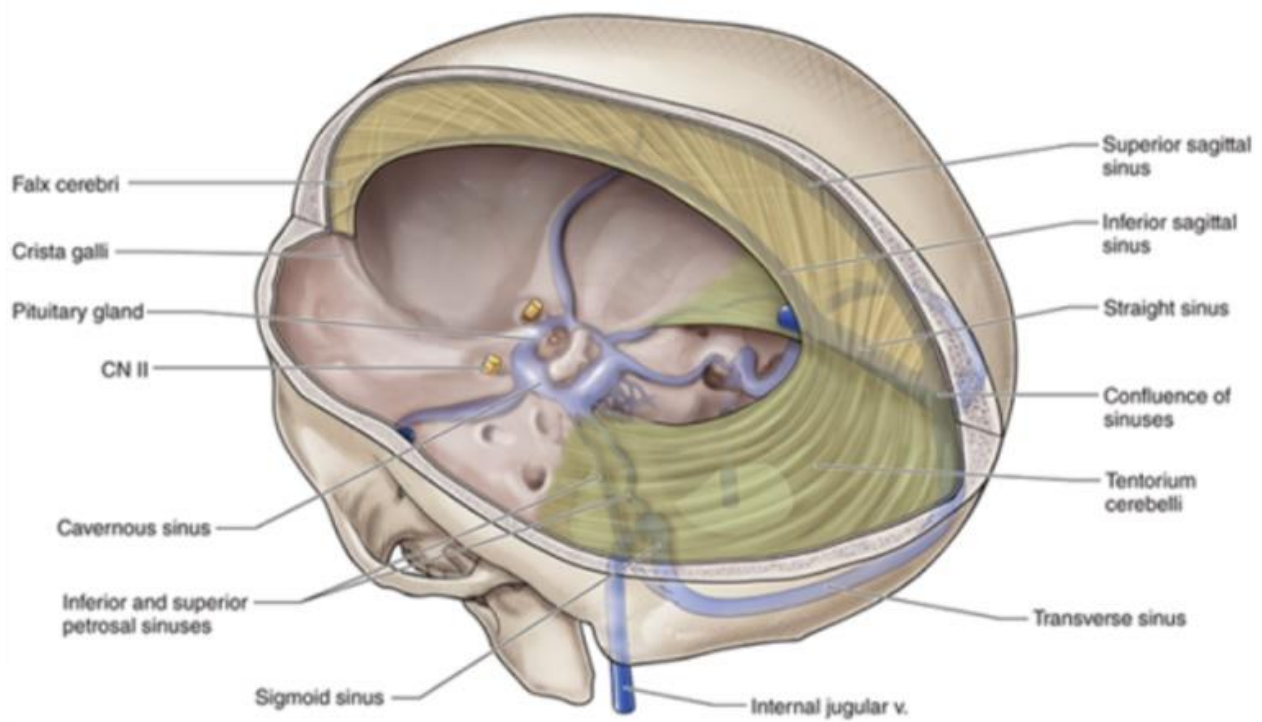


Figura 2.1.6 I setti durali e i seni venosi della dura madre. [6]

## 2.2 Anatomia del cervello

Il cervello è l'organo più importante del corpo umano, esso controlla tutte le funzioni del corpo e interpreta le informazioni dall'ambiente circostante. Queste informazioni vengono recepite tramite i cinque sensi: vista, olfatto, udito, tatto e gusto. Il cervello elabora gli stimoli esterni e li immagazzina nella nostra memoria. Controlla i nostri pensieri, la parola, la memoria, i movimenti e le funzioni di tutti gli altri organi del corpo. Con il termine, usato comunemente, cervello in realtà si intende l'encefalo. L'encefalo è costituito dal cervello, dal diencefalo, dal cervelletto e dal tronco encefalico.

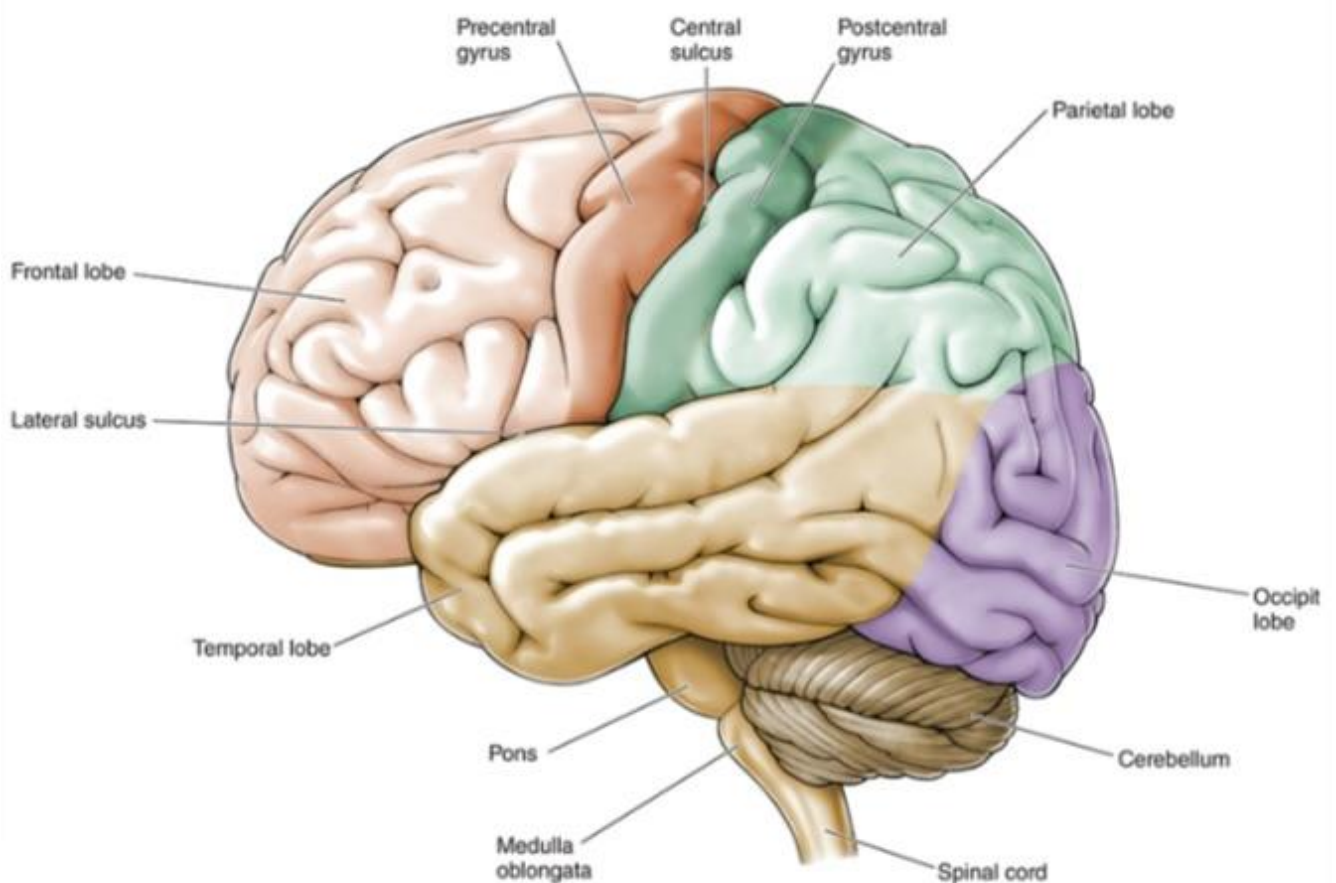


Figura 2.1.7 L'encefalo è costituito dal cervello, dal diencefalo, dal tronco encefalico e dal cervelletto. [8]

Il cervello è l'organo del pensiero e serve a controllare il sistema nervoso centrale, ci consente di possedere qualità relative alla coscienza come la percezione, la comunicazione, la comprensione e la memoria. Gli emisferi cerebrali sono formati da rilievi detti giri e depressioni dette solchi con una fessura cerebrale longitudinale che separa i due emisferi. Ogni emisfero si suddivide in lobi. Il lobo frontale si colloca nella fossa craniale anteriore, contiene la corteccia motoria primaria che regola i

movimenti volontari. Altre funzioni sono connesse all'ipotizzare conseguenze future rispetto alle azioni correnti, alla memoria a breve termine, alla pianificazione e alla motivazione [8]. Il lobo parietale si trova tra il lobo frontale e occipitale sopra il solco laterale, contiene la corteccia sensoriale primaria. E' associato ai processi legati all'elaborazione visual-spaziale. Il lobo occipitale è collocato nella fossa cranica posteriore sopra il tentorio del cervelletto. Contiene la corteccia visuale primaria che è il centro dell'elaborazione della vista. Il lobo temporale si trova nella fossa cranica intermedia e include i processi volti all'elaborazione dell'udito e del riconoscimento del linguaggio e i processi volti all'interpretazione degli stimoli visivi e alla formazione della memoria a lungo termine [8].

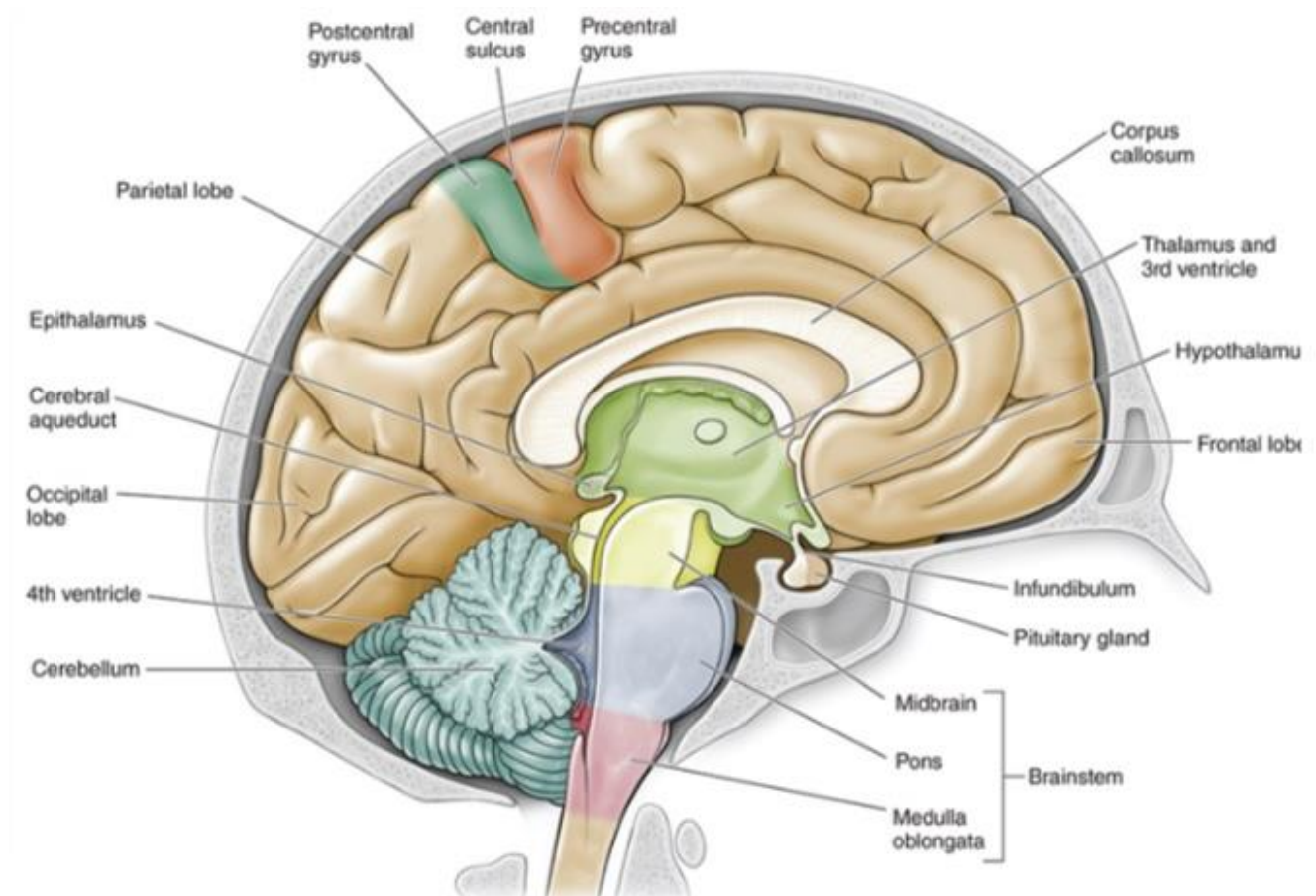


Figura 2.1.8 Vista mediale della sezione sagittale del cervello. [8]

Il diencefalo comprende il talamo, l'ipotalamo, l'epitalamo e il subtalamo, si trova tra il cervello e il tronco encefalico [8].

Il tronco encefalico comprende il mesencefalo, il ponte e il midollo allungato [8].

Il cervelletto si trova nella fossa craniale posteriore e le sue funzioni sono quelle di coordinare i movimenti dei muscoli e di coordinare i movimenti del corpo [8].



### 2.2.1 Il sistema ventricolare

Il sistema ventricolare è costituito da un insieme di quattro cavità piene di liquido cerebrospinale (CSF). I ventricoli laterali hanno una forma a C e comunicano con il terzo ventricolo tramite il foro interventricolare di Monro. Il terzo ventricolo si trova sotto i ventricoli laterali e comunica con il quarto ventricolo tramite l'acquedotto di Silvio. Il quarto ventricolo è posto dietro il ponte e dietro il midollo allungato.

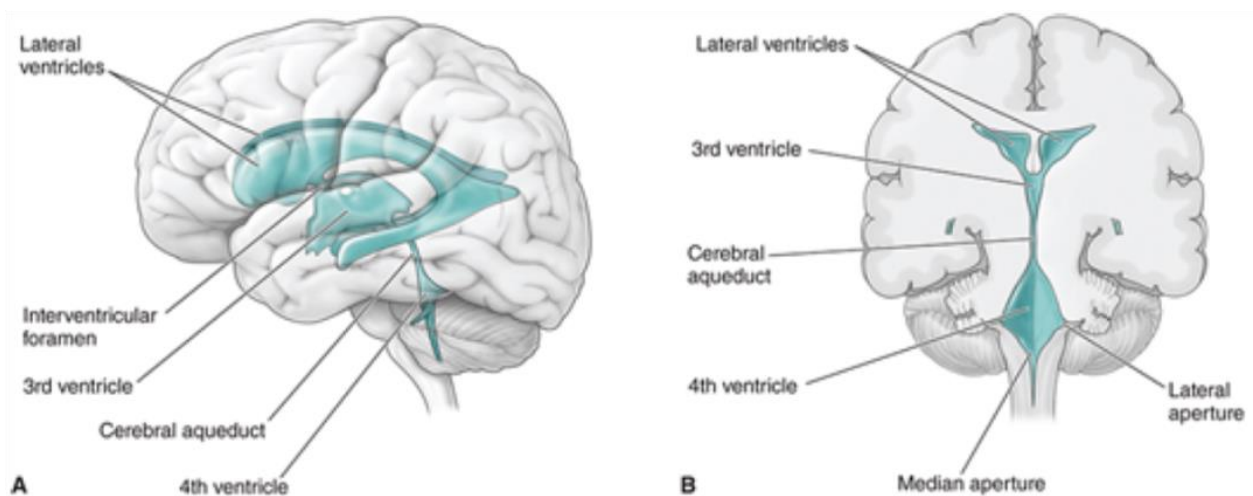


Figura 2.1.9 (A) Vista laterale dei ventricoli e (B) sezione coronale dell'encefalo. [8]

### 2.2.2 Il fluido cerebrospinale

Il fluido cerebrospinale viene prodotto dai plessi coroidi che si trovano nei ventricoli. Fluisce dal ventricolo laterale e dal terzo verso il quarto ventricolo attraverso l'acquedotto di Silvio (o acquedotto cerebrale). Circola intorno al midollo spinale e intorno al cervello nello spazio subaracnoideo per poi fuoriuscire nel seno sagittale superiore attraverso le granulazioni aracnoidee che sono delle proiezioni della madre aracnoidea [8].

### 2.2.3 La circolazione del sangue

L'encefalo viene irrorato dal sangue proveniente da due principali sorgenti che sono la carotide interna e le arterie vertebrali. Un'interessante particolarità è costituita dalle arterie che messe insieme

costituiscono il cerchio di Willis. Nel caso in cui una delle arterie che costituiscono il cerchio o una sezione di esso dovessero restringersi o bloccarsi il sangue inizierebbe a fluire nei vasi collaterali e spesso questi vasi possono fornire abbastanza sangue al cervello tanto da evitare i sintomi dell'ischemia [8].

### 2.2.4 Le cellule nervose

I neuroni sono le unità cellulari che formano il tessuto nervoso il quale concorre alla formazione del sistema nervoso. Grazie alle loro proprietà sono in grado di ricevere, elaborare e tramettere impulsi nervosi sia eccitatori che inibitori. Esistono neuroni di varie forme e dimensioni ma ognuno di essi è costituito da un corpo centrale che contiene il nucleo e da dei prolungamenti citoplasmatici detti dendriti e dall'assone che è un unico filamento che termina in una sinapsi [9].

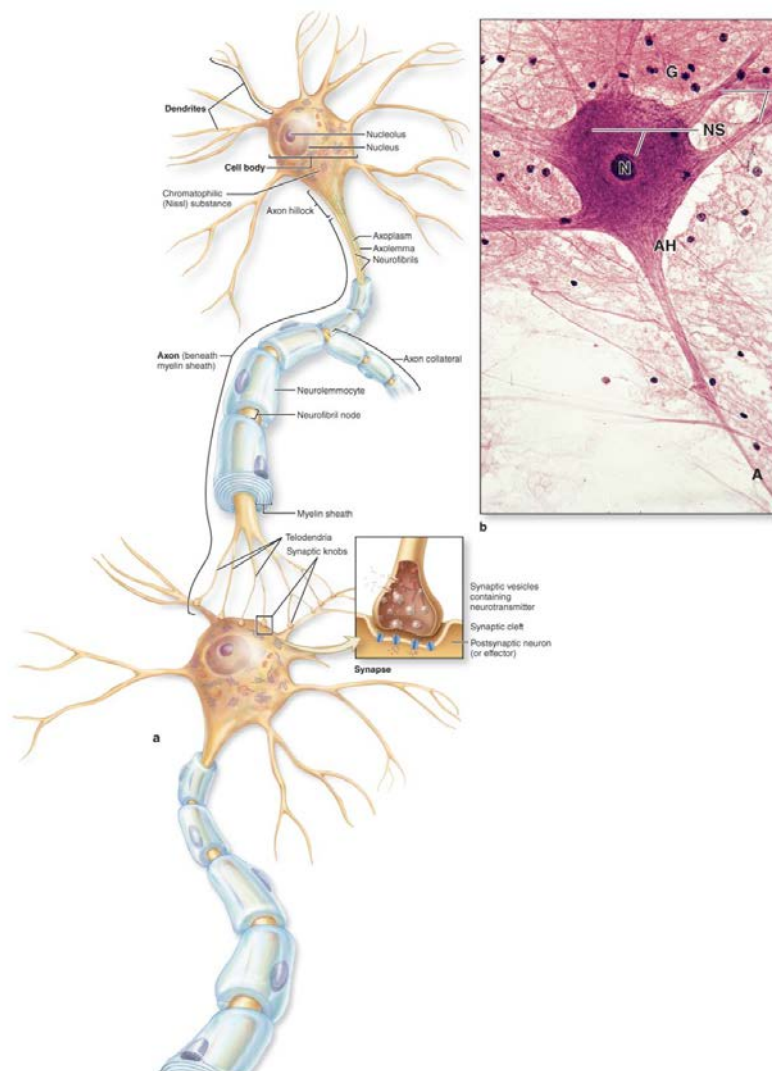


Figura 2.1.10 Struttura generale di un neurone. [9]

# 3 Le lesioni cerebrali traumatiche

## 3.1 Tipologie di trauma cranico

Un trauma cranico (TBI) è definito come un'alterazione della funzione cerebrale, o di un'altra evidente patologia del cervello, causata da una forza esterna e caratterizzata da: un periodo di perdita o calo del livello di coscienza, una qualche perdita di memoria di eventi immediatamente precedenti o seguenti al trauma, un qualche deficit neurologico e/o un'alterazione dello stato mentale al momento del trauma.

Il meccanismo comune del trauma cranico prevede che la testa venga colpita da un oggetto o che la testa colpisca un oggetto, che il cervello subisca un'accelerazione e una decelerazione o che un corpo estraneo penetri il cervello. La causa più comune di trauma cranico è l'incidente stradale, seguito da incidenti sportivi, cadute e aggressioni.

Esistono diversi metodi per determinare la gravità del trauma, tutti si basano principalmente sulla durata della perdita di coscienza e di amnesia. Il *Glasgow Coma Scale* (GCS) è il metodo attualmente più diffuso. Il GCS è una valutazione neurologica basata sull'analisi delle capacità verbali, motorie, di aprire gli occhi volontariamente e di rispondere agli stimoli. A seconda del risultato in ogni test viene assegnato un punteggio la cui somma totale corrisponde a un determinato grado di severità del trauma. Più basso è il punteggio peggiore è la condizione del paziente.

Tabella 2.1-1 *Glasgow Coma Scale* [10].

Punteggio del GCS	Gravità del trauma cranico
13-15	lieve
9-12	moderato
3-8	grave

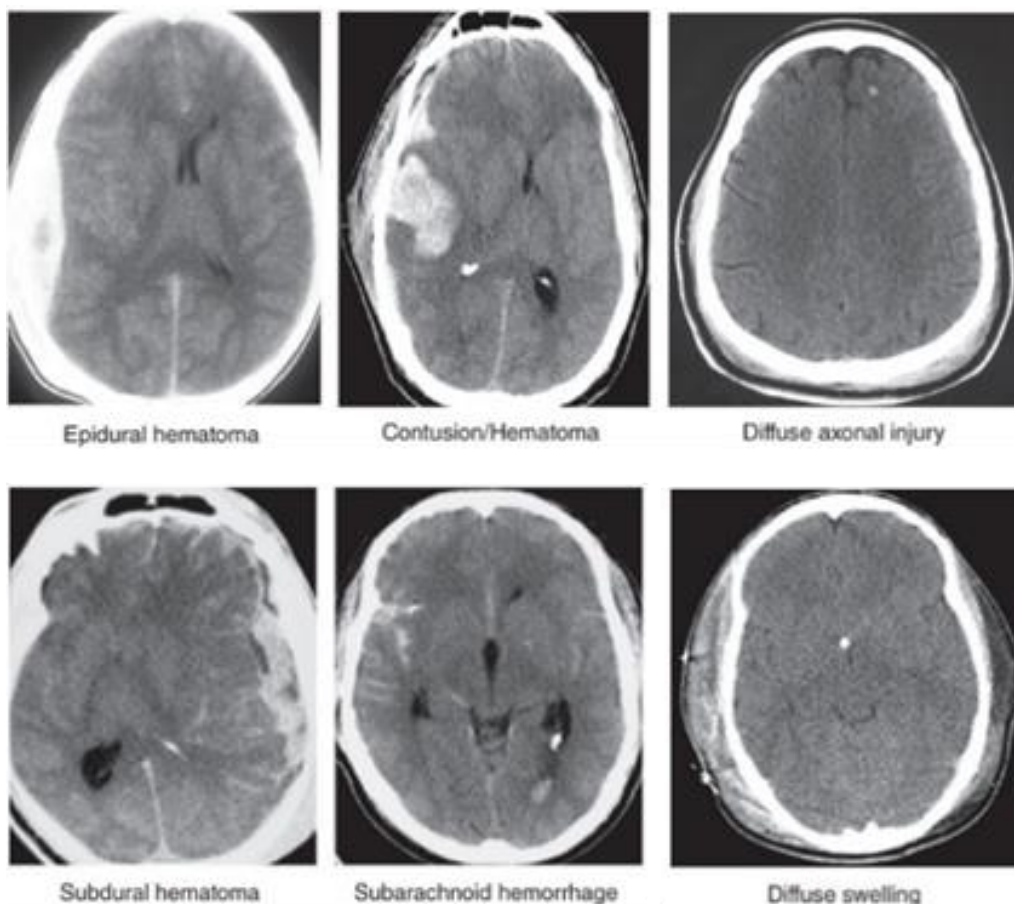
Esistono diverse tipologie di trauma cranico tra cui: i danni focali che comprendono gli ematomi e le contusioni, la frattura del cranio, l'emorragia subaracnoidea e il danno assonale diffuso.

Con il termine commozione cerebrale si intendono vari tipi di traumi cranici, non causa danni permanenti e nemmeno perdita di coscienza. Si verifica particolarmente negli ambiti sportivi [11].



La frattura del cranio accompagna le lesioni intracraniche per i due terzi dei casi. Aumenta la probabilità di un ematoma subdurale o epidurale ed è per questo che le fratture sono un indice di severità del trauma. Una frattura può permettere ai batteri di penetrare nel liquido cerebrospinale portando il paziente ad avere una meningite e una perdita di fluido attraverso la dura madre.

Un ematoma epidurale è un'emorragia tra la dura madre e il cranio, un ematoma subdurale è un'emorragia sotto la dura madre. Alle volte si associano ad altri tipi di traumi cranici e vanno trattati chirurgicamente.



*Figura 2.1.1 CT di diversi tipi di traumi cranici gravi. [12]*

Un altro tipo di trauma cranico è l'emorragia subaracnoidea che consta della rottura di piccole arterie o vene corticali che può causare un'emorragia nello spazio subaracnoideo. Di solito avviene a seguito di un grave trauma e ha un alto tasso di mortalità [10].

Una contusione consiste in vari gradi di emorragia petecchiale, edema e distruzione di tessuti. Risulta da forze meccaniche che spostano e comprimono gli emisferi e dalla decelerazione del cervello contro

la scatola cranica. Può formarsi nella zona dell'impatto o nella parte opposta dove si verifica il contraccolpo [10].

Il danno assonale è una delle lesioni più comuni, si tratta della rottura degli assoni nel momento dell'impatto associata a micro emorragie. Si sviluppa a seguito di decelerazioni ad alta velocità tipiche degli incidenti stradali. Si tratta di danno assonale diffuso quando il trauma si estende in più di 4 aree e quando è molto esteso causa il coma e lo stato vegetativo [10].

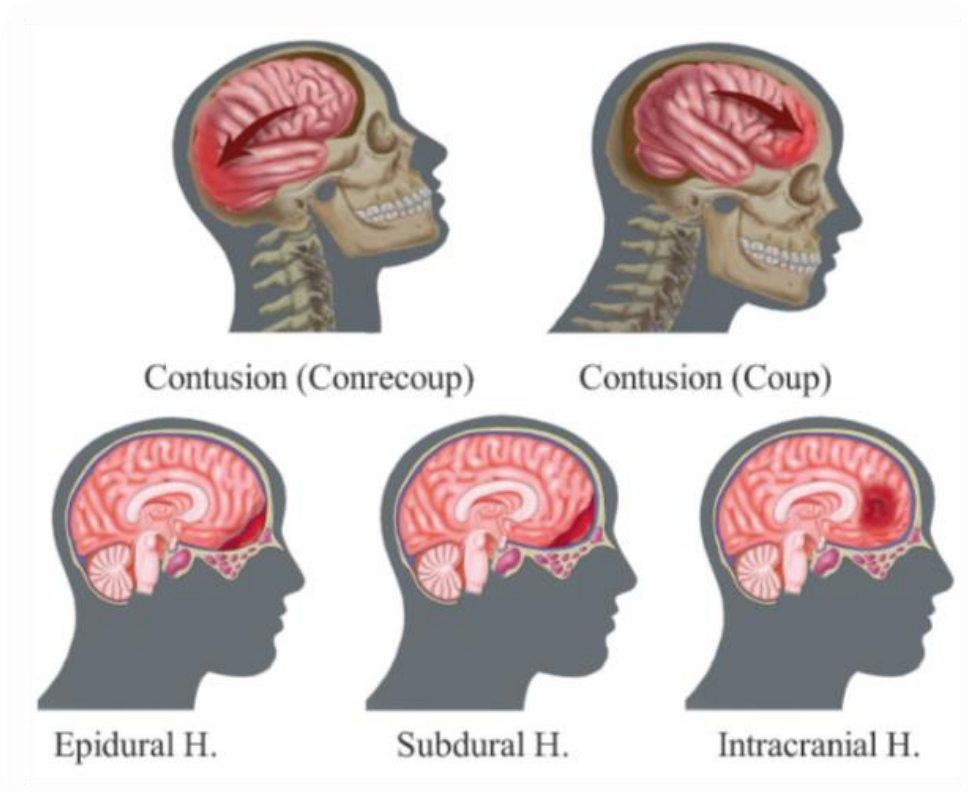


Figura 2.1.2 Tipi di lesioni cerebrali. [13]

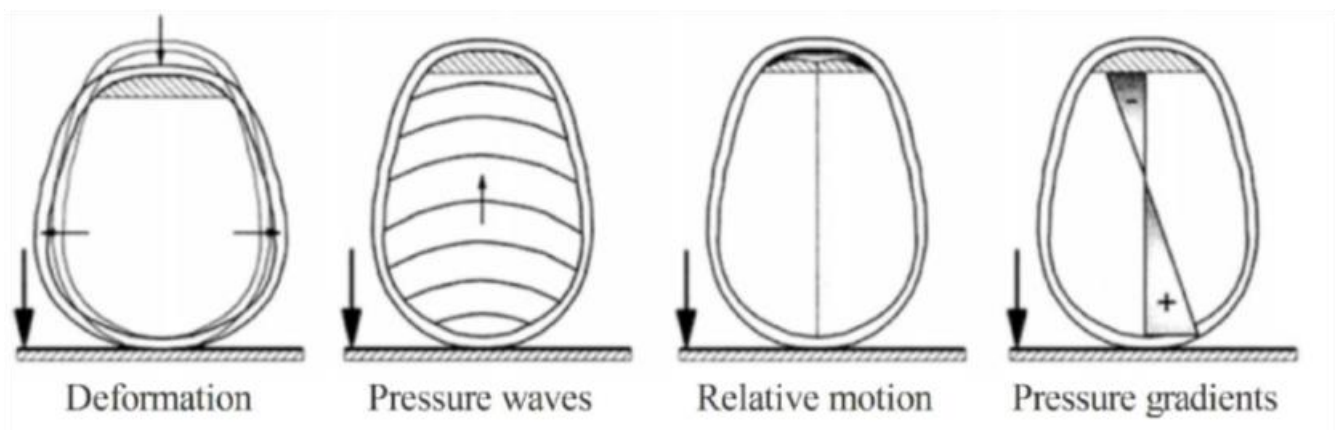


Figura 2.1.3 Meccanismi dei traumi cranici. [14]

Nel caso di carico statico la testa si deforma fino a che raggiunge la massima deformazione con conseguente rottura della scatola cranica. Nel caso di carico dinamico la lesione può essere causata da un carico a contatto o senza contatto. In questo caso si produce un'onda di stress che si propaga dal cranio al cervello generando un gradiente di pressione nel cervello positivo nel punto di impatto e negativo nel punto opposto (cotraccolpo). Le lesioni cerebrali possono essere causate da forze inerziali (accelerazione che può essere traslazionale o rotazionale o decelerazione) senza alcun diretto contatto. Un'accelerazione traslazionale provoca una lesione focale, un'accelerazione rotazionale provoca un danno diffuso assonale [11].

## 3.2 Head Injury Criteria

I criteri di valutazione delle lesioni alla testa (*Head Injury Criteria*) si basano sulla valutazione delle accelerazioni indotte. Questi criteri sono stati sviluppati attraverso studi su animali vivi, su cadaveri umani e anche su volontari umani. Negli ultimi decenni sono stati introdotti in questi studi dei modelli numerici volti a predire la risposta della testa e il rischio di lesioni cerebrali.

### 3.2.1 Head Injury Criterion (HIC)

E' il criterio più diffuso, si basa sulla *Wayne State Tolerance Curve* [15]. La forma utilizzata, definita da Versace [16] è:

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

Nella formula  $t_2$  e  $t_1$  sono due istanti temporali arbitrari durante l'impulso di accelerazione. L'accelerazione viene misurata in multipli di accelerazione di gravità (g) e il tempo viene misurato in secondi. Per il calcolo viene usata la risultante delle accelerazioni. Il limite di 1000 di HIC è definito come il 16% di probabilità di subire lesioni mortali, mentre con 3000 si raggiunge il 99% di probabilità [17]. L'unico problema di questo criterio è il fatto che non considera l'effetto dell'accelerazione rotazionale che viene considerata come un'importante causa di lesioni cerebrali. [18-20]

### 3.2.2 Generalized Acceleration Model for Brain injury Threshold (GAMBIT)

Questo criterio è stato proposto da Newman [21] e combina l'accelerazione traslazionale e rotazionale per predire il rischio di lesioni. Per calcolare il GAMBIT è stata proposta la seguente formula:

$$GAMBIT = \left[ \left( \frac{a_{(t)}}{a_c} \right)^n + \left( \frac{\ddot{\varphi}_{(t)}}{\ddot{\varphi}_c} \right)^m \right]^{\frac{1}{k}}$$

dove  $a_{(t)}$  e  $\ddot{\varphi}_{(t)}$  sono rispettivamente l'accelerazione lineare (o traslazionale) e rotazionale,  $a_c$  e  $\ddot{\varphi}_c$  sono i valori critici correlati e  $n$ ,  $m$  e  $k$  sono dei parametri costanti. Kramer [22] ha calcolato le costanti usando dei metodi statistici e proponendo la seguente equazione:

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

In questa equazione  $a_{(t)}$  e  $\ddot{\varphi}_{(t)}$  sono date in  $[g]$  e  $[rad/s^2]$  rispettivamente. Un valore di 1,0 di GAMBIT rappresenta una probabilità del 50% di una lesione cerebrale irreversibile. Questo criterio non è stato ancora incluso in nessun tipo di regolamentazione [14].

# 4 Fenomeni d'urto

L'urto è un fenomeno in cui due punti materiali, o un punto e un corpo rigido o due corpi rigidi vengono a contatto e interagiscono per un intervallo di tempo trascurabile rispetto ai tempi di osservazione del loro moto prima e dopo il contatto. Durante questo fenomeno si possono sviluppare delle forze intense, dette impulsive, che modificano la quantità di moto di ciascun punto. Nel caso di due punti materiali si tratta di forze interne pertanto si verifica, in assenza di forze esterne, la conservazione della quantità di moto totale. Si indica con  $v_{1,in}$ ,  $v_{2,in}$  la velocità nell'istante antecedente l'urto,  $v_{1,fin}$ ,  $v_{2,fin}$  le velocità dopo l'urto e  $m_1$  e  $m_2$  le masse dei due punti materiali la conservazione di P è:

$$P_{in} = m_1 v_{1,in} + m_2 v_{2,in} = m_1 v_{1,fin} + m_2 v_{2,fin} = P_{fin}$$

La quantità di moto del centro di massa resta invariata nell'urto:

$$P = (m_1 + m_2)v_{CM} = P_{in} = P_{fin} = \text{costante}$$

Le quantità di moto dei singoli punti invece variano per effetto dell'impulso della forza di interazione:

$$m_1 v_{1,fin} - m_1 v_{1,in} = J_{2,1} = \int_{t_1}^{t_2} F_{2,1} dt$$

$$m_2 v_{2,fin} - m_2 v_{2,in} = J_{1,2} = \int_{t_1}^{t_2} F_{1,2} dt$$

Dove  $J_{2,1}$  è l'impulso dovuto alla forza impulsiva  $F_{2,1}$  esercitata dal punto 2 sul punto 1, analogamente per  $J_{1,2}$ .

Se la durata dell'urto è sufficientemente piccola anche in presenza di forze esterne, non sono impulsive, la quantità di moto si conserva. Infatti la variazione di quantità di moto dovuta alle forze esterne è:

$$\Delta P = \int_{t_1}^{t_2} F^{(E)} dt = F_m^{(E)} \tau$$

Se  $\tau$  è molto breve  $\Delta P$  è trascurabile. Non sarebbe corretto se  $F^{(E)}$  fosse impulsiva nell'intervallo  $\tau$  perché in tal caso  $F_m^{(E)}$  potrebbe assumere valori notevoli.

A priori non è possibile stabilire se le forze esterne siano conservative o meno pertanto non è possibile assumere la conservazione dell'energia meccanica durante l'urto.

#### 4.1 L'urto completamente anelastico

Un urto si dice completamente anelastico quando i due punti restano attaccati dopo l'urto formando un unico corpo di massa puntiforme. Scrivendo in formule e considerando  $v_1$  e  $v_2$  le velocità dei due punti nell'istante prima dell'urto e  $v$  la velocità dopo l'urto:

$$m_1 v_1 + m_2 v_2 = (m_1 + m_2) v = (m_1 + m_2) v_{CM}$$

$$v_{CM} = \frac{m_1 v_1 + m_2 v_2}{m_1 + m_2}$$

Dopo l'urto i punti si muovono con la velocità che aveva il centro di massa un istante prima dell'urto. Per quanto riguarda l'energia cinetica del sistema applicando il teorema di Koning:

$$E_{k,in} = \frac{1}{2} m_1 v_1^2 + \frac{1}{2} m_2 v_2^2 = E'_k + \frac{1}{2} (m_1 + m_2) v_{CM}^2$$

$$E_{k,fin} = \frac{1}{2} (m_1 + m_2) v_{CM}^2 < E_{k,in}$$

Dopo l'urto perfettamente anelastico non c'è più moto rispetto al centro di massa e in questo tipo di urto viene assorbita  $E'_k$ , l'energia cinetica che i punti hanno rispetto al centro di massa prima dell'urto:

$$\Delta E_k = E_{k,fin} - E_{k,in} = -E'_k = \frac{1}{2}(m_1 + m_2)v_{CM}^2 - \frac{1}{2}m_1v_1^2 - \frac{1}{2}m_2v_2^2$$

Sostanzialmente i due corpi durante l'urto si deformano in modo permanente e restano compenetrati. Il lavoro compiuto, a spese di  $E_{k,in}$ , per far avvenire la deformazione non viene più recuperato, ovvero le forze interne che si sviluppano non sono conservative.

## 4.2 L'urto elastico

Un urto durante il quale si conserva anche l'energia cinetica del sistema si dice elastico e questo significa che le forze interne in gioco sono conservative. Diversamente dal caso dell'urto completamente anelastico i corpi durante l'urto si deformano elasticamente tornando alla configurazione iniziale subito dopo l'urto. Questo è l'unico caso in cui le seguenti leggi valgono simultaneamente:

$$P_{in} = P_{fin}$$

$$E_{k,in} = E_{k,fin}$$

Se il moto dei punti materiali prima e dopo l'urto è nella stessa direzione si parla di urto centrale e le leggi che lo governano sono:

$$m_1v_{1,in} + m_2v_{2,in} = m_1v_{1,fin} + m_2v_{2,fin} = (m_1 + m_2)v_{CM}$$

$$\frac{1}{2}m_1v_{1,in}^2 + \frac{1}{2}m_2v_{2,in}^2 = \frac{1}{2}m_1v_{1,fin}^2 + \frac{1}{2}m_2v_{2,fin}^2$$

Risolvendo:

$$v_{1,fin} = \frac{(m_1 - m_2)v_{1,in} + 2m_2v_{2,in}}{m_1 + m_2}$$

$$v_{2,fin} = \frac{(m_1 - m_2)v_{2,in} + 2m_1v_{1,in}}{m_1 + m_2}$$

### 4.3 L'urto anelastico

Si tratta di urto anelastico quando i corpi dopo l'urto si separano; si conserva la quantità di moto del sistema se non agiscono forze esterne di tipo impulsivo, ma non si conserva l'energia cinetica. Una certa frazione di  $E'_k$  (energia cinetica prima dell'urto rispetto al centro di massa), viene assorbita. Negli urti tra particelle reali è determinato dal fatto che l'impulso della forza di interazione di una particella con l'altra risulta, nella fase di deformazione dei corpi, superiore a quello nella fase di ritorno dei corpi alla configurazione iniziale. Se l'urto fosse elastico i due impulsi sarebbero uguali in modulo, se l'urto fosse completamente anelastico il secondo sarebbe nullo. Si consideri il fenomeno nel sistema di riferimento del centro di massa. Il punto con quantità di moto  $p'_{1,in}$  nell'istante precedente all'urto vede, per effetto dell'impulso nella fase di deformazione, ridursi progressivamente a zero la sua quantità di moto fino ad arrestarsi. Nella fase successiva, sempre durante l'urto, il punto riacquista quantità di moto fino al valore  $p'_{1,fin}$ , opposto in verso e minore in modulo rispetto a  $p'_{1,in}$ . Si definisce coefficiente di restituzione il rapporto:

$$e = -\frac{p'_{1,fin}}{p'_{1,in}} = -\frac{v'_{1,fin}}{v'_{1,in}} = -\frac{p'_{2,fin}}{p'_{2,in}} = -\frac{v'_{2,fin}}{v'_{2,in}}$$

L'energia cinetica del sistema dopo l'urto è:

$$E'_k = \frac{1}{2}m_1v'^2_{1,fin} + \frac{1}{2}m_2v'^2_{2,fin} = e^2 \left( \frac{1}{2}m_1v'^2_{1,in} + \frac{1}{2}m_2v'^2_{2,in} \right)$$

Ovvero

$$E'_{k,fin} = e^2 E'_{k,in}$$



La variazione di energia cinetica rispetto al centro di massa nell'urto è:

$$\delta = \frac{E'_{k,fin} - E'_{k,in}}{E'_{k,in}} = e^2 - 1$$

Ricapitolando:

- Urto elastico:  $e = 1, \delta = 0$ , l'energia si conserva.
- Urto completamente anelastico:  $e = 0, \delta = -1$ , tutta l'energia cinetica del moto relativo al centro di massa viene assorbita e trasformata.
- Urto anelastico:  $0 < e < 1, E'_{k,fin} < E'_{k,in}$ .

La soluzione per le velocità finali nel sistema di riferimento inerziale e nel caso di urto centrale è:

$$v_{1,fin} = \frac{(m_1 - em_2)v_{1,in} + m_2(1 + e)v_{2,in}}{m_1 + m_2}$$

$$v_{2,fin} = \frac{(m_2 - em_1)v_{2,in} + m_1(1 + e)v_{1,in}}{m_1 + m_2}$$

[23]

# 5 I test sperimentali e computazionali

## 5.1 Sviluppo e metodi dei test

Il meccanismo con cui avvengono i traumi cranici è governato dai principi della meccanica e può essere studiato basandosi proprio su questi principi attraverso test sperimentali o computazionali. Esistono varie teorie riguardanti il meccanismo del trauma cranico e sono il frutto di numerosi test su animali e cadaveri umani, test su modelli fisici e analitici. E' chiaro che i risultati di questi studi sono stati limitati dalla discrepanza tra i tessuti usati e i tessuti e i sistemi biologici vivi che rispondono in maniera più complessa e quindi diversa all'ambiente esterno. Ad esempio uno dei criteri più usati per valutare i traumi cranici, il *Head Injury Criterion* già descritto in precedenza, si avvale soltanto delle misure della cinematica esterna ed è alla base della valutazione dei dispositivi di protezione nei veicoli. Tuttavia una grande limitazione di questo criterio è che non riflette la risposta del cervello in modo preciso. Non esistono tutt'ora dei criteri puntuali per descrivere il meccanismo dei traumi e il grado di tollerabilità. La complessità dell'encefalo umano richiede di capire quale sia la relazione che intercorre tra la risposta locale dei tessuti e la comparsa del trauma. I parametri che potrebbero essere importanti per capire questa risposta locale sono la pressione e la deformazione dei tessuti. Le tecniche per studiare la deformazione del cervello e il moto relativo tra il cervello e il cranio sono varie. Queste includono anche l'applicazione di una calotta cranica trasparente sulla testa di alcuni primati in modo da osservare direttamente il moto e la distorsione del cervello, includono l'applicazione di accelerometri nel cervello di soggetti umani morti, l'uso di raggi x su animali, modelli a elementi finiti e risonanze magnetiche di persone vive, volontarie, soggette a moto. Pudzen e Sheldon (1946) sperimentarono degli impatti su dei macachi ai quali avevano precedentemente sostituito una parte del cranio con una calotta trasparente. Hanno osservato che lo spostamento è massimo nel caso di impatti nella regione parieto-occipitale e minimo in quella frontale, fenomeno che si pensa sia legato ai vincoli dovuti alla fossa anteriore. Per gli impatti nel piano sagittale si è notato che il moto rotazionale del cervello ritarda quello del cranio. Questo fenomeno non è stato osservato per gli impatti sul piano coronale e questo fatto è legato, si pensa, ai vincoli dovuti alla falce. Le lesioni peggiori sono state ottenute lasciando la testa libera piuttosto che fissa. Anche Gosch et al. nel 1969 hanno condotto degli studi simili ottenendo una minima deformazione associata alla concussione cerebrale, mentre il movimento relativo tra il cervello e il cranio è stato associato alle

contusioni. E' stato postulato che il trauma è una conseguenza dell'interazione tra le strutture a diverse velocità. Tuttavia non è noto l'effetto che hanno avuto la rimozione di parte del cranio e della dura madre e l'aggiunta di gas intracranici durante le operazioni chirurgiche. Nel 1966 con lo studio di Hodgson et al. è stato tracciato il moto del cervello di cani anestetizzati soggetti a impatto. Questo è stato possibile grazie all'inserimento di *target* all'interno del cervello osservando che una volta avvenuto l'impatto questi tornavano alla posizione di partenza suggerendo che il cervello è sottoposto a deformazione elastica. Shatsky et al. hanno usato un sistema di raggi x su dei primati osservando degli spostamenti ad alta frequenza del cranio intorno ai 2-3 mm. Da questo studio è emerso come i vasi sanguigni e il sistema ventricolare si muovano ad alta frequenza appena dopo l'impatto per poi avere delle oscillazioni a bassa frequenza. Per gli impatti tempo-parietali è stata analizzata la deformazione in termini di cambiamenti della distanza laterale tra il cranio e l'arteria anteriore cerebrale, questa deformazione era dell'ordine di  $0,086 \pm 0,019$ . Stalnaker et al. (1977) hanno condotto una serie di test su cadavere riguardanti dei fenomeni di impatto per mostrare come la repressurizzazione vascolare e cerebrospinale aumenti l'accoppiamento tra il cervello e il cranio facendo sì che la testa abbia una risposta più rigida. Successivamente nel 1984 sono stati condotti da Nusholtz et al. delle investigazioni riguardanti gli impatti sulla testa di scimmie sotto anestesia, scimmie decedute e su cadaveri re-pressurizzati. Si era osservata la deformazione tra cranio e cervello attraverso i raggi x, non trovando però in alcuni casi moto tra i due ma trovando una distorsione interna dell'encefalo. E' stato riscontrato un caso di frattura del cranio riportando uno spostamento di 6 mm del cervello. Questo risultato ha fatto pensare che esista una condizione di *stick slip* e che una sostanziale accelerazione del cranio comporti il moto relativo del cervello. [24]

E' dagli inizi del secolo scorso che sono state sviluppate numerose ricerche per analizzare tali meccanismi. I test su cadaveri e quelli fatti su animali mostrano delle criticità. Sono dispendiosi economicamente e temporalmente, inoltre non possono essere effettuate una serie di misure in modo diretto specialmente quelle che riguardano l'interno del cervello. Ecco che all'interno di questo ramo di ricerca, l'analisi a elementi finiti risulta essere un complemento importante. Già dagli anni '70 si è cominciato a sviluppare un modello bidimensionale per simulare i traumi; le semplificazioni di questo modello erano particolarmente efficaci nonostante i limiti dei primi computer. Col passare degli anni sono stati sviluppati dei modelli tridimensionali più complessi che tuttora vengono usati per le analisi agli elementi finiti. Negli ultimi anni questi modelli 3D sono stati migliorati aggiungendo maggiori dettagli al fine di poter ottenere una più profonda conoscenza dei fenomeni analizzati. Esistono molti modelli con un diverso numero di nodi e di elementi, con diverse tipologie di elementi e diverse proprietà dei materiali [25]. Uno dei modelli più recentemente sviluppati è quello di Ghajari et al. 2017 visibile nella figura sottostante.

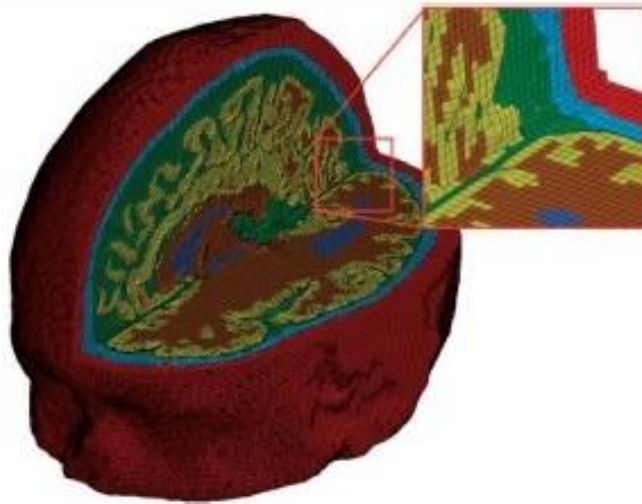


Figura 5.1.1 Modello a elementi finiti di testa umana di Ghajari et al. 2017 [26].

I test svolti su cadaveri umani più utilizzati per le validazioni FEM oltre a quelli di Hardy et al. [30] che verranno descritti nel paragrafo successivo sono quelli condotti da Nahum et al. [27], da Trosseille et al. [28].

Nahum et al. hanno condotto due serie di esperimenti per un totale di quindici test. La prima serie prevedeva un unico impatto per ogni soggetto e la seconda più impatti per ogni soggetto. Si trattava di corpi interi con la parte superiore del torso bloccata, gli impatti avvenivano sull'osso frontale nel piano medio-sagittale con il piano di Francoforte inclinato di  $45^\circ$  rispetto all'orizzonte per mezzo di un pistone cilindrico di 5.59 kg a una velocità di 9.94 m/s. Il pistone veniva imbottito da diversi tipi di materiale per i vari test. Durante l'impatto sono state acquisite le pressioni usando dei trasduttori in cinque diversi punti. [27] Lo studio di Trosseille et al. presenta sei test il cui scopo era di replicare l'impatto di una testa di una persona seduta contro il volante di un'automobile. Nell'impatto frontale la testa si scontrava a 7 m/s contro un volante dal peso di 23.4 kg. [28]



Figura 5.1.2 Configurazione dell'esperimento di Nahum et al. (a sinistra) e dell'esperimento di Trosseille et al. fatti da Tse et al. [29]

## 5.2 Hardy et al. 2001

Lo scopo generale della ricerca presentata da Hardy et al. [30] è quello di scoprire il meccanismo del trauma cranico. Lo studio presentato da Hardy et al. focalizza l'attenzione sulla misura degli spostamenti relativi del moto del cervello rispetto al cranio. E' stato ipotizzato che il danno assonale diffuso, uno dei principali traumi cranici a cui si può andare incontro durante un incidente, sia strettamente collegato alla deformazione locale, allo sforzo di taglio e alla velocità di deformazione. Anche se il danno assonale diffuso non può essere studiato usando i cadaveri si può determinare la risposta meccanica avvalendosi anche degli studi neuropatologici. Nella ricerca, dato che non è stato possibile misurare la deformazione, sono stati confrontati gli spostamenti del cervello con la cinematica del cranio durante gli impatti.

Sono stati effettuati un totale di 10 test su 3 cadaveri. I primi sei esperimenti svolti sui cadaveri C731 e C755 prevedevano l'impatto di un pistone contro la testa inizialmente ferma e gli ultimi quattro test svolti sul cadavere C383 prevedevano l'impatto della testa contro un blocco angolare fisso. Le aree di impatto sono o frontali o occipitali. Dato che è stato necessario far intercorrere il minor tempo possibile tra la morte dei soggetti e gli esperimenti e che l'allestimento dei test richiede molto tempo sono stati presi solo alcuni dati antropometrici. La preparazione dei soggetti prevedeva la separazione della testa dal resto del corpo in particolare tra la seconda e la terza vertebra toracica inserendo dei raccordi a compressione sulla carotide e sulla giugulare.

Tabella 5.1-1 Dati antropometrici dei soggetti in esame.

Cadavere	Dalla nuca alla glabella [cm]	Dal vertex al mento [cm]	Larghezza [cm]	Circonferenza [cm]
731	19	25	15	56
755	19	25	16	55
383	20	26	14	56

Tutti gli altri vasi sanguigni sono stati cauterizzati. Le arterie vertebrali invece sono state lasciate aperte in modo da far fuoriuscire l'aria dal sistema circolatorio. A questo punto il campione è stato montato su un sistema rotazionale di un dispositivo di impatto posizionando i perni nella vertebra toracica T2 fissandoli con fibra di vetro. Successivamente è stato attaccato un tubo di Tygon alla dura spinale al livello di T2 per permettere la perfusione.

Allo scopo di acquisire i dati sperimentali durante le prove sono stati impiantati nelle teste i *neutral density target* (NDT), così come si può vedere in figura, nella zona tempo-parietale e occipito-

parietale. Gli NDT sono dei dispositivi neutri dal punto di vista della densità infatti essi al momento dell'impatto non diventano dei proiettili all'interno del cervello ma si muovono insieme ad esso senza lacerarlo. Sono stati posti in una configurazione a doppia colonna, le colonne sono distanziate da 80mm, i centri dei *target* invece sono equidistanti da 7 o da 12 mm. Queste colonne di cinque o sei NDT sono localizzate nella regione occipito-parietale denominata "p" per la colonna posteriore e nella regione tempo-parietale denominata con la lettera "a" per la colonna anteriore.

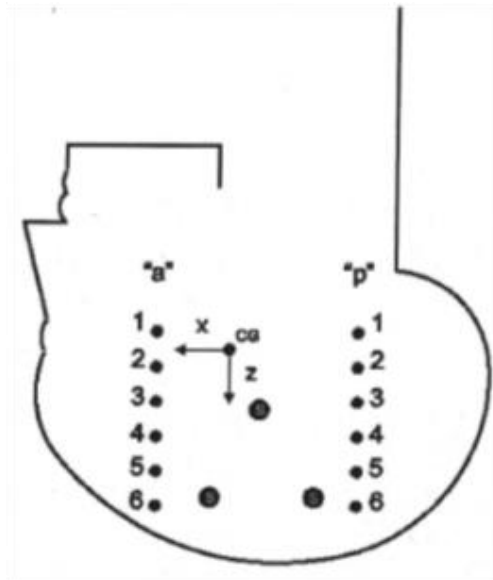


Figura 5.1.3 Configurazione degli NDT. [30]

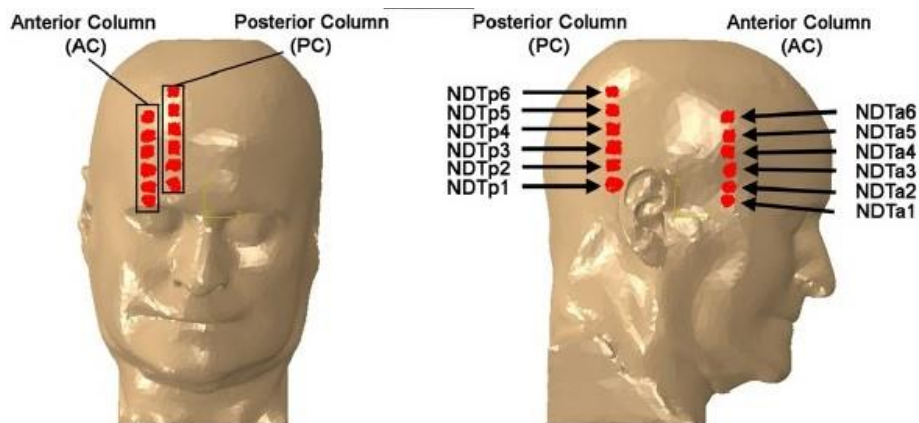


Figura 5.1.4 Configurazione degli NDT nella validazione di Tse et al.[29].

Gli NDT sono stati impiantati per mappare gli spostamenti, sono dei piccoli cilindri fatti da una sottile parete di polistirene, lunghi 5 mm e di 2,5 mm di diametro. All'interno di ognuno di essi al centro sono stati inseriti dei piccoli grani di stagno di 1,9 mm di diametro e tenuti in posizione con il

cianoacrilato. Ogni *target* è stato poi chiuso con dei fogli di stirene. La densità degli NDT è di circa 1,5 gm/ml e sono stati ideati per occupare il minor volume possibile e in modo da muoversi con il cervello senza lacerarlo. Sono stati impiantati tramite uno strumento chirurgico chiamato trefina in cui è stata inserita una cannula. Sull'apice di ogni testa sono stati messi dei trasduttori cinematici, i WSU 3-2-2-2, in modo da permettere la caratterizzazione cinematica generale della testa. Per definire la testa nello spazio è stato delineato il piano di Francoforte posizionando delle piccole sfere di piombo su ogni lato della testa. A questo piano appartiene la retta che passa per la parte superiore del canale uditivo e la parte inferiore dell'occhio come si può vedere nella figura sottostante.

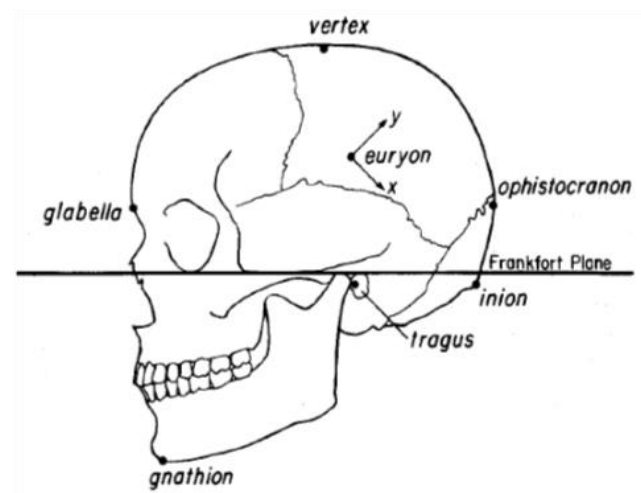


Figura 5.1.5 Definizione del piano di Francoforte. [31]

Nella tabella sottostante sono presenti le condizioni di ogni test e nella successiva i risultati ottenuti. E' stata usata una struttura sospesa per la testa umana invertita; il sistema permetteva la rotazione e la traslazione della testa e del collo. La scelta di una configurazione a testa in giù è stata fatta per consentire ai gas di fuoriuscire usando anche un sistema di perfusione.

Tabella 5.1-2 Caratteristiche dei test su cadavere effettuati da Hardy et al. [30].

Test	Cadavere	Tipo di impatto	Superficie di impatto	Area di impatto
C731-T2	731	Accelerazione	Pistone piatto	Occipitale
C731-T3		Accelerazione	Pistone piatto	Occipitale
C755-T2		Accelerazione	Pistone piatto	Occipitale
C755-T3	755	Accelerazione	Pistone piatto	Occipitale
C755-T4		Accelerazione	Pistone piatto	Occipitale
C755-T5		Accelerazione	Pistone piatto	Frontale
C383-T1	383	Decelerazione	Blocco angolare	Frontale
C383-T2		Decelerazione	Blocco angolare	Frontale
C383-T3		Decelerazione	Blocco angolare	Frontale
C383-T4		Decelerazione	Blocco angolare	Occipitale

La struttura era costituita da due parti: un carrello che poteva traslare e da una gabbia cilindrica, a cui era attaccata la testa, che poteva ruotare. Il resto del corpo era stato simulato tramite dei pesi aggiunti alla sezione traslazionale e a quella rotazionale. Il carrello traslava tramite delle boccole a sfere. Gli alberi su cui era montato il carrello erano regolabili e il loro peso e la loro posizione variava a seconda dell'antropometria del soggetto in esame. Questo sistema è stato usato sia per le prove di accelerazione con la testa inizialmente stazionaria colpita da un pistone coperto da un *pad* sia per le prove di decelerazione con la testa in movimento contro una superficie non imbottita. Nei test di decelerazione il pistone è stato usato per accelerare gradualmente il carrello e il meccanismo di sospensione della testa senza toccare direttamente la testa stessa. Durante la fase di accelerazione la flessione e l'estensione del collo sono state eliminate fino al momento dell'impatto. Per l'acquisizione dei dati è stato usato un sistema di raggi x bi-planari ad alta velocità. E' stato utilizzato un sistema di ricircolo del fluido cerebrospinale artificiale (aCSF) in modo tale da creare artificialmente la pressione arteriosa che è circa di 10,5 kPa. Si è preferito il aCSF all'acqua distillata e alla soluzione salina in quanto la prima avrebbe gonfiato il cervello e la seconda invece lo avrebbe ridotto. La velocità di impatto era tra i 2,5 e i 3,5 m/s. Il motivo di questi bassi valori di velocità è dato dal fatto che ogni campione serviva per più test e quindi dovevano deteriorarsi il meno possibile. I test sono stati eseguiti solo su tre cadaveri per la scarsità di soggetti disponibili e per la quantità eccessiva di tempo per la preparazione. Un altro aspetto importante dell'esperimento è la sincronizzazione del sistema di raggi x con le telecamere e il dispositivo per la simulazione. Il tempo di impatto è stato registrato sia sul sistema di acquisizione dati del trasduttore che sul sistema di raccolta dati sincronizzato con l'acquisizione delle immagini. Gli spostamenti degli NDT sono stati rilevati tramite una tecnica di tracciamento automatico 3D. Tuttavia non tutti i *target* sono stati tracciati durante i test e per alcuni sono stati acquisiti solo in parte i dati. L'origine del sistema di riferimento fisso è il centro di massa della testa ed è stato individuato grazie ai raggi x. Il sistema di coordinate presenta l'asse x positivo dalla parte posteriore verso la parte anteriore della testa, l'asse z positivo dalla parte inferiore alla parte superiore della testa (uscendo dal vertice) e l'asse y positivo da destra verso sinistra.

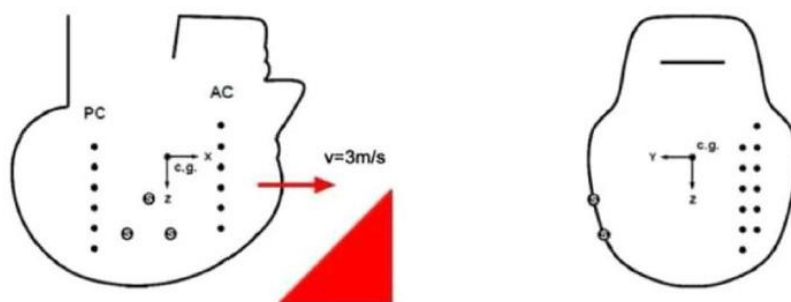


Figura 5.1.6 Configurazione dell'esperimento di Hardy et al. [25]



Per quanto concerne i risultati sono di particolare interesse le ampiezze massime dell'accelerazione lineare del centro di massa della testa, dell'accelerazione e della velocità angolari. Per i test di accelerazione, con impatto nella zona occipitale, (dal C731-T1 al C755-T4) il picco risultante delle accelerazioni lineari è compreso tra i 21 e i 28 g. L'ampiezza massima invece dell'accelerazione angolare è compresa tra i 1277 e i 2681  $rad/s^2$  (flessione in avanti), e l'ampiezza massima della velocità angolare è tra i 17 e i 22  $rad/s$ . Il test C755-T5, che prevedeva un impatto frontale sempre in accelerazione, dava 12 g di accelerazione lineare, -843  $rad/s^2$  di accelerazione angolare e -7  $rad/s$  di velocità angolare. Per quanto riguarda i test frontali in decelerazione con l'incudine angolare (da C383-T1 a C383-T3) le risultanti dell'accelerazione lineari del centro di massa della testa sono comprese tra i 44 e i 62 g, l'accelerazione angolare tra i -1930 e i -2523  $rad/s^2$  e la velocità angolare dai -20 ai -22  $rad/s$ . L'ultimo test, il C383-T4, ha dato 108 g di accelerazione lineare, 7492  $rad/s^2$  di accelerazione angolare e solo 22  $rad/s$  di velocità angolare.

Questo studio sulla misurazione degli spostamenti del cervello è il primo nel suo genere. Gli spostamenti del cervello sono il risultato della cinematica del cranio anche se, come sottolineano gli autori, la relazione che intercorre tra questi spostamenti e la possibilità di avere un trauma cranico è sconosciuta. In questo tipo di impatti a bassa velocità lo spostamento relativo tra il cervello e il cranio è intorno ai  $\mp 5 mm$ . È emerso che gli spostamenti del cervello, o almeno così sembra, ritardano il moto del cranio. Un'altra importante osservazione è che dopo l'impatto il cervello torna alla sua configurazione iniziale. Infatti gli NDT dopo ogni test tornano alla loro posizione di partenza e questo ha anche permesso ai ricercatori di riutilizzare più volte la stessa testa. Il cervello è sottoposto a deformazione elastica e quindi l'effetto inerziale degli NDT è inferiore alla capacità elastica del tessuto cerebrale. Uno dei problemi principali riscontrato in questi test è stata l'evacuazione dei gas intracranici. I corpi sono stati preparati molto velocemente dopo il decesso in modo tale da evitare l'emolisi, l'accumulo dei gas e la degradazione dei tessuti. L'influenza delle bolle d'aria residue non è nota quindi per poter valutare quanto siano corretti i risultati ottenuti bisognerebbe effettuare dei nuovi test. Altri errori sono stati introdotti nell'acquisizione dei dati nello specifico si tratta di errori sulla determinazione della posizione iniziale e della direzione della traiettoria degli NDT. L'istante esatto in cui avviene il contatto non è determinato in modo preciso infatti la sincronizzazione tra gli spostamenti del cervello e la cinematica del cranio varia dagli 0 ai 4 ms. L'effetto della presenza degli NDT non è noto anche se dalle successive autopsie si è osservata una quasi totale scomparsa della traccia creata dalla cannula usata per inserirli. [30]

Tabella 5.1-3 Risultati dei test di Hardy et al. [30]

TEST		C731 T2	C731 T3	C755 T2	C755 T3	C755 T4	C755 T5	C383 T1	C383 T2	C383 T3	C383 T4
Tipo di impatto	Area di impatto	Accel. occipit ale	Accel. occipit ale	Accel. occipit ale	Accel. occipit ale	Accel. occipit ale	Dec. frontal e	Dec. frontal e	Dec. frontal e	Dec. frontal e	Dec. occipit ale
Accel. Lineare C.M.[g]	X	20 -6	27 -11	21 -8	23 -4	27 -5	3 -12	5 -46	6 -35	7 -53	90 -104
	Y	2 -4	4 -6	3 -7	3 -7	3 -6	3 -2	6 -2	11 -3	16 -4	20 -18
	Z	5 -9	8 -12	10 -14	8 -15	6 -18	3 -4	20 -41	15 -25	17 -32	19 -34
Risultante [g] HIC15ms		21 13	27 21	22 17	24 22	28 31	12 5	62 47	44 34	62 68	108 164
Accel. angolare [rad/s <sup>2</sup> ]	X	206 -228	375 -361	121 -342	98 -329	89 -298	130 -54	395 -407	524 -1025	633 -1214	2129 -3338
	Y	1227 -805	1695 -1051	1882 -574	1995 -638	2681 -568	488 -843	2592 -1930	1885 -2216	1594 -2523	7492 -6438
	Z	59 -373	257 -569	60 -204	150 -126	183 -126	118 -396	875 -523	1859 -910	2065 -1879	10364 -9424
Velocità angolare [rad/s]	X	0 -1	2 -2	0 -3	0 -3	0 -2	1 -1	1 -3	4 -5	3 -6	5 -5
	Y	18 0	22 0	18 -1	19 -2	17 -4	4 -7	4 20	2 -22	4 -22	22 -8
	Z	4 -1	4 0	0 -1	1 0	0 -1	0 -2	3 -1	3 -4	5 -3	4 -8

# 6 Le simulazioni

## 6.1 Le analisi FEM

L'obiettivo è quello di replicare, attraverso l'analisi FEM, lo studio svolto da Hardy et al. [30] che analizza il moto relativo tra il cervello e il cranio. Il primo passo è quello di creare un modello in Abaqus analizzando le condizioni al contorno e i vincoli dell'esperimento originale. Per fare ciò, prima di cimentarsi in un modello FEM molto complesso con tutti i dettagli interni della testa (pelle, cranio e i dettagli del cervello), è stato necessario fare delle simulazioni su un modello semplificato. In questa tesi proprio con questo modello semplificato si è cercato di estrapolare i profili di accelerazione e velocità del centro di massa della testa trovate dai test. La difficoltà principale trovata è stata interpretare le condizioni degli esperimenti su cadavere. Non sono forniti infatti né i pesi delle teste né dell'apparato, le velocità di impatto non sono specificate nel dettaglio e nemmeno i materiali usati. Si è scelto in particolare di simulare i test sul soggetto C383. I primi tre esperimenti (T1 T2 e T3) sono degli impatti frontali e l'ultimo (T4) è un impatto sulla regione occipitale. La testa è stata spinta contro un blocco di materiale acrilico profondo 25 mm e lungo 250 mm. La velocità desiderata veniva raggiunta per mezzo di un pistone pneumatico che scorreva lungo un'asta collegata a un dispositivo regolabile che si interfacciava con la parte posteriore, nel caso degli impatti frontali, o anteriore, nel caso degli impatti occipitali, della testa e il carrello.

## 6.2 I modelli e le mesh

### 6.2.1 *Il modello della testa umana*

Per le simulazioni è stato usato il modello di testa umana visibile nella figura sottostante. Si tratta in realtà solo di un guscio di pelle, quindi non sono presenti il cranio né tantomeno il cervello con tutte le sue componenti, questo per diminuire drasticamente l'onere computazionale delle simulazioni. Il guscio è stato discretizzato in 303654 elementi di tipo C3D8R, per un totale di 3873421 nodi. Sono

elementi di tipo *hex* si tratta di una *mesh* orfana cioè non associata alla geometria, fatta solo di elementi e nodi.

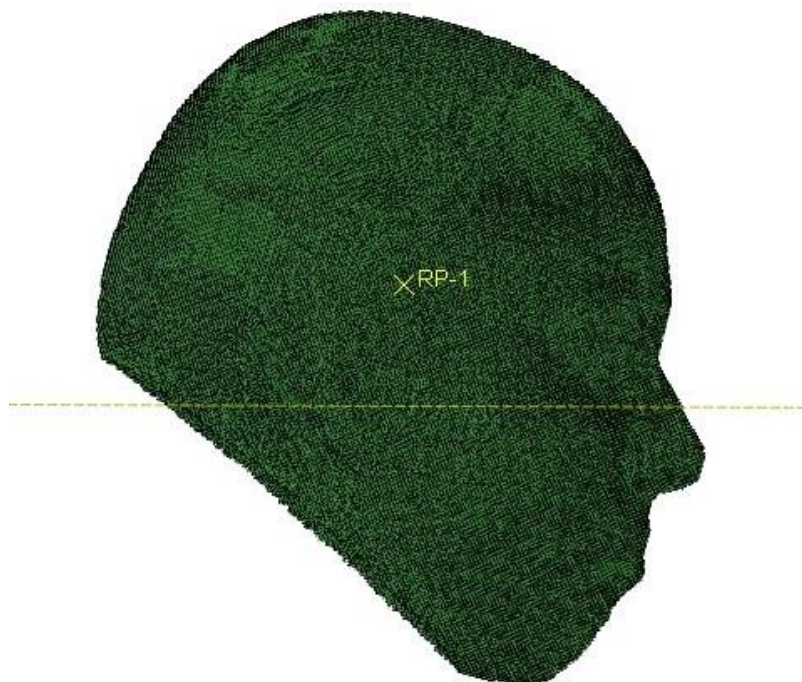


Figura 6.2.1 Modello di testa umana utilizzata per le simulazioni.

Le dimensioni della testa in questione, visibili in tabella, sono state confrontate con quelle dei cadaveri utilizzati nell'esperienza di Hardy al fine di poter scegliere quello con le caratteristiche più simili al modello dato. Purtroppo il peso dei soggetti dell'articolo preso in esame non era specificato quindi non è stato possibile fare un confronto.

Tabella 6.2-1 Confronto tra le dimensioni della testa del modello fem e quelle del soggetto C383.

Soggetto	Dalla nuca alla glabella [cm]	Dal vertice al mento [cm]	Larghezza [cm]	Circonferenza [cm]
Modello FEM	19,2	24,25	16	59,1
383	20	26	14	56

Si può notare dall'immagine del modello che è stato definito il piano di Francoforte, definizione necessaria per poter orientare correttamente la testa nell'*assembly* rispetto a tutte le altre parti coinvolte nella simulazione. Considerando che il modello fornito presenta solo gli elementi della pelle del modello intero si è optato per renderlo un corpo rigido attraverso un *multi point constraint* di tipo *beam*, connettendo il *reference point* posto sul centro di massa della testa a tutti i nodi della testa

stessa. Il modello intero della testa comprende la pelle, il cranio, la dura madre, il fluido cerebrospinale, la falce, il tentorio, la materia grigia e la materia bianca, è costituito da 31826651 nodi e 23032137 elementi.

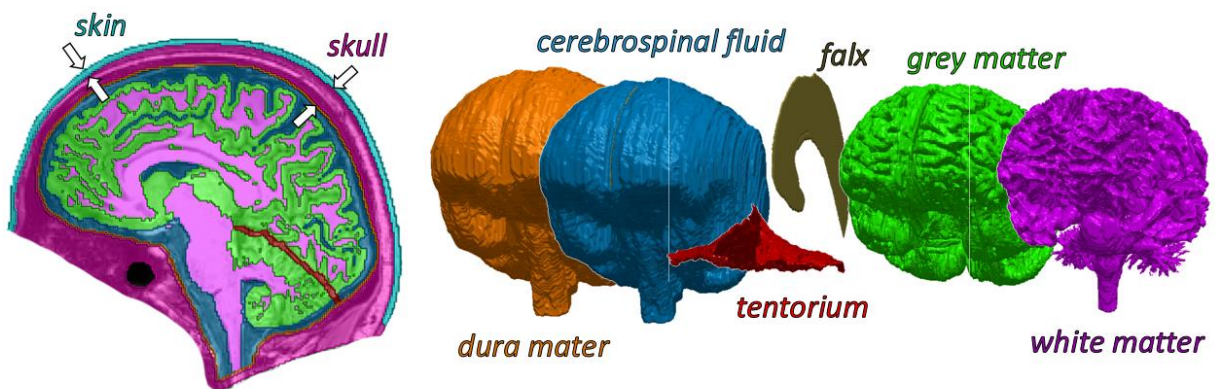
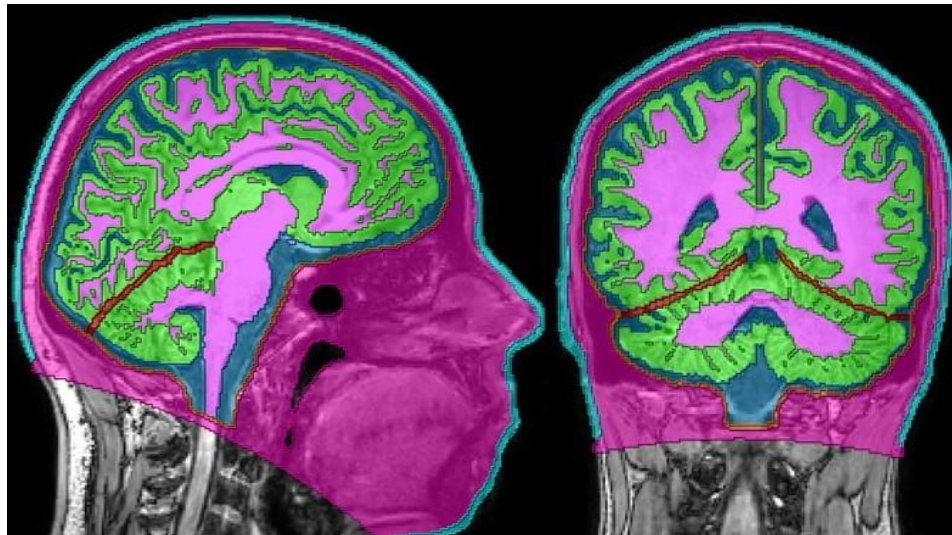


Figura 6.2.2 Modello intero di testa umana.

### 6.2.2 Il modello del collo

Come si può notare una sostanziale differenza oltre alla totale assenza di contenuto nella testa, è la presenza del collo nel modello di Tse et al. [29]. Al di là del peso aggiuntivo che comporta la presenza del collo le vertebre (C1-C7) aggiungono dei gradi di libertà importanti al sistema.

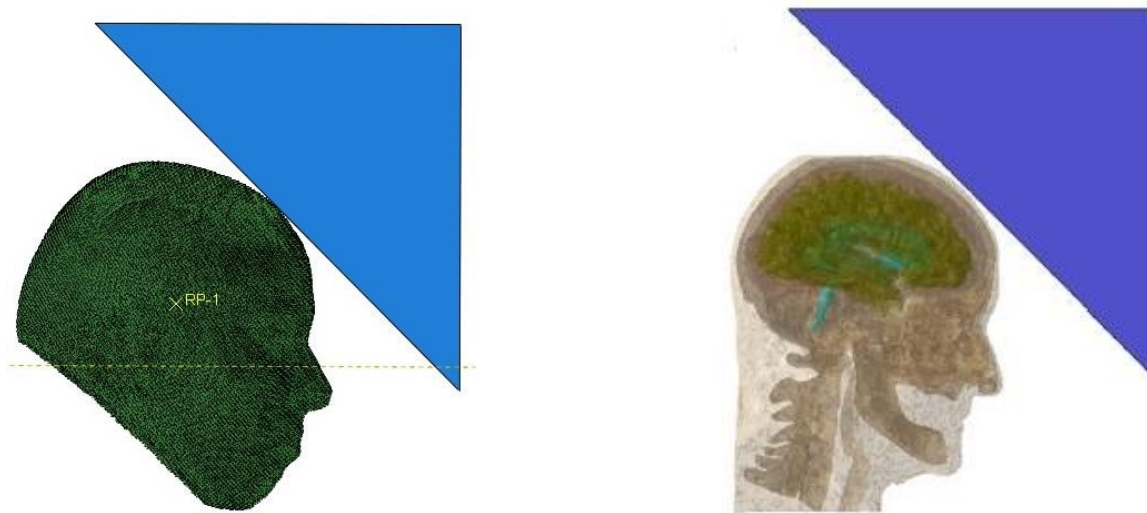


Figura 6.2.3 Confronto tra il modello usato (a sinistra) e il modello di Tse et al. [29] (a destra).

Per poter replicare le condizioni al contorno e i vincoli dell'esperimento è stato necessario costruire un collo fittizio. Si tratta di un cilindro pieno alto 9 cm e di raggio 5 cm, le cui misure sono state ottenute misurando il collo di una persona avente la testa con dimensioni molto simili a quelle del modello. E' stato costruito a partire da una circonferenza, fatto su *sketches*, successivamente estruso su *part*. Si tratta di un solido 3D *deformable*. Per quanto riguarda la *mesh* il collo ha 264 nodi e 175 elementi esaedrici di tipo C3D8R.

Dato che non è stata trovata in letteratura alcuna indicazione su quanto possa pesare un collo umano si è ipotizzato che esso sia circa un terzo dell'insieme testa-collo. Si è scelto di assegnare al modello una massa di 4,85 kg totali, 3,24 kg per la testa e 1,61 kg per il collo.

Come nel caso della testa anche il collo è stato definito come un corpo rigido. Alla base è stato creato un *reference point*, nella sezione *interaction*, a cui tramite un *multi point constraint* di tipo *beam* è stata associata l'intera geometria. Un MPC di tipo *beam* equivale a collegare tramite delle travi rigide i nodi interessati vincolando le rotazioni e gli spostamenti del nodo *master* alle rotazioni e agli spostamenti dei nodi *slave*. In questo modo il collo e la testa sono diventati due corpi rigidi.

Per quanto concerne le proprietà dei materiali della testa e del collo si è scelto di assegnare a entrambi il modulo di Young e il coefficiente di Poisson della pelle e di assegnare una densità tale per cui i due corpi insieme abbiano una massa complessiva di 4,85 kg.

Tabella 6.2-2 Proprietà del materiale assegnato alla testa e al collo.

Modulo di Young	0,6 [MPa]
Poisson	0,42
Densità della testa	1,07E-8 [tonn/mm <sup>3</sup> ]
Densità del collo	2,28E-9 [tonn/mm <sup>3</sup> ]

Al fine di simulare la traslazione, prima dell'urto, è stato imposto un vincolo al *reference point* alla base del cilindro in modo da consentire solo la traslazione lungo la direzione del moto e le rotazioni dopo l'urto. La velocità iniziale è stata imposta tramite il *predefined field* a tutta la geometria del modello testa-collo.

### 6.2.3 Il modello del blocco angolare

Il blocco angolare è stato modellato con le proprietà di un materiale acrilico isotropo utilizzando le stesse proprietà usate da Kleiven et al. [32] e da Tse et al. [29] ma utilizzando un modulo di Young di 100 MPa questo perché la testa è stata modellata come un corpo rigido e quindi nell'intento di diminuire la rigidità dell'intero modello si è optato per un valore del modulo di Young minore.

Tabella 6.2-3 Proprietà del materiale del blocco angolare.

Modulo di Young	100 [MPa]
Coefficiente di Poisson	0,4
Densità	1,185E-9 [tonn/mm <sup>3</sup> ]

Per costruire il blocco angolare è stata dapprima creata una geometria triangolare sulla sezione *sketches* e successivamente su *part* è stata modellata come un corpo 3D *deformable* ed estrusa. Misura 250 mm sui lati lunghi e 25 mm sulla larghezza, il lato obliquo è inclinato di 45°. La massa di questo



solido è di 0,926 kg. Il tipo di elementi usato per discretizzare la geometria è C3D8R e si tratta di 471 nodi e 270 elementi. E' stata imposta una condizione di vincolo fisso sul lato parallelo al moto del blocco angolare. Il sistema è stato orientato in modo tale che il punto centrale del lato obliquo fosse il punto di impatto.

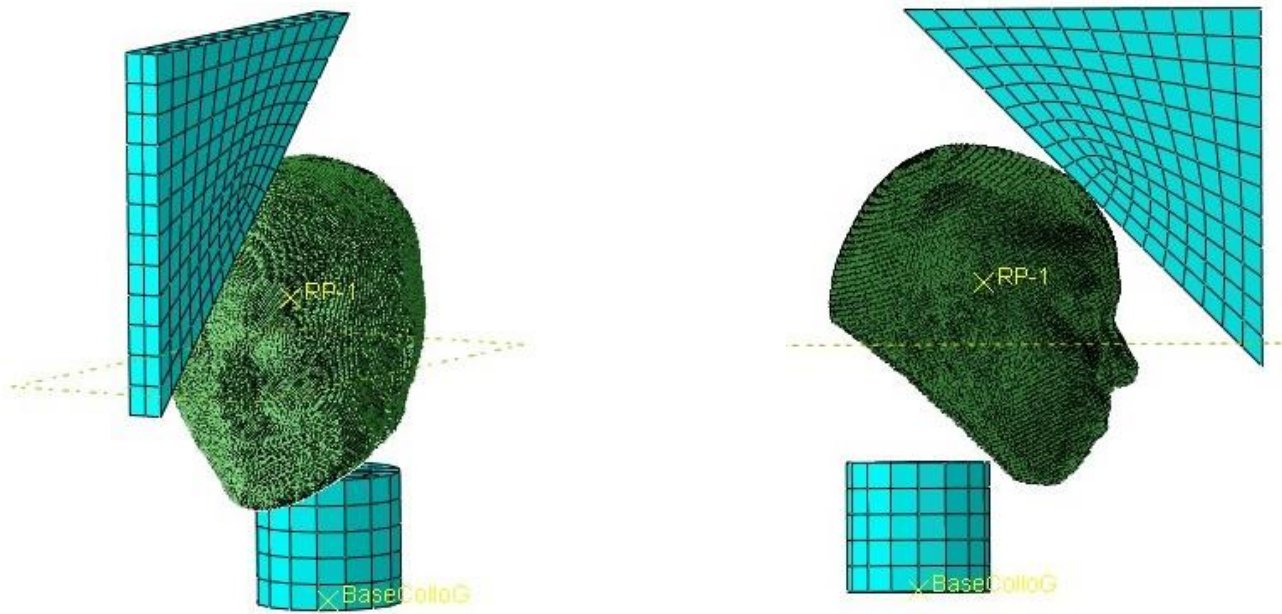


Figura 6.2.4 Due visuali del modello intero usato in Abaqus in cui si può vedere la discretizzazione del blocco angolare e del collo.

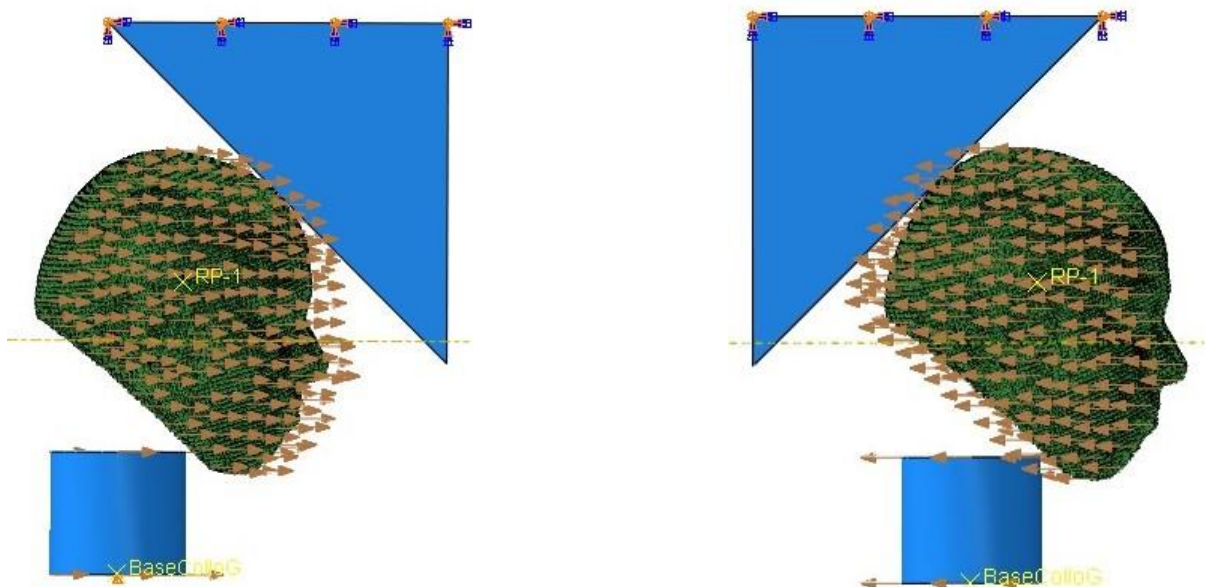


Figura 6.2.5 Vincoli e velocità imposti ai modelli per l'impatto frontale (a sinistra) e l'impatto occipitale (a destra).



## 6.3 L'analisi esplicita

### 6.3.1 L'algoritmo esplicito

E' stata usata un'analisi dinamica esplicita che dal punto di vista computazionale è efficiente per l'analisi di modelli con una risposta temporale relativamente breve e per le analisi che presentano forti discontinuità. Permette la definizione delle condizioni di contatto generali e usa la teoria delle grandi deformazioni. Si basa sull'integrazione esplicita unita all'uso della matrice di massa diagonale detta *lumped*. Le equazioni del moto per il metodo esplicito sono del tipo:

$$M\ddot{u}_t + C\dot{u}_t + Ku_t = F_t^{ext}$$

Dove M è la matrice di rigidezza, C è la matrice di smorzamento, K è quella di rigidezza e  $F_t^{ext}$  è il vettore dei carichi esterni applicati,  $\ddot{u}_t$ ,  $\dot{u}_t$  e  $u_t$  sono il vettore accelerazione, il vettore velocità e il vettore spostamento allo *step* t. Abaqus/Explicit risolve la seguente equazione a ogni incremento di tempo t:

$$M\ddot{u}_t = (F^{ext} - F^{int})_t$$

Con

$$F_t^{int} = C\dot{u}_t + Ku_t$$

Nella procedura esplicita viene usata una matrice di massa diagonale, *lumped*, quindi l'accelerazione può essere ottenuta con un notevole risparmio dal punto di vista computazionale. Viene usata la matrice *lumped* perché la sua inversa è semplice da calcolare e perché la moltiplicazione vettoriale tra la matrice inversa di massa e le forze inerziali richiede solo  $n$  operazioni, dove  $n$  è il numero di gradi di libertà del modello.

$$\ddot{u}_t = M^{-1}(F^{ext} - F^{int})_t$$

L'accelerazione di ogni nodo è completamente determinata dalla sua massa e dalla forza netta che agisce su di esso. Le accelerazioni sono integrate calcolando la variazione di velocità ipotizzando che l'accelerazione sia costante. La variazione di velocità viene aggiunta alla velocità a metà dell'incremento precedente per determinare la velocità a metà dell'incremento corrente:

$$\dot{u}_{(t+\frac{\Delta t}{2})} = \dot{u}_{(t-\frac{\Delta t}{2})} + \frac{\Delta t_{(t+\Delta t)} + \Delta t_{(t)}}{2} \ddot{u}_t$$

Gli spostamenti sono calcolati in questo modo:

$$u_{(t+\Delta t)} = u_t + \Delta t_{(t+\Delta t)} \dot{u}_{(t+\frac{\Delta t}{2})}$$

L'analisi è esplicita nel senso che lo stato cinematico viene determinato usando i valori noti di  $\dot{u}_{(t+\frac{\Delta t}{2})}$  e di  $\ddot{u}_t$  dell'incremento precedente. L'analisi esplicita non richiede né iterazioni né la matrice di rigidità tangente. Il vettore delle forze interne viene assemblato dal contributo dei singoli elementi, in questo modo non è necessario formare una matrice di rigidità globale.

Il valore iniziale di velocità e di accelerazione all'istante  $t=0$  vengono impostate come nulle a meno che non siano specificate dall'utente.

L'incremento di tempo non viene deciso dall'utente ma viene calcolato in questo modo:

$$\Delta t = \min\left(\frac{L_e}{C_d}\right)$$

Dove  $L_e$  è la dimensione caratteristica dell'elemento finito mentre  $C_d$  è la velocità di propagazione dell'onda d'urto nel materiale. Il tempo totale dell'analisi dipende prevalentemente dalla più piccola dimensione del più piccolo elemento finito presente nel modello. Il vantaggio di usare un metodo esplicito è dovuto al fatto che si ha un notevole risparmio di tempo di calcolo in analisi che prevedono urti a elevate velocità, problemi nei quali si hanno grandi dissipazioni o trasferimenti di energia e

propagazione di onde d'urto. Talvolta si presenta una deformazione anomala detta *hourglass* nella zona di impatto. Si evita realizzando una *mesh* più fitta nella zona di contatto o variando il parametro che regola la rigidità di *hourglass* risolvendo i problemi legati alla forma della deformata ma non quelli relativi al campo delle tensioni. [33]

### 6.3.2 Impostazione dell'analisi e definizione del contatto

Per simulare l'impatto è stata impostata una analisi dinamica esplicita su Abaqus ponendo come *time period* la durata del fenomeno e impostando la non linearità geometrica, l'incremento di tempo è automatico. Nella sezione *output* è stato impostato un tempo di campionamento di 0,0001 per l'estrapolazione dei grafici relativi al *set* del *reference point* della testa.

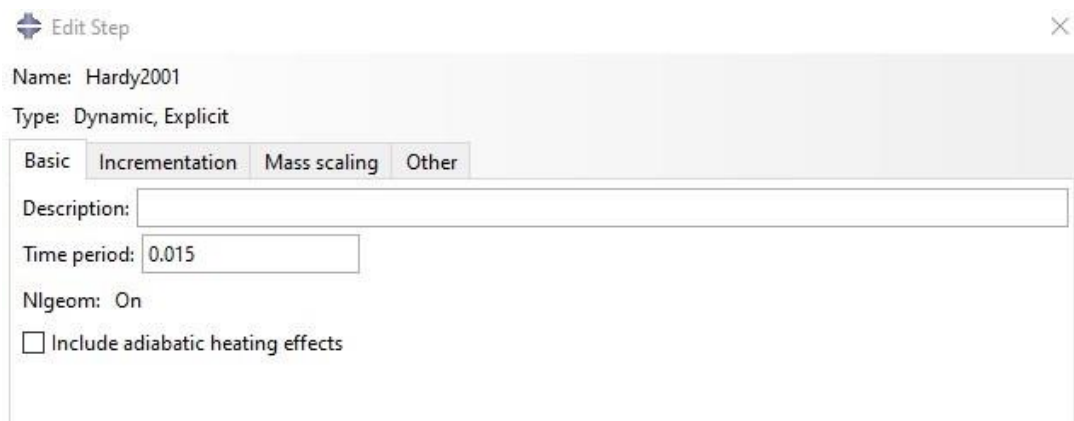


Figura 6.3.1 Impostazione dell'analisi dinamica esplicita.

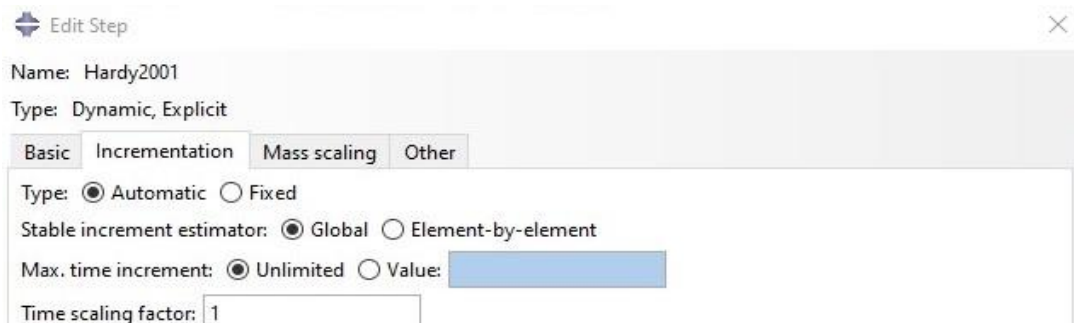


Figura 6.3.2 Impostazioni dello step dinamico esplicito.

Per quanto riguarda le condizioni di contatto è stato scelto il *General Contact*. Questa opzione risolve in automatico il problema delle *overclosures*, infatti quando si ha il contatto tra due superfici queste possono sovrapporsi all'inizio dell'analisi dando luogo a una *overclosures* iniziale o una penetrazione. Spesso questi errori derivano da una cattiva discretizzazione delle geometrie in gioco. Abaqus, nel caso del *General Contact*, sceglie autonomamente la superficie *master* e la *slave* e sceglie un valore limite per determinare quanto piccola deve essere l'*overclosures*. Quelle più grandi di questo valore non vengono corrette con lo *strain free adjustment* automatico. Tutte le informazioni riguardanti le *overclosures* vengono riportate sul file *.sta*, o nel *.msg* o nel file *.odb*.

```
-----  
INFORMATION REGARDING INITIAL CONTACT OVERCLOSURES FOR NEWLY DEFINED GENERAL  
CONTACT INTERACTIONS IN STEP 1  
-----
```

```
No initial node-face overclosures found.
```

```
No nodal position adjustments have been made.
```

```
No unresolved initial node-face overclosures found.
```

Figura 6.3.3 Schermata da uno dei file *.sta* delle simulazioni.

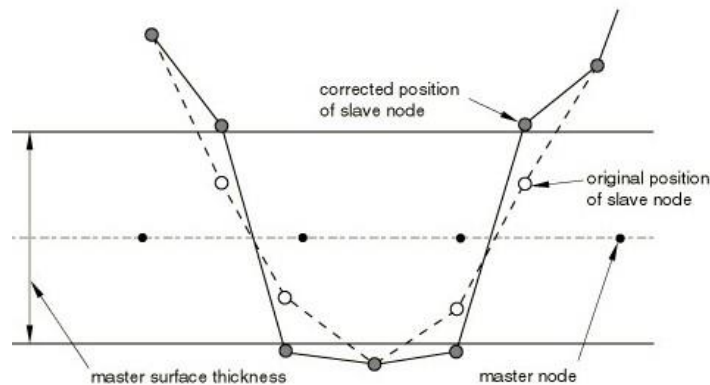


Figura 6.3.4 Esempio di correzione di *overclosures* iniziale. [34]

E' stato impostato un *Tangential Behavior* selezionando una formulazione *penalty* per usare un metodo di rigidità che consente un movimento relativo tra le superfici quando dovrebbero aderire. Mentre le superfici aderiscono tra loro l'entità dello scorrimento è limitato a questo slittamento elastico. Si è scelto un coefficiente d'attrito di 0,1. E' stato impostato anche un *Normal Behavior* con una *pressure overclosures* di tipo *hard contact* e inserendo la possibilità di separazione dei corpi dopo

il contatto. Quando le superfici sono in contatto qualsiasi pressione di contatto può essere trasmessa tra loro. Le superfici si separano se la pressione si riduce a zero.

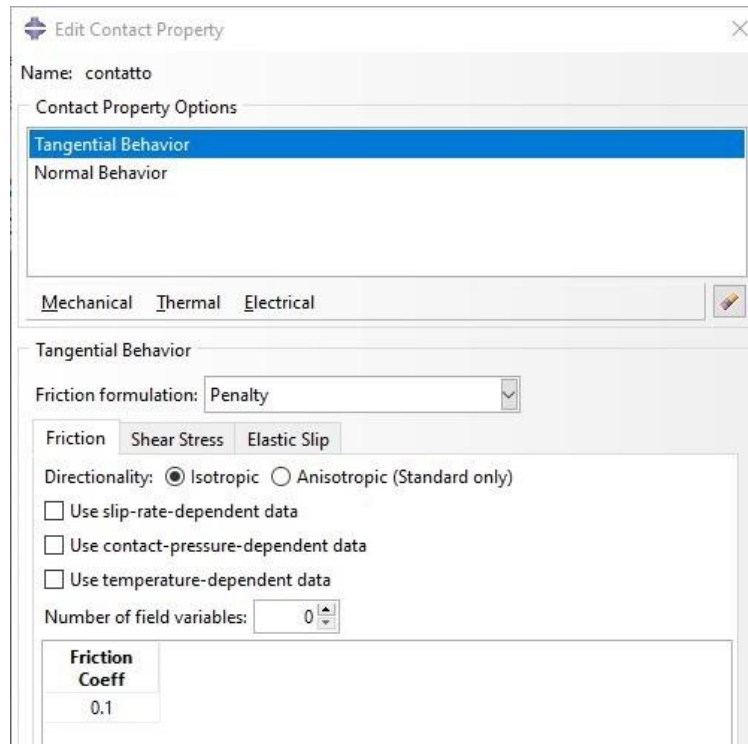


Figura 6.3.5 Impostazione del Tangential Behavior in Abaqus.

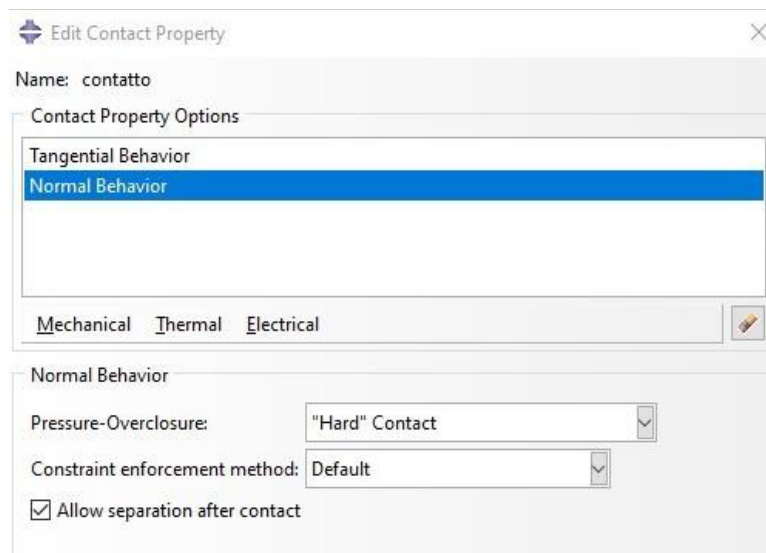


Figura 6.3.6 Impostazione del Normal Behavior in Abaqus.

Le analisi sono state svolte tramite l'integrazione ridotta per poter ridurre l'onere computazionale. Gli elementi a integrazione ridotta utilizzano un punto di integrazione in meno in ciascuna direzione rispetto agli elementi completamente integrati. Gli elementi lineari a integrazione ridotta hanno un

solo punto di integrazione situato nel centro dell'elemento. Per gli elementi quadratici i punti di integrazione sono visibili nella figura sottostante. Nel modello sono stati usati degli elementi C3D8R, sono degli elementi esaedrici con integrazione ridotta e hanno un solo punto Gauss al centro.

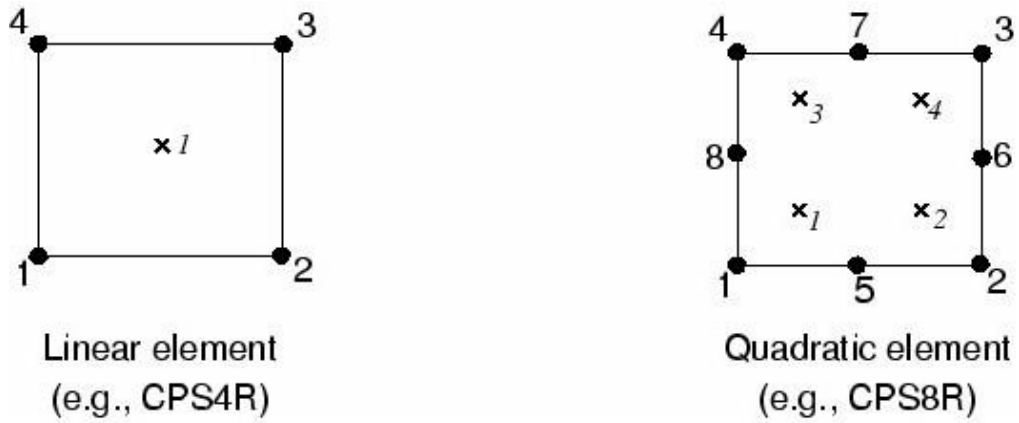


Figura 6.3.7 Esempi di integrazione ridotta per gli elementi lineari (a sinistra) e gli elementi quadratici (a destra). [33]

# 7 RISULTATI

## 7.1 Le simulazioni dell'impatto frontale

Sono state svolte tre simulazioni per l'impatto frontale cambiando la velocità di impatto e i vincoli alla base del collo. La prima simulazione è l'unica che ha una durata di 120 ms, proprio come nell'esperimento di Hardy et al., questo perché si è visto che i risultati di interesse riguardanti le accelerazioni si concentrano tutti entro i primi 15 ms e quindi per diminuire l'onere computazionale si è scelto di ridurre il tempo della seconda e della terza simulazione. Le prime due analisi sono del tutto identiche eccetto che per la velocità imposta al sistema. Nell'articolo preso in considerazione non è specificata in modo chiaro la velocità, viene indicato semplicemente che ogni test è stato svolto in *high* o *low impact severity* aggiungendo poi che tutti gli impatti sono stati fatti con una velocità compresa tra i 2,5 m/s e i 3,5 m/s. Si potrebbe effettivamente dedurre che i test di interesse, indicati come *high severity*, fossero a 3,5 m/s tuttavia osservando le validazioni a elementi finiti fatte in passato non si riscontra una scelta univoca. Ecco perché si è voluto verificare quale velocità tra 3,5 m/s (prima simulazione) e 3 m/s (seconda simulazione) fosse corretta.

Per rendere più semplice un confronto con i risultati di Hardy et al. è stata riportata la stessa tipologia di grafici con le componenti di accelerazione lineare, dell'accelerazione angolare, della velocità angolare e dello spostamento angolare del centro di massa della testa attorno all'asse y. Sono stati aggiunti anche i grafici delle risultanti per poter fare dei confronti tra le simulazioni. Inoltre dato che i risultati dell'accelerazione lineare sono espressi in Abaqus in  $\text{mm/s}^2$  si è provveduto a trasformarli nella stessa unità di misura utilizzata nello studio di Hardy et al. ovvero in g. La stessa cosa è stata fatta per la rotazione che in Abaqus è espressa in radianti e nell'articolo in gradi.

La testa avanza verso il blocco angolare lungo l'asse x, l'asse y è positivo da destra verso sinistra e l'asse z è l'asse verticale uscente dal vertice della testa.

Di seguito verranno prima presentati i risultati di Hardy et al. degli impatti frontali. Per semplicità di lettura e confronto alla fine di ogni paragrafo è stata presentata una tabella con le ampiezze massime dei grafici di ogni simulazione. Non sono stati presentati i grafici del test C383 T2 perché non vengono riportati nell'articolo per evitare ripetizioni in quanto molto simili al test C383 T1. Vengono comunque riportate le ampiezze massime dei grafici ottenuti in quell'esperimento.

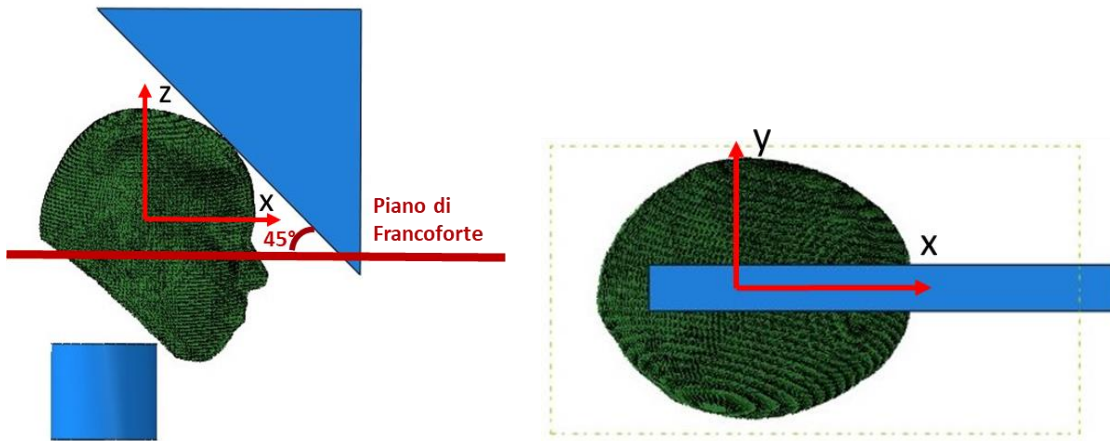


Figura 6.3.1 Configurazione del sistema nell'impatto frontale.

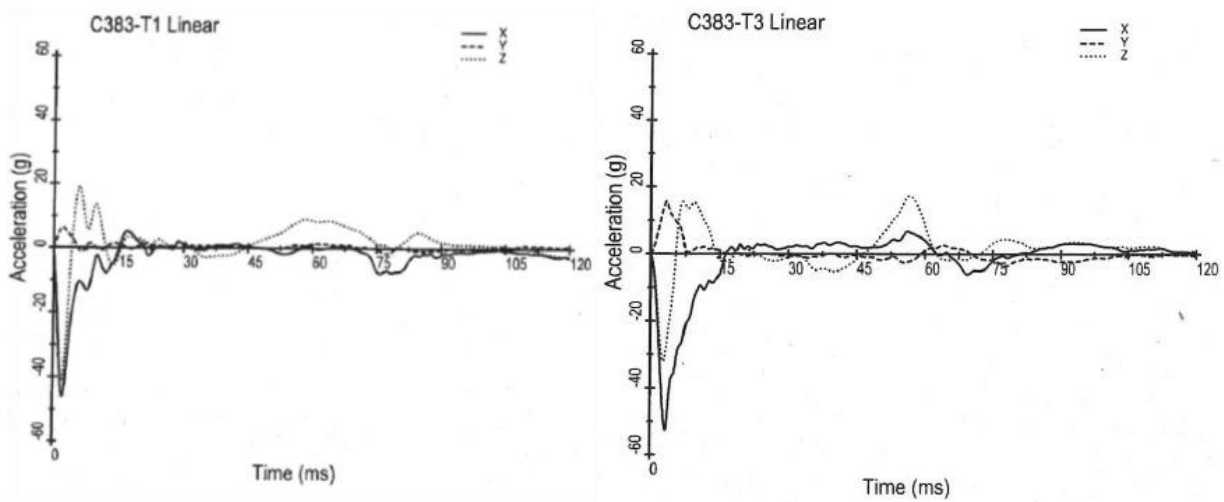


Figura 6.3.2 Grafici dell'accelerazione lineare dei test C383 T1 e T3 [30].

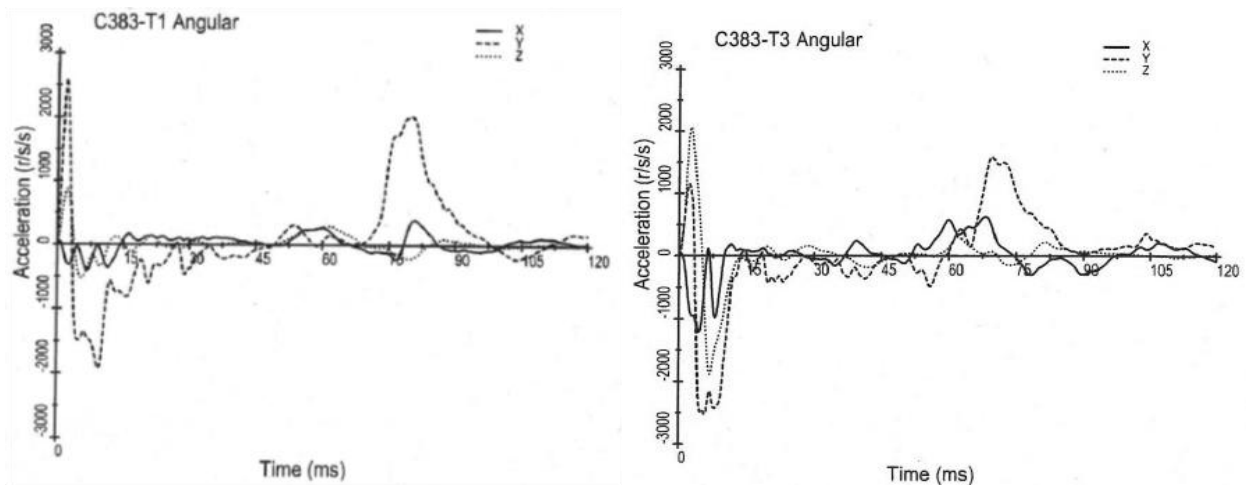


Figura 6.3.3 Andamenti dell'accelerazione angolare dei test C383 T1 e T3 [30].



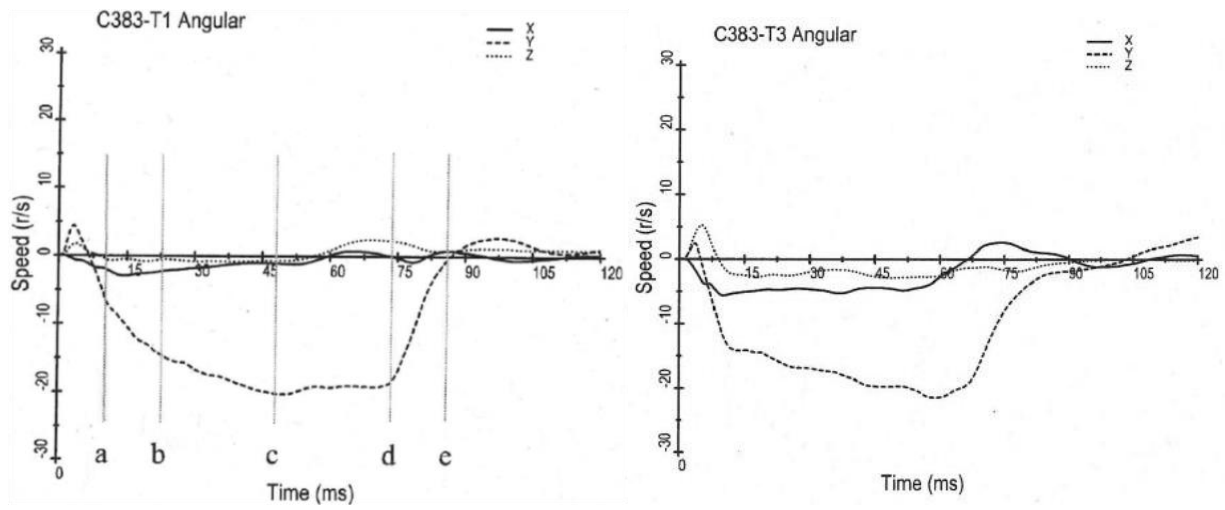


Figura 6.3.4 Andamenti della velocità angolare dei test C383 T1 e T3. [30]

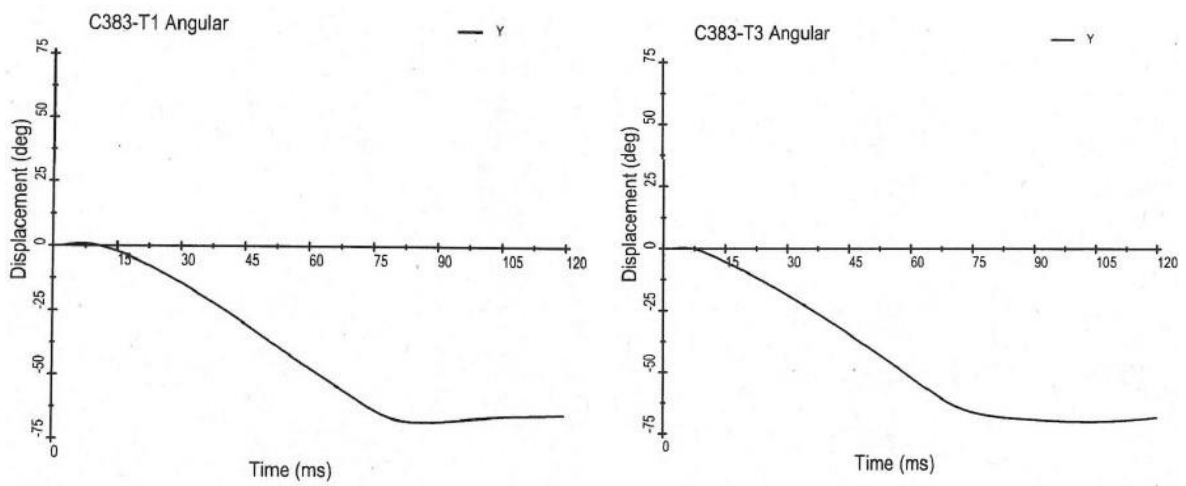


Figura 6.3.5 Andamento dello spostamento angolare della sola coordinata y dei test C383 T1 e T3. [30]

Tabella 6.3-1 Risultati dei test su cadavere T1, T2 e T3. [30]

TEST		C383 T1	C383 T2	C383 T3
Tipo di impatto Area di impatto		Decelerazione frontale	Decelerazione frontale	Decelerazione frontale
Accelerazione lineare C.M.[g]	X	5 -46	6 -35	7 -53
	Y	6 -2	11 -3	16 -4
	Z	20 -41	15 -25	17 -32
Risultante accelerazione lineare C.M.[g]		62	44	62
Accelerazione angolare C.M. [rad/s <sup>2</sup> ]	X	395 -407	524 -1025	633 -1214
	Y	2592 -1930	1885 -2216	1594 -2523
	Z	875 -523	1859 -910	2065 -1879
Velocità angolare C.M. [rad/s]	X	1 -3	4 -5	3 -6
	Y	4 20	2 -22	4 -22
	Z	3 -1	3 -4	5 -3

### 7.1.1 La prima simulazione dell'impatto frontale (SIM-F1)

- Velocità 3,5 m/s
- Vincoli alla base del collo: spostamento verticale z e laterale y bloccati.
- Durata dell'analisi 120 ms

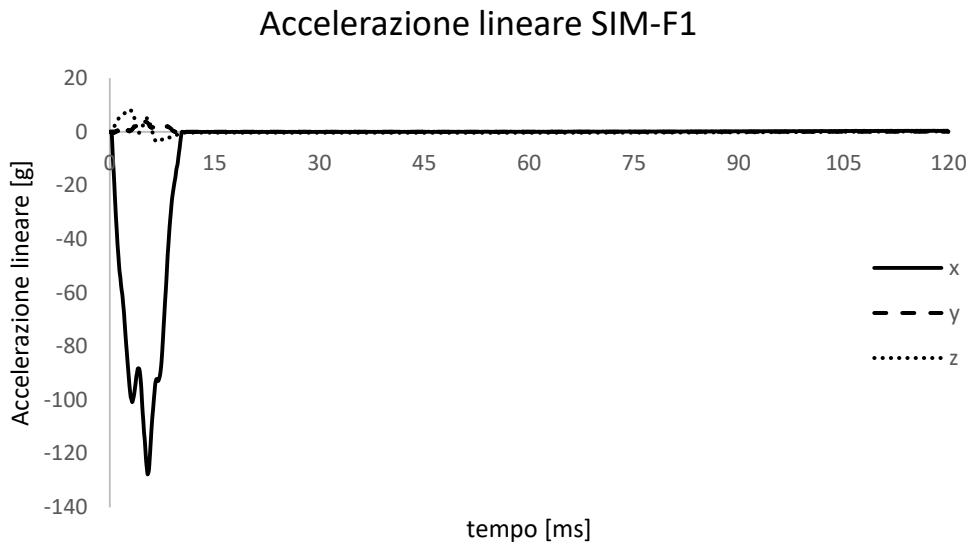


Figura 6.3.6 Andamento delle componenti dell'accelerazione lineare del C.M. della testa nella simulazione 1.

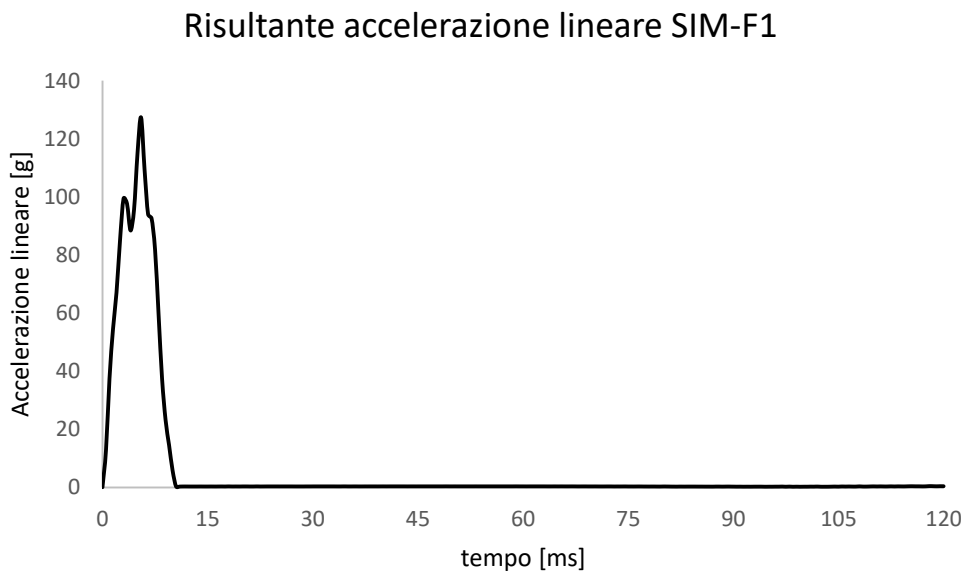


Figura 6.3.7 Andamento nel tempo della risultante dell'accelerazione lineare del centro di massa nella testa della simulazione 1.

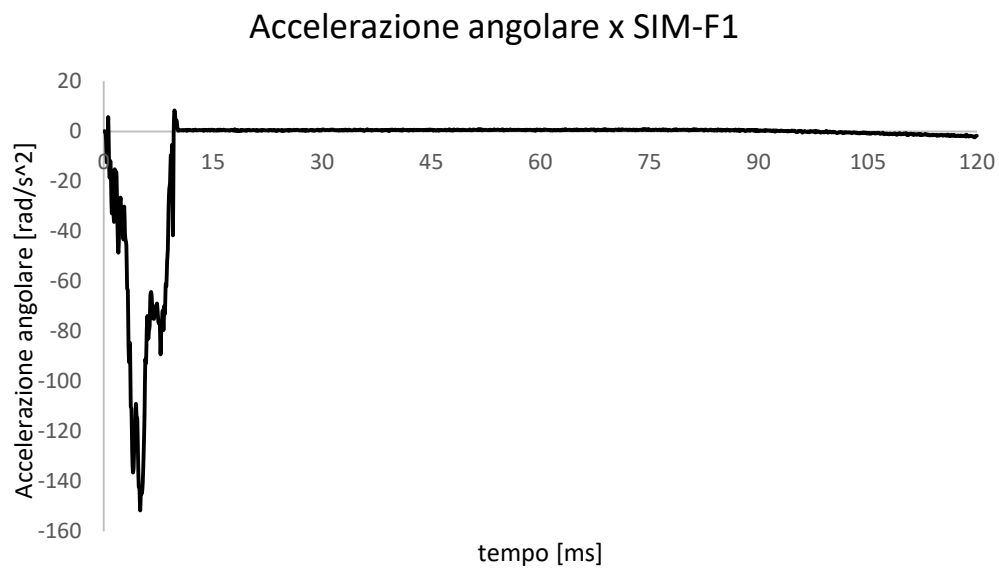


Figura 6.3.8 Andamento della componente x dell'accelerazione angolare nella simulazione 1.

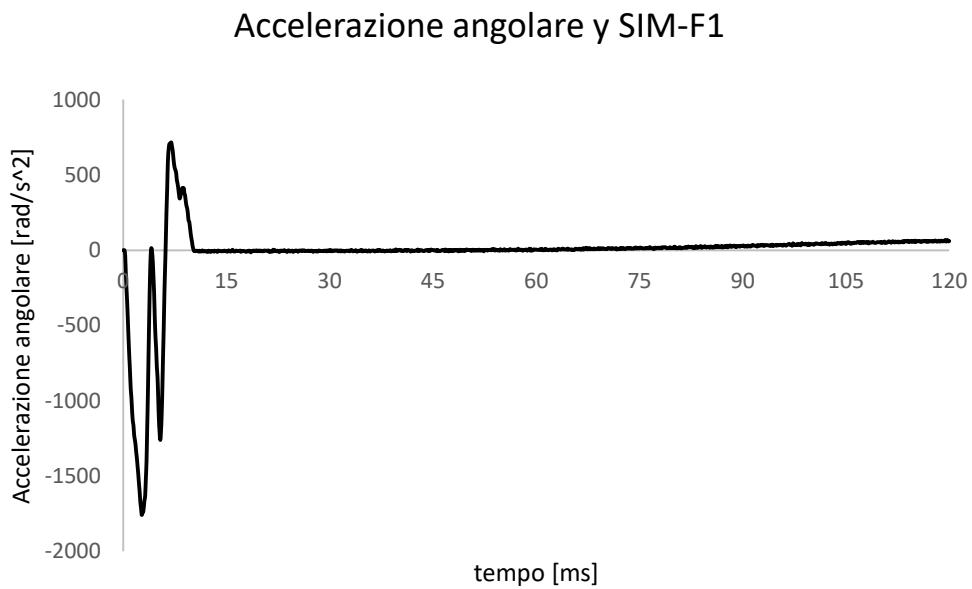


Figura 6.3.9 Andamento della componente y dell'accelerazione angolare nella simulazione 1.

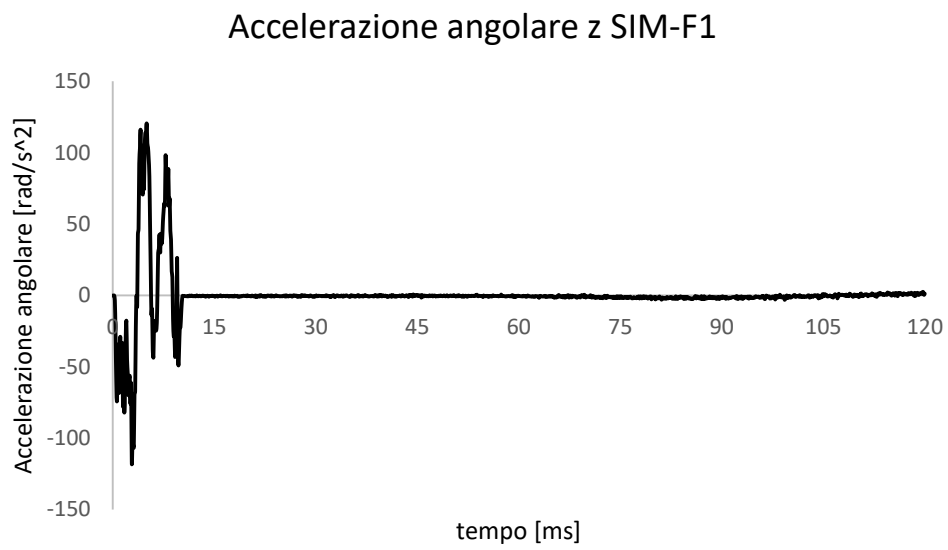


Figura 6.3.10 Andamento della componente z dell'accelerazione angolare nella simulazione 1.

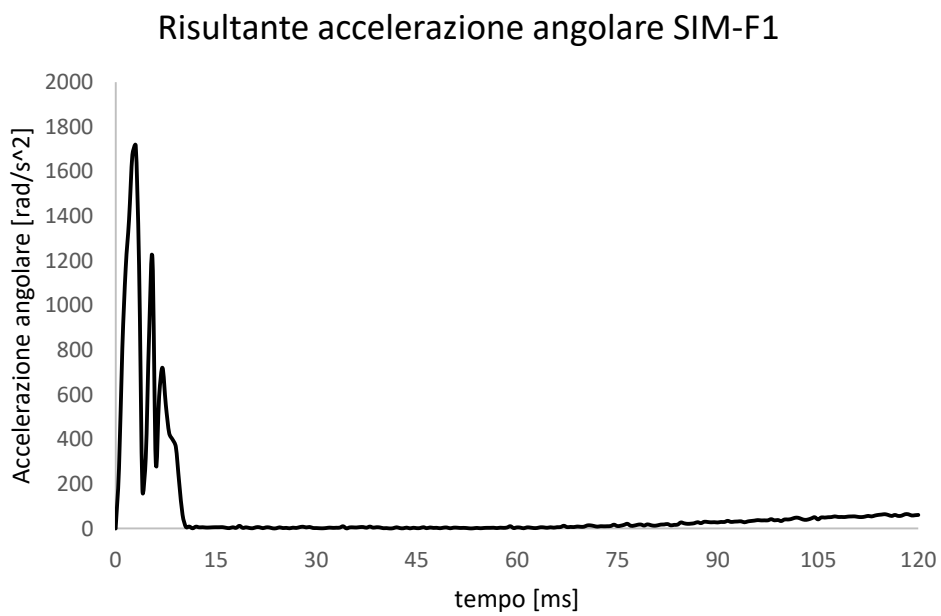


Figura 6.3.11 Andamento della risultante dell'accelerazione angolare del centro di massa della testa nella simulazione 1.

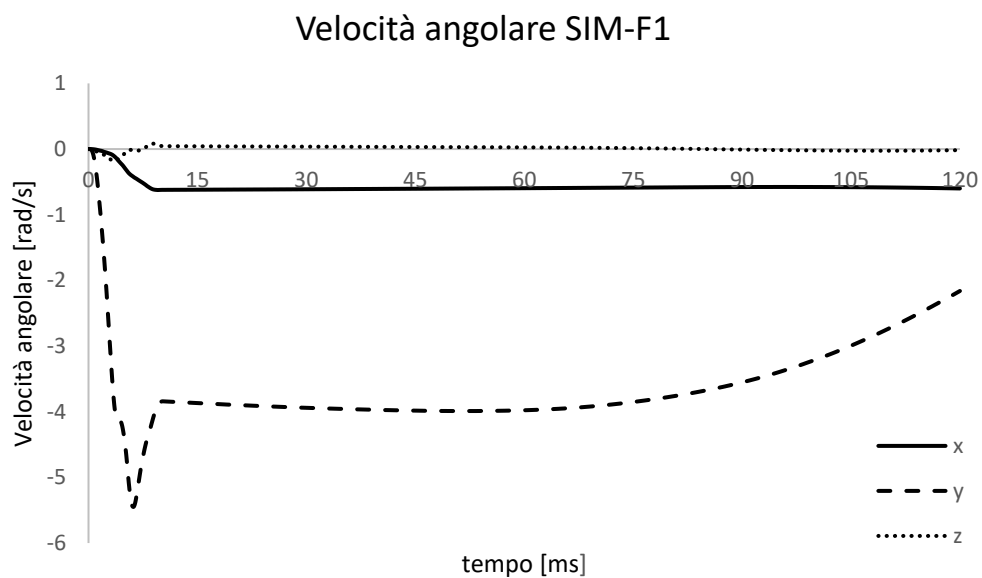


Figura 6.3.12 Andamento delle componenti della velocità angolare nella simulazione 1.

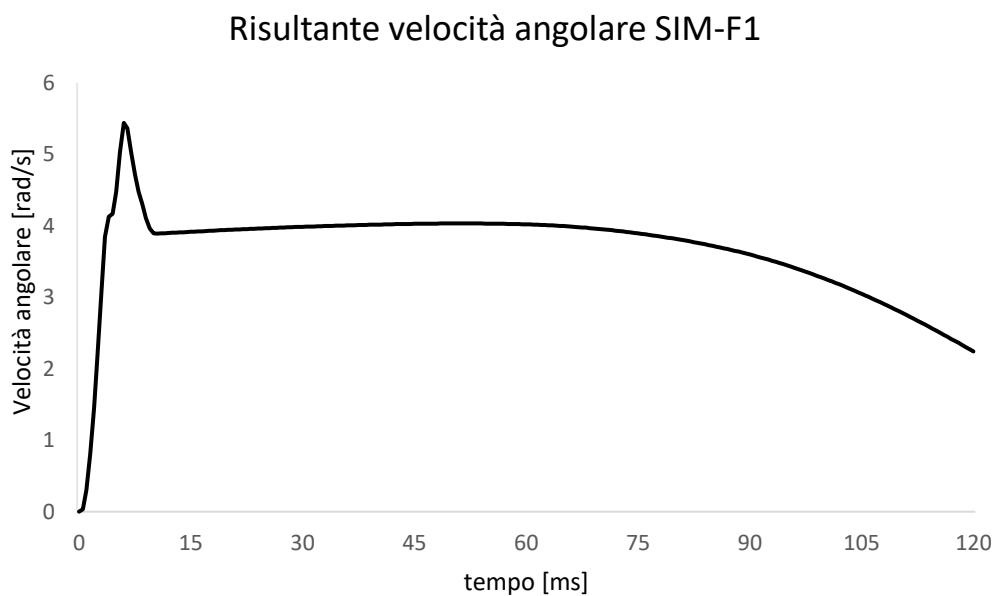


Figura 6.3.13 Andamento della risultante della velocità angolare nella simulazione 1.

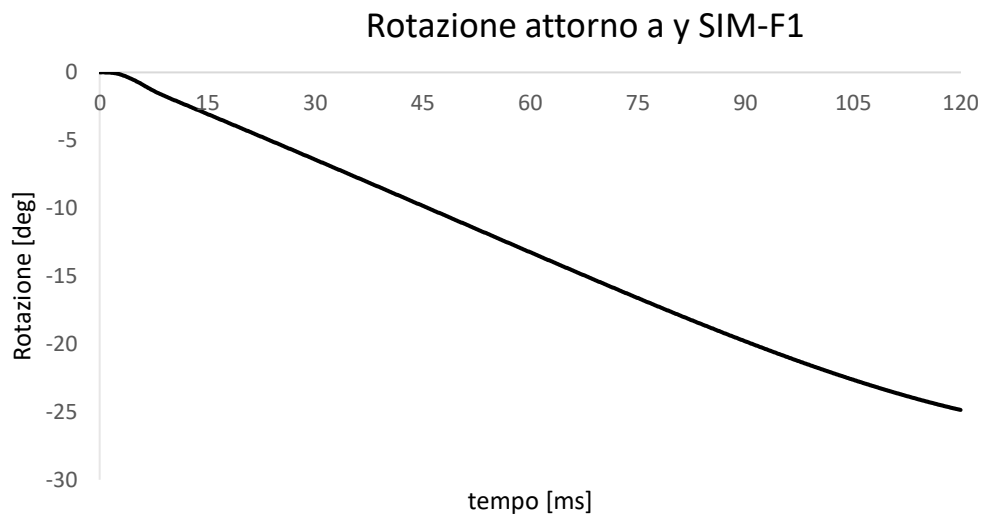


Figura 6.3.14 Andamento dello spostamento angolare attorno all'asse y nella simulazione 1.

### 7.1.2 La seconda simulazione dell'impatto frontale (SIM-F2)

- Velocità 3 m/s
- Vincoli alla base del collo: spostamento verticale z e laterale y bloccati.
- Durata dell'analisi 15 ms

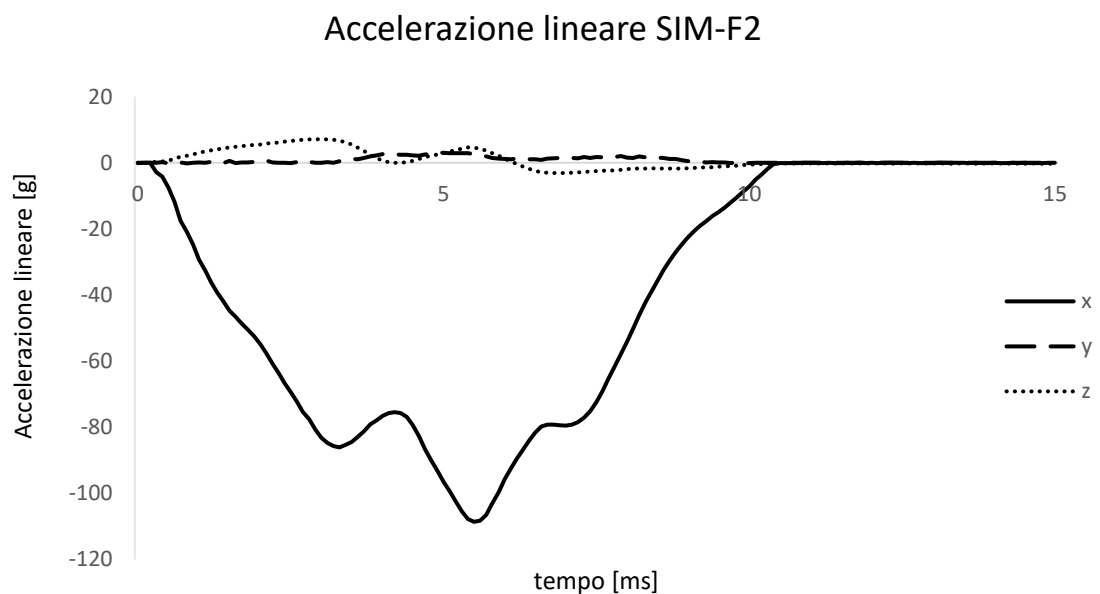


Figura 6.3.15 Andamento delle componenti dell'accelerazione lineare del centro di massa della testa nella simulazione 2.

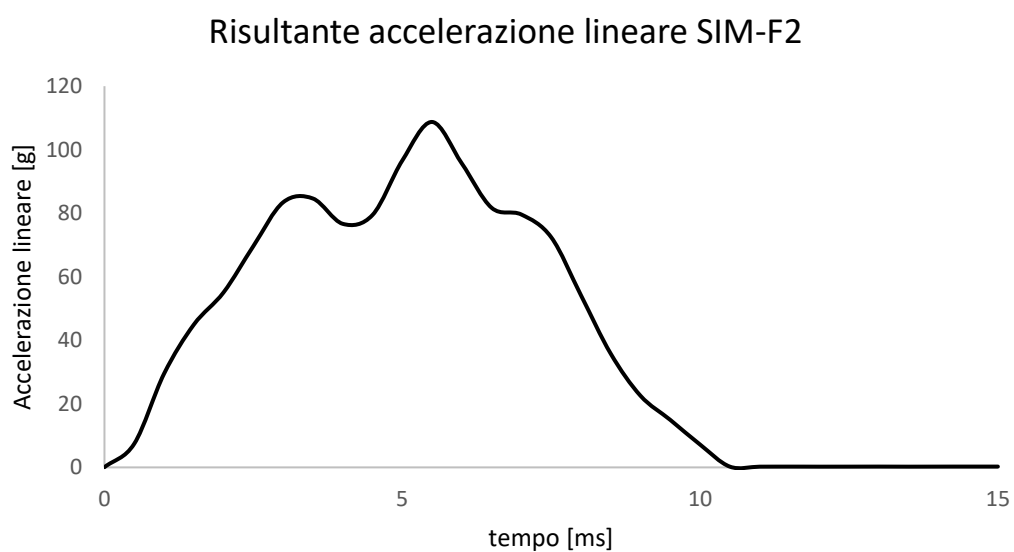


Figura 6.3.16 Risultante dell'accelerazione lineare del centro di massa della testa nella simulazione 2.



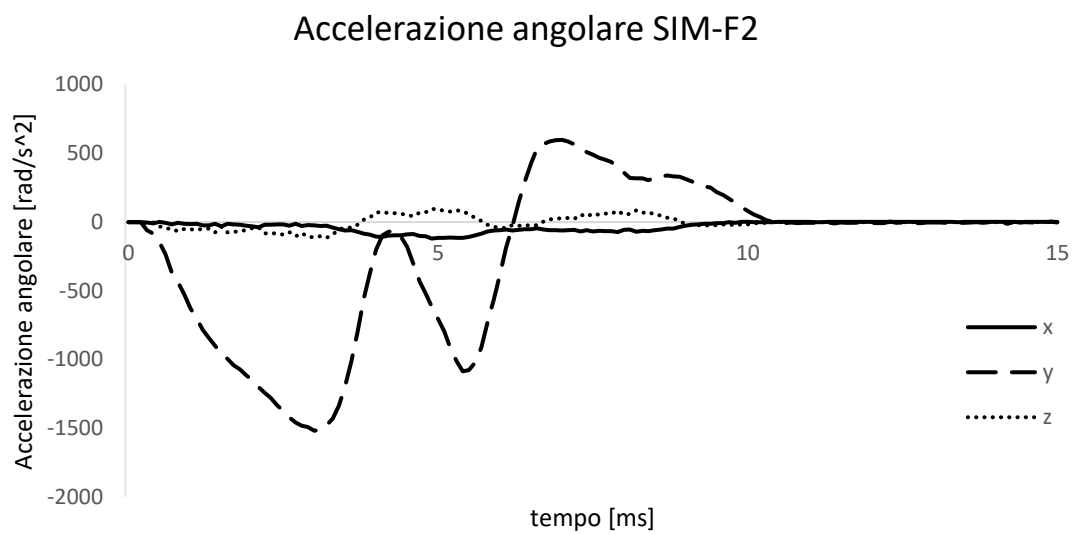


Figura 6.3.17 Andamento delle componenti dell'accelerazione angolare del centro di massa della testa nella simulazione 2.

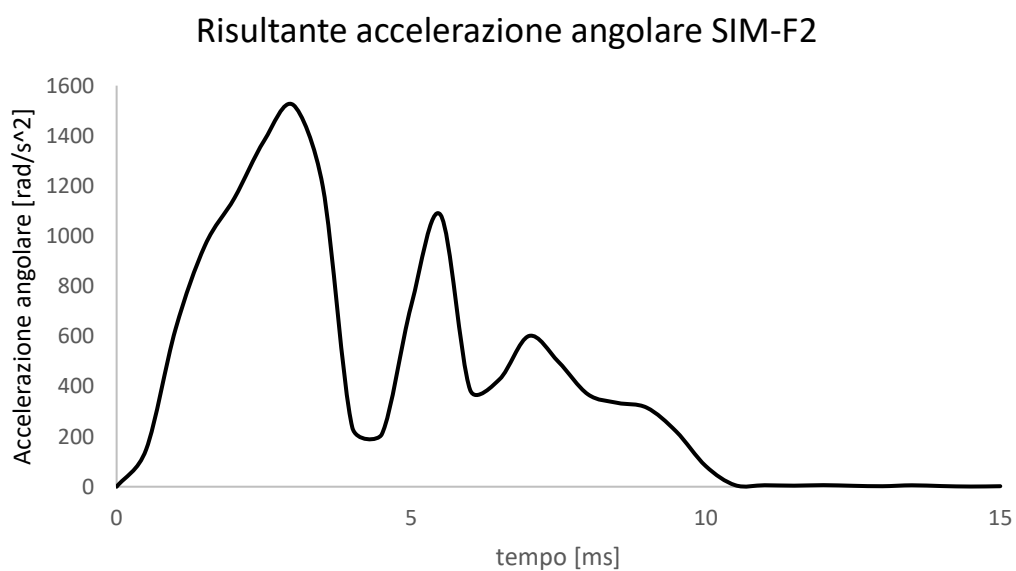


Figura 6.3.18 Risultante dell'accelerazione angolare del centro di massa della testa nella simulazione 2.

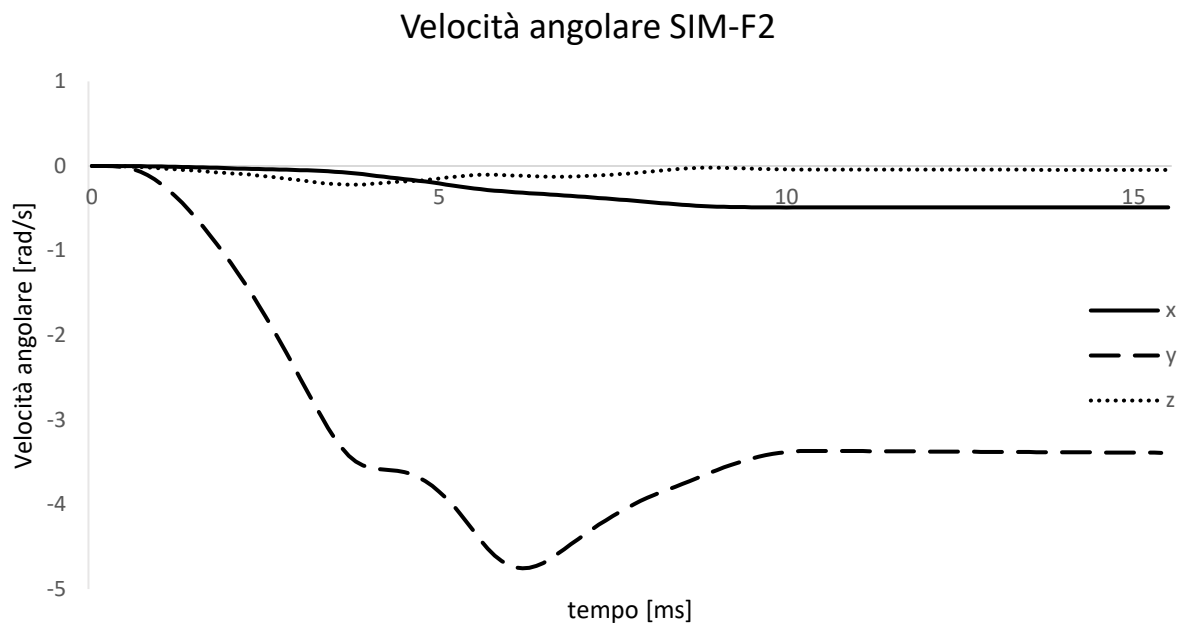


Figura 6.3.19 Andamento delle componenti della velocità angolare del centro di massa della testa nella simulazione 2.

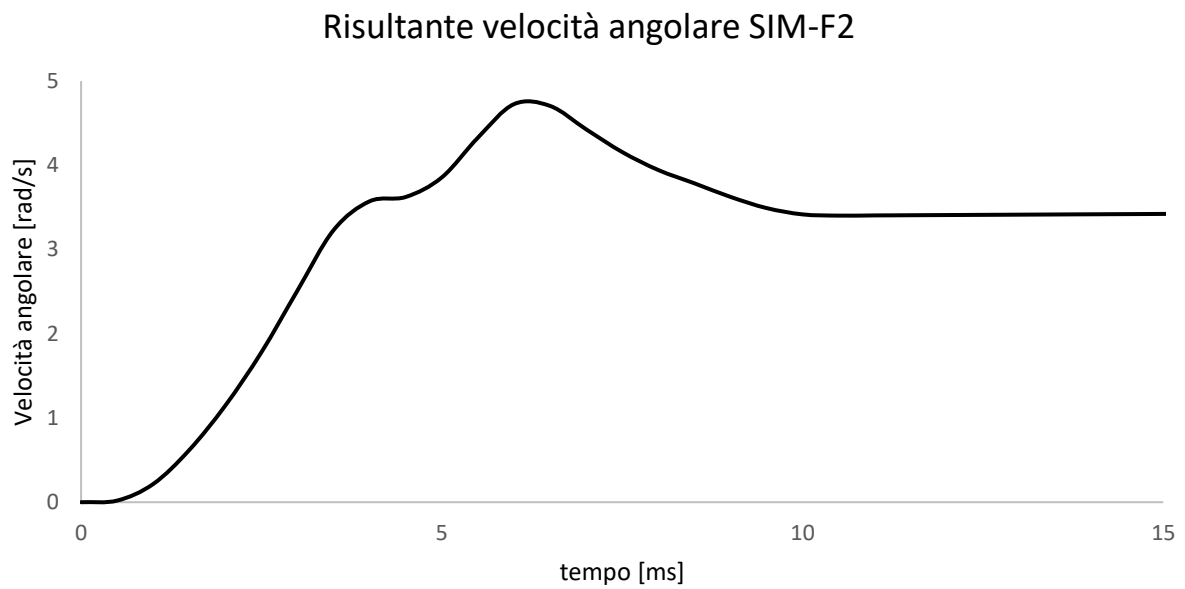


Figura 6.3.20 Risultante della velocità angolare del centro di massa della testa nella simulazione 2.

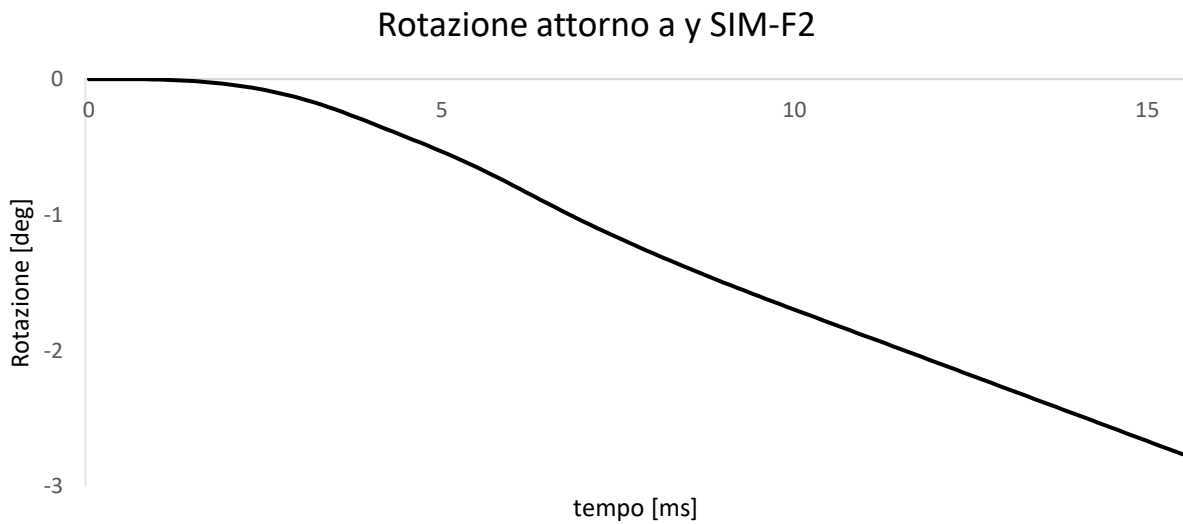
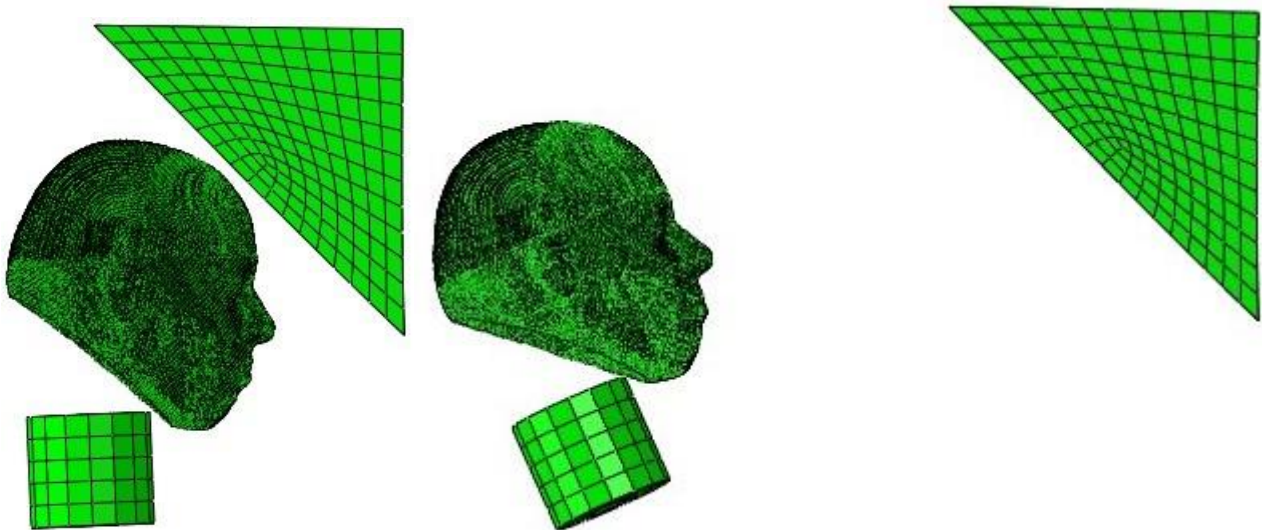


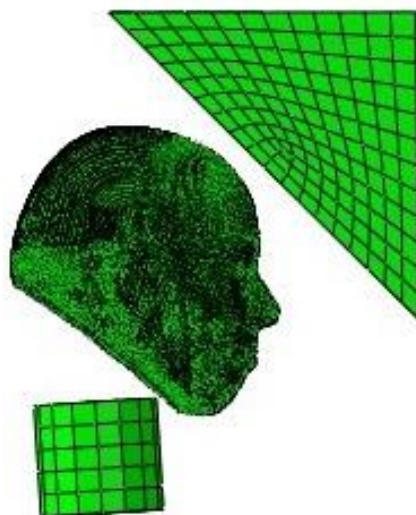
Figura 6.3.21 Spostamento angolare attorno all'asse y del centro di massa della testa nella simulazione 2.

Tabella 6.3-2 Confronto tra i risultati delle simulazioni SIM-F1 e SIM-F2 e i test C383-T1 e T3 nei primi 15ms.

TEST	SIM-F1	SIM-F2	C383 T1-T3
Tipo di impatto Area di impatto	Decelerazione frontale	Decelerazione frontale	Decelerazione frontale
Picco massimo risultante accelerazione lineare [g]	127,3	108,7	62
Picco massimo componente y accelerazione angolare [rad/s <sup>2</sup> ]	-1757,5	-1518,5	Da -1930 a -2523
Picco massimo componente y velocità angolare [rad/s]	-5,4	-4,7	Da -10 a -14



*Figura 6.3.22 Stato del sistema a 15 ms (a sinistra) e a 120ms (a destra) nella simulazione 1.*



*Figura 6.3.23 Stato del sistema a 15ms nella simulazione 2.*

La risultante dell'accelerazione lineare è più vicina ai risultati sperimentali nel caso della seconda simulazione. Per quanto riguarda l'accelerazione e la velocità angolari la componente di maggiore interesse è la y infatti la rotazione principale della testa è proprio attorno a questo asse. Nel grafico dei test C383 T1 e T3 la componente di accelerazione angolare y ha inizialmente un repentino picco verso l'alto, andamento che si riflette anche sulla velocità angolare. Infatti una volta raggiunto il blocco angolare la testa subisce una certa rotazione in avanti visibile anche nel grafico dello spostamento angolare in cui nei primi 7 ms circa la curva ha un leggero andamento verso l'alto.

Questa rotazione iniziale in avanti non avviene nelle simulazioni e quindi il confronto viene fatto sull'ampiezza massima negativa raggiunta entro i primi 15 ms. Nel caso del grafico dei test su cadavere questa ampiezza si assesta tra i  $-1930 \text{ rad/s}^2$  e i  $-2523 \text{ rad/s}^2$ . Pur trattandosi dello stesso tipo di test fatto sulla stessa testa il risultato varia ed è difficile valutare quale sia il più affidabile. Considerando ora la velocità angolare entro i primi 15 ms il C383-T1 raggiunge i  $-10 \text{ rad/s}$  e il C383-T3  $-14 \text{ rad/s}$ . Le due simulazioni fatte invece danno un risultato molto simile tra loro circa  $-5 \text{ rad/s}$ . Considerando che le due simulazioni comportano una rotazione simile attorno all'asse y nonostante una diversa accelerazione angolare e che la seconda simulazione ha una risultante dell'accelerazione lineare più vicina a quella dei test si conclude che la velocità iniziale più corretta è pari a  $3 \text{ m/s}$ .

Osservando l'andamento della componente z dell'accelerazione lineare si osserva che nei test T1 e T3 assume inizialmente valori negativi e molto vicini all'accelerazione nella direzione principale del moto. Nelle prime due analisi a elementi finiti questo non accade, l'unica componente preponderante risulta quella della direzione del moto. L'unico modo per cui il centro di massa della testa potrebbe avere un'accelerazione verticale negativa così marcata è che ci sia uno schiacciamento vertebrale. Si ricorda infatti che nei test su cadavere erano state mantenute le sette vertebre cervicali e le prime due toraciche e che dopo l'impatto il collo aveva i suoi gradi di libertà. La terza simulazione è volta proprio a verificare questo fatto e per poterlo fare è stato tolto il vincolo alla base del collo cilindrico che impediva le traslazioni lungo l'asse z nelle prime simulazioni. Naturalmente è stata svolta un'analisi di soli 15 ms sia perché le ampiezze di interesse sono entro questo lasso di tempo e sia perché in mancanza di un collo effettivo e di un fine corsa la testa sarebbe traslata eccessivamente verso il basso invalidando la prova.

### 7.1.3 La terza simulazione dell'impatto frontale (SIM-F3)

- Velocità 3 m/s
- Vincoli alla base del collo: spostamento laterale y bloccato.
- Durata dell'analisi 15 ms

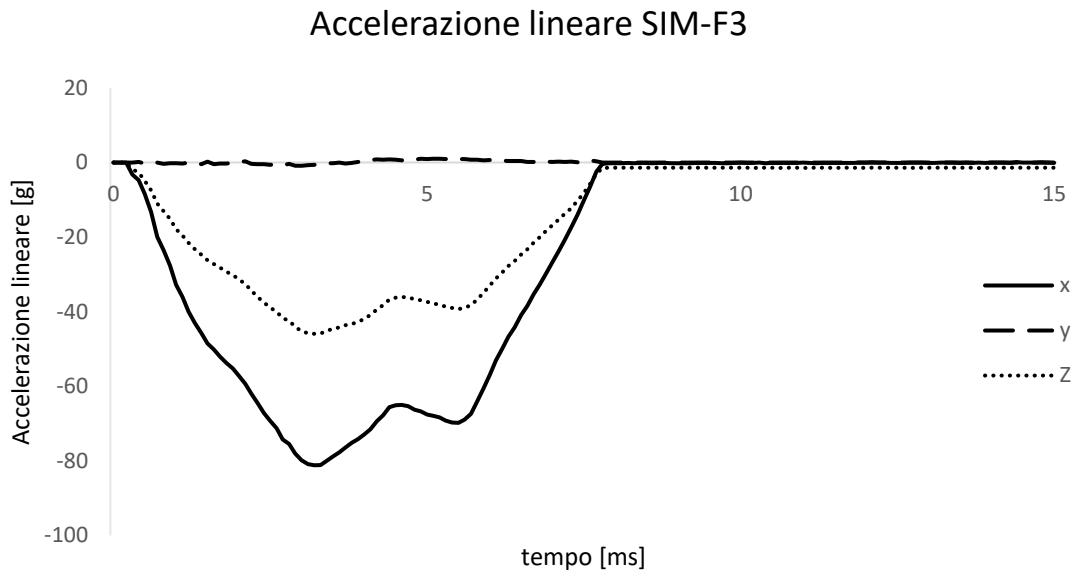


Figura 6.3.24 Andamento delle componenti dell'accelerazione lineare del centro di massa della testa nella simulazione 3.

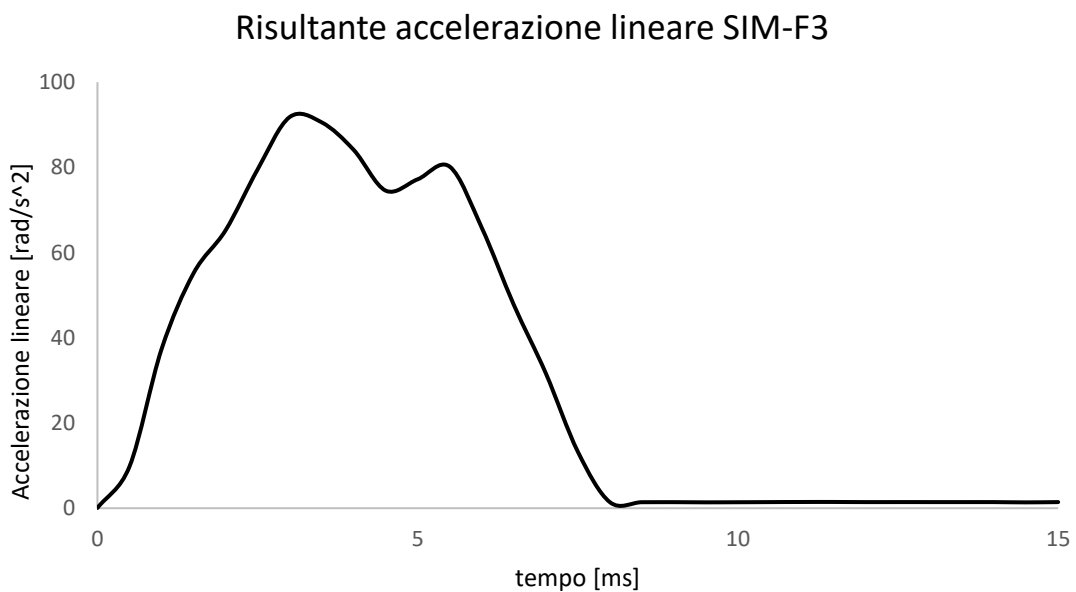


Figura 6.3.25 Risultante dell'accelerazione lineare del centro di massa della testa nella simulazione 3.

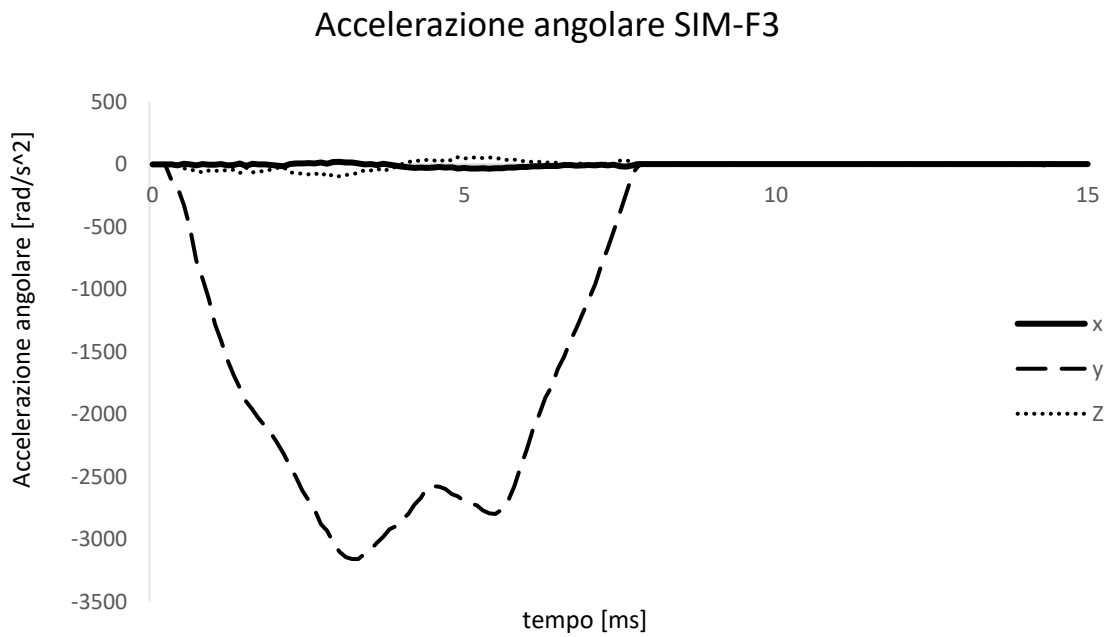


Figura 6.3.26 Andamento delle componenti dell'accelerazione angolare del centro di massa della testa nella simulazione 3.

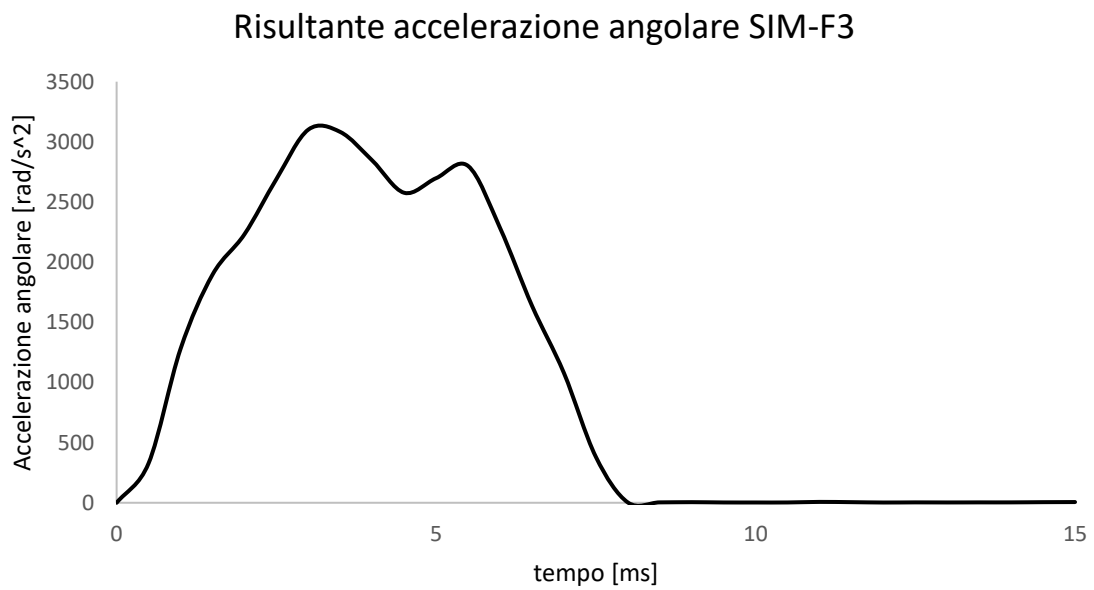


Figura 6.3.27 Risultante dell'accelerazione angolare del centro di massa della testa nella simulazione 3.

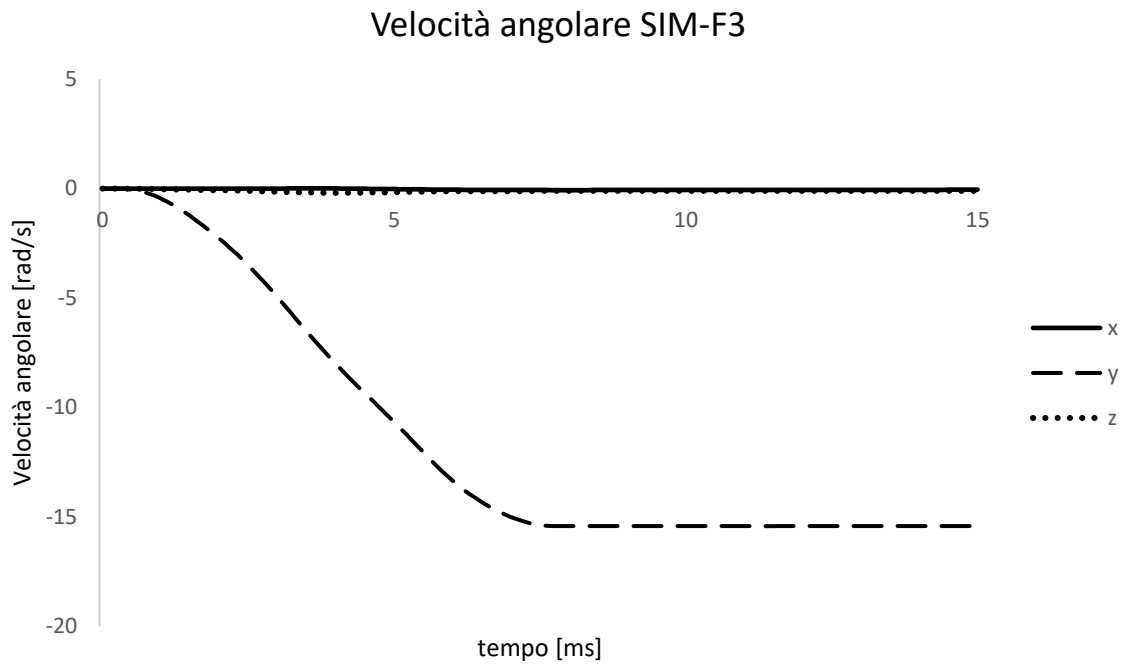


Figura 6.3.28 Andamento delle componenti della velocità angolare del centro di massa della testa nella simulazione 3.

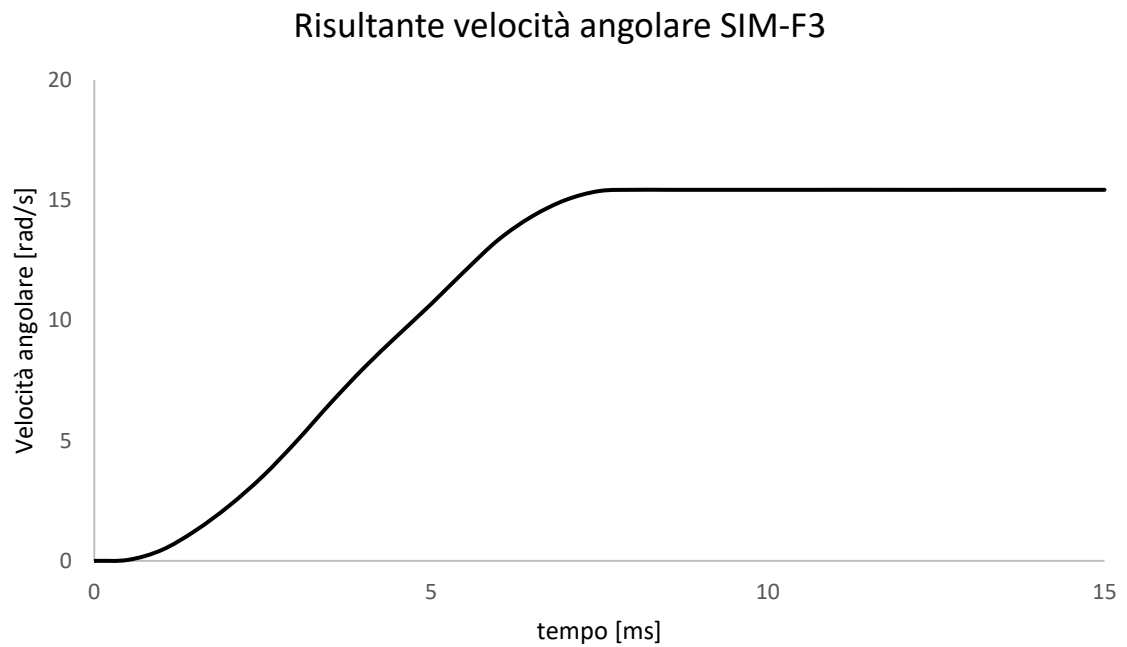


Figura 6.3.29 Risultante della velocità angolare del centro di massa della testa della simulazione 3.



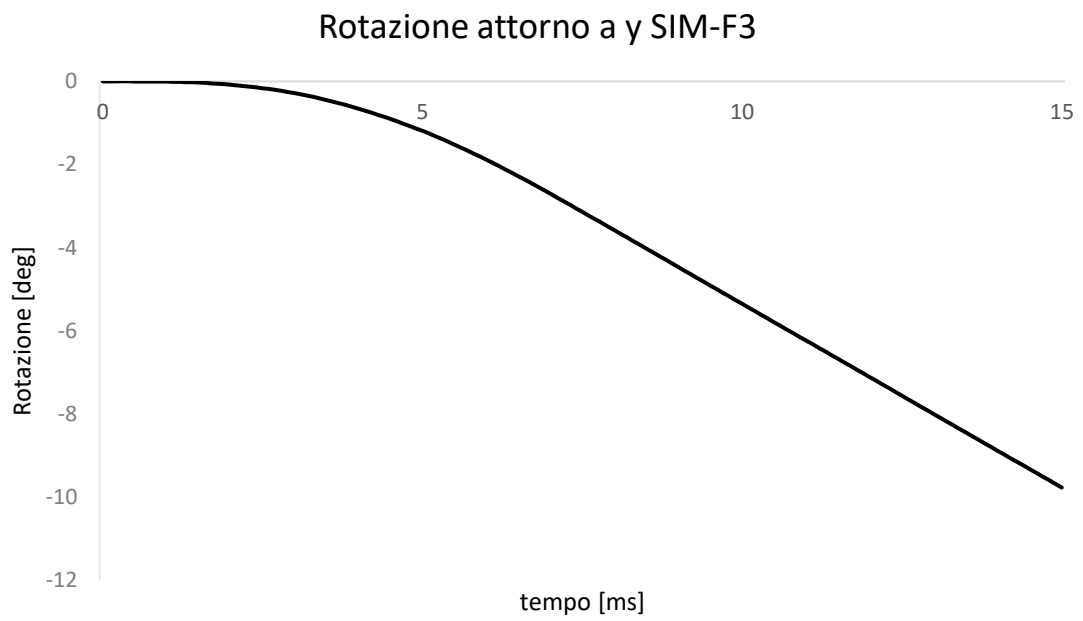


Figura 6.3.30 Spostamento angolare attorno all'asse y del centro di massa della testa della simulazione 3.

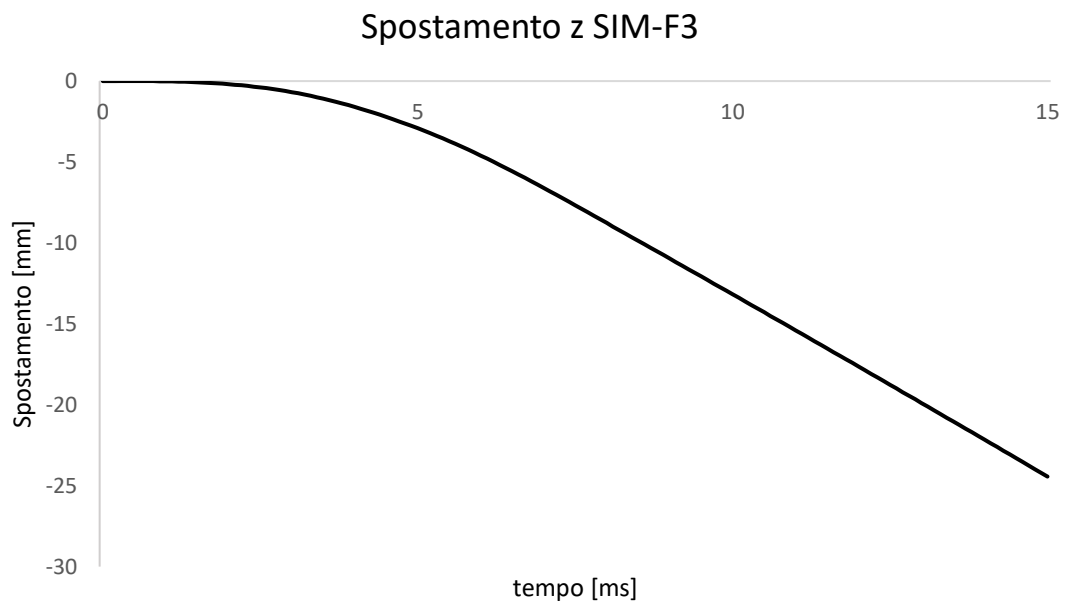


Figura 6.3.31 Spostamento verticale lungo l'asse z del centro di massa della testa della simulazione 3.

Tabella 6.3-3 Confronto dei risultati tra le simulazioni di impatto frontale e i test C383-T1 e T3 nei primi 15 ms.

TEST	SIM-F1	SIM-F2	SIM-F3	C383 T1-T3
Tipo di impatto Area di impatto	Decelerazione frontale	Decelerazione frontale	Decelerazione frontale	Decelerazione frontale
Picco massimo risultante accelerazione lineare [g]	127,3	108,7	91,8	62
Picco massimo componente y accelerazione angolare [rad/s <sup>2</sup> ]	-1757,5	-1518,5	-3158,8	Da -1930 a -2523
Picco massimo componente y velocità angolare [rad/s]	-5,4	-4,7	-15,4	Da -10 a -14
Spostamento angolare y [deg]	-3,1	-2,7	-9,7	Da -1 a -6

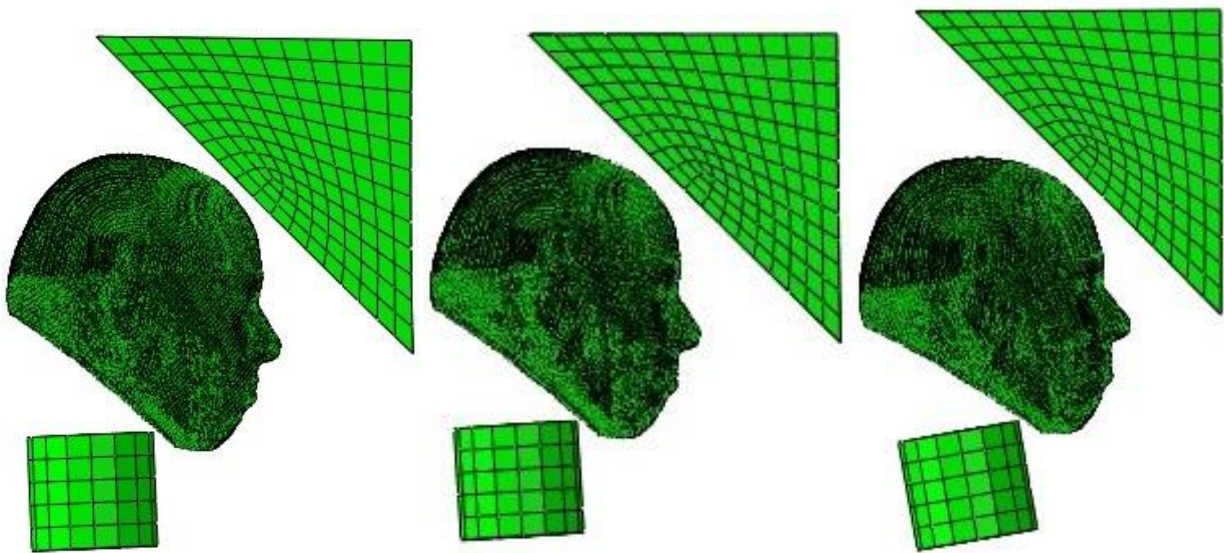


Figura 6.3.32 Confronto dello stato del sistema a 15 ms nella SIM-F1, SIM-F2 e SIM-F3 (da sinistra a destra).

Nella terza simulazione si osserva che gli andamenti delle accelerazioni lineari sono simili a quelle di T1 e di T3. Togliendo il vincolo alla base del collo che impediva la traslazione lungo l'asse z effettivamente si ottiene un picco negativo della componente verticale dell'accelerazione lineare paragonabile, come ordine di grandezza, a quello della componente x. Al fine di verificare che l'abbassamento verticale sia paragonabile a uno schiacciamento vertebrale è stato ricavato il grafico dello spostamento z del centro di massa della testa rispetto al tempo. In 15 ms si abbassa di 2,5 centimetri. Ogni vertebra umana è separata dalla successiva da un disco il cui spessore varia tra i 6 e

i 7 mm, i dischi possono anche schiacciarsi completamente. Nell'esperimento su cadavere ne avevano a disposizione 8 quindi un abbassamento di 2,5 centimetri è plausibile.

Gli andamenti delle accelerazioni angolari sono diversi. Come è già stato detto negli esperimenti reali si nota un picco positivo iniziale della componente  $y$  dovuto al fatto che la testa nel momento dell'impatto ruotava in avanti verso il blocco angolare fatto confermato dal grafico sullo spostamento angolare in cui si vede un leggero andamento verso l'alto nei primi 15 ms. Nel grafico della velocità angolare nella prima simulazione si nota un *plateau* molto simile a quello dei grafici sperimentali. Servirebbero più di 120 ms per far tornare la componente  $y$  della velocità a zero nelle simulazioni, nella prima analisi fem si vede che la componente di accelerazione angolare tende poco prima di 120 ms a crescere. Nei test T1 e T3 attorno ai 75 ms la componente  $y$  dell'accelerazione angolare ha nuovamente un picco verso l'alto che determina la fine del *plateau* della velocità angolare.

## 7.2 Le simulazioni dell'impatto occipitale

Il test C383-T4 è un impatto nella regione occipitale, di seguito sono riportati i grafici relativi ai risultati ottenuti. Sono state svolte due simulazioni la prima con una durata di 120 ms e la seconda di 15 ms. Anche in questo caso l'ultima simulazione è volta a verificare lo schiacciamento vertebrale.

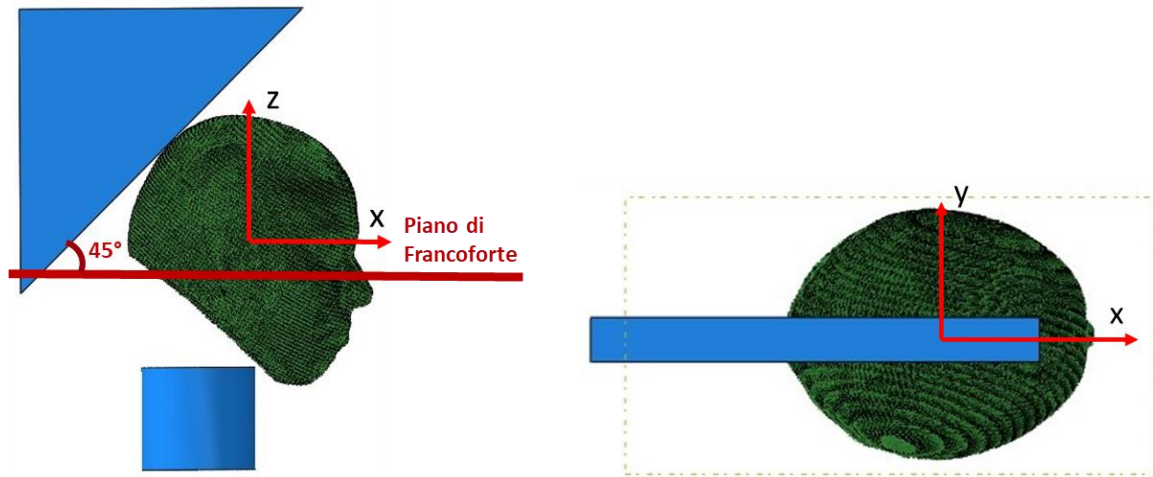


Figura 7.2.1 Configurazione del sistema nell'impatto occipitale.

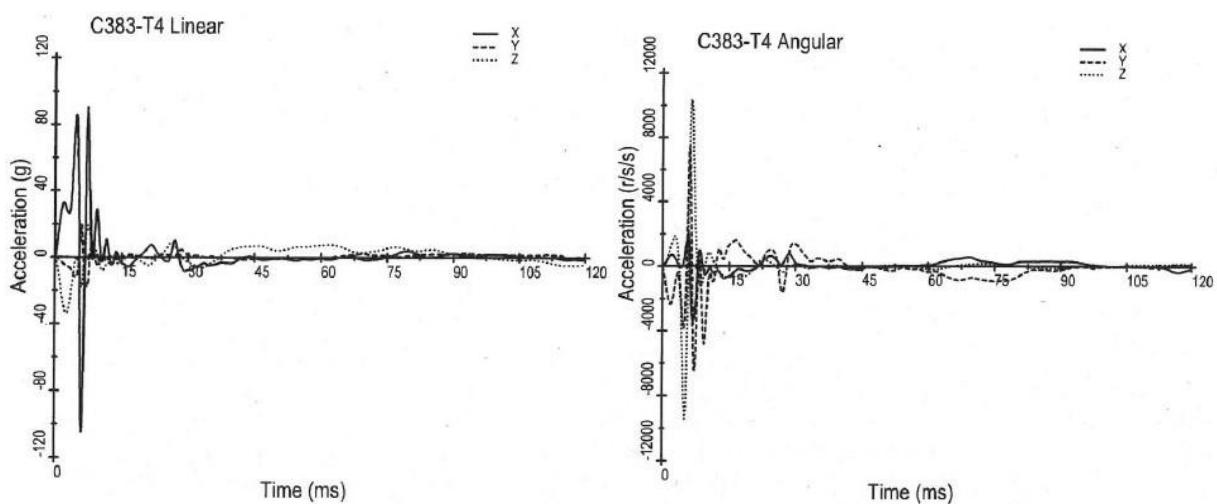


Figura 7.2.2 Andamenti delle componenti dell'accelerazione lineare (a sinistra) e angolare (a destra) del centro di massa della testa nel test C383-T4 [30].

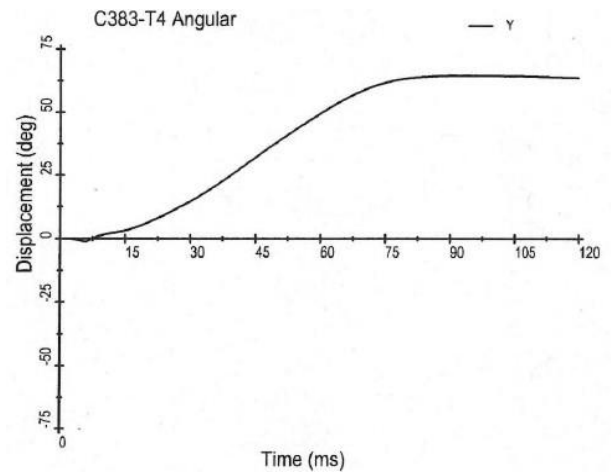
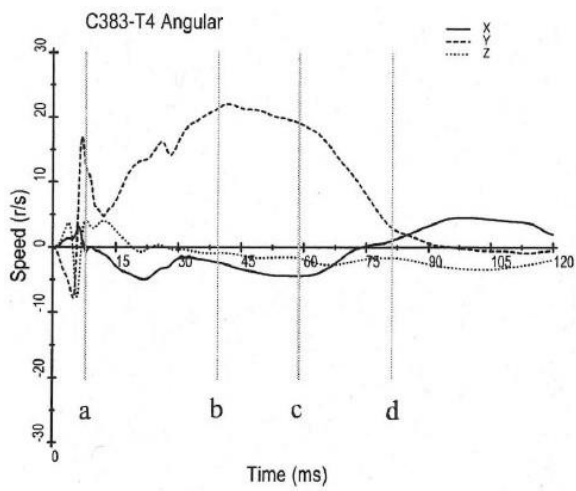


Figura 7.2.3 Andamento delle componenti della velocità angolare del centro di massa della testa (a sinistra) e rotazione attorno all'asse y nel tempo del centro di massa della testa (a destra). [30]

Tabella 7.2-1 Risultati del test su cadavere C383-T4. [30]

TEST		C383 T4
Tipo di impatto Area di impatto		Decelerazione occipitale
Accelerazione lineare C.M.[g]	X	90 -104
	Y	20 -18
	Z	19 -34
Risultante accelerazione lineare [g]		108
Accelerazione angolare C.M. [rad/s <sup>2</sup> ]	X	2129 -3338
	Y	7492 -6438
	Z	10364 -9424
Velocità angolare C.M. [rad/s]	X	5 -5
	Y	22 -8
	Z	4 -8

### 7.2.1 La prima simulazione dell'impatto occipitale (SIM-O4)

- Velocità 3 m/s
- Vincoli alla base del collo: spostamento laterale y e verticale z bloccati.
- Durata dell'analisi 15 ms

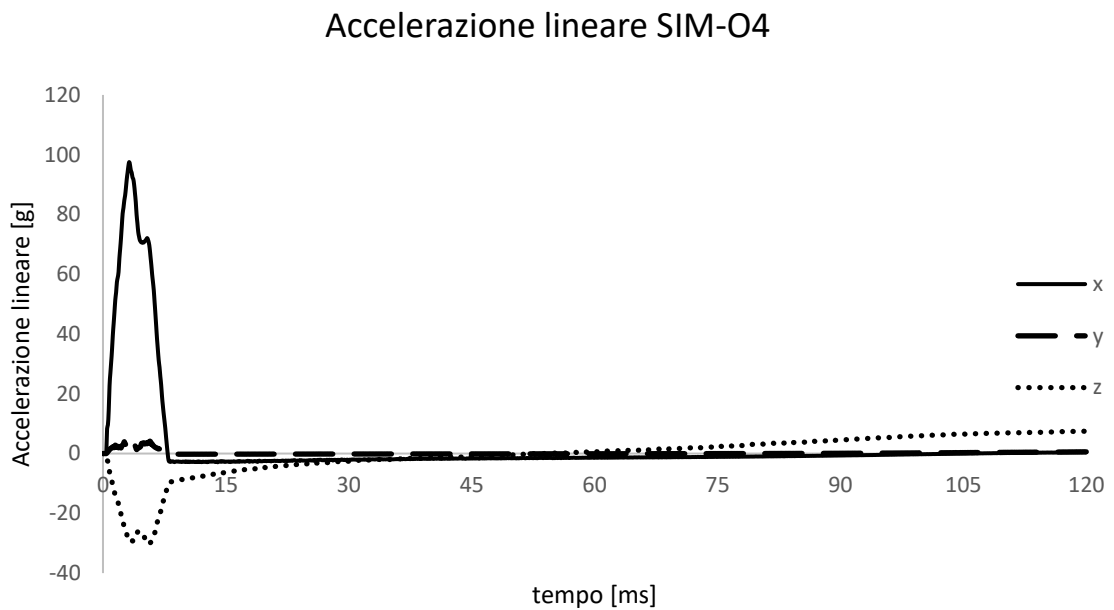


Figura 7.2.4 Andamento dell'accelerazione lineare del centro di massa della testa nella simulazione 4.

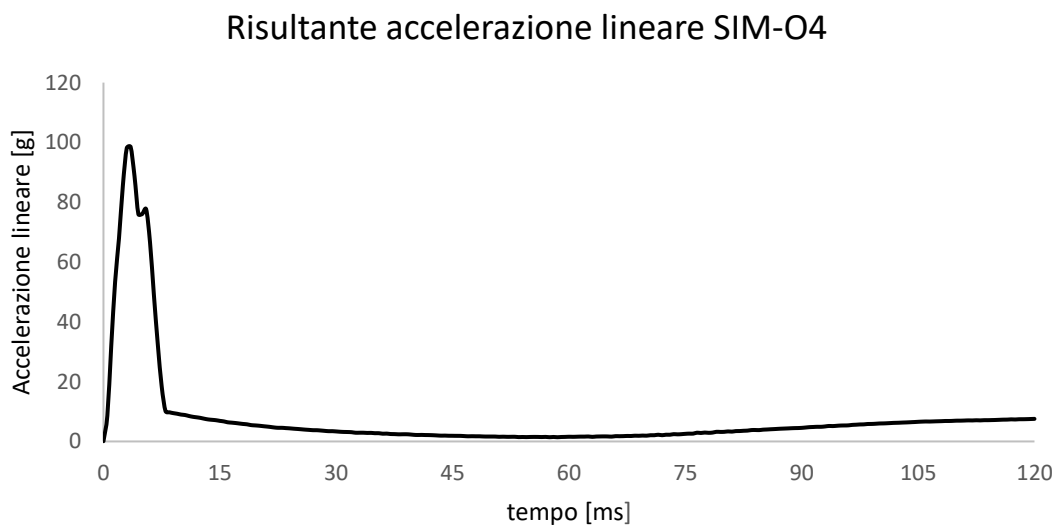


Figura 7.2.5 Andamento della risultante dell'accelerazione lineare del centro di massa della testa nella simulazione 4.

### Accelerazione angolare SIM-O4

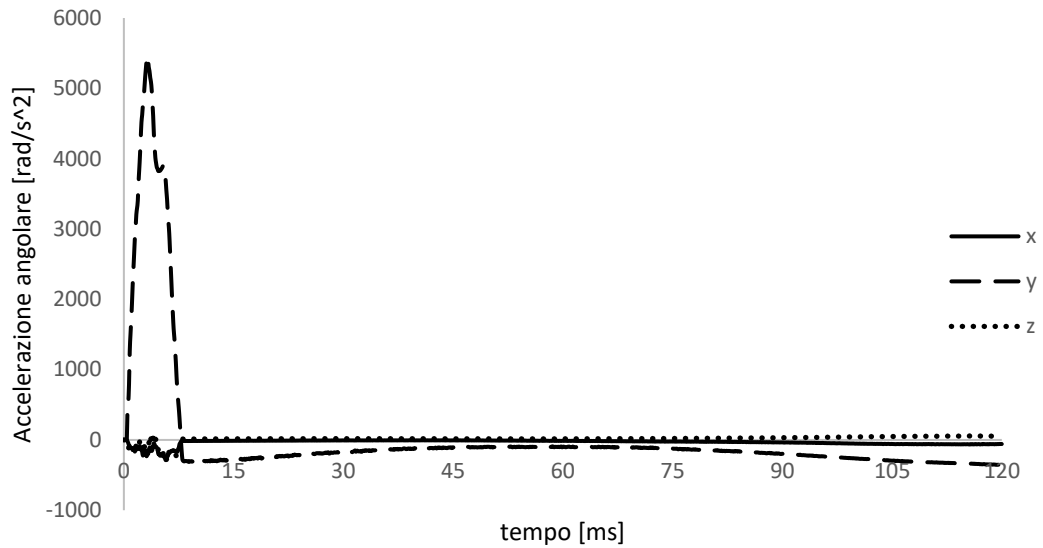


Figura 7.2.6 Andamento dell'accelerazione angolare del centro di massa della testa nella simulazione 4.

### Risultante accelerazione angolare SIM-O4

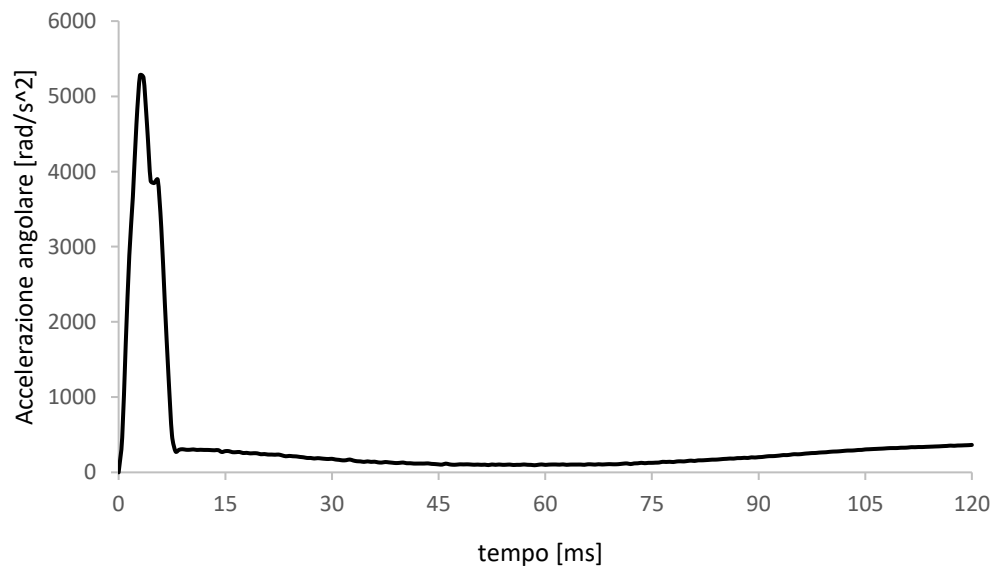


Figura 7.2.7 Andamento della risultante dell'accelerazione angolare del centro di massa della testa della simulazione 4.



### Velocità angolare SIM-O4

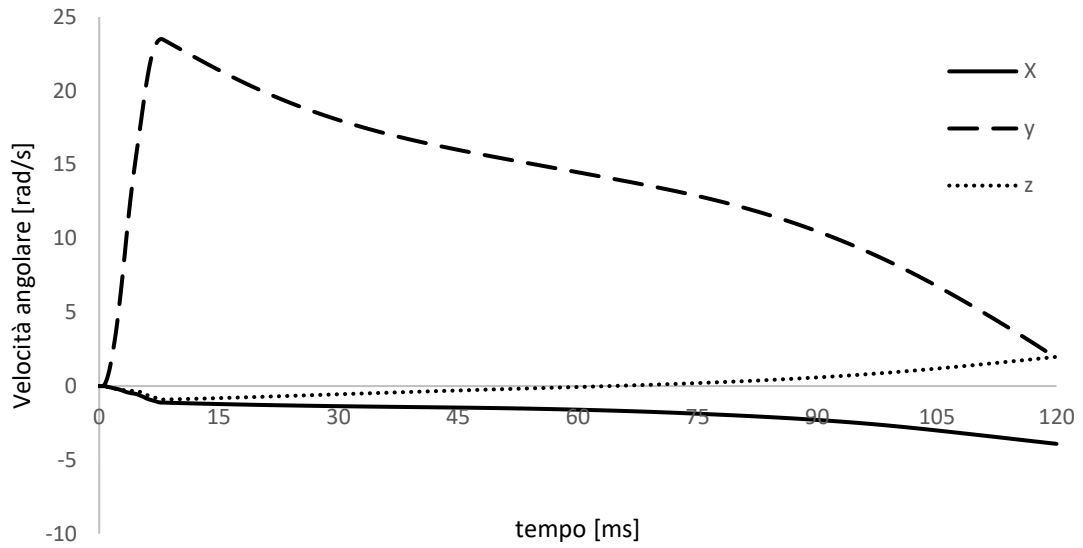


Figura 7.2.8 Andamento della velocità angolare del centro di massa della testa della simulazione 4.

### Risultante velocità angolare SIM-O4

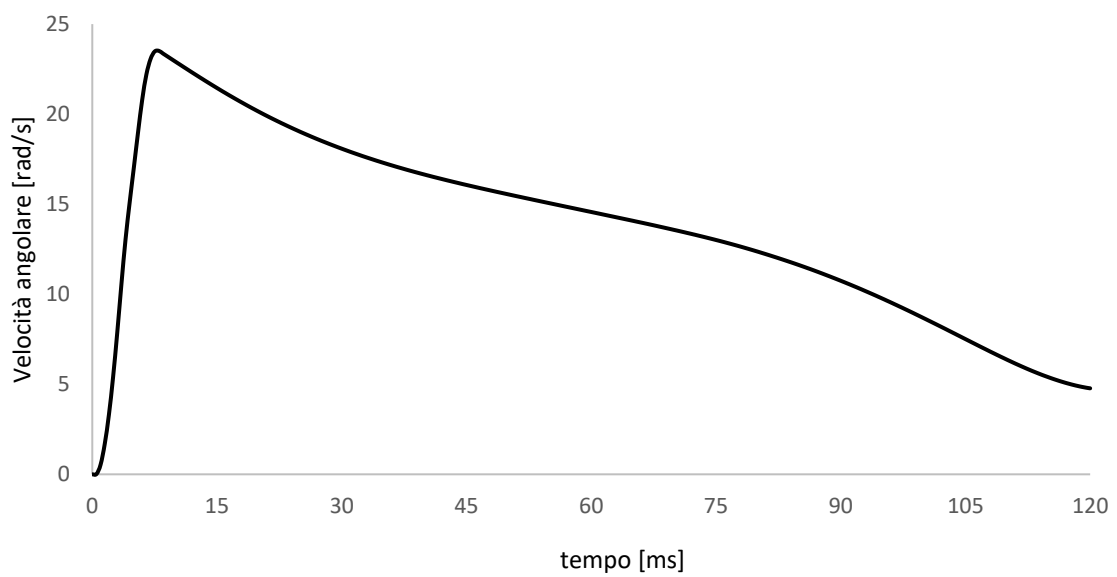
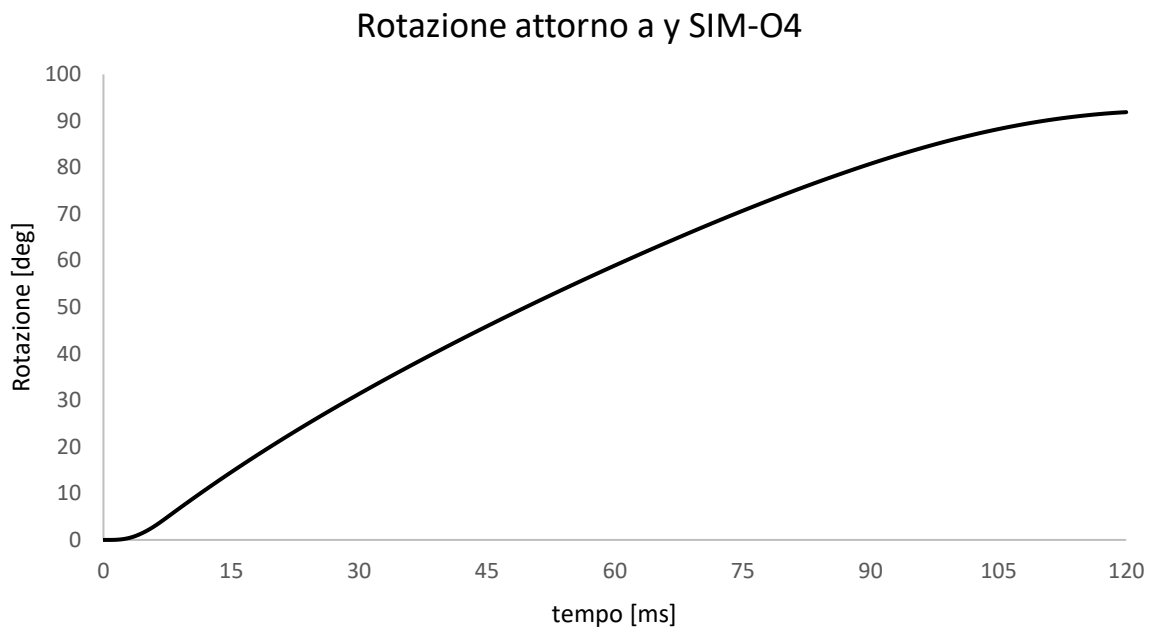


Figura 7.2.9 Andamento della risultante della velocità angolare del centro di massa della testa della simulazione 4.



*Figura 7.2.10 Rotazione attorno all'asse y del centro di massa della testa nella simulazione 4.*

### 7.2.2 La seconda simulazione dell'impatto occipitale (SIM-O5)

- Velocità 3 m/s
- Vincoli alla base del collo: spostamento laterale y bloccato.
- Durata dell'analisi 15 ms

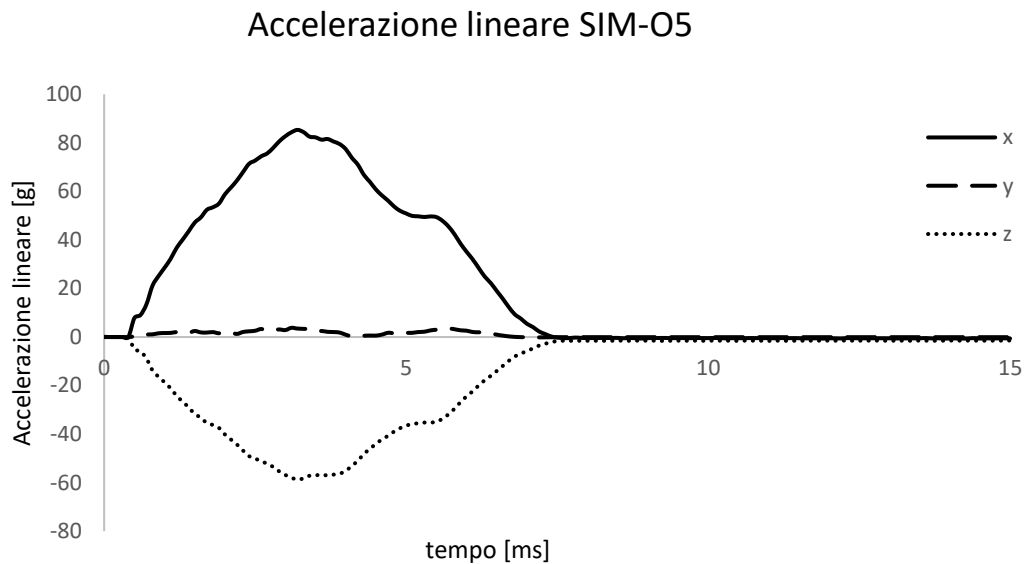


Figura 7.2.11 Andamento delle componenti dell'accelerazione lineare del centro di massa della testa nella simulazione 5.

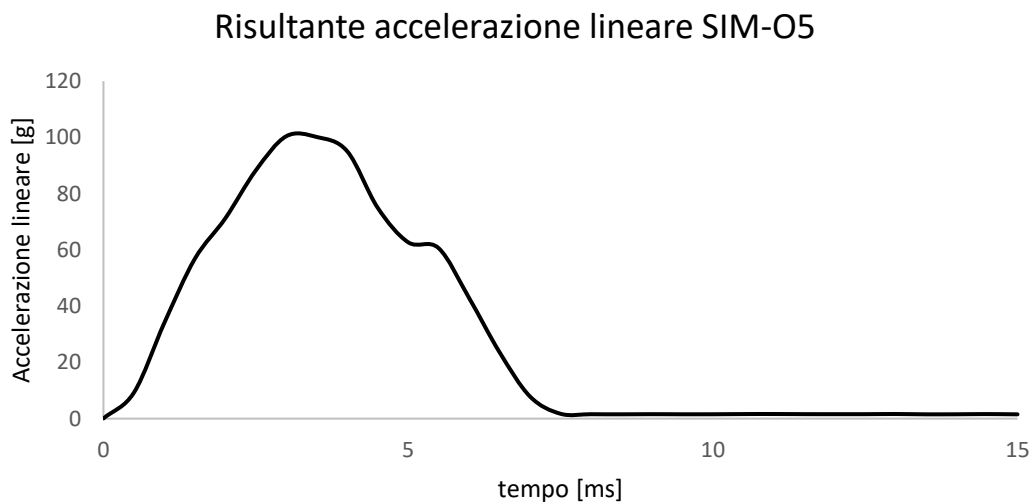


Figura 7.2.12 Andamento della risultante dell'accelerazione lineare del centro di massa della testa nella simulazione 5.

Accelerazione angolare SIM-O5

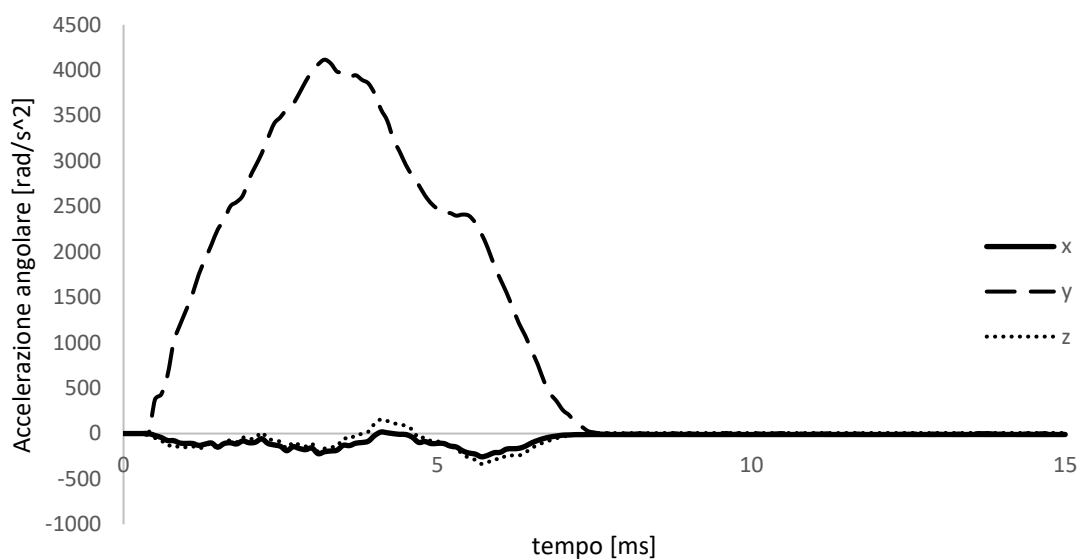


Figura 7.2.13 Andamento delle componenti dell'accelerazione angolare del centro di massa nella testa della simulazione 5.

Risultante accelerazione angolare SIM-O5

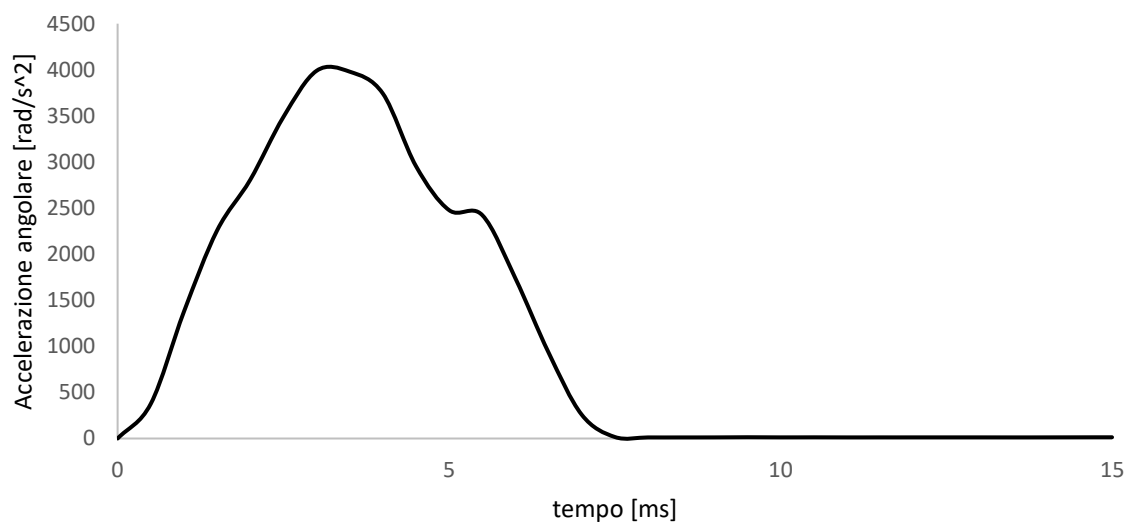


Figura 7.2.14 Andamento della risultante dell'accelerazione angolare del centro di massa della testa nella simulazione 5.

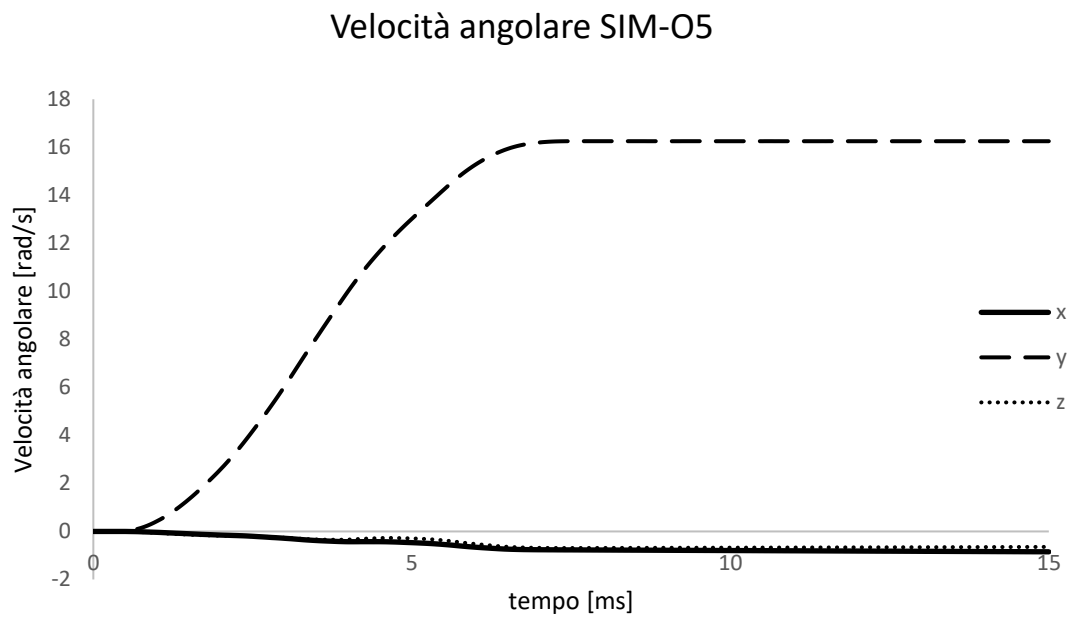


Figura 7.2.15 Andamento delle componenti della velocità angolare del centro di massa della testa nella simulazione 5.

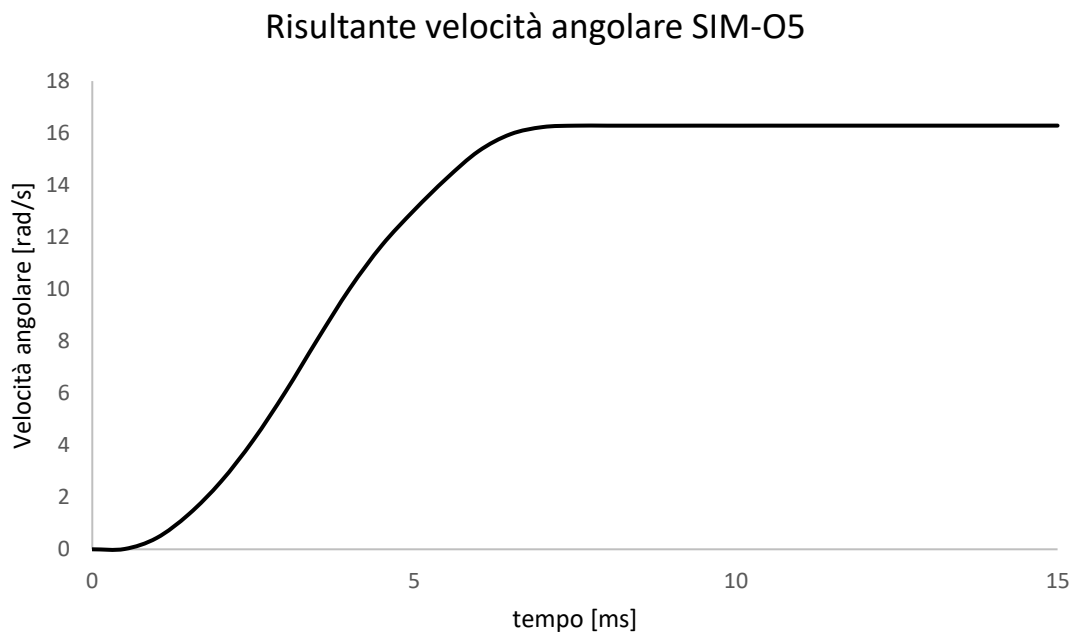
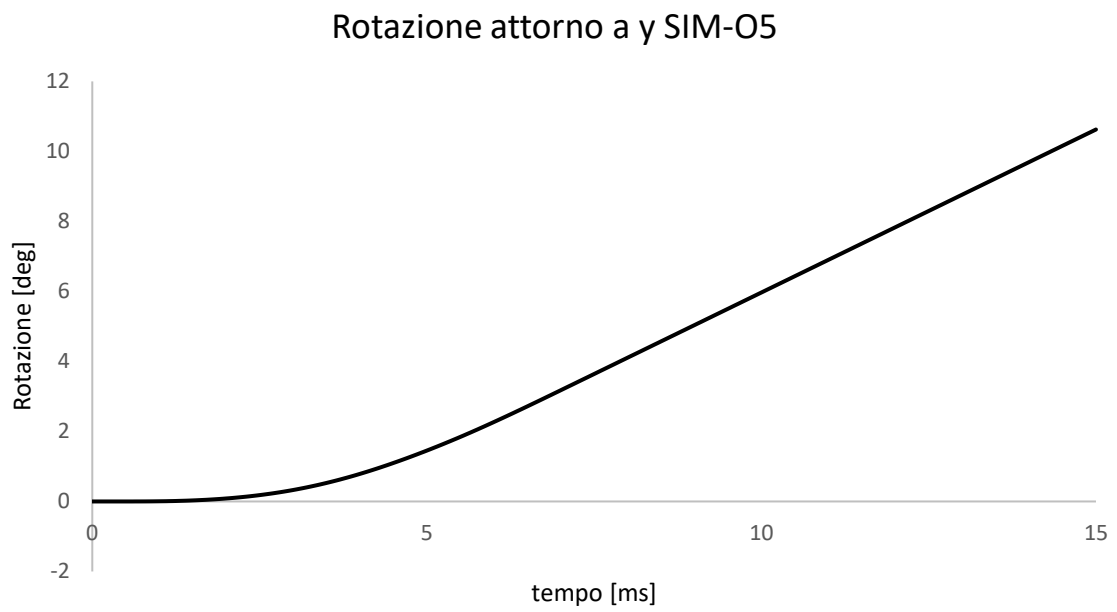
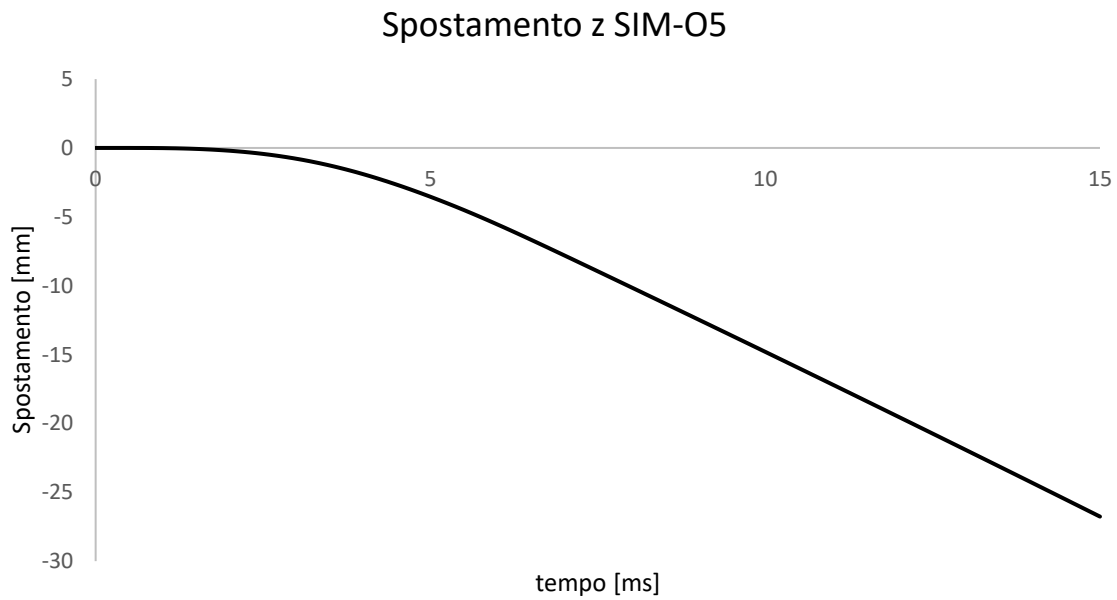


Figura 7.2.16 Andamento della risultante della velocità angolare del centro di massa della testa nella simulazione 5.



*Figura 7.2.17 Rotazione attorno all'asse y del centro di massa della testa nella simulazione 5.*



*Figura 7.2.18 Spostamento verticale lungo l'asse z del centro di massa della testa nella simulazione 5.*

Tabella 7.2-2 Confronto dei risultati tra le simulazioni SIM-O4 e SIM-O5 e il test C383-T4 nei primi 15ms.

TEST	SIM-O4	SIM-O5	C383 T4
Tipo di impatto Area di impatto	Decelerazione occipitale	Decelerazione occipitale	Decelerazione occipitale
Picco massimo risultante accelerazione lineare [g]	98,5	100,4	108
Picco massimo componente y accelerazione angolare [rad/s <sup>2</sup> ]	5392,2	4115,5	7492
Picco massimo componente y velocità angolare [rad/s]	23,4	16,2	16,9
Spostamento angolare y [deg]	14,5	10,6	2,9

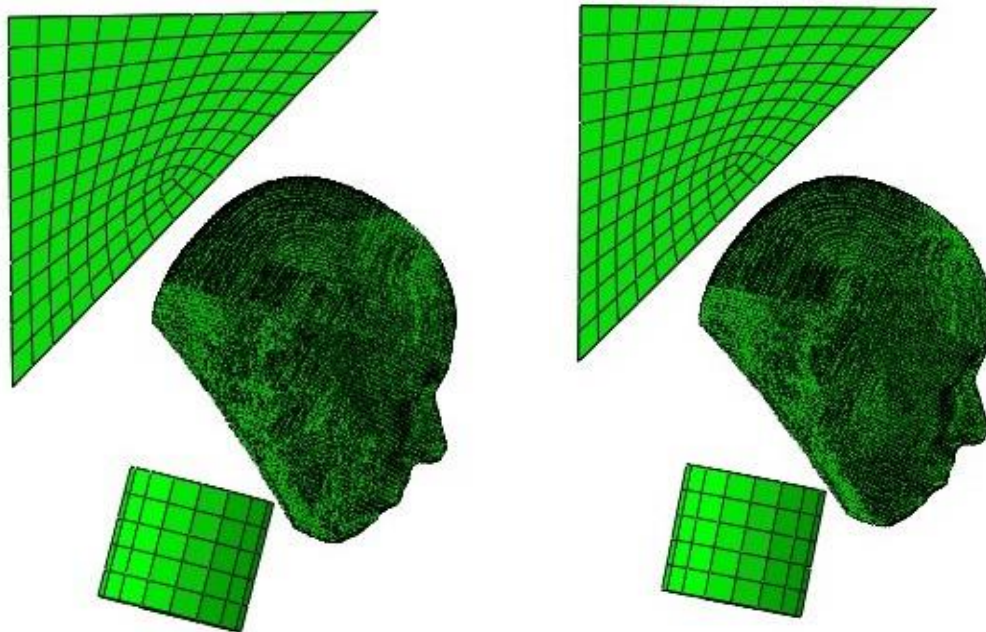


Figura 7.2.19 Stato del sistema a 15 ms nella SIM-O4 (a sinistra) e nella SIM-O5 (a destra).

Anche in questo caso la simulazione con il solo vincolo lungo y alla base del collo presenta gli andamenti delle componenti dell'accelerazione lineare più simili a quelli del test originale. In questo caso l'abbassamento del centro di massa della testa è di 2,67 cm, leggermente più alto di quello

trovato nella terza simulazione frontale. Osservando l'andamento della componente y dell'accelerazione angolare del test T4 si nota un picco verso il basso imputabile a una rotazione all'indietro verso il blocco come accadeva per i test T1 e T3. Anche in questo caso nelle simulazioni ciò non avviene e il confronto nella tabella è stato fatto ancora una volta tra i picchi massimi degli andamenti della componente y sia dell'accelerazione che della velocità angolare. Osservando lo spostamento angolare finale della prima simulazione con impatto occipitale a 120 ms si nota che differisce dal test T4 di circa 28 deg, questo risultato non è realistico perché probabilmente il sistema di supporto della testa aveva una massima ampiezza angolare consentita inferiore a 90 gradi.



# 8 Conclusioni

L'obiettivo di questo lavoro era di simulare con un modello FEM dei test di impatto condotti su cadavere. Le simulazioni a 3 m/s risultano più vicine ai risultati di Hardy et al. per quanto riguarda l'accelerazione lineare. L'ipotesi di schiacciamento vertebrale sembra funzionare almeno dal punto di vista degli andamenti dei grafici dell'accelerazione lineare. Per quanto riguarda la velocità angolare in tutte le simulazioni è stato possibile ottenere lo stesso *plateau* presente nei grafici degli esperimenti.

E' chiaro che il modello utilizzato presenta importanti semplificazioni ad esempio dal punto di vista della distribuzione delle masse. La testa a disposizione è infatti il guscio di pelle del modello più complesso a cui è stata applicata la massa di una testa intera. Lo stesso collo rappresentato con un cilindro sicuramente non riflette né i gradi di libertà né l'effettiva massa di un collo vero. La sua stessa posizione rispetto alla testa non replica la distribuzione di massa della realtà. Il soggetto in esame nelle simulazioni presenta un'asimmetria geometrica, del tutto normale trattandosi di una testa umana, ma senz'altro diversa da quella che presentava il soggetto C383. La zona di impatto del blocco infatti non viene colpita in modo uniforme e questo può provocare una diversa distribuzione delle componenti dell'accelerazione angolare. La specifica zona di impatto probabilmente influenza il risultato, basti guardare la differenza dei risultati tra gli impatti nella regione frontale e occipitale. Per quanto riguarda le proprietà del materiale del blocco triangolare sono stati mantenuti la densità e il coefficiente di Poisson tipici di un materiale acrilico. Il modulo di Young invece è stato abbassato in virtù del fatto che era necessario rendere meno rigido l'intero sistema. Per quanto riguarda i vincoli alla base del collo non è noto quale fosse l'inclinazione massima raggiungibile dal supporto della testa probabilmente si trattava di un angolo inferiore ai 90 deg. Un altro aspetto da considerare è che sul modello FEM i vincoli imposti tolgono a tutti gli effetti la possibilità di movimento cosa che non può accadere nella realtà. Basti pensare alla flessione del collo: nel test su cadavere la minimizzano prima dell'impatto ma non la eliminano del tutto, nelle simulazioni a elementi finiti una volta tolto un grado di libertà non c'è possibilità di movimento.

Ci sono ancora degli aspetti da studiare come ad esempio l'eventualità di inserire un fine corsa per la base del collo proprio come nell'esperimento. Le future simulazioni sul modello intero, eliminando la semplificazione di corpo rigido, forniranno dei risultati più precisi tanto più se verrà aggiunto il collo umano con le sue caratteristiche e mostreranno la capacità di dissipazione dell'energia dei tessuti biologici. Inoltre si potranno ricavare gli spostamenti dei *neutral density target* per poi

confrontarli non solo con quelli dei test su cadavere ma anche con quelli ottenuti da altre validazioni a elementi finiti in modo da verificare la qualità del sistema modellato. Il principale risultato del presente lavoro consiste nella acquisita consapevolezza che le incertezze relative ai test sperimentali di Hardy et al. sono tante e tali da rendere estremamente difficile la riproduzione dei test sperimentali tramite modello FEM. Si ritiene più ragionevole proporre come lavoro futuro la simulazione della sola dinamica cerebrale in cui le accelerazioni sperimentali dell'impatto sono assegnate in input e gli spostamenti dei tessuti cerebrali sono l'output da confrontare con i dati sperimentali.

# 9 Bibliografia

- [1] Global status report on road safety 2018: summary. Geneva: World Health Organization; 2018 (WHO/NMH/NVI/18.20). Licence: CC BY-NC-SA 3.0 IGO).
- [2] Bennet I. Omalu, M.D., M.P.H., Steven T. DeKosky, M.D., Ryan L. Minster, M.S.I.S., M Ilyas Kamboh, Ph.D., Ronald L. Hamilton, M.D., Chronic Traumatic Encephalopathy in a National Football League Player, *Neurosurgery*, Volume 57, Issue 1, July 2005, Pages 128–134.
- [3] Bennet I. Omalu, M.D., M.P.H., Steven T. DeKosky, M.D., Ronald L. Hamilton, M.D., Ryan L. Minster, M.S.I.S., M. Ilyas Kamboh, Ph.D., Abdulrezak M. Shakir, M.D., Chronic traumatic encephalopathy in a national football league player: part ii, *Neurosurgery*, Volume 59, Issue 5, November 2006, Pages 1086–1093.
- [4] Dementia & Amnestic Disorders. In: Simon RP, Aminoff MJ, Greenberg DA. eds. *Clinical Neurology*, 10e New York, NY: McGraw-Hill;  
<http://accessmedicine.mhmedical.com/content.aspx?bookid=2274&sectionid=176232284>. Accessed October 10, 2019.
- [5] By Boston University Center for the Study of Traumatic Encephalopathy - <http://www-tc.pbs.org/wgbh/pages/frontline/art/progs/concussions-cte/h.png>, CC BY-SA 4.0, <https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=37222621>
- [6] Scalp, Skull, and Meninges. In: Morton DA, Foreman K, Albertine KH. eds. *The Big Picture: Gross Anatomy*, 2e New York, NY: McGraw-Hill; .  
<http://accessmedicine.mhmedical.com/content.aspx?bookid=2478&sectionid=202020790>. Accessed September 13, 2019.
- [7] Cranial Nerves. In: Morton DA, Foreman K, Albertine KH. eds. *The Big Picture: Gross Anatomy*, 2e New York, NY: McGraw-Hill; .  
<http://accessmedicine.mhmedical.com/content.aspx?bookid=2478&sectionid=202020888>. Accessed September 13, 2019.
- [8] Brain. In: Morton DA, Foreman K, Albertine KH. eds. *The Big Picture: Gross Anatomy*, 2e New York, NY: McGraw-Hill; .  
<http://accessmedicine.mhmedical.com/content.aspx?bookid=2478&sectionid=202020846>. Accessed September 13, 2019.

- [9] Nerve Tissue & the Nervous System. In: Mescher AL. eds. Junqueira's Basic Histology: Text and Atlas, 15e New York, NY: McGraw-Hill; .  
<http://accessmedicine.mhmedical.com/content.aspx?bookid=2430&sectionid=190279231>. Accessed September 13, 2019.
- [10] Manley GT, Hauser SL, McCrea M. Concussion and Other Traumatic Brain Injuries. In: Jameson J, Fauci AS, Kasper DL, Hauser SL, Longo DL, Loscalzo J. eds. Harrison's Principles of Internal Medicine, 20e New York, NY: McGraw-Hill;  
<http://accessmedicine.mhmedical.com/content.aspx?bookid=2129&sectionid=192533001>. Accessed September 14, 2019.
- [11] S. F. Khosroshahi, *New energy absorbing materials and their use in personal protective equipment*, Università degli studi di Padova, 2019.
- [12] Wright DW, Merck LH. Head Trauma. In: Tintinalli JE, Stapczynski J, Ma O, Yealy DM, Meckler GD, Cline DM. eds. Tintinalli's Emergency Medicine: A Comprehensive Study Guide, 8e New York, NY: McGraw-Hill; 2016.  
<http://accessmedicine.mhmedical.com/content.aspx?bookid=1658&sectionid=109445450>. Accessed September 14, 2019.
- [13] [www.compelvisuals.com](http://www.compelvisuals.com);  
 S. F. Khosroshahi, *New energy absorbing materials and their use in personal protective equipment*, Università degli studi di Padova, 2019.
- [14] K.-U. Schmitt, P.F. Niederer, D.S. Cronin, M.H. Muser, F. Walz, Trauma biomechanics : an introduction to injury biomechanics, Forth, Springer, 2014;  
 S. F. Khosroshahi, *New energy absorbing materials and their use in personal protective equipment*, Università degli studi di Padova, 2019.
- [15] Gadd, C. W., CRITERIA FOR INJURY POTENTIAL, in: Impact Accel. Stress Symp. Natl. Acad. Sci, National Research Council, Washington, 1961: pp. 141–144;  
 S. F. Khosroshahi, *New energy absorbing materials and their use in personal protective equipment*, Università degli studi di Padova, 2019.
- [16] J. Versace, A Review of the Severity Index, in: 1971; S. F. Khosroshahi, *New energy absorbing materials and their use in personal protective equipment*, Università degli studi di Padova, 2019.
- [17] T.J. Horgan, A finite element model of the human head for use in the study of pedestrian accidents, University College Dublin, 2005;

S. F. Khosroshahi, New energy absorbing materials and their use in personal protective equipment, Università degli studi di Padova, 2019.

[18] T.A. Gennarelli, Head injury in man and experimental animals: clinical aspects., *Acta Neurochir. Suppl. (Wien)*. 32 (1983) 1–13;

S. F. Khosroshahi, New energy absorbing materials and their use in personal protective equipment, Università degli studi di Padova, 2019.

[19] K. Ueno, J.W. Melvin, Finite element model study of head impact based on Hybrid III head acceleration: the effects of rotational and translational acceleration., *J. Biomech. Eng.* 117 (1995) 319–28;

S. F. Khosroshahi, New energy absorbing materials and their use in personal protective equipment, Università degli studi di Padova, 2019.

[20] S.S. Margulies, L.E. Thibault, A proposed tolerance criterion for diffuse axonal injury in man, *J. Biomech.* 25 (1992) 917–923;

S. F. Khosroshahi, New energy absorbing materials and their use in personal protective equipment, Università degli studi di Padova, 2019.

[21] J.A. Newman, A generalized acceleration model for brain injury threshold (GAMBIT), in: *IRCOBI*, 1986: pp. 121–131;

S. F. Khosroshahi, New energy absorbing materials and their use in personal protective equipment, Università degli studi di Padova, 2019.

[22] F. Kramer, *Passive sicherheit von kraftfahrzeugen*, Vieweg+Teubner Verlag / GWV Fachverlage, Wiesbaden, 2009;

S. F. Khosroshahi, New energy absorbing materials and their use in personal protective equipment, Università degli studi di Padova, 2019.

[23] P. Mazzoldi, M. Nigro, C. Voci, *Elementi di fisica Meccanica-Termodinamica*, seconda edizione, Edises, Dipartimento di Fisica Galileo Galilei- Padova.

[24] W. N. Hardy, M. J. Mason, C. D. Foster, C. S. Shah, J. M. Kopacz, K. H. Yang, A. I. King, Wayne State University, J. Bishop and M. Bey, Henry Ford Health System, W. Anderst and S. Tashman, The University of Pittspurgh, *A study of the response of the human cadaver head to impact*, *Stapp Car Crash Journal*, Vol. 51 October 2007, pp.17-80.

- [25] Prateek Dixit, G. R. Liu, A review on recent development of finite element models for head injury simulations. CIMNE, Barcelona, Spain 2016.
- [26] M. Ghajari, P.J. Hellyer, D.J. Sharp, Computational modelling of traumatic brain injury predicts the location of chronic traumatic encephalopathy pathology, *Brain*. 140 (2017) 333–343;
- S. F. Khosroshahi, New energy absorbing materials and their use in personal protective equipment, Università degli studi di Padova, 2019.
- [27] Nahum AM, Smith R, Ward CC. Intracranial pressure dynamics during head impact. In *21st Stapp Car Crash Conference*. Society of Automotive Engineers (SAE), SAE Paper No. 770922: San Diego, USA, 1977; 339–366.
- [28] Trosseille X, Tarriere C, Lavaste F. Development of a FEM of the human head according to a specific test protocol. In *30th Stapp Car Crash Conference*. Society of Automotive Engineers (SAE), SAE Paper No. 922527: Warrendale, USA, 1992; 235–253.
- [29] Tse KM, Tan L-B, Lee SJ, Lim SP, Lee HP (2014) *Development and validation of two subject-specific finite element models of human head against three cadaveric experiments*. *Int J Numer Methods Biomed Eng* 30(1):397–415.
- [30] Hardy WN, Foster C, Mason M, Yang K, King A, Tashman S. *Investigation of head injury mechanisms using neutral density technology and high-speed biplanar x-ray*. *45th Stapp Car Crash Conference*, San Antonio, USA, 2001; 337–368.
- [31] Nahum AM, Smith R. An experimental model for closed head impact injury. In *20th Stapp Car Crash Conference*. Society of Automotive Engineers (SAE), SAE Paper No.760825: San Diego, USA, 1976; 2638–2651.
- [32] Kleiven S. Evaluation of head injury criteria using a finite element model validated against experiments on localized brain motion, intracerebral acceleration, and intracranial pressure. *International Journal of Crashworthiness* 2006; **11**:65–79
- [33] Abaqus User's Guide v6.13
- [34] Abaqus User's Guide v6.6

