

UNIVERSITÀ  
DEGLI STUDI  
DI PADOVA

UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA

---

**Dipartimento di Ingegneria Industriale DII**

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Aerospaziale

Curriculum aeronautico

Tesi di laurea magistrale

**CONFRONTO FRA INDICATORI DI DANNO GLOBALI E  
LOCALI NEGLI IMPATTI DINAMICI DELLA TESTA**

Relatore: Prof. Ing. Ugo Galvanetto

Correlatore: Ing. Silvia Spadoni

Laureanda: Giada Occari

Matricola: 1227852

---

Anno Accademico 2022/2023



## Sommario

Le lesioni cerebrali rappresentano una delle principali cause di disabilità e morte in molte parti del mondo, per questo motivo è necessario prevenirle o cercare di mitigarle. Questo necessita di una comprensione completa del meccanismo della lesione e dei livelli di tolleranza.

In questa prospettiva i modelli basati sul metodo degli elementi finiti rappresentano strumenti importanti per indagare la meccanica delle lesioni cerebrali dal momento che i test sperimentali presentano problemi etici e di scarsa ripetibilità. Le analisi computazionali consentono infatti di mettere in relazione la cinematica generale di un impatto con possibili danni del tessuto cerebrale.

Tra le cause comuni di lesioni cerebrali si trovano gli incidenti stradali, ragione per cui nel presente lavoro di tesi si è presa in considerazione la normativa per l'omologazione dei caschi motociclistici. Negli standard di sicurezza per i caschi attualmente utilizzati vengono considerati solamente indici di danno globale, trascurando quello che può avvenire localmente nel cervello.

Nel presente lavoro di tesi l'obiettivo è stato quello di confrontare, in termini di deformazioni e pressioni, le risposte a livello di tessuto cerebrale.

**Parole chiave:** Traumatic Brain Injury (TBI), FEM (Finite Element Method), BrIC (Brain Injury Criteria), HIC (Head Injury Criterion)



## Abstract

Traumatic Brain Injuries (TBI) are one of the leading causes of disability and death in many countries, for this reason it is necessary to prevent or mitigate them. Therefore, a complete understanding of how injuries occur and of the level of tolerance is needed.

In this perspective, the models based on the Finite Element Method (FEM) represent an important tool for investigating the mechanics of Traumatic Brain Injuries (TBI), since experimental tests are usually associated with ethical issues and lack of reproducibility. FE analysis allow to correlate general kinematics of an impact and the possible brain tissue damage.

Given that the common causes of brain injuries are related to vehicle crashes, this work focuses on regulations concerning the approval of motorcycle helmets. Safety standards for helmets are currently based on global Injury Criteria (IC), which are not taking into account what actually occurs locally in the brain.

The goal of this thesis is to analyse how brain tissues locally respond to the same global indicators in terms of pressures and strain.

**Keywords:** Traumatic Brain Injury (TBI), FEM (Finite Element Method), BrIC (Brain Injury Criteria), HIC (Head Injury Criterion)



# INDICE

<b>INTRODUZIONE</b> .....	<b>1</b>
<b>CAPITOLO I</b> .....	<b>3</b>
<b>ANATOMIA DELLA TESTA</b> .....	<b>4</b>
Pelle .....	4
Cranio .....	6
Dura Madre.....	8
Falce.....	9
Tentorio.....	10
Fluido Cerebrospinale.....	10
Materia bianca e materia grigia .....	11
<b>METODI DI CLASSIFICAZIONE GCS E AIS</b> .....	<b>14</b>
Metodo di classificazione GCS .....	14
Metodo di classificazione AIS .....	16
Metodo ISS .....	18
<b>LESIONI PIU' FREQUENTI CONSEGUENTI AGLI INCIDENTI</b> .....	<b>19</b>
Danno assonale diffuso.....	19
Ematoma subdurale (SDH, Subdural Hematoma).....	20
Commozione cerebrale (mTBI, mild Traumatic Brain Injury).....	22
<b>CRITERI DI DANNO</b> .....	<b>23</b>
<b>Criteri di danno globale</b> .....	<b>23</b>
<b>Criteri basati sulla cinematica traslazionale della testa</b> .....	<b>23</b>
Head injury criterion (HIC).....	23
Accelerazione lineare di picco – Peak Linear Acceleration (PLA).....	24
<b>Criteri basati sulla cinematica rotazionale e traslazionale+rotazionale della testa</b> .....	<b>25</b>
Criterio di accelerazione generalizzato per la soglia di danno cerebrale – Generalized Acceleration Model for Brain Injury Threshold (GAMBIT) .....	25
Potenza d'impatto sulla testa – Head impact power (HIP).....	25

Indice di variazione della velocità di rotazione – Rotational Velocity Change Index (RVCI).....	26
Criterio universale per le lesioni cerebrali – Universal Brain Injury Criterion (UBrIC).....	27
Criterio di danno cerebrale – Brain Injury criterion (BrIC).....	27
Diffuse Axonal Multi-Axis General Evaluation (DAMAGE) .....	28
<b>Criteri di danno locale</b> .....	<b>29</b>
Deformazione principale massima.....	29
Prodotto di deformazione e velocità di deformazione .....	31
Pressione cerebrale intracranica.....	31
Tensione di Von Mises .....	32
Tensione di taglio (shear stress).....	32
Misura del danno da deformazione cumulativa – Cumulative Strain Damage Measure (CSDM) .....	33
<b>STANDARD DI SICUREZZA</b> .....	<b>35</b>
<b>CAPITOLO II</b> .....	<b>39</b>
<b>ANALISI NUMERICHE</b> .....	<b>39</b>
Metodo degli elementi finiti .....	39
Tipologie di analisi.....	42
Tipologia di algoritmi per la risoluzione delle equazioni differenziali: espliciti o impliciti.....	43
Solutore di tipo esplicito (Abaqus/Explicit) .....	46
Simulazioni numeriche .....	47
<b>METODO DEGLI ELEMENTI FINITI NELLA BIOMECCANICA DEI TRAUMI CRANICI</b> .....	<b>47</b>
<b>MODELLO DI TESTA AD ELEMENTI FINITI SVILUPPATO DALL'UNIVERSITÀ DI PADOVA</b> .....	<b>48</b>
<b>OBIETTIVO TESI E TIPO DI ANALISI SVOLTE</b> .....	<b>55</b>
<b>CAPITOLO III</b> .....	<b>61</b>
<b>CLUSTER PRESI IN CONSIDERAZIONE PER LA MATERIA BIANCA E GRIGIA</b> .....	<b>61</b>

<b>CLUSTER PRESI IN CONSIDERAZIONE PER IL FLUIDO CEREBROSPINALE .....</b>	<b>62</b>
<b>CASO 1: ACCELERAZIONE LINEARE MONOCOMPONENTE.....</b>	<b>63</b>
Analisi della deformazione nominale massima principale per la materia bianca e grigia.....	64
Analisi della deformazione nominale minima principale per la materia bianca e grigia .....	69
Analisi della deformazione tagliante per la materia bianca e grigia.....	75
Analisi della pressione per la materia bianca e grigia .....	78
Analisi della pressione per il fluido cerebrospinale.....	81
<b>CASO 2: VELOCITÀ ANGOLARE MONOCOMPONENTE.....</b>	<b>84</b>
Analisi della deformazione nominale massima principale per la materia bianca e grigia.....	85
Analisi della deformazione nominale minima principale per la materia bianca e grigia .....	89
Analisi della deformazione tagliante per la materia bianca e grigia.....	94
Analisi della pressione per la materia bianca e grigia .....	97
Analisi della pressione per il fluido cerebrospinale.....	100
<b>CAPITOLO IV.....</b>	<b>106</b>
<b>CONCLUSIONI E SVILUPPI FUTURI .....</b>	<b>106</b>
<b>APPENDICE .....</b>	<b>108</b>
<b>CODICE MATLAB PER IL CALCOLO DELL'HIC (Head Injury Criterion).....</b>	<b>108</b>
<b>BIBLIOGRAFIA.....</b>	<b>109</b>
<b>RINGRAZIAMENTI.....</b>	<b>119</b>

## INDICE DELLE FIGURE

Figura 1: Anatomia del Forame Magno ove si possono vedere la protuberanza occipitale esterna e la linea nucale superiore posteriore [7].....	5
Figura 2: Ossa dello zigomo, del naso e della mascella ove si può notare l'arco zigomatico e l'osso zigomatico [8] .....	5
Figura 3: (a) anatomia del cuoio capelluto con tutti i suoi strati [9], (b) aponeurosi epicranica, parte del muscolo occipitofrontale [10] .....	6
Figura 4: Suddivisione della struttura ossea del cranio [11] .....	7
Figura 5: Anatomia dell'encefalo, protetta dal neurocranio [12].....	8
Figura 6: A sinistra si può vedere l'osso palatino [13], mentre a destra il cornetto nasale inferiore, entrambi appartenenti allo splancnocranio [14] .....	8
Figura 7: Anatomia delle meningi [15] .....	9
Figura 8: Ingrandimento nella zona dell'etmoide dove si può notare la crista galli [16], mentre a destra si può notare la falce cerebrale e cerebellare e il tentorio cerebellare [17].....	9
Figura 9: Si mostra ove scorre il fluido cerebrospinale ovvero attorno al cervello e al midollo spinale [18].....	10
Figura 10: Direzione di scorrimento del liquido cerebrospinale attorno al cervello e al midollo spinale [19].....	11
Figura 11: Vista in sezione del cervello dove si evidenziano la materia bianca e grigia [20] .....	12
Figura 12: aree della corteccia cerebrale [21] .....	12
Figura 13: Struttura del neurone [22] .....	13
Figura 14: codice numerico AIS [25].....	16
Figura 15: La lesione assonale può essere dovuta allo stiramento dell'assone, a forze di taglio oppure a forze rotazionali che ne causano la torsione [28] .....	19
Figura 16: Risonanza magnetica dove si può notare dove c'è la freccia lunga un livello basso di danno assonale diffuso mentre le freccette più piccole denotano un edema nel lobo frontale destro [29].....	20
Figura 17: Schema della porzione esterna superficiale della testa dove si può vedere la dura madre e l'aracnoide [30].....	21

Figura 18: Nelle immagini si può vedere dove si può posizionare l'ematoma subdurale [31, 32].....	22
Figura 19: Tac encefalo ove si può vedere a sinistra un ematoma subdurale cronico [33] .....	22
Figura 20: curva di accelerazione di Wayne [36].....	23
Figura 21: sistema del secondo ordine utilizzato per formulare il parametro DAMAGE [46].....	29
Figura 22: assi e piani del corpo umano [56] .....	30
Figura 23: Struttura del cranio dove si possono notare il lobo frontale, temporale, occipitale e parietale [60] .....	30
Figura 24: Struttura del cranio dove si possono vedere il tronco encefalico e il mesencefalo [76] .....	33
Figura 25: Idea di base del metodo FEM ovvero una volta suddiviso il dominio in intervalli, si procede con l'approssimazione della funzione incognita tramite l'ausilio di funzioni di andamento noto, scegliendo come incognite i soli valori nodali. La poligonale che approssima la funzione si può esprimere come combinazione lineare delle funzioni di forma nodali [82].....	40
Figura 26: a) le funzioni di forma di un elemento unidimensionale; b) la loro combinazione lineare dà la funzione approssimata all'interno dell'elemento [82]..	41
Figura 27: Incremento temporale con algoritmo/solutore esplicito e implicito. Per gli espliciti, incrementi di tempo più lunghi portano a errori più grandi sulla soluzione; per gli impliciti, incrementi di tempo più grandi non portano a errori più grandi sulla soluzione, a causa dell'approccio iterativo utilizzato (metodo Newton – Raphson) [83] .....	44
Figura 28: Andamento del costo computazionale rispetto al numero di gradi di libertà del modello in analisi implicite ed esplicite [84].....	45
Figura 29: in alto si possono vedere le diverse regioni anatomiche del modello di testa femminile adulta dell'Università di Padova che si è utilizzato in questa tesi: la pelle (viola), liquido cerebrospinale (giallo), materia grigia (blu), sostanza bianca (verde), dura madre (verde chiaro) presente tra il cranio e liquido cerebrospinale. In basso, si ha la vista sul piano coronale dei tessuti cerebrali ove si possono vedere la falce (rosso) e il tentorio (giallo) [106] .....	49
Figura 30: differenza tra un comportamento elastico lineare (immagine di sinistra) e un comportamento di un materiale iperelastico (immagine di destra) [110].....	51

Figura 31: a) modello ad elementi finiti dell'Università di Padova dove si è messo in evidenza il centro di massa dove sono state applicate le accelerazioni traslazionali e velocità angolari di input, b) sistema di riferimento considerato per il modello ad elementi finiti .....	55
Figura 32: Andamento dell'accelerazione traslazionale nel tempo nei tre casi considerati, in particolare evidenziando i loro massimi inferiori a 275g (PLA – indice di danno globale).....	56
Figura 33: Curva dei valori massimi di HIC quando l'input di accelerazione traslazionale ha sola componente lungo l'asse X, per l'input di accelerazione con sola componente lungo l'asse Z si ottiene la stessa curva ma specchiata rispetto l'asse delle ascisse .....	57
Figura 34: Curva dei valori massimi di HIC quando l'input di accelerazione traslazionale ha una storia di carico avente una sola componente lungo l'asse Y ...	58
Figura 35: Andamento nel tempo delle tre velocità angolari in input al centro di massa della testa aventi lo stesso indice di danno globale (BrIC). Si possono notare anche i valori massimi delle tre velocità angolari utilizzati ai fini del calcolo del BrIC.....	58
Figura 36: Lobi del cervello [106].....	61
Figura 37: Immagine riassuntiva dei cluster di punti selezionati per la materia bianca e grigia, simmetrici rispetto il piano sagittale del cervello, utilizzati per indagare le deformazioni e le pressioni nel tempo.....	62
Figura 38: Visione complessiva dei cluster di elementi presi in considerazione per il calcolo delle pressioni del fluido cerebrospinale .....	62
Figura 39: Input di accelerazione traslazionale applicati al centro di massa del modello di testa a elementi finiti .....	63
Figura 40: Mappe colore della deformazione nominale massima principale ottenute per la materia bianca e grigia imponendo l'accelerazione traslazionale con una sola componente X al centro di massa della testa.....	64
Figura 41: Mappe colore della deformazione nominale massima principale ottenute per la materia bianca e grigia imponendo l'accelerazione traslazionale con una sola componente Y al centro di massa della testa.....	65
Figura 42: Mappe colore della deformazione nominale massima principale ottenute per la materia bianca e grigia imponendo l'accelerazione traslazionale con una sola componente Z al centro di massa della testa .....	66
Figura 43: Grafici che mostrano l'andamento nel tempo della deformazione massima principale nella materia bianca e grigia nei vari cluster di elementi considerati. Nella	

legenda: DeformazioneX è la deformazione nominale massima principale ottenuta a seguito dell'input di accelerazione avente una sola componente lungo l'asse X, Deformazione Y è la deformazione nominale massima principale generata dall'input di accelerazione avente una sola componente lungo l'asse Y e DeformazioneZ è la deformazione nominale massima principale conseguita a seguito dell'input di accelerazione avente una sola componente lungo l'asse Z. ....67

Figura 44: Mappe colore della deformazione nominale minima principale ottenute per la materia bianca e grigia imponendo l'accelerazione traslazionale con una sola componente X al centro di massa.....69

Figura 45: Mappe colore della deformazione nominale minima principale ottenute per la materia bianca e grigia imponendo l'accelerazione traslazionale con una sola componente Y al centro di massa della testa.....70

Figura 46: Mappe colore della deformazione nominale minima principale ottenute per la materia bianca e grigia imponendo l'accelerazione traslazionale con una sola componente Z al centro di massa della testa .....71

Figura 47: Grafici che mostrano l'andamento nel tempo della deformazione nominale minima principale nella materia bianca e grigia nei vari cluster di elementi considerati. Nella legenda: DeformazioneX è la deformazione nominale minima principale ottenuta a seguito dell'input di accelerazione avente una sola componente lungo l'asse X, Deformazione Y è la deformazione nominale minima principale generata dall'input di accelerazione avente una sola componente lungo l'asse Y e DeformazioneZ è la deformazione nominale minima principale conseguita a seguito dell'input di accelerazione avente una sola componente lungo l'asse Z.....72

Figura 48: Mappe colore per il modulo della deformazione tagliante ottenute per la materia bianca e grigia imponendo l'accelerazione traslazionale con una sola componente X al centro di massa della testa.....75

Figura 49: Mappe colore per il modulo della deformazione tagliante ottenute per la materia bianca e grigia imponendo l'accelerazione traslazionale con una sola componente Y al centro di massa della testa.....76

Figura 50: Mappe colore della deformazione tagliante ottenute per la materia bianca e grigia imponendo l'accelerazione traslazionale con una sola componente Z al centro di massa della testa .....77

Figura 51: Grafici che mostrano l'andamento nel tempo della pressione nella materia bianca e grigia nei vari cluster di elementi considerati. Nella legenda: PressioneX è la pressione ottenuta a seguito dell'input di accelerazione avente una sola componente lungo l'asse X, PressioneY è la pressione generata dall'input di

accelerazione avente una sola componente lungo l'asse Y e PressioneZ è la pressione conseguita a seguito dell'input di accelerazione avente una sola componente lungo l'asse Z. ....79

Figura 52: Grafici che mostrano l'andamento nel tempo della pressione nel fluido cerebrospinale nei vari cluster di elementi considerati. Nella legenda: PressioneX è la pressione ottenuta a seguito dell'input di accelerazione avente una sola componente lungo l'asse X, PressioneY è la pressione generata dall'input di accelerazione avente una sola componente lungo l'asse Y e PressioneZ è la pressione conseguita a seguito dell'input di accelerazione avente una sola componente lungo l'asse Z. ....82

Figura 53: Andamento nel tempo delle tre velocità angolari date in input al centro di massa del modello di testa aventi lo stesso indice di danno globale (BrIC). ....84

Figura 54: Mappe colore della deformazione nominale massima principale ottenuta per la materia bianca e grigia imponendo una storia di carico di velocità angolare avente una sola componente lungo l'asse X al centro di massa del cervello .....85

Figura 55: Mappe colore della deformazione nominale massima principale ottenuta per la materia bianca e grigia imponendo una storia di carico di velocità angolare avente una sola componente lungo l'asse Y al centro di massa del cervello .....86

Figura 56: Mappe colore della deformazione nominale massima principale ottenuta per la materia bianca e grigia imponendo una storia di carico di velocità angolare avente una sola componente lungo l'asse Z al centro di massa del cervello.....87

Figura 57: Andamento nel tempo della deformazione massima principale nella materia bianca e grigia nei vari cluster di elementi considerati. Nella legenda: DeformazioneX è la deformazione nominale massima principale a seguito dell'input di velocità angolare avente una sola componente lungo l'asse X, Deformazione Y è la deformazione nominale massima principale generata dall'input di velocità angolare avente una sola componente lungo l'asse Y e DeformazioneZ è la deformazione nominale massima principale a seguito dell'input di velocità angolare avente una sola componente lungo l'asse Z. ....88

Figura 58: Mappe colore della deformazione nominale massima principale ottenuta per la materia bianca e grigia imponendo una storia di carico di velocità angolare avente una sola componente lungo l'asse X al centro di massa del cervello .....89

Figura 59: Mappe colore della deformazione nominale massima principale ottenuta per la materia bianca e grigia imponendo una storia di carico di velocità angolare avente una sola componente lungo l'asse Y al centro di massa del cervello .....90

Figura 60: Mappe colore della deformazione nominale massima principale ottenuta per la materia bianca e grigia imponendo una storia di carico di velocità angolare avente una sola componente lungo l'asse Z al centro di massa del cervello.....	91
Figura 61: Grafici che mostrano l'andamento nel tempo della deformazione nominale minima principale nella materia bianca e grigia nei vari cluster di elementi considerati. Nella legenda: DeformazioneX è la deformazione nominale minima principale ottenuta a seguito dell'input di velocità angolare avente una sola componente lungo l'asse X, Deformazione Y è la deformazione nominale minima principale generata dall'input di velocità angolare avente una sola componente lungo l'asse Y e DeformazioneZ è la deformazione nominale minima principale conseguita a seguito dell'input di velocità angolare avente una sola componente lungo l'asse Z. ....	92
Figura 62: Mappe colore del modulo di deformazione di taglio ottenuta per la materia bianca e grigia imponendo la velocità angolare con una sola componente X al centro di massa del cervello .....	94
Figura 63: Mappe colore del modulo di deformazione di taglio ottenuta per la materia bianca e grigia imponendo la velocità angolare con una sola componente Y al centro di massa del cervello .....	95
Figura 64: Mappe colore del modulo di deformazione di taglio ottenuta per la materia bianca e grigia imponendo la velocità angolare con una sola componente Z al centro di massa del cervello .....	96
Figura 65: Grafici che mostrano l'andamento nel tempo della pressione nella materia bianca e grigia nei vari cluster di elementi considerati. Nella legenda: PressioneX è la pressione ottenuta a seguito dell'input di velocità angolare avente una sola componente lungo l'asse X, PressioneY è la pressione generata dall'input di velocità angolare avente una sola componente lungo l'asse Y e PressioneZ è la pressione conseguita a seguito dell'input di velocità angolare avente una sola componente lungo l'asse Z. ....	98
Figura 66: Grafici che mostrano l'andamento nel tempo della pressione nel liquido cerebrospinale nei vari cluster di elementi considerati. Nella legenda: PressioneX è la pressione ottenuta a seguito dell'input di velocità angolare avente una sola componente lungo l'asse X, PressioneY è la pressione generata dall'input di velocità angolare avente una sola componente lungo l'asse Y e PressioneZ è la pressione conseguita a seguito dell'input di velocità angolare avente una sola componente lungo l'asse Z. ....	101

# INDICE DELLE TABELLE

Tabella 1: Glasgow Coma Scale (GCS) e risposte associate [23].....	15
Tabella 2: Classificazione trauma cranici in base al LOC, GCS e PTA [24].....	15
Tabella 3: Valori di velocità angolare critici [44] .....	28
Tabella 4: valori di velocità e HIC come prevede la normativa ECE 22.06 (2021)..	35
Tabella 5: Valori di velocità angolare critici, come previsti dalla normativa ECE 22.06, utilizzati per calcolare il BrIC .....	36
Tabella 6: Differenze tra solutore implicito ed esplicito [83] .....	44
Tabella 7: Differenze tra Abaqus/Standard e Abaqus/Explicit [83].....	45
Tabella 8: Misure antropometriche, massa e mesh per il modello di testa ad elementi finiti, sviluppato dall'Università di Padova, utilizzato nelle simulazioni [106].....	49
Tabella 9: Parametri e modelli costitutivi per le varie parti del cervello [106].....	50
Tabella 10: modello di Ogden visco-iperelastico per la materia bianca e grigia [39]53	
Tabella 11: modello di Ogden iperelastico per liquido cerebrospinale [39] .....	53
Tabella 12: parametri per modello viscoelastico della materia bianca e grigia [39]	54
Tabella 13: Valori ottenuti per i tre casi di accelerazione traslazionale aventi lo stesso HIC .....	57
Tabella 14: Valori di velocità angolare critici utilizzati per calcolare il BrIC, stabiliti dalla normativa .....	59
Tabella 15: valori presi in considerazione per il calcolo del BrIC e calcolo dello stesso .....	59
Tabella 16: Valori massimi ottenuti per la deformazione nominale massima principale nei vari lobi del cervello .....	73
Tabella 17: Valori minimi ottenuti per la deformazione nominale minima principale nei vari lobi del cervello .....	74
Tabella 18: Valori massimi ottenuti per la pressione nei vari cluster di elementi considerati nei vari lobi della materia bianca e grigia.....	80
Tabella 19: Valori minimi ottenuti per la pressione nei vari cluster di elementi considerati nei vari lobi della materia bianca e grigia.....	80
Tabella 20: Valori massimi e minimi ottenuti per la pressione per i vari cluster di elementi considerati per il fluido cerebrospinale .....	83
Tabella 21: Valori massimi ottenuti per la deformazione nominale massima principale nei vari lobi del cervello .....	93
Tabella 22: Si possono vedere i valori minimi ottenuti sia per la pressione nei vari lobi del cervello al variare degli input di velocità angolare .....	99
Tabella 23: Si possono vedere i valori massimi ottenuti sia per la pressione nei vari lobi del cervello al variare degli input di velocità angolare .....	99

Tabella 24: Valori massimi e minimi di pressione nel fluido cerebrospinale nei vari cluster di elementi presi in considerazione, al variare degli input di velocità angolare .....	102
Tabella 25: Valori stabiliti dalla normativa ECE 22.06 per l'omologazione dei caschi motociclistici .....	103
Tabella 26: AIS (Abbreviated Injury Severity) .....	104



# INTRODUZIONE

Le lesioni cerebrali rappresentano una delle principali cause di disabilità e morte in molte parti del mondo [1]. Secondo l'ISTAT, in Italia sono responsabili del 50% delle morti traumatiche [3]. Esse, tuttavia, non rappresentano solo un problema per le persone coinvolte, ma anche un grande onere per la società in termini economici: per questo è necessario prevenirle o cercare di mitigarle. Questo necessita di una comprensione completa del meccanismo della lesione e dei livelli di tolleranza.

In questa prospettiva, i modelli *in silico*, in particolare quelli basati sul metodo degli elementi finiti (FEM), rappresentano strumenti importanti per indagare la meccanica delle lesioni cerebrali dal momento che i test sperimentali presentano problemi etici e di scarsa ripetibilità. Essi consentono di mettere in relazione la cinematica generale di un impatto con possibili danni del tessuto cerebrale.

Tra le cause comuni di lesioni cerebrali, assieme alle cadute (specialmente tra gli anziani e i bambini), alle aggressioni e agli infortuni durante le attività sportive e ricreative, si trovano gli incidenti stradali, ragione per cui nel presente lavoro di tesi si è presa in considerazione la normativa per l'omologazione dei caschi motociclistici. Motivo aggiuntivo a supporto di questa scelta, è il mio essere in prima persona motociclista.

Lo standard di sicurezza prevede diverse prove per l'omologazione dei caschi. La procedura non sarà qui descritta nel dettaglio, esulando ciò dagli scopi di questa tesi, ma ci si soffermerà invece sugli indici globali utilizzati in questa normativa, essendo questi correlati al lavoro di ricerca eseguito. Gli indici di danno globale sono l'HIC, il PLA e il BrIC calcolati a partire dall'accelerazione traslazionale e dalla velocità angolare al centro di massa della testa, a loro volta misurate tramite tre accelerometri lineari e tre sensori di velocità angolare.

Nella presente tesi sono state imposte accelerazioni traslazionali e velocità angolari sul centro di massa del modello a elementi finiti di testa sviluppato dall'Università di Padova e sono state valutate le risposte locali sul tessuto cerebrale in termini di deformazioni e pressioni. Le risposte locali sono state confrontate con l'obiettivo di mettere in luce un'area grigia della normativa che allo stato attuale considera solamente degli indici di danno globale.

Il lavoro è strutturato in quattro capitoli:

CAPITOLO I:

- frequenza dei traumi cranici in Italia, cause ed effetti derivanti da essi, importanza dei modelli *in silico* per una migliore comprensione degli stessi;
- fondamenti anatomici;
- lesioni più frequenti;
- criteri di danno globali e locali;
- standard di sicurezza: normativa ECE 22.06.

CAPITOLO II:

- metodo degli elementi finiti (FEM);
- software Abaqus (Simulia) utilizzato per svolgere le analisi;
- breve introduzione ai modelli ad elementi finiti presenti in letteratura;
- descrizione del modello FEM della testa utilizzato per le simulazioni numeriche;
- tipi di simulazioni svolte con i relativi dati;

CAPITOLO III: risultati e discussione;

CAPITOLO IV: conclusioni.

# CAPITOLO I

Le lesioni cerebrali sono una delle principali cause di disabilità e morte in molte parti del mondo [1]. Nei paesi occidentali sono la terza causa di morte dopo le malattie cardiovascolari e i tumori e la prima causa nella popolazione al di sotto dei 45 anni (fascia di popolazione più attiva) [2].

In Italia [2], esse hanno un'incidenza in linea con i paesi della Comunità Europea: ogni anno si recano in Pronto Soccorso 1400 pazienti ogni 100.000 abitanti per diagnosi di lesione cerebrale; di questi, ne vengono ricoverati 250 e ne muoiono 16 (dati SINch, Società Italiana di Neurochirurgia ed ISTAT 28.02.2017) [3]. Secondo l'ISTAT, le lesioni cerebrali sono responsabili in Italia del 50% delle morti traumatiche. Si riscontra un più elevato picco d'incidenza tra i soggetti di fascia di età compresa tra i 16 e i 32 anni, e picchi secondari per soggetti della seconda e terza infanzia e per gli anziani nella fascia 75 – 85 anni [3].

Cause comuni di lesione cerebrale sono le cadute (specialmente fra gli anziani e i bambini), gli incidenti stradali, le aggressioni e gli infortuni durante attività sportive o ricreative. Anche gli infortuni sul lavoro (ad esempio durante l'utilizzo di macchinari) e quelli dovuti ad armi da fuoco rientrano nelle cause delle lesioni craniche.

Negli ultimi decenni si sta verificando un cambiamento epidemiologico: grazie alle misure di prevenzione (caschi, cinture di sicurezza, controllo della velocità) l'incidenza delle lesioni cerebrali nei giovani sta diminuendo, mentre aumenta nei soggetti anziani che vanno incontro più frequentemente a cadute accidentali.

Si stima che il 90% delle lesioni cerebrali sia classificato come trauma cranico lieve [4], e che esso sia circa 15 volte più frequente di quello moderato e oltre 20 volte più frequente di quello grave [5].

Spesso la lesione è dovuta a un impatto diretto, tuttavia, il cervello può subire un danno anche se la testa non viene colpita direttamente; una scossa violenta o una decelerazione improvvisa possono ad esempio danneggiare il tessuto cerebrale causandone l'urto contro il cranio, con conseguenti danni interni non visibili esteriormente.

Gli studi suggeriscono anche che la lesione cerebrale potrebbe rappresentare un importante fattore di rischio per l'insorgenza di epilessia, ictus e malattie neurodegenerative della tarda età, come demenza e morbo di Parkinson [6].

Le lesioni, perciò, non rappresentano solamente un serio problema per le persone coinvolte, ma anche un grande onere per la società in termini economici: per questo motivo è necessario prevenire o cercare di ridurle al minimo, cosa che necessita di una comprensione completa del meccanismo della lesione, della risposta e dei livelli di tolleranza.

In questa prospettiva, i modelli *in silico*, in particolare quelli basati sul metodo degli elementi finiti (FEM), sono strumenti importanti per indagare la meccanica della lesione cerebrale, dal momento che i test sperimentali presentano problemi etici e di scarsa ripetibilità. I modelli *in silico* devono essere validati sulla base di dati sperimentali, e consentono di mettere in relazione la cinematica generale di un impatto con possibili danni del tessuto cerebrale.

Si descrivono a seguire le varie parti del modello di testa a elementi finiti sviluppato dall'Università di Padova, utilizzato per lo studio condotto nella presente tesi.

## **ANATOMIA DELLA TESTA**

Il modello a elementi finiti costruito e validato dall'Università di Padova è formato da otto parti:

- pelle;
- cranio;
- dura madre;
- fluido cerebrospinale;
- falce;
- tentorio;
- materia bianca;
- materia grigia.

### **Pelle**

La pelle, o cuoio capelluto, è la parte esterna della testa. Essa ricopre il cranio e si estende dalle arcate sopraccigliari fino alla protuberanza occipitale esterna e alla linea nucale superiore posteriore.

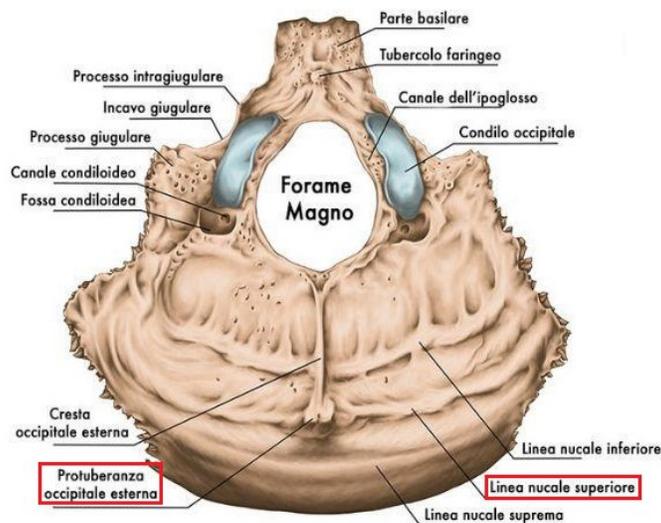


Figura 1: Anatomia del Forame Magno ove si possono vedere la protuberanza occipitale esterna e la linea nucale superiore posteriore [7]

Sui lati, invece, il cuoio capelluto si estende fino all'arcata zigomatica.

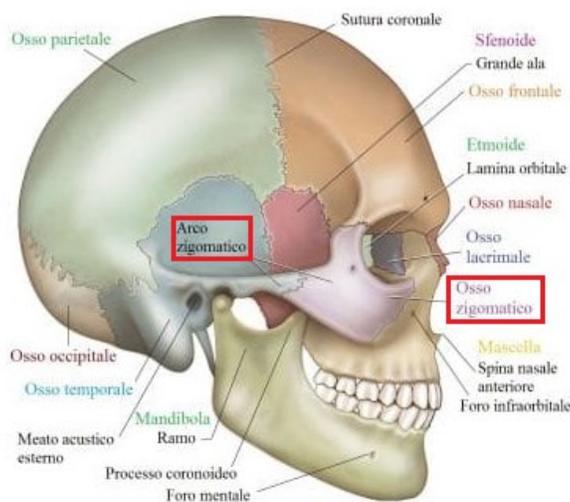


Figura 2: Ossa dello zigomo, del naso e della mascella ove si può notare l'arco zigomatico e l'osso zigomatico [8]

Il cuoio capelluto è suddiviso in più strati. Procedendo dal più esterno al più interno, come illustrato nella Figura 3, si incontrano:

- la cute;
- il tessuto connettivo denso;
- la aponeurosi epicranica;
- il tessuto connettivo lasso;
- il pericranio.

I primi tre strati a partire dall'esterno formano un tutt'uno: la cute è un tessuto continuo composto da tre strati principali (epidermide, derma e ipoderma) e identico a quello di tutto il resto del corpo con la sola differenza rappresentata dalla presenza dei capelli. Lo scopo del cuoio capelluto è di proteggere e termoregolare il cervello, filtrando i raggi del sole grazie alla presenza dei capelli, e impedendo l'eccessiva dispersione di calore in ambienti freddi. Il tessuto connettivo denso ospita invece i vasi e i nervi del cuoio capelluto: si tratta di un tessuto poco elastico che, in presenza di ferite sul cuoio capelluto, tende a far rimanere aperti i vasi e perciò a produrre sanguinamento. L'ultimo dei tre strati esterni è l'aponeurosi epicranica (anche detta "galea aponeurotica"), una membrana fibrosa che è parte del muscolo occipitofrontale. A seguire, si trova il tessuto connettivo lasso, che permette una certa libertà di movimento ai tessuti sovrastanti, e come ultimo strato il pericranio ovvero il periostio del cranio, tenacemente adeso alle ossa.

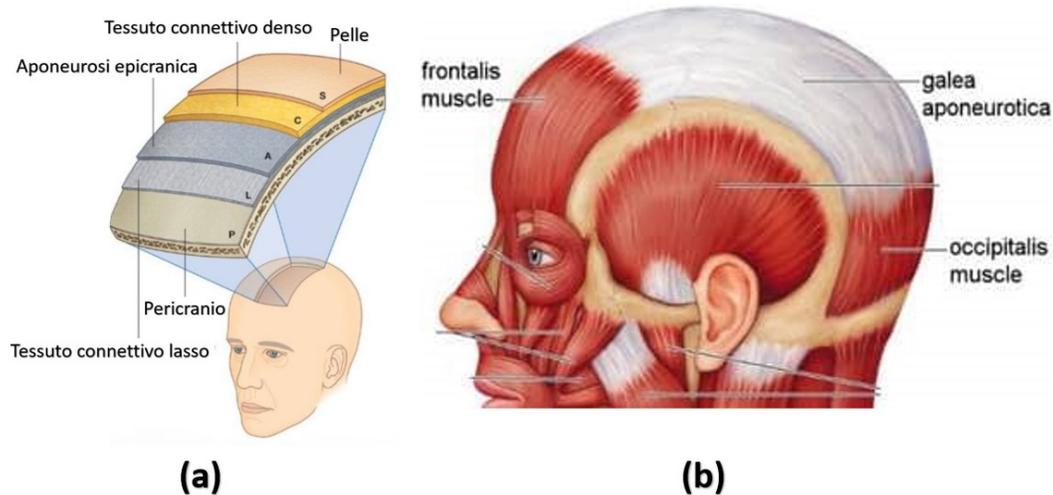


Figura 3: (a) anatomia del cuoio capelluto con tutti i suoi strati [9], (b) aponeurosi epicranica, parte del muscolo occipitofrontale [10]

## Cranio

Il cranio è la struttura ossea della testa. Comprende 22 ossa ed è diviso in:

- neurocranio;
- splancnocranio.

Il neurocranio è la parte superiore del cranio e comprende le ossa che compongono la testa mentre lo splancnocranio comprende le ossa che compongono la faccia.

Il neurocranio è la parte del cranio che racchiude l'encefalo ed è composto da otto ossa:

- osso frontale;
- due ossa temporali;
- due ossa parietali;
- osso sfenoide;
- osso etmoide;
- osso occipitale.

Lo splancnocranio ha il compito di proteggere gli organi dell'apparato respiratorio e digerente. Esso è una struttura rigida con un'unica apertura, il forame magno, dove il midollo spinale si unisce al cervello, e comprende quattordici ossa:

- due ossa zigomatiche;
- due ossa lacrimali;
- due ossa nasali;
- due cornetti nasali inferiori;
- due ossa palatine;
- due ossa mascellari;
- il vomere;
- mandibola.

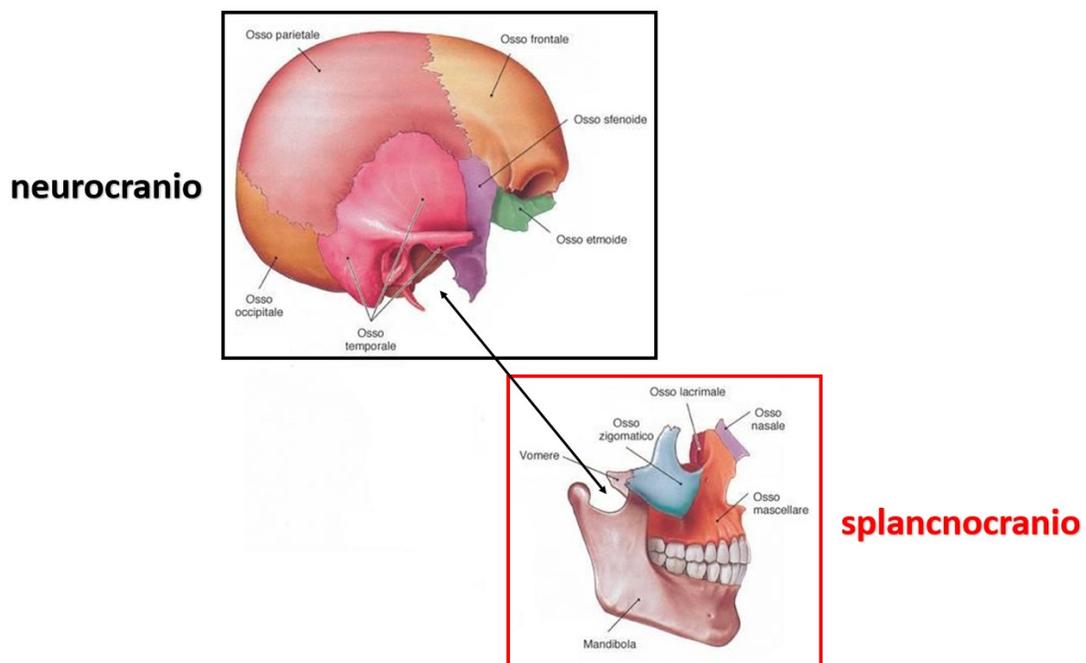


Figura 4: Suddivisione della struttura ossea del cranio [11]

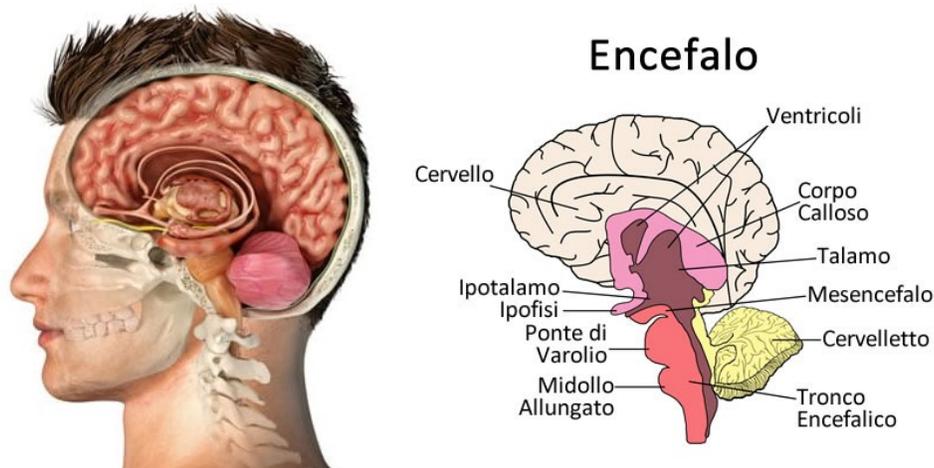


Figura 5: Anatomia dell'encefalo, protetta dal neurocranio [12]

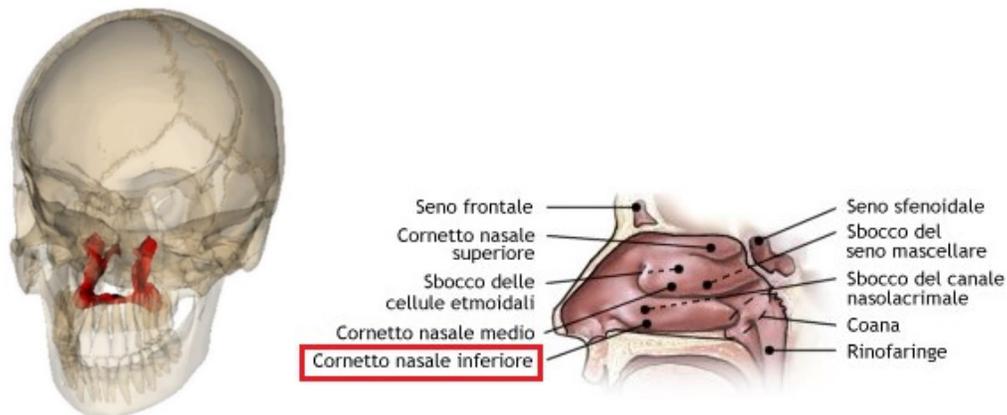


Figura 6: A sinistra si può vedere l'osso palatino [13], mentre a destra il cornetto nasale inferiore, entrambi appartenenti allo splancnocranio [14]

## Dura Madre

La dura madre encefalica è la meninge più esterna, la più spessa e più resistente tra le tre meningi (dura madre, aracnoide e pia madre) che avvolgono il sistema nervoso centrale. Le meningi hanno il compito di proteggere l'encefalo e il midollo spinale all'interno del canale vertebrale, e sono composte da tessuto connettivo fibroso e denso. La dura madre presenta pieghe caratteristiche, chiamate pieghe di riflessione, che derivano dall'adattamento dello strato meningeo ai solchi e cavità dell'encefalo. Le pieghe di riflessione sono quattro:

- la falce cerebrale;
- il tentorio del cervelletto (o tentorio cerebellare);
- la falce cerebellare (o falce del cervelletto);
- diaframma sellare.

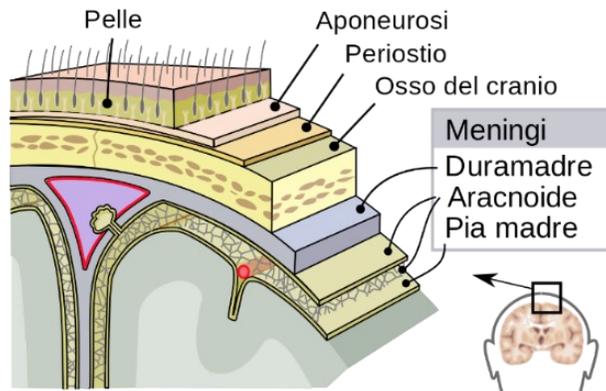


Figura 7: Anatomia delle meningi [15]

## Falce

La falce cerebrale è una delle pieghe di riflessione della dura madre che si creano dall'adattamento tra lo strato meningeo e i solchi/cavità dell'encefalo, perciò rappresenta una piega meningeo. È disposta verticalmente tra i due emisferi (destra e sinistra) del cervello e funge da separatore tra essi. La sua forma richiama una lama di falce, con il bordo superiore convesso alla superficie interna del cranio e quello inferiore concavo. Essa si estende sagittalmente sulla linea mediana dall'osso frontale a quello occipitale. La base posteriore della falce si inserisce sulla faccia superiore del tentorio cerebellare, mentre l'apice anteriore penetra in corrispondenza della crista galli dell'etmoide. La falce cerebrale è detta anche grande falce.

La falce cerebellare (o falce del cervelletto) è un piccolo setto localizzato sotto il tentorio del cervelletto. La base superiore poggia sulla faccia inferiore del tentorio, mentre il suo apice inferiore termina in corrispondenza del grande forame occipitale. La base inferiore, invece, segue la cresta occipitale interna.

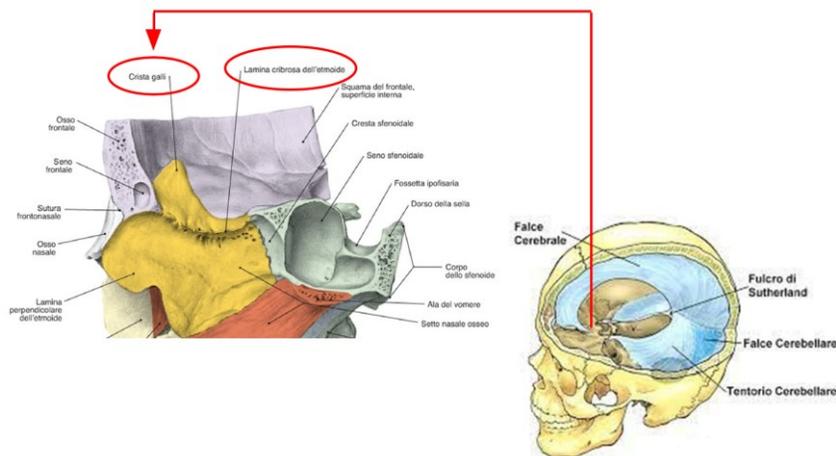


Figura 8: Ingrandimento nella zona dell'etmoide dove si può notare la crista galli [16], mentre a destra si può notare la falce cerebrale e cerebellare e il tentorio cerebellare [17]

## Tentorio

Il tentorio cerebellare (Figura 8) è una piega meningea trasversale che copre il cervelletto e lo separa dal cervello; esso è una lamina fibrosa localizzata nella fossa cranica posteriore (faccia interna del cranio posteriore). Su questo setto poggiano i lobi occipitali del cervello.

## Fluido Cerebrospinale

Il fluido cerebrospinale, o liquor, è un fluido limpido e incolore, con densità simile a quella dell'acqua, che scorre dentro e attorno al cervello e il midollo spinale. Funge da ammortizzatore per le sollecitazioni meccaniche legate alle variazioni di movimento e di posizione del capo, con lo scopo di proteggerli da urti contro le strutture ossee. Grazie a esso, la massa del cervello si riduce di 1300 grammi arrivando a pesare 50 grammi.

Esso contribuisce:

- alla regolazione della pressione intracranica e di conseguenza alla prevenzione delle ischemie cerebrali;
- a rimuovere i prodotti di scarto dal cervello (aminoacidi, neurotrasmettitori, cellule e sottoprodotti metabolici);
- ad assicurare il trasporto delle sostanze nutritive facendo da intermediario tra sangue e cellule, e consentendo il corretto funzionamento del sistema nervoso.

Il fluido cerebrospinale è derivato dal sangue ma è privo di proteine e mostra una concentrazione leggermente differente di alcuni sali minerali. Esso, perciò, contiene solo globuli bianchi, e presenta una concentrazione di proteine diversa in base alle zone: ad esempio, maggiore in quella lombare (all'altezza della schiena) e minore in quella ventricolare (attorno al cervello).

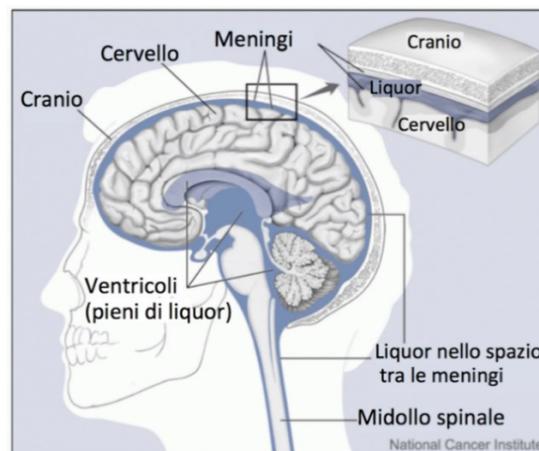


Figura 9: Si mostra ove scorre il fluido cerebrospinale ovvero attorno al cervello e al midollo spinale [18]

Il liquor si muove in un'unica direzione (Figura 10) spinto dalle onde di pressione dei vasi sanguigni del cuore.

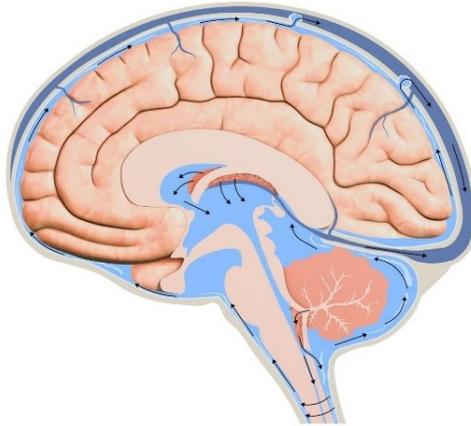


Figura 10: Direzione di scorrimento del liquido cerebrospinale attorno al cervello e al midollo spinale [19]

### **Materia bianca e materia grigia**

La materia bianca è la parte del cervello che contiene le fibre nervose, mentre la materia grigia contiene i corpi dei neuroni. Entrambe fanno parte del sistema nervoso centrale. Le fibre nervose della materia bianca sono coperte da una guaina isolante chiamata mielina, di colore biancastro (da cui il nome materia bianca), che ha la duplice funzione di protezione per la fibra nervosa e di isolante per la conduzione dello stimolo nervoso. Essa, infatti, è quella parte del sistema nervoso centrale ad alta concentrazione di assoni mielinici. La materia bianca ha il compito di trasmettere le informazioni, sotto forma di impulsi elettrici, da una parte all'altra del cervello, ovvero di mettere in comunicazione le varie aree del cervello. Emisfero destro e sinistro, cervelletto e midollo spinale sono tutti interconnessi grazie a essa e grazie alla mielina che aumenta la velocità di questi scambi di dati.

La materia grigia è più esterna, mentre la materia bianca è più interna. La materia grigia forma la corteccia cerebrale del cervello ed è sede:

- delle facoltà intellettive;
- della capacità di apprendimento;
- della memoria a breve e lungo termine;
- del linguaggio;
- del pensiero;
- dell'attenzione;
- della coscienza;
- dei sensi (vista, udito, gusto, olfatto e tatto);
- del controllo dei movimenti volontari.

In base alla funzione che deve svolgere, essa mette in moto una diversa parte della corteccia. Si distinguono quindi:

- la corteccia motoria;
- la corteccia somatosensoriale;
- la corteccia visiva;
- la corteccia uditiva.

Se si volesse riassumere con un esempio come funzionano la materia bianca e grigia, si potrebbe pensare alla materia grigia come a tanti computer uno a fianco all'altro, e alla materia bianca come ai fili che li collegano. Ciò significa che, senza la materia bianca, la materia grigia rappresenterebbe qualcosa di inefficace.

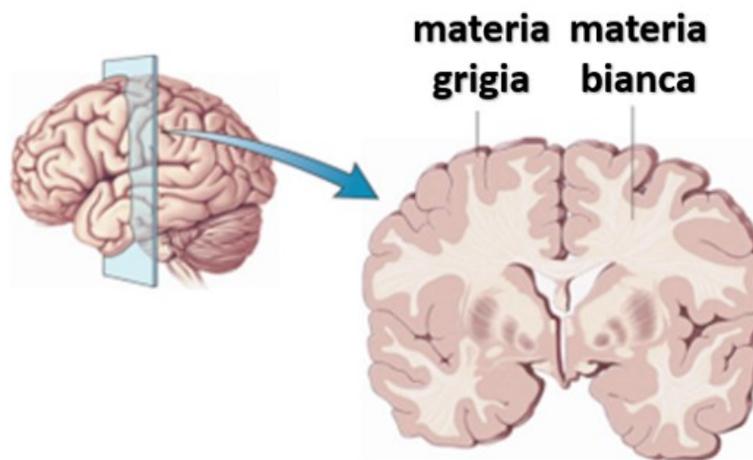


Figura 11: Vista in sezione del cervello dove si evidenziano la materia bianca e grigia [20]

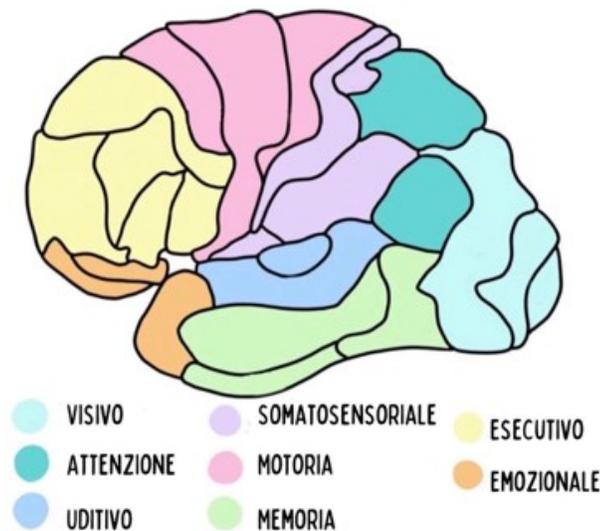


Figura 12: aree della corteccia cerebrale [21]

La materia grigia è azzurrina con sfumature giallastre e/o rosate dovute ai capillari. È stata chiamata così dai neuroscienziati per distinguerla dalla materia bianca. I neuroni, unità fondamentali del sistema nervoso, sono formati:

- da un corpo cellulare, anche detto soma, che ospita il nucleo cellulare;
- da dendriti, ramificazioni sottili che ricevono le informazioni; i dendriti accrescono la superficie del neurone consentendogli di comunicare con altre cellule nervose;
- dall'assone (o fibra nervosa), appendice di forma tubolare che serve a trasmettere le informazioni. Esso può essere o meno mielinizzato; solitamente, quelli mielinizzati si trovano nei nervi periferici (nervi motori e sensitivi), mentre quelli non mielinizzati si trovano nel cervello e nel midollo spinale. Una rappresentazione del neurone è contenuta nella Figura 13. La materia bianca, formata da fibre nervose mieliniche, è costituita essenzialmente dall'assone e dalle guaine di mielina che lo rivestono, che consentono di aumentare la velocità di trasmissione da 1 m/s a 100 m/s.

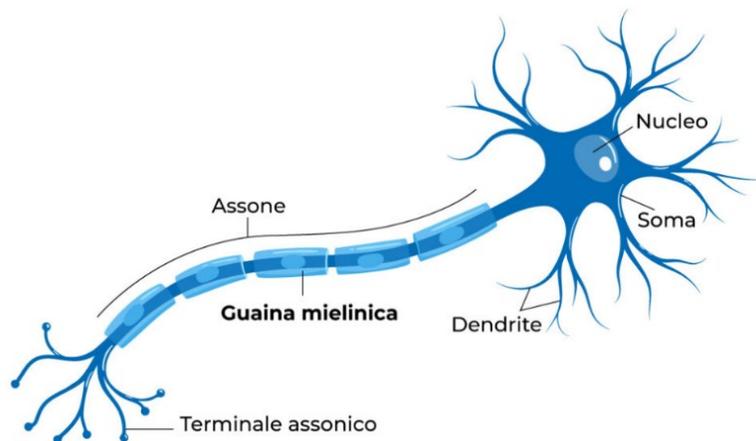


Figura 13: Struttura del neurone [22]

## METODI DI CLASSIFICAZIONE GCS E AIS

### Metodo di classificazione GCS

Per determinare la gravità del danno subito a seguito di un impatto diretto o indiretto, i medici raccolgono informazioni sulle circostanze che hanno provocato la lesione e sullo stato di coscienza misurandoli con i punteggi della Glasgow Coma Scale (GCS).

<b>APERTURA OCCHI</b>	Spontaneamente	4
	Alla parola	3
	Al dolore	2
	Non apre gli occhi	1
<b>RISPOSTE VERBALI</b>	Orientata, cioè il paziente si relaziona con l'ambiente, capisce e risponde	5
	Confusa	4
	Parole non appropriate, parole a casaccio, urla, bestemmia, cose insensate anche se pronunciate bene	3
	Suoni incomprensibili, per esempio farfuglia	2
	Nessuna	1
<b>RISPOSTE MOTORIE</b>	Obbedisce ai comandi	6
	Localizza il dolore, se non c'è risposta ai comandi si applica uno stimolo doloroso che viene mantenuto finché non si ottiene il massimo della risposta. Inizialmente si applica la pressione al letto ungueale con il risultato di estensione o flessione del gomito; se vi è una di queste risposte allora lo stimolo viene effettuato al collo o al tronco per ricercare la localizzazione che si intende effettuata quando gli arti si muovono per tentare di rimuovere lo stimolo doloroso	5

	Si ritrae, flette normalmente ma non localizza il dolore	4
	Anormale flessione allo stimolo doloroso	3
	Movimenti di estensione, in risposta agli stimoli dolorosi	2
	Assenza completa di movimento	1
<b>RISULTATO DELLA LESIONE</b>		
Grave, GCS $\leq$ 8    Moderata, GCS da 9 a 13    Minore, GCS $\geq$ 14		

Tabella 1: Glasgow Coma Scale (GCS) e risposte associate [23]

Il GCS può assumere valori che variano da un minimo di 3 a un massimo di 15, dove 15 corrisponde a un paziente cosciente, mentre valori uguali o inferiori a 8 si associano a uno stato di coma.

Al fine di determinare la gravità dei traumi cranici, i medici tengono conto per la loro valutazione, oltre al metodo GCS, anche della perdita di coscienza (LOC, Loss Of Consciousness) e dell'amnesia post-traumatica (PTA, Post-Traumatic Amnesia), uno stato di confusione e perdita di memoria che si riscontra subito dopo un trauma cranico. Per capire, perciò, come gli specialisti determinano il grado dei traumi cranici, si veda la tabella sottostante (Tabella 2).

<b>CLASSIFICAZIONE</b>	<b>LOC</b>	<b>GCS</b>	<b>PTA</b>
<b>LIEVE</b>	< 30 minuti	13 – 15	< 24 ore
<b>MODERATO</b>	30 minuti – 24 ore	9 – 12	1 – 7 giorni
<b>GRAVE</b>	>24 ore	3 – 8	>7 giorni

Tabella 2: Classificazione trauma cranici in base al LOC, GCS e PTA [24]

## Metodo di classificazione AIS

Per quantificare invece l'entità delle lesioni riscontrate sul corpo di un ferito, in medicina legale si utilizza un codice numerico denominato AIS (Abbreviated Injury Severity). L'AIS è un sistema basato sull'anatomia del corpo umano che classifica le lesioni secondo la regione del corpo su una scala (Tabella 3) che parte dal valore 1, quando il rischio di morte è pari allo 0% e giunge al valore 6, ove il rischio di morte è al 100%.

La metodologia AIS prevede l'uso di un "dizionario" all'interno del quale sono riportate le singole lesioni. Nel dizionario AIS, a ogni descrizione di lesione è assegnato un codice numerico a sei caratteri, cui segue il codice AIS che indica la gravità della lesione.



Figura 14: codice numerico AIS [25]

Da sottolineare è il fatto che l'attribuzione di una definizione del dizionario, e quindi del conseguente codice AIS, richiede di essere supportata da precise evidenze, quali esami diagnostico-strumentali (Rx, TAC ecc.), report chirurgici o autoptici ecc.

<b>AIS</b>	<b>GRAVITA' DELLA LESIONE</b>	<b>% RISCHIO MORTE</b>	<b>DESCRIZIONE</b>
<b>1</b>	Minore	0 – 0,1	Lesione leggera al cervello, mal di testa, vertigini, senza perdita di coscienza; lesione leggera cervicale, colpo di frusta e contusioni
<b>2</b>	Moderata	0,1 – 0,4	Contusioni con o senza frattura al cranio, meno di quindici minuti di perdita di conoscenza, piccolo crepe corneali, distacco della retina, frattura del naso e danni al viso
<b>3</b>	Seria	0,8 – 2,1	Contusioni con o senza frattura al cranio, più di quindici minuti di perdita di conoscenza (al massimo 1h) senza danni neurologici severi, frattura delle ossa del cranio, senza perdita di coscienza, o altri danni come la perdita della vista, la frattura delle ossa del volto, frattura cervicale, senza danni al midollo
<b>4</b>	Severa	7,9 – 10,6	severi danni neurologici (6-24h di perdita di conoscenza)
<b>5</b>	Critica	53,1 – 58,4	danni neurologici critici (più di 24h di perdita di conoscenza)
<b>6</b>	Massima	100	Morte

*Tabella 3: Scala dei valori del codice numerico AIS (Abbreviated Injury Severity) [26, 27]*

## Metodo ISS

Per i traumi multipli, ovvero un evento traumatico che determina lesioni a carico di due o più distretti corporei contemporaneamente, si usa l'ISS (Injury Severity Score), che si basa sull'Abbreviated Injury Scale (AIS). Per calcolare l'ISS per una persona ferita, il corpo è diviso in sei regioni. Queste regioni del corpo sono:

- Testa o collo, compreso il rachide cervicale;
- Viso, compreso lo scheletro facciale, il naso, la bocca, gli occhi e le orecchie;
- Petto, ovvero la colonna vertebrale toracica e il diaframma;
- Addome, o contenuto pelvico, comprendente gli organi addominali e la colonna lombare;
- Estremità o cintura pelvica;
- Esterno.

Per calcolare l'ISS, si considera il codice di gravità AIS più alto in ciascuna delle tre regioni del corpo della ISS più gravemente ferite. Per ottenere l'ISS, si elevano al quadrato i tre numeri AIS ( $ISS = A^2 + B^2 + C^2$  dove A, B, C sono i punteggi AIS delle tre regioni del corpo della ISS più ferite). I punteggi ISS vanno da 3 a 75. Se uno dei tre punteggi AIS è un 6, il punteggio viene automaticamente impostato su 75.

Durante la progettazione del sistema di protezione è necessario prestare attenzione alle accelerazioni che esso può subire in modo tale che non arrivino ad certo valore di AIS. L'AIS tiene conto di danni che derivano sia da accelerazioni traslazionali, sia da accelerazioni rotazionali.

## LESIONI PIU' FREQUENTI CONSEGUENTI AGLI INCIDENTI

Prima di elencare le diverse tipologie di lesione, utili per comprendere meglio alcune tolleranze per i danni locali al cervello che verranno trattati in seguito, si procede a illustrare la differenza tra lesioni focali e diffuse. Le lesioni focali sono localizzate in una sezione del cervello, tipicamente a seguito di un impatto diretto. Sono il risultato di onde d'urto convergenti che si muovono attraverso il cervello. La lesione risultante deriva dal sanguinamento dei vasi sanguigni colpiti, che causano un aumento della pressione all'interno del cranio, che a sua volta esercita pressione sul resto del cervello, interrompendo il flusso di sangue e causando la morte. Al contrario, le lesioni diffuse sono in genere meno gravi, ma colpiscono un'area più ampia del cervello. Sono tipicamente causate da una forte accelerazione del cervello all'interno del cranio, e possono derivare da collisioni con o senza contatto. La lesione risultante proviene dai nervi feriti in tutto il cervello, che portano a una diminuzione della funzione cerebrale. Le lesioni diffuse più lievi portano alla perdita di coscienza, mentre lesioni diffuse più gravi portano al coma permanente e alla morte.

### Danno assonale diffuso

Il danno assonale diffuso può essere causato (Figura 14) da forze di tensione che causano lo stiramento dell'assone, da forze di taglio o da forze rotazionali che causano la torsione dell'assone. Tutti e tre questi meccanismi causano la rottura dei vasi sanguigni.

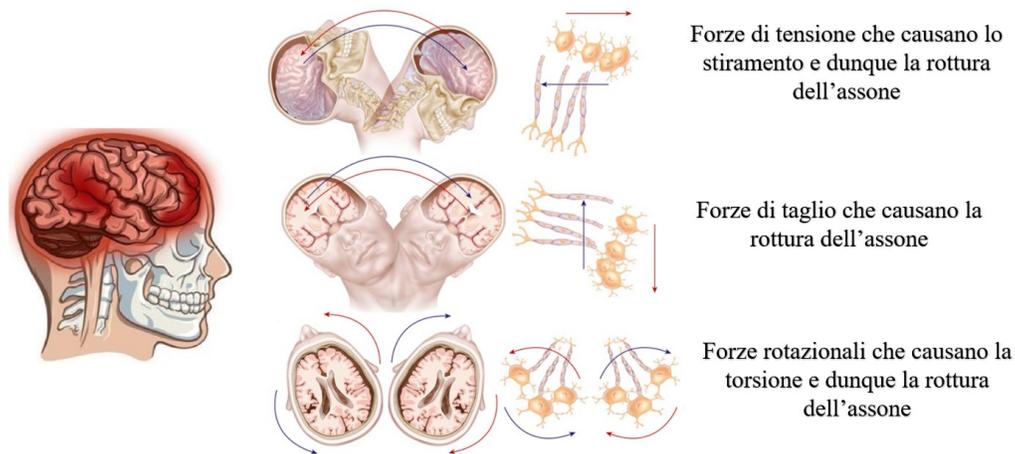


Figura 15: La lesione assonale può essere dovuta allo stiramento dell'assone, a forze di taglio oppure a forze rotazionali che ne causano la torsione [28]

Il danno assonale diffuso si divide in tre livelli di gravità:

- grado 1, ove poche fibre si rompono, il coma dura fino a 24 ore;
- grado 2, la lesione si estende fino a portare l'individuo in coma per più di 24 ore;
- grado 3, coma immediato e dura per mesi.

In particolare:

- grado 1, se è colpita la sola sostanza bianca degli emisferi;
- grado 2, se è colpita la sostanza bianca degli emisferi e anche quella del corpo calloso;
- grado 3, se è colpita la sostanza bianca degli emisferi, quella del corpo calloso e anche quella del tronco encefalico.

Il danno assonale diffuso può essere individuato tramite risonanza magnetica mostrerà, in presenza di piccole regioni ovoidi o lineari di 1-15 mm alla giunzione della materia grigio-bianca (più comunemente i lobi frontali e temporali), nel corpo calloso e nei casi più gravi nel tronco cerebrale. Per maggior chiarezza si veda un esempio nella Figura 15.



*Figura 16: Risonanza magnetica dove si può notare dove c'è la freccia lunga un livello basso di danno assonale diffuso mentre le freccette più piccole denotano un edema nel lobo frontale destro [29]*

### **Ematoma subdurale (SDH, Subdural Hematoma)**

L'ematoma subdurale è dovuto a una lacerazione dei vasi sanguigni, ovvero a un versamento di sangue che va a localizzarsi nelle meningi, in particolare tra la dura madre e l'aracnoide. Ciò può provocare un aumento della pressione intracranica, e quindi una compressione o un danno dei tessuti del cervello. L'ematoma subdurale

può essere causato da traumi cranici a seguito di incidenti stradali, cadute da grandi altezze, infortuni sportivi o aggressioni violente. La sintomatologia può variare da nausea, disorientamento e vertigini, a sintomi ben più gravi quali le alterazioni dello stato di coscienza e il coma. In aggiunta, si possono riscontrare danni cerebrali permanenti di varia gravità, dovuti principalmente all'effetto massa che l'ematoma stesso ha sul tessuto cerebrale, nonostante la rimozione chirurgica.

Alcuni soggetti sono più a rischio di ematoma subdurale, tra questi:

- i neonati, che presentano vasi sanguigni ancora molto fragili;
- gli anziani, che, a causa di atrofia cerebrale (condizione che indebolisce le strutture dell'encefalo, compresi i vasi sanguigni), possono incorrere in ematomi subdurali anche a seguito di traumi cranici di lieve entità;
- gli alcolisti, essendo l'alcolismo un fattore di rischio per l'atrofia cerebrale;
- soggetti che assumono con elevata frequenza farmaci che diluiscono il sangue, e sono dunque predisposti alle perdite ematiche anche in presenza di lesioni dei vasi sanguigni di lieve entità.

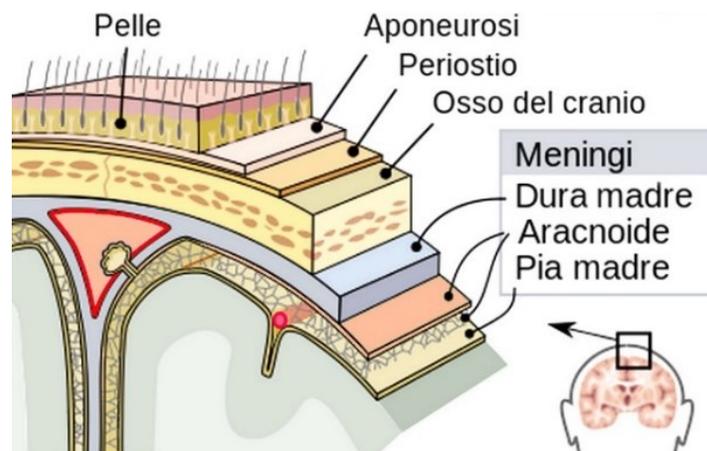


Figura 17: Schema della porzione esterna superficiale della testa dove si può vedere la dura madre e l'aracnoide [30]

L'ematoma subdurale può essere acuto o cronico: acuto se l'emorragia si verifica all'improvviso a causa della rottura traumatica di un vaso sanguigno; cronico se l'emorragia avviene lentamente e progressivamente nel tempo. L'emorragia di tipo cronico avviene negli anziani o nei pazienti con patologie della parete dei vasi sanguigni.

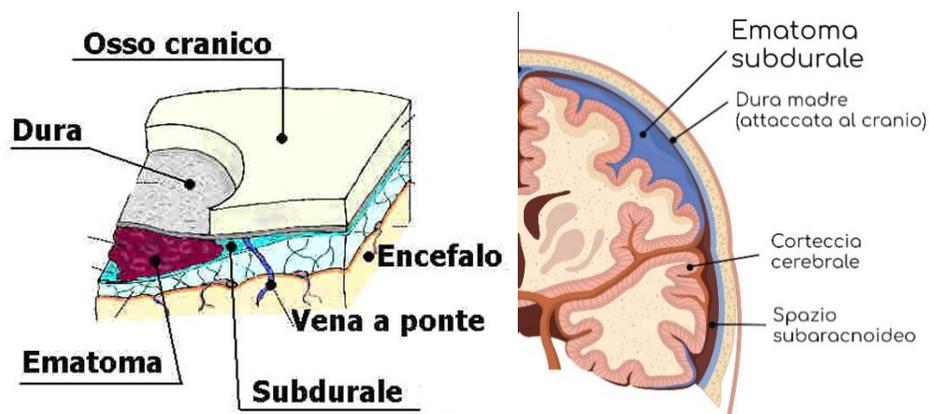


Figura 18: Nelle immagini si può vedere dove si può posizionare l'ematoma subdurale [31, 32]



Figura 19: Tac encefalo ove si può vedere a sinistra un ematoma subdurale cronico [33]

### **Commozione cerebrale (mTBI, mild Traumatic Brain Injury)**

La commozione cerebrale consiste in una lesione alla testa che interessa temporaneamente le funzioni cerebrali. I sintomi possono includere mal di testa, difficoltà a pensare, ricordare o concentrarsi, nausea, visione offuscata, disturbi del sonno o del comportamento (come l'irritabilità). Alcuni di questi sintomi possono verificarsi immediatamente dopo il trauma, mentre altri alcuni giorni dopo, e non è infrequente che perdurino anche per un mese. La commozione cerebrale può tuttavia comportare complicazioni successive più gravi, come demenza o Parkinson, specie se i traumi sono ripetuti. Le cause più comuni sono lesioni dovute ad attività sportive e agli incidenti stradali, soprattutto negli adulti. Oltre che da traumi alla testa, la commozione cerebrale può essere causata dalle forze di accelerazione, senza che vi sia un impatto diretto. In scenari di guerra, ad esempio, può essere una conseguenza di esplosioni avvenute nelle vicinanze.

## CRITERI DI DANNO

Nel corso degli anni sono stati sviluppati due principali tipi di metriche biomeccaniche: la prima si basa sui parametri cinematici del moto della testa, mentre la seconda sugli stati tensionali e deformativi che si generano nel tessuto cerebrale durante l'evento traumatico. La maggior parte dei criteri di lesione esistenti si basano sui parametri cinematici della testa, in quanto risulta più facile misurare quantità quali accelerazioni o velocità su un manichino o su un volontario rispetto che acquisire dati locali quali deformazioni o tensioni interne al tessuto cerebrale. La cinematica della testa considera grandezze cinematiche traslazionali e rotazionali. Alcuni dei criteri esistenti si basano esclusivamente sulla cinematica traslazionale, altri si basano solo sulla cinematica rotazionale, altri ancora includono parametri sia traslazionali sia rotazionali.

### Criteri di danno globale

Questi metodi cercano di mettere in relazione le lesioni alla testa con un parametro che può essere utilizzato facilmente nelle normative per l'omologazione dei dispositivi di protezione personale.

- **Criteri basati sulla cinematica traslazionale della testa**

- **Head injury criterion (HIC)**

Questo criterio [34] è stato sviluppato da Versace et al. nel 1971 a partire dalla curva di accelerazione di Wayne (WSTC ovvero Wayne State Tolerance Curve) [35] riportata in Figura 20. Questa stabilisce la relazione tra l'accelerazione traslazionale media e la sua durata, creando una soglia di separazione tra la zona di valori che possono comportare fratture del cranio e la zona ritenuta invece sicura. La curva di

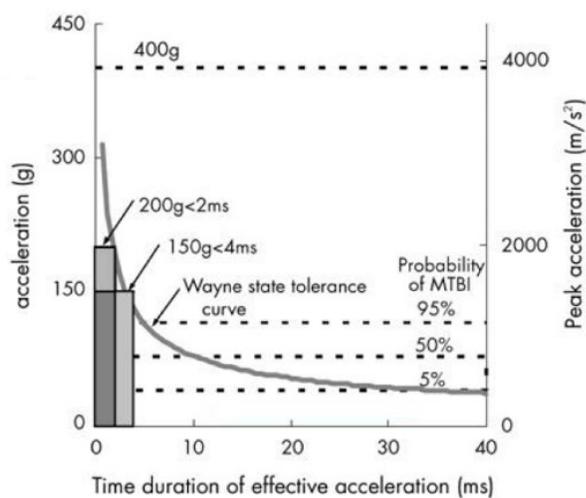


Figura 20: curva di accelerazione di Wayne [36]

tolleranza di Wayne rappresenta il primo metodo di misura della gravità di lesione cerebrale, ed è diventata la base per la maggior parte dei criteri di lesione fino ad oggi. L'HIC si basa su dati sperimentali ottenuti da test su cadaveri e animali, a seguito dei quali si è arrivati a comprendere come la testa umana possa sopportare picchi di accelerazioni anche elevate, purché per un breve intervallo di tempo, e come qualsiasi esposizione a picchi al di sopra della curva sia invece causa di lesioni di entità più o meno grave. Appare tuttavia necessario specificare che questa curva ottenuta per via sperimentale si basa esclusivamente su impatti frontali diretti, e non tiene in considerazione la possibilità di differenti direzioni di impatto né di condizioni di carico non di contatto.

Nella formula sottostante:

- $a(t)$  è il modulo dell'accelerazione lineare della testa misurato al centro di gravità ed è espresso in  $g$ ;
- $t_1$  e  $t_2$  sono i due istanti iniziali e finali di acquisizione che massimizzano l'HIC.

Il calcolo dell'HIC consiste in un processo iterativo caratterizzato, per ogni istante di tempo, da una integrazione effettuata su un intervallo di tempo (36msec o 15ms).

L'HIC non considera la massa della testa, l'accelerazione rotazionale, il punto e la direzione di impatto e l'andamento della curva.

Di seguito è riportata la formula per il calcolo dell'HIC:

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

- **Accelerazione lineare di picco – Peak Linear Acceleration (PLA)**

Questo valore rappresenta il picco massimo del valore di accelerazione misurata al centro di massa della testa, ed è espresso come multiplo dell'accelerazione gravitazionale. Questo metodo, al contrario dell'HIC, non prende in considerazione la durata dell'impatto.

- **Criteri basati sulla cinematica rotazionale e traslazionale+rotazionale della testa**

Studi recenti hanno identificato il movimento rotatorio della testa come la principale causa di danno. Utilizzando modelli matematici e analisi di incidenti è possibile valutare la tolleranza del cervello umano all'accelerazione o velocità angolare. Si è dimostrato come per produrre una lesione sia necessario superare sia un valore di accelerazione angolare, sia un valore di velocità angolare critico.

- **Criterio di accelerazione generalizzato per la soglia di danno cerebrale – Generalized Acceleration Model for Brain Injury Threshold (GAMBIT)**

Nel 1986 Newman [37] suggerì di utilizzare un criterio di lesione che valutasse la gravità di una collisione basata su una combinazione di accelerazione traslazionale e rotazionale.

Di seguito è riportata la formula per il calcolo di GAMBIT:

$$GAMBIT = G = \max \left[ \left( \frac{a(t)^n}{a_c} + \frac{\alpha(t)^m}{\alpha_c} \right) \right]^{1/s}$$

dove:

- $a(t)$  è l'accelerazione lineare della testa;
- $a_c$  è il suo valore critico;
- $\alpha$  è l'accelerazione rotazionale della testa;
- $\alpha_c$  è il valore critico dell'accelerazione rotazionale della testa;
- gli esponenti  $n$ ,  $m$  e  $s$  sono costanti determinate empiricamente tramite fitting di dati sperimentali ( $n=m=s=2$ ,  $a_c=250g$  e  $\alpha_c=25000rad/s^2$ ).

Se il valore di  $G$  è maggiore di 1, la collisione può causare una lesione cerebrale.

- **Potenza d'impatto sulla testa – Head impact power (HIP)**

Questo criterio è stato proposto da Newman et al. nel 2000 [38] e si basa sull'ipotesi secondo cui la gravità del trauma cranico è correlata alla potenza di impatto della testa. HIP è calcolato sulla base della seguente equazione:

$$HIP = \max \left[ m \sum a_i(t) \int a_i(t) dt + \sum I_{ii} \alpha_i(t) \int a_i(t) dt \right]$$

dove:

- $a$  è la risultante dell'accelerazione lineare della testa;
- $\alpha$  è la risultante dell'accelerazione rotazionale della testa;
- $m$  denota la massa;
- $I_{ii}$  denota i principali momenti di inerzia della testa;

$i$  denota le componenti dell'accelerazione in tre direzioni spaziali.

- **Combinazione lineare di Kleiven's – Kleiven's Linear Combination (KLC)**

La combinazione lineare di Kleiven (KLC) è stata proposta da Kleiven [39] quale predittore di lesioni cerebrali basato su una combinazione di  $HIC_{36}$  ( $t_2 - t_1 \leq 36$  ms) e l'entità massima della velocità angolare  $\omega(t)$ .

Si calcola secondo la seguente formula:

$$KLC = 0,004718 \max|\omega(t)| + 0,000224 HIC_{36}$$

- **Criterio di danno rotazionale – Rotational injury criterion (RIC)**

Esso è stato proposto da Kimpara e Iwamoto [40] ed è formulato in modo simile a HIC, sostituendo il termine di accelerazione lineare con l'accelerazione angolare.

Di seguito è riportata la formula per il calcolo del RIC:

$$RIC = \max [t_1, t_2] \left( \left[ \frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} |\alpha(t) dt| \right]^{2.5} (t_2 - t_1) \right)$$

dove  $\alpha$  è la grandezza dell'accelerazione di rotazione della testa risultante, mentre per  $t_1$  e  $t_2$  valgono le stesse considerazioni fatte per l'HIC.

- **Indice di variazione della velocità di rotazione – Rotational Velocity Change Index (RVCI)**

Nel 2015, Yanaoka et al. [41] hanno proposto un nuovo criterio, considerando impatti in cui erano coinvolti dei pedoni al fine di migliorare la correlazione tra cinematica della testa e predittori (fattori pesati) a livello di tessuto cerebrale per lesioni diffuse.

La formula per il calcolo è il seguente:

$$RVIC = \max [t_1, t_2] \sqrt{R_x \left( \int_{t_1}^{t_2} \alpha_x dt \right)^2 + R_y \left( \int_{t_1}^{t_2} \alpha_y dt \right)^2 + R_z \left( \int_{t_1}^{t_2} \alpha_z dt \right)^2}$$

dove:

- $\alpha_x, \alpha_y$  e  $\alpha_z$  sono le accelerazioni angolari rispettivamente attorno agli assi X, Y e Z;
- $R_x, R_y$  e  $R_z$  sono fattori pesati su ciascuno determinato utilizzando un modello FE testa.

Il vincolo di durata è stato scelto come  $t_2 - t_1 \leq 10$  ms.

- **Criterio universale per le lesioni cerebrali – Universal Brain Injury Criterion (UBrIC)**

Nel 2018, Gabler et al. [42] hanno proposto un criterio applicabile a un'ampia gamma di condizioni di impatto che si basa sull'ipotesi secondo cui la massima deformazione cerebrale generata dal movimento rotatorio della testa è equivalente alla deformazione subita da un sistema di secondo ordine sotto eccitazione.

Di seguito è riportata la formula per il calcolo dell'UBrIC:

$$UBrIC = \left\{ \sum \left[ \omega_i^* + (\alpha_i^* - \omega_i^*) e^{-\frac{\alpha_i^*}{\omega_i^*}} \right]^r \right\}^{1/s}$$

sia la velocità angolare della testa ( $\omega_i^*$ ) che l'accelerazione angolare ( $\alpha_i^*$ ) sono normalizzate utilizzando un valore critico ottenuto utilizzando un modello FE della testa. Il parametro costante r stabilisce la potenza alla quale viene valutata la grandezza e viene generalmente preso uguale a 1 o 2.

- **Criterio di danno cerebrale – Brain Injury criterion (BrIC)**

Il BrIC è stato proposto nel 2013 da Takhounts et al. [43], anche se le prime proposte cominciarono dal 1940, ed è basato sulla velocità angolare. Esso è la combinazione di velocità angolari adimensionalizzate rispetto a valori critici definiti (definiti dalla normativa).

Di seguito è riportata la formula per il calcolo del BrIC:

$$BrIC = \sqrt{\left(\frac{\omega_x}{\omega_{xcr}}\right)^2 + \left(\frac{\omega_y}{\omega_{ycr}}\right)^2 + \left(\frac{\omega_z}{\omega_{zcr}}\right)^2}$$

dove  $\omega_x$ ,  $\omega_y$  e  $\omega_z$  sono i valori massimi raggiunti dalle velocità in ogni direzione, indipendentemente dall'istante di tempo in cui si verificano, mentre i valori critici vengono scelti in base a quanto indicato in Tabella 3; in normativa ECE 22.06 vengono scelti quelli ottenuti come media tra CSDM e MPS. Il valore di soglia per tale criterio è di  $BrIC=1$  e corrisponde ad una probabilità del 50% di AIS4.

	$\omega_{xcr}$	$\omega_{ycr}$	$\omega_{zcr}$
Rad/s (basato sul CSDM)	66.20	59.10	44.25
Rad/s (basato sul MPS)	66.30	53.10	41.50
<b>Rad/s (media tra CSDM e MPS)</b>	<b>66.25</b>	<b>56.45</b>	<b>42.87</b>

Tabella 3: Valori di velocità angolare critici [44]

- **Picco di accelerazione rotazionale (PRA)**

Esso è calcolato differenziando i valori della velocità rotazionale, e non deve superare il valore di 10400 rad/s<sup>2</sup> in tutti i siti di impatto (ECE 22.06, 2021).

- **Diffuse Axonal Multi-Axis General Evaluation (DAMAGE)**

DAMAGE è stato proposto nel 2019 da Gabler et al. [45] ed è basato sulle equazioni del moto di un sistema del secondo ordine (in un'ampia gamma di condizioni di impatto, infatti, la risposta della deformazione cerebrale al movimento rotatorio della testa si comporta in modo simile a un sistema meccanico di secondo ordine) a tre gradi di libertà. DAMAGE stima la massima deformazione cerebrale utilizzando l'intera cronologia dell'accelerazione angolare della testa.

I parametri per la massa effettiva, la rigidità e lo smorzamento sono stati determinati utilizzando impulsi di rotazione semplificati che sono stati applicati in modo multiassiale a un modello ad elementi finiti di un individuo di sesso maschile adulto. La formula per il calcolo del coefficiente DAMAGE è:

$$DAMAGE = \beta_{max_t}\{|\delta(t)|\}$$

dove  $\beta$  è un fattore di scala e  $\delta(t)$  è il vettore della storia del tempo di spostamento ottenuto come soluzione delle equazioni del moto per un sistema meccanico smorzato accoppiato a tre gradi di libertà sotto eccitazione.

DAMAGE è stato convalidato utilizzando un database di 1747 impatti alla testa, inclusi test su casco, incidenti e risposte di volontari.

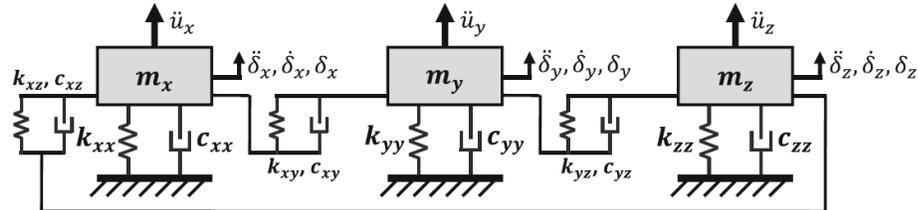


Figura 21: sistema del secondo ordine utilizzato per formulare il parametro DAMAGE [46]

## Criteri di danno locale

Nel corso degli anni sono stati studiati e sviluppati diversi predittori di lesioni cerebrali basati sulla deformazione dei tessuti. Alcuni dei più importanti sono riportati di seguito:

- **Deformazione principale massima**

Il danno assonale diffuso (DAI) è una delle patologie più frequenti di trauma cranico, perciò, la conoscenza della soglia meccanica in termini di deformazione assonale può aiutare a sviluppare migliori strumenti di prevenzione da danno cerebrale nel contesto dell'ottimizzazione di sistemi di protezione della testa.

C'è una certa differenza nel modo in cui vengono presentati i valori di picco. Per alcuni modelli viene utilizzato il valore al 100% della deformazione principale massima [39, 46], mentre altri autori utilizzano il valore al 95% [47, 48], al 90% [49] o il valore al 50% [50]. La scelta di utilizzare valori percentili inferiori è dovuta alla volontà di eliminare le instabilità numeriche [51, 52, 53].

In uno studio condotto utilizzando un modello numerico tridimensionale (3D) [54], sono state confrontate le risposte cerebrali tra impatti frontali e laterali. Questo studio ha confermato i risultati precedenti di Gennarelli et al. [55], secondo i quali i carichi nella direzione laterale (piano coronale) hanno maggiori probabilità di causare DAI rispetto agli impulsi nel piano sagittale.

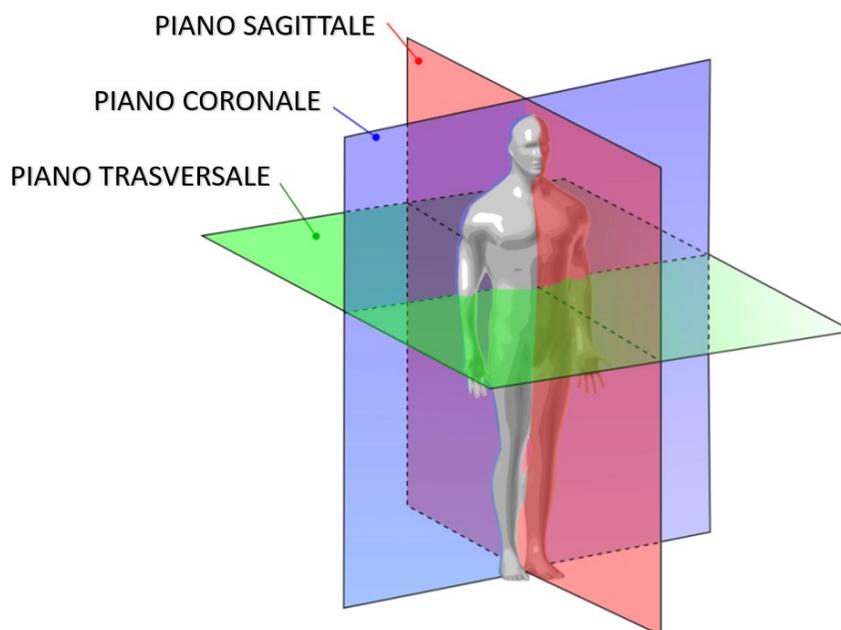


Figura 22: assi e piani del corpo umano [56]

È stato suggerito dagli autori come la deformazione massima principale della materia bianca compresa tra 0,18 e 0,21 porti a danno assonale diffuso [57, 58] (0,21 corrispondente ad AIS4). Per la materia bianca e grigia, Deck e Willinger [59] hanno trovato che la probabilità del 50% di DAI avviene per valori tra 0,31 e 0,40 (AIS4).

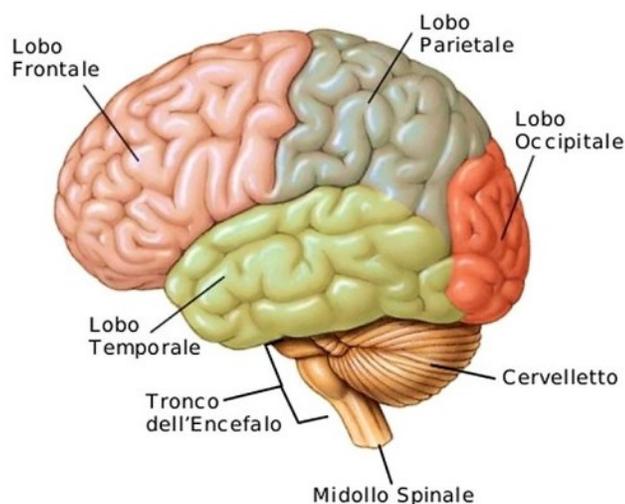


Figura 23: Struttura del cranio dove si possono notare il lobo frontale, temporale, occipitale e parietale [60]

Kleiven [39] inoltre, per il 50% di probabilità di concussione (AIS3) ha calcolato come soglie di tolleranza riguardo la deformazione principale massima un valore pari a 0,21 per il corpo calloso e pari a 0,26 per la materia grigia. Per l'ematoma subdurale (SDH) [39] ha trovato, per la materia bianca e

grigia, che accade se la deformazione massima principale è compresa tra 0,4 e 0,5.

Nel 2014 Giordano e Kleiven [45] hanno esteso lo studio di Cloots et al. [62] calcolando la deformazione nella direzione della fibra (per 58 casi di incidenti nel football americano), e hanno proposto soglie per la deformazione assonale varianti dal 7% al 15% a seconda della regione cerebrale.

È stato dimostrato che le deformazioni assonali sono fortemente influenzate dal rinforzo in fibra degli assoni [62]. Nei risultati delle simulazioni, la posizione del picco di deformazione si trova vicino o all'interno degli assoni che deviano dalla direzione assonale principale.

- **Prodotto di deformazione e velocità di deformazione**

Questo criterio è stato introdotto nel 1999 da Viano e Lövsund [63] e successivamente utilizzato da King et al. nel 2003 [54, 64, 65]. Questi ultimi hanno mostrato che il prodotto di deformazione ( $\epsilon$ ) e velocità di deformazione ( $d\epsilon/dt$ ) ha la migliore correlazione con la lesione per la materia grigia ed è stata trovata una soglia di probabilità del 50% di mTBI per  $10,1 \text{ s}^{-1}$ . Questo è molto inferiore al proposto  $30,7 \text{ s}^{-1}$  per una probabilità del 25% di mTBI presentato da Viano e Lövsund.

Cater et al. nel 2005 [66], hanno concluso che questo criterio, così come la velocità di deformazione, non è un valido predittore di lesioni cerebrali traumatiche. Nicolle et al. nel 2005 [67] hanno stabilito, invece, che la risposta al taglio del tessuto cerebrale dipende fortemente dalla velocità di deformazione, tale che la rigidità del tessuto aumenta sostanzialmente all'aumentare della velocità di deformazione e la modellazione accurata di questo effetto è la chiave per la previsione delle deformazioni.

- **Pressione cerebrale intracranica**

Questo predittore si basa sulla pressione intracranica, ovvero il gradiente di pressione che si forma nella cavità cranica dopo un impatto [68], in particolare tra la pressione che si sviluppa nella zona di colpo (pressione positiva), ove avviene l'impatto, e nella zona di contraccolpo (pressione negativa). Tramite i modelli numerici si è potuto osservare che il picco di pressione nella zona di colpo e di contraccolpo, nonché la direzione del gradiente stesso, è dipendente dall'intensità e direzione dell'accelerazione traslazionale, valutata al centro di gravità della testa [68].

Nel 1980, Ward et al., tramite studi sul cervello animale e analitici, hanno stimato diversi valori di soglia per la pressione intracranica per valutare la contusione cerebrale: è stata rilevata una lesione per valori ICP superiori a 235

kPa, mentre si presumeva che si verificasse una lesione minore o nulla per valori ICP inferiori a 173 kPa [69]. Questi valori sono stati ottenuti tramite uno studio svolto su animali, cadaveri e vittime di incidenti aerei.

Kleiven (2007) [39] ha predetto una probabilità del 50% di TBI correlato a commozione cerebrale ( $AIS \leq 3$ ) per una pressione positiva di 65,8 kPa nella materia grigia e una pressione negativa di 55,1 kPa nella materia bianca.

Zhang et al. [54], nel 2004, avevano visto che il valore della pressione senza commozione cerebrale e con commozione cerebrale era rispettivamente di 61 kPa e 90 kPa. Willinger and Deck (2008) hanno trovato la probabilità del 50% di ematoma subdurale ( $AIS \geq 4$ ) quando la pressione del fluido cerebrospinale raggiungeva -135kPa [59].

- **Tensione di Von Mises**

La tensione di Von Mises è un buon indicatore di lievi lesioni cerebrali, le soglie proposte sono state:

- Shreiber et al. [70], tra 6 kPa e 11 kPa per contusioni;
- Anderson et al. [71] hanno proposto livelli tra 8 kPa e 16 kPa per danno assonale diffuso sulla base di un modello di danno delle pecore;
- Willinger e Baumgartner [72], nel 2014, hanno proposto un rischio del 50% di lesioni cerebrali lievi per un livello di 18 kPa analizzando 22 casi della NFL (National Football League). I limiti di tolleranza, invece, per Willinger e Baumgartner [71] per una grave lesione cerebrale con il 50% di rischio erano di 38 kPa;
- Willinger, Deck e Bourdet, nel 2018 [73], hanno proposto invece il limite di tolleranza trovando rispettivamente 26 kPa e 33 kPa per danno assonale diffuso lieve e grave. La soglia, perciò, di rischio di danno assonale diffuso del 50%, è stata quindi aggiornata a 27 kPa, sulla base del modello di testa SUFHEM [73].

È stato riscontrato che sia la tensione di von Mises che la tensione di taglio massimo, nonché l'entità delle pressioni frontali e occipitali nel cervello, aumentano con l'aumentare delle dimensioni complessive della testa, a parità di impulso di accelerazione (cioè stesso HIC). Ciò supporta l'ipotesi di una risposta intracranica variabile per diverse dimensioni della testa umana [73].

- **Tensione di taglio (shear stress)**

Le soglie proposte per la tensione di taglio sono state:

- Kang et al. [74] hanno stimato il verificarsi di gravi lesioni cerebrali per valori compresi tra 11 e 16,5 kPa;

- Zhang et al. [63], utilizzando 24 casi dei dati NFL (National Football League), hanno proposto un livello di 7,8 kPa per il 50% di probabilità di commozione cerebrale nel tronco cerebrale. I livelli più elevati di stress si trovano nell'area del mesencefalo e del tronco encefalico. Ciò che ne hanno dedotto, è che questo probabilmente è dovuto alle proprietà più rigide utilizzate per il tronco encefalico e il mesencefalo, nonché alla vicinanza alle membrane interne.

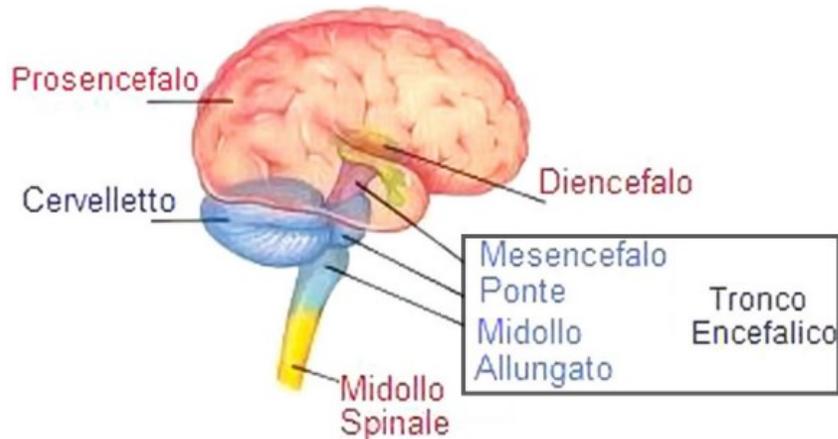


Figura 24: Struttura del cranio dove si possono vedere il tronco encefalico e il mesencefalo [75]

- **Misura del danno da deformazione cumulativa – Cumulative Strain Damage Measure (CSDM)**

Bandak ed Eppinger [76] hanno introdotto la misura del danno da deformazione cumulativa (CSDM) per misurare i vari danni al cervello. Takhounts et al. [77, 78] hanno proposto il CSDM come equivalente meccanico per il danno assonale diffuso. La metrica CSDM prevede le lesioni monitorando l'accumulo di danni da deformazione. Ciò si ottiene calcolando la frazione di volume del cervello che durante l'evento sperimenta livelli di deformazione maggiori di certi livelli prefissati.

Questo livello di deformazione si basa sulla deformazione massima principale calcolata da un tensore di deformazione ottenuto dall'integrazione del tensore della velocità di deformazione [76].

I livelli massimi di deformazione principale sono 0,1, 0,15 e 0,25 secondo Takhounts et al. [77, 78]. Quindi CSDM (0,10), CSDM (0,15), CSDM (0,25) sono stati calcolati e confrontati con altri potenziali parametri per prevedere il danno assonale diffuso.

Per il CSDM, è stato visto:

- da Cater et al. nel 2005 [66] che una probabilità del 50% di concussione si ha quando il 47% della materia bianca ha subito una deformazione logaritmica principale massima di 0,1;
- per Takhounts et al. (2003) [77, 78], basandosi su studi effettuati sugli animali, che il rischio del 50% di DAI è avvenuto quando il 55% dell'intero volume di cervello ha subito una deformazione di 0,25;
- per Debasis Sahoo, Caroline Deck, Rémy Willinger [79] che il rischio del 50% di danno assonale diffuso è avvenuto quando il 59% dell'intero cervello ha subito una deformazione di 0,15, che è in accordo con Takhounts et al. [77, 78].

Ad oggi, i ricercatori stanno ancora conducendo studi per comprendere la correlazione tra deformazione dei tessuti e insorgenza di danno. Negli anni, sono stati sviluppati diversi modelli di testa a elementi finiti FE, nuovi studi sono stati e continueranno ad essere condotti con l'obiettivo di stabilire nuovi indici di lesione IC (injury criteria) in grado di prevedere, in modo quanto più realistico, il rischio di lesioni cerebrali.

## STANDARD DI SICUREZZA

Come riferimento per questo lavoro di tesi si sono prese in considerazione le norme in ambito motociclistico. Esse disciplinano l'omologazione dei dispositivi di protezione, ovvero i test da eseguire al fine di rendere il dispositivo di protezione idoneo all'utilizzo. In particolare, per l'Italia, la normativa da seguire è stabilita dall'Economic Commission for Europe (ECE) delle Nazioni Unite tramite la normativa ONU/ECE 22.06, in vigore dal primo gennaio 2021. Esistono altre normative per l'omologazione di caschi motociclistici, come la SNELL (americana), la DOT (americana), la JIS (giapponese) e la AU (australiana), ma si è scelto qui di descrivere solamente quella in vigore in Italia.

La norma ECE 22.06 prevede l'effettuazione di vari test su diverse parti del casco, al fine di verificarne la sicurezza in svariate situazioni. La procedura non sarà descritta nel dettaglio, esulando dagli scopi di questa tesi, ma ci si soffermerà sugli indici globali utilizzati in questa normativa, essendo questi correlati al lavoro di ricerca eseguito.

Tra i vari test che la normativa prevede per l'omologazione dei caschi, ci sono quelli relativi alla misurazione dell'accelerazione traslazionale che la falsa testa subisce nel suo baricentro in funzione del tempo. Il limite per questo valore (PLA = peak linear acceleration) è stato tenuto conto nelle accelerazioni che si sono date in input al centro di massa della testa. Con questi dati viene poi calcolato l'HIC (Head Injury Criterion). Dell'HIC interessa il suo valore massimo, fissato dalla normativa a 2880 per impatti in cui il casco cade dall'alto contro un'incudine a 8,2 m/s, a 2400 per impatti a 7,5 m/s, e a 1300 per impatti a 6 m/s (Tabella 4).

VELOCITA'	HICmax
6 m/s	1300
7,5 m/s	2400
8,2 m/s	2880

*Tabella 4: valori di velocità e HIC come prevede la normativa ECE 22.06 (2021)*

Le diverse velocità di impatto si devono alla volontà di tenere conto delle varie casistiche di incidenti possibili: in questo modo, il casco sarà ottimizzato per resistere non solo a impatti violenti, ma anche a quelli più frequenti a bassa velocità. Anche questo indice è stato usato nel presente lavoro di tesi.

Tra le varie migliorie per aumentare ulteriormente la sicurezza dei caschi introdotte dalla normativa ECE 22.06 (sesta revisione) rispetto alla versione precedente ECE 22.05 (quinta revisione) si trovano anche una serie di test per l'accelerazione rotazionale, implementati in considerazione del fatto che, da analisi sui feriti in seguito a incidenti motociclistici, è emerso che le lesioni o i traumi più gravi sono dovuti a componenti tangenziali che generano una rotazione della testa attorno al collo.

Il test dell'accelerazione rotazionale viene eseguito facendo cadere a una certa velocità su un'incudine inclinata il casco, libero da cavi e da tutto ciò che ne può influenzare il comportamento. Sulle teste è collocato un accelerometro triassiale e tre sensori per il calcolo della velocità angolare. Il test viene ripetuto mettendo il casco in varie posizioni, in modo da verificare i risultati in ogni possibilità di impatto. Dopo la prova, i risultati vengono rielaborati da un computer. Il casco supera i test se non supera il limite di accelerazione di  $10400 \text{ rad/s}^2$  e il BrIC (Brain Injury Criterion) di 0,78 in tutti i punti di impatto. Anche il BrIC è stato preso in considerazione in questo lavoro di tesi, in particolare per le velocità angolari date in input al centro di massa della testa.

Di seguito, si riportano le formule dell'HIC e BrIC utilizzate per questo lavoro di tesi:

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

$$BrIC = \sqrt{\left(\frac{\omega_x}{\omega_{xcr}}\right)^2 + \left(\frac{\omega_y}{\omega_{ycr}}\right)^2 + \left(\frac{\omega_z}{\omega_{zcr}}\right)^2}$$

	$\omega_{xcr}$ rad/s	$\omega_{ycr}$ rad/s	$\omega_{zcr}$ rad/s
<b>media tra CSDM e MPS</b>	<b>66.25</b>	<b>56.45</b>	<b>42.87</b>

Tabella 5: Valori di velocità angolare critici, come previsti dalla normativa ECE 22.06, utilizzati per calcolare il BrIC

In questo primo capitolo si è parlato di quanto siano frequenti i traumi cranici in Italia e delle cause ed effetti derivanti da essi. Si sono poi affrontati i fondamenti teorici al fine di comprendere il modello a elementi finiti che verrà utilizzato in seguito per le simulazioni numeriche. A seguire, sono state illustrate le lesioni più comuni riportate a seguito di incidenti, utili per alcune tolleranze trovate dai ricercatori per gli indicatori globali. Ancora, sono stati illustrati i vari criteri esistenti in letteratura per il calcolo del danno globale e locale. Infine, si è approfondita la normativa di riferimento per determinati valori di indici di danno globale che serviranno in seguito.



## CAPITOLO II

### ANALISI NUMERICHE

In questo capitolo si illustreranno il metodo a elementi finiti, tecnica impiegata nel software utilizzato per le simulazioni numeriche (Abaqus), i tipi di analisi e gli algoritmi possibili in esso (ossia, i tipi di analisi e gli algoritmi utilizzati agli scopi di questo lavoro); seguirà un breve cenno ai modelli impiegati in letteratura per indagare la biomeccanica dei traumi cranici e si descriveranno infine il modello di testa adoperato per le simulazioni e le analisi svolte per mettere in luce eventuali lacune esistenti nelle normative.

#### **Metodo degli elementi finiti**

Il metodo a elementi finiti, noto anche con l'acronico FEM (dall'inglese Finite Element Method), nasce negli anni Sessanta per studiare lo stato tensionale nelle strutture aeronautiche e, da lì, viene poi esteso ed applicato al vasto campo della meccanica dei continui.

L'uso del metodo a elementi finiti è in particolar modo rilevante per l'indagine dei sistemi complessi per i quali le sperimentazioni in laboratorio comporterebbero spese eccessive, difficoltà logistiche, o ancora difficoltà legate alla misurazione fisica delle varie grandezze. L'analisi FEM può essere dunque intesa come un laboratorio virtuale.

Il metodo a elementi finiti vede il dominio da analizzare come l'unione di tanti sottodomini di forma elementare (discretizzazione del dominio). In un problema al continuo di qualsivoglia dimensione, la variabile di campo (per esempio la pressione o lo spostamento) è funzione di ciascun generico punto del dominio. Di conseguenza, il problema presenta un numero infinito di incognite, mentre suddividendo il dominio in elementi finiti lo si riduce a un problema con un numero finito di incognite. Questo aspetto è legato anche al fatto che la suddivisione di un dominio in elementi è operata da calcolatori elettronici che non hanno la possibilità di immagazzinare una quantità infinita di dati (problema di memoria). La discretizzazione è dunque legata anche a un limite fisico che tali macchine possiedono, per quanto negli ultimi anni sotto questo profilo siano stati fatti grandi passi in avanti. La discretizzazione del dominio porta perciò alla generazione di nodi e di elementi finiti. I nodi, in particolare, sono molto importanti, in quanto la soluzione dell'intera struttura viene riferita a essi.

L'idea di base del metodo a elementi finiti è quella di approssimare il vero andamento della funzione incognita con quello di una funzione approssimata mediante l'ausilio di funzioni con andamento noto, dette funzioni di forma, come le funzioni polinomiali (ciò garantisce la continuità del campo degli spostamenti e delle relative derivate all'interno dell'elemento finito), in modo tale che la soluzione complessiva del problema sia approssimata con una funzione polinomiale a tratti. Le funzioni di forma devono soddisfare determinati requisiti fondamentali di completezza e di compatibilità, al fine di garantire la convergenza monotona verso il risultato esatto. In particolare, dovranno garantire [80]:

- REQUISITO DI COMPLETEZZA: la possibilità di esprimere tutti i moti di un corpo rigido dell'elemento senza che questo comporti l'insorgere di uno stato di deformazione nell'elemento. La funzione di forma deve contenere perciò un termine costante;
- REQUISITO DI COMPLETEZZA: la possibilità di esprimere almeno tutti gli stati di deformazione costanti su tutto l'elemento. La funzione di forma deve contenere perciò almeno un termine lineare in  $x, y, z$ ;
- REQUISITO DI COMPATIBILITÀ: l'assenza di punti singolari nel suo dominio di definizione, ovvero deve essere continua all'interno dell'elemento. La funzione di forma deve perciò assicurare la continuità  $C^0$  (ci sono inoltre classi di elementi che richiedono che gli spostamenti siano  $C^1$ ).

Le funzioni di forma dipendono solo dalle coordinate e si sono denominate con  $N$ , dal momento che sono relative ai nodi. Per determinare la funzione incognita approssimata sarà sufficiente determinare i valori approssimati della funzione incognita sui nodi, in quanto i valori sui nodi si potranno interpolare linearmente.

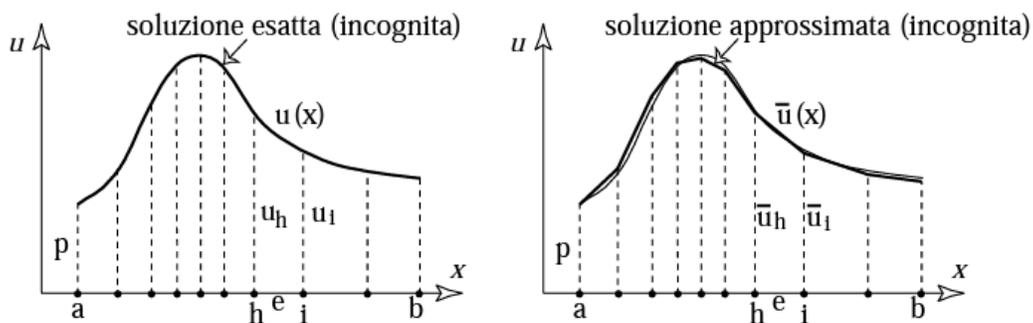


Figura 25: Idea di base del metodo FEM ovvero una volta suddiviso il dominio in intervalli, si procede con l'approssimazione della funzione incognita tramite l'ausilio di funzioni di andamento noto, scegliendo come incognite i soli valori nodali. La poligonale che approssima la funzione si può esprimere come combinazione lineare delle funzioni di forma nodali [81].

Facendo riferimento alla Figura 19, si considerano due nodi consecutivi,  $h$  e  $i=h+1$ , e si indica con  $e$  l'elemento da essi individuato. Si definiscono in tale elemento due funzioni, tante sono i nodi dell'elemento, che siano nulle al di fuori dell'elemento e che valgano uno in un nodo e zero nel nodo rimanente.

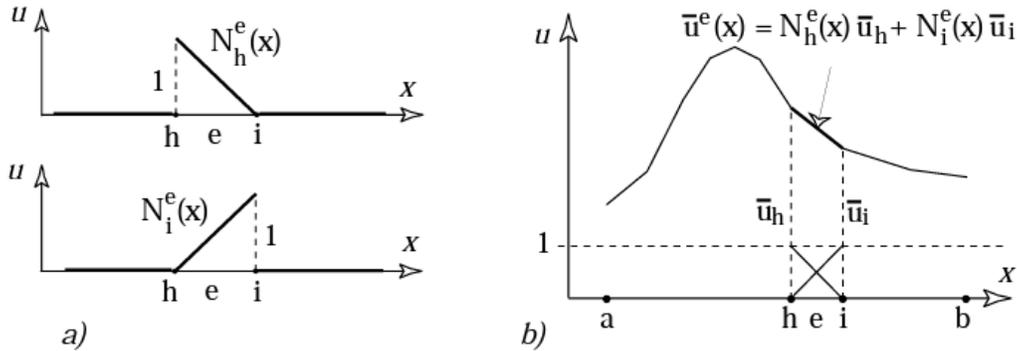


Figura 26: a) le funzioni di forma di un elemento unidimensionale; b) la loro combinazione lineare dà la funzione approssimata all'interno dell'elemento [81]

La funzione  $u(x)$  può essere approssimata entro l'elemento  $e$  da un segmento di retta, come indicato in Figura 26b. La funzione approssimata  $\bar{u}(x)$  si può dunque scrivere come combinazione lineare delle funzioni di forma nodali, ovvero:  $\bar{u}(x) = \sum_{h=1}^n \bar{u}_h N_h(x)$  ove il numero  $n$  è il numero dei nodi e le  $\bar{u}_h$  diventano le incognite del problema algebrico ottenuto dalla discretizzazione.

L'accuratezza della soluzione numerica dipende, oltre che dal grado del polinomio, anche dalla dimensione dell'intervallo di suddivisione (infittimento nodi). Più gli intervalli sono ravvicinati, minore sarà l'errore tra funzione vera e approssimata. Pertanto, il metodo degli elementi finiti consente di schematizzare il comportamento di un sistema continuo a infiniti gradi di libertà in un insieme discreto di elementi (discretizzazione). Ciascuno di essi è caratterizzato da un numero limitato di parametri che viene trasformato, tramite la mesh, da un sistema di equazioni differenziali che governano il sistema continuo in un sistema di equazioni algebriche.

## **Software ad elementi finiti: Abaqus (Simulia)**

Nella presente tesi, per le simulazioni numeriche è stato utilizzato il software Abaqus della Simulia, il cui uso prevede tre fasi:

- preprocessing o modellazione;
- processing/solution o analisi a elementi finiti;
- postprocessing o generazione di report/immagini/animazioni.

La prima fase permette di:

- disegnare la struttura (geometria);
- definire le proprietà dei materiali;
- assegnare a ciascuna parte della struttura il materiale;
- definire il carico;
- definire le condizioni al contorno.

Successivamente si divide il dominio in un numero finito di elementi tramite la discretizzazione che genera la mesh. La fase del processing è eseguita solo dopo una fase detta di check delle informazioni inserite.

Nella seconda fase, il solutore:

- costruisce la matrice di rigidezza (ed eventualmente anche di massa per le analisi dinamiche);
- costruisce le matrici ridotte (in relazione alle condizioni di vincolo applicate);
- inverte la matrice di rigidezza;
- applica le condizioni di carico;
- determina gli spostamenti nei nodi;
- prepara il file per il postprocessing.

Nella terza fase viene elaborato il file fornito dal motore di calcolo. In questa fase si analizzano i risultati ottenuti dalla soluzione che è stata calcolata. Tali risultati vengono presentati attraverso un'interfaccia virtuale grafica che consente di capire quali sono le zone maggiormente sollecitate o deformate.

### **Tipologie di analisi**

Le analisi agli elementi finiti possono essere di tipo statico o di tipo dinamico: in queste ultime si tiene conto degli effetti di inerzia, dei carichi dipendenti dal tempo e degli smorzamenti. L'analisi dinamica può essere di tipo lineare o non lineare. Se la rigidezza del modello non muta significativamente sotto il carico applicato ovvero la matrice di rigidezza non cambia al variare degli spostamenti, è sufficiente un

approccio dinamico di tipo lineare ( $[k]$  non dipende dal vettore degli spostamenti  $\{u\}$ ).

Le analisi dinamiche sono perciò utilizzate per modellare situazioni in cui le variabili in gioco siano dipendenti dal tempo, permettendo una migliore comprensione dei fenomeni fisici che le caratterizzano. Di contro, la dipendenza dal tempo dei modelli dinamici può causare, nel caso di errori nell'implementazione di vincoli o contatti, eccessive non linearità (non linearità di tipo geometrico ovvero grandi spostamenti, oppure non linearità del materiale oppure non linearità di contatto) ed elevato tempo computazionale.

In questo lavoro di tesi sono state eseguite delle analisi dinamiche non lineari (Abaqus/Explicit).

### **Tipologia di algoritmi per la risoluzione delle equazioni differenziali: espliciti o impliciti**

I metodi di risoluzione delle equazioni che governano la meccanica strutturale, ovvero gli algoritmi utilizzati per l'incremento temporale, si suddividono in metodi che utilizzano codici impliciti ed espliciti. La differenza sostanziale tra i due metodi consta nel fatto che quelli espliciti determinano gli spostamenti al passo successivo, imponendo l'equilibrio al passo precedente, mentre i metodi impliciti impongono l'equilibrio a ogni passo risolvendo uno zero di funzione (solitamente tramite Newton-Raphson). Ne deriva che, a ogni step di calcolo, il metodo esplicito risulta essere computazionalmente più rapido, ma richiede più intervalli temporali per avere delle soluzioni accettabili nel caso sia condizionatamente stabile. Il più grande incremento di tempo che può essere utilizzato viene calcolato automaticamente da Abaqus, e viene indicato come incremento di tempo stabile. L'incremento di tempo stabile  $\Delta t$  si riduce con dimensioni dell'elemento più piccole, densità inferiori e maggiori rigidità.

$$\Delta t < \min \frac{L_e}{c_d}$$

$L_e$  è la lunghezza caratteristica dell'elemento

$$c_d \text{ è la velocità del suono nel materiale} = \sqrt{\frac{E}{\rho}}$$

L'elemento con il più piccolo incremento di tempo stabile determina l'incremento di tempo per l'intera analisi.

Gli algoritmi impliciti, di contro, sono incondizionatamente stabili e richiedono meno passi temporali, ma per ognuno è necessaria l'inversione della matrice di rigidità dinamica, il che li rende computazionalmente più lenti, soprattutto se si è nel caso non lineare. Tendenzialmente, l'incremento di tempo è più grande rispetto

ad algoritmi espliciti. La dimensione dell'incremento in Abaqus/Standard (solutore implicito) è solitamente determinato da Abaqus e può variare durante l'analisi. Più il problema è non lineare, più risulta costoso dal punto di vista computazionale trovare una soluzione convergente. Dunque, scegliere tra esplicito e implicito significa scegliere tra molti incrementi piccoli e meno incrementi grandi.

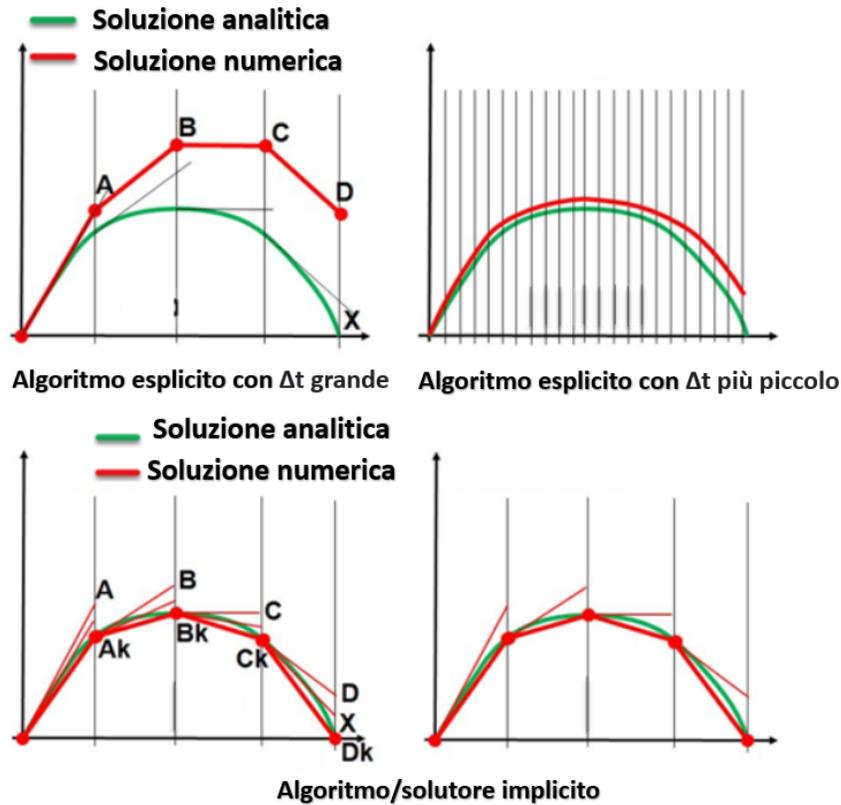


Figura 27: Incremento temporale con algoritmo/solutore esplicito e implicito. Per gli espliciti, incrementi di tempo più lunghi portano a errori più grandi sulla soluzione; per gli impliciti, incrementi di tempo più grandi non portano a errori più grandi sulla soluzione, a causa dell'approccio iterativo utilizzato (metodo Newton – Raphson) [82]

<b>IMPLICITO</b>	<b>ESPLICITO</b>
Costo computazionale elevato per incremento	Costo computazionale piccolo per incremento
Grandi incrementi di tempo	Piccoli incrementi di tempo
Dimensione di incremento variabile (fortemente variabile per problemi non lineari)	Dimensione di incremento costante

Tabella 6: Differenze tra solutore implicito ed esplicito [82]

Il costo computazionale per Abaqus/Explicit (Figura 28) è più vantaggioso per problemi con tanti gradi di libertà, come nel caso di questa tesi.

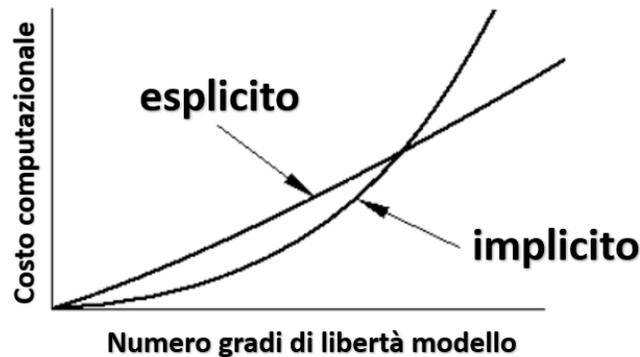


Figura 28: Andamento del costo computazionale rispetto al numero di gradi di libertà del modello in analisi implicite ed esplicite [83]

<b>ABAQUS/STANDARD</b>	<b>ABAQUS/EXPLICIT</b>
Processi lenti (per grandi scale temporali)	Processi rapidi (per piccole scale temporali)
Da lineare a leggermente non lineare	Estremamente non lineare

Tabella 7: Differenze tra Abaqus/Standard e Abaqus/Explicit [82]

Come appena detto, i solutori impliciti sono incondizionatamente stabili, mentre i solutori espliciti sono condizionatamente stabili. Si illustreranno ora le differenze.

Un metodo numerico deve essere consistente e stabile. La consistenza garantisce la bontà del metodo, legata al fatto che il processo di discretizzazione sia avvenuto in modo corretto e il passaggio dal discreto al continuo venga mantenuto. Questo avviene se l'errore che si commette rispetto a un valore di riferimento, al diminuire dell'intervallo di tempo, è nullo.

Affinché un metodo numerico sia utilizzabile è però necessario che esso sia implementabile in un calcolatore.

Si sa che una macchina di calcolo possiede un'aritmetica finita caratterizzata da un certo numero di cifre decimali significative ( $10^{-07}$  in singola precisione,  $10^{-14}$  in doppia precisione). La macchina stessa, quindi, introduce un'approssimazione nella rappresentazione dei numeri tale per cui il metodo numerico utilizzato deve poter essere insensibile a questo errore. Questo è assicurato dalla stabilità di un metodo che produca una successione di soluzioni infinitesime per tempi infiniti, ovvero non produca instabilità legate all'accumulazione di perturbazioni numeriche.

Il tempo di incremento è quindi fondamentale, in quanto determina la stabilità del metodo e conseguentemente l'implementazione di esso nel calcolatore. Una procedura viene definita "incondizionatamente stabile" se la sua soluzione dell'equazione differenziale è garantita indipendentemente dalla lunghezza dall'intervallo temporale considerato. Si parla invece di processo "condizionatamente stabile" quando la soluzione è limitata nel tempo per  $\Delta t$  di integrazione inferiori a valori critici oltre i quali si può avere instabilità numerica.

### Solutore di tipo esplicito (Abaqus/Explicit)

Il modello di tipo esplicito impiegato da Abaqus [85] utilizza un metodo alle differenze centrali per integrare nel tempo le equazioni del moto, partendo dalle condizioni cinematiche al tempo (i) per ottenere quelle al tempo (i+1).

Allo step iniziale il programma calcola l'equilibrio dinamico utilizzando la formula derivante dal secondo principio della dinamica:

$$F^i - I^i = M \cdot \ddot{u}^i$$

dove [F] è il vettore delle forze esterne applicate, [I] è il vettore delle forze interne, [M] la matrice diagonale della massa, [u] è il vettore degli spostamenti e quindi  $[\ddot{u}]$  il vettore delle accelerazioni. Le incognite del problema saranno le accelerazioni nodali, per cui è necessario effettuare l'inversione di tale equazione matriciale. Tutti i termini dell'equazione precedente sono considerati all'i-esimo step. Se indichiamo con t il tempo corrispondente all'i-esimo incremento si possono calcolare le accelerazioni all'inizio dell'intervallo:

$$\ddot{u}^i(t) = (F^i - I^i)(t) \cdot [M]^{-1}$$

Questa equazione esprime l'equilibrio dinamico del sistema. Da sottolineare come l'accelerazione su ciascun nodo è determinata dalla massa che a esso compete e dalle forze che agiscono su di esso.

La velocità viene ottenuta come integrazione della accelerazione che è considerata costante. Il metodo alle differenze centrali è considerato esplicito perché utilizza gli stati noti  $\ddot{u}(t)$ , accelerazione al tempo t, e  $\dot{u}(t - \Delta t/2)$  velocità al tempo  $(t - \Delta t/2)$ . Pertanto, la velocità allo stato  $(t + \Delta t/2)$  sarà data dalla somma della velocità alla metà dell'incremento temporale precedente  $(t - \Delta t/2)$ , che è noto, e della variazione temporale per l'accelerazione al tempo t. Si effettua, cioè, una interpolazione lineare delle velocità medie secondo l'equazione seguente:

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

Le velocità così calcolate vengono integrate, ottenendo gli spostamenti. Inserendole nell'equazione seguente e sommandole agli spostamenti nodali ottenuti nell'intervallo precedente  $t$ , si ottengono gli spostamenti all'intervallo  $t + \Delta t$ :

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

Bisognerà, però, specificare  $\dot{u}_{\left(t-\frac{\Delta t}{2}\right)}$  che è considerato dal programma pari a:

$$\dot{u}_{\left(t-\frac{\Delta t}{2}\right)} = \dot{u}_{(0)} - \frac{\Delta t_0}{2} \ddot{u}_0$$

Calcolati gli spostamenti, a ogni incremento, si calcoleranno le deformazioni (come gradiente dello spostamento) e successivamente le tensioni che determineranno le forze interne.

### **Simulazioni numeriche**

Tutte le simulazioni numeriche sono state eseguite utilizzando Abaqus Explicit su una CPU 16 Intel®Xeon®Gold 6130 @2.10 GHz, con 6 TB di RAM, 2 GPU NVIDIA Tesla P100 16GB. È stato adottato, per le motivazioni dette precedentemente, uno schema di integrazione temporale esplicito con controllo automatico del passo temporale.

## **METODO DEGLI ELEMENTI FINITI NELLA BIOMECCANICA DEI TRAUMI CRANICI**

Negli ultimi decenni sono state condotte diverse indagini sperimentali su cadaveri (PMHS), animali e manichini per indagare la meccanica delle lesioni cerebrali. Pur avendo fornito informazioni sulla cinematica generale dell'impatto, tali metodi richiedono tuttavia importanti investimenti in termini di tempo e costi, oltre a non permettere di variare alcuni parametri. Inoltre, le indagini che coinvolgono soggetti umani o animali implicano l'insorgenza di problemi etici e presentano una scarsa ripetibilità, poiché i tessuti molli sono solitamente danneggiati dopo il primo test.

Per questi motivi, i modelli *in silico*, in particolare quelli basati sul metodo degli elementi finiti, sono strumenti importanti per indagare la biomeccanica delle lesioni cerebrali, integrando i dati provenienti da test sperimentali (il modello a elementi finiti deve infatti essere validato sulla base dei dati provenienti dai test sperimentali) e consentendo di mettere in relazione la cinematica generale di un impatto con i possibili danni del tessuto cerebrale (danni locali).

I modelli agli elementi finiti possono dunque indagare diversi scenari di incidente e il relativo trauma cranico. Sebbene il loro uso non possa sostituire completamente i metodi sperimentali, questi possono fornire informazioni aggiuntive, soprattutto per comprendere la biomeccanica delle lesioni cerebrali (a livello di tessuto cerebrale).

Negli ultimi decenni, sono stati sviluppati diversi modelli di testa a elementi finiti con diversi livelli di dettaglio anatomico e diverse rifiniture della mesh, come il modello WSUBIM [54, 85], il modello SUFEHM [86 - 88], il modello SIMon [89, 90], il modello UCDBTM [91, 92], il modello THUMS [93, 94], il modello KTH [39, 61, 95, 96], il modello GHBM [97,98], il modello WHIM [99 - 101], il modello IC [102, 103] e il modello ADAPT [104].

Il modello SUFEHM [86 - 88] ha una dimensione media di maglia di 4,6 mm, il modello KTH [39, 61, 95, 96] ha una dimensione di maglia di 4 mm; il modello IC [102, 103] ha una maglia di circa 2 mm; infine, il modello ADAPT [104] ha una dimensione delle maglie di 0,5 mm per alcune strutture (sulci, circonvoluzioni, sistema ventricolare) ma nella regione interna del cervello la dimensione degli elementi varia tra 1 e 2 mm.

## **MODELLO DI TESTA AD ELEMENTI FINITI SVILUPPATO DALL'UNIVERSITÀ DI PADOVA**

La dimensione media del lato degli elementi della mesh del modello UNIPD è di 1 mm, corrispondente alla risoluzione delle immagini di risonanza magnetica utilizzate come fonte per la ricostruzione geometrica. La mesh è stata ottenuta con elementi esaedrici (dato che una procedura di segmentazione completamente automatica poteva produrre artefatti, portando a un'errata ricostruzione delle diverse regioni anatomiche) tramite il software a elementi finiti Abaqus (Dassault Systèmes SIMULIA Corp., Johnston, RI), che è stato adottato per tutte le simulazioni numeriche di questo lavoro.

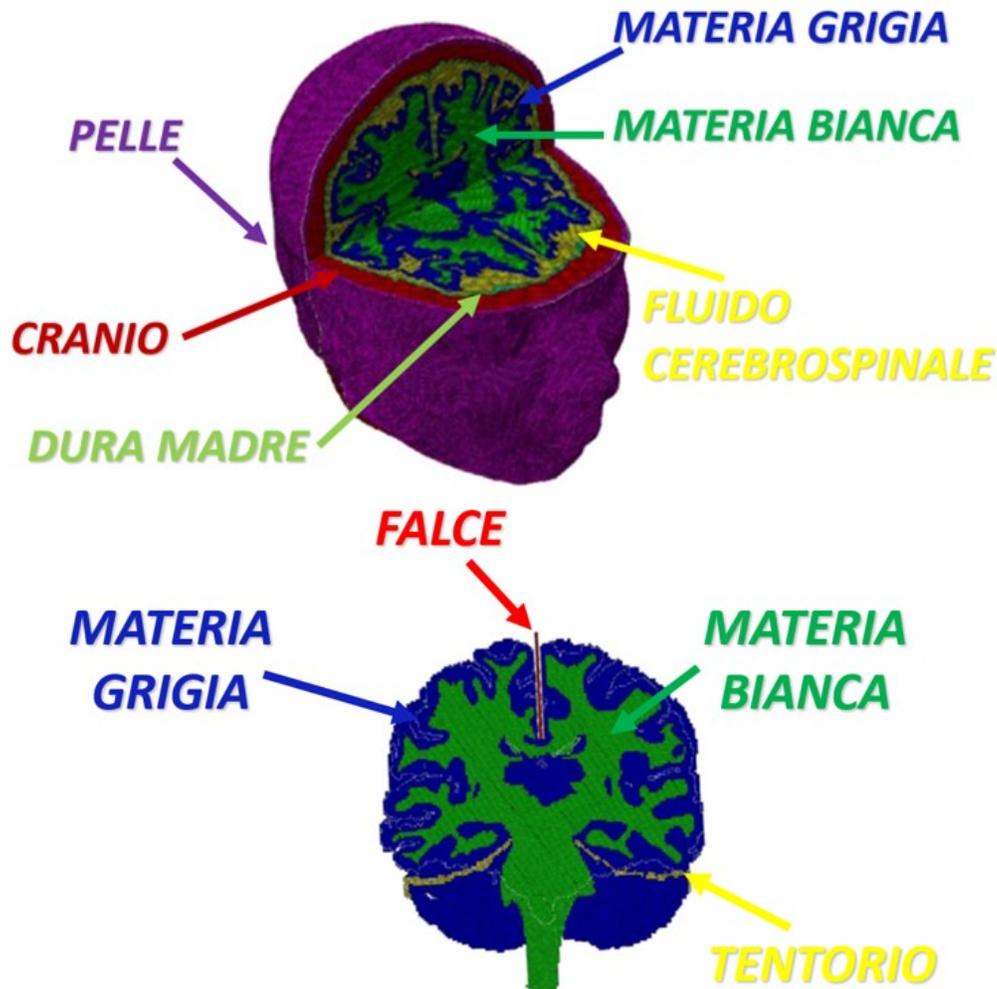
Le strutture sottili (come la falce) sono solitamente modellate con elementi shell, tuttavia, dopo aver verificato con varie analisi che i fenomeni di locking non accadessero e che queste parti del modello potessero descrivere le corrispondenti regioni anatomiche in termini di comportamento strutturale in modo appropriato anche con elementi esaedrici, la mesh è stata fatta con elementi esaedrici anche per le strutture sottili.

La neuroanatomia della testa è stata costruita dall'Università di Padova sulla base della risonanza magnetica di una volontaria di 32 anni. La Tabella 8 riporta alcune informazioni sul modello di testa.

<b>Modello</b>	<b>Massa testa (kg)</b>	<b>Larghezza testa (mm)</b>	<b>Lunghezza testa (mm)</b>	<b>Numero di elementi</b>
Donna adulta (32 anni)	3.61	162.4	193.8	3.765.375

*Tabella 8: Misure antropometriche, massa e mesh per il modello di testa ad elementi finiti, sviluppato dall'Università di Padova, utilizzato nelle simulazioni [105]*

Le otto parti che compongono il modello sono: pelle, cranio, dura madre, fluido cerebrospinale, falce, tentorio, materia bianca e materia grigia (Figura 29).



*Figura 29: in alto si possono vedere le diverse regioni anatomiche del modello di testa femminile adulta dell'Università di Padova che si è utilizzato in questa tesi: la pelle (viola), liquido cerebrospinale (giallo), materia grigia (blu), sostanza bianca (verde), dura madre (verde chiaro) presente tra il cranio e liquido cerebrospinale. In basso, si ha la vista sul piano coronale dei tessuti cerebrali ove si possono vedere la falce (rosso) e il tentorio (giallo) [105]*

La pelle e il cranio sono stati modellati come corpi rigidi. Tale scelta è giustificata dal fatto che nella realtà la struttura ossea risulta molto più rigida dei tessuti molli e concorda inoltre con l'approccio proposto da altri autori [87, 96] che intendono valutare il danno nei tessuti molli dovuto a impatti che non fratturino le ossa del cranio.

La dura madre, il tentorio e la falce, sono stati invece modellati adottando materiali elastici lineari isotropi, con parametri costitutivi impostati come mostrato nella tabella sottostante (Tabella 9).

<b>Tessuto</b>	<b>Modello costitutivo</b>	<b>Densità [kg/m<sup>3</sup>]</b>	<b>Modulo Young [MPa]</b>	<b>Coeff. di Poisson</b>	<b>Riferimento</b>
<i>pelle</i>	Corpo rigido				
<i>cranio</i>	Corpo rigido				
<i>Fluido cerebrospinale</i>	iperelastico	1.0	-	-	[39, 49, 107]
<i>Materia bianca</i> <i>Materia grigia</i>	Visco-iperelastico	1.04	-	-	[39,108, 109]
<i>Tentorio</i> <i>Falce cerebrale</i>	Lineare elastico	1.13	31.5	0.45	[39]
<i>Dura madre</i>					

Tabella 9: Parametri e modelli costitutivi per le varie parti del cervello [105]

Il tessuto cerebrale, composto da materia bianca e materia grigia, si comporta come un materiale poro-viscoelastico, ma il suo comportamento dipendente dal tempo è solitamente descritto con semplici modelli costitutivi viscoelastici [39, 105, 106]. Questa ipotesi rende possibile catturare la risposta meccanica del tessuto cerebrale, compresa la risposta dipendente dal tempo e gli effetti di smorzamento. La risposta istantanea alla tensione – deformazione del tessuto cerebrale è altamente non lineare. Per questi motivi, è stato scelto un modello costitutivo visco-iperelastico isotropico per modellare il tessuto cerebrale.

A questo proposito, prima esporre la legge costitutiva scelta, è bene esplicitare alcuni concetti.

La teoria classica dell'elasticità studia il comportamento meccanico dei solidi allo stato elastico. Per stato elastico, si intende quello stato in cui la tensione  $\sigma$  dipende dalla deformazione  $\epsilon$  ed è indipendente dalla velocità di deformazione: se il legame è di tipo lineare, si parla di legge costitutiva di Hooke, ove il campo elastico è limitato alle piccole deformazioni; se il legame è di tipo non lineare, si parla invece di materiali iperelastici.

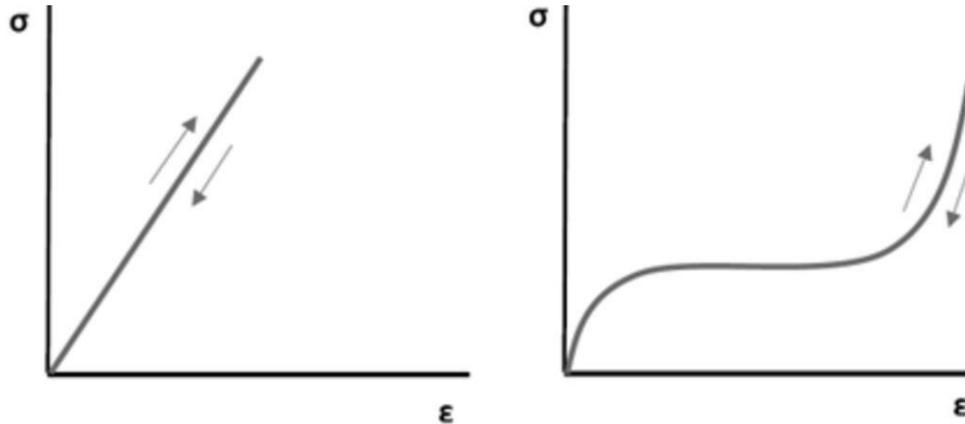


Figura 30: differenza tra un comportamento elastico lineare (immagine di sinistra) e un comportamento di un materiale iperelastico (immagine di destra) [109]

Alcuni materiali, quali ad esempio gli elastomeri, i polimeri e i tessuti biologici, mostrano un comportamento elastico anche per grandi deformazioni, caratterizzato da un legame niente affatto lineare. Per questi materiali, la legge costitutiva è basata sull'identificazione di un'opportuna forma per la funzione di potenziale di energia di deformazione. Esso rappresenta l'energia di deformazione accumulata nel materiale per unità di volume.

A questo si aggiunge un ulteriore fenomeno: la viscosità. Se si applica una tensione sufficientemente alta, si osserva che la deformazione aumenta per tempi molto grandi (dell'ordine di mesi o anni), pur rimanendo costante la tensione applicata. Questo aumento è tanto più marcato quanto più è grande la tensione. D'altra parte, in nessun materiale reale lo stato di deformazione è unicamente funzione dello stato di tensione, ma dipende dalla temperatura, dalla distribuzione più o meno ordinata a livelli molecolari o atomici, e ancora dal campo elettrico e magnetico. Questo fenomeno è detto viscosità ed è un effetto di un carico nel tempo. Il recupero elastico della deformazione è del tutto assente in un materiale puramente viscoso. In termini energetici, significa che il lavoro speso per deformare il materiale viene integralmente dissipato.

Da specificare è il fatto che la risposta a una deformazione istantanea del materiale, che nel caso del solido elastico porterebbe all'insorgere di uno sforzo che rimane costante nel tempo fino a quando la deformazione non viene rimossa, nel caso viscoelastico si manifesta con un progressivo *rilassamento* dello sforzo che si annulla solo dopo un certo intervallo di tempo, dipendente dalle caratteristiche

viscoelastiche del materiale stesso. La viscosità e il rilassamento sono entrambi fenomeni duali e irreversibili.

Per le ragioni appena esposte, il modello costitutivo utilizzato per la materia bianca e grigia è quindi visco-iperelastico.

Per la calibrazione delle leggi iperelastiche è utile porre il potenziale di deformazione in funzione dei rapporti di allungamento principali  $\lambda_1$ ,  $\lambda_2$  e  $\lambda_3$ . Tali rapporti definiscono, in assi principali di deformazione, tutte le componenti non nulle del gradiente di deformazione.

Si è utilizzato un potenziale di energia di deformazione di Ogden proposto da Franceschini [91]. Nel modello di Ogden il potenziale elastico è espresso attraverso dei rapporti di allungamento principali normalizzati, e ha la forma:

$$U = \sum_{i=1}^2 \frac{2\mu_i}{\alpha_i^2} (\tilde{\lambda}_1^{\alpha_i} + \tilde{\lambda}_2^{\alpha_i} + \tilde{\lambda}_3^{\alpha_i} - 3) + \sum_{i=1}^2 \frac{1}{D_i} (J - 1)^{2i}$$

dove:

- $J$  è lo Jacobiano del gradiente di deformazione ( $J = \lambda_1 \lambda_2 \lambda_3$ );
- $\mu_i$  e  $\alpha_i$  sono parametri del materiale da determinare attraverso il fitting del modello ai dati sperimentali tensoriali – deformativi;
- $D_i$  grado di incomprimibilità, correlato al coefficiente di Poisson.

Gli allungamenti deviatorici principali sono definiti come:

$$\tilde{\lambda}_i = \frac{1}{\sqrt[3]{J}} \lambda_i$$

Perciò il modello dei materiali di Ogden, sviluppato da Raymond Ogden nel 1972, è un modello di materiale iperelastico utilizzato per descrivere il comportamento non lineare stress-deformazione di materiali complessi come gomme, polimeri e tessuti biologici.

Il modello di Ogden, come altri modelli di materiali iperelastici, assume che il comportamento del materiale possa essere descritto per mezzo di una funzione di densità di energia di deformazione da cui possono essere derivate le relazioni sforzo-deformazione.

I parametri costitutivi, perciò, per la materia bianca e grigia che hanno un comportamento non lineare sono riportati di seguito (Tabella 10).

$\mu_1$ [MPa]	$\alpha_1$	$\mu_2$ [MPa]	$\alpha_2$	$D_1$ [MPa <sup>-1</sup> ]	$D_2$ [MPa <sup>-1</sup> ]
4.57 x 10 <sup>-4</sup>	10.684	1.63 x 10 <sup>-3</sup>	-12.619	8.75	2.45

Tabella 10: modello di Ogden visco-iperelastico per la materia bianca e grigia [39]

Il liquido cerebrospinale è stato modellato adottando il modello costitutivo iperelastico di Ogden espresso dal potenziale U di energia di deformazione esposto nella pagina precedente.

$\mu_1$ [MPa]	$\alpha_1$	$D_1$ [MPa <sup>-1</sup> ]
0.02	2	0.1

Tabella 11: modello di Ogden iperelastico per liquido cerebrospinale [39]

Prima di passare al modello costitutivo utilizzato per configurare la viscoelasticità, si tengano presenti queste due leggi:

- la legge di Hooke per le tensioni tangenziali:  $\tau(t) = G\gamma(t)$  ove G è il modulo di taglio e  $\gamma$  è la deformazione tangenziale;
- la legge di Stokes  $\tau(t) = \eta\dot{\gamma}$  dove  $\tau$  è la tensione tangenziale applicata,  $\eta$  è la viscosità del materiale e  $\dot{\gamma}$  è la velocità di deformazione tangenziale.

Il comportamento viscoelastico del cervello, dato che il cervello è sospeso all'interno di uno strato viscoso di liquido cerebrospinale, è stato descritto [106] utilizzando un modello reologico standard ed è correlato solo al comportamento di taglio del tessuto cerebrale.

$$\tau(t) = \int_0^t G_R(t-s)\dot{\gamma}ds$$

dove  $G_R(t-s)$  è il modulo di rilassamento di taglio. Si è assunto che la deformazione di taglio  $\gamma$  sia variabile nel tempo.

Assumendo  $G_R(0)$  come modulo istantaneo, rappresentante la parte elastica del fluido, il modulo comincia a decrescere nel tempo, fino a diventare praticamente nullo in tempi lunghi. Il materiale “rilassa” lo sforzo evidenziando la sua natura di

fluido viscoso. Il modulo di rilassamento, perciò, è ben descritto da un decadimento di tipo esponenziale.

Si definisce come di seguito il modulo di rilassamento a taglio adimensionale che si scrive come una serie di Prony con cinque termini/rami viscoelastici:

$$g_R(t) = \frac{G_R(t)}{G_R(0)} = 1 - \sum_{i=1}^5 g_i \left[ 1 - e^{-\frac{t}{\tau_i}} \right]$$

I parametri costitutivi  $g_i$  e  $\tau_i$  sono stati ottenuti attraverso una procedura di fitting dei dati di tensione – rilassamento di Kleiven [39] e sono riportati in Tabella 12.

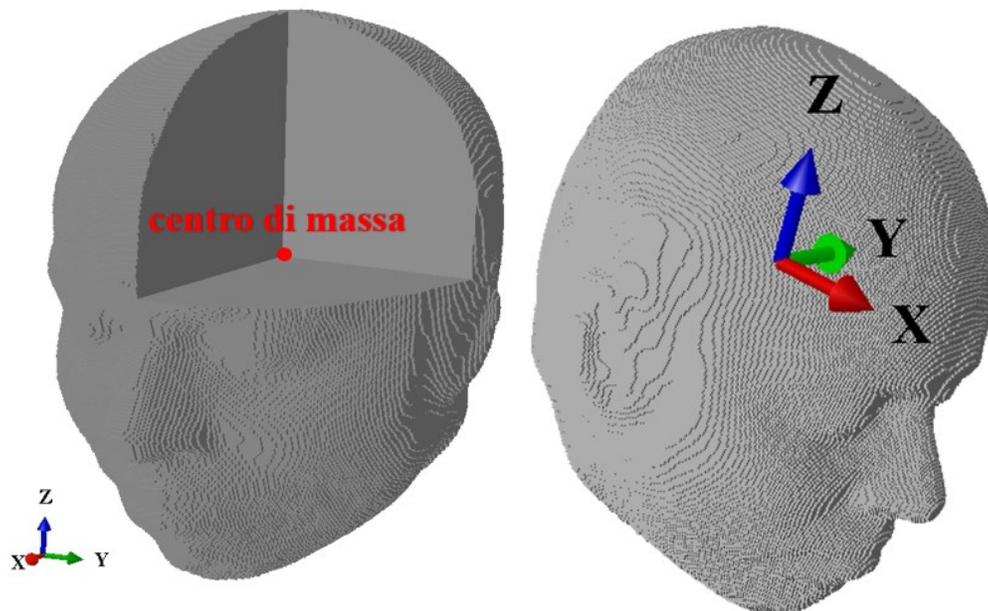
<b>Rami viscoelastici</b>	<b>Moduli di rilassamento di taglio adimensionali <math>g_i</math></b>	<b>Costanti di tempo di rilassamento <math>\tau_i</math> [s]</b>
1	$7.66 \times 10^{-1}$	$1.25 \times 10^{-5}$
2	$9.48 \times 10^{-2}$	$1.4 \times 10^{-3}$
3	$1.50 \times 10^{-2}$	$3.26 \times 10^{-1}$
4	$2.30 \times 10^{-4}$	2.37
5	$7.38 \times 10^{-3}$	5.14

*Tabella 12: parametri per modello viscoelastico della materia bianca e grigia [39]*

## OBIETTIVO TESI E TIPO DI ANALISI SVOLTE

L'obiettivo della tesi è stato quello di valutare la risposta, tramite il modello a elementi finiti descritto, di alcuni indicatori locali di danno alla testa. Esse sono state valutate in termini di deformazioni e pressioni verificatesi in conseguenza ad accelerazioni traslazionali e velocità angolari imposte in ingresso sul centro di massa, aventi gli stessi indicatori globali (HIC, PLA e BrIC).

Le quantità indagate in questa tesi (deformazioni nominali massime e minime principali e pressioni), sono state mediate nei cluster di elementi presi in considerazione. Questo approccio ha aiutato a evitare risultati spuri che possono apparire a causa di elementi d'angolo o sulle superfici di contatto.



*Figura 31: a) modello ad elementi finiti dell'Università di Padova dove si è messo in evidenza il centro di massa dove sono state applicate le accelerazioni traslazionali e velocità angolari di input, b) sistema di riferimento considerato per il modello ad elementi finiti*

Il sistema di riferimento (Figura 31b) considerato è formato da:

- asse X: asse diretto dalla parte posteriore alla parte anteriore della testa;
- asse Y: asse diretto da destra a sinistra della testa;
- asse Z: asse verticale, diretto dal basso verso l'alto.

Le prime tre analisi che sono state prese in considerazione (Figura 32) sono quelle in cui l'input consiste in una storia di carico di accelerazione traslazionale con una sola componente, in particolare:

- nella prima analisi, l'input ha la sola componente di accelerazione traslazionale lungo l'asse X;
- nella seconda analisi, l'input ha la sola componente di accelerazione traslazionale lungo l'asse Y;
- nella terza analisi, l'input ha la sola componente di accelerazione traslazionale lungo l'asse Z.

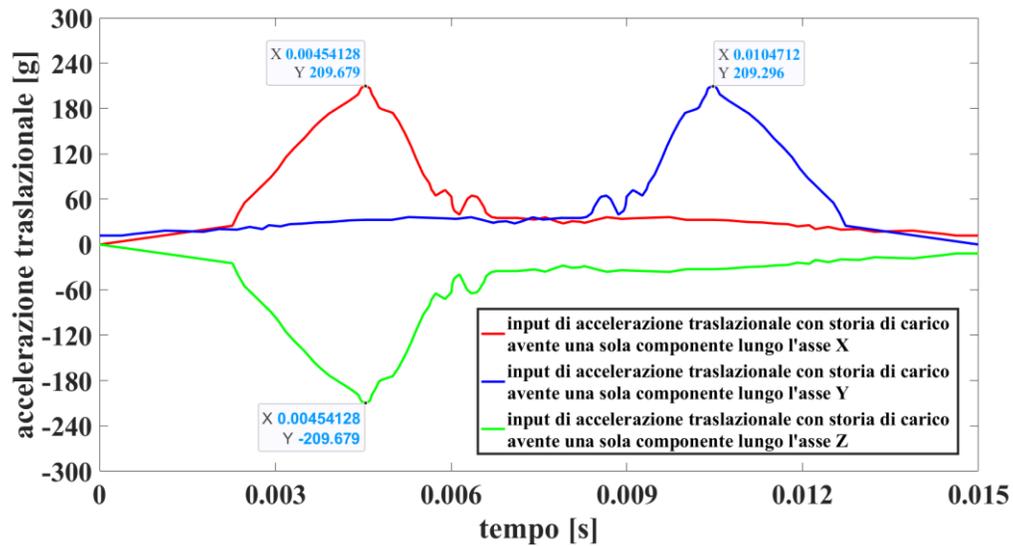


Figura 32: Andamento dell'accelerazione traslazionale nel tempo nei tre casi considerati, in particolare evidenziando i loro massimi inferiori a 275g (PLA – indice di danno globale)

Le prime tre analisi presentano lo stesso HIC (indice di danno globale), corrispondente a 746.565. Come richiesto dalla normativa vigente ECE 22.06 (2021), l'accelerazione traslazionale, utile ai fini del calcolo dell'HIC, è stata campionata con una frequenza maggiore di 8kHz. Di seguito si riporta la formula dell'HIC utilizzata per il calcolo:

$$HIC = \max[t_1, t_2] \left( \left[ \frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right]^{2.5} (t_2 - t_1) \right) = 746.565$$

ove  $a(t)$ , è il modulo dell'accelerazione traslazionale espressa in [g];

$t_1$  e  $t_2$  sono i tempi iniziali e finali che massimizzano l'HIC;

$$\Delta t = t_2 - t_1.$$

Di seguito (Tabella 13), sono mostrati i tempi  $t_1$  e  $t_2$  che massimizzano l'HIC, l'intervallo di tempo  $\Delta t = t_2 - t_1$  e il modulo della massima accelerazione per tutti e tre gli input aventi una storia di carico di accelerazione traslazionale.

<b>Accelerazione avente una storia di carico con una sola componente</b>	<b><math>t_{1HICmax}</math> [ms]</b>	<b><math>t_{2HICmax}</math> [ms]</b>	<b><math>\Delta t_{HICmax}</math></b>	<b>Modulo massima accelerazione [g]</b>
<b>X</b>	3.425	5.2875	1.8625	209.6788
<b>Y</b>	9.725	11.5875	1.8625	209.6788
<b>Z</b>	3.425	5.2875	1.8625	209.6788

Tabella 13: Valori ottenuti per i tre casi di accelerazione traslazionale aventi lo stesso HIC

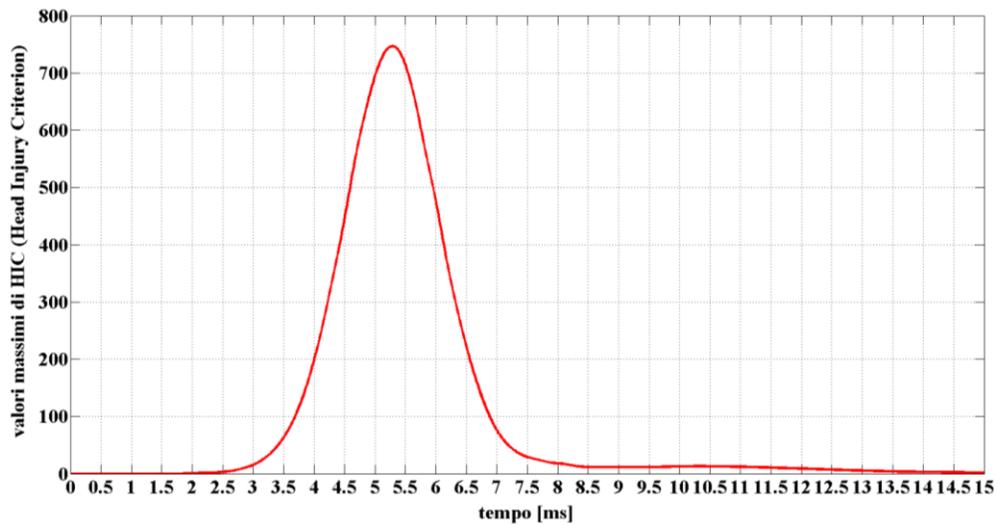


Figura 33: Curva dei valori massimi di HIC quando l'input di accelerazione traslazionale ha sola componente lungo l'asse X, per l'input di accelerazione con sola componente lungo l'asse Z si ottiene la stessa curva ma specchiata rispetto l'asse delle ascisse

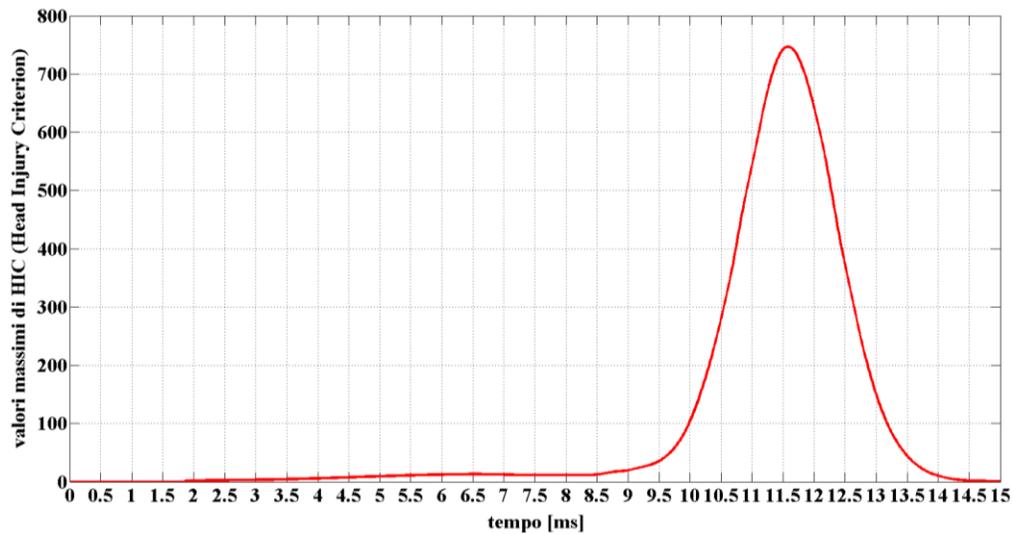


Figura 34: Curva dei valori massimi di HIC quando l'input di accelerazione traslazionale ha una storia di carico avente una sola componente lungo l'asse Y

Per le altre tre analisi, sono state considerate storie di carico con una sola velocità angolare (Figura 35) applicate al centro di massa della testa, in particolare:

- la prima analisi ha come input una velocità angolare con sola componente X;
- la seconda analisi ha come input una velocità angolare con sola componente Y;
- la terza analisi ha come input una velocità angolare con sola componente Z.

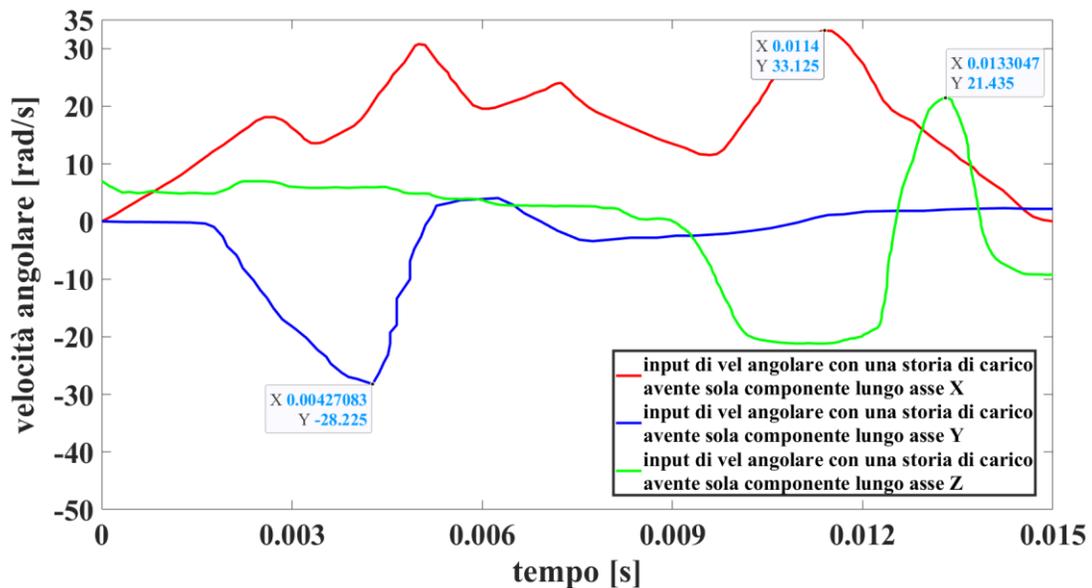


Figura 35: Andamento nel tempo delle tre velocità angolari in input al centro di massa della testa aventi lo stesso indice di danno globale (BrIC). Si possono notare anche i valori massimi delle tre velocità angolari utilizzati ai fini del calcolo del BrIC.

Tutte e tre le curve di velocità angolare hanno lo stesso indice di danno globale BrIC. Questo valore da normativa vigente ECE 22.06 (2021) deve essere inferiore a 0.6. Di seguito la formula dell'indice di danno globale, BrIC:

$$BrIC = \sqrt{\left(\frac{\omega_x}{\omega_{xcr}}\right)^2 + \left(\frac{\omega_y}{\omega_{ycr}}\right)^2 + \left(\frac{\omega_z}{\omega_{zcr}}\right)^2}$$

dove:

- $\omega_x, \omega_y, \omega_z$ , sono i valori massimi in modulo della velocità angolare;
- $\omega_{xcr}, \omega_{ycr}, \omega_{zcr}$  sono i valori critici di velocità definiti dalla normativa ECE 22.06 (Tabella 14).

	$\omega_{xcr}$	$\omega_{ycr}$	$\omega_{zcr}$
<b>Rad/s</b> <b>(media tra CSDM e MPS)</b>	<b>66.25</b>	<b>56.45</b>	<b>42.87</b>

Tabella 14: Valori di velocità angolare critici utilizzati per calcolare il BrIC, stabiliti dalla normativa

Si riportano per maggior chiarezza i valori considerati e ottenuti per il BrIC (Tabella 15):

<b>analisi</b>	$\omega_{cr}$	<b>Valore massimo di velocità angolare</b>	<b>Calcolo dell'indice di danno globale BrIC</b>
<b>Prima analisi</b>	66,25	33,125	$\sqrt{\left(\frac{33,125}{66,25}\right)^2 + (0)^2 + (0)^2} = 0.5$
<b>Seconda analisi</b>	56,45	28,225	$\sqrt{(0)^2 + \left(\frac{28,225}{56,45}\right)^2 + (0)^2} = 0.5$
<b>Terza analisi</b>	42,87	21,435	$\sqrt{(0)^2 + (0)^2 + \left(\frac{21,435}{42,87}\right)^2} = 0.5$

Tabella 15: valori presi in considerazione per il calcolo del BrIC e calcolo dello stesso

Il capitolo II ha approfondito il metodo a elementi finiti, tecnica alla base del software (Abaqus) utilizzato per indagare le grandezze locali del cervello, esaminando le tipologie di analisi e di algoritmi che mette a disposizione al fine di risolvere le equazioni differenziali derivanti da problemi della meccanica del continuo, senza tralasciare alcune precisazioni in merito alle analisi svolte e al solutore utilizzato per le simulazioni numeriche. A seguire, sono stati presentati brevemente diversi modelli sviluppati in letteratura per una miglior comprensione dei traumi cranici, soffermandosi principalmente sul modello di testa sviluppato dall'Università di Padova impiegato nei casi considerati. Da ultimo, sono state esposte le tipologie di analisi eseguite, al fine di mettere in luce eventuali lacune presenti nelle normative attuali.

## CAPITOLO III

In questo capitolo si mostreranno e discuteranno i risultati ottenuti a seguito delle analisi svolte.

Per valutare le conseguenze che le storie di carico applicate generano sui tessuti cerebrali si sono utilizzate le deformazioni nominali massime e minime principali e le pressioni.

La pressione [110] viene definita come:

$$p = -\frac{1}{3} \text{traccia}(\boldsymbol{\sigma}) = -\frac{1}{3} \sigma_{ii}$$

dove  $\boldsymbol{\sigma}$  è il tensore di tensione.

### CLUSTER PRESI IN CONSIDERAZIONE PER LA MATERIA BIANCA E GRIGIA

I lobi del cervello sono quattro: lobo frontale, lobo parietale, lobo occipitale e lobo temporale (Figura 1).

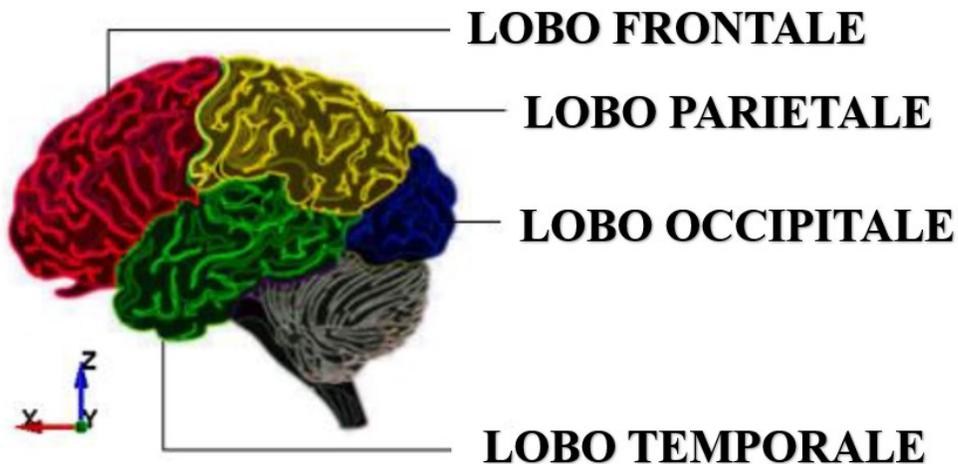


Figura 36: Lobi del cervello [105]

Le quantità che si sono volute indagare per la materia bianca e grigia, ovvero le deformazioni massime/minime e le pressioni, sono state calcolate in diversi cluster di elementi, due per ogni lobo disposti simmetricamente rispetto al piano sagittale (Figura 2). Per ogni cluster si sono considerati 20 elementi adiacenti in modo tale che rappresentassero almeno  $20 \text{ mm}^3$  di tessuto cerebrale.

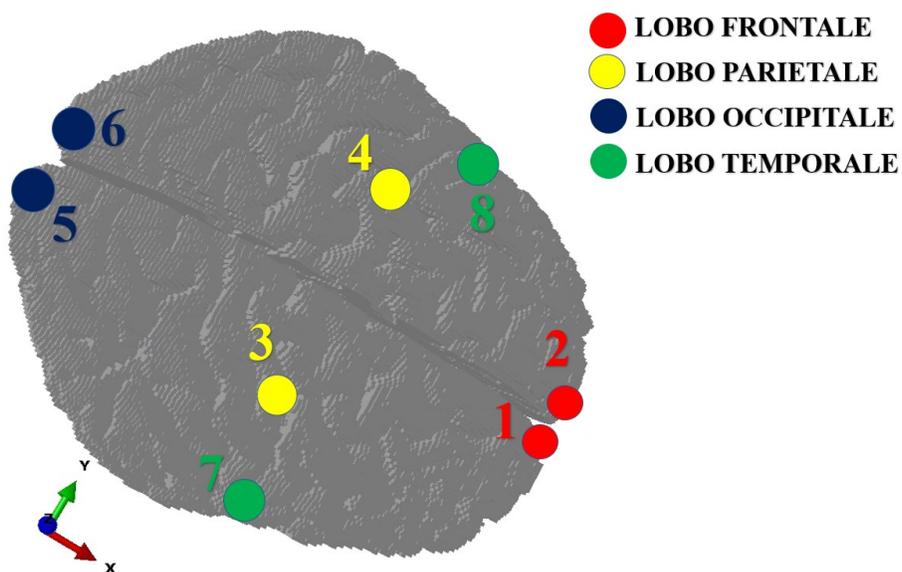


Figura 37: Immagine riassuntiva dei cluster di punti selezionati per la materia bianca e grigia, simmetrici rispetto il piano sagittale del cervello, utilizzati per indagare le deformazioni e le pressioni nel tempo

### CLUSTER PRESI IN CONSIDERAZIONE PER IL FLUIDO CEREBROSPINALE

Per indagare l'andamento della pressione nel fluido cerebrospinale si sono considerati diversi cluster di elementi (Figura 38). Per ogni cluster si sono tenuti conto di 20 elementi adiacenti, come per la materia bianca e grigia.

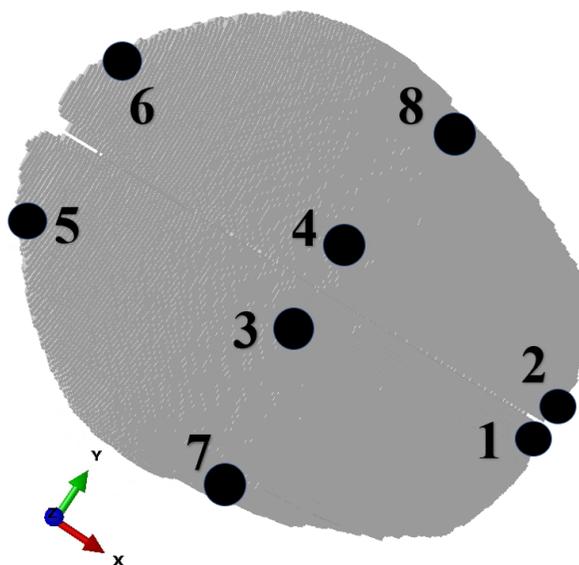


Figura 38: Visione complessiva dei cluster di elementi presi in considerazione per il calcolo delle pressioni del fluido cerebrospinale

## CASO 1: ACCELERAZIONE LINEARE MONOCOMPONENTE

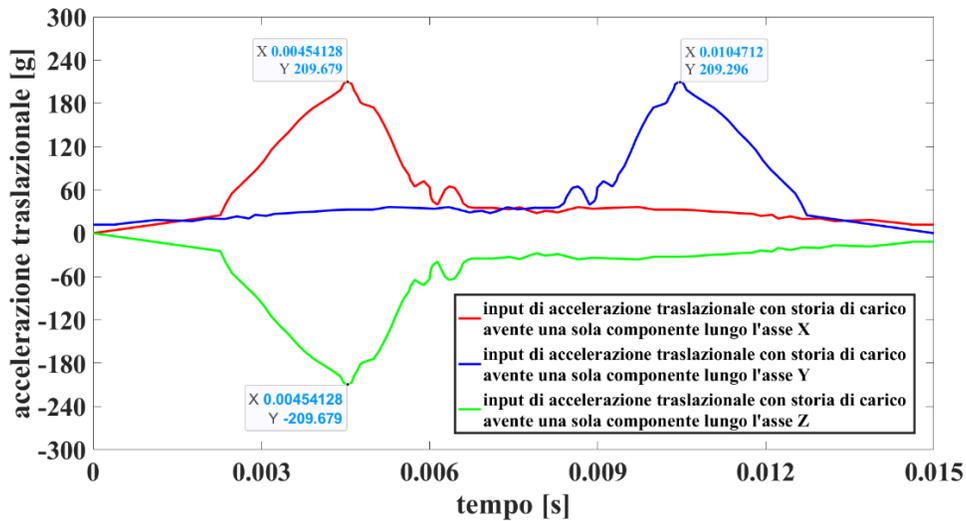


Figura 39: Input di accelerazione traslazionale applicati al centro di massa del modello di testa a elementi finiti

Di seguito sono riportati i risultati ottenuti per i casi in cui la storia di carico corrisponde a un'accelerazione lineare con una sola componente (Figura 39).

Si mostrano le mappe colore per i massimi delle deformazioni massime e minime principali nella storia di carico (per ogni elemento viene mostrato il massimo valore raggiunto nella storia di carico), per la deformazione tagliante e per le pressioni.

### Analisi della deformazione nominale massima principale per la materia bianca e grigia

Di seguito si mostrano le mappe colore della **deformazione nominale massima principale** per la materia bianca e grigia, quando l'input consiste in una storia di carico di accelerazione traslazionale con una **sola componente lungo l'asse X**.

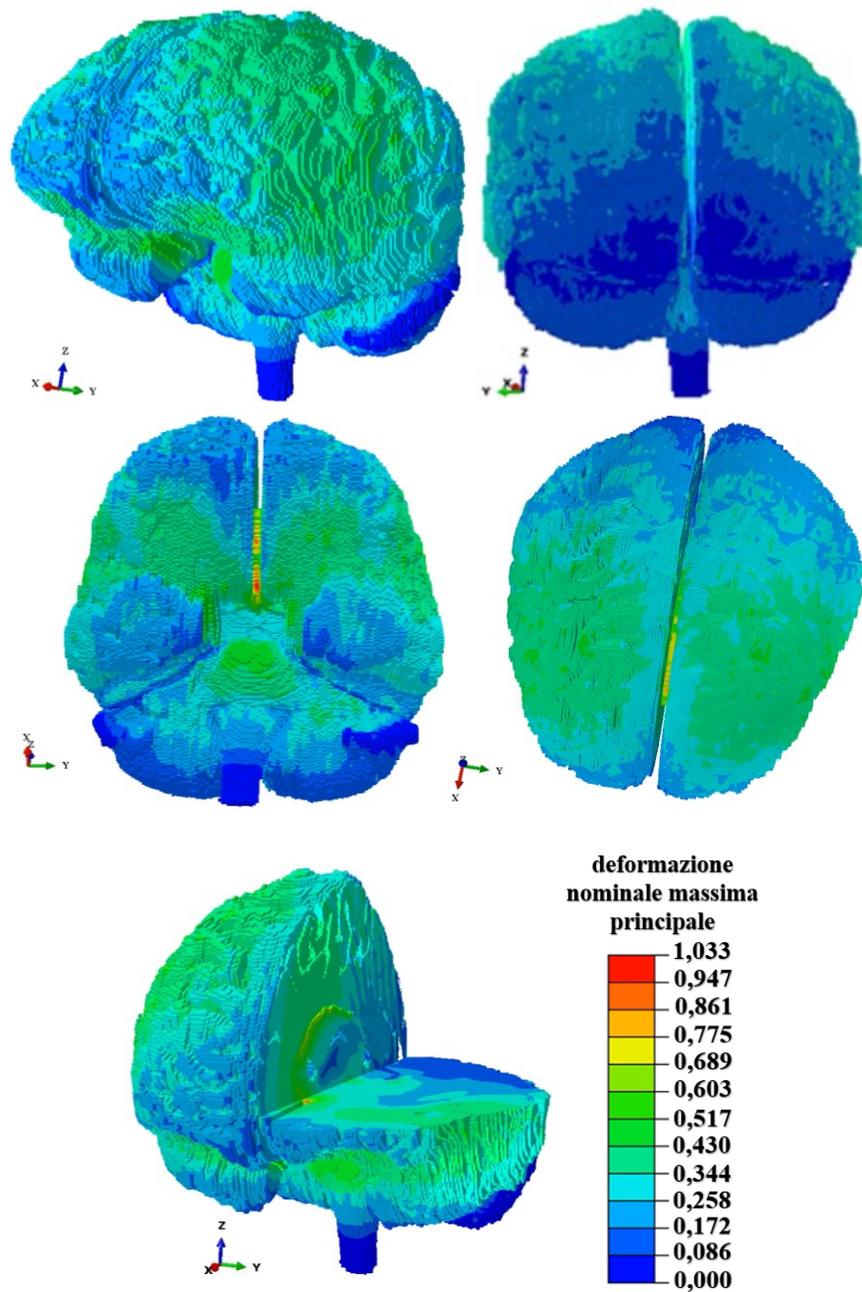


Figura 40: Mappe colore della deformazione nominale massima principale ottenute per la materia bianca e grigia imponendo l'accelerazione traslazionale con una sola componente X al centro di massa della testa

Di seguito si illustrano le mappe colore della **deformazione nominale massima principale** per la materia bianca e grigia, dove l'input consiste in una storia di carico di accelerazione traslazionale con una **sola componente lungo l'asse Y**.

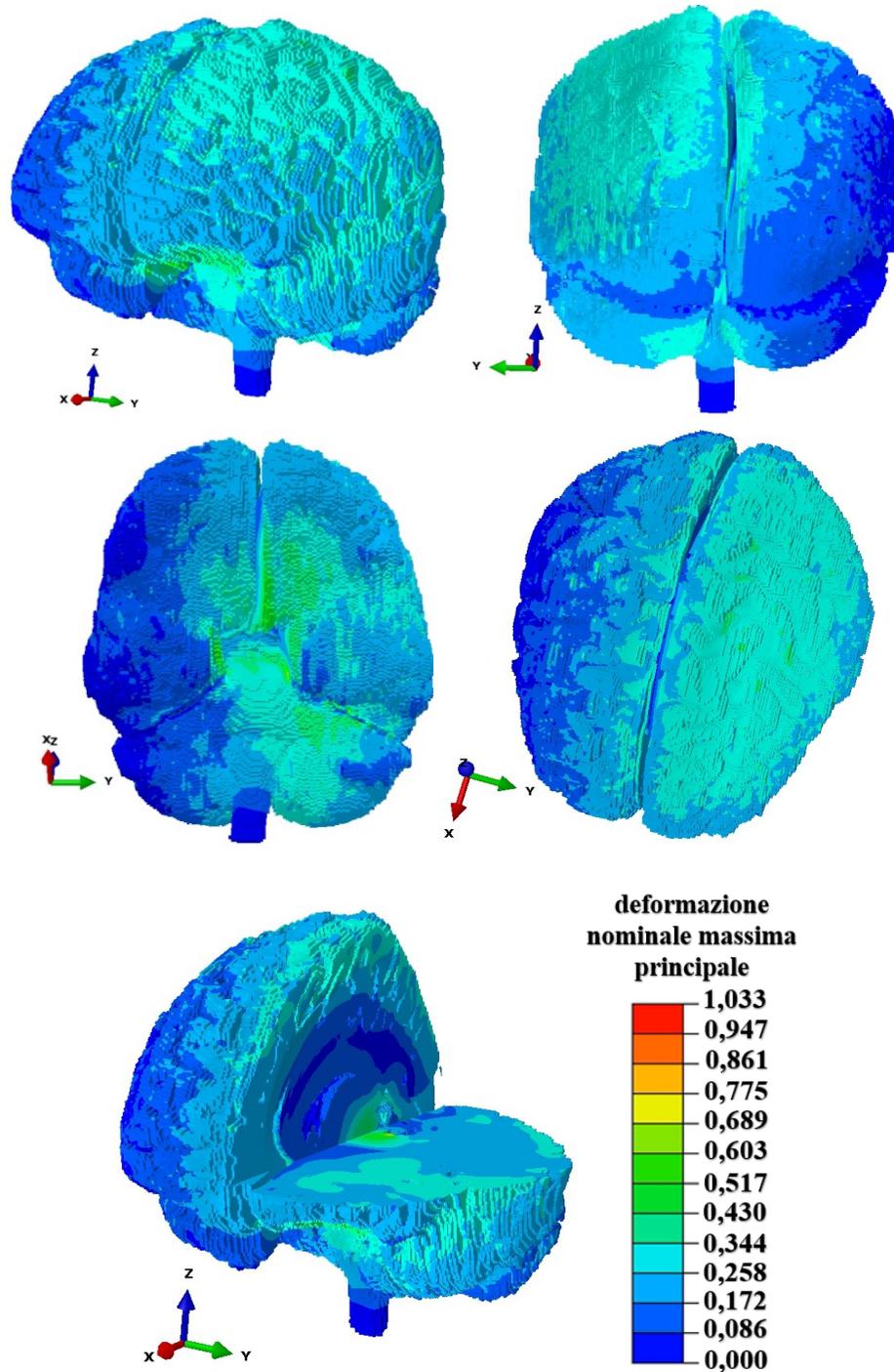


Figura 41: Mappe colore della deformazione nominale massima principale ottenute per la materia bianca e grigia imponendo l'accelerazione traslazionale con una sola componente Y al centro di massa della testa

Di seguito si riportano le mappe colore della **deformazione nominale massima principale** per la materia bianca e grigia, dove l'input consiste in una storia di carico di accelerazione traslazionale con una **sola componente lungo l'asse Z**.

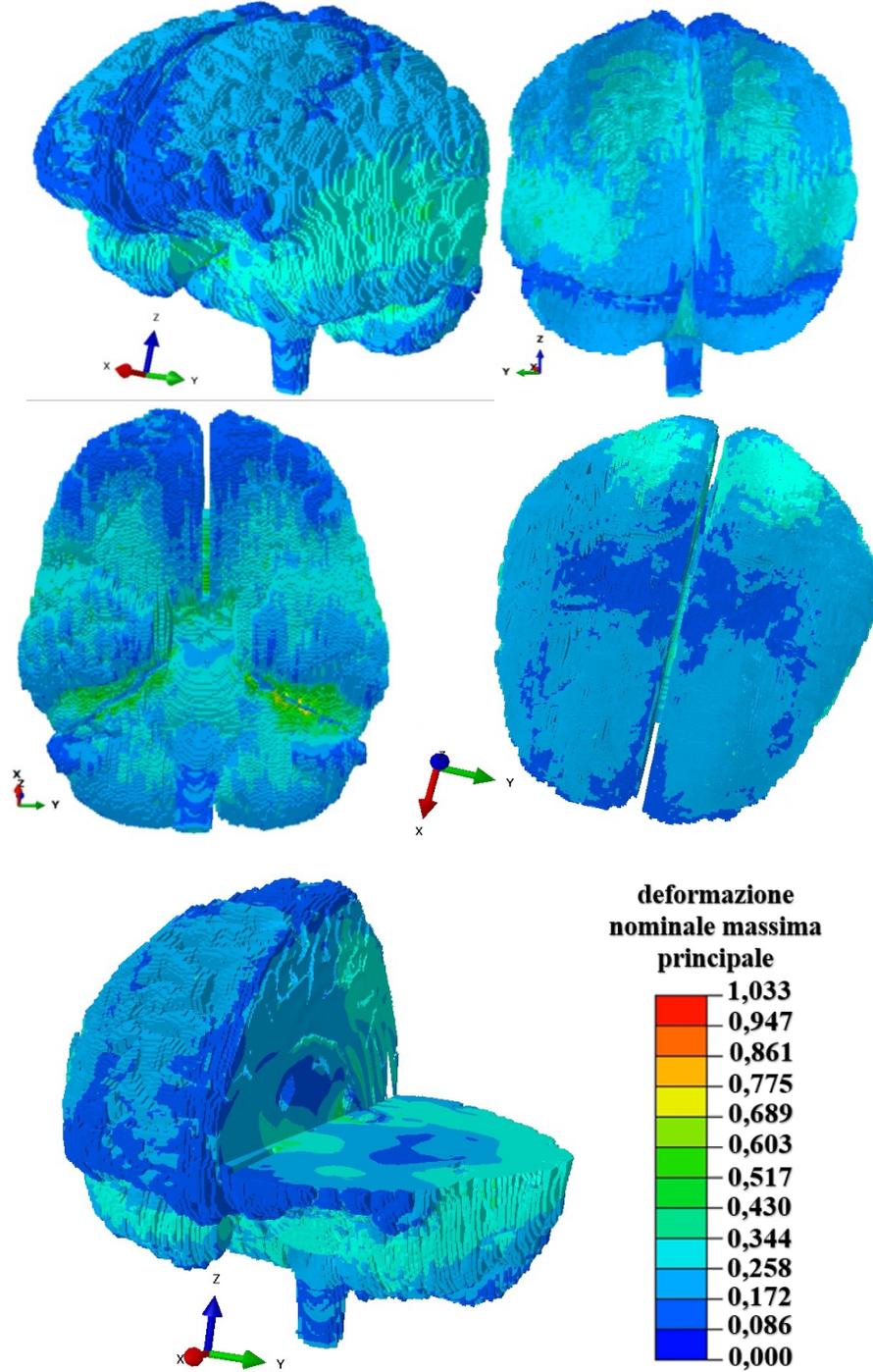


Figura 42: Mappe colore della deformazione nominale massima principale ottenute per la materia bianca e grigia imponendo l'accelerazione traslazionale con una sola componente Z al centro di massa della testa

Si mostrano ora i grafici della **deformazione nominale massima principale** nel tempo per la materia bianca e grigia, nei diversi lobi al variare degli input consistenti in una storia di carico di accelerazione traslazionale.

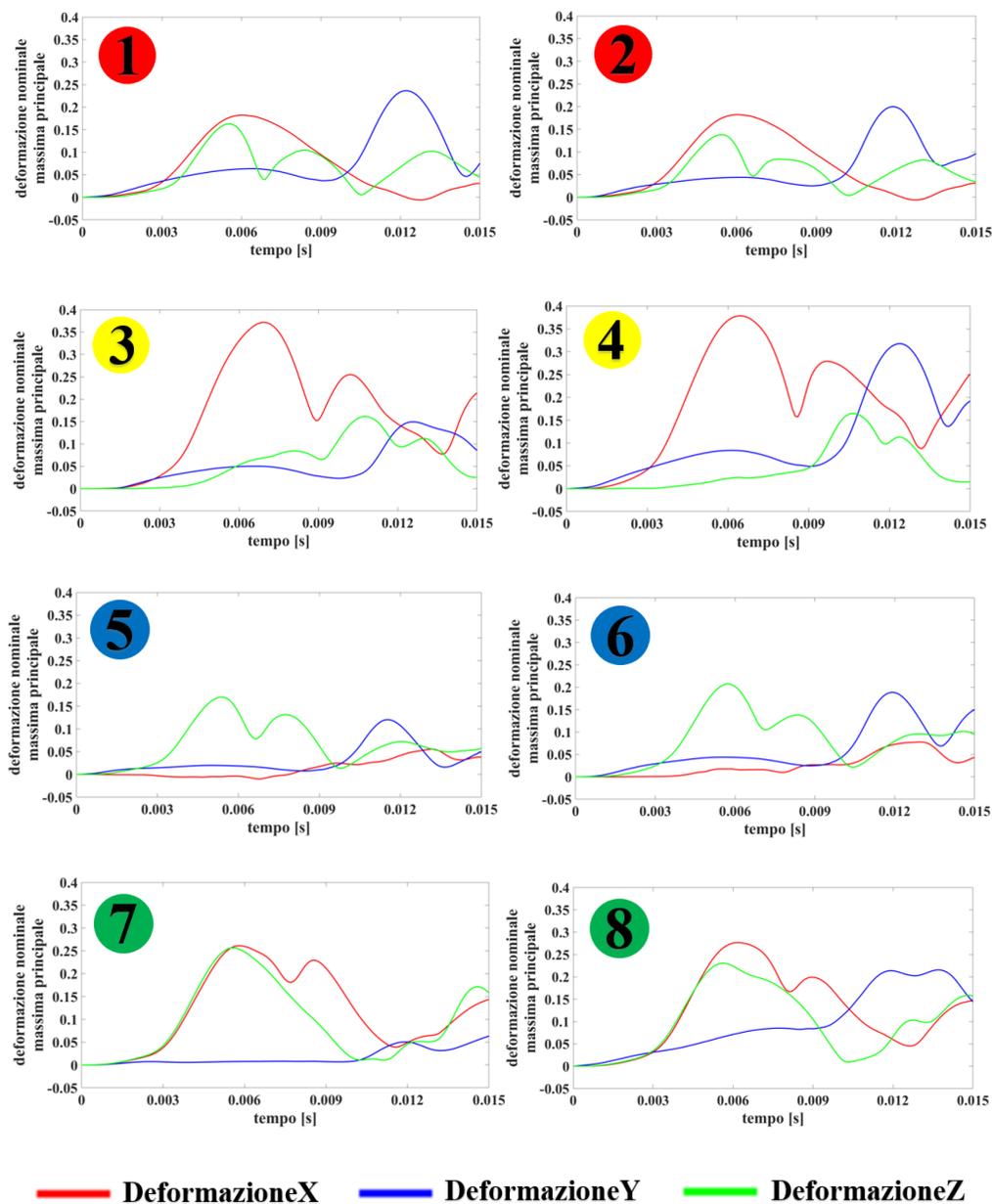


Figura 43: Grafici che mostrano l'andamento nel tempo della deformazione massima principale nella materia bianca e grigia nei vari cluster di elementi considerati. Nella legenda: **DeformazioneX** è la deformazione nominale massima principale ottenuta a seguito dell'input di accelerazione avente una sola componente lungo l'asse X, **Deformazione Y** è la deformazione nominale massima principale generata dall'input di accelerazione avente una sola componente lungo l'asse Y e **DeformazioneZ** è la deformazione nominale massima principale conseguita a seguito dell'input di accelerazione avente una sola componente lungo l'asse Z.

Dai risultati ottenuti per le mappe colore (Figure 40, 41, 42) e dall'andamento nel tempo della deformazione nominale massima principale (Figura 43) si può osservare come i valori maggiori di essa si ottengano quando l'input di accelerazione ha una sola componente lungo l'asse X. Si può inoltre vedere come i tre input di accelerazione portino a una risposta differente, ad esempio, soffermandosi sul lobo parietale dove si è ottenuto il massimo valore di deformazione. In particolare si può notare come l'accelerazione avente una storia di carico con sola componente lungo l'asse X (*DeformazioneX*) faccia raggiungere picchi molto più pronunciati rispetto agli altri due. Al contrario l'input di accelerazione avente una storia di carico con una sola componente lungo l'asse Z (*DeformazioneZ*) fa raggiungere valori e picchi di minore entità, mentre l'input di accelerazione avente una sola componente lungo l'asse Y (*DeformazioneY*) produce valori intermedi.

Un altro esempio di dissimilarità si può osservare nel lobo frontale. Confrontando le diverse risposte si nota che *DeformazioneX* ha una evoluzione nel tempo che cresce sin dal primo istante fino a raggiungere il suo valore massimo per poi calare, mentre *DeformazioneY* cresce solamente verso gli ultimi istanti temporali. Da sottolineare come i valori massimi ottenuti per queste due quantità siano simili ma accadano a istanti di tempo diversi. Si evince inoltre che anche *DeformazioneZ* presenta un andamento ancora differente, con più picchi locali.

Esaminando il lobo occipitale si può invece constatare come due dei tre andamenti siano simili (*DeformazioneX*, *DeformazioneY*) tranne in un piccolo lasso di tempo [0,01s – 0,0125s]. Al contrario il terzo andamento (*DeformazioneZ*) è poco somigliante. Si può osservare infatti come i primi due andamenti abbiano un'evoluzione che cresce sino a un massimo per poi decrescere, mentre il comportamento derivante dall'input di accelerazione con una sola componente lungo l'asse Z si presenta con più valori di picco locali.

In generale il comportamento locale risulta essere differente nonostante i tre input abbiano stesso indice globale (HIC).

È stato dimostrato [112] che i carichi traslazionali in direzione antero-posteriore sono potenzialmente pericolosi per portare danni come l'ematoma subdurale. Quello che si riscontra è che i valori più alti di deformazione massima principale li si ottiene quando l'input ha una storia di carico di accelerazione traslazionale con una sola componente lungo l'asse X. Questo a conferma che i carichi nel piano sagittale potrebbero essere potenzialmente pericolosi.

### Analisi della deformazione nominale minima principale per la materia bianca e grigia

Di seguito si condividono le mappe colore della **deformazione nominale minima principale** per la materia bianca e grigia, dove l'input consiste in una storia di carico di accelerazione traslazionale con **sola componente lungo l'asse X**.

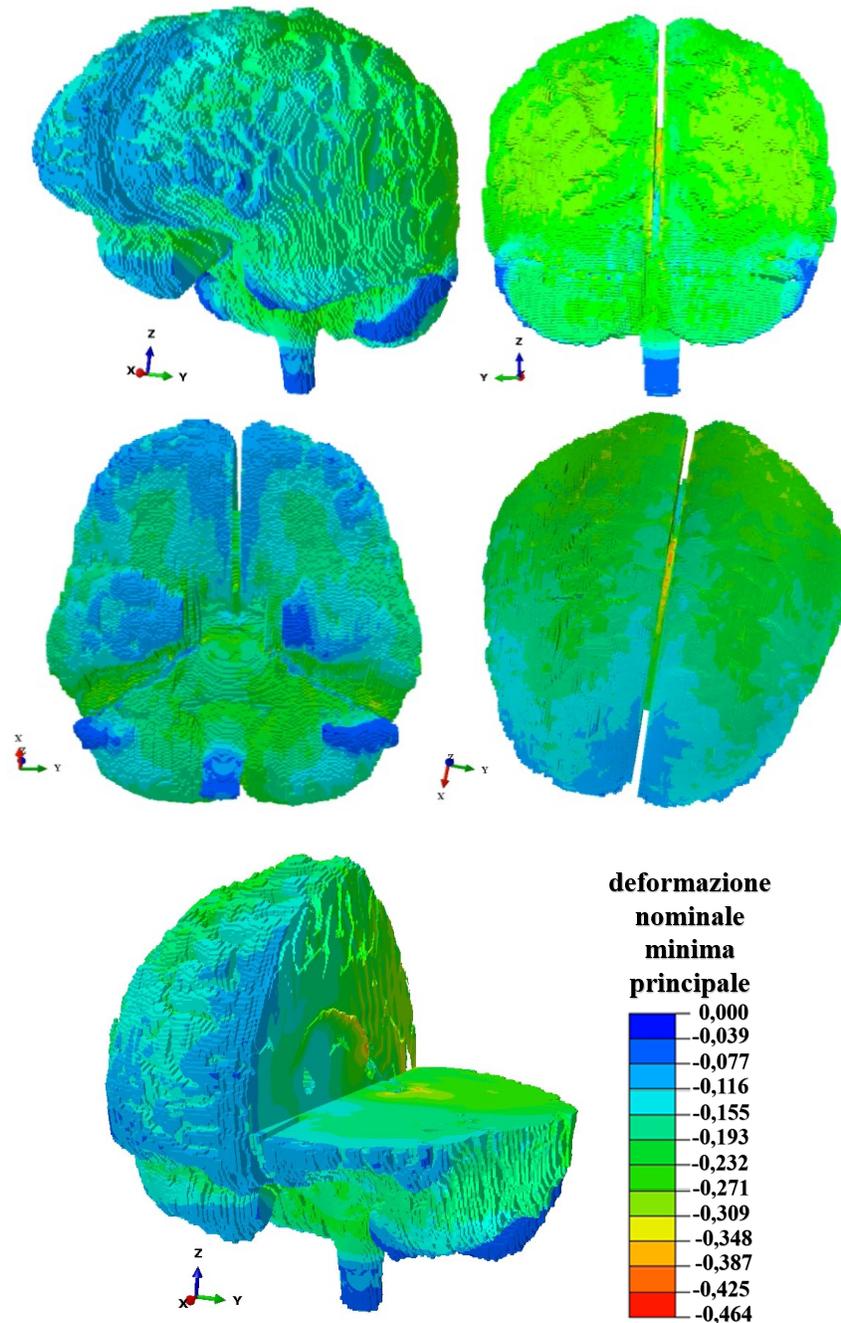


Figura 44: Mappe colore della deformazione nominale minima principale ottenute per la materia bianca e grigia imponendo l'accelerazione traslazionale con una sola componente X al centro di massa

Di seguito si riportano le mappe colore della **deformazione nominale minima principale** per la materia bianca e grigia, dove l'input consiste in una storia di carico di accelerazione traslazionale con **sola componente lungo l'asse Y**.

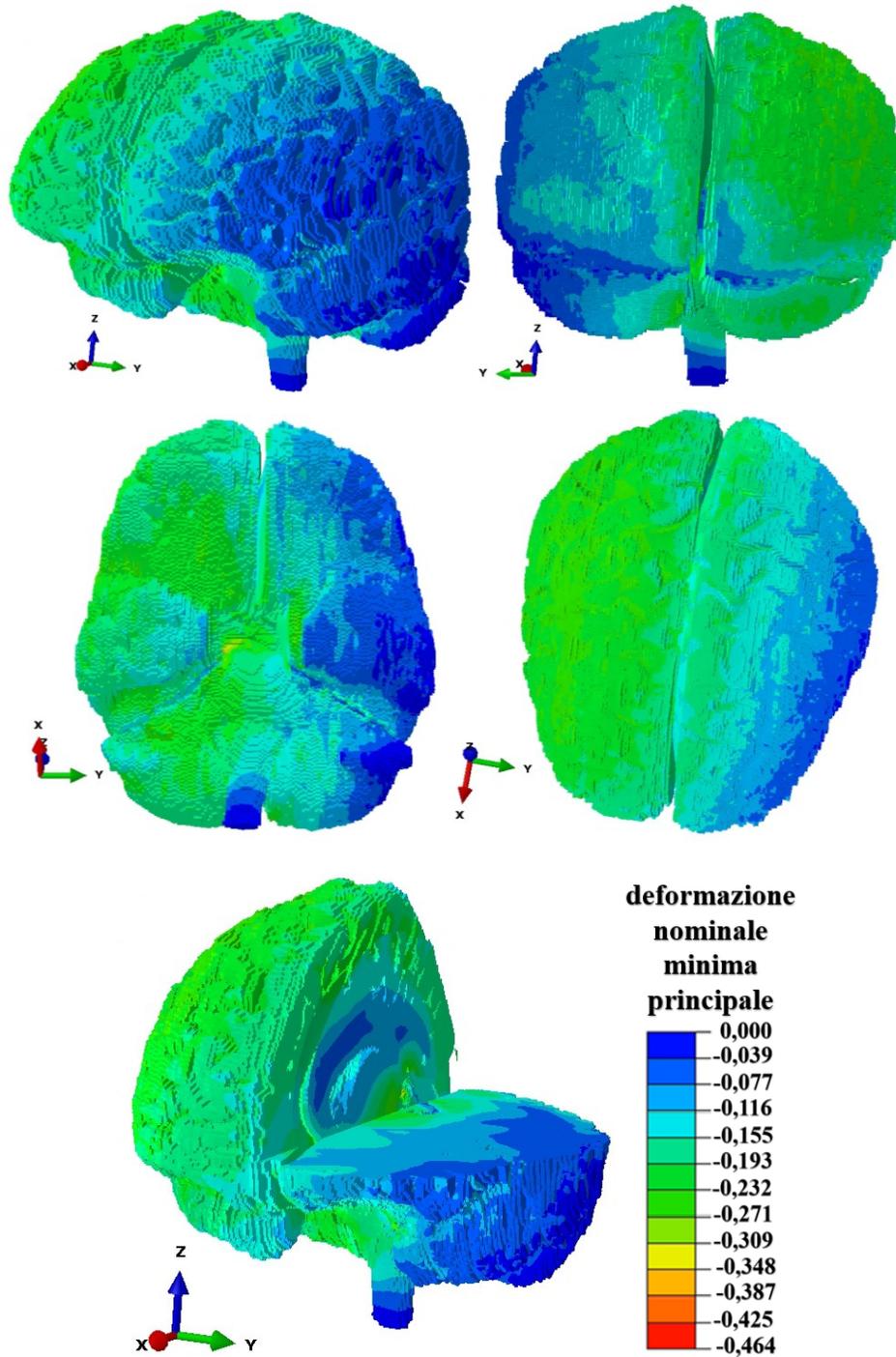


Figura 45: Mappe colore della deformazione nominale minima principale ottenute per la materia bianca e grigia imponendo l'accelerazione traslazionale con una sola componente Y al centro di massa della testa

Si riportano a seguire le mappe colore della **deformazione nominale minima principale** per la materia bianca e grigia, dove l'input consiste in una storia di carico di accelerazione traslazionale con **sola componente lungo l'asse Z**.

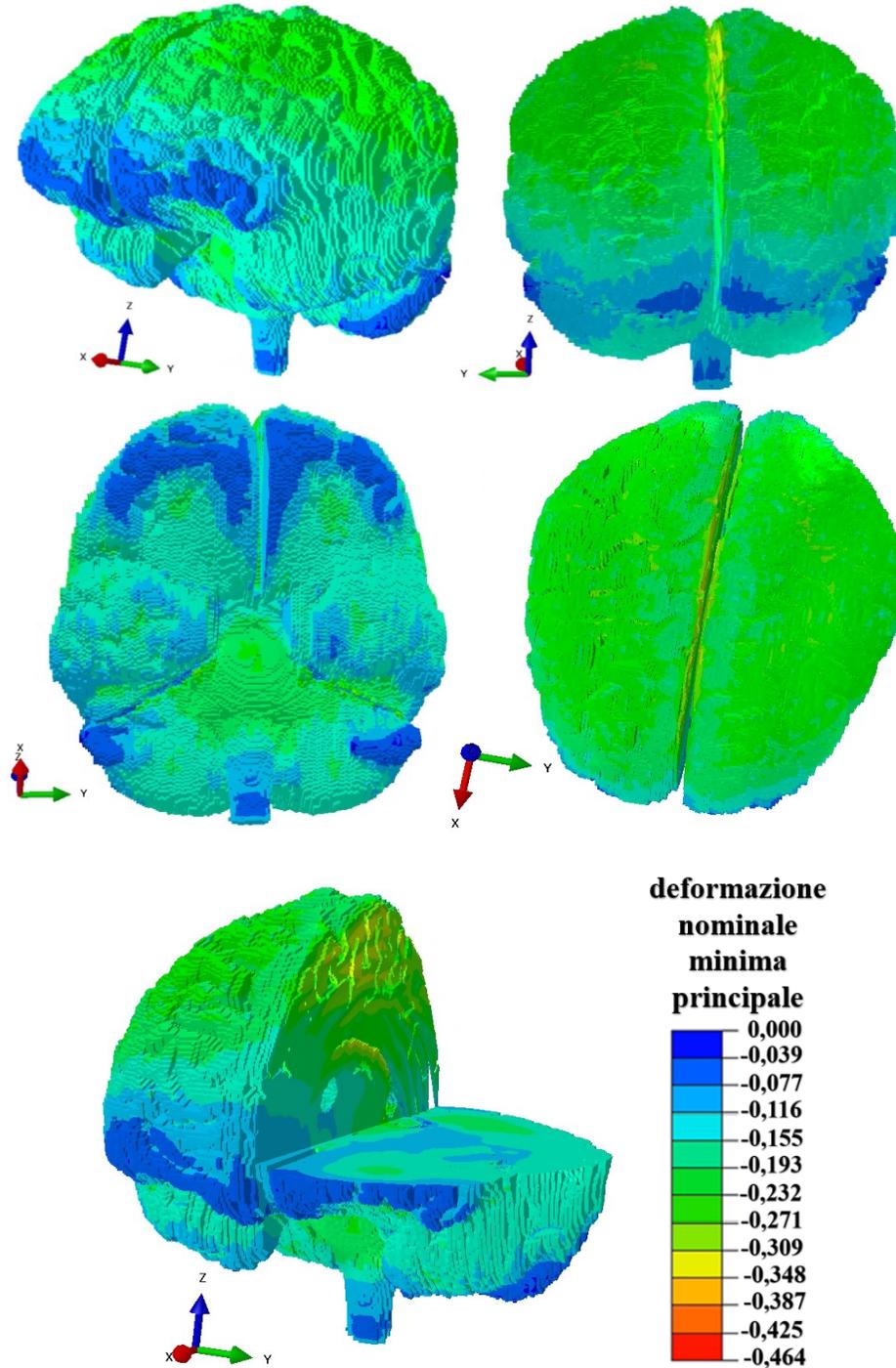


Figura 46: Mappe colore della deformazione nominale minima principale ottenute per la materia bianca e grigia imponendo l'accelerazione traslazionale con una sola componente Z al centro di massa della testa

Si illustreranno qui i grafici della **deformazione nominale minima principale** nel tempo per la materia bianca e grigia, nei diversi lobi considerati al variare degli input consistenti in una storia di carico di accelerazione traslazionale.

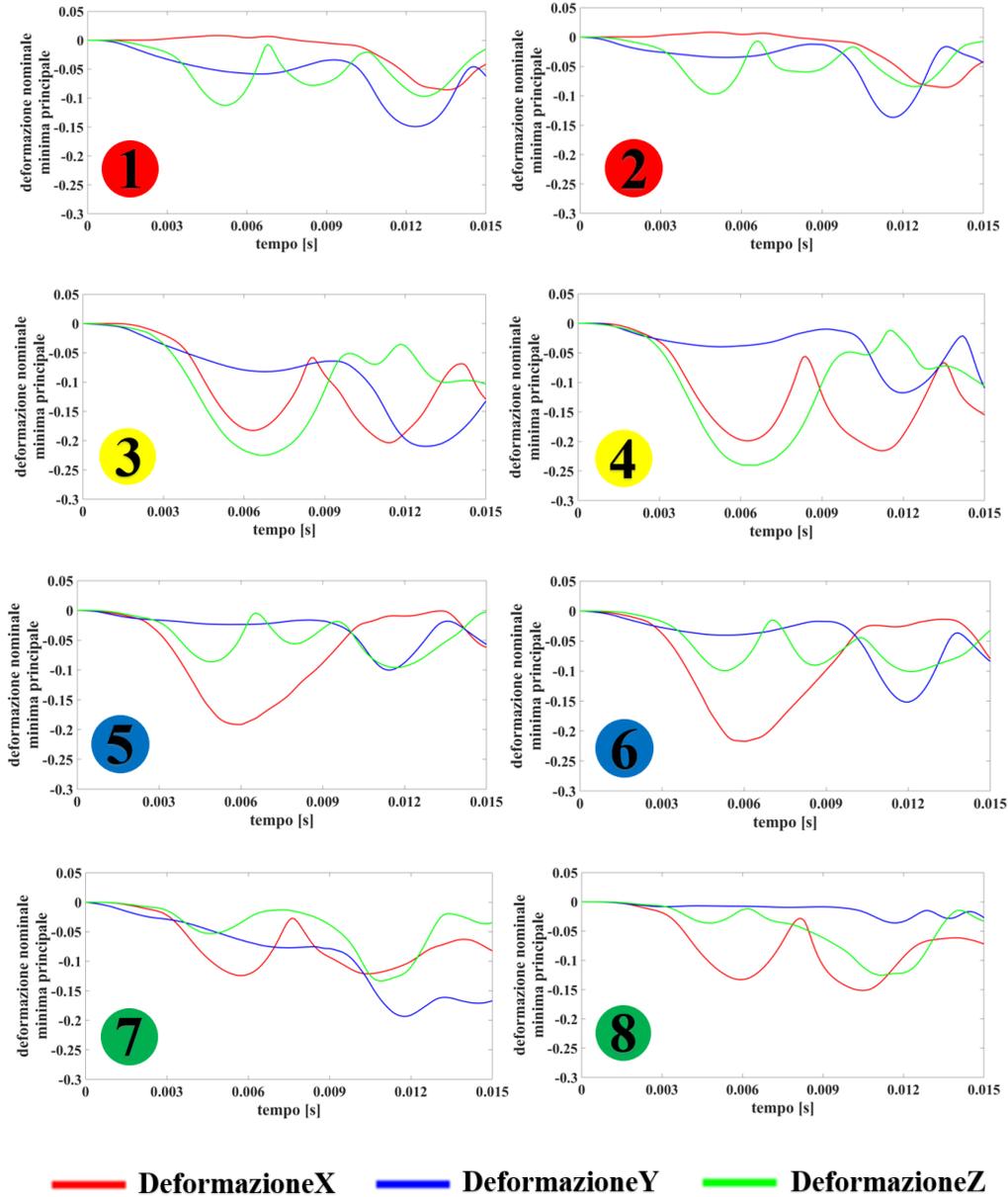


Figura 47: Grafici che mostrano l'andamento nel tempo della deformazione nominale minima principale nella materia bianca e grigia nei vari cluster di elementi considerati. Nella legenda: **DeformazioneX** è la deformazione nominale minima principale ottenuta a seguito dell'input di accelerazione avente una sola componente lungo l'asse X, **Deformazione Y** è la deformazione nominale minima principale generata dall'input di accelerazione avente una sola componente lungo l'asse Y e **DeformazioneZ** è la deformazione nominale minima principale conseguita a seguito dell'input di accelerazione avente una sola componente lungo l'asse Z.

Prendendo ora in considerazione l'andamento nel tempo della deformazione nominale minima principale della materia bianca e grigia (Figura 47) e le relative mappe colore (Figure 44, 45, 46) si può constatare che i valori più alti, in modulo, sono stati ottenuti quando l'input di accelerazione ha una sola componente lungo l'asse X e Z (lobo parietale). Esaminando il grafico ottenuto per il cluster 4 (lobo parietale, emisfero sinistro del cervello) si può osservare una diversità sia nel trend sia nei valori tra le tre quantità: si nota infatti che *DeformazioneZ* ha un andamento che cresce negativamente fino al suo massimo (in modulo) per poi calare nel tempo. Al contrario, *DeformazioneY* ha valori molto più piccoli e mantiene un andamento che cresce negativamente solo verso gli istanti finali, mentre l'accelerazione con una sola componente lungo l'asse X (*DeformazioneX*) ha creato un andamento con più picchi locali e valori intermedi. Gli andamenti ottenuti sono, in generale, tutti molto diversi fra loro. L'unico comportamento simile è riscontrabile nel lobo frontale tra la risposta prodotta dall'input di accelerazione avente una storia di carico con una sola componente lungo l'asse X e quella prodotta con una sola componente lungo l'asse Y. Da precisare come i valori siano però diversi.

Quello che si può evidenziare, come accade per la deformazione nominale massima principale, è che sia gli andamenti sia i valori ottenuti continuano a essere per lo più diversi, sebbene i tre input abbiano lo stesso HIC.

Lobo	cluster di elementi	Deformazione massima principale nella materia bianca e grigia		
		accx	accy	accz
Frontale	1	0.1824	<b>0.2365</b>	0.1630
	2	0.2048	0.1999	0.1379
Parietale	3	0.3717	0.1493	0.1613
	4	<b>0.3784</b>	0.3176	0.1648
Occipitale	5	0.0554	0.1204	0.1702
	6	0.0777	0.1888	<b>0.2075</b>
Temporale	7	0.2612	0.0635	0.2565
	8	<b>0.2766</b>	0.2154	0.2306

Tabella 16: Valori massimi ottenuti per la deformazione nominale massima principale nei vari lobi del cervello

Lobo	cluster di elementi	Deformazione <b>minima</b> principale nella materia bianca e grigia		
		accx	accy	accz
Frontale	1	-0.0856	<b>-0.1492</b>	-0.1126
	2	-0.0975	-0.1367	-0.0969
Parietale	3	-0.2036	-0.2096	-0.2250
	4	-0.2156	-0.1175	<b>-0.2401</b>
Occipitale	5	-0.1912	-0.1001	-0.0960
	6	<b>-0.2171</b>	-0.1515	-0.1008
Temporale	7	-0.1243	<b>-0.1934</b>	-0.1334
	8	-0.1514	-0.0360	-0.1253

Tabella 17: Valori minimi ottenuti per la deformazione nominale minima principale nei vari lobi del cervello

Dalle mappe colore della deformazione massima e minima principale per la materia bianca e grigia emerge come si ottengano risultati simmetrici quando l'input ha una storia di carico di accelerazione traslazionale con sola componente lungo l'asse X e Z, mentre nel caso in cui l'input ha una storia di carico di accelerazione traslazionale con una sola componente lungo l'asse Y non si ha simmetria.

### Analisi della deformazione tagliante per la materia bianca e grigia

Di seguito si mostrano le mappe colore del valore assoluto della **deformazione tagliante  $\gamma$**  per la materia bianca e grigia, dove l'input consiste in una storia di carico di accelerazione traslazionale con una **sola componente lungo l'asse X**.

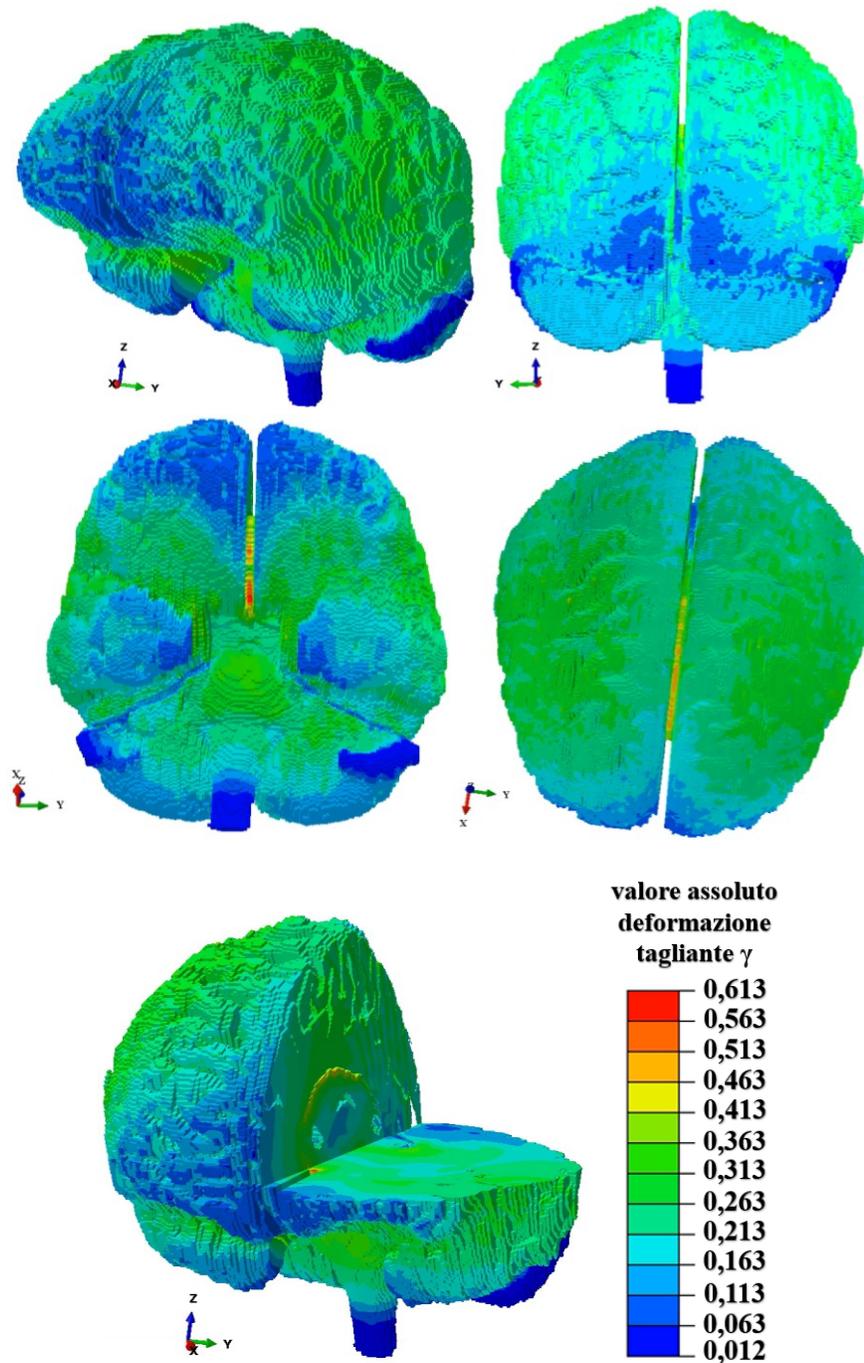


Figura 48: Mappe colore per il modulo della deformazione tagliante ottenute per la materia bianca e grigia imponendo l'accelerazione traslazionale con una sola componente X al centro di massa della testa

A seguire, le mappe colore del valore assoluto della **deformazione tagliante  $\gamma$**  per la materia bianca e grigia, dove l'input consiste in una storia di carico di accelerazione traslazionale con una **sola componente lungo l'asse Y**.

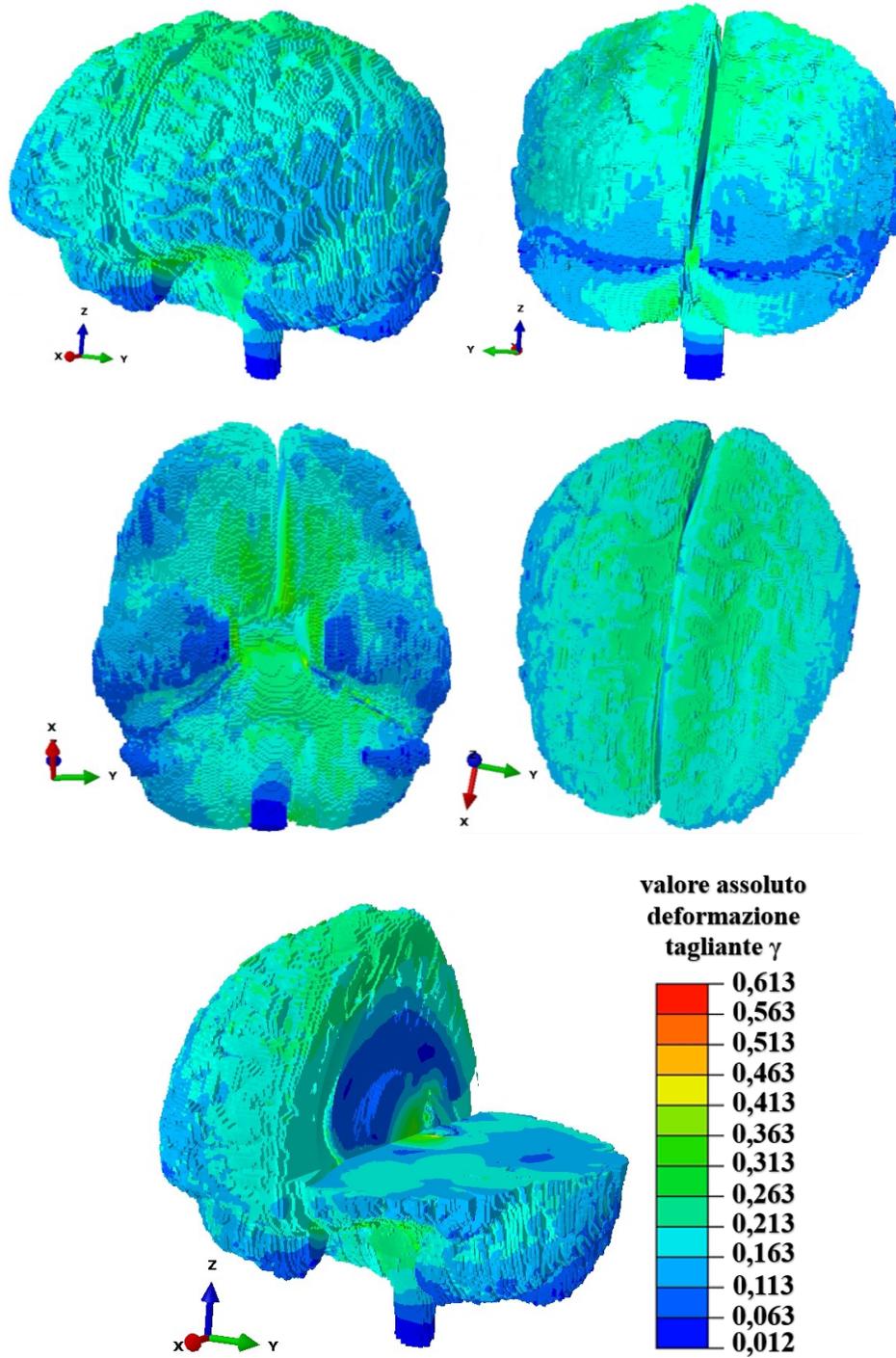


Figura 49: Mappe colore per il modulo della deformazione tagliante ottenute per la materia bianca e grigia imponendo l'accelerazione traslazionale con una sola componente Y al centro di massa della testa

Infine, si illustrano le mappe colore del valore assoluto **della deformazione tagliante  $\gamma$**  per la materia bianca e grigia, dove l'input consiste in una storia di carico di accelerazione traslazionale con una **sola componente lungo l'asse Z**.

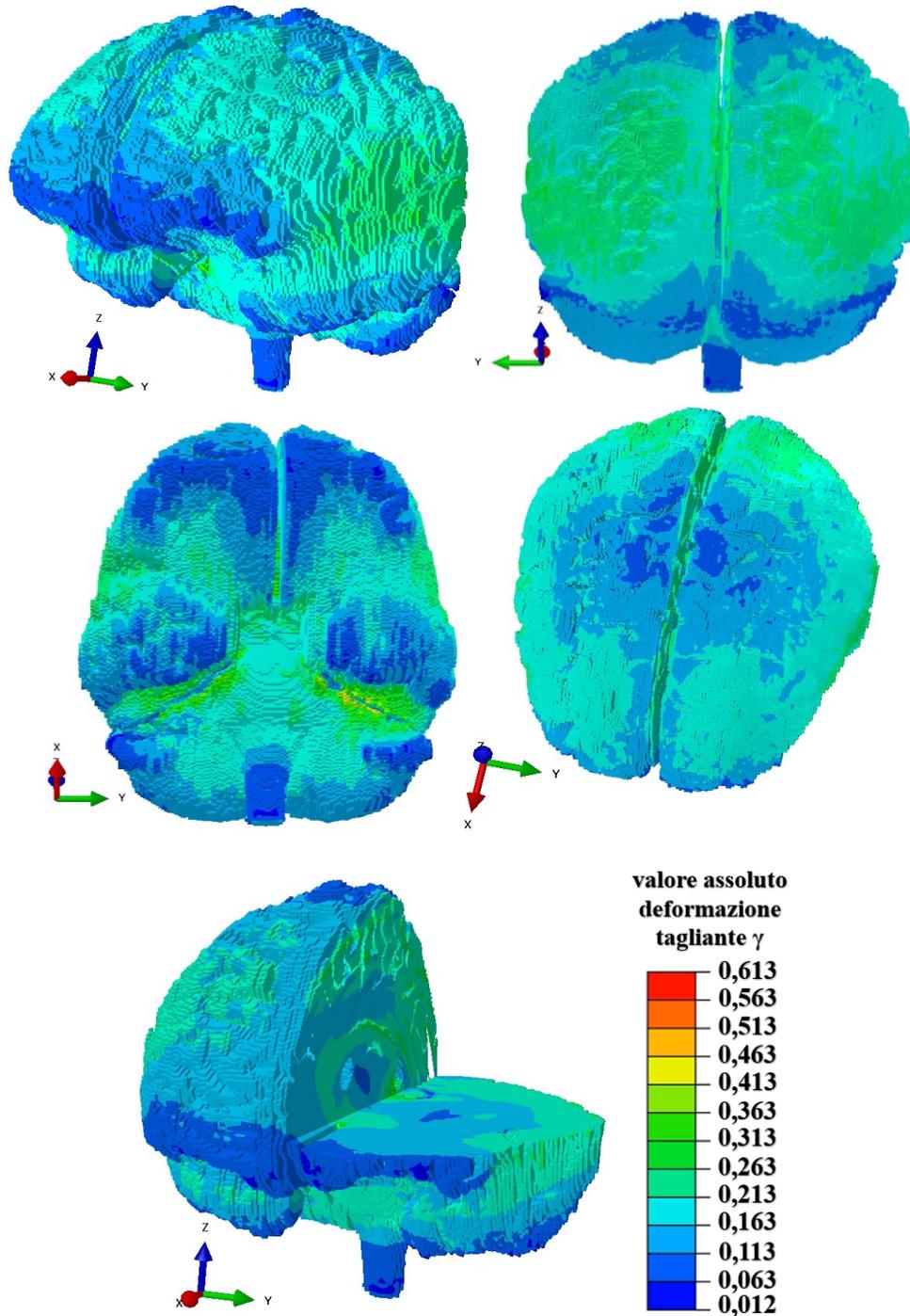


Figura 50: Mappe colore della deformazione tagliante ottenute per la materia bianca e grigia imponendo l'accelerazione traslazionale con una sola componente Z al centro di massa della testa

Dalle mappe colore (Figure 16, 17, 18) per il valore assoluto di deformazione tagliante emergono similitudini con la deformazione nominale massima principale. I valori maggiori si raggiungono quando l'input di accelerazione traslazionale ha una sola componente lungo l'asse X ( $\gamma_X$ ). Esaminando la stessa area relativa all'input di accelerazione avente una sola componente lungo l'asse Z ( $\gamma_Z$ ) si riscontrano valori nettamente inferiori, mentre l'input di accelerazione avente una storia di carico con una sola componente lungo l'asse Y ( $\gamma_Y$ ) riporta valori medi.

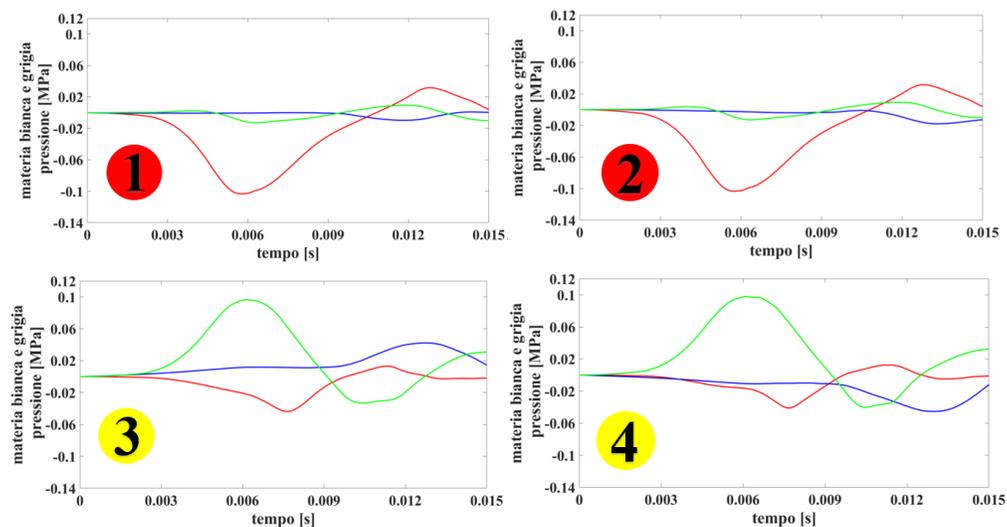
Un altro esempio di dissimilarità è nel lobo temporale dove  $\gamma_X$  genera valori chiaramente superiori rispetto a quelli  $\gamma_Y$ , al pari di quanto avviene per le mappe colore della deformazione nominale massima principale.

L'unica similarità osservabile si trova nel lobo occipitale dove le tre accelerazioni di input portano a una risposta pressoché analoga.

Come già osservato in precedenza, per i valori di deformazione massima e minima principale, a parità di HIC le tre accelerazioni si comportano diversamente a livello di tessuto cerebrale.

### Analisi della pressione per la materia bianca e grigia

Si confrontano ora i grafici degli andamenti della **pressione** nel tempo per la materia bianca e grigia, nei diversi lobi considerati al variare degli input consistenti in una storia di carico di accelerazione traslazionale.



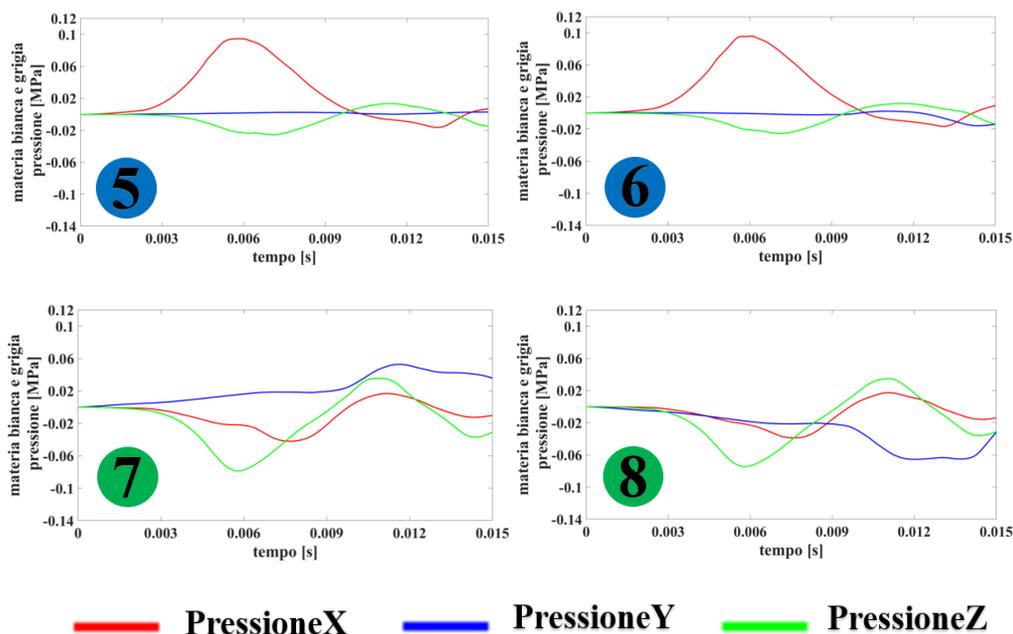


Figura 51: Grafici che mostrano l'andamento nel tempo della pressione nella materia bianca e grigia nei vari cluster di elementi considerati. Nella legenda: **PressioneX** è la pressione ottenuta a seguito dell'input di accelerazione avente una sola componente lungo l'asse X, **PressioneY** è la pressione generata dall'input di accelerazione avente una sola componente lungo l'asse Y e **PressioneZ** è la pressione conseguita a seguito dell'input di accelerazione avente una sola componente lungo l'asse Z.

Esaminando tali grafici (Figura 19) si può notare come il valore massimo di pressione (98kPa, cluster 4, Tabella 3) è ottenuto quando l'input di accelerazione ha una sola componente lungo l'asse Z (*PressioneZ*), mentre il valore minimo di pressione (-103,2kPa, Tabella 4) viene raggiunto quando l'input di accelerazione ha una storia di carico con una sola componente lungo l'asse X (*PressioneX*).

Per ogni cluster considerato accade che due andamenti siano simili mentre il terzo differisca. Un esempio a conferma di quanto detto è il cluster 1 dove l'andamento di *PressioneY* è molto simile a quello di *PressioneZ*, mentre l'andamento di *PressioneX* è molto differente.

I due andamenti somiglianti cambiano da lobo a lobo, tranne in quello frontale e occipitale dove la risposta derivante dall'input di accelerazione con sola componente lungo l'asse Y (*PressioneY*) e Z (*PressioneZ*) è all'incirca la medesima.

Nel cluster 4 si riscontra che le evoluzioni nel tempo producono risultati totalmente differenti, mentre nel cluster 7 i tre andamenti sono tendenzialmente simili.

Complessivamente gli andamenti locali sono per lo più diversi, nonostante i tre input lo stesso indice globale (HIC).

Lobo	cluster di elementi	Valore <b>massimo</b> di pressione nella materia bianca e grigia [MPa]		
		accx	accy	accz
Frontale	1	0.0317	0.0009	0.0095
	2	<b>0.0324</b>	0.0003	0.0094
Parietale	3	0.0132	0.0423	0.0965
	4	0.0126	0	<b>0.0980</b>
Occipitale	5	0.0945	0.0029	0.0134
	6	<b>0.0959</b>	0.0023	0.0119
Temporale	7	0.0168	<b>0.0528</b>	0.0356
	8	0.0174	0	0.0348

Tabella 18: Valori massimi ottenuti per la pressione nei vari cluster di elementi considerati nei vari lobi della materia bianca e grigia

Lobo	cluster di elementi	Valore <b>minimo</b> di pressione nella materia bianca e grigia [MPa]		
		accx	accy	accz
Frontale	1	<b>-0.1032</b>	-0.0097	-0.0130
	2	-0.1030	-0.0178	-0.0128
Parietale	3	-0.0437	0	-0.0331
	4	-0.0410	<b>-0.0452</b>	-0.0402
Occipitale	5	-0.0165	-0.0002	-0.0254
	6	-0.0166	-0.0158	<b>-0.0254</b>
Temporale	7	-0.0422	0	<b>-0.0786</b>
	8	-0.0389	-0.0655	-0.0744

Tabella 19: Valori minimi ottenuti per la pressione nei vari cluster di elementi considerati nei vari lobi della materia bianca e grigia

Se si mettono in relazione le deformazioni e le pressioni per la materia bianca e grigia si riscontra che:

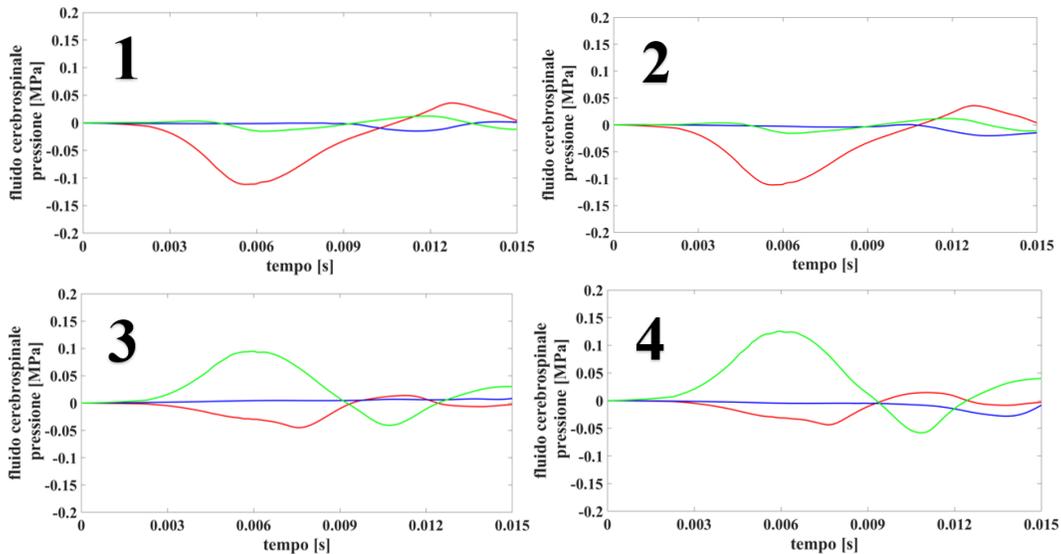
- l'accelerazione avente una sola componente lungo l'asse X determina il più alto valore di deformazione nominale massima principale e il valore minimo di pressione;
- l'accelerazione avente una sola componente lungo l'asse Z genera un valore più grande (in modulo) di deformazione nominale minima principale e un valore più alto di pressione.

Questo risultato è verosimile.

In generale si può inoltre osservare come il comportamento ottenuto, nonostante i tre input di accelerazione traslazionale abbiano lo stesso indice globale (HIC), sia per le pressioni sia per le deformazioni è sempre differente tranne in casi isolati.

### Analisi della pressione per il fluido cerebrospinale

Si mostrano a seguire i grafici di confronto degli andamenti della pressione nel tempo per il fluido cerebrospinale nei diversi cluster di elementi considerati al variare degli input consistenti in una storia di carico di accelerazione traslazionale.



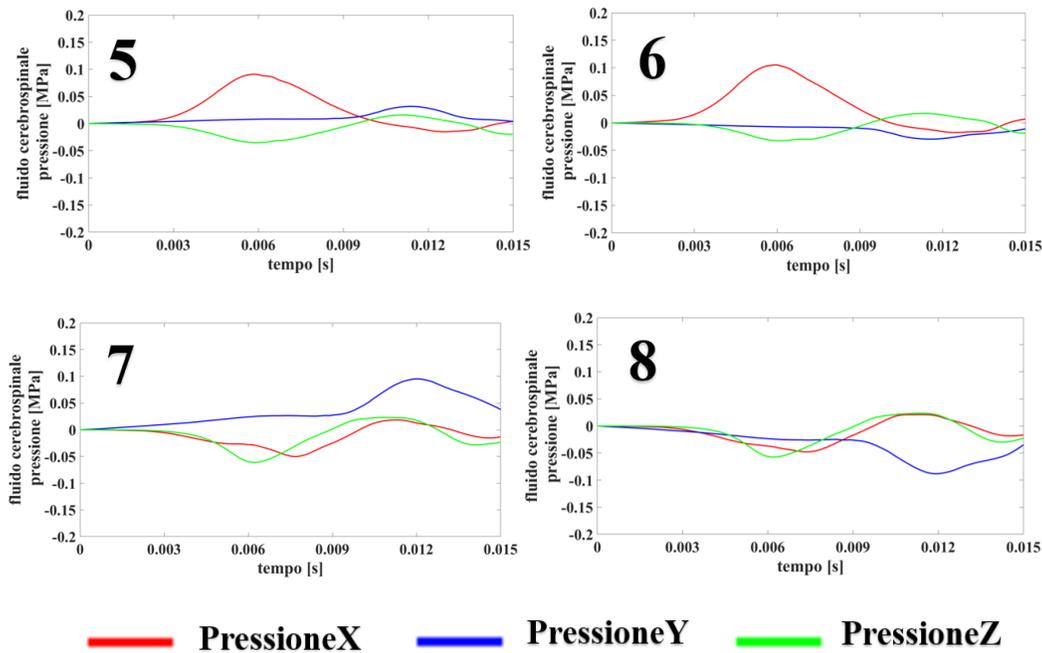


Figura 52: Grafici che mostrano l'andamento nel tempo della pressione nel fluido cerebrospinale nei vari cluster di elementi considerati. Nella legenda: **PressioneX** è la pressione ottenuta a seguito dell'input di accelerazione avente una sola componente lungo l'asse X, **PressioneY** è la pressione generata dall'input di accelerazione avente una sola componente lungo l'asse Y e **PressioneZ** è la pressione conseguita a seguito dell'input di accelerazione avente una sola componente lungo l'asse Z.

È possibile osservare (Figura 52) che:

- l'input di accelerazione traslazionale avente una storia di carico con una sola componente lungo l'asse Z ha prodotto un valore più alto di pressione (125,8kPa, Tabella 22);
- il valore minimo di pressione (-111,7kPa, Tabella 21), è stato ottenuto quando l'accelerazione traslazionale di input ha una sola componente lungo l'asse X.

Entrambe le osservazioni sono analoghe a quanto già riscontrato studiando la materia bianca e grigia.

Per ogni cluster considerato per il calcolo della pressione nel fluido cerebrospinale accade che due andamenti di pressione abbiano un comportamento simile, mentre il terzo differisca. Un esempio di quanto appena detto è osservabile nel cluster 1, dove l'andamento di *PressioneY* è molto simile al trend di *PressioneZ*, mentre *PressioneX* si discosta. Questo accade anche per i cluster 2, 5 e 6.

In generale gli andamenti somiglianti cambiano da cluster a cluster: si considerino a dimostrazione i cluster 3 e 4. In questi casi, gli andamenti somiglianti sono quelli

derivanti da input di accelerazione avente una sola componente lungo l'asse X (*PressioneX*) e Y (*PressioneY*).

Il cluster 7 rappresenta invece un'eccezione: come per la pressione della materia bianca e grigia, i tre andamenti sono analoghi.

Possiamo concludere che anche in questo caso gli andamenti nel tempo della pressione del fluido cerebrospinale sono per lo più diversi, sebbene abbiano lo stesso HIC.

Cluster di elementi	Pressione nel fluido cerebrospinale [MPa]					
	Valori minimi			Valori massimi		
	accx	accy	accz	accx	accy	accz
<b>1</b>	<b>-0.1117</b>	-0.0149	-0.0154	0.0359	0.0019	0.0122
<b>2</b>	-0.1107	-0.0202	-0.0156	<b>0.0366</b>	0.0007	0.0119
<b>3</b>	-0.0450	0	-0.0407	0.0139	0.0084	0.0949
<b>4</b>	-0.0436	-0.0281	<b>-0.0581</b>	0.0148	0.0001	<b>0.1258</b>
<b>5</b>	-0.0115	0	<b>-0.0352</b>	0.0910	0.0317	0.0159
<b>6</b>	-0.0177	-0.0297	-0.0326	<b>0.1051</b>	0	0.0168
<b>7</b>	-0.0501	0	-0.0610	0.0184	<b>0.0952</b>	0.0230
<b>8</b>	-0.0478	<b>-0.0882</b>	-0.0575	0.0210	0	0.0235

*Tabella 20: Valori massimi e minimi ottenuti per la pressione per i vari cluster di elementi considerati per il fluido cerebrospinale*

In conclusione si può affermare che l'indice globale non sembra descrivere in modo efficace ciò che può accadere a livello di tessuto cerebrale nella maggior parte dei casi considerati.

Nel proseguo si passerà a verificare se l'indice di danno globale BrIC sia descrittivo di ciò che avviene localmente al variare degli input di velocità angolare.

## CASO 2: VELOCITÀ ANGOLARE MONOCOMPONENTE

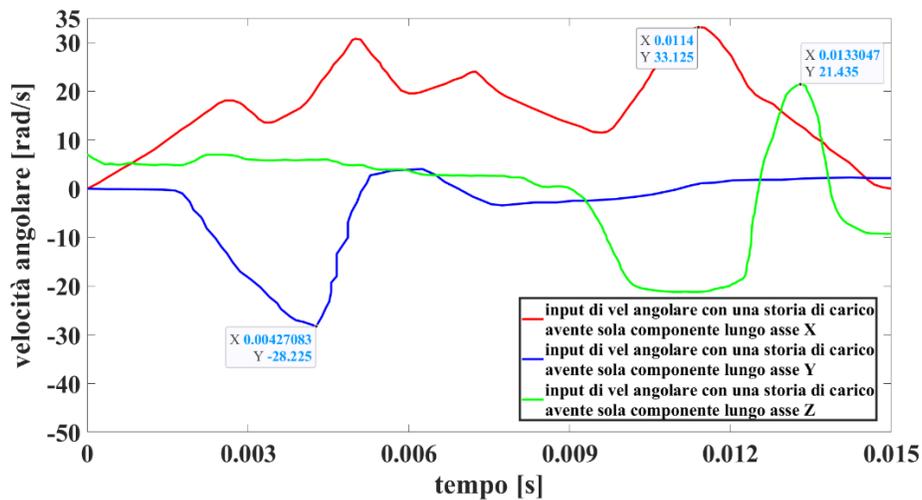


Figura 53: Andamento nel tempo delle tre velocità angolari date in input al centro di massa del modello di testa aventi lo stesso indice di danno globale (BrIC).

Di seguito sono riportati i risultati ottenuti per i casi in cui la storia di carico corrisponde a una velocità angolare con una sola componente (Figura 53).

Si mostrano le mappe colore per i massimi delle deformazioni massime e minime principali nella storia di carico (per ogni elemento viene mostrato il massimo valore raggiunto nella storia di carico), per la deformazione tagliante e per le pressioni.

### Analisi della deformazione nominale massima principale per la materia bianca e grigia

Si riportano a seguire le mappe colore della **deformazione nominale massima principale** per la materia bianca e grigia, quando l'input consiste in una storia di carico di velocità angolare con una **sola componente lungo l'asse X**.

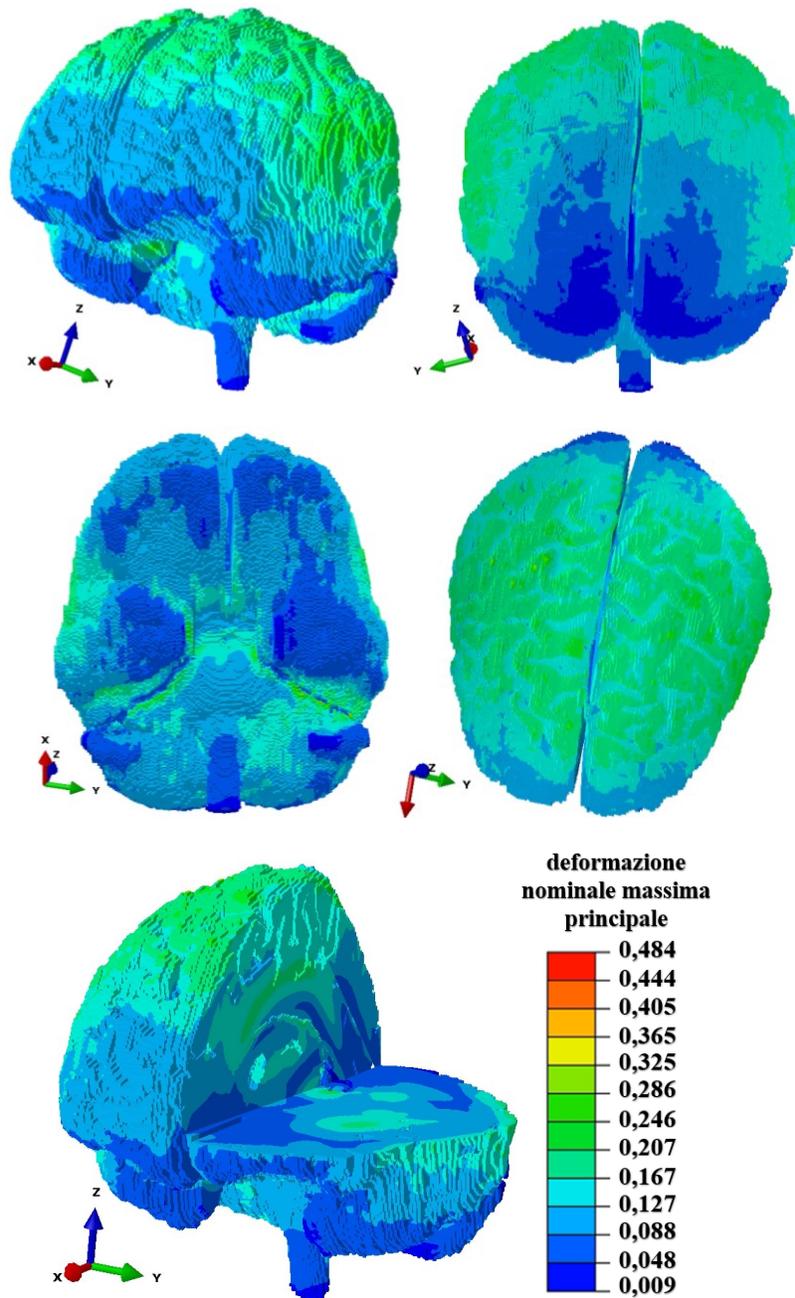
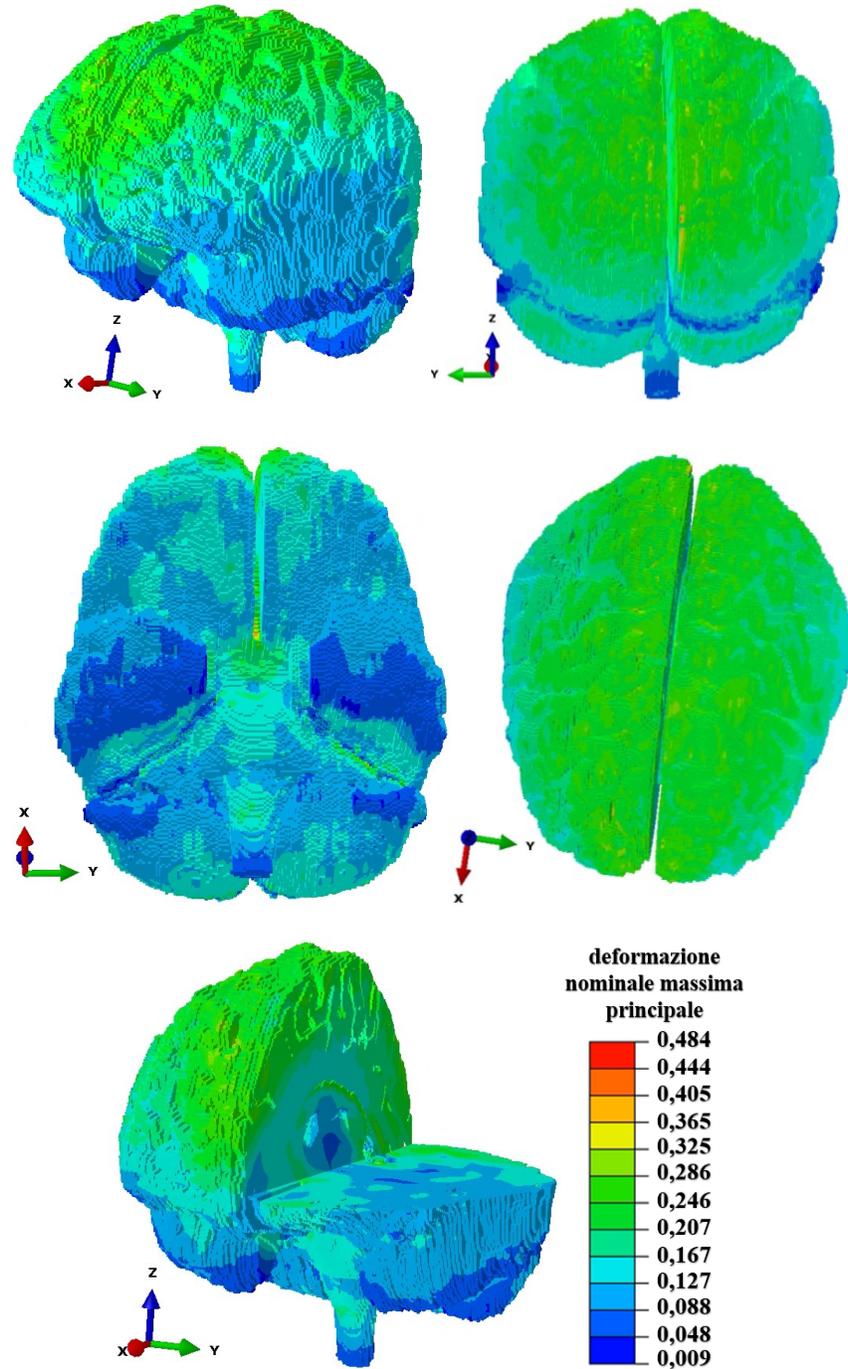


Figura 54: Mappe colore della deformazione nominale massima principale ottenuta per la materia bianca e grigia imponendo una storia di carico di velocità angolare avente una sola componente lungo l'asse X al centro di massa del cervello

Si illustrano qui le mappe colore della **deformazione nominale massima principale** per la materia bianca e grigia, quando l'input consiste in una storia di carico di velocità angolare con una **sola componente lungo l'asse Y**.



*Figura 55: Mappe colore della deformazione nominale massima principale ottenuta per la materia bianca e grigia imponendo una storia di carico di velocità angolare avente una sola componente lungo l'asse Y al centro di massa del cervello*

A seguire, infine, si riportano le mappe colore della **deformazione nominale massima principale** per la materia bianca e grigia, quando l'input consiste in una storia di carico di velocità angolare con una **sola componente lungo l'asse Z**

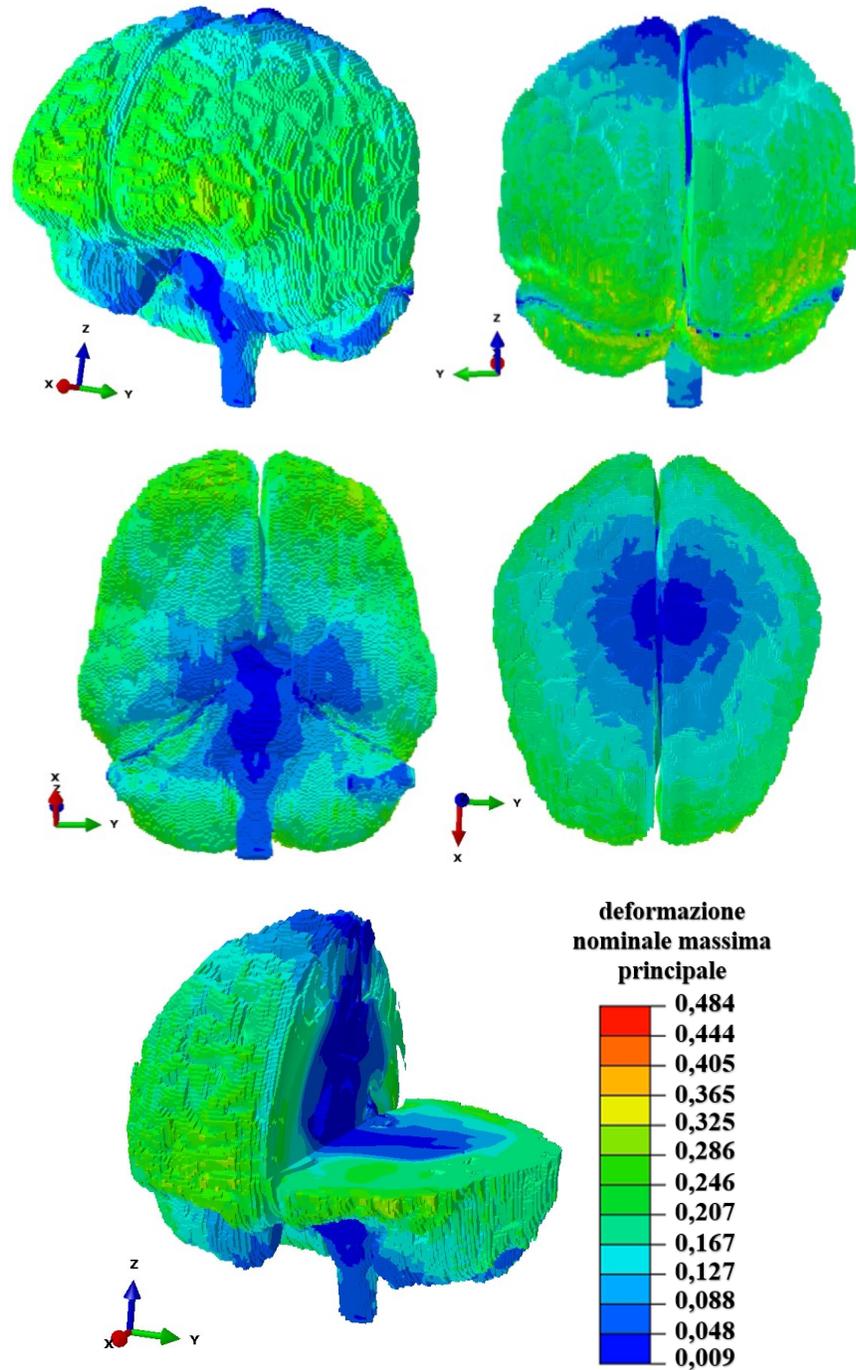


Figura 56: Mappe colore della deformazione nominale massima principale ottenuta per la materia bianca e grigia imponendo una storia di carico di velocità angolare avente una sola componente lungo l'asse Z al centro di massa del cervello

Di seguito, si illustreranno i grafici della **deformazione nominale massima principale** nel tempo per la materia bianca e grigia, nei diversi lobi al variare degli input consistenti in una storia di carico di velocità angolare.

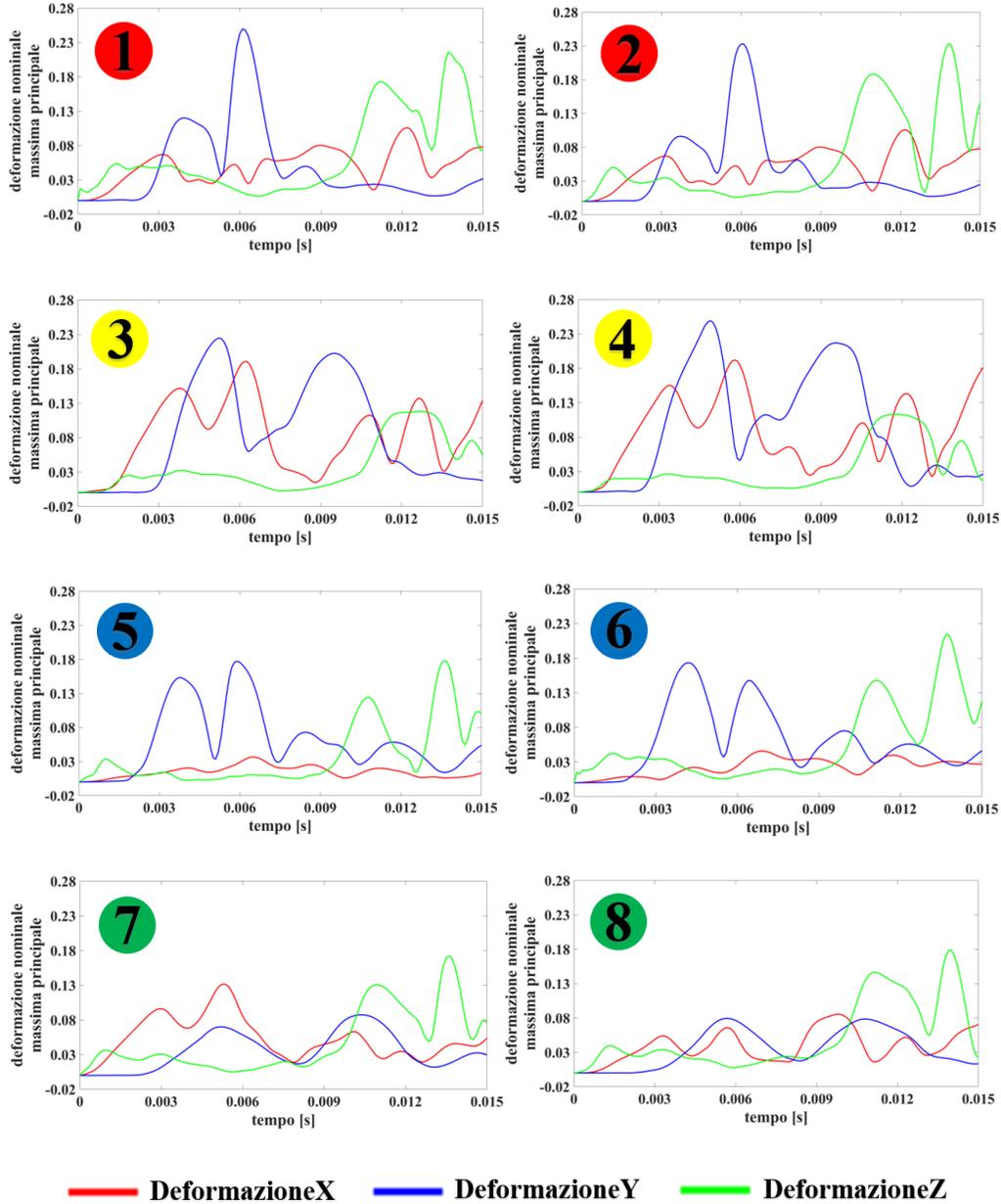


Figura 57: Andamento nel tempo della deformazione massima principale nella materia bianca e grigia nei vari cluster di elementi considerati. Nella legenda: **DeformazioneX** è la deformazione nominale massima principale a seguito dell'input di velocità angolare avente una sola componente lungo l'asse X, **Deformazione Y** è la deformazione nominale massima principale generata dall'input di velocità angolare avente una sola componente lungo l'asse Y e **DeformazioneZ** è la deformazione nominale massima principale a seguito dell'input di velocità angolare avente una sola componente lungo l'asse Z.

Le mappe colore (Figure 22, 23, 24) e l'andamento nel tempo della deformazione nominale massima principale (Figura 25) mostrano che il massimo valore è ottenuto quando l'input di velocità angolare ha una sola componente lungo l'asse Y (lobo parietale). Soffermandoci dove si riscontra il massimo si può notare come i tre andamenti siano totalmente differenti, infatti *DeformazioneZ* ha valori nettamente inferiori rispetto a quelli di *DeformazioneY*. Analogamente negli altri cluster di elementi presi in considerazione osserviamo trend diversi per i diversi input.

### Analisi della deformazione nominale minima principale per la materia bianca e grigia

Si riportano le mappe colore per la **deformazione nominale minima principale**, per la materia bianca e grigia, dove l'input consiste in una storia di carico di velocità angolare con **sola componente lungo l'asse X**.

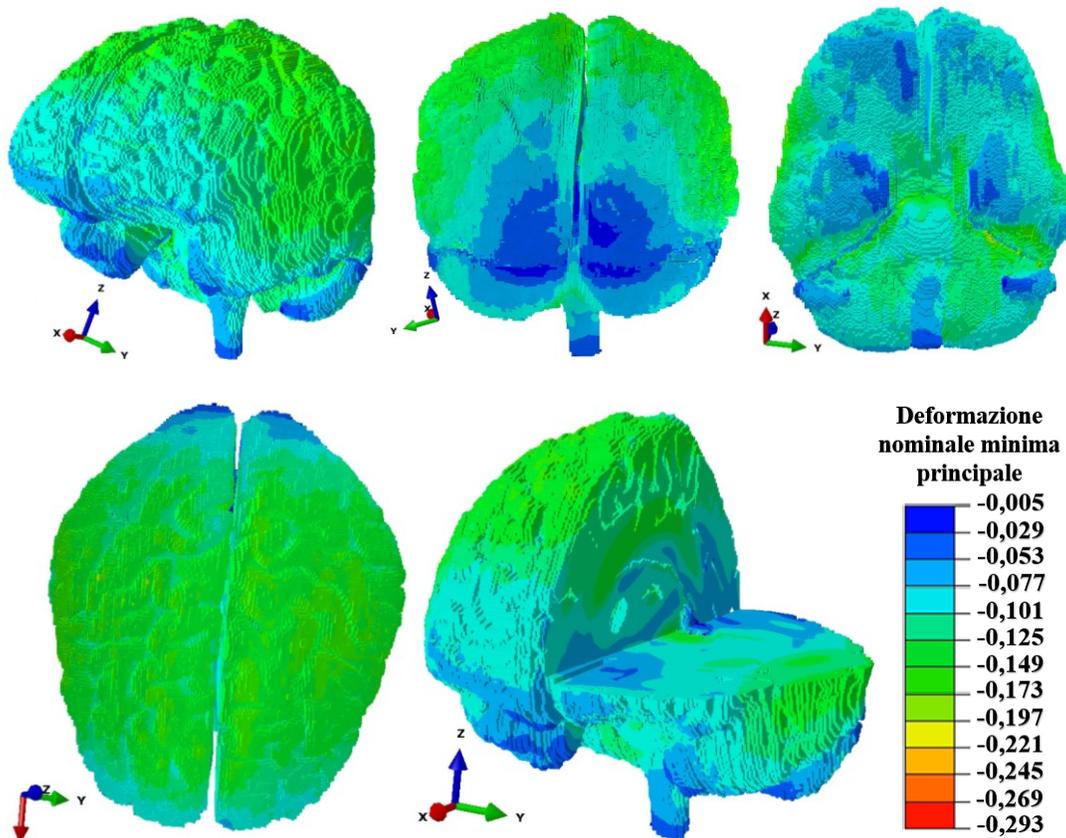
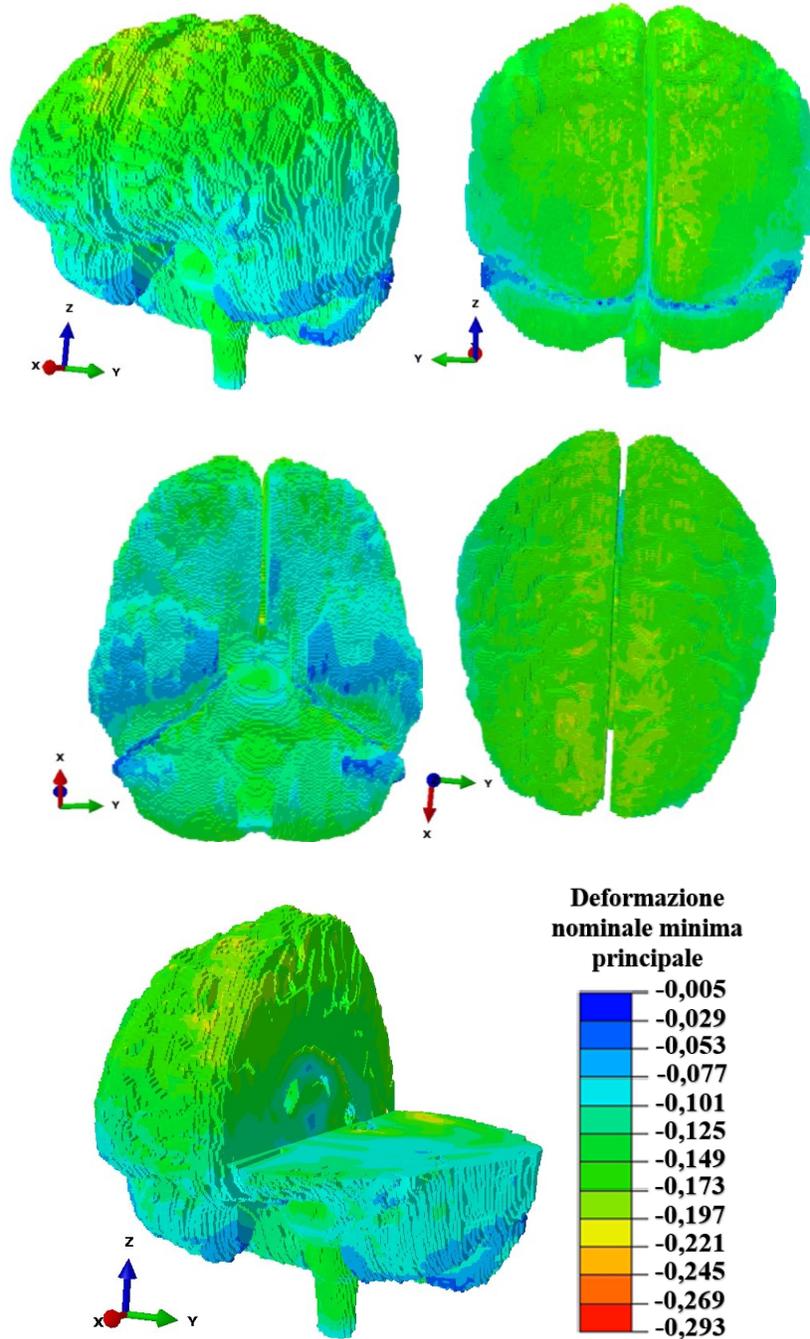


Figura 58: Mappe colore della deformazione nominale massima principale ottenuta per la materia bianca e grigia imponendo una storia di carico di velocità angolare avente una sola componente lungo l'asse X al centro di massa del cervello

Di seguito si condividono le mappe colore per la **deformazione nominale minima principale**, per la materia bianca e grigia, dove l'input consiste in una storia di carico di velocità angolare con **sola componente lungo l'asse Y**.



*Figura 59: Mappe colore della deformazione nominale massima principale ottenuta per la materia bianca e grigia imponendo una storia di carico di velocità angolare avente una sola componente lungo l'asse Y al centro di massa del cervello*

A seguire, si mostrano le mappe colore per la **deformazione nominale minima principale**, per la materia bianca e grigia, dove l'input consiste in una storia di carico di velocità angolare con **sola componente lungo l'asse Z**.

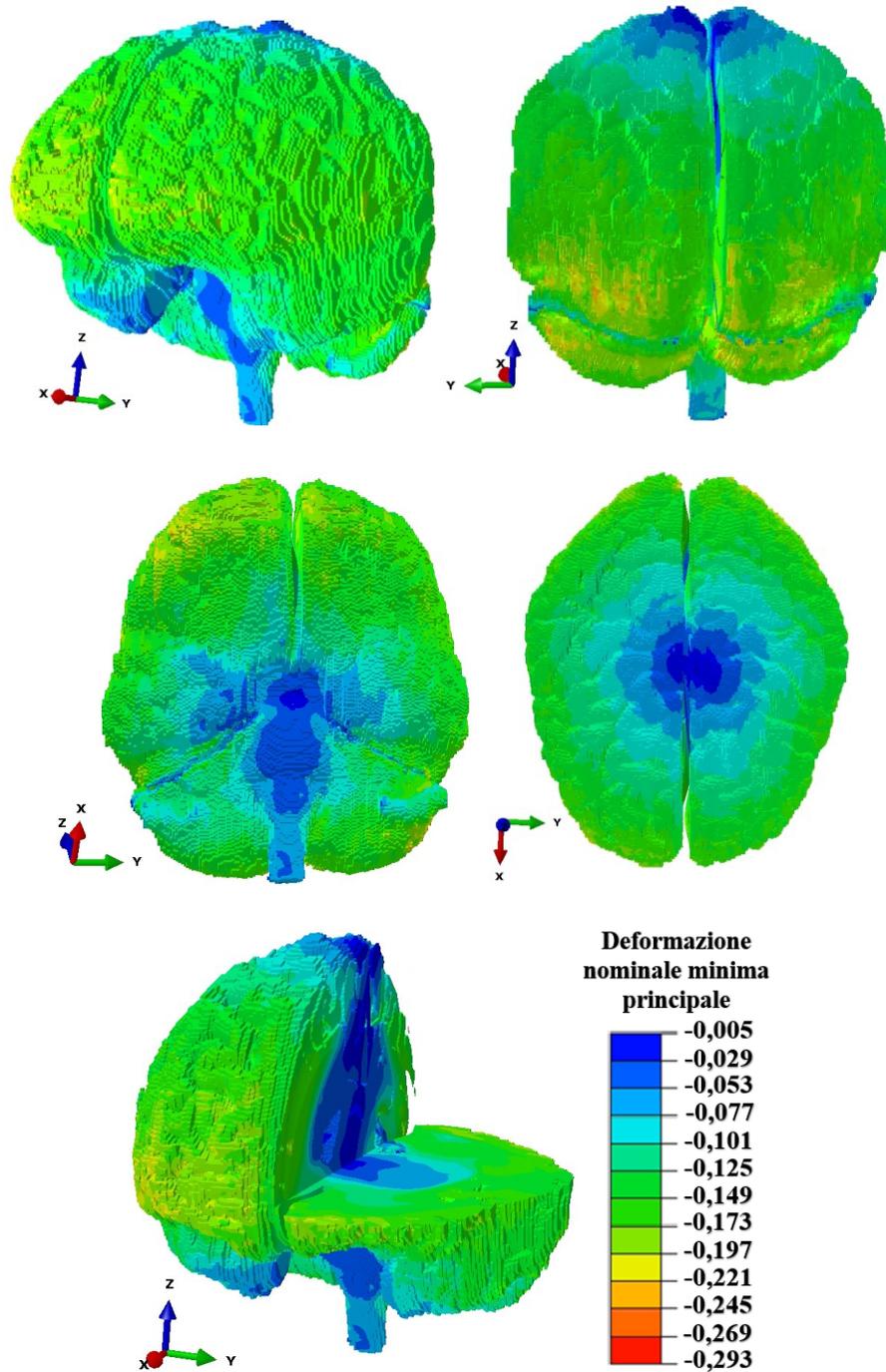
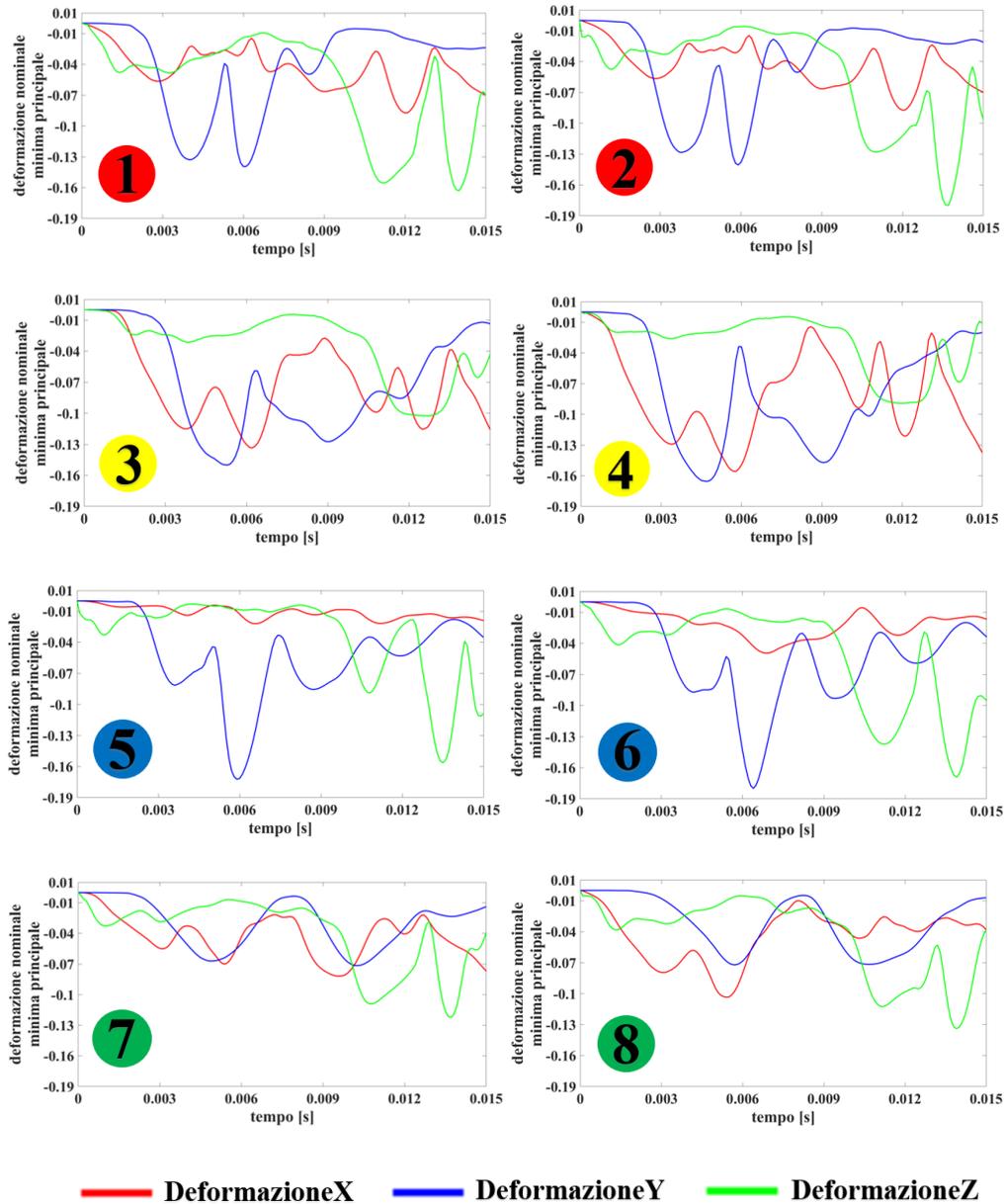


Figura 60: Mappe colore della deformazione nominale massima principale ottenuta per la materia bianca e grigia imponendo una storia di carico di velocità angolare avente una sola componente lungo l'asse Z al centro di massa del cervello

Di seguito si mostreranno i grafici per la **deformazione nominale minima principale** nel tempo, per la materia bianca e grigia, nei diversi lobi al variare degli input consistenti in una storia di carico di velocità angolare.



*Figura 61: Grafici che mostrano l'andamento nel tempo della deformazione nominale minima principale nella materia bianca e grigia nei vari cluster di elementi considerati. Nella legenda: **DeformazioneX** è la deformazione nominale minima principale ottenuta a seguito dell'input di velocità angolare avente una sola componente lungo l'asse X, **Deformazione Y** è la deformazione nominale minima principale generata dall'input di velocità angolare avente una sola componente lungo l'asse Y e **DeformazioneZ** è la deformazione nominale minima principale conseguita a seguito dell'input di velocità angolare avente una sola componente lungo l'asse Z.*

Si comparano ora le mappe colore (Figure 26, 27, 28) e gli andamenti nel tempo della deformazione nominale minima principale (Figura 29) per i diversi input di velocità angolare. I massimi di tale deformazione, in modulo, si ottengono quando l'input di velocità angolare ha una sola componente lungo l'asse Y e quando l'input di velocità angolare ha una sola componente lungo l'asse Z. Soffermandosi sull'andamento nel tempo della deformazione nominale minima principale nei cluster dove si hanno entrambi i massimi (cluster 2 e cluster 6) si può notare come *DeformazioneX* abbia valori inferiori. Da sottolineare però come i valori di *DeformazioneX* nel cluster 6 siano inferiori a quelli ottenuti nel cluster 2. Inoltre *DeformazioneY* e *DeformazioneZ* hanno valori massimi simili ma ad istanti di tempo diversi.

In generale, come per la deformazione nominale massima principale, si ritrovano andamenti completamente differenti.

Lobo	Cluster di elementi	Deformazione nominale principale nella materia bianca e grigia					
		Minima			Massima		
		Velx	Vely	Velz	Velx	Vely	Velz
Frontale	1	-0.087	-0.139	-0.163	0.106	<b>0.250</b>	0.216
	2	-0.077	-0.141	<b>-0.180</b>	0.099	0.233	0.233
Parietale	3	-0.133	-0.150	-0.103	0.191	0.224	0.118
	4	-0.156	<b>-0.165</b>	-0.089	0.192	<b>0.249</b>	0.113
Occipitale	5	-0.022	-0.172	-0.156	0.037	0.177	0.178
	6	-0.049	<b>-0.180</b>	-0.169	0.046	0.173	<b>0.215</b>
Temporale	7	-0.082	-0.072	-0.122	0.132	0.087	0.172
	8	-0.104	-0.072	<b>-0.134</b>	0.086	0.079	<b>0.179</b>

Tabella 21: Valori massimi ottenuti per la deformazione nominale massima principale nei vari lobi del cervello

## Analisi della deformazione tagliante per la materia bianca e grigia

Si condividono qui le mappe colore del valore assoluto della **deformazione tagliante  $\gamma$**  per la materia bianca e grigia, quando l'input consiste in una storia di carico di velocità angolare con una **sola componente lungo l'asse X**.

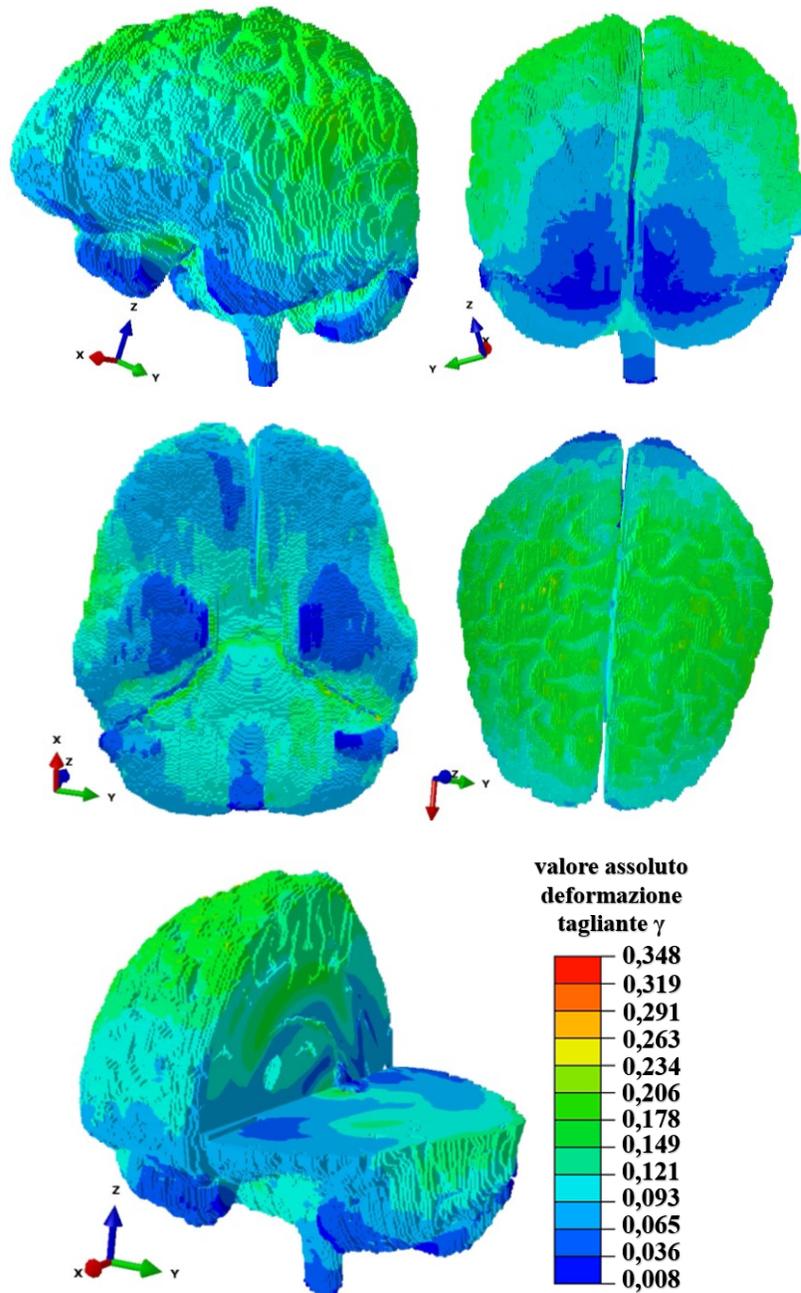
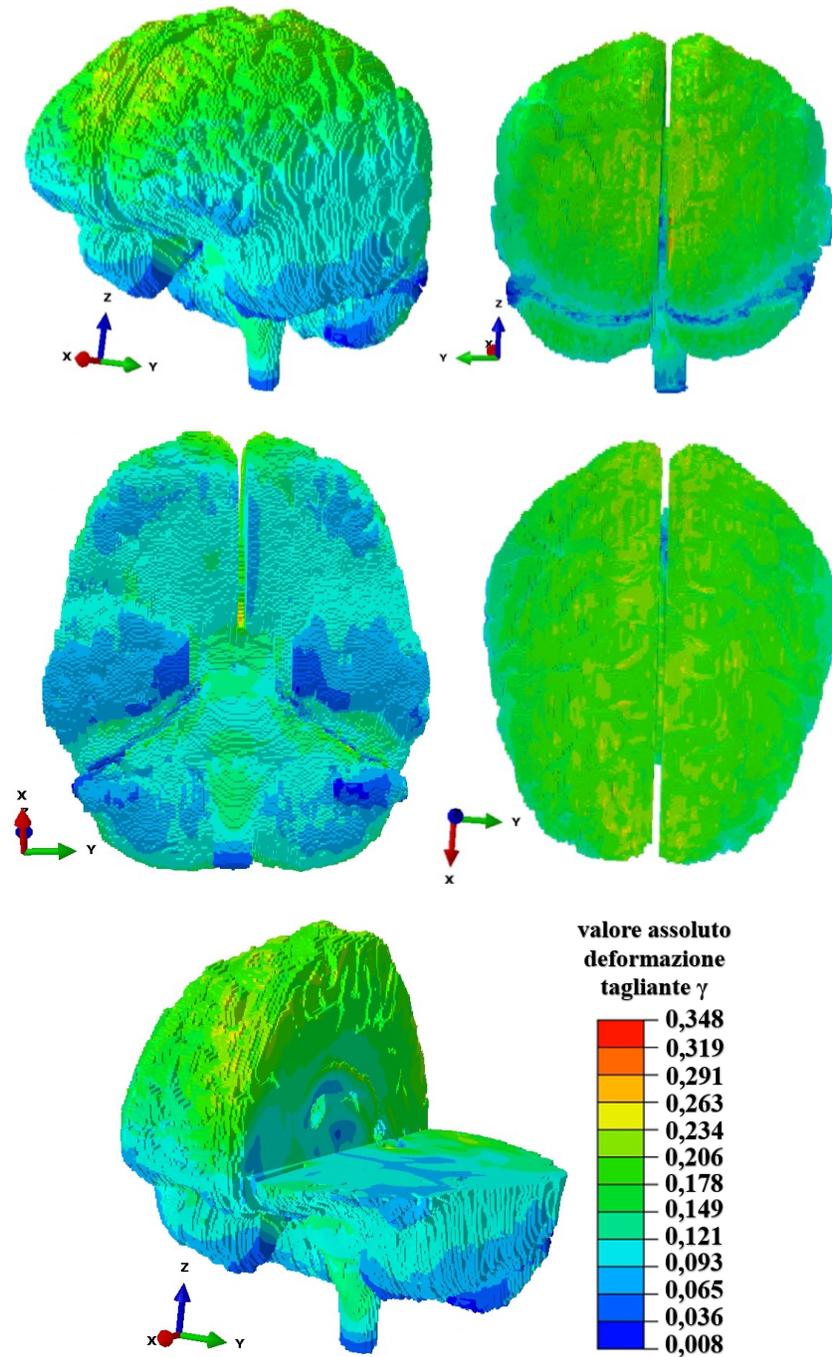


Figura 62: Mappe colore del modulo di deformazione di taglio ottenuta per la materia bianca e grigia imponendo la velocità angolare con una sola componente X al centro di massa del cervello

Si riportano le mappe colore del valore assoluto della **deformazione tagliante  $\gamma$** , per la materia bianca e grigia, quando l'input consiste in una storia di carico di velocità angolare con una **sola componente lungo l'asse Y**.



*Figura 63: Mappe colore del modulo di deformazione di taglio ottenuta per la materia bianca e grigia imponendo la velocità angolare con una sola componente Y al centro di massa del cervello*

Si mostrano le mappe colore ottenute relative al valore assoluto della **deformazione tagliante  $\gamma$**  per la materia bianca e grigia, quando l'input consiste in una storia di carico di velocità angolare con una **sola componente lungo l'asse Z**.

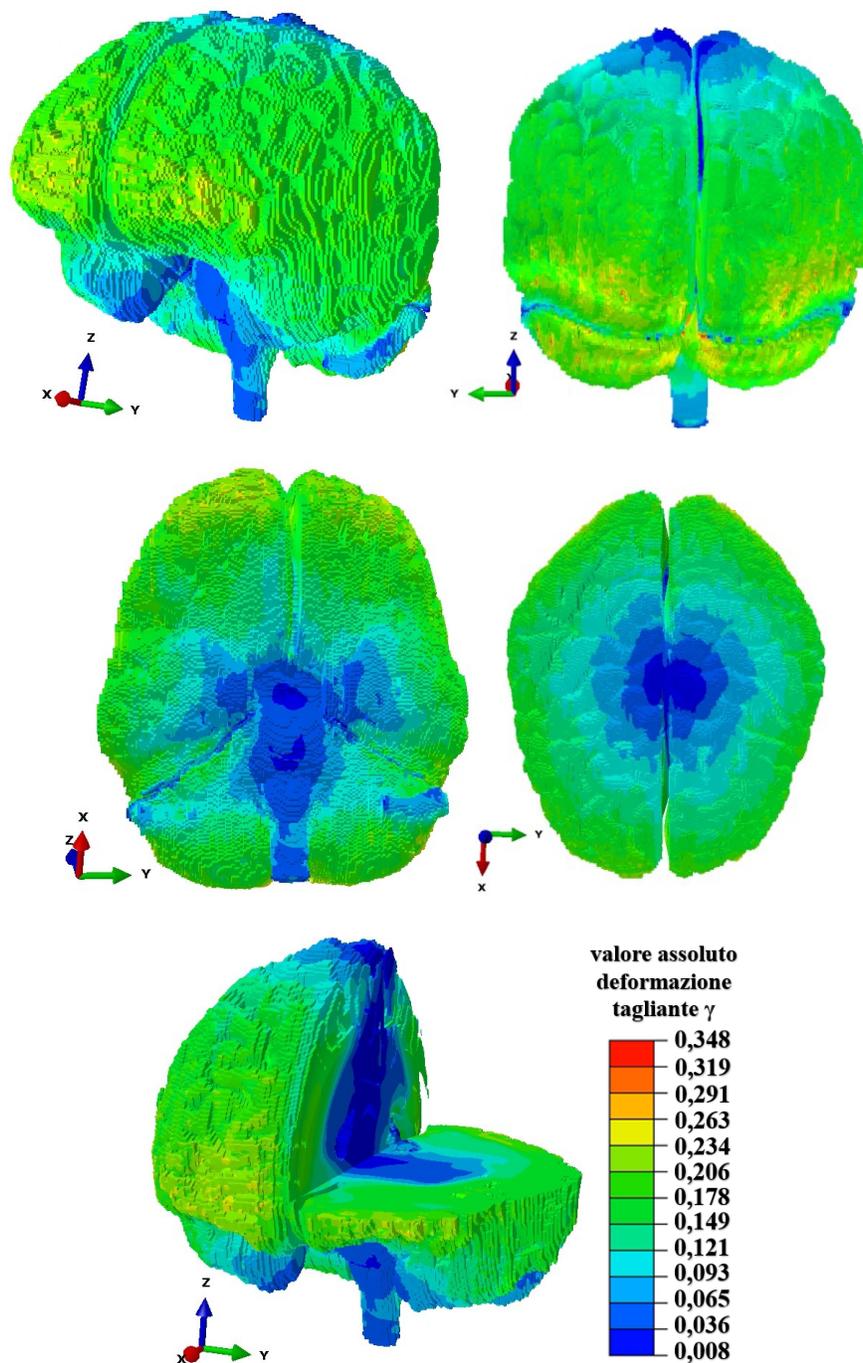


Figura 64: Mappe colore del modulo di deformazione di taglio ottenuta per la materia bianca e grigia imponendo la velocità angolare con una sola componente Z al centro di massa del cervello

Dalle mappe colore (Figure 30, 31, 32) per il valore assoluto della deformazione tagliante emerge come i valori più alti si raggiungono quando l'input di velocità angolare ha una sola componente lungo l'asse Y ( $\gamma_Y$ ) e Z ( $\gamma_Z$ ).

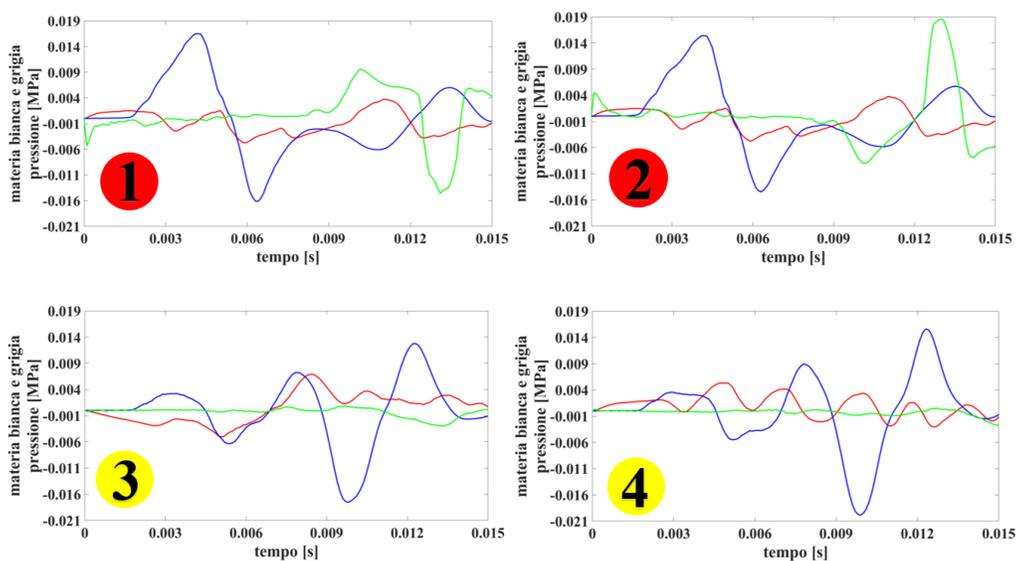
Osservando, ad esempio, il lobo parietale si può vedere come i valori prodotti dalle tre velocità angolari di input non siano per nulla simili. ( $\gamma_Z$ ) infatti fa raggiungere valori nettamente inferiori rispetto a quelli che si ottengono con ( $\gamma_Y$ ), proprio come avviene per la deformazione nominale massima principale. Più affine è il comportamento tra la risposta all'input di velocità angolare avente una sola componente in X ( $\gamma_X$ ) e Y ( $\gamma_Y$ ).

Un altro esempio di dissimilarità si può riscontrare nel lobo occipitale ove  $\gamma_Z$  faccia conseguire valori superiori rispetto a quelli ottenuti da  $\gamma_X$ , proprio come avviene per la deformazione nominale massima principale.

Come già osservato in precedenza, per i valori di deformazione nominale massima e minima principale, a parità di BrIC le tre velocità angolari si comportano diversamente a livello di tessuto cerebrale.

### Analisi della pressione per la materia bianca e grigia

Si illustreranno a seguire i grafici di confronto degli andamenti nel tempo della **pressione** per la materia bianca e grigia, nei diversi lobi al variare degli input consistenti in una storia di carico di velocità angolare.



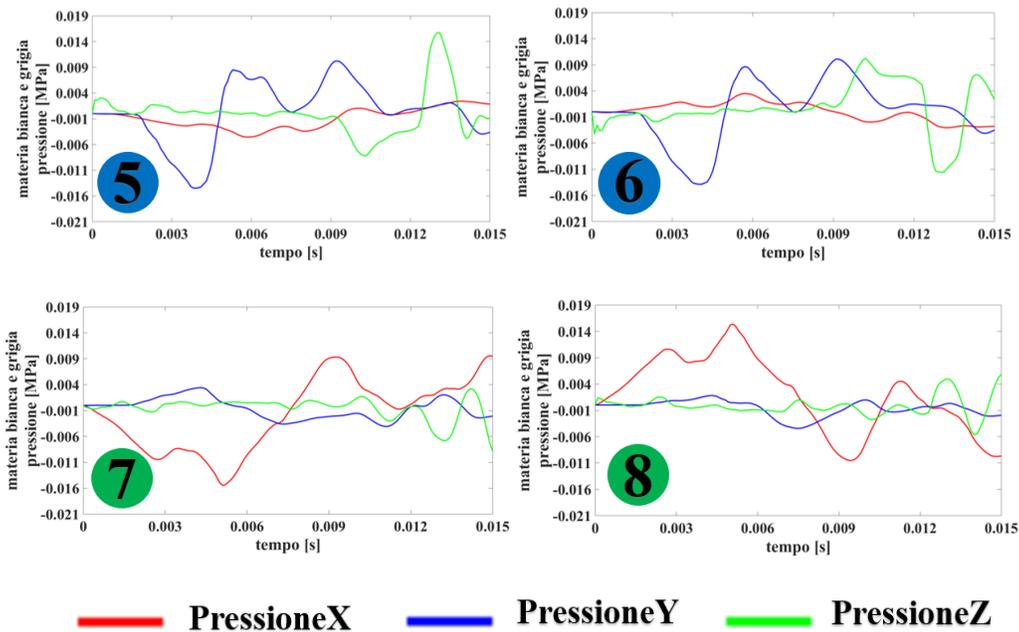


Figura 65: Grafici che mostrano l'andamento nel tempo della pressione nella materia bianca e grigia nei vari cluster di elementi considerati. Nella legenda: **PressioneX** è la pressione ottenuta a seguito dell'input di velocità angolare avente una sola componente lungo l'asse X, **PressioneY** è la pressione generata dall'input di velocità angolare avente una sola componente lungo l'asse Y e **PressioneZ** è la pressione conseguita a seguito dell'input di velocità angolare avente una sola componente lungo l'asse Z.

Da questi grafici (Figura 33) e dalle tabelle (Tabelle 9, 10) si può vedere come il valore di pressione massimo (19kPa, cluster 2) si è ottenuto quando l'input di velocità angolare ha una sola componente lungo l'asse Z, mentre il valore di pressione minimo si è raggiunto quando l'input di velocità angolare ha una sola componente lungo l'asse Y (-20kPa, cluster 4).

Concentrandosi sul cluster 2 (lobo frontale) si può osservare come:

- *PressioneY* ha un andamento che cresce sino al suo valore più alto (17kPa), decresce (fino a circa -13kPa) e nuovamente cresce;
- il massimo di *PressioneZ* (19kPa) si verifica solo verso gli ultimi istanti temporali.

Nel cluster 4 (lobo parietale) invece:

- *PressioneY* sino a 0,0075s ha una pressione che oscilla tra 7kPa e -5kPa poi però raggiunge il suo minimo (-20kPa) verso 0,01s e cresce nuovamente;
- *PressioneZ* ha valori pressoché nulli.

Possiamo quindi generalizzare che gli andamenti differiscono all'interno dello stesso cluster, nonostante abbiano lo stesso BrIC.

Lobo	Cluster di elementi	Valore <b>minimo</b> di pressione nella materia bianca e grigia [MPa]		
		Vel <sub>x</sub>	Vel <sub>y</sub>	Vel <sub>z</sub>
Frontale	1	-0.005	<b>-0.016</b>	-0.015
	2	-0.005	-0.014	-0.009
Parietale	3	-0.005	-0.018	-0.003
	4	-0.003	<b>-0.020</b>	-0.003
Occipitale	5	-0.005	<b>-0.014</b>	-0.008
	6	-0.003	<b>-0.014</b>	-0.006
Temporale	7	<b>-0.015</b>	-0.004	-0.009
	8	-0.011	-0.004	-0.012

Tabella 22: Si possono vedere i valori minimi ottenuti sia per la pressione nei vari lobi del cervello al variare degli input di velocità angolare

Lobo	Cluster di elementi	Valore <b>massimo</b> di pressione nella materia bianca e grigia [MPa]		
		Vel <sub>x</sub>	Vel <sub>y</sub>	Vel <sub>z</sub>
Frontale	1	0.004	0.017	0.010
	2	0.005	0.015	<b>0.019</b>
Parietale	3	0.007	0.013	0.001
	4	0.005	<b>0.016</b>	0.001
Occipitale	5	0.002	0.010	<b>0.016</b>
	6	0.004	0.010	0.006
Temporale	7	0.010	0.003	0.003
	8	<b>0.015</b>	0.002	0.010

Tabella 23: Si possono vedere i valori massimi ottenuti sia per la pressione nei vari lobi del cervello al variare degli input di velocità angolare

Se si mettono in relazione le deformazioni e le pressioni per la materia bianca e grigia si riscontra che:

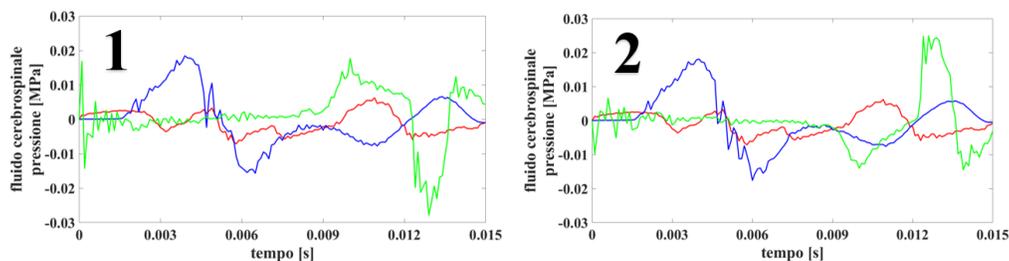
- La velocità angolare di input avente una sola componente lungo l'asse Y determina il più alto valore di deformazione nominale massima principale e il valore minimo di pressione;
- l'input di velocità angolare avente una sola componente lungo l'asse Z genera un valore più grande (in modulo) di deformazione nominale minima principale e un valore più alto di pressione.

Questo risultato è verosimile.

Le statistiche sugli infortuni hanno rilevato che la situazione di incidente più comune è un impatto obliquo (un impatto obliquo darà origine sia alla cinematica lineare che alla cinematica rotazionale). Il cervello umano è più sensibile al movimento rotatorio dato che il modulo di massa del tessuto cerebrale è di circa cinque o sei ordini di grandezza ( $10^5$ ) più grande del modulo di taglio; quindi, per un dato impatto tende a deformarsi prevalentemente a taglio [111]. Questo dà una grande sensibilità alla deformazione nel cervello al carico rotazionale. È stato dimostrato [57] che i carichi nella direzione laterale (piano coronale) hanno maggiori probabilità di causare DAI rispetto agli impulsi nel piano sagittale. Come infatti si può notare, i valori più alti di deformazione massima principale li si ottiene quando l'input ha una storia di carico di velocità angolare con una sola componente lungo l'asse Y.

## Analisi della pressione per il fluido cerebrospinale

Si mostreranno i grafici degli andamenti della **pressione** del fluido cerebrospinale nel tempo, al variare degli input consistenti in una storia di carico di velocità angolare nei vari cluster di elementi considerati.



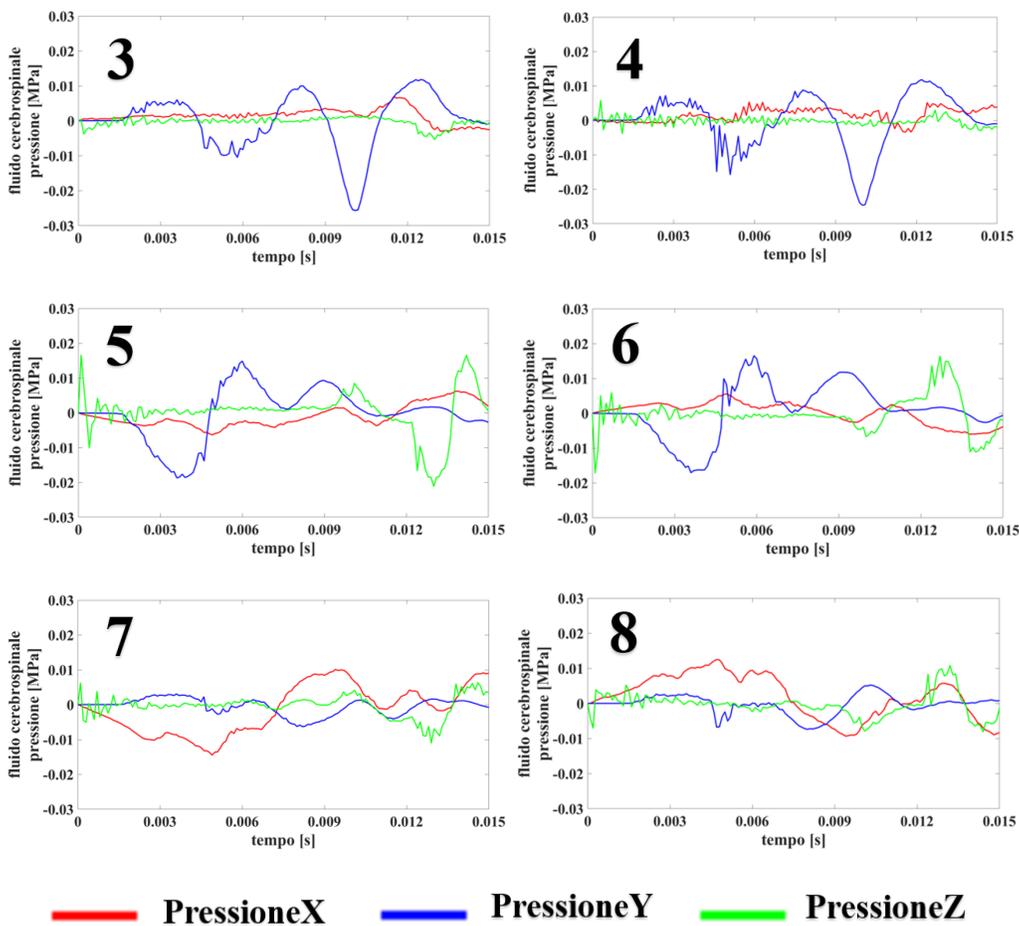


Figura 66: Grafici che mostrano l'andamento nel tempo della pressione nel liquido cerebrospinale nei vari cluster di elementi considerati. Nella legenda: **PressioneX** è la pressione ottenuta a seguito dell'input di velocità angolare avente una sola componente lungo l'asse X, **PressioneY** è la pressione generata dall'input di velocità angolare avente una sola componente lungo l'asse Y e **PressioneZ** è la pressione conseguita a seguito dell'input di velocità angolare avente una sola componente lungo l'asse Z.

Guardando i valori (Tabella 11) e l'andamento nel tempo (Figura 34) si può riscontrare che il valore massimo ( $P = 25\text{kPa}$ , cluster 2) e quello minimo ( $P = -28\text{kPa}$ , cluster 1) di pressione si ottengono quando l'input di velocità angolare ha una storia di carico con una sola componente lungo l'asse Z (*PressioneZ*).

Osservando le evoluzioni nel tempo di questa quantità emerge come siano differenti. Nel cluster 2 si può osservare come:

- *PressioneX* produca valori molto bassi;
- il massimo si verifica in *PressioneZ* solo verso gli ultimi istanti temporali;
- *PressioneY* presenti un andamento ad oscillazione smorzata.

Nel cluster 1 dove si è ottenuto il minimo valore osserviamo lo stesso comportamento per *PressioneX* e *PressioneY*, mentre *PressioneZ* presenta un minimo in corrispondenza del massimo ottenuto nel cluster 2.

I cluster 3 e 4 hanno andamenti ancora più simili tra di loro ma differenti rispetto ai cluster 1 e 2. Infatti:

- dove *PressioneZ* nel cluster 1 ha un minimo, nel cluster 3 ha un valore trascurabile;
- *PressioneZ* cresce negativamente solo verso gli ultimi istanti temporali nel cluster 1, mentre nel cluster 3 ha un andamento piatto.
- l'andamento di *PressioneY* nel cluster 3 non è paragonabile a quello del cluster 1.

Cluster di elementi	Valore <b>massimo</b> di pressione nel fluido cerebrospinale [MPa]			Valore <b>minimo</b> di pressione nel fluido cerebrospinale [MPa]		
	Velx	Vely	Velz	Velx	Vely	Velz
1	0.006	0.018	0.018	-0.007	-0.016	<b>-0.028</b>
2	0.007	0.018	<b>0.025</b>	-0.007	-0.018	-0.015
3	0.007	<b>0.012</b>	0.002	-0.003	<b>-0.026</b>	-0.005
4	0.005	<b>0.012</b>	0.006	-0.003	-0.025	-0.004
5	0.006	0.015	<b>0.017</b>	-0.006	-0.019	<b>-0.021</b>
6	0.006	<b>0.017</b>	0.016	-0.006	-0.017	-0.017
7	0.010	0.003	0.006	<b>-0.014</b>	-0.006	-0.011
8	<b>0.013</b>	0.005	0.011	-0.009	-0.007	-0.008

Tabella 24: Valori massimi e minimi di pressione nel fluido cerebrospinale nei vari cluster di elementi presi in considerazione, al variare degli input di velocità angolare

Nel capitolo III si sono analizzate le pressioni e le deformazioni per la materia bianca e grigia e le pressioni del fluido cerebrospinale a seguito di tre input di accelerazione traslazionale e di velocità angolare. I tre input di accelerazione traslazionale hanno lo stesso HIC, mentre i tre input di velocità angolare hanno lo stesso BrIC.

In conclusione, si può affermare che:

- nonostante le tre storie di carico abbiano lo stesso indice globale (HIC o BrIC), le risposte localmente sono piuttosto differenti;
- la pressione della materia bianca e grigia e del fluido cerebrospinale passa da pressioni positive a negative e viceversa; questo cambio di segno potrebbe essere potenzialmente pericoloso. Ciò non si vedrebbe analizzando solamente l'indice di danno globale;
- l'andamento delle deformazioni che cresce (o decresce), decresce (o cresce) e poi ricresce (o decresce nuovamente) può portare danni al cervello nonostante i valori di danno globale siano all'interno delle tolleranze previste dalla normativa.

Questo porta a dire che gli indicatori globali non sono descrittivi di ciò che avviene localmente nel tessuto cerebrale. Per spiegare meglio si può considerare la normativa vigente in Italia ECE 22.06 per l'omologazione dei caschi motociclistici; prevede diverse prove tra esse troviamo (Tabella 12):

<b>VELOCITÀ DI CADUTA DEL CASCO DALL'ALTO</b>	<b>VALORI LIMITE INDICI DI DANNO GLOBALI</b>
8,2 m/s (test impatto lineare)	HIC<2880 PLA<275g
7,5 m/s (test impatto lineare)	HIC<2400 PLA<275g
8 m/s (test impatto obliquo)	BrIC<0,78
6 m/s (test impatto lineare)	HIC<1300 PLA<180g

*Tabella 25: Valori stabiliti dalla normativa ECE 22.06 per l'omologazione dei caschi motociclistici*

Se si superassero tali valori (Tabella 12) si otterrebbe una probabilità del 50% di AIS4 [44, 114, 115, 116]. Nei casi considerati l'HIC=746.565, PLA=209 g e il BrIC=0.5, quindi stando alla normativa, soffermandosi sui primi tre test non si ha probabilità di arrivare ad AIS4. Guardando ciò che si è ottenuto, sia dalle mappe colore che dagli andamenti nel tempo delle quantità esaminate, questo non si può escludere.

AIS	GRAVITÀ DELLA LESIONE	% RISCHIO DI MORTE	DESCRIZIONE
1	Minore	0 – 0,1	mal di testa, vertigini, senza perdita di coscienza, colpo di frusta e contusioni
2	Moderata	0,1 – 0,4	Contusioni con o senza frattura al cranio, meno di quindici minuti di perdita di coscienza, distacco della retina, frattura del naso e danni al viso
3	Seria	0,8 – 2,1	Contusioni con o senza frattura al cranio, più di quindici minuti di perdita di coscienza (max 1h) senza danni neurologici severi
4	Severa	7,9 – 10,6	severi danni neurologici (6-24h di perdita di coscienza)

Tabella 26: AIS (Abbreviated Injury Severity)

Alcuni autori hanno suggerito alcuni valori di soglia per:

- la deformazione nominale massima principale:
  - per la materia bianca, si ha danno assonale se  $\varepsilon_{maxprincipal} = 0,18 - 0,21$  (0,21 corrisponde ad AIS4) [57,58];
  - per la materia bianca e grigia, si ha la probabilità del 50% di danno assonale se  $\varepsilon_{maxprincipal} = 0,31 - 0,40$  (AIS4) [59];
  - per la materia grigia, si ha danno assonale se  $\varepsilon_{maxprincipal} = 0,26 = 26\%$  (AIS3) [39];
  - per la materia bianca e grigia, si ha ematoma subdurale se  $\varepsilon_{maxprincipal} = 0,4 - 0,5$  [39].

- Per la pressione:
  - Kleiven (2007) ha predetto una probabilità del 50% di commozione cerebrale ( $AIS \leq 3$ ) per una pressione positiva di 65,8 kPa nella materia grigia e una pressione negativa di 55,1 kPa nella materia bianca [39];
  - Zhang et al. (2004), avevano trovato per la materia bianca e grigia che il valore della pressione senza commozione cerebrale e con commozione cerebrale era rispettivamente di 61 kPa e 90 kPa [54];
  - Willinger and Deck (2008) hanno trovato la probabilità del 50% di ematoma subdurale ( $AIS \geq 4$ ) quando la pressione del fluido cerebrospinale raggiungeva -135kPa [59].
  
- Per la deformazione nominale minima principale, invece, le soglie sono ancora incerte.

Il modello di testa ad elementi finiti che si è preso in considerazione non contiene un modello di danno ma si fatica a pensare che i risultati ottenuti per la deformazione nominale massima principale e per la pressione non potrebbero essere utilizzati come potenziali indicatori di danno. Quello che si può notare è che l'indice globale ignora degli effetti che invece potrebbero essere significativi. Sarebbe opportuno che in futuro si potessero utilizzare in normativa sia indicatori di danno globali sia indicatori di danno locali al fine di una miglior comprensione delle lesioni cerebrali e di conseguenza un miglioramento nella progettazione dei dispositivi di protezione personale.

## CAPITOLO IV

### CONCLUSIONI E SVILUPPI FUTURI

Negli standard di sicurezza, per l'omologazione dei caschi motociclistici, attualmente utilizzati vengono considerati solamente gli indici di danno globale. Le normative non prendono in considerazione ciò che può avvenire localmente nel tessuto cerebrale. Per chiarezza si ricorda che, come standard di sicurezza, si è presa la ECE 22.06 (normativa attualmente in vigore in Italia). Il fine di questa tesi è stato quello di mettere in luce una possibile area grigia della regolamentazione.

A tal proposito il lavoro di tesi si è posto l'obiettivo di analizzare, in termini di deformazioni e pressioni, le risposte a livello locale di tessuto cerebrale al variare di tre input di accelerazione traslazionale e di velocità angolare. Tali accelerazioni traslazionali e velocità angolari sono state applicate al centro di massa del modello a elementi finiti (FE) sviluppato dall'Università di Padova, analogamente a quello che la normativa prescrive (la misurazione dell'accelerazione traslazionale e della velocità angolare viene eseguita al centro di massa della falsa testa). Le tre storie di carico di accelerazione hanno lo stesso indice HIC e PLA (indici di danno globale utilizzato in normativa), mentre quelle di velocità angolare hanno lo stesso indice BrIC (indice di danno globale utilizzato in normativa).

Si è potuto quindi osservare che:

- nonostante le tre storie di carico date in input al centro di massa del modello di testa ad elementi finiti abbiano lo stesso indice di danno globale, le quantità esaminate localmente hanno risposte differenti (sia come valori sia come andamenti nel tempo) al variare della storia di carico;
- le pressioni hanno picchi sia positivi che negativi ovvero picchi di compressione e di trazione nella stessa area, tale escursione è potenzialmente pericolosa e non è in alcun modo descritta dall'indice di danno globale;
- le deformazioni hanno un andamento che cresce e decresce nel tempo; ciò può essere dannoso e non è in alcun modo descritto dall'indice di danno globale.

Dalle simulazioni eseguite, quindi, emerge come gli indici di danno globale usati in normativa non descrivono quello che accade a livello di tessuto cerebrale. Indagando non solo la cinematica globale, ma anche ciò che avviene localmente, probabilmente si potrebbero comprendere meglio i meccanismi delle lesioni cerebrali, migliorando conseguentemente la progettazione dei dispositivi di protezione personale. È auspicabile quindi che in futuro vengano aggiunte queste analisi alla normativa vigente.

Una prima questione associata al possibile tentativo di miglioramento descritto è relativa alla scelta del modello ad elementi finiti di testa in quanto occorrerebbe individuare quello in grado di riprodurre più fedelmente il comportamento meccanico della testa umana. A questo problema è associato quello della definizione dei criteri di danno nel modello.

Un altro aspetto da tenere in considerazione è il costo computazionale per eseguire i vari test: esso aumenta proporzionalmente al numero di contatti (tra le parti) considerati (nelle simulazioni ci sarebbero contratti tra casco e testa, tra casco e incudine e gli impatti possono essere su incudini di forme diverse). Il costo computazionale aumenta anche in base alla dimensione della mesh, infatti, più gli elementi sono di dimensione ridotta (livello di dettaglio più alto) più esso aumenta, soprattutto nelle analisi dinamiche (come nei casi considerati).

Entrambi i problemi esposti non possono che impattare significativamente sui costi di produzione e quindi sul prezzo del singolo prodotto (stando alle tecnologie attuali).

È quindi fondamentale che la tecnologia progredisca al fine di:

- ottenere modelli a elementi finiti più accurati e quindi, grazie ad essi, procedere all'individuazione di soglie di danno certe per le varie aree del cervello;
- portare ad una riduzione dei costi evidenziati.

In questo modo tali analisi potranno diventare accessibili e migliorare così i dispositivi di protezione personale (di conseguenza abbassare l'incidenza delle lesioni cerebrali che potrebbero portare a disabilità o morte).

## APPENDICE

### CODICE MATLAB PER IL CALCOLO DELL'HIC (Head Injury Criterion)

```
a=xlsread('acc.xlsx',1,'J1:J1200'); %accelerazione traslazionale in [g]
t=xlsread('acc.xlsx',1,'I1:I1200'); %tempo in [s]
s_f=1.25e-5; %frequenza di campionamento maggiore di 8kHz (come definito
            dalla normativa)

Max_g=(max(a)); %massima accelerazione (PLA = peak linear acceleration)
HIC = nan(length(a));
for i = 1:length(t)
for j = 1:length(t)
    HIC(i,j)=((((trapz(a(i:j)))/((j-i+1)))^2.5).*((((j-i+1)*s_f))));
    avg_acc(i,j)=trapz(a(i:j))/(j-i+1);
end
end

[HIC_max,I]=max(HIC(:));
[avg_acc_max,I]=max(avg_acc(:));

[T_1,T_2]=(ind2sub(size(HIC),I));
T1=T_1*(s_f*1000); %in millisecondi
T2=T_2*(s_f*1000); %in millisecondi
dt_HIC_max =(T2-T1); %millisecondi

% HIC 15
for i = 1:length(t)
for j = 1:length(a)
if (j-i+1)==150
    HIC_15(i,j)=((((trapz(a(i:j)))/((j-i+1)))^2.5).*((((j-i+1)*s_f))));
    avg_acc(i,j)=trapz(a(i:j))/(j-i+1);
end
end
end

HIC_max_15=max(HIC_15);
[HIC_max_15,I]=max(HIC_15(:));

[T1__15,T2__15]=ind2sub(size(HIC_15),I);
T1_15=T1__15*(s_f*1000); %in millisecondi
T2_15=T2__15*(s_f*1000); %in millisecondi
dt_HIC_max_15=(T2_15-T1_15); %millisecondi

%HICmax vs tempo
figure(2)
plot(t*1000, max(HIC_15),'r','LineWidth',3);
xlabel('tempo [ms]');
ylabel('valori massimi di HIC (Head Injury Criterion)');
```

## BIBLIOGRAFIA

- [1]: Negri M., “Trauma cranico: cause, sintomi e cure”, Istituto di ricerche farmacologiche Mario Negri IRCCS, 7 settembre 2021, <https://www.marionegri.it/magazine/trauma-cranico>.
- [2]: Ancona A., “Trattamento del trauma cranico minore e severo”, [www.sinch.it](http://www.sinch.it), 2003, extension://elhekieabhbkmcefcobjddigjcaadp/[http://www.sinch.it/documenti/uploads/sinc-1536913419\\_trattamento-del-trauma-cranico-minore-e-severo.pdf](http://www.sinch.it/documenti/uploads/sinc-1536913419_trattamento-del-trauma-cranico-minore-e-severo.pdf).
- [3]: Asl (Azienda Sanitaria Locale) Salerno ([aslsalerno.etrasparenza.it](http://aslsalerno.etrasparenza.it)), “Percorsi diagnostici terapeutici per la gestione del trauma cranio cervicale lieve e moderato”, 18.06.2018, extension://elhekieabhbkmcefcobjddigjcaadp/[https://aslsalerno.etrasparenza.it/moduli/downloadFile.php?file=oggetto\\_allegati/227612492200\\_\\_Ogiugno\\_19\\_n\\_616.pdf](https://aslsalerno.etrasparenza.it/moduli/downloadFile.php?file=oggetto_allegati/227612492200__Ogiugno_19_n_616.pdf).
- [4]: King A.I., Yang, K.H., Zhang, L., Hardy, W., Viano, D.C., “Is Head Injury Caused by Linear or Angular Acceleration?” In Proceedings of the IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impacts, Lisbon, Portugal, 25 September 2003.
- [5]: Gennarelli T.A., “Cerebral concussion and diffuse brain injuries”, Head Injury 3rd ed. Williams & Wilkins, Baltimore, MD, USA, 1993.
- [6]: Lövenhielm P., “Strain tolerance of the Vv. Cerebri Sup. (bridging veins) calculated from headon collision tests with cadavers”, 1974.
- [7]: “Iniencefalia: cos'è? Sintomi, cause e trattamento”, [doveecomemicuro.it](http://doveecomemicuro.it) – 25.08.2022, <https://www.doveecomemicuro.it/enciclopedia/malattie/iniencefalia>.
- [8]: Dr. De Filippo M., “Ossa dello Zigomo, del Naso e della Mascella”, [www.fisioterapiarubiera.com](http://www.fisioterapiarubiera.com), 14 agosto 2015, <https://www.fisioterapiarubiera.com/ossa-dello-zigomo-del-naso-e-della-mascella/>.
- [9]: “Cuoio capelluto o scalpo”, [Medicina247.altervista.org](http://Medicina247.altervista.org), 25 settembre 2019, <https://medicina247.altervista.org/category/anatomia/page/2/>.
- [10]: “Origine Frontale: Galea aponeurotica”, [www.thinglink.com](http://www.thinglink.com), 2015, <https://www.thinglink.com/scene/590969262475051009>.
- [11]: Dott. Loiacono E. A., “Differenza tra neurocranio e splancnocranio”, [medicinaonline.co](http://medicinaonline.co), 19/12/2017,

- <https://medicinaonline.co/2017/12/19/differenza-tra-neurocranio-e-splancnocranio/>.
- [12]: “Encefalo: Cos’è? Anatomia e Funzioni”, [www.my-personaltrainer.it](http://www.my-personaltrainer.it), 16.02.2021,  
<https://www.my-personaltrainer.it/salute-benessere/encefalo.html#:~:text=Concentrato%20di%20neuroni%20e%20sin%20psi,di%20ormoni%20fondamentali%20alla%20vita.>
- [13]: “Osso zigomatico”, Wikipedia, [https://it.wikipedia.org/wiki/Osso\\_zigomatico](https://it.wikipedia.org/wiki/Osso_zigomatico).
- [14]: “Conduzione dei gas – apparato respiratorio”, [digilander.libero.it](http://digilander.libero.it),  
[https://digilander.libero.it/silvanodgl3/conduzione\\_gas.htm](https://digilander.libero.it/silvanodgl3/conduzione_gas.htm)
- [15]: Meningi - Wikipedia, <https://it.wikipedia.org/wiki/Meningi>.
- [16]: “Osso Etmoidale”, [medicina247.altervista.org](http://medicina247.altervista.org), 29 marzo 2019,  
<https://medicina247.altervista.org/osso-etmoidale/>.
- [17]: Mongiovi S., “Cefalea e cervicalgia. Approccio osteopatico di un caso clinico” – tesi per il diploma di osteopatia (Osteopathic Manual Therapy School - Seregno), Anno Accademico 2017-2018.
- [18]: Labtestsonline - Analisi del Liquido Cefalorachidiano (LCR), 22.12.2021,  
[https://labtestsonline.it/tests/analisi-del-liquido-cefalorachidiano-lcr#:~:text=L'analisi%20del%20liquor%20o,\(cervello%20e%20midollo%20spinale\)](https://labtestsonline.it/tests/analisi-del-liquido-cefalorachidiano-lcr#:~:text=L'analisi%20del%20liquor%20o,(cervello%20e%20midollo%20spinale)).
- [19]: Liquor (liquido cefalorachidiano/cerebrospinale): caratteristiche ed analisi, [helthy.thewom.it](http://helthy.thewom.it), 28.10.2022,  
<https://helthy.thewom.it/esami-e-analisi/liquor/>.
- [20]: Materia Grigia: Cos'è, Com'è Fatta e Funzioni, [www.my-personaltrainer.it](http://www.my-personaltrainer.it), 9.01.2020,  
<https://www.my-personaltrainer.it/salute-benessere/materia-grigia.html>.
- [21]: Logopedista Neri G., “AREE CEREBRALI (BRODMANN)”,  
[https://www.google.it/search?q=Logopedista+Giorgia+Neri,+%E2%80%9CAREE+CEREBRALI+\(BRODMANN\)%E2%80%9D&source=lnms&tbm=isch&sa=X&ved=2ahUKEwji4cGyyKH-AhXjRvEDHRFBogQ\\_AUoAXoECAEQAw&biw=1242&bih=646&dpr=1.5#imgrc=-wjnWfzPJ7efM](https://www.google.it/search?q=Logopedista+Giorgia+Neri,+%E2%80%9CAREE+CEREBRALI+(BRODMANN)%E2%80%9D&source=lnms&tbm=isch&sa=X&ved=2ahUKEwji4cGyyKH-AhXjRvEDHRFBogQ_AUoAXoECAEQAw&biw=1242&bih=646&dpr=1.5#imgrc=-wjnWfzPJ7efM).
- [22]: Magnesio e sistema nervoso centrale - Magnesio Supremo,  
<https://www.magnesiosupremo.it/appfondimenti-magnesio-e-sistema-nervoso-centrale/>.
- [23]: Glasgow Coma Scale: come ricordarsela ed applicarla subito! – La Scrittura di Max, [lascritturadimax.wordpress.com](http://lascritturadimax.wordpress.com),  
<https://lascritturadimax.wordpress.com/2018/03/01/glasgow-coma-scale/>.

- [24]: Marzella E., “Comparative analysis of two bionfedelic instrumented human head surrogates for sport helmets evaluation”, Università degli studi di Padova, dipartimento di ingegneria industriale – corso di laurea magistrale in ingegneria meccanica, anno accademico 2017-2018.
- [25]: Wikipedia, The Free Encyclopedia, “Abbreviated Injury Scale”, [https://en.wikipedia.org/wiki/Abbreviated\\_Injury\\_Scale](https://en.wikipedia.org/wiki/Abbreviated_Injury_Scale).
- [26]: Petrella F., “Studio e riformulazione dei criteri di lesione della testa attraverso il modello di corpo umano Thums”, Politecnico di Milano – corso di laurea in ingegneria aeronautica, anno accademico 2015-2016.
- [27]: Krzysztof Wilde, Arkadiusz Tilsen, Stanisław Burzyński, Wojciech Witkowski, “On estimation of occupant safety in vehicular crashes into roadside obstacles using non-linear dynamic analysis”, MATEC Web of Conferences, January 2019.
- [28]: Surgical Management of Severe Closed Head Injury in Adults, clinicalgate.com, <https://clinicalgate.com/surgical-management-of-severe-closed-head-injury-in-adults/>.
- [29]: Diffuse Axonal Injury (DAI) – Diagnosis, mrionline.com, <https://mrionline.com/diagnosis/diffuse-axonal-injury-dai/>.
- [30]: “Igroma cerebrale: cause, sintomi pericoli e cura”, thewom.it, <https://healthy.thewom.it/salute/igroma-cerebrale/>
- [31]: Azienda Sanitaria Universitaria Integrata di Trieste: Struttura Complessa Neurochirurgia in aderenza agli standard di Accreditamento Joint Commission International, “Ematoma Sottodurale Cronico”, 5 settembre 2017, extension://elhekieabhbkmcefcobjddigjcaadp/[https://asugi.sanita.fvg.it/export/sites/aas1/it/documenti/all\\_dao/mat\\_info/nch\\_ematoma\\_sott\\_dur\\_rev\\_01.pdf](https://asugi.sanita.fvg.it/export/sites/aas1/it/documenti/all_dao/mat_info/nch_ematoma_sott_dur_rev_01.pdf)
- [32]: Ematoma subdurale: cause, sintomi, pericoli e cura, healthy.thewom.it, <https://healthy.thewom.it/salute/ematoma-subdurale/>.
- [33]: Un caso di ematoma subdurale cronico, www.gastroepato.it, [https://www.gastroepato.it/ematoma\\_subdurale\\_cronico.htm](https://www.gastroepato.it/ematoma_subdurale_cronico.htm).
- [34]: Versace J., “A review of the severity index”, SAE Technical Paper 710881, 1971.
- [35]: Gadd C. W., “Use of a weighted-impulse criterion for estimating injury hazard”, SAE technical paper, Tech. Rep., 1966.
- [36]: Baldan Alice, “Simulazioni di impatti standard per caschi protettivi”, Università degli studi di Padova, tesi di laurea magistrale in ingegneria aerospaziale, 13.04.2017.

- [37]: Newman J. A., “A Generalized Model for Brain Injury Threshold”, In Proceedings of International Conference on the Biomechanics of Impact, 1986 (pp. 121-131), pp. 121–131, 1986.
- [38]: Newman J. A., Shewchenko N. and Welbourne E., “A Proposed New Biomechanical Head Injury Assessment Function -The Maximum Power Index”, Reprinted From: Stapp Car Crash Journal, vol. 44, no. 724, 2000, issn: 0148-7191.
- [39]: Svein Kleiven, “Predictors for Traumatic Brain Injuries Evaluated through Accident Reconstructions”, School of Technology and Health, Royal Institute of Technology, Huddinge, Sweden, 2007.
- [40]: Kimpara H., Iwamoto M., “Mild Traumatic Brain Injury Predictors Based on Angular Accelerations During Impacts”, Ann. Biomed. Eng. 2011, 40, 114–126.
- [41]: Yanaoka T., Dokko Y. and Takahashi Y., “Investigation on an injury criterion related to traumatic brain injury primarily induced by head rotation”, SAE Technical Paper, Tech. Rep., 2015.
- [42]: Gabler L. F., Crandall J. R. and Panzer M. B., “Development of a metric for predicting brain strain responses using head kinematics”, Annals of biomedical engineering, vol. 46, no. 7, pp. 972–985, 2018.
- [43]: Takhounts E., Hasija V., Ridella S., Rowson S., Duma S.M., “Kinematic rotational brain injury criterion (BRIC)”, In Proc. 22nd Enhanced Safety of Vehicles Conf., Washington, DC, USA, 13–16 June 2011, article no. 11-0263.
- [44]: Takhounts E, Craig M. J., Moorhous K. e McFadden J., “Development of Brain Injury Criteria (BrIC)”, Stapp Car Crash Journal, November 2013.
- [45]: Gabler L. F., Crandall J. R. and Panzer M. B., “Development of a secondorder system for rapid estimation of maximum brain strain”, Annals of biomedical engineering, vol. 47, no. 9, pp. 1971–1981, 2019.
- [46]: Trotta A., Clark J.M., McGoldrick A., Gilchrist M.D., Annaidh A.N., “Biofidelic finite element modelling of brain trauma: Importance of the scalp in simulating head impact.”, Int. J. Mech. Sci. 173, 105448, 2020.
- [47]: Elkin B.S., Gabler L.F., Panzer M.B., Siegmund G.P., “Brain Tissue Strains Vary with Head Impact Location: A Possible Explanation for Increased Concussion Risk in Struck versus Striking Football Players”, Clin. Biomech. 64, 49–57, 2019.
- [48]: Wu S., Zhao W., Rowson B., Rowson S., Ji S., “A Network-Based Response Feature Matrix as a Brain Injury Metric. Biomech”, Model. Mechanobiol. 19, 927–942, 2020.

- [49]: Ghajari M., Hellyer P.J., Sharp D.J., “Computational Modelling of Traumatic Brain Injury Predicts the Location of Chronic Traumatic Encephalopathy Pathology Brain” 140 (2), 333–343, 2017.
- [50]: Gabler L. F., Crandall J. R. and Panzer M. B., “Development of a metric for predicting brain strain responses using head kinematics”, *Annals of biomedical engineering*, vol. 46, no. 7, pp. 972–985, 2018.
- [51]: Gabler L.F., Crandall J.R., Panzer M.B., “Assessment of Kinematic Brain Injury Metrics for Predicting Strain Responses in Diverse Automotive Impact Conditions”, *Ann. Biomed. Eng.* 44 (12), 3705–3718, 2016.
- [52]: Hajiaghameh M., Seidi M., Margulies S.S., “Head Rotational Kinematics, Tissue Deformations, and Their Relationships to the Acute Traumatic Axonal Injury”, *J. Biomech. Eng.* 142, 1–13, 2020.
- [53]: Panzer M.B., Myers B.S., Capehart B.P., Bass C.R., “Development of a Finite Element Model for Blast Brain Injury and the Effects of CSF Cavitation”, *Ann Biomed Eng* 40 (7), 1530–1544, 2012.
- [54]: Zhang L., Yang K. H., King A. I., “Comparison of Brain Responses Between Frontal and Lateral Impacts by Finite Element Modeling”, *Journal of Neurotrauma*, 2001.
- [55]: Gennarelli T. A., Thibault L. E., Adams J. H., “Diffuse axonal injury and traumatic coma in the primate”, *Ann Neurol*, 1982.
- [56]: Assi e piani del corpo umano - FisioScience, [www.fisioscience.it](http://www.fisioscience.it), <https://www.fisioscience.it/blog/assi-e-piani-del-corpo-umano/>.
- [57]: Bain A.C., Meaney D.F., “Tissue-Level Thresholds for Axonal Damage in an Experimental Model of Central Nervous System White Matter Injury”, *J. Biomech. Eng.* 2000.
- [58]: Morrison III B., Cater H.L., Wang C.C.B., Thomas F.C., Hung C.T., Ateshian G.A., “A tissue level tolerance criterion for living brain developed in an in vitro model of traumatic mechanical loading”, *47th Stapp Car Crash Journal*, SAE Paper No. 2003-22-0006.
- [59]: Deck C.; Willinger R., “Improved head injury criteria based on head FE model”, *Int. J. Crashworthiness* 2008.
- [60]: Dott. Loiacono E. A., “Lobi del cervello: anatomia, funzioni, immagini e patologie in sintesi”, 19 aprile 2019, <https://medicinaonline.co/2019/04/19/lobi-del-cervello-anatomia-funzioni-immagini-e-patologie-in-sintesi/>.
- [61]: Giordano C., Kleiven S., “Evaluation of Axonal Strain as a Predictor for Mild Traumatic Brain Injuries Using Finite Element Modeling”, *Stapp Car Crash J.* 58, 2014.

- [62]: Cloots R. J. H., Van Dommelen J. A. W., Nyberg T., Kleiven S., Geers M. G. D., “Micromechanics of diffuse axonal injury: influence of axonal orientation and anisotropy”, *Biomech Model Mechanobiol*, 2011.
- [63]: Viano D.C., Lövsund P., “Biomechanics of brain and spinal-cord injury: analysis of neuropathologic and neurophysiologic experiments.”, *J. Crash Prevention and Injury Control*, 1999.
- [64]: L. Zhang, K.H. Yang, King, A.I., “A Proposed Injury Threshold for Mild Traumatic Brain Injury” *J. biomechanical Engineering*, 2004.
- [65]: Viano D.C., Casson I.R., Pellman, E.J., Zhang L., King A.I., Yang K.H., “Concussion in professional football: Brain responses by finite element analysis”, *Neurosurgery*, 2005.
- [66]: Cater H.L., Sundstrom L.E., Morrison III B., “Temporal development of hippocampal cell death is dependent on tissue strain but not strain rate”, *J.Biomechanics*, 2005.
- [67]: Nicolle S., Lounis M., Willinger R., Paliarne J.F., “Shear linear behavior of brain tissue over a large frequency range”, *Biorheology*, 2005.
- [68]: Ward C.C., Chan M., Nahum A.M., “Intracranial pressure-a brain injury criterion”, *SAE Technical Paper 801304*, 1980.
- [69]: Newman J., Barr C., Beusenbergh, M., Fournier E., Shewchenko N., Welbourne E., Withnall C., “A new biomechanical assessment of mild traumatic brain injury–Part 2–Results and conclusions”, In *Proceedings of the International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impacts*, Montpellier, France, 20–22 September 2000.
- [70]: Shreiber D.I., Bain A.C., Meaney D.F., “In vivo thresholds for mechanical injury to the blood-brain barrier”, *SAE Paper No. 973335*, in: 41st Stapp Car Crash Conf., Society of Automotive Engineers, 1997.
- [71]: Anderson R.W.G., Brown C.J., Blumbergs P.C., Scott G., Finney J.W., Jones N.R., McLean, A.J., “Mechanics of axonal injury: An experimental and numerical study of a sheep model of head impact”, *Proc. 1999 IRCOBI Conf. Sitges, Spain*, pps. 107-120, 1999.
- [72]: Willinger R., Baumgartner D., “Human head tolerance limits to specific injury mechanisms”, *Int J Crashworthiness*, 2003.
- [73]: Willinger R., Deck C., Bourdet N., “From Head Trauma Biomechanics Research to Industrial Application”, In *Proceedings of the 7th International Symposium of Human Modelling and Simulation in Automotive Engineering*, Berlin, Germany, 5 November 2018.
- [74]: H.S. Kang, R. Willinger, B.M. Diaw, B. Chinn, “Validation of a 3D anatomic human head model and replication of head impact in motorcycle accident by finite element modeling”, *SAE Trans. J. Passeng. Cars*, 1997.

- [75]: Dott. Loiacono E. A., Tronco cerebrale (mesencefalo, ponte e bulbo) anatomia e funzioni in sintesi, [medicineonline.com](http://medicineonline.com),  
<https://medicinaonline.co/2018/01/24/tronco-cerebrale-mesencefalo-ponte-e-bulbo-anatomia-e-funzioni-in-sintesi/>.
- [76]: Bandak F.A., Eppinger R.H., “A threedimensional FE analysis of the human brain under combined rotational and translational accelerations”, Proc. 38th Stapp Car Crash Conference, pp. 145-163, Society of Automotive Engineers, Warrendale, PA, 1994.
- [77]: Takhounts E.G.; Eppinger R.H.; Campbell J.Q.; Tannous R.E.; Power E.D.; Shook L.S., “On the Development of the SIMon Finite Element Head Model”, In Proceedings of the 47th Stapp Car Crash Conference, San Diego, CA, USA, 27–29 October 2003.
- [78]: Takhounts E.G., Ridella S.A., Hasija V., Tannous R.E., Campbell J.Q., Malone D., Danelson K., Stitzel J., Rowson, S., Duma S., “Investigation of Traumatic Brain Injuries Using the Next Generation of Simulated Injury Monitor (SIMon) Finite Element Head Model”, In Proceedings of the 52nd Stapp Car Crash Conference, San Antonio, TX, USA, 3–5 November 2008.
- [79]: Debasis S., Deck C., Willinger R., “Brain injury tolerance limit based on computation of axonal strain”, *Accid Anal Prev.* 2016.
- [80]: Cortese L., “Il metodo degli elementi finiti”, Università degli studi di Roma “La Sapienza”, corso di progettazione meccanica ali elementi finiti, anno accademico 2019-2020,  
extension://elhekieabhbkmcefcobjddigjcaadp/http://dma.dima.uniroma1.it:8080/users/broggiato/cdm/roma/no/ProgMecFEM/dispense/IntroduzioneMetodoElementiFiniti-PMEF2020.pdf.
- [81]: Tonti E., “Introduzione elementare al metodo degli elementi finiti”, Dipartimento di Ingegneria Civile, Università di Trieste,  
extension://elhekieabhbkmcefcobjddigjcaadp/https://www.centropiaggio.unipi.it/sites/default/files/course/material/elementifiniti.pdf.
- [82]: Implicit vs explicit finite element analysis: when to use which?, [info.simuleon.com](http://info.simuleon.com), <https://info.simuleon.com/blog/implicit-vs-explicit-finite-element-analysis>.
- [83]: Abaqus, “comparison of implicit and explicit procedures” – User’s Manual, <http://130.149.89.49:2080/v6.10/books/gsa/default.htm?startat=ch02s04.html>.
- [84]: Abaqus theory User’s Manual – Explicit dynamic analysis, <https://classes.engineering.wustl.edu/2009/spring/mase5513/abaqus/docs/v6.6/books/stm/default.htm?startat=ch02s04ath23.html>.
- [85]: Ruan S., Khalil T., King A.I., “Dynamic response of the human head to impact by three-dimensional finite element analysis”, *J. Biomech. Eng.* 116 (1) (1994).

- [86]: Kleiven S., Holst H., “Consequences of head size following trauma to the human head”, *Journal of Biomechanics*, 2001.
- [87]: Willinger R., Kang H.S., Diaw B., “Three-dimensional human head finite-element model validation against two experimental impacts”, *Ann. Biomed. Eng.* 27, 1999.
- [88]: Sahoo D., Deck C., Willinger R., “Development and validation of an advanced anisotropic visco-hyperelastic human brain FE model”, *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 33 (1), 2014.
- [89]: Takhounts E.G., Eppinger R.H., Campbell J.Q., Tannous R.E., Power E.D., Shook L.S., “On the development of the SIMon finite element head model”, *Stapp Car Crash J.* 47, 2003.
- [90]: Takhounts E.G., Ridella S.A., Hasija V., Tannous R.E., Campbell J.Q., Malone D., Danelson K., Stitzel J., Rowson S., Duma S., “Investigation of traumatic brain injuries using the next generation of simulated injury monitor (SIMon) finite element head model”, *Stapp Car Crash J.* 52, 2008.
- [91]: Horgan T.J., Gilchrist M.D., “The creation of three-dimensional finite element models for simulating head impact biomechanics”, *Int. J. Crashworthiness*, 2003.
- [92]: Trotta A., Clark J.M., McGoldrick A., Gilchrist M.D., Annaidh A.N., “Biofidelic finite element modelling of brain trauma: importance of the scalp in simulating head impact”, *Int. J. Mech. Sci.* 173, 2020.
- [93]: Kimpara H., Nakahira Y., Iwamoto M., Miki K., Ichihara K., Kawano S., Taguchi T., “Investigation of anteroposterior head-neck responses during severe frontal impacts using a brain-spinal cord complex FE model”, *Stapp Car Crash J.* 50, 2006.
- [94]: Atsumi N., Nakahira Y., Iwamoto M., “Development and validation of a head/brain FE model and investigation of influential factor on the brain response during head impact”, 2016.
- [95]: Zhou Z., Li X., Kleiven S., “Fluid–structure interaction simulation of the brain–skull interface for acute subdural haematoma prediction”, *Biomech. Model. Mechanobiol.* 18 (1), 2019.
- [96]: Kleiven S., Hardy W.N., “Correlation of an FE model of the human head with local brain motion-consequences for injury prediction”, *Stapp Car Crash J.* 46, 2002.
- [97]: Mao H., Zhang L., Jiang B., Genthikatti V.V., Jin X., Zhu F., Makwana R., Gill A., Jandir G., Singh A., Yang K.H., “Development of a finite element human head model partially validated with thirty-five experimental cases”, *J. Biomech. Eng.* 135 (11), 2013.

- [98]: Wu T., Alshareef A., Giudice J.S., Panzer M.B., “Explicit modeling of white matter axonal fiber tracts in a finite element brain model”, *Ann. Biomed. Eng.* 47, 2019.
- [99]: Zhao W., Ji S., “White matter anisotropy for impact simulation and response sampling in traumatic brain injury”, *J. Neurotrauma* 36 (2), 2019.
- [100]: Ji S., Zhao W., Ford J.C., Beckwith J.G., Bolander R.P., Greenwald R.M., Flash-man L.A., Paulsen K.D., McAllister T.W., “Group-wise evaluation and comparison of white matter fiber strain and maximum principal strain in sports-related con-cussion”, *J. Neurotrauma* 32 (7), 2015.
- [101]: Zhao W., Ji S., “Displacement- and strain-based discrimination of head injury models across a wide range of blunt conditions”, *Ann. Biomed. Eng.* 47 (6), 2020.
- [102]: Ghajari M., Hellyer P.J., Sharp D.J., “Computational modelling of traumatic brain injury predicts the location of chronic traumatic encephalopathy pathology”, *Brain* 140 (2), 2017.
- [103]: Fahlstedt M., Abayazid F., Panzer M.B., Trotta A., Zhao W., Ghajari M., Gilchrist M.D., Ji S., Kleiven S., Li X., Ní Annaidh A., Halldin P., “Ranking and rating bicycle helmet safety performance in oblique impacts using eight different brain injury models”, *Ann. Biomed. Eng.* 49 (3), 2021.
- [104]: Li X., Zhou Z., Kleiven S., “An anatomically detailed and personalizable head injury model: significance of brain and white matter tract morphological variability on strain”, *Biomech. Model. Mechanobiol.* 20 (2), 2021.
- [105]: Pavan P.G., Nasim M., Brasco V., Spadoni S., Paoloni F., D’Avella D., Khosroshahi S. F., De Cesare N., Gupta K., Galvanetto U., “Development of detailed finite element models for in silico analyses of brain impact dynamics”, *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 2 novembre 2022.
- [106]: Ruan J.S., Khalil T., King A.I., “Dynamic response of the human head to impact by three-dimensional finite element analysis”, *J. Biomech. Eng.* 116, 1994.
- [107]: Franceschini G., “The Mechanics of Human Brain Tissue, University of Trento”, PhD Dissertation, 2006.
- [108]: Nicolle S., Lounis M., Willinger R., “Shear properties of brain tissue over a frequency range relevant for automotive impact situations: new experimental results”, *Stapp Car Crash J.* 48, 2004.
- [109]: Podeschi D., “Modellazione costitutiva del comportamento dinamico di sughero agglomerato”, Università politecnica delle Marche – tesi di laurea magistrale in ingegneria meccanica, Anno Accademico 2021-2022.

- [110]: Abaqus User's Manual/standard output variable identifiers,  
<https://classes.engineering.wustl.edu/2009/spring/mase5513/abaqus/docs/v6.6/books/usb/default.htm?startat=pt02ch04s02abv01.html>.
- [111]: Thibault K. L., Margulies S. S., "Age-dependent material properties of the porcine cerebrum: effect on pediatric inertial head injury criteria", Department of Bioengineering, University of Pennsylvania, Journal of Biomechanics, 1998.
- [112]: Kleiven S., "Influence of impact direction to the human head in prediction of subdural hematoma", J. Neurotrauma, 2003.
- [113]: "Motorcycle safety helmets" – European Commissions – Directorate General for Energy and Transport, 2001,  
extension://elhekieabhbkmcefcobjddigjcaadp/<https://sharp.dft.gov.uk/wp-content/themes/sharp2017/pdfs/COST-327-Motorcycle-Safety-Helmets-Final-report.pdf>.
- [114]: "Test procedures for PPE, helmet and full vehicle" – Pioneers (Innovation for rider safety), 2020,  
extension://elhekieabhbkmcefcobjddigjcaadp/<http://pioneers-project.eu/wp-content/uploads/2021/02/Deliverable-D3.1.pdf>.
- [115]: Bourdet N., Deck C., Mojumder S., Willinger R., "Comparitive Evaluation of DOT vs ECE Motorcycle Helmet test Method", IRCOBI conference 2018,  
extension://elhekieabhbkmcefcobjddigjcaadp/<http://www.ircobi.org/wordpress/downloads/irc18/pdf-files/76.pdf>

## **RINGRAZIAMENTI**

Vorrei riservare questo spazio finale della mia tesi ai ringraziamenti verso coloro che hanno contribuito alla realizzazione della stessa.

Desidero ringraziare il mio relatore Prof. Ing. Ugo Galvanetto e correlatrice Ing. Silvia Spadoni per avermi seguita e guidata, per avermi fornito spunti fondamentali e critiche costruttive utili per la stesura di questo lavoro. Grazie a voi ho accresciuto le mie conoscenze e competenze, sicuramente preziose per il mio futuro.

Vorrei inoltre ringraziare la mia famiglia, pilastro della mia vita, che è stata sempre presente, ha sempre creduto in me e non mi ha fatto mai mancare il suo sostegno e il suo aiuto durante tutti questi anni. Senza di voi non avrei mai potuto arrivare a questo importante traguardo. Il vostro esempio sarà sempre la base della mia vita.