

POLITECNICO DI TORINO

Dipartimento di Ingegneria Meccanica e Aerospaziale

Tesi Magistrale in Ingegneria Biomedica

HUMAN BODY MODEL E SICUREZZA PASSIVA DEI VEICOLI: STUDIO DELLE LESIONI IN IMPATTI CONTRO BARRIERA MOBILE



**Politecnico
di Torino**

Relatore:

Alessandro Scattina (DIMEAS)

Candidata:

Marta De Pascale

Ottobre 2023

Abstract

Una delle maggiori sfide che la sanità pubblica deve affrontare è quella degli incidenti stradali. Lo scopo di questa tesi è stato quello di stabilire le possibili lesioni che insorgono in caso di incidente automobilistico, mediante lo studio dei risultati biomeccanici ottenuti simulando, tramite il metodo degli Elementi Finiti (FE), diverse configurazioni di impatto. Lo studio è stato relativo a cinque diversi impatti laterali, con differenti punti di impatto lungo il perimetro del veicolo e con diversi angoli di impatto, simulati a partire dalla configurazione di impatto laterale con AE-MDB (Advanced European Mobile Progressive Deformable Barrier), secondo lo standard EuroNCAP: il veicolo fermo viene impattato a 60km/h da un carrello con una massa di 1300kg. Lo studio delle lesioni è basato sui criteri probabilistici MPS (Maximum Principal Strain) e CSDM (Cumulative Strain Damage Measure), mediante l'ausilio dello strumento THUMS Injury Visualization, con una specifica attenzione nei confronti dei risultati di deformazione ottenuti a livello degli organi interni e delle ossa del THUMS. Mentre per le ultime è stato possibile valutare le curve di rischio e la dipendenza dell'entità della lesione con l'età del soggetto, per gli organi interni è stato svolto uno studio a partire dai valori di soglia di deformazione ultima reperibili in letteratura. Dal confronto dei risultati delle diverse configurazioni di impatto è emerso che, nonostante la configurazione di impatto sinistro ortogonale sia in assoluto quella ad aver riportato le lesioni di gravità maggiore, anche nelle altre dinamiche di impatto sono stati registrati valori riconducibili a lesione a livello degli organi interni. Ogni tipologia di impatto ha riportato diversi meccanismi di lesione.

Indice

Abstract.....	i
INDICE DELLE FIGURE.....	v
INDICE DELLE TABELLE.....	ix
Prefazione.....	xi
CAPITOLO 1 - Sicurezza Automobilistica.....	1
1.1 Dinamica dell'urto.....	1
1.2 Protezione negli urti.....	2
1.3 Normative e Test Consumatori.....	2
1.3.1 EuroNCAP.....	3
1.3.2 Test di Impatto.....	3
CAPITOLO 2 - I Criteri di Lesione negli Incidenti Stradali.....	6
2.1 La Biomeccanica dei Traumi da Urto.....	6
2.2 AIS – Abbreviated Injury Scale.....	6
2.3 MPS – Maximum Principal Strain.....	8
2.4 RISCHIO DI LESIONE AL CERVELLO.....	8
2.4.1 HIC – Head Injury Criterion.....	8
2.4.2 CSDM – Cumulative Strain Damage Measure.....	9
2.4.3 BrIC – Brain Injury Criterion.....	9
2.4.4 PVP – Peak Virtual Power.....	10
2.5 RISCHIO DI LESIONE AL COLLO.....	10
2.5.1 Nij – Criterio Normalizzato di Lesione al Collo.....	10
2.5.2 NIC – Neck Injury Criterion.....	11
2.6 RISCHIO DI LESIONE AL TORACE e ALL'ADDOME in urto laterale.....	11
2.6.1 TTI – Thoracic Trauma Index.....	11
2.6.2 VC – Criterio Viscoso.....	11
2.6.3 AIC – Abdominal Injury Criterion.....	12
2.7 RISCHIO DI LESIONE AGLI ARTI INFERIORI.....	12
2.7.1 TI – Tibia Index.....	12
CAPITOLO 3 – Metodo degli Elementi Finiti.....	13
3.1 Modelli FEM utilizzati.....	13
3.1.1 Il THUMS.....	13
3.1.2 Il Modello del Veicolo.....	19

3.1.3	Il Modello della Barriera.....	20
3.2	Simulazioni FE	22
3.2.1	Contatti e Schede di Controllo	22
3.2.2	La Cintura di Sicurezza	23
3.2.3	Il Posizionamento del THUMS	24
3.2.4	Posizionamento dell'AE-MDB	24
CAPITOLO 4 – Analisi dei Risultati Biomeccanici		30
4.1	THUMS® Injury Risks Visualization Tool	30
4.2	Studio delle Lesioni.....	32
4.2.1	La Testa	33
4.2.2	Gli Arti Superiori	43
4.2.3	Il Torace.....	51
4.2.4	Gli Organi Addominali	63
4.2.5	La Colonna Vertebrale	75
4.2.6	La Zona Pelvica.....	79
4.2.7	Gli Arti inferiori	84
4.3	Correlazione del rischio con l'età	91
CONCLUSIONI.....		94
APPENDICE – Bilancio Energetico		96
Bibliografia.....		99
RINGRAZIAMENTI		103

INDICE DELLE FIGURE

Figura 1 – Roadmap dell’elaborato di Tesi.....	xii
Figura 2 – Test con Barriera Rigida (sinistra) e test con Barriera Mobile Progressiva Deformabile (destra).....	4
Figura 3 – Test per il colpo di frusta.....	4
Figura 4 – Test della Barriera Mobile Deformabile.....	5
Figura 5 – Test del Palo Laterale (sinistra) e Slitta (destra).....	5
Figura 6 – Schema di classificazione AIS.....	7
Figura 7 – THUMS AM50.....	14
Figura 8 – Modello della testa (TOYOTA MOTOR CORPORATION, 2015).....	14
Figura 9 - Modello scheletrico del busto (TOYOTA MOTOR CORPORATION, 2015).....	15
Figura 10 - Modello degli organi interni del THUMS(TOYOTA MOTOR CORPORATION, 2015) ..	15
Figura 11- Modelli di estremità del THUMS(TOYOTA MOTOR CORPORATION, 2015).....	16
Figura 12- Modelli a corpo intero del THUMS (TOYOTA MOTOR CORPORATION, 2015).....	16
Figura 13 - Modello seduto del THUMS (TOYOTA MOTOR CORPORATION, 2015).....	17
Figura 14 – Simulazioni di lesioni cerebrali (TOYOTA MOTOR CORPORATION, 2015).....	18
Figura 15 – Toyota Camry Sedan vs Modello FE (CCSA, 2016a).....	19
Figura 16 – Modello dell’impattatore in LS-DYNA.....	20
Figura 17 - Modello del Paraurti e della Piastra Posteriore in LS-DYNA.....	20
Figura 18 – Modello del Carrello in LS-DYNA.....	21
Figura 19 – Componenti dell’Impattatore della MDB (Ellway, 2013).....	21
Figura 20 – Cintura di Sicurezza con dettaglio della mesh triangolare.....	23
Figura 21- THUMS posizionato sul sedile con la Cintura di Sicurezza.....	23
Figura 22 – Impatto ortogonale sinistro.....	24
Figura 23 – Impatto frontale destro.....	25
Figura 24 – Impatto frontale sinistro.....	25
Figura 25 – Impatto posteriore destro.....	26
Figura 26 – Impatto posteriore sinistro.....	26
Figura 27 - Struttura del veicolo e della barriera in seguito all’urto SO.....	27
Figura 28 - Struttura del veicolo e della barriera in seguito all’urto FS.....	28
Figura 29 - Struttura del veicolo e della barriera in seguito all’urto PS.....	28
Figura 30 - Struttura del veicolo e della barriera in seguito all’urto DF.....	29
Figura 31- Struttura del veicolo e della barriera in seguito all’urto DP.....	29
Figura 32 – Flusso tipico di lavoro dello strumento THUMS® Injury Risk Visualization.....	30
Figura 33 – Risultati Impatto Sinistro Ortogonale come esempio di visualizzazione.....	31
Figura 34 – Vista anatomica di cranio in LS-DYNA.....	33
Figura 35 – A sinistra l’impatto SO e a destra l’impatto PS nei rispettivi istanti di massimo MPS.....	34
Figura 36 – Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) del cranio.....	35
Figura 37 - Dettaglio della correlazione tra la lesione e la flessione cervicale nell’impatto SO..	36
Figura 38 – Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) del cranio.....	37
Figura 39 - Dettaglio del cranio dove è localizzato il picco di MPS nell’impatto Ortogonale Sinistro in LS-DYNA.....	37
Figura 40– Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) del volto.....	38

<i>Figura 41 – Evoluzione temporale dei valori CSDM del cervello</i>	<i>39</i>
<i>Figura 42 – Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) del cervello</i>	<i>40</i>
<i>Figura 43- Correlazione dell’andamento dei valori MPS del cervello con il cranio.....</i>	<i>41</i>
<i>Figura 44 - Dettaglio dell’encefalo dove è localizzato il picco di MPS nell’impatto Ortogonale Sinistro in LS-DYNA</i>	<i>42</i>
<i>Figura 45 – Viste della materia bianca nell’istante di picco di MPS nell’impatto sinistro laterale</i>	<i>42</i>
<i>Figura 46 - Viste della materia grigia nell’istante di picco di MPS nell’impatto sinistro laterale</i>	<i>42</i>
<i>Figura 47 –Visualizzazione anatomica dell’arto superiore.....</i>	<i>43</i>
<i>Figura 48 – Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) della clavicola destra.....</i>	<i>45</i>
<i>Figura 49– Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) della clavicola sinistra</i>	<i>45</i>
<i>Figura 50– Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) della scapola destra</i>	<i>46</i>
<i>Figura 51– Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) della scapola sinistra.....</i>	<i>46</i>
<i>Figura 52– Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) dell’omero destro</i>	<i>46</i>
<i>Figura 53– Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) dell’omero sinistro.....</i>	<i>47</i>
<i>Figura 54– Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) dell’avambraccio destro.....</i>	<i>47</i>
<i>Figura 55– Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) dell’avambraccio sinistro</i>	<i>47</i>
<i>Figura 56 – Impatto SO all’istante t=84ms.....</i>	<i>48</i>
<i>Figura 57 - Visualizzazione del rischio di lesione percentuale del THUMS® Injury Risk Visualizatin Tool.....</i>	<i>49</i>
<i>Figura 58 – Vista dall’alto e frontale del THUMS nell’impatto SO all’istante t=84ms</i>	<i>49</i>
<i>Figura 59 - Dettaglio della scapola dove è localizzato il picco di MPS nell’impatto SO in LS-DYNA</i>	<i>49</i>
<i>Figura 60 - Impatto PS Inclinato all’istante t=88ms</i>	<i>50</i>
<i>Figura 61 – Impatto FS inclinato all’istante t=96ms.....</i>	<i>50</i>
<i>Figura 62 – Visualizzazione anatomica della gabbia toracica (costole e sterno) in LS-DYNA</i>	<i>51</i>
<i>Figura 63– Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) delle costole destre</i>	<i>52</i>
<i>Figura 64– Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) delle costole sinistre</i>	<i>53</i>
<i>Figura 65 – Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) dello sterno.....</i>	<i>53</i>
<i>Figura 66 – Riferimento per le costole in relazione alla tabella 18</i>	<i>54</i>
<i>Figura 67 - Vista Posteriore delle costole all’istante di MPS più elevato</i>	<i>54</i>
<i>Figura 68 - Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) del polmone destro</i>	<i>55</i>
<i>Figura 69- Correlazione tra i valori MPS del rene destro con le costole destre nell’urto SO.....</i>	<i>56</i>
<i>Figura 70 - Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) del polmone sinistro</i>	<i>57</i>
<i>Figura 71- Correlazione tra i valori MPS del polmone sinistro con le costole sinistre nell’urto SO</i>	<i>57</i>
<i>Figura 72 – Vista dal basso del polmone destro e sinistro nell’Impatto SO</i>	<i>58</i>
<i>Figura 73 - Distribuzione della deformazione sui polmoni nell’impatto SO</i>	<i>58</i>
<i>Figura 74 - Distribuzione della deformazione sui polmoni nell’impatto FS</i>	<i>59</i>
<i>Figura 75 - Distribuzione della deformazione sul polmone destro nell’impatto DP.....</i>	<i>59</i>
<i>Figura 76 - Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) del cuore.....</i>	<i>60</i>
<i>Figura 77 – Distribuzione della deformazione cardiaca nei diversi impatti</i>	<i>61</i>
<i>Figura 78 – Correlazione tra i valori MPS del cuore e delle costole sinistre nell’urto SO</i>	<i>61</i>
<i>Figura 79 - Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) dell’aorta toracica.....</i>	<i>62</i>
<i>Figura 80 – Impatto Destro Frontale Inclinato</i>	<i>63</i>
<i>Figura 81 – Impatto Sinistro Ortogonale.....</i>	<i>64</i>

Figura 82 – Impatto SO, contatto tra il THUMS e la portiera frontale	65
Figura 83 - Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) del fegato	66
Figura 84 - Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) della milza	66
Figura 85 - Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) del rene destro	66
Figura 86 - Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) del rene sinistro.....	67
Figura 87 – Distribuzione della deformazione sul fegato nelle diverse configurazioni di impatto	67
Figura 88 – Distribuzione della deformazione sulla milza nelle diverse configurazioni di impatto	68
Figura 89 - Distribuzione della deformazione sui reni nelle diverse configurazioni di impatto ..	68
Figura 90- Correlazione tra i valori MPS del rene destro con le costole destre nell'urto SO.....	69
Figura 91 Correlazione tra i valori MPS del rene sinistro con le costole sinistre nell'urto SO	70
Figura 92- Impatto PS con dettaglio della deformazione sulla schiena	71
Figura 93 – Impatto PS con dettaglio della struttura del sedile a 87ms	71
Figura 94 - Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) dell'intestino	72
Figura 95 – Distribuzione della deformazione sull'intestino nell'Impatto SO	73
Figura 96 - Correlazione tra i valori MPS dell'intestino con il bacino nell'urto SO	73
Figura 97 - Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) dello stomaco.....	74
Figura 98 – Visualizzazione anatomica della colonna vertebrale	75
Figura 99- Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) della colonna cervicale.....	76
Figura 100- Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) della colonna toracica.....	77
Figura 101 - Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) della colonna lombare	77
Figura 102 - Visualizzazione del rischio di lesione percentuale del THUMS® Injury Risk Visualizatin Tool	78
Figura 103- Dettaglio della colonna vertebrale dove è localizzato il picco di MPS nell'impatto SO in LS-DYNA.....	78
Figura 104– Impatto Ortogonale Sinistro.....	78
Figura 105 – Anatomia ossea dell'anca	79
Figura 106– Zona pelvica.....	79
Figura 107 - Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) dell'anca destra.....	81
Figura 108 - Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) dell'anca sinistra	81
Figura 109 - Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) dell'osso sacro.....	81
Figura 110 – Visualizzazione del rischio di lesione percentuale	82
Figura 111- Dettaglio dell'anca sinistra dove è localizzato il picco di MPS nell'impatto SO	82
Figura 112- Visualizzazione dall'alto e dal basso all'istante t=48ms nell'urto SO.....	83
Figura 113– Dettaglio della Sinfisi Pubica nell'impatto SO	83
Figura 114- Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) del femore destro.....	84
Figura 115- Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) del femore sinistro	85
Figura 116- Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) di tibia e perone destri	85
Figura 117- Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) di tibia e perone sinistri.....	85
Figura 118– Dettaglio della Tibia dove è localizzato il picco di MPS nell'impatto SO.....	86
Figura 119– Impatto SO, dettaglio del ginocchio destro.....	87
Figura 120– Dettaglio femore nell'impatto DP	87
Figura 121– Vista anatomica in LS-DYNA (destra) dei legamenti del ginocchio	88
Figura 122- Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) dei legamenti del ginocchio destro	89

Figura 123- Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) dei legamenti del ginocchio sinistro	89
Figura 124- Legamento crociato a 87ms nell'impatto SO	89
Figura 125- Legamento crociato nell'impatto DF a 96ms	90
Figura 126- Vista anatomica del ginocchio in LS-DYNA.....	90
Figura 127- Legamento crociato nell'impatto FS a 100ms	90
Figura 128- Rischio di lesione nell'impatto SO correlato all'età del soggetto	91
Figura 129- Curva di Rischio a 20, 50 e 80 anni dell'emibacino destro	92
Figura 130- Curva di Rischio a 20, 50 e 80 anni dell'emibacino sinistro	92
Figura 131- Curva di Rischio a 20, 50 e 80 anni della scapola destra	93
Figura 132- Curva di Rischio a 20, 50 e 80 anni della colonna cervicale	93
Figura 133- Curva di Rischio a 20, 50 e 80 anni del cranio.....	93
Figura 134 - Curva di Rischio a 20, 50 e 80 anni di tibia e perone destri	93
Figura 135- Grafico di valutazione energetica dell'impatto FS	96
Figura 136 - Grafico di valutazione energetica dell'impatto DF.....	97
Figura 137 - Grafico di valutazione energetica dell'impatto SO	97
Figura 138 - Grafico di valutazione energetica dell'impatto PS	97
Figura 139- Grafico di valutazione energetica dell'impatto DP	98

INDICE DELLE TABELLE

Tabella 1 – Parametri di valutazione EuroNCAP nell’urto laterale	5
Tabella 2 – Valori Biomeccanici di Riferimento nell’Urto Laterale (Piano, 2009).....	6
Tabella 3 –Punteggio AIS.....	7
Tabella 4- Valori Critici per il calcolo di Nij (Piano, 2009)	10
Tabella 5 - Test di validazione del THUMS	17
Tabella 6– Specifiche Tecniche del Cluster Legion HPC@POLITO.....	22
Tabella 7 – Soglie MPS di lesione utilizzate	32
Tabella 8- Valori MPS (mm/mm) relativi alla testa	34
Tabella 9 - Valori Rischio di lesione (%) relativi alla testa per un soggetto di 35 anni.....	35
Tabella 10 - Confronto dei valori MPS (mm/mm) e CSDM relativi al cervello.....	39
Tabella 11 - Confronto Rischio di Lesione (%) relativo al Cervello secondo il criterio MPS e CSDM	39
Tabella 12 - Valori MPS (mm/mm) relativi agli arti superiori. D = destra, S = sinistra.....	44
Tabella 13 - Rischio di Lesione (%) relativo agli arti superiori	44
Tabella 14 - Valori MPS (mm/mm) relativi alle ossa toraciche	52
Tabella 15 - Rischio di lesione (%) relativo alle ossa toraciche.....	52
Tabella 16 – Indicazione della costola che ha riportato il massimo valore di MPS per ogni lato della gabbia toracica	54
Tabella 17 - Valori MPS (mm/mm) relativi ai polmoni.....	55
Tabella 18 - Valori MPS (mm/mm) relativi a cuore e aorta toracica	60
Tabella 19 - Valori MPS (mm/mm) relativi a fegato, milza e reni.....	65
Tabella 20 – Cause delle lesioni agli organi interni riscontrate.....	71
Tabella 21 - Valori MPS (mm/mm) relativi a stomaco e intestino	72
Tabella 22 – Valori MPS (mm/mm) per la colonna vertebrale.....	76
Tabella 23 - Valori di Rischio di Lesione (%) per la colonna vertebrale	77
Tabella 24 - Valori MPS (mm/mm) relativi alla zona pelvica	80
Tabella 25 - Rischio di lesione (%) relativo alla zona pelvica per un individuo di 35 anni	80
Tabella 26 – Valori MPS (mm/mm) degli arti inferiori	84
Tabella 27 – Valori di Rischio di Lesione (%) relativi agli arti inferiori	86
Tabella 28 – Valori MPS relativi ai legamenti delle ginocchia	88
Tabella 29 - Rischio di lesione nell’impatto SO correlato all’età del soggetto.....	91

Prefazione

Una delle maggiori sfide che la sanità pubblica deve affrontare è quella degli incidenti stradali. Si stima che ogni anno, a livello mondiale, oltre 1.35 milioni di persone perdano la vita in un incidente stradale e che circa 50 milioni vengano ferite in questa circostanza (World Health Organization, 2018). Solo in Europa nel 2021 ci sono stati 19823 morti e secondo alcuni dati pubblicati nel 2020, 120000 persone sono state gravemente ferite in seguito ad un incidente stradale nel 2019. Tuttavia, il numero reale è da considerarsi più elevato rispetto al numero ufficialmente riportato, essendo spesso le persone vittime di lesioni più lievi non menzionate nelle statistiche. Si stima che solo il 15-30% circa degli incidenti automobilistici totali siano collisioni con impatto laterale e, nonostante costituiscano solo una piccola parte di tutti gli incidenti, le lesioni che ne derivano sono tra le più gravi: è stato riscontrato, infatti, che circa il 18% di tutti gli infortuni e il 35% di tutti gli infortuni gravi e mortali si verificano in questa tipologia di urto (Miller and Youn, 1999). Secondo studi condotti fino ad ora, le regioni del corpo più frequentemente ferite sono il torace, l'addome, la regione pelvica e la testa (Rouhana and Foster, 1985), sono quindi queste le zone sulle quali andrebbe posta maggiore attenzione con l'obiettivo di ridurre il pericolo di lesioni fatali. Per quanto riguarda il rischio di disabilità permanente, maggiore attenzione va rivolta a collo e gambe (Pipkorn, 1996). Nello studio della sicurezza passiva, ovvero la protezione che offre il veicolo nel momento in cui l'incidente è già avvenuto, l'utilizzo dell'analisi ad elementi finiti si è dimostrato fondamentale, grazie alle simulazioni che prevedono l'utilizzo dello Human Body Model, che permette di valutare la sicurezza degli occupanti dei veicoli molto più approfonditamente rispetto agli studi basati sull'utilizzo dei manichini fisici. Lo scopo principale del manichino per crash test, utilizzato come sostituto dell'uomo nelle collisioni automobilistiche, è determinare la gravità della lesione al corpo umano causata dall'incidente. In questo lavoro di tesi verranno prese in esame cinque configurazioni di impatto laterale tra il veicolo ed una barriera mobile deformabile, delle quali verrà svolta un'analisi delle diverse lesioni che vengono riportate dall'occupante del veicolo, posto in posizione di guidatore, modellato mediante l'HBM sviluppato dalla Toyota: il Total HUman Model for Safety (THUMS). Lo scopo di questo lavoro di tesi è capire come le lesioni che vengono riportate, in seguito ad un incidente automobilistico, siano influenzate dalla tipologia di urto. Lo studio delle lesioni non viene basato sui classici criteri di lesioni, ma sui criteri probabilistici MPS (Maximum Principal Strain) e CSDM (Cumulative Strain Damage Measure), mediante l'ausilio dello strumento THUMS Injury Visualization, con una specifica attenzione nei confronti dei risultati di deformazione.

- 1 Nel Capitolo 1 viene fornito un quadro riassuntivo sulla sicurezza automobilistica: dalle forze che entrano in gioco in caso di incidente, ai principali test utilizzati per garantire l'immissione di veicoli più sicuri sulle strade.
- 2 Nel Capitolo 2 viene trattata la descrizione dei principali parametri biomeccanici di riferimento in caso di incidente automobilistico ed i relativi criteri di lesione che vengono utilizzati.
- 3 Nel Capitolo 3 si passa quindi alla descrizione dello studio che è stato svolto in questo lavoro di tesi, mediante l'utilizzo del metodo agli elementi finiti: dai modelli utilizzati, alla

descrizione delle simulazioni numeriche che sono state svolte con l'obiettivo di simulare le cinque differenti tipologie di impatto laterale.

- 4 Nel Capitolo 4, vengono presentati i risultati che sono stati ottenuti attraverso l'analisi delle lesioni che sono state riportate dall'occupante del veicolo nei cinque scenari di incidente che sono stati simulati.

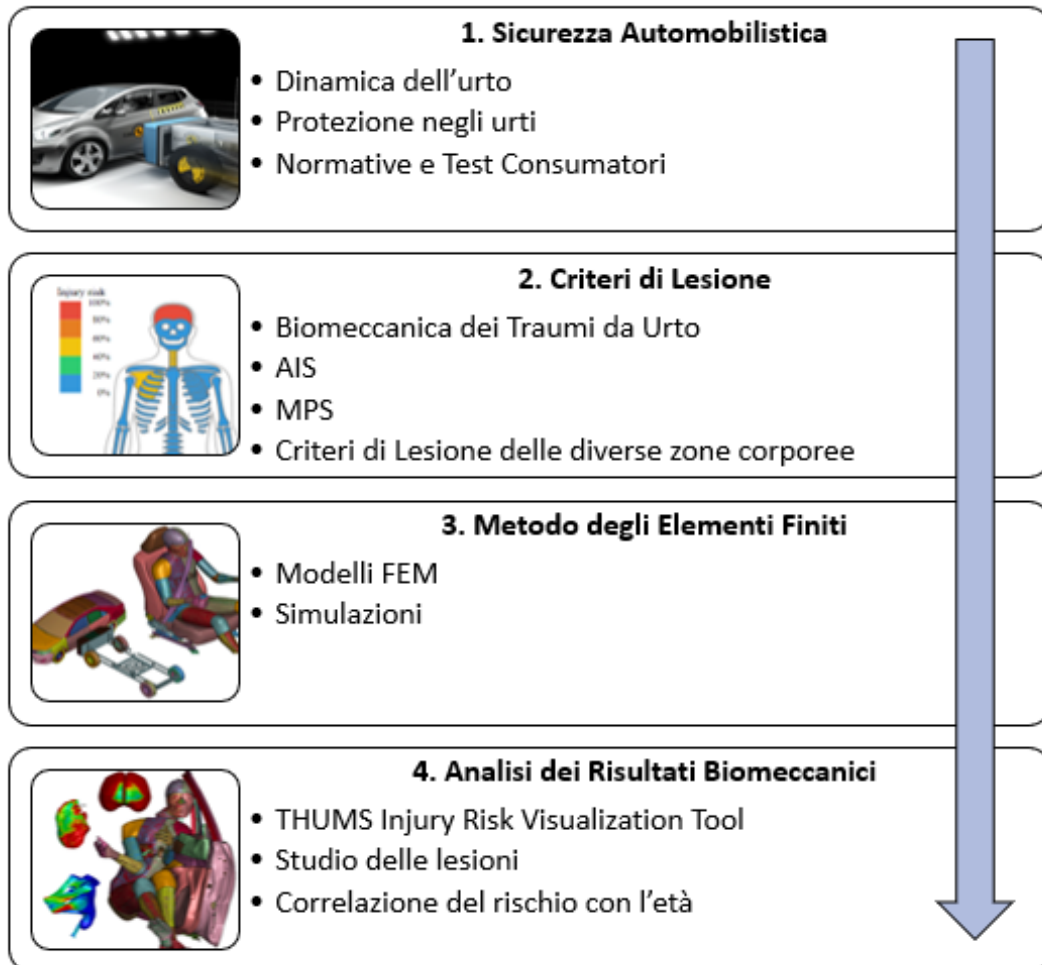


Figura 1 – Roadmap dell'elaborato di Tesi

CAPITOLO 1 - Sicurezza Automobilistica

Gli incidenti stradali hanno molteplici cause e la sicurezza sulle strade è rappresentabile dall'insieme di:

- Sicurezza preventiva, ovvero l'insieme delle condizioni stradali, dei veicoli e dei comportamenti umani alla guida.
- Sicurezza attiva, ovvero le caratteristiche dei veicoli che riducono il rischio di incidente.
- Sicurezza passiva, ovvero la protezione che offre il veicolo nel momento in cui l'incidente è avvenuto. Le cinture di sicurezza sono il dispositivo che ha avuto il maggior impatto nella sicurezza degli occupanti dei veicoli, seguite dagli airbag frontali e laterali.
- Soccorso efficace dopo l'incidente, come il tempestivo soccorso e la rapida estrazione dei feriti dal veicolo.

I miglioramenti realizzati in queste aree hanno aumentato notevolmente la sicurezza sulle strade, risulta comunque necessario, considerando l'elevato tasso di morti e feriti, aumentare gli studi e le innovazioni. Tutti i modelli in commercio devono rispettare le normative in vigore al momento dell'immissione sul mercato, garantendo un livello minimo di sicurezza. La sicurezza oltre i requisiti di legge è una scelta del costruttore e sono i test consumatori ad evidenziare le differenze.

1.1 Dinamica dell'urto

I principali parametri che caratterizzano un urto sono: la direzione dell'urto, il punto di impatto, la velocità, le masse, la rigidità, l'energia cinetica assorbita ed il danno strutturale. Sono proprio questi parametri, insieme alla tipologia di sistemi di ritenuta utilizzati, a determinare le lesioni subite dagli occupanti. Anche urti a velocità moderate, possono essere mortali, inoltre, ogni 5km/h oltre il limite imposto di velocità raddoppia il rischio di essere coinvolti in un incidente stradale con vittime. Per valutare gli effetti della velocità di marcia serve conoscere il suo legame con il rischio morte o lesione. Infatti, per determinare la severità di un urto è cruciale stabilire la variazione di velocità e l'energia assorbita dalla struttura, parametri facilmente stimabili in base alla legge di conservazione della quantità di moto e dell'energia:

$$M_1V_{1i} + M_2V_{2i} = M_1V_{1f} + M_2V_{2f} = (M_1 + M_2)V_f$$

Nell'istante di massima deformazione i due veicoli continuano ad accelerare nella stessa direzione fino al loro distacco. In questa valutazione non si tiene conto delle forze scambiate con il terreno che, tuttavia, in caso di urto laterale non sono trascurabili. Risulta cruciale l'importanza della massa nel caso di incidenti tra due o più veicoli: quelli più leggeri sono meno sicuri. Essendo l'accelerazione inversamente proporzionale alla massa di ciascun veicolo, a parità di forza, è il veicolo più leggero a subire le accelerazioni maggiori. In merito all'energia assorbita si considera la somma della deformazione plastica ed elastica relativamente all'istante di massimo avvicinamento dei due veicoli. Quest'ultimo, dal punto di vista della protezione degli occupanti, rappresenta l'istante maggiormente critico poiché coincide con il momento di massima intrusione. Nel caso in cui i due veicoli presentano la stessa massa e la stessa velocità, ma

direzione opposta, o in caso di urto contro una massa elevata in quiete, tutta l'energia cinetica si trasforma in lavoro di deformazione.

1.2 Protezione negli urti

Nel caso di urto frontale risulta necessario valutare il trattenimento degli occupanti che non viene fornito solo dai sistemi di ritenuta, ma anche dalla struttura stessa del veicolo. Ad esempio, il frontale del veicolo deve essere in grado di assorbire l'energia dell'urto senza generare carichi troppo elevati sull'abitacolo, le intrusioni devono essere limitate ed il sistema di ritenuta non deve causare lesioni. In un urto laterale è necessario valutare la bassa capacità della fiancata del veicolo di assorbire energia a causa del ridotto spazio di deformazione disponibile. Inoltre, la piccola distanza tra l'occupante ed il pannello porta del veicolo fa sì che non ci sia abbastanza spazio per accelerare l'occupante. Le cinture di sicurezza giocano un ruolo esiguo, evitando principalmente che gli occupanti vengano sbalzati dal sedile. Risulta evidente come la struttura del veicolo giochi un ruolo principale nella sicurezza anche in questa tipologia di urto: chi è seduto sul lato urtato viene spinto direttamente dalla fiancata che si sta deformando. Negli urti posteriori, statisticamente, la severità delle lesioni solitamente è bassa, tuttavia, negli urti più severi il cedimento dello schienale del sedile aumenta considerevolmente il rischio di lesioni a carico di schiena e collo: un buon schienale non deve collassare ed avere una buona capacità di assorbimento dell'energia.

1.3 Normative e Test Consumatori

Nonostante risulti difficile valutare la sicurezza di un veicolo a causa della varietà di possibili incidenti automobilistici, tutti i modelli in commercio devono rispettare le normative in vigore al momento della loro immissione sul mercato. Esistono due tipologie di rating: i rating retrospettivi, che si basano sulle statistiche sugli incidenti avvenuti nel corso degli anni, e i rating predittivi, che si basano sui crash test di laboratorio. Al fine di garantire un buon livello di sicurezza, lo standard applicato deve avere le seguenti qualità:

- I test devono essere ripetibili e riproducibili.
- le soluzioni tecniche necessarie al superamento del test devono essere disponibili e non peggiorare la protezione in altre tipologie di incidente.
- Il riferimento del test deve essere un incidente stradale con incidenza percentualmente rilevante.
- L'applicazione del test deve ridurre significativamente le lesioni su cui si focalizza l'intervento.
- Il maggior costo del veicolo, a causa dei miglioramenti sulla sicurezza, deve essere compensato dall'abbassamento dei costi sociali derivanti dal minor numero di vittime che si otterrebbe con l'introduzione della normativa.

Mentre le normative obbligano i costruttori ad immettere sul mercato solo prodotti con caratteristiche di sicurezza superiori al livello minimo accettabile, i test consumatori hanno come

scopo principale indirizzare la scelta dei consumatori su veicoli con caratteristiche di sicurezza superiori a quelli delle normative.

1.3.1 EuroNCAP

L'EuroNCAP è un ente non governativo che ha avuto il maggior impatto sulla sicurezza delle vetture vendute in Europa, introducendo nel 2009 la valutazione complessiva della sicurezza, sulla base della valutazione della protezione degli occupanti del veicolo e dei pedoni. Si tratta di un sistema di valutazione della sicurezza a cinque stelle per aiutare i consumatori a identificare la scelta più sicura. Il livello di sicurezza è determinato da una serie di test sui veicoli, progettati ed eseguiti da Euro NCAP. Questi test rappresentano, in modo semplificato, importanti scenari di incidenti della vita reale ad alta ripetibilità statistica. Un numero elevato di stelle dimostra sia che sono stati ottenuti dei buoni risultati ai test, sia che è presente un buon equipaggiamento di sicurezza sul veicolo testato (<https://www.euroncap.com/en>).

La valutazione a stelle va oltre i requisiti legali e non tutti i nuovi veicoli devono essere sottoposti ai test Euro NCAP, infatti, un'auto con una valutazione bassa non è necessariamente pericolosa, ma non è sicura quanto un'auto con una valutazione migliore. I criteri di valutazione sono in continua evoluzione e al passo con le nuove tecnologie che vengono introdotte: si può considerare una valutazione scaduta dopo 6 anni.

1.3.2 Test di Impatto

Il punteggio Adult Occupant Protection viene determinato mediante test di impatto frontale, laterale e posteriore, che vengono eseguiti per valutare la protezione del conducente e dei passeggeri adulti.

Il test di impatto frontale si divide in due prove: impatto con barriera mobile progressiva deformabile (per simulare l'impatto tra due veicoli che si scontrano sfalsati) ed impatto con barriera rigida (per valutare la rigidità della struttura dell'auto), queste prove sono mostrate in Figura 2. Nell'impatto con barriera mobile, la barriera rappresenta l'estremità anteriore di un altro veicolo, diventando progressivamente più rigida quanto più si deforma. L'auto di prova viaggia a 50 km/h e con il 50% di sovrapposizione contro la barriera, che viene montata su un carrello da 1400 kg, che viaggia anch'esso a 50 km/h. Nell'impatto frontale con barriera rigida, vengono valutate le decelerazioni dell'abitacolo e le auto vengono testate con piena sovrapposizione, con una velocità di prova di 50 km/h.

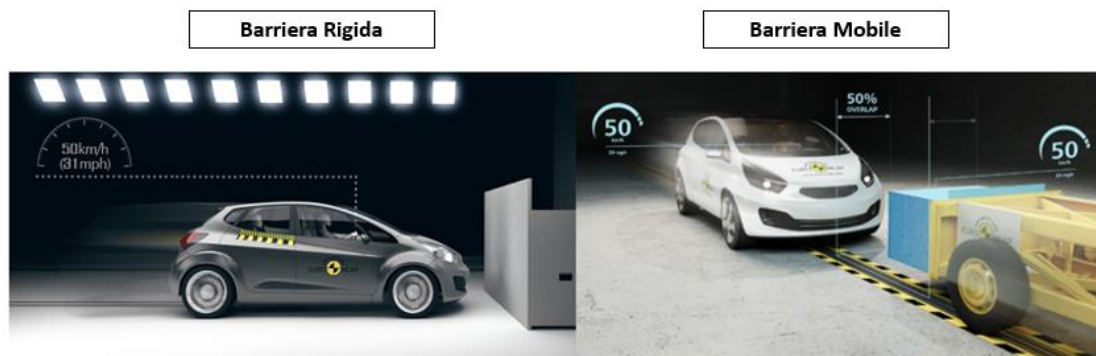


Figura 2 – Test con Barriera Rigida (sinistra) e test con Barriera Mobile Progressiva Deformabile (destra)

Le lesioni da colpo di frusta sono molto comuni ed il più delle volte, si verificano in collisioni posteriori a bassa velocità: il test per l’impatto posteriore si concentra sullo studio di questo fenomeno (Figura 3).

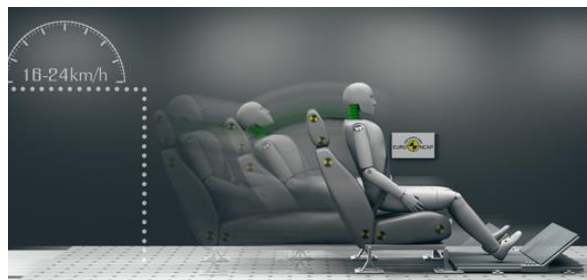


Figura 3 – Test per il colpo di frusta

Negli incidenti laterali, rispetto a un impatto frontale, all'interno del veicolo c'è pochissimo spazio in cui assorbire l'energia e sono comuni gravi lesioni alla testa e al torace. Questa tipologia di impatto è la seconda per numero di morti e lesioni gravi.

EuroNCAP esegue principalmente 3 tipi di test per l’impatto laterale:

- Barriera Mobile Laterale (MDB);
- Palo Laterale (PO);
- Impatto Laterale (Far-Side);

Nel test della barriera mobile laterale, una barriera deformabile viene montata su un carrello e spinta in direzione ortogonale a 60 km/h contro il lato del veicolo, fermo (Figura 4).



Figura 4 – Test della Barriera Mobile Deformabile

Il test del palo laterale, in Figura 5, simula quelle di tipologie di impatto conseguenti ad una perdita di controllo del veicolo che si conclude con un urto laterale con pali o alberi. La prova consiste nell'auto, posizionata con un piccolo angolo rispetto alla perpendicolare, che viene spinta lateralmente a 32 km/h contro un palo.

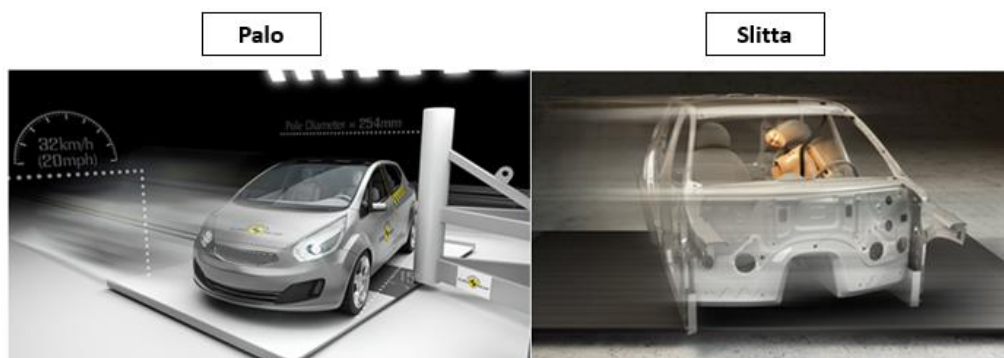


Figura 5 – Test del Palo Laterale (sinistra) e Slitta (destra)

Per le prove nearside e farside viene utilizzata una slitta che replica le accelerazioni sperimentate dal veicolo, esponendo il manichino a condizioni simili a quelle delle prove in scala reale. In entrambi i test con slitta (Figura 5) viene misurata l'escursione del manichino, ovvero la misura in cui il manichino si sposta verso il lato del veicolo colpito.

In Tabella 1 vengono riportati i parametri di valutazione EuroNCAP per l'urto laterale:

Parametro			Limite Massimo	Limite Capping
Testa	HIC15		500	700
	Acc Risultante 3ms	g	72	80
Contatto Diretto				
Torace	Compressione Laterale	mm	28	50 (MDB)
				55 (palo)
Addome	Compressione Laterale	mm	47	65
Pelvi	Forza Sinfisi Pubica	kN	1,70	2,80

Tabella 1 – Parametri di valutazione EuroNCAP nell'urto laterale

CAPITOLO 2 - I Criteri di Lesione negli Incidenti Stradali

2.1 La Biomeccanica dei Traumi da Urto

Per stabilire i giusti criteri sul comportamento in urto dei veicoli risulta necessario conoscere la tolleranza del corpo umano negli incidenti stradali, come ad esempio la resistenza ad elevate decelerazioni e a carichi concentrati su varie parti del corpo. La biomeccanica dei traumi utilizza i principi della meccanica a tale scopo. La diversa tipologia di lesioni è strettamente correlata alla cinematica dell'impatto, alla quale è necessario aggiungere gli effetti lesivi derivanti dal movimento degli occupanti all'interno dell'abitacolo o dai movimenti relativi degli organi interni. Valutare l'esito di un infortunio richiede che molteplici fattori siano applicati universalmente, risulta quindi necessario definire delle variabili standard da utilizzare nella valutazione dei risultati. Mentre alcuni parametri vengono misurati direttamente tramite strumentazione specifica, altri sono il risultato di elaborazioni di una o più grandezze relative alla lesione studiata. In questo capitolo verranno presentati i principali criteri di lesione attualmente utilizzati. In tabella 2 vengono riportati i principali parametri utilizzati come riferimento negli urti laterali, con i relativi valori di soglia.

Valori Biomeccanici di Riferimento nell'Urto Laterale			
Parametro			Valore per 50%ile
Testa	HIC15	//	700
Collo	Momento di Flessione Laterale	Nm	68
Torace	TTI	//	85
	Schiacciamento Costole	mm	42 (EEVC)
		mm	22 (EuroNCAP)
	Velocità Schiacciamento Costole	m/s	8,2
	VC Costole	m/s	1 (EEVC)
		m/s	0,32 (EuroNCAP)
Accelerazione Laterale Vertebre (3ms)	g	60	
Addome	Schiacciamento Costole	mm	39
	VC costole	m/s	1
	Forza sull'Addome	kN	2,5
kN		1	
Bacino	Forza sulla Sinfisi Pubica	kN	6
		kN	3
	Forza sulle Protuberanze Iliache	kN	10
	Accelerazione Laterale Bacino	g	130

Tabella 2 – Valori Biomeccanici di Riferimento nell'Urto Laterale (Piano, 2009)

2.2 AIS – Abbreviated Injury Scale

La scala delle lesioni abbreviate (AIS) è il linguaggio universale specificamente progettato per definire la gravità delle lesioni in tutto il corpo, nata dalla necessità di un sistema standardizzato per classificare il tipo e la gravità delle lesioni derivanti da incidenti stradali. L'AIS è un sistema di valutazione anatomica, che utilizzando un approccio statico, classifica ogni singola lesione in

base alla gravità dell'evento su una scala da 1 a 6 (Minore, Moderato, Severo, Grave, Critico, Massimo), come mostrato in Tabella 3:

Livello AIS	Gravità
AIS 1	Minore – Livido, Ematoma
AIS 2	Moderato
AIS 3	Severo
AIS 4	Grave
AIS 5	Critico – 50% di possibilità di morte
AIS 6	Massimo - Morte

Tabella 3 –Punteggio AIS

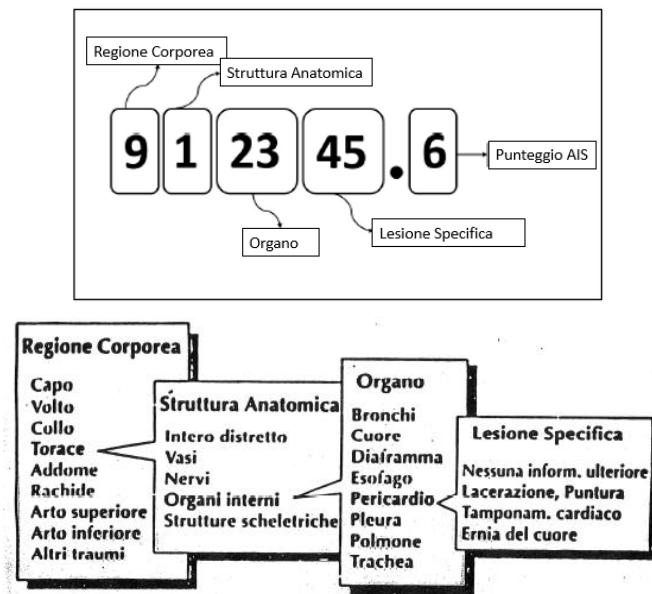


Figura 6 – Schema di classificazione AIS

L' AIS rappresenta il "pericolo di vita" connesso ad una singola lesione, senza tener conto dell'effetto combinato di più eventi traumatici, di conseguenza non fornisce un quadro esaustivo del profilo lesionale complessivo. Lo schema seguito per la classificazione viene mostrato in Figura 6. Sviluppato alla fine degli anni '60 ed introdotto nel 1971, è stato continuamente aggiornato e rivisto per garantire un'accurata classificazione della gravità delle lesioni (Gennarelli and Wodzin, 2006) . Per ovviare questo problema, è stato introdotto l'IIS, ovvero, il punteggio di gravità delle lesioni:

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

Per calcolare il punteggio ISS, è necessario prendere il più alto punteggio di gravità AIS (da 1 a 5) in ciascuna delle tre regioni corporee maggiormente lesionate, elevarli al quadrato e quindi sommare i tre numeri. I punteggi ISS variano da 1 a 75. Se uno dei tre punteggi AIS è un 6 (non in grado di sopravvivere), il punteggio totale viene automaticamente impostato a 75, indicando l'inutilità di ulteriori cure mediche.

2.3 MPS – Maximum Principal Strain

L' MPS è un criterio di valutazione, causale e probabilistico, per la previsione delle lesioni a partire dai risultati di deformazione dei modelli FE del corpo umano. Questo metodo, come suggerisce il nome stesso, è basato sulla deformazione principale massima: il criterio utilizza la distribuzione della deformazione ultima per effettuare la previsione del rischio di lesioni. La deformazione ultima è la soglia di deformazione alla quale si verifica la rottura del materiale. Secondo l'ipotesi di De St Venant, il cedimento di una struttura o di un componente, sollecitato da uno stato di tensione pluriassiale, avviene se la massima deformazione principale eguaglia o supera la deformazione limite in uno stato di tensione monoassiale (Somà, 2013). Si ha quindi cedimento se:

$$\begin{aligned}\varepsilon_{id} &= \max(\varepsilon_1, \varepsilon_2, \varepsilon_3) \geq \varepsilon_l \\ \varepsilon_1 &\geq \varepsilon_l ; \varepsilon_2 \geq \varepsilon_l ; \varepsilon_3 \geq \varepsilon_l \\ \varepsilon_1 &\leq -\varepsilon_l ; \varepsilon_2 \leq -\varepsilon_l ; \varepsilon_3 \leq -\varepsilon_l\end{aligned}$$

Dove ε_1 , ε_2 e ε_3 sono le massime deformazioni principali e ε_l è la deformazione limite. L'MPS è uno dei criteri di lesione più utilizzato per lo studio delle lesioni questo lavoro di tesi.

2.4 RISCHIO DI LESIONE AL CERVELLO

In questa sezione verranno illustrati i principali criteri utilizzati per determinare il rischio di lesione al cervello. Sono tre le principali possibili cause della concussione cerebrale: l'accelerazione rotazionale, l'accelerazione traslazionale e la flessione-estensione della corda cervicale superiore.

2.4.1 HIC – Head Injury Criterion

L'accelerazione traslazionale è la causa di lesione più studiata ed utilizzata da rating e normative, valutata tramite il criterio HIC:

$$HIC = (t_2 - t_1) * \left[\frac{\int a * dt}{(t_2 - t_1)} \right]^{2,5}$$

Limite di Riferimento Massimo: HIC = 1000 (15-20% lesione AIS4+)

Limite di Riferimento Ottimo: HIC = 650 (5% AIS4+)

Dove con a viene indicata l'accelerazione risultante (i segnali di accelerazione vengono prima filtrati a CFC 1000), misurata in g da un accelerometro triassiale posizionato circa nel baricentro della testa, e t_1 e t_2 due istanti di tempo qualsiasi sulla curva di decelerazione tali per cui il valore

di HIC è massimo. L'intervallo di calcolo è stato limitato a 36ms (HIC₃₆) essendo bassa la probabilità di lesioni al cervello in eventi di lunga durata. Per migliorare la valutazione degli eventi di breve durata, senza sacrificare la misura corretta degli eventi più lunghi, è stato introdotto l'HIC₁₅, dove con un intervallo temporale di 15ms viene abbassato il limite di HIC ammesso a 750.

Altri parametri importanti nella valutazione del rischio di lesioni al cervello sono l'accelerazione risultante massima della testa, che non deve superare 80g per più di 3ms ed avere il picco massimo al di sotto di 120g: la forza massima agente sulla testa deve essere inferiore a 6 kN (Piano, 2009).

2.4.2 CSDM – Cumulative Strain Damage Measure

Il Cumulative Strain Damage Measure è una misura cumulativa, utilizzata come indice di lesione assonale diffusa (DAI), che rappresenta la percentuale di volume di cervello che supera una determinata soglia di deformazione. La cessazione temporanea o permanente delle funzioni assionali si verifica quando gli assoni sono soggetti a deformazioni durante traumi cerebrali e urti (Bandak and Eppinger, 1994). Si esprime con la seguente formula:

$$CSDM_t(\varepsilon_0) = \frac{\sum_{k=1}^N V_k \varphi_k^\varepsilon(t, \varepsilon_0)}{\sum_{k=1}^N V_k}$$

$$\varphi_k^\varepsilon(t, \varepsilon_0) = \max_{\tau \in [0:t]} H(|\varepsilon(\tau) - \varepsilon_0|)$$

Dove, N è il numero di elementi che compone la zona di interesse, V_k è il volume relativo ad ogni singolo elemento, ε₀ è il valore di deformazione soglia, individuato all'interno di un determinato intervallo: ε₀ ∈ [0,1;0,25] e H è la funzione gradino di Heaviside (Petrella, 2017), anche nota come funzione a gradino unitaria. Ad ogni incremento temporale, viene calcolato il volume di tutti gli elementi che hanno subito una deformazione oltre la soglia imposta. Il criterio CSDM prevede le lesioni monitorando l'accumulo del danno da deformazione (Bandak and Eppinger, 1994).

2.4.3 BrIC – Brain Injury Criterion

Il BrIC è un complemento al criterio HIC e si basa esclusivamente sulla valutazione dell'accelerazione rotazionale della testa come meccanismo di lesione al cervello: per ricavare le curve di rischio BrIC vengono utilizzati il criterio CSDM ed il criterio MPS (Takhounts *et al.*, 2013).

$$BrIC = \sqrt{\left(\frac{\omega_x}{\omega_{xc}}\right)^2 + \left(\frac{\omega_y}{\omega_{yc}}\right)^2 + \left(\frac{\omega_z}{\omega_{zc}}\right)^2}$$

Dove ω_x, ω_y, e ω_z sono le velocità angolari nelle tre direzioni (X, Y e Z), mentre ω_{xc}, ω_{yc}, e ω_{zc} sono le rispettive velocità angolari critiche (Petrella, 2017).

2.4.4 PVP – Peak Virtual Power

Il PVP è un metodo basato sulla seconda legge della termodinamica, ovvero basato sull'aumento dell'entropia in seguito ad ogni processo. Il PVP utilizza la disuguaglianza di Clausius-Duhem, permettendo di stabilire una correlazione tra l'età, la velocità di collisione (V) ed i livelli AIS:

$$PVP = aV^3 + bV^2 + cV \quad [\text{mW}]$$

Questo metodo non solo è utile per stabilire il DAI a livello della materia bianca cerebrale e la presenza di contusione cranica a livello della materia grigia, ma è il primo metodo che permette la diretta correlazione con la scala AIS (Bastien *et al.*, 2021). Il PVP è direttamente proporzionale a sforzo σ , deformazione ε ed al livello di AIS:

$$PVP \propto \max(\sigma \cdot \varepsilon) \propto AIS$$

2.5 RISCHIO DI LESIONE AL COLLO

In questa sezione verranno illustrati i principali criteri utilizzati per determinare il rischio di lesione al collo. I principali meccanismi di lesione sono: il momento di flessione (MY positivo – rotazione in avanti), il momento di estensione (MY negativo – rotazione all'indietro), la compressione (Fz negativa), la trazione (Fz positiva) ed il taglio.

2.5.1 Nij – Criterio Normalizzato di Lesione al Collo

Il Nij viene determinato valutando in ogni istante i carichi di flessione, estensione, trazione e compressione agenti sulla regione più debole del collo: il condilo occipitale. Viene quindi registrato il valore massimo dei quattro dalla curva temporale ottenuta. I relativi valori critici sono mostrati in Tabella 4:

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

Valore di Riferimento: $Nij = 1$

Parametro Critico	Valore per 50%ile maschio
F_{zc} (trazione)	6,806 N
F_{zc} (compressione)	6,160 N
M_{yc} (flessione)	310 Nm
M_{yc} (estensione)	135 Nm

Tabella 4- Valori Critici per il calcolo di Nij (Piano, 2009)

2.5.2 NIC – Neck Injury Criterion

Il NIC è un parametro di valutazione del rischio di colpo di frusta, basato sull'accelerazione e velocità relative tra il condilo occipitale e la vertebra T1 nella prima fase dell'urto.

$$NIC = 0,2 [A_n(t) - A_h(t)] + [V_n(t) - V_h(t)]^2$$

$$\text{Valore limite NIC} = 15 \text{ m}^2/\text{s}^2$$

Dove A_n (m/s^2) e V_n (ricavata integrando i segnali di accelerazione) sono rispettivamente accelerazione e velocità alla base del collo (vertebra T1), mentre A_h e V_h sono riferite al baricentro della testa (condilo occipitale). La costante 0,2 indica la lunghezza del collo (Piano, 2009).

2.6 RISCHIO DI LESIONE AL TORACE e ALL'ADDOME in urto laterale

In questa sezione verranno illustrati i principali criteri utilizzati per determinare il rischio di lesione al torace e all'addome nel caso di urto laterale. I due meccanismi di lesione principali nella valutazione del rischio di lesione del torace e dell'addome sono lo schiacciamento costole (toraciche e addominali), misurato come spostamento relativo alla colonna vertebrale (valore di riferimento 42 mm) e la velocità di schiacciamento costole.

2.6.1 TTI – Thoracic Trauma Index

Si tratta di un criterio di lesione dipendente dalle accelerazioni laterali (sul lato dell'impatto) di picco della colonna vertebrale e della gabbia toracica. Nella sua versione semplificata:

$$TTI(d) = \frac{1}{2} (GR + GLS)$$

$$50\% \text{ (AIS 3+): } TTI = 125g$$

$$50\% \text{ (AIS 4+): } TTI = 170g$$

Dove viene indicato con GLS l'accelerazione in g della vertebra T12 e con GR il picco di accelerazione maggiore delle costole. Tuttavia, questo criterio non tiene conto delle possibili lesioni a carico degli organi interni (Piano, 2009).

2.6.2 VC – Criterio Viscoso

Considerando che le lesioni agli organi interni possono verificarsi a prescindere dalla presenza di fratture costali o lesioni alla gabbia toracica, è necessario comprendere il meccanismo di

lesione dei tessuti molli, che risulta direttamente dipendente dal tasso di deformazione del torace (Piano, 2009).

Il **Criterio Viscoso (VC)** è il valore massimo del prodotto, dipendente dal tempo, tra la velocità di deformazione (V) e la funzione di compressione istantanea (C):

$$VC_{max\ laterale} = max \left[\frac{D(t)}{0,140} * \frac{dD(t)}{dt} \right]$$

Dove D(t) è lo schiacciamento rilevato delle costole, in metri e filtrato con CFC180, 0,140 è circa la metà della lunghezza del torace, mentre $\frac{dD(t)}{dt}$ è la velocità di schiacciamento, espressa come:

$$\frac{dD(t)}{dt} = \frac{\{8 * [D(t + 1) - D(t - 1)] - [D(t + 2) - D(t - 2)]\}}{(12 * \delta t)}$$

2.6.3 AIC – Abdominal Injury Criterion

Lo stesso Criterio Viscoso è stato utilizzato per definire l'AIC (Abdominal Injury Criterion) secondo il quale la $V_{max} \cdot C_{max}$ è ben correlata con la gravità della lesione addominale, dove con V_{max} viene indicata la velocità massima e con C_{max} la massima compressione. Si tratta dello stesso del criterio viscoso definito da Viano & Lau (Viano and Lau, 1983) per le lesioni toraciche.

2.7 RISCHIO DI LESIONE AGLI ARTI INFERIORI

La compressione che agisce sul ginocchio può causare la frattura della rotula, del femore e del bacino.

2.7.1 TI – Tibia Index

Per le lesioni a carico della tibia si considerano due possibili sollecitazioni: la compressione, che non deve superare 8kN, e la flessione. La somma di flessione e compressione viene valutata attraverso il Tibia Index:

$$TI(t) = \frac{F_z(t)}{F_{zc}} + \frac{M_r(t)}{M_{rc}}$$

Valore limite $TI=1,3$

Dove $F_z(t)$ è la forza di compressione in funzione del tempo t, $M_r(t)$ è il momento risultante in funzione del tempo, F_{zc} è la forza di compressione critica pari a 35,9kN e M_{rc} è il momento risultante critico pari a 225Nm. Il momento risultante è la somma vettoriale di M_x e M_y (Piano, 2009).

CAPITOLO 3 – Metodo degli Elementi Finiti

3.1 Modelli FEM utilizzati

Questo lavoro di tesi è stato possibile mediante l'ausilio di tre modelli FEM:

1. Il THUMS, ovvero l'HBM (Human Body Model) sviluppato dalla JSOL Corporation. Posizionato nel sedile frontale dal lato del conducente del veicolo, è stato utilizzato per simulare la cinematica del corpo umano nelle configurazioni di impatto simulate;
2. Il veicolo, ovvero il modello di una Toyota Camry Sedan del 2012, sviluppato dalla CCSA;
3. La Barriera Mobile Deformabile (MDB), modello sviluppato dalla LSTC e basato sulla AE-MDB v1 del 2013, che è stata utilizzata per impattare il veicolo;

3.1.1 Il THUMS

I manichini, anche detti ATD (Anthropomorphic Test Devices), sono nati per soddisfare l'esigenza di valutare il comportamento del corpo umano in condizioni di sollecitazione elevate, per lo studio degli incidenti automobilistici e lo sviluppo di veicoli più sicuri. L'affidabilità di un manichino dipende dalla sua biofedeltà, ovvero dalla capacità di replicare il comportamento del corpo umano fornendo una valutazione quantitativa corretta dei carichi a cui è soggetto. Precedentemente, per sviluppare questa caratteristica, si faceva affidamento alle informazioni provenienti da test su volontari (esclusivamente nel caso di incidenti di bassa severità), test su cadaveri e su animali. Da qualche anno si sono aggiunti modelli FE del corpo umano, la cui biofedeltà è migliore di quella dei manichini fisici. Quasi ogni parte del corpo viene simulata, senza le limitazioni caratteristiche dei manichini. Grazie ai modelli FE del corpo umano si possono ottenere informazioni più attendibili ed esaminare un maggior numero di condizioni d'urto (Piano, 2009).

Il THUMS (Total Human Model for Safety) è un modello FE del corpo umano sviluppato da Toyota Motor Corporation e Toyota Central R&D Labs., Inc (TOYOTA MOTOR CORPORATION, 2015). Le geometrie delle parti del corpo sono rappresentate da mesh FE e le loro proprietà dei materiali sono definite a partire dalle leggi costitutive. Esistono diverse versioni e variazioni del THUMS, nello specifico in questo lavoro viene utilizzata la versione base, ovvero il modello di un uomo adulto di corporatura media (AM50%ile) con un peso di 77kg e altezza di 175cm, in posizione seduta, rappresentate il conducente di un'automobile.

La quarta versione del THUMS (Figura 7) è il modello che è stato completato nel 2010 ed è la versione utilizzata in questo studio. Il numero totale di elementi è di circa 2.000.000. La versione 4 mira a simulare le lesioni degli organi interni a livello dei tessuti: sono state utilizzate scansioni TC ad alta risoluzione (in collaborazione con l'Università del Michigan) per digitalizzare l'interno del corpo e per generare geometrie precise per gli organi interni. Come modello è stato utilizzato un uomo di 39 anni.

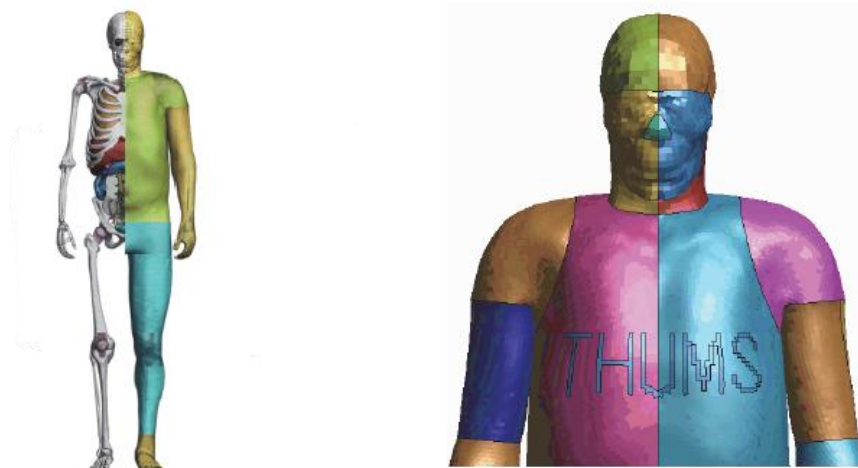


Figura 7 – THUMS AM50

Sono state attribuite proprietà elasto-plastiche alle parti scheletriche del modello, mentre per i tessuti molli (organi, pelle e muscoli) è stata fatta assunzione di materiale iper-elastico. Legamenti e tendini generalmente hanno una bassa rigidità per i piccoli allungamenti, ma mostrano un'elevata rigidità per un grande allungamento. Organi pieni come il fegato e i reni hanno proprietà meccaniche non compressive, mentre organi cavi come il polmone e l'intestino hanno proprietà meccaniche di compressione, sono quindi stati modellizzati come materiali espansi a bassa densità. Anche il cuore è stato modellizzato con proprietà meccaniche non compressive.

Il modello della testa, riportato in Figura 8, include l'epidermide (pelle), il cranio, la mandibola, i bulbi oculari, i denti, le meningi (dura madre, aracnoide e pia madre), cervello (materia bianca e materia grigia), cervelletto, tronco cerebrale, CSF ecc. La parte inferiore del modello della testa è attaccato al modello del busto tramite il collo: la posizione di fusione è il condilo occipitale. I muscoli del collo sono modellati con elementi. Per il cervello si assume un materiale incompressivo e viscoelastico.

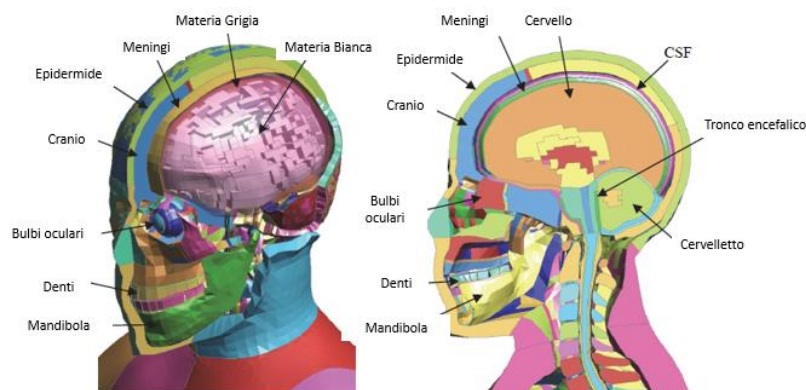


Figura 8 – Modello della testa (TOYOTA MOTOR CORPORATION, 2015)

Il modello del busto comprende tutte le parti scheletriche ed i principali tessuti molli. La figura 9 mostra le parti scheletriche: collo, costole, sterno, colonna vertebrale (vertebre), clavicole,

scapole, osso sacro e bacino. Sono stati modellati anche i tessuti connettivi come sterno, cartilagini, dischi intervertebrali, sinfisi pubica e legamenti. Le ossa corticali del tronco e i legamenti sono stati modellati con elementi shell poiché il loro spessore è di circa 1 mm o meno, mentre le ossa trabecolari, le cartilagini costali, i dischi intervertebrali e la sinfisi pubica sono modellate con elementi solidi. Tutte le parti sono considerate come deformabili. Si presume che le ossa siano viscoplastiche elastiche, mentre per i dischi intervertebrali e la sinfisi pubica sono assunti i materiali di tipo espanso.

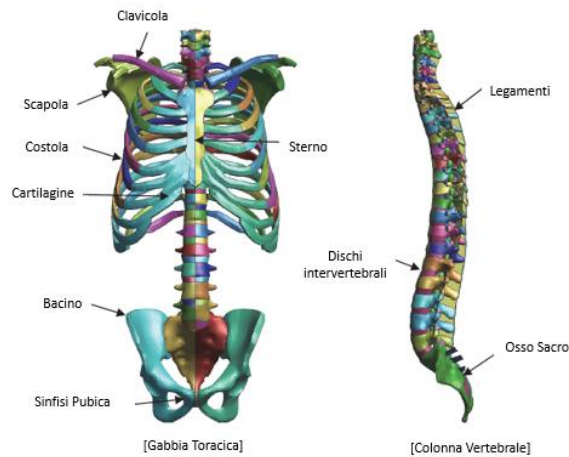


Figura 9 - Modello scheletrico del busto (TOYOTA MOTOR CORPORATION, 2015)

I muscoli spessi o voluminosi sono stati modellati con elementi solidi, mentre i muscoli relativamente sottili sono stati modellati con elementi 1D. Gli organi interni inclusi nel modello sono: cuore, polmoni, fegato, reni, milza, pancreas, vescica, esofago, stomaco, duodeno, intestino tenue e intestino crasso, arterie e vene. Ogni tessuto è stato modellato come una singola parte FE. L'intestino tenue è rappresentato come a pezzo singolo. I materiali sono assunti iper-elastici per i tessuti molli solidi, mentre i materiali espansi sono stati utilizzati per gli organi cavi. In Figura 10 è riportata la vista anatomica degli organi interni del THUMS.

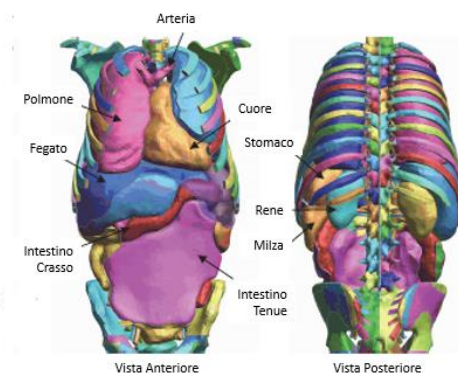


Figura 10 - Modello degli organi interni del THUMS (TOYOTA MOTOR CORPORATION, 2015)

I modelli delle estremità, riportati in Figura 11, comprendono tutte le rimanenti parti scheletriche ed i relativi tessuti molli: le ossa corticali, trabecolari ed i legamenti sono stati

modellati utilizzando elementi solidi. Si presume che le parti scheletriche siano in materiale deformabile non lineare, mentre si assume materiale iper-elastico per le parti di muscolo, dei legamenti e dei tendini. Tuttavia, i legamenti dell'articolazione della caviglia sono modellati con elementi shell, mentre quelli del piede con elementi 1D.

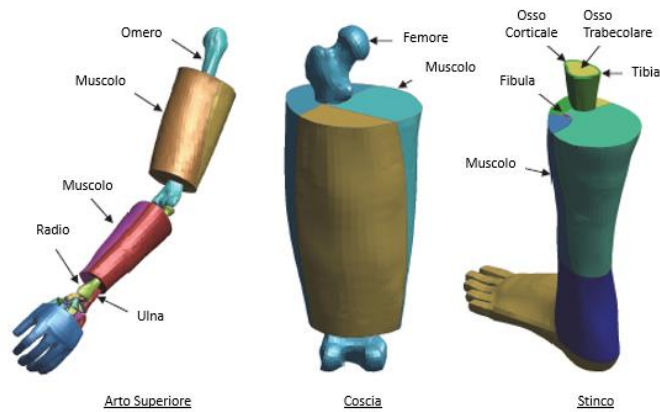


Figura 11- Modelli di estremità del THUMS (TOYOTA MOTOR CORPORATION, 2015)

Il modello di tutto il corpo, mostrato in Figura 11, è stato generato integrando i modelli dei singoli componenti (testa, busto e modelli di estremità). I confini tra i modelli dei componenti sono stati attentamente collegati in modo da far combaciare le maglie senza creare discontinuità. Nelle aree di giunzione sono stati utilizzati elementi tetraedrici, mentre nelle altre zone vengono utilizzati elementi esaedrici. Il modello contiene circa 760.000 nodi e 1,9 milioni di elementi.



Figura 12- Modelli a corpo intero del THUMS (TOYOTA MOTOR CORPORATION, 2015)

Il modello seduto dell'occupante (Figura 13) è stato generato modificando la postura del modello in piedi (pedone). Il busto è stato ruotato di circa 20 gradi nella direzione reclinabile contro lo schienale, mentre la testa è stata ruotata nella direzione opposta in modo che il viso

guardasse in avanti. Gli arti superiori sono stati spostati simulando la postura di guida tenendo il volante con le mani. L'angolo della coscia è stato ruotato di 90 gradi rispetto alla sua posizione originale, mentre gli stinchi sono stati piegati di 50° rispetto allo stato allungato. È stata anche leggermente flessa la colonna lombare.



Figura 13 - Modello seduto del THUMS (TOYOTA MOTOR CORPORATION, 2015)

Le risposte all'urto del modello sono state quindi verificate per ciascuna regione corporea, simulando diversi test di impatto, riassunti in tabella 5:

Regione Corporea		Risposta All'impatto
Testa		Impatto Traslazionale (Anteriore)
		Impatto Traslazionale/Rotazionale (Sagittale)
		Impatto Traslazionale (Parietale)
Collo		Carico Assiale Laterale
Busto	Torace	Impatto Cilindrico Anteriore
		Carico Anteriore Della Cintura
		Impatto Laterale Cilindrico
	Addome	Impatto Anteriore Barra
		Carico Anteriore Cintura
	Bacino	Impatto Laterale (Ginocchio-Coscia-Anca)
Carico Laterale Dinamico (Anca)		
Arti	Omero	Flessione A 3 Punti Quasi Statica
		Compressione Laterale Dinamica
	Femore	Flessione A 3 Punti Quasi Statica
	Articolazione Del Ginocchio	Carico Laterale Dinamico
		Flessione Dinamica A 4 Punti
	Tibia	Flessione Dinamica A 3 Punti
	Caviglia E Piede	Carico Assiale Dinamico

Tabella 5 - Test di validazione del THUMS

Risulta quindi possibile stimare o prevedere, simulando un incidente, quali siano le possibili lesioni riportate dal modello, come ad esempio fratture ossee o lesioni agli organi interni. Esistono due possibili metodi per stimare/simulare queste lesioni. Uno è quello di stimare il verificarsi di lesioni a partire da valori correlati alla lesione, come deformazione e flessione,

l'altro consiste nel simulare specificatamente le lesioni. All'interno di questo lavoro di tesi, verrà utilizzato il primo metodo, tuttavia, la cinematica o le risposte meccaniche di un modello non danneggiato potrebbero essere diverse da quelle effettive.

Ad esempio, per la frattura ossea si può considerare un criterio di frattura del 3% definito nel materiale osseo corticale (McCalden *et al.*, 1993). Per quanto riguarda le lesioni subite dal cervello, come mostrato in Figura 14, l'accelerazione traslazionale potrebbe causare il cervello contusione, mentre l'accelerazione angolare potrebbe causare lesioni assionali diffuse (DAI).

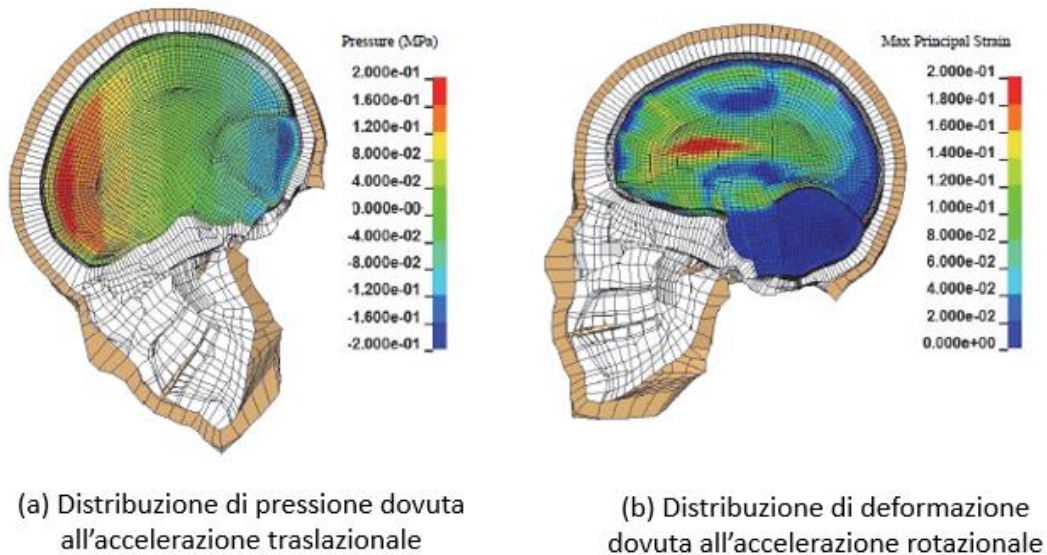


Figura 14 – Simulazioni di lesioni cerebrali (TOYOTA MOTOR CORPORATION, 2015)

3.1.2 Il Modello del Veicolo

Il modello di veicolo utilizzato in questo lavoro si basa su una Toyota Camry Sedan del 2012, sviluppato dal CCSA (Centre for Collision Safety and Analysis-) basandosi sul modello reale [VIN 4T1BF1FK2CU079329] (CCSA, 2016b). (<https://www.ccsa.gmu.edu/models/2012-toyota-camry/>). In Figura 15 viene mostrato il confronto tra la Toyota Camry Sedan ed il relativo modello FE:



Figura 15 – Toyota Camry Sedan vs Modello FE (CCSA, 2016a)

Tramite un processo di ingegneria inverso il veicolo è stato smontato sistematicamente parte per parte. Quindi, ogni parte è stata catalogata, scansionata per definirne la geometria, misurata per gli spessori e classificata per definire il tipo di materiale. Il risultato è stato un modello FE con 2257280 elementi, che comprende la rappresentazione di tutti i componenti strutturali del veicolo.

Il modello è stato convalidato (CCSA, 2016a) utilizzando i dati di test disponibili a partire da crash test su scala reale quali:

- Schiacciamento tetto (quasi statico);
- Impatto frontale laterale obliquo (90 km/h - destra e sinistra);
- Frontale a barriera rigida (56 km/h e 40 km/h);
- Palo laterale (32 km/h – lato conducente);

3.1.3 Il Modello della Barriera

Questo modello, composto principalmente da elementi shell e sviluppato dalla Livermore Software Technology Corporation (LSTC), è basato sulla AE-MDB (Advanced European Mobile Deformable Barrier) versione 1 (Ellway, 2013). La barriera mobile deformabile (MDB), con massa di 1300kg, è composta da un carrello (Figura 18) e da un impattatore costituito da sei blocchi singoli, suddivisi su due file, a nido d'ape ($E=70\text{GPa}$, $\nu=0,3$ e $\rho=2,7\text{kg/mm}^3$), elaborati in modo da fornire un livello di forza progressivamente crescente con l'aumentare della deflessione. I blocchi più esterni, sia sulla fila superiore che su quella inferiore, sono smussati di 45° ed un elemento paraurti è posizionato sulla fila inferiore (Figura 16 e 17).

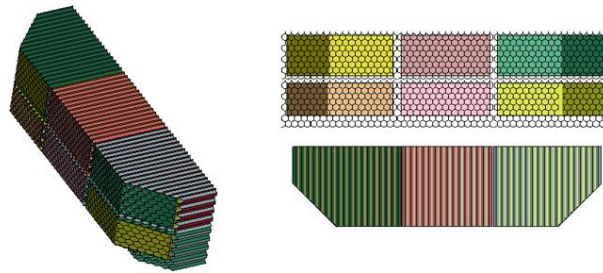


Figura 16 – Modello dell'impattatore in LS-DYNA

I blocchi a nido d'ape in alluminio per l'elemento del paraurti devono essere lavorati in modo tale che la resistenza sia compresa tra 1.586 e 1.793 MPa quando schiacciato staticamente. Le piastre ed il paraurti sono mostrati in Figura 17.

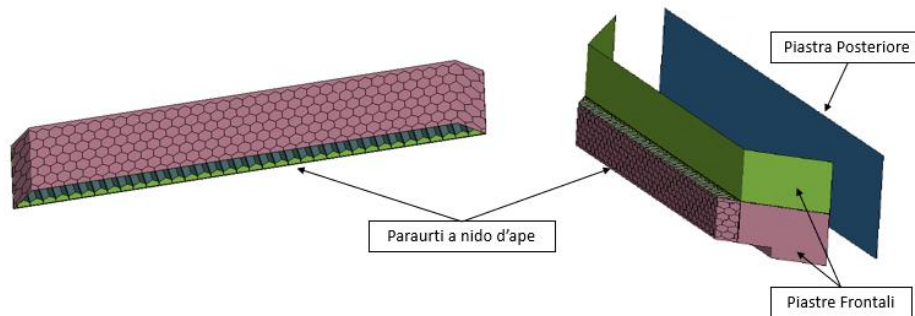


Figura 17 - Modello del Paraurti e della Piastra Posteriore in LS-DYNA

La struttura rigida del carrello ha un modulo elastico di 206,8 GPa e densità di 2,82 kg/mm³. I quattro pneumatici sono composti ciascuno da una parte rigida (cintura dello pneumatico: $E=200\text{GPa}$) e da una parte deformabile ($E=0,05\text{GPa}$).

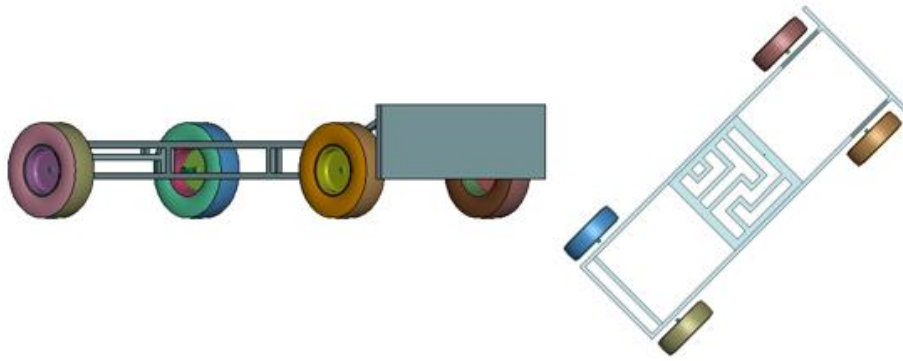


Figura 18 – Modello del Carrello in LS-DYNA

In Figura 19 è possibile vedere tutti i componenti dell'impattatore:

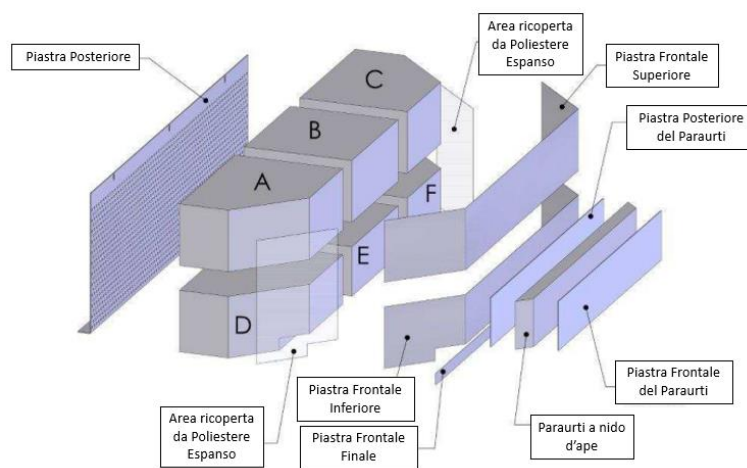


Figura 19 – Componenti dell'Impattatore della MDB (Ellway, 2013)

3.2 Simulazioni FE

Lo studio svolto in questo lavoro di tesi è basato sulle simulazioni di un precedente lavoro di tesi (Peroglio, 2022): a partire dall'impatto laterale con AE-MDB, con riferimento allo standard Euro NCAP, sono state analizzate altre quattro configurazioni di impatto laterale, rispettivamente due frontali e due posteriori, inclinate di 45°.

Il THUMS ed i modelli del veicolo e del carrello utilizzati in questo lavoro erano già dotati di tutti i sensori necessari, in maniera conforme al protocollo Euro NCAP (Garelli, 2021; Peroglio, 2022), tuttavia non sono stati utilizzati nell'analisi dei risultati. I processi di pre-simulazione sono stati eseguiti con il software LS-PrePost (LS-DYNA). Le risorse di calcolo sono state fornite da HPC@POLITO, un progetto di Academic Computing del Dipartimento di Automatica e Informatica del Politecnico di Torino (<http://www.hpc.polito.it>), nello specifico è stato utilizzato il Cluster Legion, le cui caratteristiche sono riassunte in Tabella 6:

Architettura	Cluster Linux Infiniband-EDR MIMD Distributed Shared-Memory
Interconnessione nodi	Infiniband EDR 100 Gb/s
Rete di servizio	Ethernet 1 Gb/s
Modello CPU	2x Intel Xeon Scalable Processors Gold 6130 2.10 GHz 16 cores
Nodo GPU	24x nVidia Tesla V100 SXM2 - 32 GB - 5120 cuda cores
Performance	90 TFLOPS (luglio 2020)
Core computazionali	1824
Numero di nodi	57
Memoria RAM totale	22 TB DDR4 REGISTERED ECC
OS	CentOS 7.6 - OpenHPC 1.3.8.1
Scheduler	SLURM 18.08

Tabella 6– Specifiche Tecniche del Cluster Legion HPC@POLITO

Tutte le simulazioni di impatto laterale sono state eseguite con MPP LS-Dyna, versione r9, in precisione singola. Sono stati utilizzati 64 core su 2 nodi. La memoria utilizzata per ciascuna simulazione è stata di circa 28 GB. Nell'Appendice vengono mostrati i grafici relativi al bilancio energetico delle simulazioni.

3.2.1 Contatti e Schede di Controllo

La definizione dei contatti è necessaria per poter garantire il corretto funzionamento delle parti in contatto all'interno del modello. Ad esempio, sono stati definiti i contatti tra il veicolo (master) e la AE-MDB (slave) mediante la keyword *CONTACT_AUTOMATIC_SURFACE_TO_SURFACE, così come i contatti tra il THUMS (slave) e la cintura di sicurezza ed il sedile su cui era posizionato (master). È stato inoltre definito un pavimento per poter ricreare l'interazione tra le ruote e il terreno (coefficiente di attrito 0,9) mediante la keyword RIGID-WALL_PLANAR_FINTE (Garelli, 2021).

3.2.2 La Cintura di Sicurezza

La cintura scelta per poter mettere in sicurezza il conducente durante i test di impatto, è una cintura a 3 punti di ancoraggio, composta da una fascia addominale e da una toracica. Nello specifico, il modello di cintura utilizzato è frutto di un precedente lavoro di tesi (Garelli, 2021) ed è stato creato mediante una specifica routine in Ls-PrePost, utilizzando il comando *Seatbelt Fitting*, nella sezione *Occupant Safety* (Figura 20).

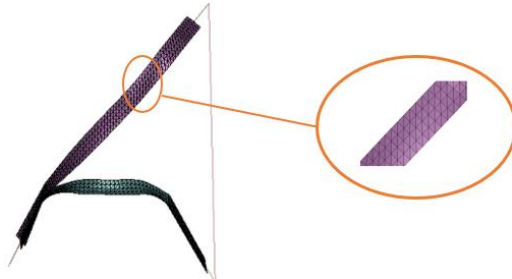


Figura 20 – Cintura di Sicurezza con dettaglio della mesh triangolare

Il riavvolgitore, posizionato nella parte inferiore del montante B, è stato creato con la keyword `*ELEMENT_SEATBELT_RETRACTOR`. È importante che il nodo del retrattore coincida con quello scelto per la realizzazione della cintura. I D-ring, ovvero i due elementi che permettono lo scorrimento della cintura, uno presente nella parte superiore del montante B e uno nella zona della fibbia (è stata scelta una parte rigida del sedile), sono stati definiti mediante la keyword `*ELEMENT_SLIPRING`: in questa scheda bisogna definire un nodo (slipring) posizionato sulla struttura fissa del veicolo e due elementi della cintura che hanno questo nodo coincidente. Il pretensionatore è stato creato mediante la keyword `*ELEMENT_PRETENSIONER` (*type 5, pyrotechnic retractor*), impostando un tempo di ritardo nullo. Infine è stato creato un sensore, con la parola chiave `*ELEMENT_SENSOR`. Quando il sensore si attiva, il riavvolgitore e il pretensionatore iniziano a funzionare.



Figura 21- THUMS posizionato sul sedile con la Cintura di Sicurezza

3.2.3 Il Posizionamento del THUMS

In questo lavoro è stato utilizzato il posizionamento del THUMS modellato, in un precedente lavoro di tesi (Garelli, 2021), mediante l'uso del software PIPER, utilizzato per ridimensionare e posizionare modelli del corpo umano per l'impatto (HBM), ed LS-DYNA, utilizzato per simulare il posizionamento mediante la funzionalità di scripting e simulazione.

Il posizionamento, visibile in Figura 21, è stato effettuato in modo da rispettare la procedura standard di posizionamento dell'EuroNCAP (EUROPEAN NEW CAR ASSESSMENT PROGRAMME, 2021):

- Il busto del manichino posizionato il più vicino possibile al sedile del conducente.
- Le mani in contatto con il volante in posizione "nove e un quarto".
- Il piede sinistro, poiché nel modello non è previsto il poggiatesta, posizionato parallelo al pavimento in posizione di riposo.
- Il piede destro posizionato sul pedale dell'acceleratore, non premuto, con il tallone il più avanti possibile e a contatto con il pavimento.

3.2.4 Posizionamento dell'AE-MDB

Le posizioni del carrello sono state impostate in LS-PrePost, mediante l'uso del *Tool Transformation*. Per la dinamica degli impatti è stato utilizzato lo standard Europeo NCAP per gli impatti con barriera mobile deformabile: l'MDB ha urtato il veicolo, fermo, con una velocità iniziale di 60 km/h. Le velocità sono state impostate con la keyword **INITIAL_VELOCITY*, considerando la direzione di impatto del carrello in base alla configurazione simulata e creando un **NODE_SET* che comprendeva tutti i nodi che compongono l'MDB ed il carrello (Peroglio, 2022).

- L'impatto ortogonale sinistro (Figura 22) è stato simulato in maniera conforme allo standard Euro NCAP per l'impatto laterale, con il carrello allineato al punto H dell'HBM che colpisce ad angolo retto il lato sinistro del veicolo. La velocità del carrello è stata fissata a $V_y = 60 \text{ km/h}$.

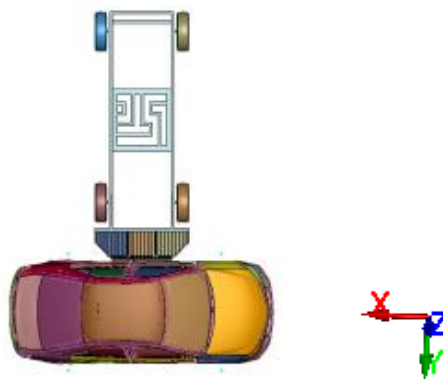


Figura 22 – Impatto ortogonale sinistro

- L'Impatto Frontale Destro (Figura 23) è stato simulato, a partire dalla configurazione di impatto sinistro ortogonale, trasladando anteriormente il carrello rispetto al veicolo di 1600 mm sull'asse X e di -400mm sull'asse Y, poi inclinandolo di 45°. La velocità iniziale del carrello è stata mantenuta a 60km/h, impostando rispettivamente $V_x = 60 \cdot \frac{\sqrt{2}}{2} \text{ km/h}$ e $V_y = -60 \cdot \frac{\sqrt{2}}{2} \text{ km/h}$.

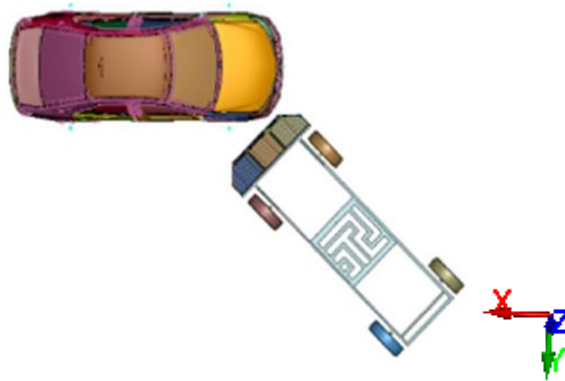


Figura 23 – Impatto frontale destro

- L'Impatto Frontale Sinistro (Figura 24) è stato simulato, a partire dalla configurazione di impatto Sinistro ortogonale, trasladando anteriormente il carrello rispetto al veicolo di 1600 mm sull'asse X e di 400mm sull'asse Y, poi inclinandolo di 45°. La velocità iniziale del carrello è stata mantenuta a 60km/h, impostando rispettivamente $V_x = 60 \cdot \frac{\sqrt{2}}{2} \text{ km/h}$ e $V_y = 60 \cdot \frac{\sqrt{2}}{2} \text{ km/h}$.



Figura 24 – Impatto frontale sinistro

- L'Impatto Posteriore Destro (Figura 25) è stato simulato, a partire dalla configurazione di impatto Sinistro ortogonale, trasladando anteriormente il carrello rispetto al veicolo di -1600mm sull'asse X e di -400mm sull'asse Y, poi inclinandolo di 45°. La velocità iniziale del carrello è stata mantenuta a 60km/h, impostando rispettivamente $V_x = -60 \cdot \frac{\sqrt{2}}{2} \text{ km/h}$ e $V_y = -60 \cdot \frac{\sqrt{2}}{2} \text{ km/h}$.



Figura 25 – Impatto posteriore destro

- L'Impatto Posteriore Sinistro (Figura 26) è stato simulato, a partire dalla configurazione di impatto Sinistro ortogonale, trasladando anteriormente il carrello rispetto al veicolo di -1600 mm sull'asse X e di 400mm sull'asse Y, poi inclinandolo di 45° sull'asse Z. La velocità iniziale del carrello è stata mantenuta a 60km/h, impostando rispettivamente $V_x = -60 \cdot \frac{\sqrt{2}}{2} \text{ km/h}$ e $V_y = 60 \cdot \frac{\sqrt{2}}{2} \text{ km/h}$.

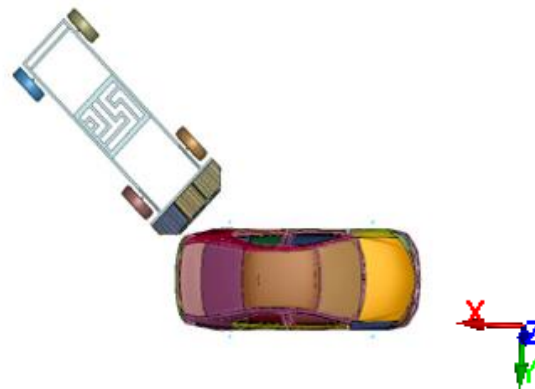


Figura 26 – Impatto posteriore sinistro

Per semplicità di esposizione, si farà riferimento alle configurazioni di impatto con le seguenti sigle:

- SO – Impatto sinistro ortogonale. In Figura 27 viene mostrata la struttura del veicolo e della barriera in seguito all'urto.
- FS – Impatto sinistro frontale inclinato di 45°. In Figura 28 viene mostrata la struttura del veicolo e della barriera in seguito all'urto.
- PS – Impatto sinistro posteriore inclinato di 45°. In Figura 29 viene mostrata la struttura del veicolo e della barriera in seguito all'urto.
- DF – Impatto destro frontale inclinato di 45°. In Figura 30 viene mostrata la struttura del veicolo e della barriera in seguito all'urto.
- DP – Impatto destro posteriore inclinato di 45°. In Figura 31 viene mostrata la struttura del veicolo e della barriera in seguito all'urto.

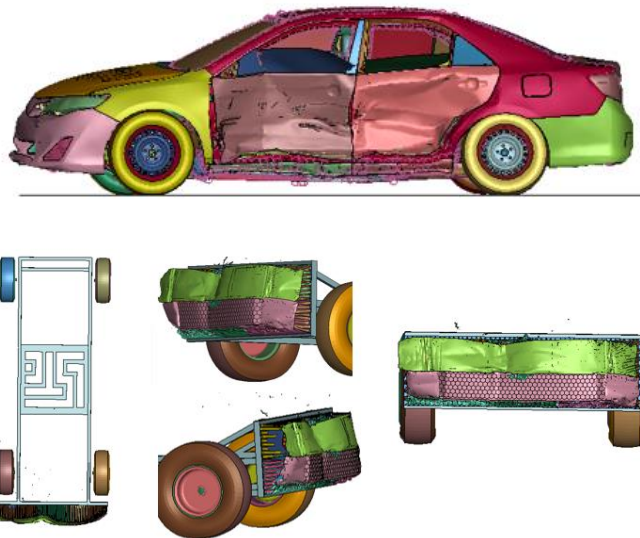


Figura 27 - Struttura del veicolo e della barriera in seguito all'urto SO

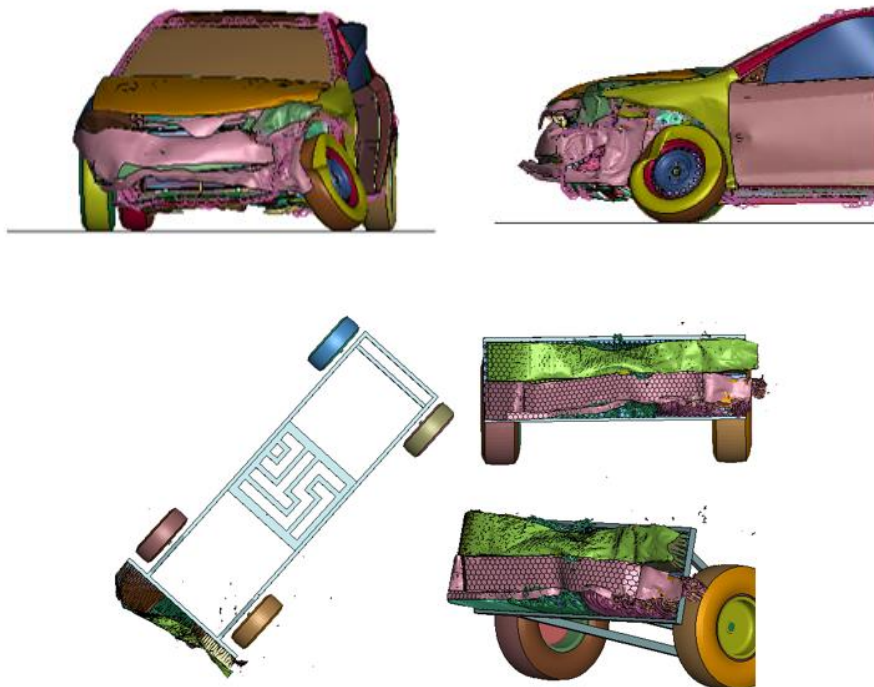


Figura 28 - Struttura del veicolo e della barriera in seguito all'urto FS

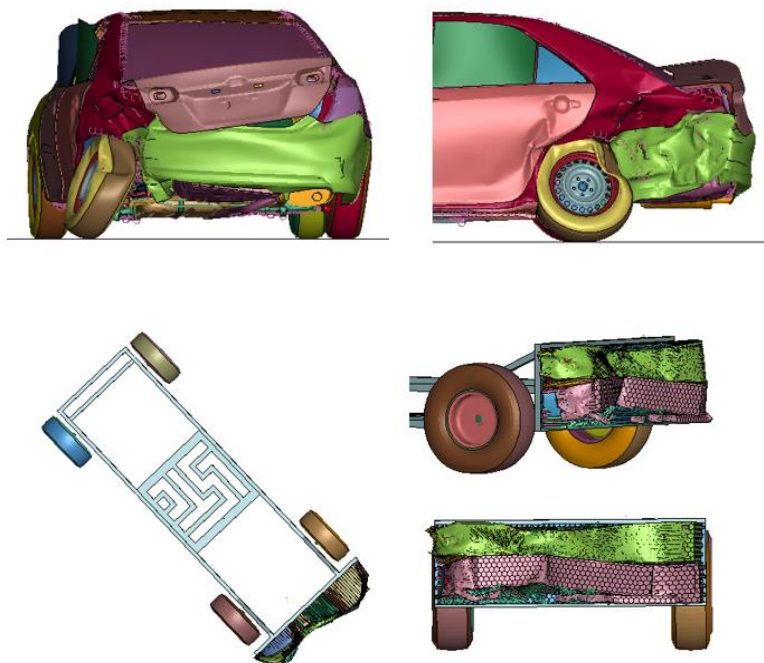


Figura 29 - Struttura del veicolo e della barriera in seguito all'urto PS

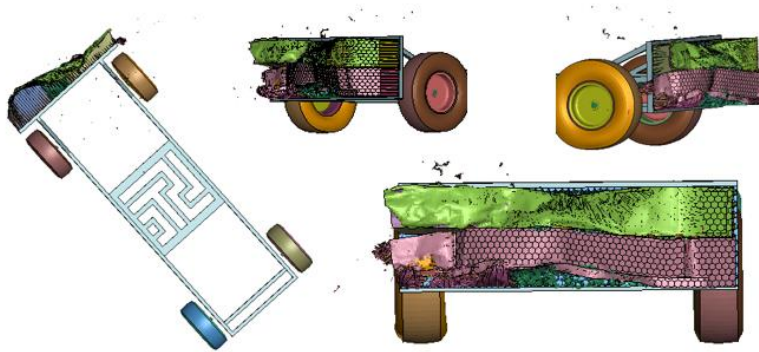
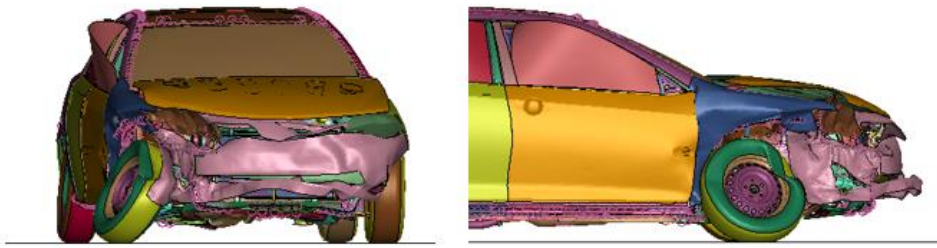


Figura 30 - Struttura del veicolo e della barriera in seguito all'urto DF

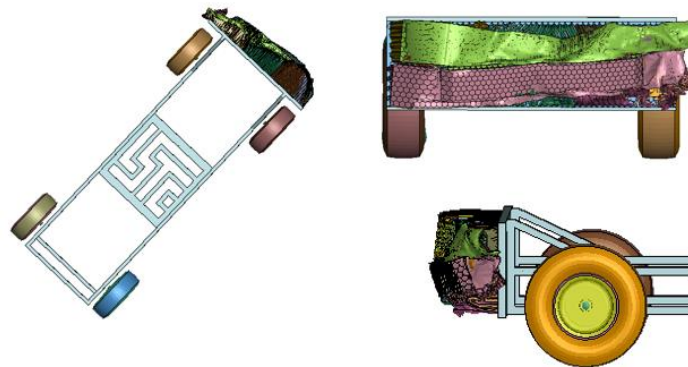
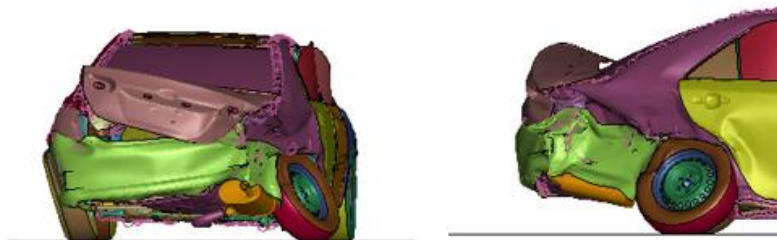


Figura 31- Struttura del veicolo e della barriera in seguito all'urto DP

CAPITOLO 4 – Analisi dei Risultati Biomeccanici

4.1 THUMS® Injury Risks Visualization Tool

L'analisi delle lesioni è stata possibile grazie allo strumento THUMS® Injury Risks Visualization, reso disponibile dalla JSOL Corporation. Questo strumento è costituito da due programmi: il programma CLI e l'applicazione web. Il programma CLI (Command Line Interface) estrae i dati dal file dei risultati di LS-Dyna d3plot e produce come output dei file *.csv per permettere la lettura dei risultati all'applicazione web. È anche possibile usare i file binout, ovvero i risultati di Ls-Dyna in formato binario, come input per il programma CLI. L'applicazione web consente la visualizzazione dei rischi di lesione sullo scheletro e sul cervello del THUMS, utilizzando i criteri di lesione basati su HBM per la valutazione del rischio. In Figura 32 viene riportato il flusso tipico di lavoro dello strumento.

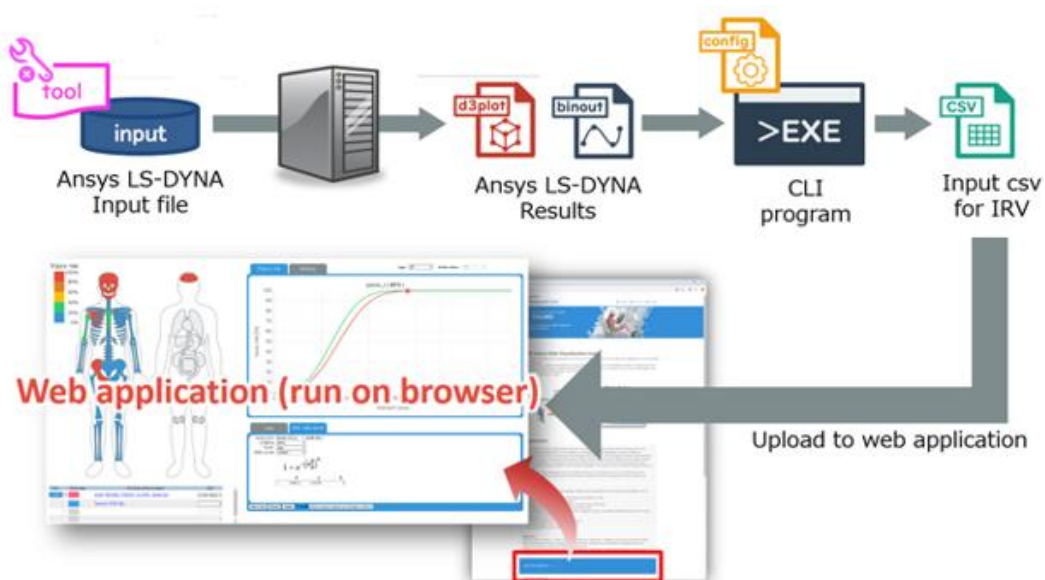


Figura 32 – Flusso tipico di lavoro dello strumento THUMS® Injury Risk Visualization

L'applicazione web produce una mappatura del rischio di lesione del corpo umano, dipingendo con colori diversi le varie parti anatomiche: in rosso viene segnalato il più alto rischio di lesione (80%-100%), in arancione i rischi infortunistici compresi tra il 60% e l'80%, in giallo dal 40% al 60%, in verde dal 20% al 40% e infine in azzurro dallo 0% al 20%. Viene fornito in Figura 33 un esempio di visualizzazione.

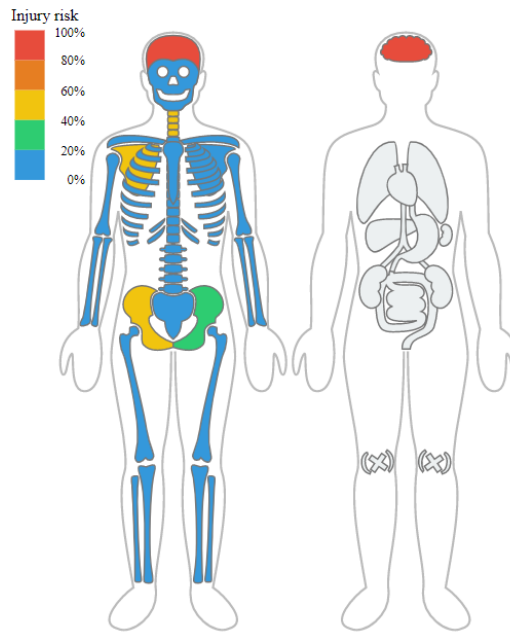


Figura 33 – Risultati Impatto Sinistro Ortogonale come esempio di visualizzazione

Le impostazioni della curva di rischio possono essere modificate per ogni segmento anatomico, scegliendo i criteri di valutazione e definendo la tipologia della curva di rischio ed i valori dei suoi coefficienti. È altresì possibile scegliere se scalare la curva di rischio in base ad una determinata età, impostabile nell'applicazione web dello strumento. Per il calcolo delle curve di rischio di lesione è possibile utilizzare:

- La Distribuzione di Weibull, che è una distribuzione di probabilità continua:

$$F(x) = 1 - e^{-\left(\frac{x}{a}\right)^k}$$

Coefficienti MPS Ossa: $k=3,013$; $a=0,0275$; $b=1$;

Coefficienti MPS Cervello: $k=2,84$; $a=1,05$; $b=1$;

Coefficienti CSDM Cervello: $k=1,80$; $a=0,6$; $b=1$;

- La Distribuzione Normale, anche nota come distribuzione Gaussiana:

$$F(x) = \Phi\left(\frac{\ln(x) - b}{a}\right)$$

- La Funzione Sigmoidea:

$$F(x) = \frac{1}{1 + e^{\left(a - bx^k + \frac{c}{x}\right)}}$$

Le curve di rischio relative agli organi interni non sono ancora state implementate dalla JSOL Web Application. I dati sulla deformazione a rottura, provenienti dalla letteratura, possono essere scalati con l'età. Estendendo questo concetto a tutte le strutture anatomiche, è possibile prevedere una deformazione ultima modificata ($\epsilon_{ult,modificata}$) ad un'età target arbitraria, a partire da un valore di deformazione ultima originale ($\epsilon_{ult,originale}$) e una corrispondente età. Supponendo che l'età di 25 anni rappresenti la fascia di età compresa tra 20 e 29 anni, è possibile prevedere la deformazione ultima tramite la seguente formula (Forman *et al.*, 2012):

$$\epsilon_{ult,modificata} = \epsilon_{ult,originale} \frac{\left(1 - (età_{arbitraria} - 25) \frac{0,051}{10}\right)}{\left(1 - (età_{originale} - 25) \frac{0,051}{10}\right)}$$

La deformazione ultima è la deformazione che corrisponde al punto di sollecitazione massimo sulla curva sforzo-deformazione: il materiale cederà dopo aver raggiunto questo punto. Per questo lavoro di tesi è stata utilizzata la Distribuzione di Weibull e l'età del soggetto è stata impostata a 35 anni.

4.2 Studio delle Lesioni

In questa sezione verranno illustrati i risultati ottenuti dallo studio delle simulazioni condotte, suddivisi in base alla regione corporea di appartenenza ed accompagnati dal relativo stato dell'arte in letteratura. Vengono brevemente riassunti in Tabella 8 i valori di soglia MPS, trovati in letteratura e basati su studi statistici di ricerca su urti sul campo, che sono stati utilizzati come limite oltre al quale subentra lesione:

Regione Corporea	Valore di Soglia di Lesione
Cranio	MPS 0,67%
Cervello	MPS: 21%
	CSDM: 0,1 – 0,3
Colonna Cervicale	MPS: 4,2%
Colonna Toracica	MPS: 1,71%
Colonna Lombare	MPS: 1,5%
Osso Corticale	MPS: 3%
Polmone	MPS: 34,5% (PC)
	MPS: 15%
Fegato	MPS: 30%
Milza	MPS: 20%
Rene	MPS: 30%
Cuore	MPS: 30%
Aorta	MPS: 55%
Stomaco	MPS: 120%
Intestino	MPS: 120%
Legamento del Ginocchio	MPS: 24% -28%

Tabella 7 – Soglie MPS di lesione utilizzate

4.2.1 La Testa

Le ferite alla testa sono una delle principali cause di morte, essendo infatti le lesioni traumatiche al cervello responsabili di morte e disabilità più di qualsiasi altro evento traumatico (Dewan *et al.*, 2019).

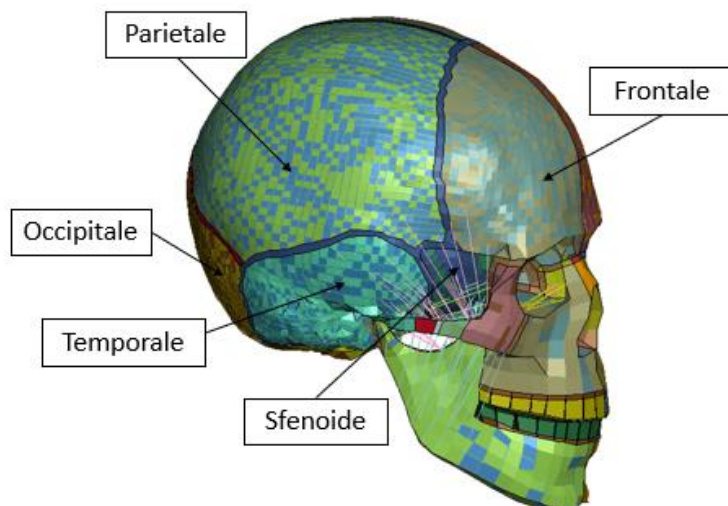


Figura 34 – Vista anatomica di cranio in LS-DYNA

Le lesioni cerebrali traumatiche subite dopo un impatto laterale tendono ad essere più gravi di quelle risultanti da una differente tipologia di impatto (Bazarian *et al.*, 2004). Esiste uno spettro di lesioni che possono variare dalla lieve commozione cerebrale fino alla morte. Il danno risultante al cervello può essere focale, ovvero confinato ad una specifica area, o diffuso, ovvero riguardare più aree. I principali meccanismi di lesione riconducibili al cervello sono la deformazione dovuta al gradiente di pressione, che si genera a causa di un carico applicato alla testa, e il moto relativo del cervello all'interno del cranio. (King, 2000; Du Bois *et al.*, 2004). Per quanto riguarda il moto del cervello all'interno del cranio, questa condizione si accentua nel caso di un'ingente componente di accelerazione angolare nel moto della testa (Strich, 1961), si tratta di un fenomeno che può avvenire anche nel caso di impatto a velocità moderata (Hardy *et al.*, 1997).

Il trauma cranico rimane una delle lesioni più frequenti e gravi e rappresenta circa il 40% delle vittime della strada nell'Unione europea (UE). Attualmente, il metodo più sfruttato per valutare il rischio di trauma cranico è l'Head Injury Criterion (HIC). Tuttavia, questo criterio considera solo il rischio di lesioni alla testa derivante da accelerazioni lineari della testa, risultando poco accurato in caso di impatto laterale, dove è ampia la componente rotazionale dell'accelerazione. L'osso del cranio adulto può essere suddiviso in 4 regioni: frontale, posteriore (occipitale), superiore e laterale (Figura 34). Il lato della testa può essere ulteriormente classificato nelle regioni parietale (superiore) e temporale (inferiore): sono proprio queste, nel caso di impatto laterale, le due zone più colpite (Travis, Stalkner and Melvin, 1977) (Zhang, Yoganandan and Pintar, 2009), principalmente a causa dell'impatto con le strutture interne del veicolo.

Il valore massimo di MPS sopportato dall'osso corticale del cranio prima di incorrere in una lesione risulta essere 0,67% (Mattos *et al.*, 2015), per il volto, invece, la soglia di frattura utilizzata è quella relativa all'osso corticale (McCalden *et al.*, 1993) del 3%. In base all'analisi effettuata tramite la web application, l'unico impatto ad aver riportato lesioni è stato l'impatto ortogonale sinistro, ovvero l'impatto dal lato del conducente, riportando per il cranio un valore MPS di 0,22 (22%) a 0,97s, risultando in un valore del 100% di rischio di lesione, che si traduce indubbiamente con una lesione di tipo mortale.



Figura 35 – A sinistra l'impatto SO e a destra l'impatto PS nei rispettivi istanti di massimo MPS

L'unico altro impatto ad aver riportato una lesione secondo le soglie trovate in letteratura, anche se classificata lieve dalla THUMS web application, è stato l'impatto PS, inclinato di 45°, dal lato del conducente, riportando un valore di MPS dello 0,78% a livello dell'osso temporale sinistro. Si tratta di un valore poco al di sopra del limite massimo stabilito (Mattos *et al.*, 2015). In Figura 35 vengono mostrati i dettagli della testa dei due urti, SO e PS, nel rispettivo istante di massimo MPS, mostrando come nel caso dell'impatto SO la causa della lesione sia la flessione del collo mentre nel caso dell'urto PS sia l'impatto diretto con la struttura interna del veicolo. In tabella 8 vengono riportati i valori MPS relativi a cranio e viso, mentre in Tabella 9 sono riportate le rispettive percentuali di rischio di lesione correlate ad un'età del soggetto di 35 anni, le grandezze che hanno superato il valore di soglia sono state sottolineate.

VALORI MPS (mm/mm)						
Regione Corporea	Tipologia di Impatto Laterale					SOGLIA MPS
	SO	FS	PS	DF	DP	
Cranio	<u>0,2221</u>	0,0030	<u>0,0078</u>	0,0035	0,0033	0,0067
Viso	0,0038	0,0003	0,0031	0,0004	0,0002	0,03

Tabella 8- Valori MPS (mm/mm) relativi alla testa

RISCHIO DI LESIONE (%) – 35 anni					
Regione Corporea Interessata	Tipologia di Impatto Laterale				
	SO	FS	PS	DF	DP
Cranio	100	0,0893	2,8259	0,1415	0,1148
Viso	0,18	0,0001	0,0995	0,0002	0

Tabella 9 - Valori Rischio di lesione (%) relativi alla testa per un soggetto di 35 anni

In Figura 36 è possibile valutare l'evoluzione temporale dei valori MPS del cranio, risulta interessante la presenza di due plateau: in Figura 37 vengono presentate le immagini appartenenti ai corrispondenti istanti temporali di interesse, rendendo chiara la correlazione tra la lesione registrata e la flessione cervicale del THUMS. In Figura 38 viene riportata l'evoluzione dei valori MPS ad eccezione dei valori dell'urto SO per permettere una migliore visualizzazione dell'andamento negli altri urti. Nel caso dell'impatto SO è possibile vedere come la soglia di lesione imposta venga superata intorno all'istante $t=45\text{ms}$, raggiungendo il valore di picco al termine della simulazione.

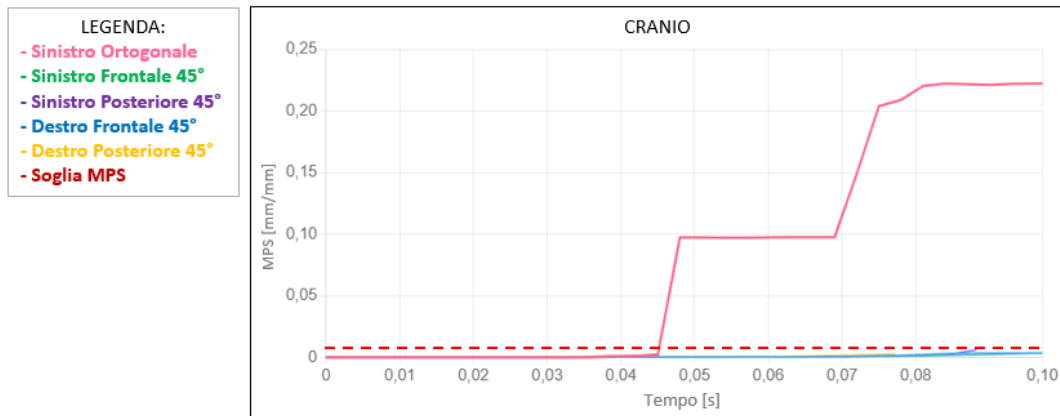


Figura 36 – Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) del cranio

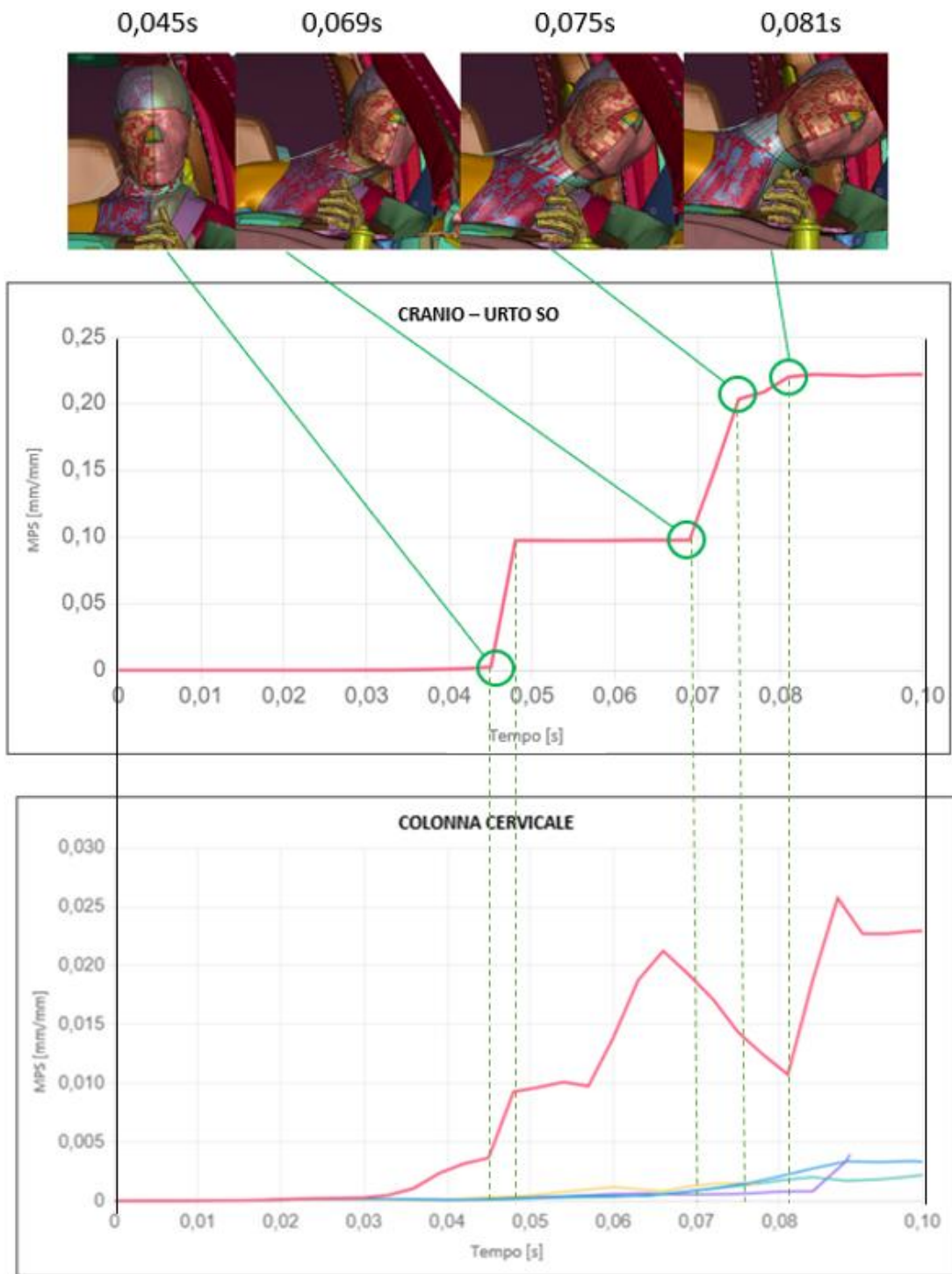


Figura 37 - Dettaglio della correlazione tra la lesione e la flessione cervicale nell'impatto SO

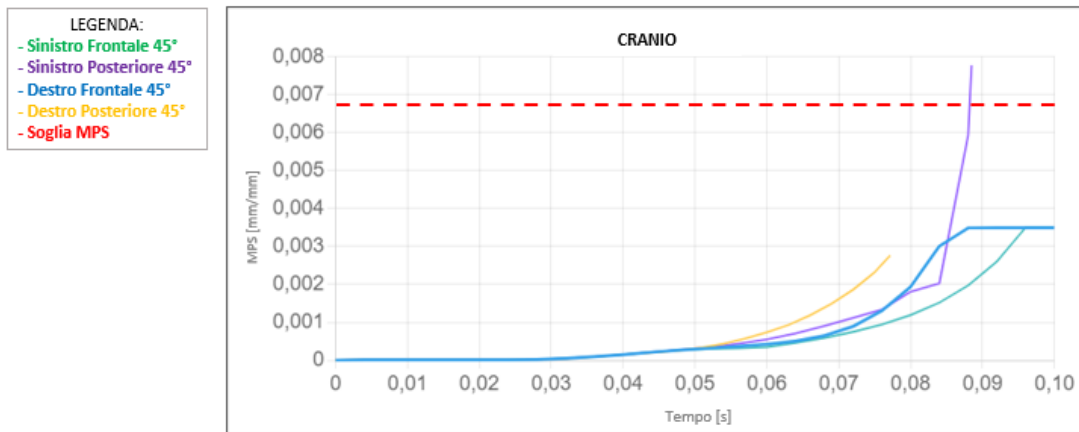


Figura 38 – Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) del cranio

Nello specifico, la massima deformazione principale (MPS) cranica che è stata registrata nell’impatto SO, è localizzata nella regione corticale dell’osso sfenoide dell’emisfero sinistro, in una zona di contatto con l’osso temporale, come è mostrato nella Figura 39.

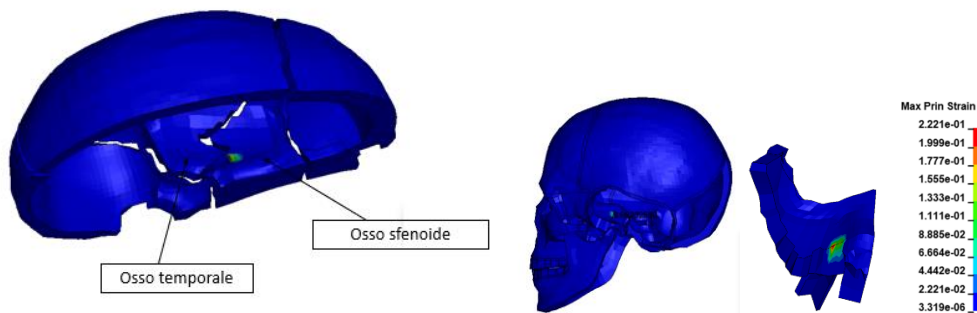


Figura 39 - Dettaglio del cranio dove è localizzato il picco di MPS nell’impatto Ortogonale Sinistro in LS-DYNA

Secondo i dati riportati in letteratura, per quanto riguarda i meccanismi di lesione al viso, solitamente, le regioni con maggiore tendenza a frattura, si trovano alle giunzioni tra il volto e il cranio (Naruse *et al.*, 1993). Nel complesso, in caso di incidenti stradali, le lesioni facciali più comuni sono: abrasioni, contusioni, lacerazioni e fratture. In nessuna delle configurazioni prese in esame si è verificato un danno a livello delle ossa facciali: nessuna tipologia di impatto ha riportato un indice di lesione considerabile. In Figura 40 viene riportata l’evoluzione temporale dei valori MPS relativi al volto.

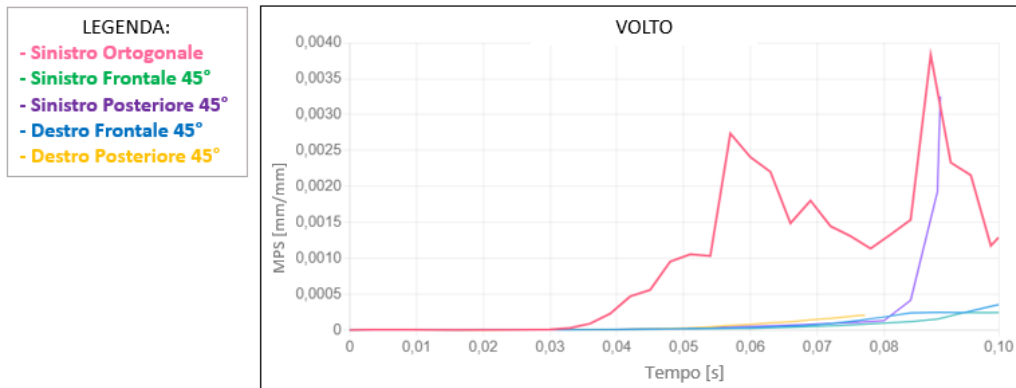


Figura 40– Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) del volto

Per quanto riguarda il cervello, i dati che sono stati raccolti sono concordi con i dati che sono stati registrati per le ossa craniche. In Figura 43 è possibile vedere come il danno subito al cervello nell’impatto SO sia dovuto al movimento relativo del cervello stesso all’interno della scatola cranica. In questo caso sono stati presi in considerazione due diversi criteri di lesione: MPS e CSDM. Solitamente, per il criterio MPS, viene considerato come limite un valore del 21% (Bain and Meaney, 2000), oltre al quale subentra la lesione cerebrale, è stato inoltre dimostrato che la probabilità del 50% di DAI corrisponde a un valore di MPS dell’87% (Takhounts *et al.*, 2008). Per quanto riguarda il CSDM si considera una soglia di lesione di 0,1-0,3 (Mattos *et al.*, 2015) (Germanetti *et al.*, 2022).

Per entrambe le configurazioni di impatto precedentemente prese in analisi, il criterio MPS ha riportato una percentuale di rischio di lesione più alta rispetto a quella relativa al CSDM. Nella Tabella 10 vengono riportati i valori MPS e CSDM, mentre in Tabella 11 le relative percentuali di rischio di lesione correlate ad un’età del soggetto di 35 anni, le grandezze che hanno superato il valore di soglia sono state sottolineate. Nel caso dell’impatto sinistro ortogonale, il criterio MPS ha registrato un rischio di lesione del 99,88%, mentre è stato associato al criterio CSDM un rischio dell’86% circa. Nonostante la configurazione PS, abbia riportato, secondo i parametri dell’applicazione web, il 17,47% circa di rischio di lesione nel caso del criterio MPS che di conseguenza è stata classificata come lesione lieve, è stata l’unica altra configurazione ad aver superato il valore di soglia imposto di MPS, riportando un valore di deformazione del 25,9%. Nel caso del CSDM, l’unica configurazione di impatto con conseguenze di lesione è stata la configurazione SO, il THUMS non ha riportato infatti alcun tipo di danno al cervello in tutte le altre configurazioni.

Criterio di Lesione	Tipologia di Impatto Laterale					SOGLIA MPS di lesione
	SO	FS	PS	DF	DP	
MPS	<u>1,724</u>	0,095	<u>0,259</u>	0,142	0,090	0,21
CSDM	<u>0,884</u>	0	0	0	0	0,1

Tabella 10 - Confronto dei valori MPS (mm/mm) e CSDM relativi al cervello

RISCHIO DI LESIONE (%) – 35 anni						
Criterio di Lesione	Tipologia di Impatto Laterale					
	SO	FS	PS	DF	DP	
MPS	98,3	0,109	17,5	0,34	0,095	
CSDM	86,6	0	0	0	0	

Tabella 11 - Confronto Rischio di Lesione (%) relativo al Cervello secondo il criterio MPS e CSDM

In Figura 41 viene riportata l'evoluzione temporale dei valori CSDM relativi al cervello: nel caso dell'impatto SO il picco è stato raggiunto al termine della simulazione. Si può vedere come le due soglie imposte siano state superate tra i 60ms ed i 65ms, aumentando considerevolmente fino a 75ms circa raggiungendo quindi una condizione di plateau attorno al valore di picco raggiunto.

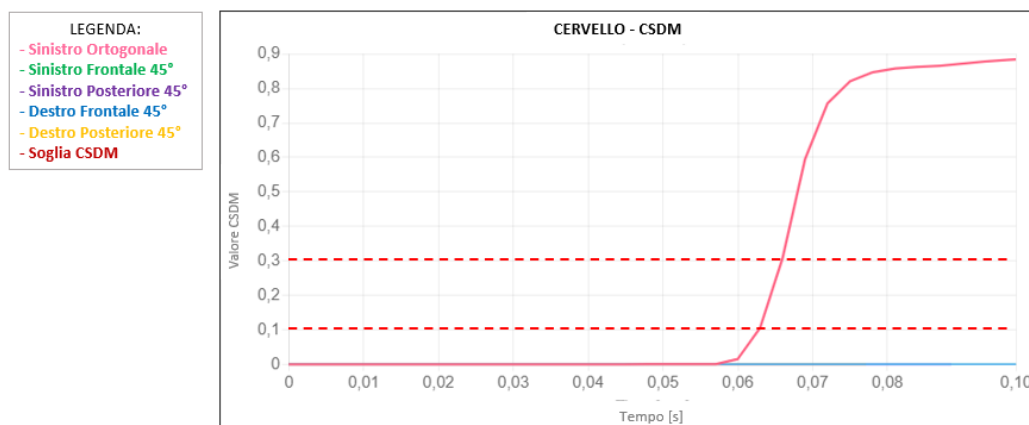


Figura 41 – Evoluzione temporale dei valori CSDM del cervello

In Figura 42 viene riportata l'evoluzione temporale dei valori MPS relativi al cervello, grazie alla correlazione mostrata in figura 43 con l'evoluzione dei valori MPS del cranio si vede come il meccanismo di lesione del cervello nell'urto SO è il movimento del cervello stesso all'interno del cranio: prima parte la lesione è dovuta all'azione di accelerazione e deformazione del cranio, nella seconda, invece puramente dal movimento relativo del cervello nella scatola cranica. Nel caso dell'impatto SO il valore di soglia impostato viene superato intorno ai 45ms, raggiungendo il valore di picco a fine simulazione, come nel caso delle ossa craniche, riconducendo la causa di questi risultati al medesimo meccanismo di lesione. Inoltre, si può vedere come all'istante di 65ms circa sia stata superata anche la soglia che corrisponde ad una probabilità del 50% di incorrere nel DAI. Sia per l'impatto PS che SO, il meccanismo che ha portato a lesione è stato il moto relativo del cervello all'interno del cranio.

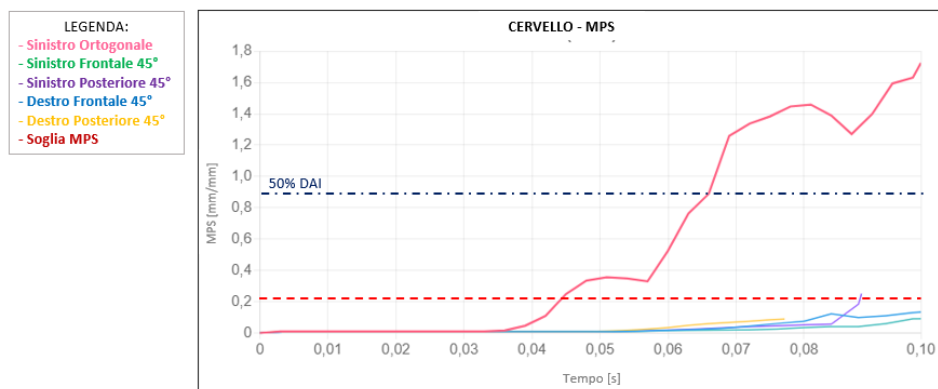


Figura 42 – Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) del cervello

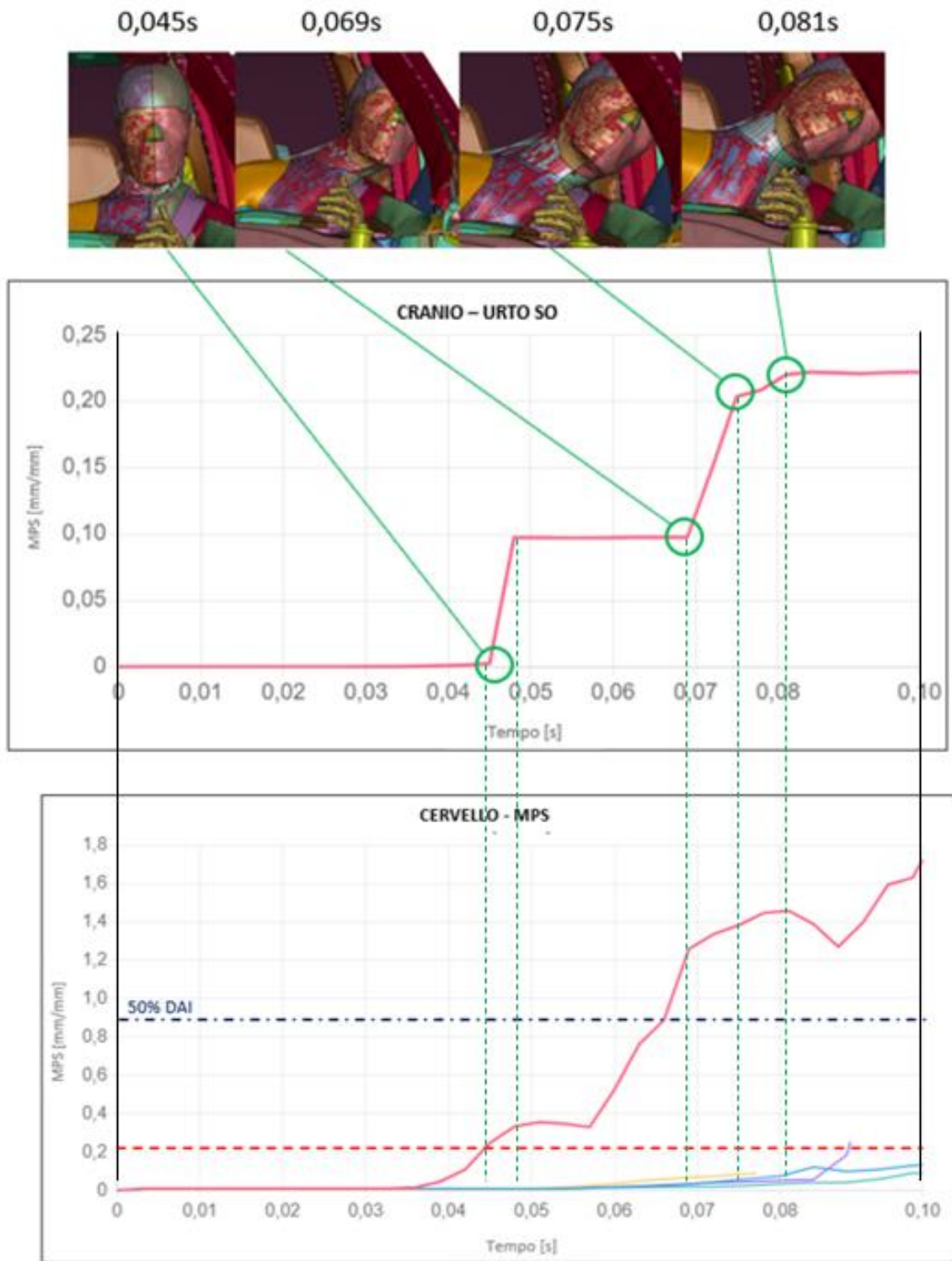


Figura 43- Correlazione dell'andamento dei valori MPS del cervello con il cranio

Nel caso di Impatto SO, il picco di MPS è stato registrato nell'emisfero destro, a livello della materia bianca, in prossimità del corpo calloso, riportando un valore di deformazione del 172% (Figura 44). Nello specifico questa tipologia di contusione cerebrale, che porta a lesioni assionali diffuse, è direttamente riconducibile all'azione dell'accelerazione rotazionale, riconoscibile grazie alla specifica distribuzione della deformazione a livello della materia bianca cerebrale.

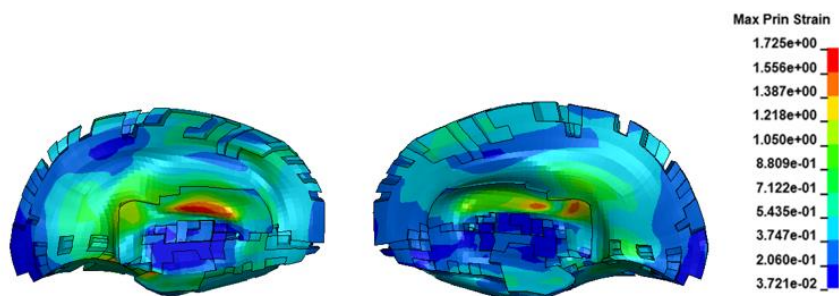


Figura 44 - Dettaglio dell'encefalo dove è localizzato il picco di MPS nell'impatto Ortogonale Sinistro in LS-DYNA

Nelle Figure 45 e 46 vengono mostrate le porzioni del cervello che hanno superato il valore di soglia MPS impostato rispettivamente a livello della materia bianca e della materia grigia.

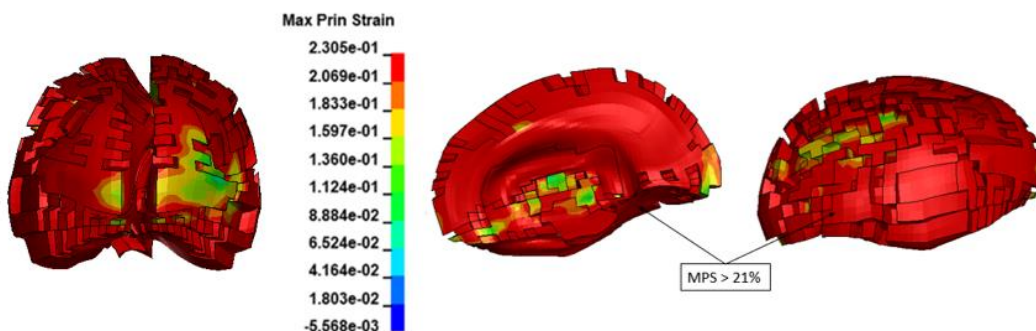


Figura 45 – Viste della materia bianca nell'istante di picco di MPS nell'impatto sinistro laterale

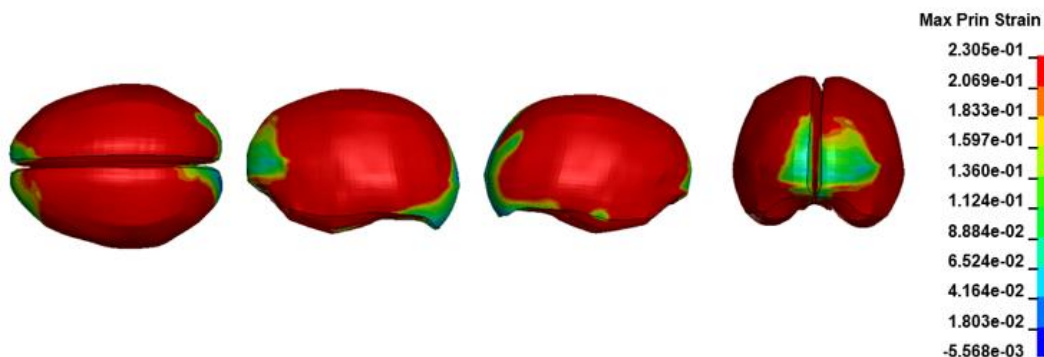


Figura 46 - Viste della materia grigia nell'istante di picco di MPS nell'impatto sinistro laterale

4.2.2 Gli Arti Superiori

Con arto superiore, viene indicata la regione corporea che comprende spalla, braccio e mano. La figura 46 riporta i principali componenti scheletrici dell'arto superiore. In questo lavoro verranno valutati nello specifico: la spalla (clavicola e scapola), il braccio (omero) e l'avambraccio (ulna e radio). Le lesioni a carico di questa regione, normalmente non comportano il rischio di morte, ma possono provocare anche disabilità a lungo termine. Queste lesioni possono verificarsi quando gli occupanti urtano le mani o le braccia contro i componenti interni del veicolo durante un incidente o in seguito all'azione della cintura di sicurezza (Conroy *et al.*, 2007). In ambito automobilistico, nel caso di impatto laterale, la lesione più frequente è sicuramente la frattura (Frampton *et al.*, 1997), inoltre 25% circa degli occupanti, a seconda dell'uso del sistema di sicurezza, presenta lesioni agli arti superiori a seguito di un incidente stradale. I principali meccanismi di lesione a carico degli arti superiori sono il movimento assiale e la flessione del braccio (Duma *et al.*, 2003).

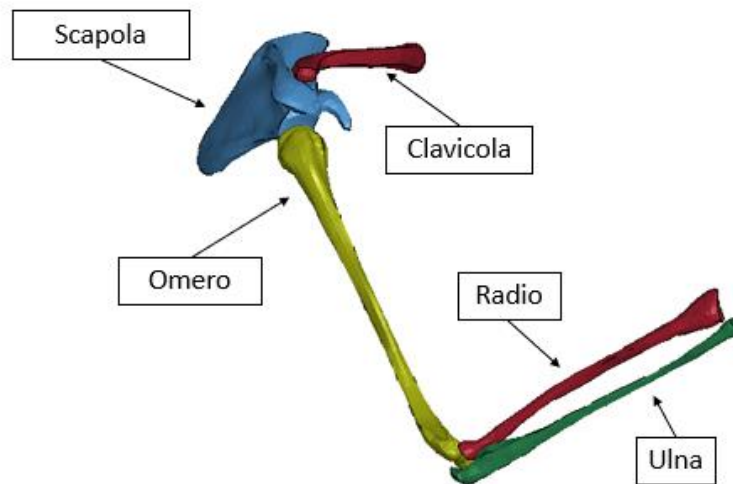


Figura 47 –Visualizzazione anatomica dell'arto superiore

Nel caso di impatto laterale, generalmente, le lesioni maggiori si riscontrano nel caso in cui l'occupante del veicolo è seduto dal lato che viene colpito, circa l'83% di queste lesioni è dovuta all'intrusione delle strutture laterali del veicolo stesso (Frampton *et al.*, 1997). Solitamente, la regione più frequentemente lesionata in caso di impatto laterale è la spalla, nello specifico con la frattura della clavicola e la dislocazione della spalla stessa.

A partire dalla valutazione del MPS, per la frattura ossea si può considerare un criterio di frattura del 3% definito nel materiale osseo corticale (McCalden *et al.*, 1993). Basandosi su questa soglia, non vengono riportate fratture a livello degli arti superiori, tuttavia, si nota come il valore MPS della scapola destra del modello valutato a seguito dell'impatto sinistro ortogonale, si avvicina molto alla soglia, riportando un valore dello 0,26% circa. Nella Tabella 12 vengono riportati i valori MPS, mentre in Tabella 13 le relative percentuali di rischio di lesione correlate ad un'età del soggetto di 35 anni.

VALORI MPS (mm/mm)						
Regione Corporea	Tipologia di Impatto Laterale					SOGLIA MPS prima di incorrere in frattura
	SO	FS	PS	DF	DP	
Clavicola D	0,0017	0,0012	0,0008	0,0004	0,0006	0,03
Clavicola S	0,0036	0,0124	0,0052	0,0017	0,0015	
Scapola D	0,0258	0,0072	0,0028	0,0021	0,0008	
Scapola S	0,0080	0,0047	0,0066	0,0033	0,0039	
Omero D	0,0096	0,0054	0,0029	0,0043	0,0003	
Omero S	0,0065	0,0038	0,0026	0,0035	0,0020	
Avambraccio D	0,0111	0,0027	0,0016	0,0020	0,0002	
Avambraccio S	0,0072	0,0107	0,0014	0,0044	0,0030	

Tabella 12 - Valori MPS (mm/mm) relativi agli arti superiori. D = destra, S = sinistra.

RISCHIO DI LESIONE (%) – 35 anni						
Regione Corporea	Tipologia di Impatto Laterale					
	SO	FS	PS	DF	DP	
Clavicola D	0,0161	0,006	0,0019	0,0002	0,0007	
Clavicola S	0,1542	6,229	0,4716	0,0150	0,0108	
Scapola D	44,44	1,233	0,0714	0,0308	0,0015	
Scapola S	1,692	0,347	0,9414	0,0150	0,1947	
Omero D	2,910	0,5229	0,0827	0,2642	0,0001	
Omero S	0,9182	0,1802	0,0563	0,1427	0,0267	
Avambraccio D	4,635	0,0614	0,013	0,0269	0	
Avambraccio S	1,261	3,998	0,0086	0,2770	0,086	

Tabella 13 - Rischio di Lesione (%) relativo agli arti superiori

Vengono di seguito riportati i grafici ricavati grazie allo strumento THUMS Injury Risk Visualization relativi agli arti superiori: le clavicole, destra e sinistra, nelle figure 48 e 49, le scapole, destra e sinistra, nelle figure 50 e 51, il braccio, destro e sinistro, nelle figure 52 e 53 ed infine l'avambraccio, destro e sinistro, nelle figure 54 e 55.

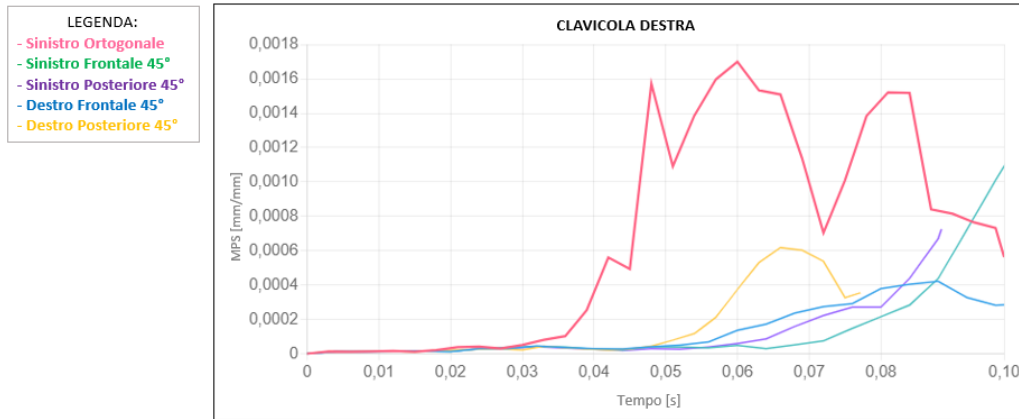


Figura 48 – Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) della clavicola destra

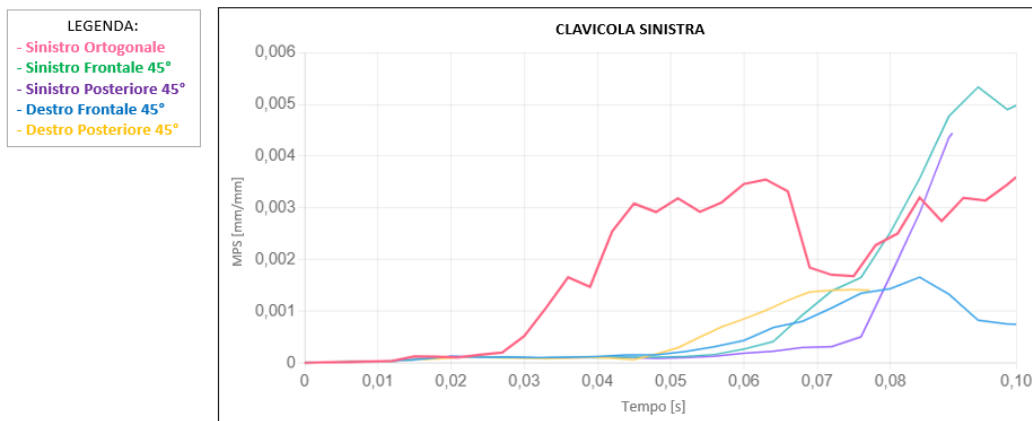


Figura 49– Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) della clavicola sinistra

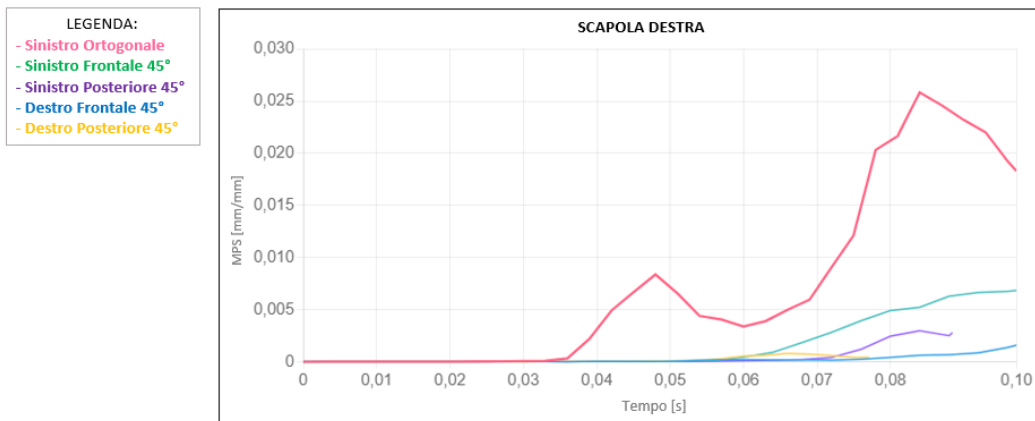


Figura 50– Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) della scapola destra

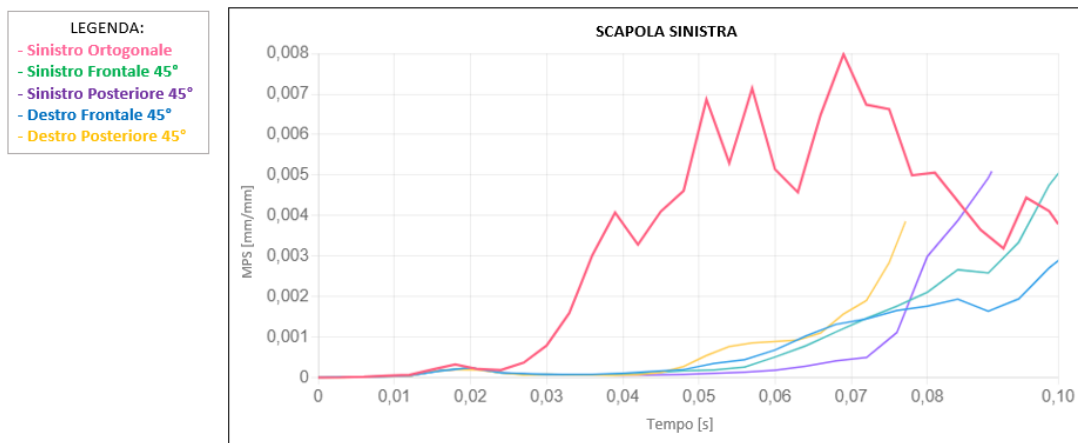


Figura 51– Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) della scapola sinistra

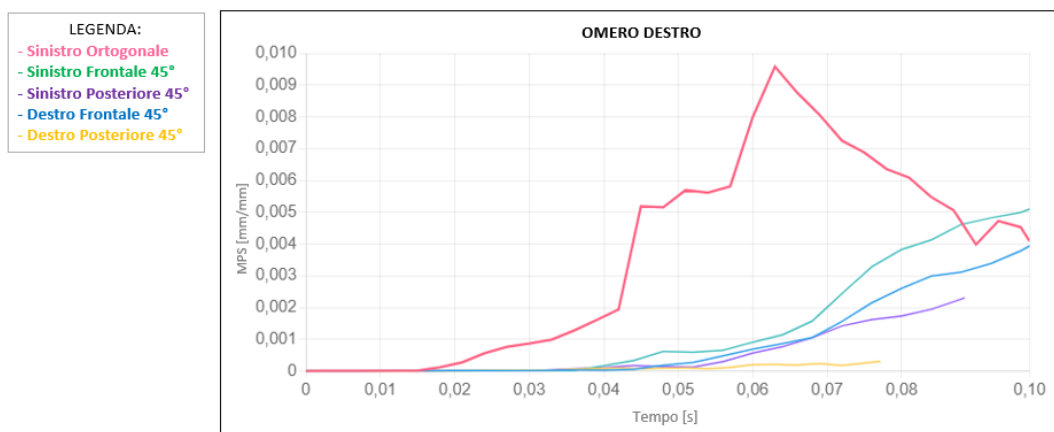


Figura 52– Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) dell'omero destro

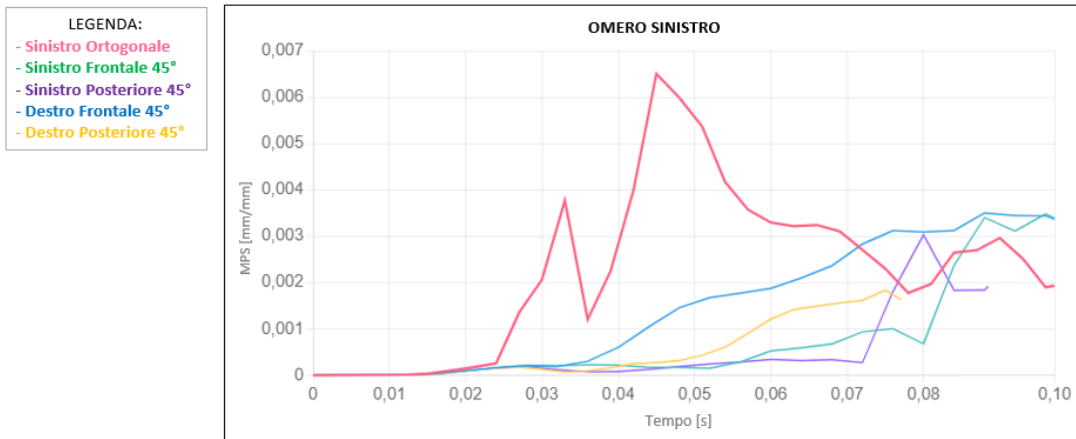


Figura 53– Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) dell’omero sinistro

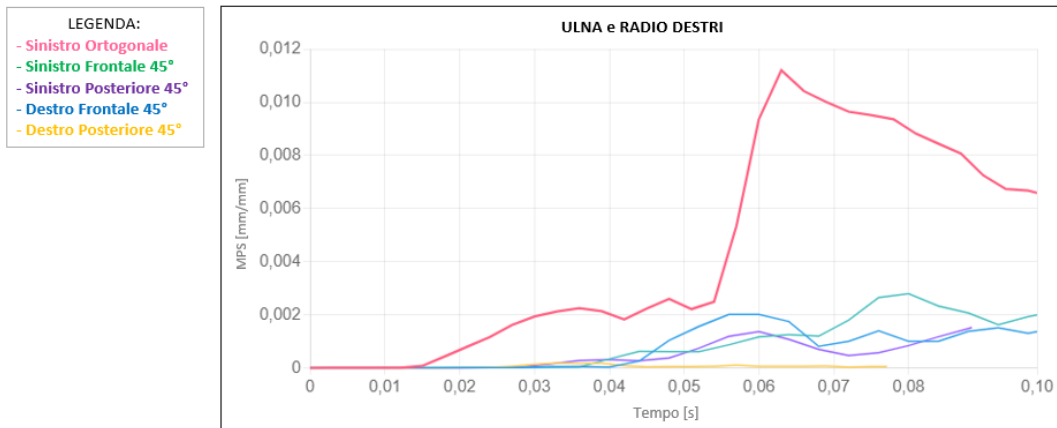


Figura 54– Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) dell’avambraccio destro

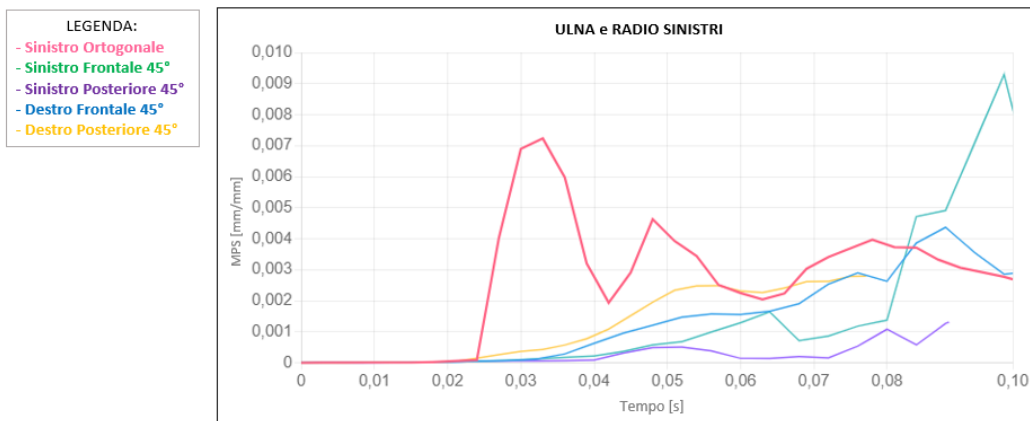


Figura 55– Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) dell’avambraccio sinistro

Basandosi sulla soglia mostrata in Tabella 12, non vengono riportate fratture a livello degli arti superiori, tuttavia, si nota come il valore MPS della scapola destra del modello valutato a seguito dell'impatto sinistro ortogonale, si avvicina molto alla soglia, riportando un valore dello 0,26% circa. L'articolazione della spalla risulta essere la regione corporea che riporta i danni maggiori, nello specifico, la scapola destra, a seguito dell'impatto SO, riporta una percentuale del rischio di lesione pari al 44% (correlazione basata su un'età del soggetto di 35 anni), il valore di picco di MPS è stato raggiunto all'istante $t=0,084s$. Come si può notare dalla figura 56, nell'impatto laterale sinistro c'è una notevole intrusione dell'interno del veicolo. Tuttavia, nonostante l'evidente urto dell'arto superiore sinistro contro la portiera del veicolo, non sono stati riportati danni significativi ad avambraccio, omero, scapola e clavicola sinistri. Spicca, invece la percentuale del rischio di lesione della scapola destra, come accennato in precedenza, che può essere spiegato analizzando il movimento di torsione in avanti eseguito dal THUMS (Figura 58). Analizzando i risultati tramite Ls-Dyna, è possibile visualizzare che la massima deformazione principale si concentra proprio a livello dell'articolazione gleno-omerale (Figura 59), probabilmente si tratta di una dislocazione. L'articolazione gleno-omerale si compone dall'incastro tra la convessità della testa dell'omero e la leggera concavità della glena della scapola. Questa tipologia di lesione, secondo lo studio di Frampton et al., interessa circa il 4% di tutte le lesioni AIS 2+ riportate agli arti superiori in caso di impatto laterale (Frampton *et al.*, 1997).

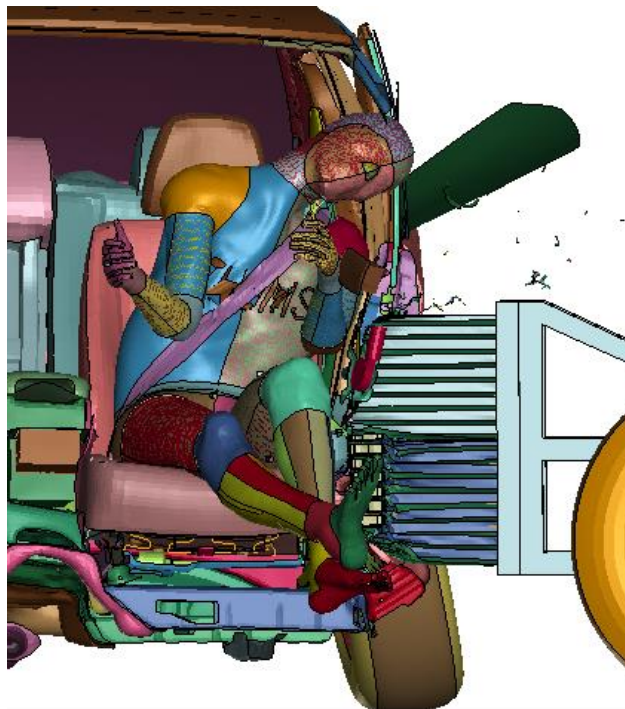


Figura 56 – Impatto SO all'istante $t=84ms$

In Figura 57 viene riportata la visualizzazione del rischio di lesione percentuale nell'applicazione web dello strumento per la valutazione del rischio del THUMS® del 44%.

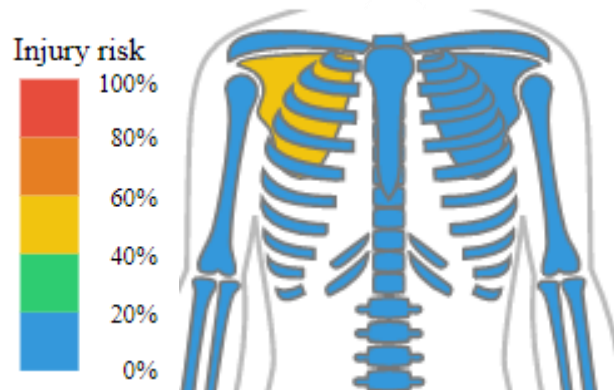


Figura 57 - Visualizzazione del rischio di lesione percentuale del THUMS® Injury Risk Visualizatin Tool

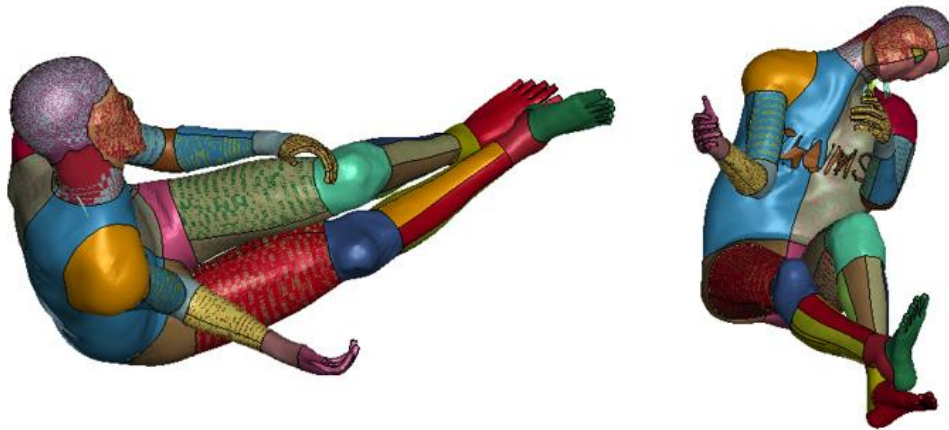


Figura 58 – Vista dall'alto e frontale del THUMS nell'impatto SO all'istante t=84ms

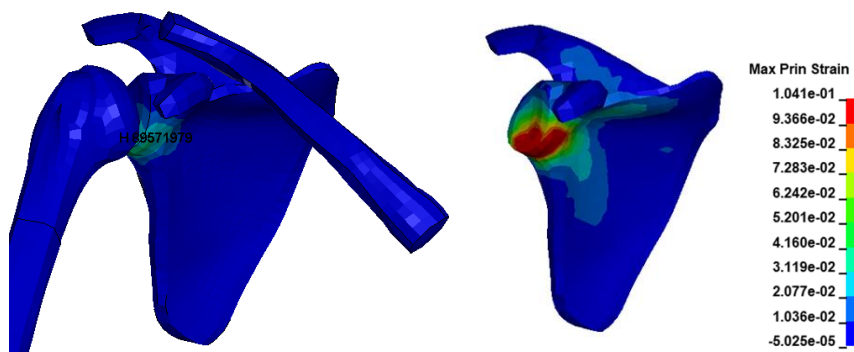


Figura 59 - Dettaglio della scapola dove è localizzato il picco di MPS nell'impatto SO in LS-DYNA



Figura 60 - Impatto PS Inclinato all'istante $t=88ms$

Nell'impatto PS non vengono riportati danni significativi, i due valori più alti sono quelli relativi a scapola e avambraccio sinistri registrati a 88ms. Si può notare dalla figura 60 come l'avambraccio urti contro la portiera laterale dell'auto, mentre il valore riportato dalla scapola è riconducibile all'azione della cintura di sicurezza. L'impatto FS inclinato, nonostante non abbia riportato valori significativi, è la tipologia di impatto che ha riportato i valori di MPS maggiori dopo l'impatto SO. Si può notare dalla figura 61 come, anche in questo caso, ci sia un urto diretto tra l'occupante e la portiera del veicolo. È proprio l'arto superiore sinistro, in questo caso, a riportare i valori maggiori di MPS, nello specifico la clavicola all'istante 92ms e l'avambraccio all'istante 96ms. Tuttavia, non si riscontra alcun rischio di frattura in entrambi gli urti frontali.



Figura 61 – Impatto FS inclinato all'istante $t=96ms$

4.2.3 Il Torace

All'interno del torace sono presenti alcuni degli organi essenziali alla vita. Normalmente sono protetti dalla gabbia toracica (Figura 62), tuttavia, in caso di incidente automobilistico, quest'ultima può fratturarsi, provocando ingenti danni agli organi. Dai dati rilevati in letteratura emerge che, le lesioni a carico del torace rappresentano la seconda tipologia di lesione più diffusa a seguito di un incidente stradale, seconda solo alle lesioni alla testa. Sono tre i principali meccanismi di lesione per le ferite del torace: l'accelerazione-decelerazione, la compressione ed il colpo diretto. Alcuni esempi delle possibili lesioni sono la lacerazione dei tessuti a causa di costole fratturate e la contusione polmonare contro le pareti dello sterno.

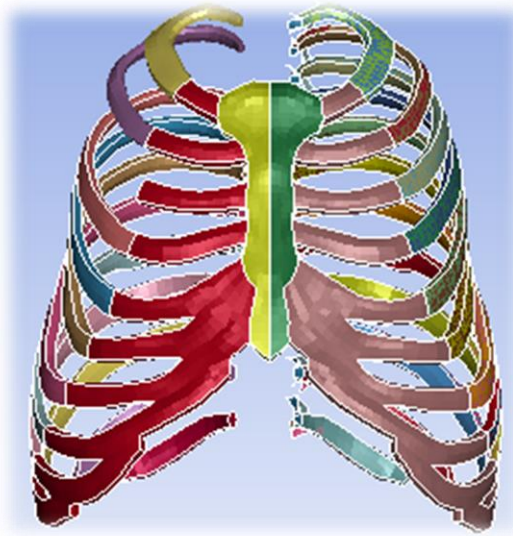


Figura 62 – Visualizzazione anatomica della gabbia toracica (costole e sterno) in LS-DYNA

Nel caso di impatti a bassa velocità, il meccanismo di lesione più frequente è la compressione degli organi contro la gabbia toracica: si stima che la quantità di schiacciamento necessaria per indurre lesioni sia circa il 35% della profondità o larghezza del torace (Viano and King, 1997) (Du Bois *et al.*, 2004). Il fenomeno della compressione avviene ad esempio a causa dell'impatto del cuore, o dei polmoni, contro lo sterno o la cassa toracica e tra l'impatto del torace stesso contro gli interni della vettura. Una compressione anteriore del torace o un impatto laterale diretto, ci porterà a ricercare fratture multiple sul lato di impatto piuttosto che altrove e sarebbe un chiaro indicatore di lesioni al polmone sottostante.

A partire dalla valutazione dei valori di MPS, per la frattura delle costole e dello sterno si può considerare un criterio di frattura del 3% definito nel materiale osseo corticale (McCalden *et al.*, 1993). Nella Tabella 14 vengono riportati i valori MPS relativi a costole e sterno, mentre in Tabella 15 le rispettive percentuali di rischio di lesione correlate ad un'età del soggetto di 35 anni: in nessuna configurazione di impatto è avvenuta frattura delle costole. Nelle figure 63 e 64 vengono riportate le evoluzioni temporali dei valori MPS relativi rispettivamente alle costole destre e sinistre, mentre nella figura 65 si trova il grafico relativo allo sterno. L'impatto ortogonale dal lato del conducente si dimostra nuovamente come la configurazione di incidente che riporta valori di MPS maggiori.

VALORI MPS (mm/mm)						
Regione Corporea	Tipologia di Impatto Laterale					SOGLIA MPS
	SO	FS	PS	DF	DP	
Costole Destre	0,012	0,002	0,003	0,002	0,002	0,03
Costole Sinistre	0,013	0,004	0,005	0,003	0,001	
Sterno	0,006	0,006	0,005	0,003	0,002	

Tabella 14 - Valori MPS (mm/mm) relativi alle ossa toraciche

RISCHIO DI LESIONE (%) - 35 anni					
Regione Corporea	Tipologia di Impatto Laterale				
	SO	FS	PS	DF	DP
Costole Destre	5,84	0,050	0,162	0,016	0,011
Costole Sinistre	7,22	0,181	0,468	0,055	0,007
Sterno	0,8975	0,824	0,426	0,137	0,021

Tabella 15 - Rischio di lesione (%) relativo alle ossa toraciche

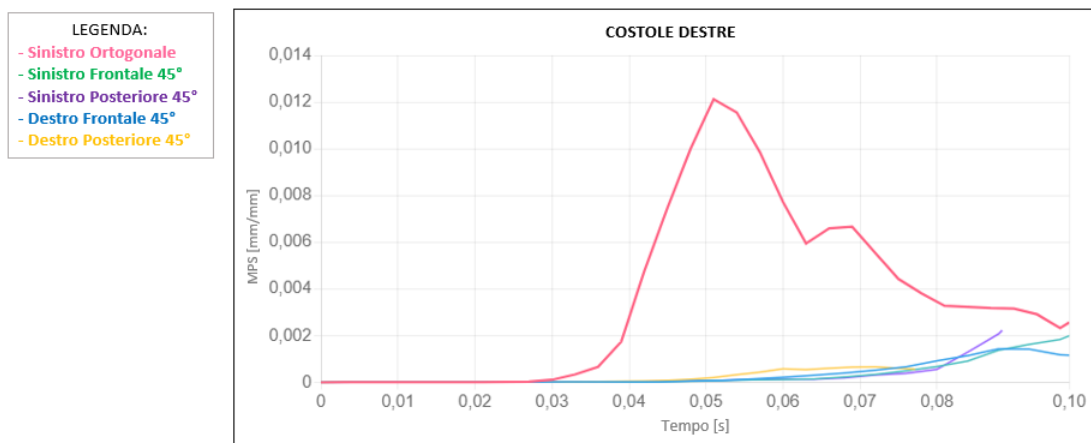


Figura 63– Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) delle costole destre

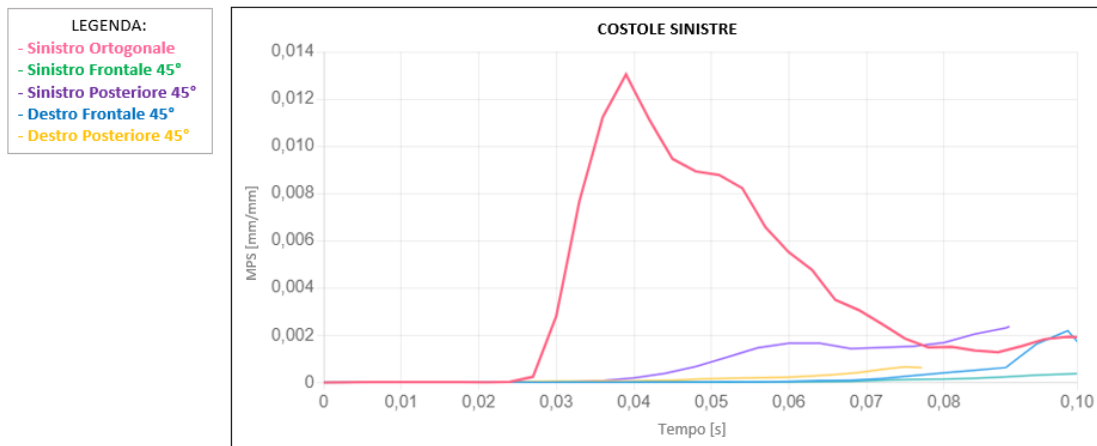


Figura 64– Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) delle costole sinistre

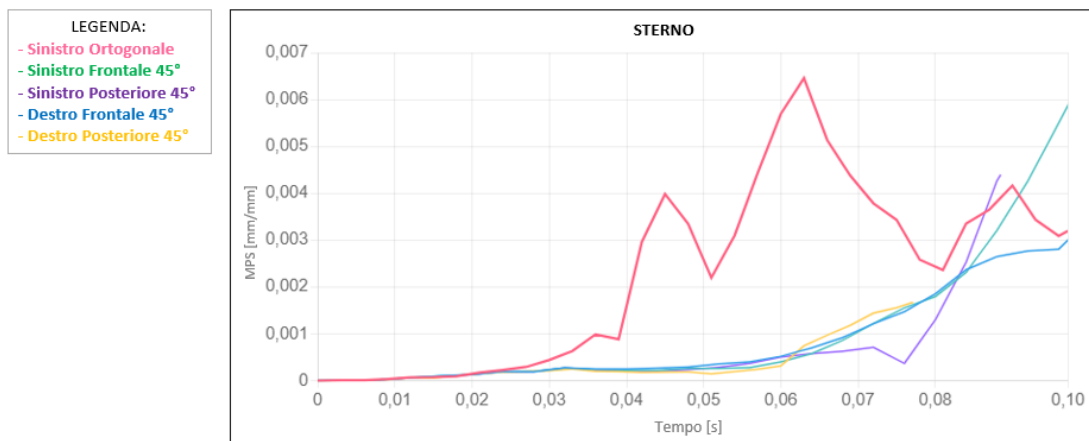


Figura 65 – Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) dello sterno

Va sottolineato come i valori riportati nelle figure 63 e 64, non siano la media dei valori di deformazione riportati in tutto il costato, ma i valori relativi alla costola che ha riportato i valori di MPS più alti, come in riportato in Tabella 16. In Figura 66 viene illustrato il riferimento per facilitare la lettura dei valori riportati in Tabella 16, la numerazione delle costole è speculare per entrambi i lati del costato. In Figura 67 è possibile vedere le aree di concentrazione di deformazione delle costole in seguito all’impatto SO nell’istante in cui è stato registrato il valore picco di MPS, mostrando come il massimo valore di deformazione sia stato registrato a livello dell’undicesima costola a sinistra e della sesta a destra.

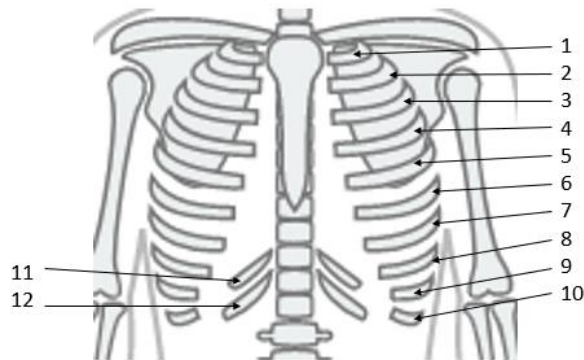


Figura 66 – Riferimento per le costole in relazione alla tabella 18

Costola che ha presentato il massimo MPS						
Regione Corporea	Tipologia di Impatto Laterale					
	SO	FS	PS	DF	DP	SO
Costole Destre	6	5	5	11	1	8
Costole Sinistre	11	8	4	5	8	4

Tabella 16 – Indicazione della costola che ha riportato il massimo valore di MPS per ogni lato della gabbia toracica

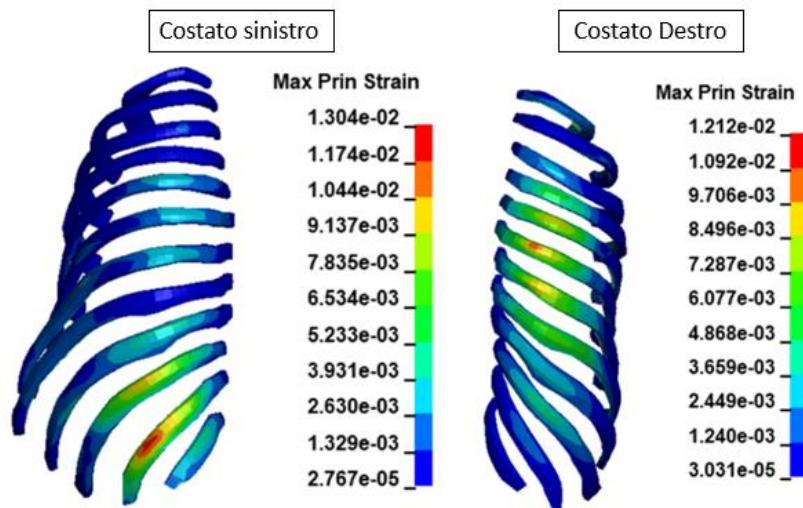


Figura 67 - Vista Posteriore delle costole all'istante di MPS più elevato

4.2.3.1 I Polmoni

Secondo i dati raccolti in letteratura, a livello toracico, la lesione più diffusa è la contusione polmonare (PC). Gli incidenti con PC hanno dimostrato una mortalità tra il 5% e il 25% per gli adulti e il 43% circa per i bambini (Balci *et al.*, 2005)(Stellin, 1991). Per quanto riguarda il polmone, dal punto di vista meccanico, l'entità del danno dipende non solo dal grado di compressione del torace, ma anche dalla velocità dell'impatto (King, 2000)(Du Bois *et al.*, 2004). Inoltre, è stato dimostrato un aumento della percentuale di contusione polmonare associata agli impatti laterali, evidenziando una forte influenza tra il lato colpito del veicolo e la posizione del polmone contuso (Gayzik *et al.*, 2009).

Di seguito vengono riportati in Tabella 17 i valori di picco di MPS registrati a seguito delle simulazioni delle configurazioni di impatto prese in esame ed i grafici che riportano l'evoluzione dei valori di deformazione nel tempo, rispettivamente il polmone destro in Figura 68 ed il polmone sinistro in Figura 70. Il rischio di contusione polmonare, studiato tramite la valutazione del MPS, è stato associato ad una soglia di deformazione del 34,3% (Gaewsky *et al.*, 2015), mentre come soglia di lesione è stato utilizzato un valore MPS del 15% (Arun *et al.*, 2016) (Germanetti *et al.*, 2022).

VALORI MPS (mm/mm)							
Regione Corporea	Tipologia di Impatto Laterale					Soglia MPS	Soglia PC
	SO	FS	PS	DF	DP		
Polmone Destro	<u>0,371</u>	<u>0,165</u>	0,127	0,130	<u>0,160</u>	0,15	0,34
Polmone Sinistro	<u>0,351</u>	<u>0,232</u>	<u>0,227</u>	0,146	0,128		

Tabella 17 - Valori MPS (mm/mm) relativi ai polmoni

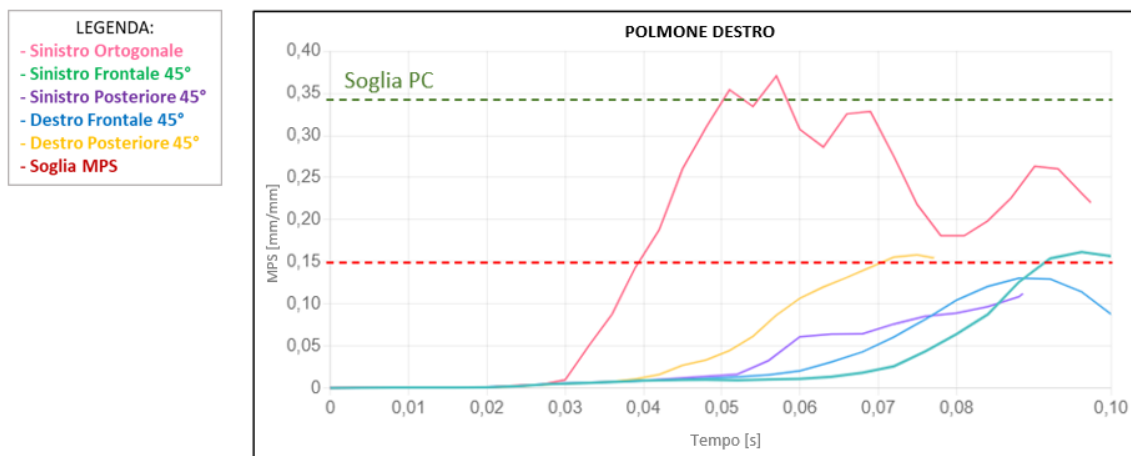


Figura 68 - Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) del polmone destro

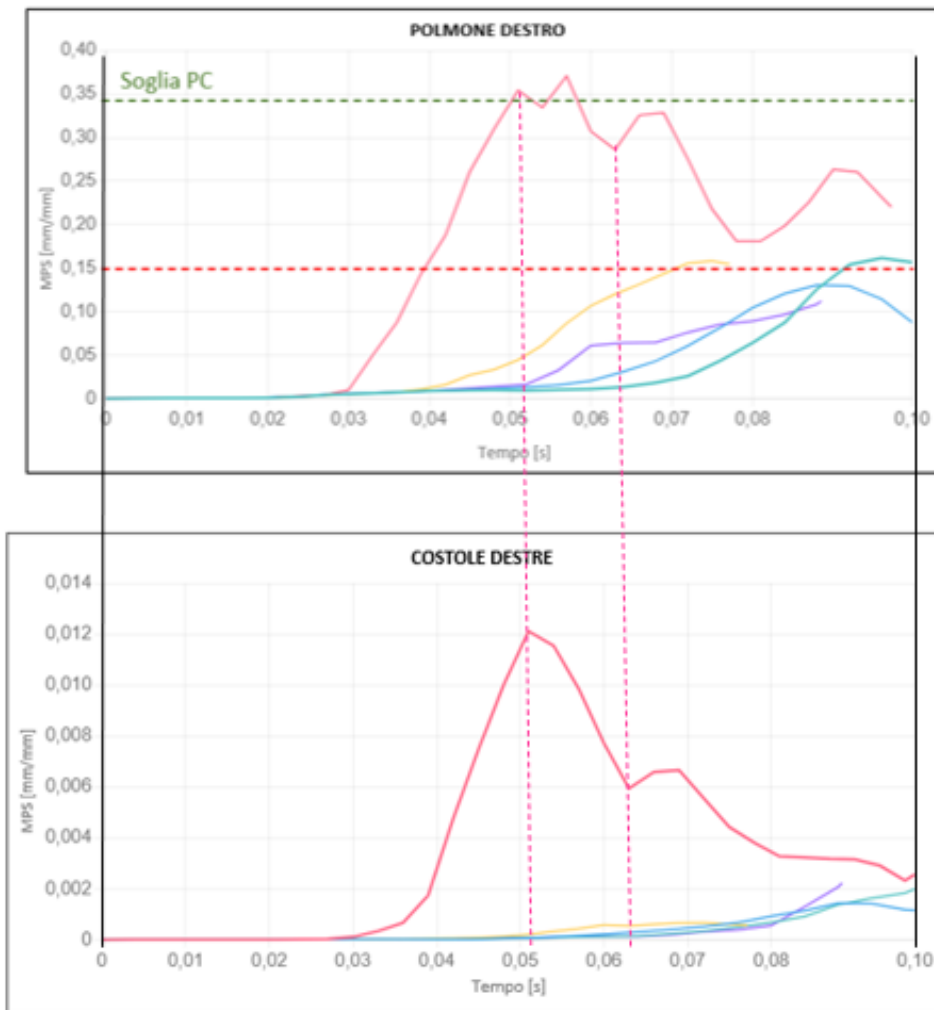


Figura 69- Correlazione tra i valori MPS del rene destro con le costole destre nell'urto SO

In Figura 69 viene mostrata la correlazione tra l'andamento dei valori MPS del polmone destro con le costole destre, mostrando come fino a 0,05s circa la deformazione subita dal polmone nell'impatto SO sia causata dallo schiacciamento delle costole, fino a raggiungere la soglia di PC. In un secondo momento mentre la deformazione delle costole diminuisce quella del polmone mostra un altro andamento, suggerendo che il meccanismo che porta a deformazione non sia dovuto allo schiacciamento delle costole, ma al polmone che si schiaccia sul costato a causa del suo moto relativo nel torace in seguito all'impatto con la portiera del veicolo.

Per quanto riguarda il polmone destro, il limite imposto di deformazione del 15% è stato di poco superato nel caso dell'impatto sinistro frontale (Figura 74) e destro posteriore (Figura 75), riportando rispettivamente dei valori di deformazione di 16% ($t=0,96s$) e 16,5% ($t=0,75s$). Nel caso dell'impatto Sinistro ortogonale, invece, non solo il limite imposto è stato superato raggiungendo ampiamente il doppio della deformazione consentita, ma ha anche superato il

limite imposto prima di raggiungere la PC (34%), riportando un valore di picco di deformazione del 37,1% all'istante a 0,57s (Figura 72 e Figura 73).

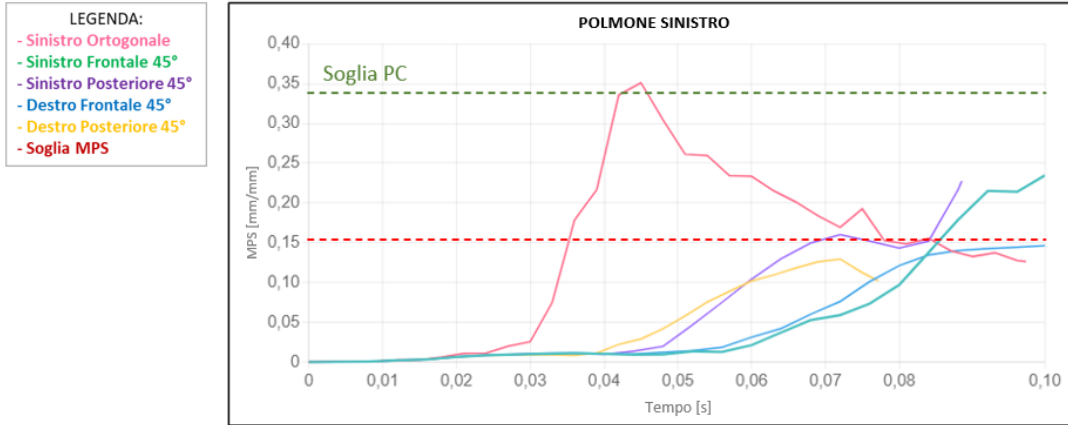


Figura 70 - Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) del polmone sinistro

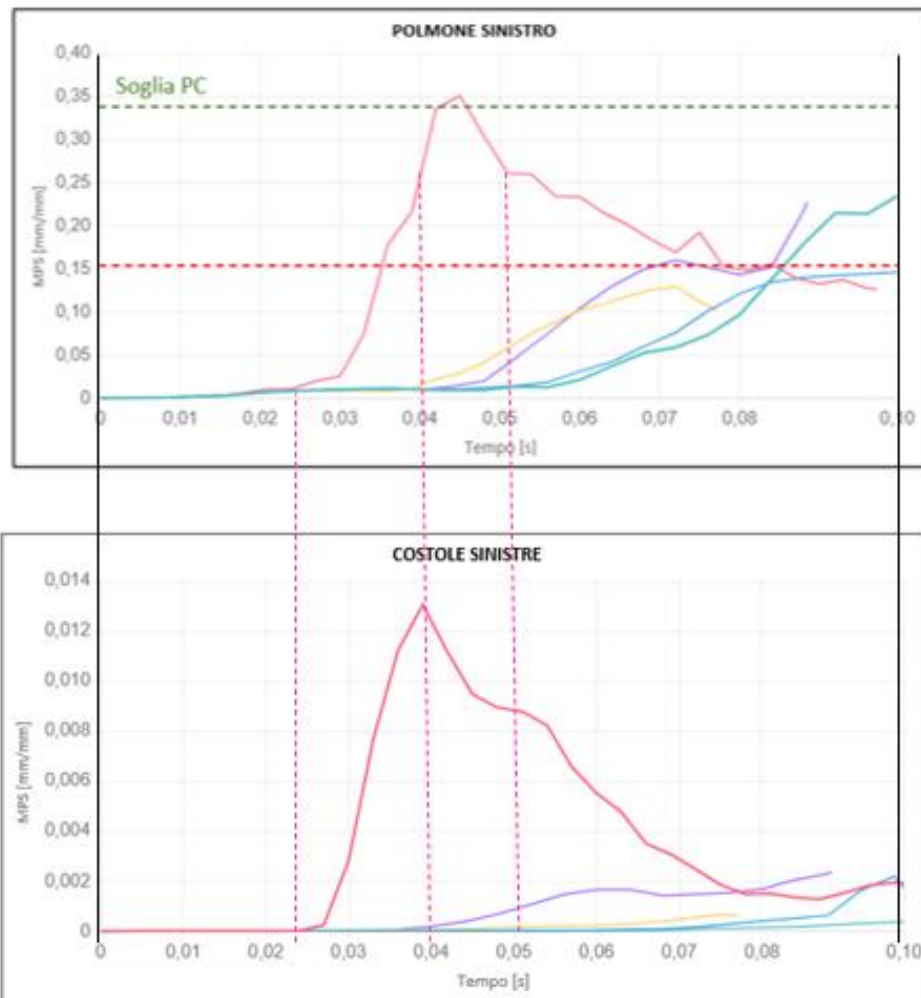


Figura 71- Correlazione tra i valori MPS del polmone sinistro con le costole sinistre nell'urto SO

In Figura 71 viene mostrata la correlazione tra l'andamento dei valori MPS del polmone sinistro con le costole sinistre, mostrando come la deformazione subita dal polmone nell'impatto SO sia causata esclusivamente dallo schiacciamento delle costole, fino a raggiungere la soglia di PC

Nell'urto SO il risultato ottenuto a livello del polmone sinistro è simile al destro, ha infatti raggiunto un valore di deformazione del 35,1% a 0,045s, riportando anch'esso risultati comparabili con la PC (Figura 72). Sempre dal lato di impatto sinistro, sia frontalmente (Figura 74) che posteriormente, sono stati raggiunti, rispettivamente valori del 23,2% a 99,7ms e 22,7% a 0,88s, indicando quindi, presenza di lesione polmonare in entrambe le configurazioni.

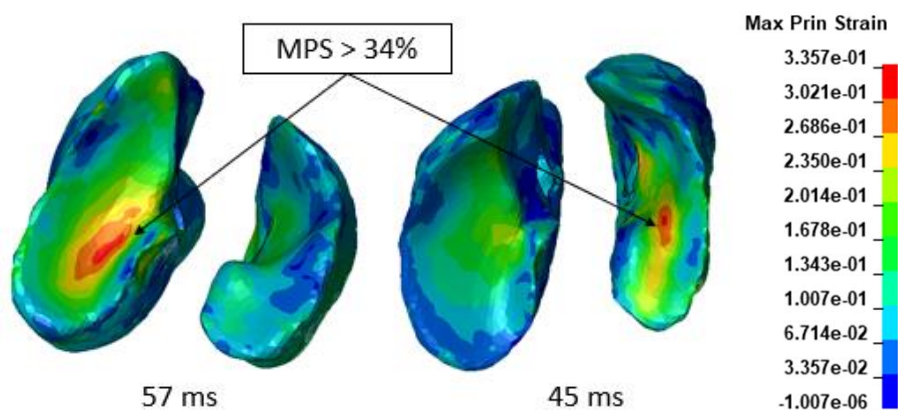


Figura 72 – Vista dal basso del polmone destro e sinistro nell'Impatto SO

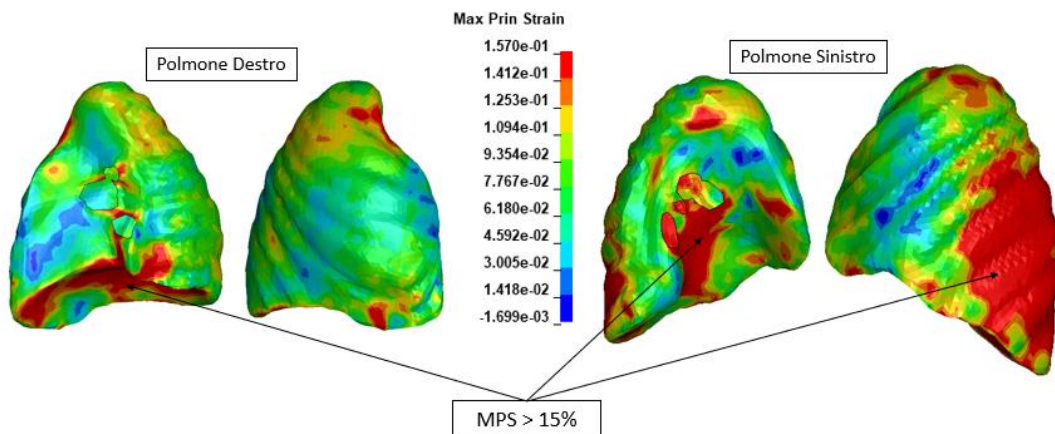


Figura 73 - Distribuzione della deformazione sui polmoni nell'impatto SO

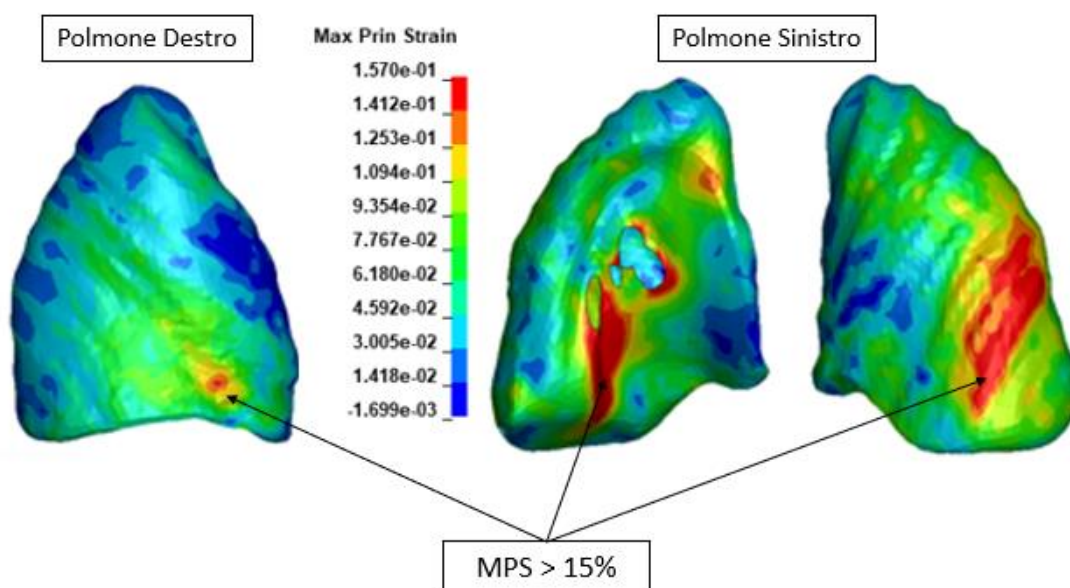


Figura 74 - Distribuzione della deformazione sui polmoni nell'impatto FS

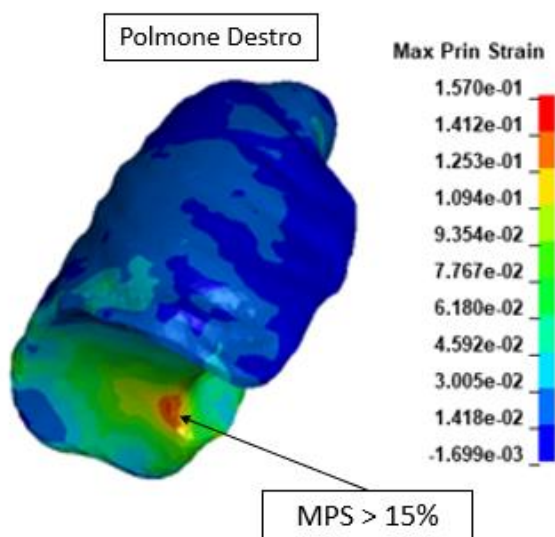


Figura 75 - Distribuzione della deformazione sul polmone destro nell'impatto DP

4.2.3.2 Il Cuore e l'Aorta Toracica

Il principale meccanismo della lesione cardiovascolare è la compressione accompagnata da carico di taglio e trazione. La contusione si classifica come la tipologia di lesione più studiata per il cuore e, basandosi sulla deformazione principale massima, viene considerato il 30% (Shigeta, Yuichi and Tsuyoshi, 2009) come limite di deformazione. Una delle possibili conseguenze della contusione cardiaca è la rottura aortica che tende a verificarsi nei punti di congiunzione dei legamenti inter-arteriosi: si ipotizza che questi punti costituiscano aree di concentrazione dello

stress (King, 2000)(Du Bois *et al.*, 2004). La rottura traumatica dell'aorta è soprattutto associata ad una rapida decelerazione, a questa tipologia di lesione viene associata una soglia di deformazione del 55% (Zeng *et al.*, 2021). Di seguito vengono riportati in Tabella 18 i valori di picco di MPS, relativi a cuore e aorta toracica, registrati a seguito delle simulazioni delle configurazioni di impatto prese in esame ed i grafici che riportano l'evoluzione dei valori di deformazione nel tempo, rispettivamente con i valori cardiaci in Figura 76 ed aortici in Figura 79.

VALORI MPS (mm/mm)						
Regione Corporea	Tipologia di Impatto Laterale					Soglia MPS
	SO	FS	PS	DF	DP	
Cuore	<u>0,706</u>	<u>0,465</u>	<u>0,530</u>	<u>0,395</u>	<u>0,519</u>	0,3
Aorta	0,365	0,281	0,171	0,374	0,128	0,5

Tabella 18 - Valori MPS (mm/mm) relativi a cuore e aorta toracica

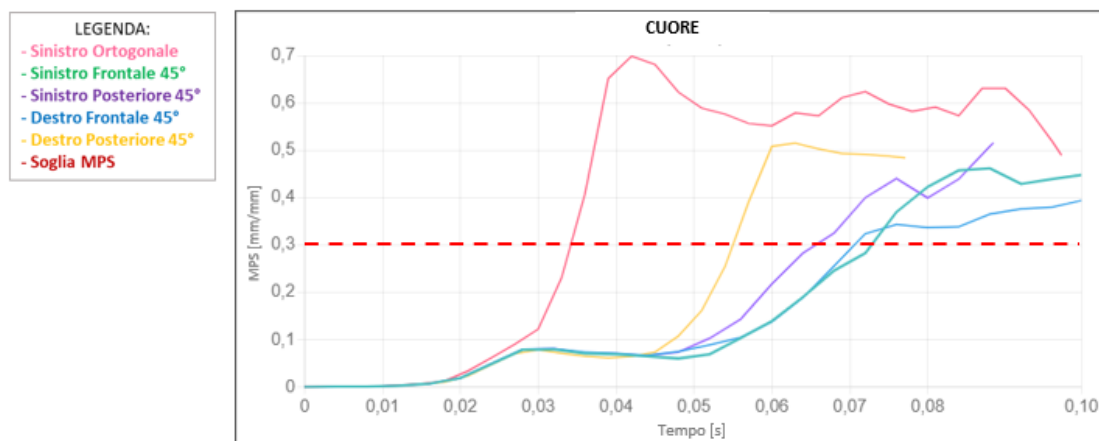


Figura 76 - Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) del cuore

In tutte le configurazioni prese in esame il cuore ha superato la soglia di deformazione imposta del 30%. Rispettivamente raggiungendo il 69,87% a 42ms nell'impatto SO, il 51,5% nell'impatto DP a 63ms e nell'impatto PS a 88ms, il 46,2% a 88ms nell'impatto FS ed il 39,5% nell'impatto DF a 100ms.

In figura 77 viene riportata la distribuzione della deformazione registrata dal cuore nell'istante di picco di MPS per ogni configurazione presa in esame, impostando come valore di riferimento la soglia MPS di lesione. A seguito dell'urto sinistro ortogonale, si può vedere come la regione che ha superato il limite di deformazione sia molto estesa, ricoprendo quasi interamente, non solo la zona di congiunzione con i vasi sanguigni ma anche l'intera base del cuore stesso. Come estensione di deformazione, anche se non comparabile con la precedente, si colloca l'impatto

destro frontale pur avendo conseguito il valore di picco minore tra tutte le configurazioni esaminate.

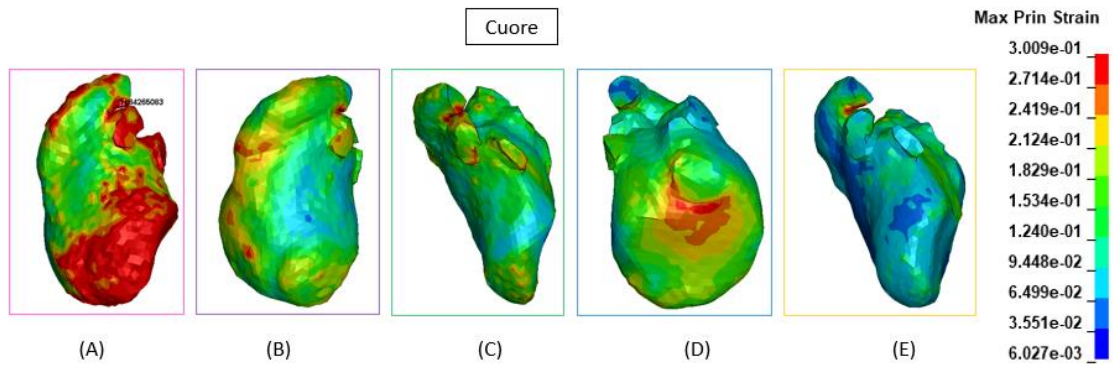


Figura 77 – Distribuzione della deformazione cardiaca nei diversi impatti

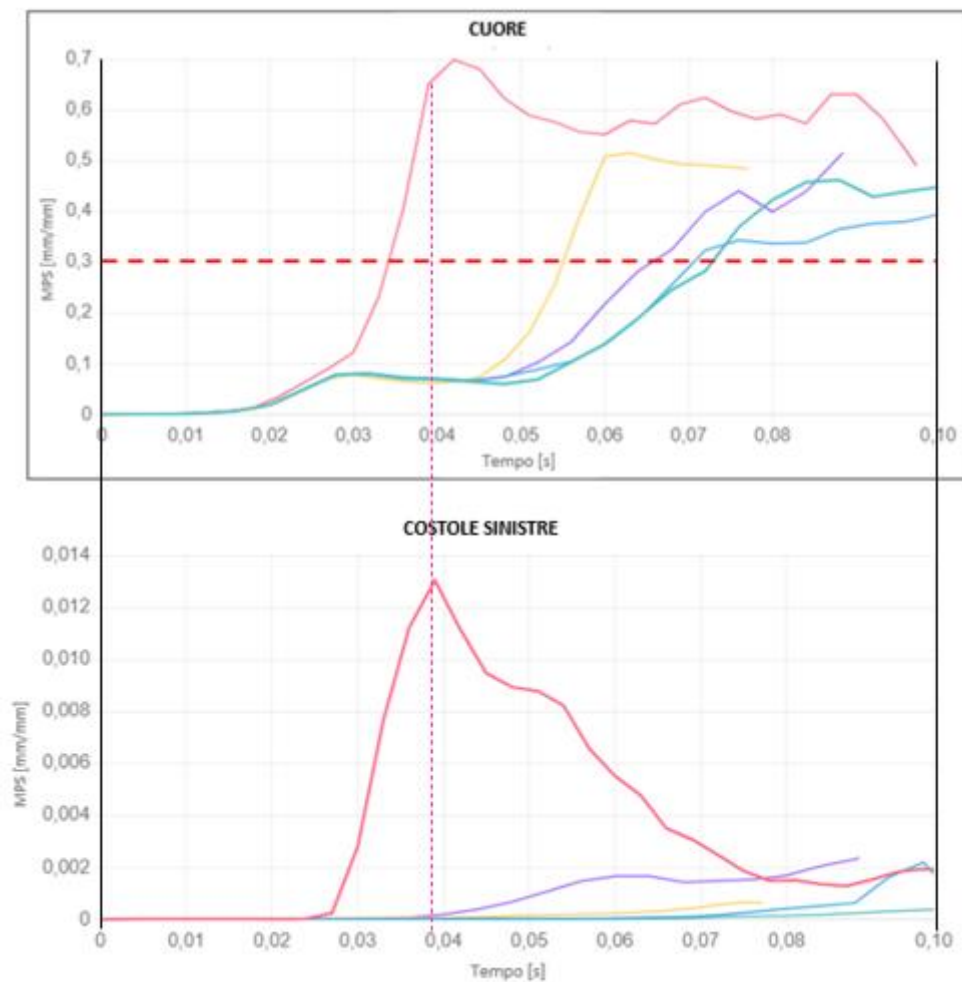


Figura 78 – Correlazione tra i valori MPS del cuore e delle costole sinistre nell'urto SO

In figura 78 si vede come nel caso dell'impatto SO la deformazione cardiaca iniziale sia allineata con la deformazione delle costole sinistre. Da 0,04s in poi, invece la deformazione sul cuore non è più dovuta allo schiacciamento delle costole, ma all'azione dell'accelerazione dovuta al moto relativo del cuore. Il cuore infatti spinge sul costato. Per quanto riguarda gli altri impatti invece non c'è correlazione tra l'andamento crescente della deformazione ed i valori di deformazione riportati dalle costole.

L'aorta non ha superato il valore di riferimento in nessuna configurazione di impatto. Il valore di deformazione maggiore è stato del 37,4% a 100ms nell'impatto DF, seguito dall'impatto SO con un valore di deformazione del 36,5% a 54ms.

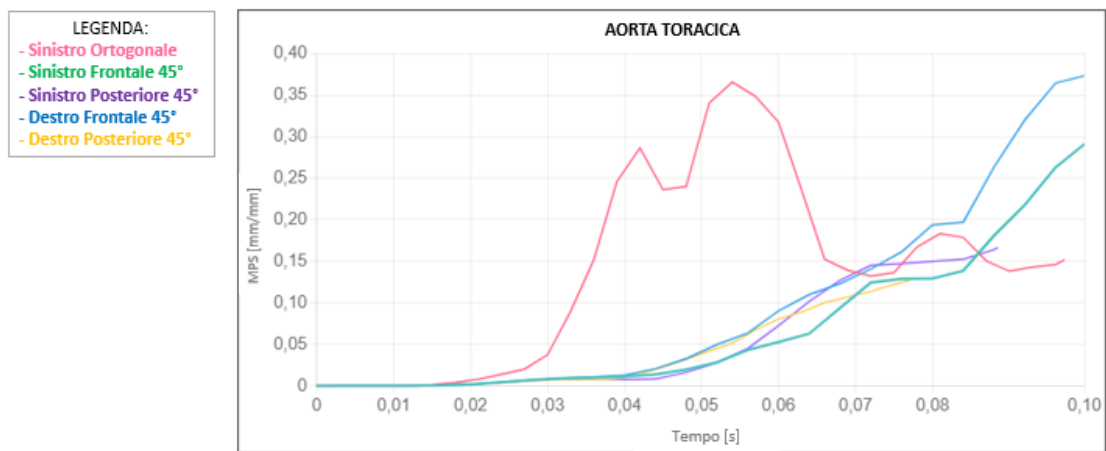


Figura 79 - Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) dell'aorta toracica

4.2.4 Gli Organi Addominali

A carico sia agli organi cavi che a quelli pieni, sono state osservate lesioni indotte dall'azione della cintura di sicurezza, fenomeno noto come submarining: gli organi addominali inferiori possono essere gravemente danneggiati dalla cintura addominale in associazione con l'abbassamento dell'occupante (Leung *et al.*, 1982). Quest'ultima è la causa più frequente di lesione, rappresentando quasi il 60% di tutte le lesioni causate dallo scivolamento del bacino. La seconda causa di lesione più frequente, può essere ricondotta all'impatto con gli interni del veicolo. Lo scivolamento della cintura sulla spalla, come è possibile vedere all'istante 100ms in figura 80, invece, può favorire lesioni della milza sino alla sua rottura (Sartori and Perfetti, 2020). Queste lesioni sono indotte da meccanismo indiretto per decelerazione e trasmissione di forza e da un meccanismo diretto per compressione-schiacciamento. In Figura 80 viene presentata la vista laterale del THUMS e dei relativi organi interni in vari istanti durante l'impatto destro frontale inclinato: è possibile vedere lo schiacciamento indotto dall'azione della cintura di sicurezza addominale.

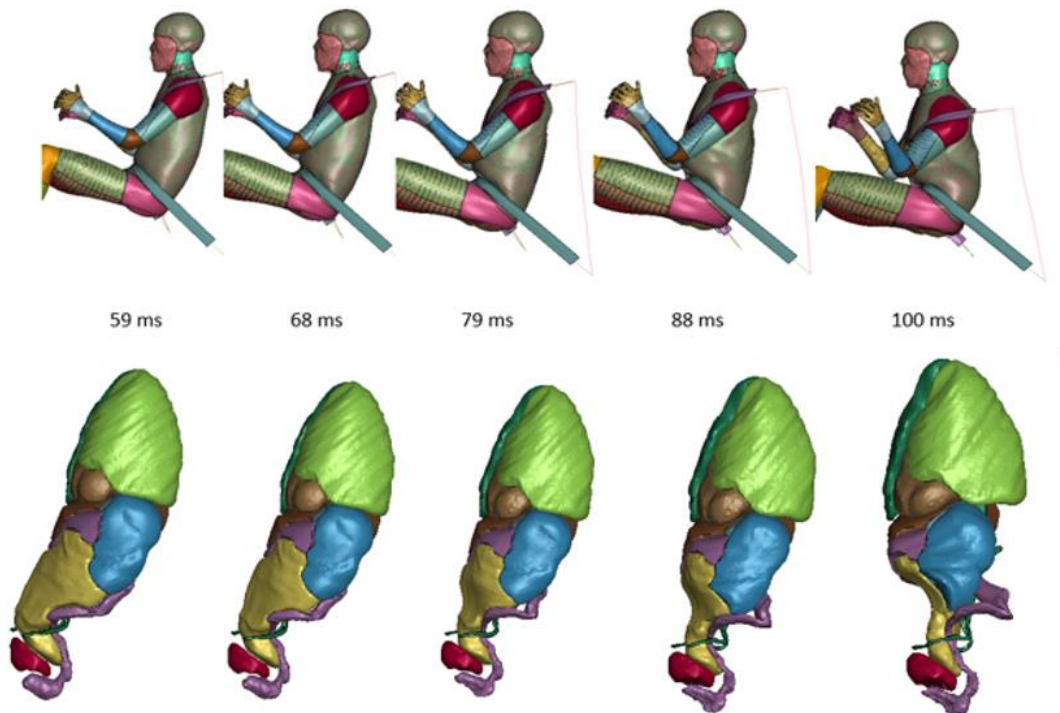


Figura 80 – Impatto Destro Frontale Inclinato

4.2.4.1 Milza, Reni e Fegato

In caso di impatto laterale, l'addome è principalmente esposto ai componenti della portiera frontale del veicolo e al bracciolo. È stato dimostrato che le lesioni di tipo renale ed epatico sono molto più frequenti in questa tipologia di impatto (Baxter and Williams, 1961). Fondamentale per lo studio delle lesioni è la dipendenza tra la compressione e la velocità e come sottolineano gli studi condotti da Nusholtz et al., gli organi pieni, come milza e fegato, sembrano essere quelli più a rischio (Nusholtz, Kaiker and Lehman, 1988). In Figura 81 viene presentata la vista laterale del THUMS, e dei relativi organi interni, in vari istanti durante l'impatto sinistro ortogonale. Risulta chiaro come in questo caso la causa principale delle lesioni, che sono state riportate agli organi interni, sia l'impatto diretto del THUMS contro la portiera impattata del veicolo (Figura 82), che ha prodotto ingenti danni sia a livello toracico che addominale.

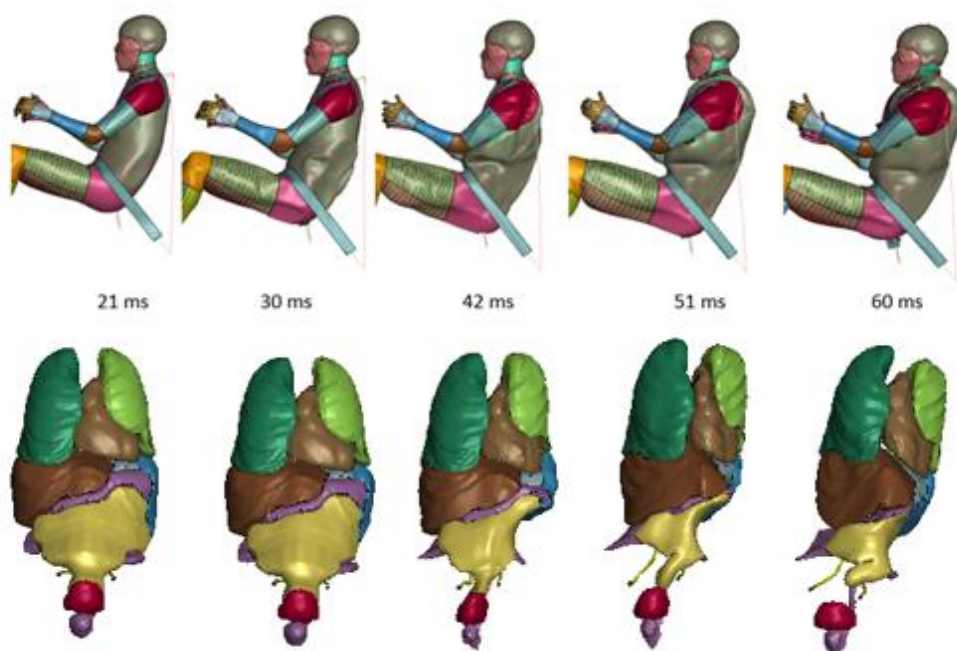


Figura 81 – Impatto Sinistro Ortogonale

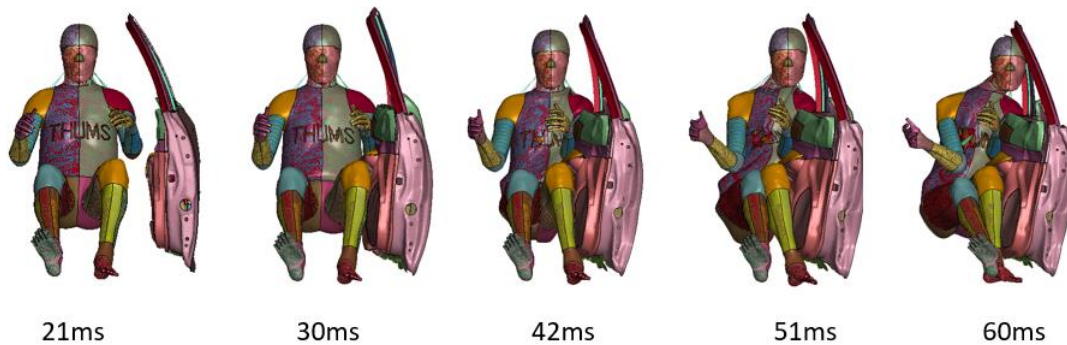


Figura 82 – Impatto SO, contatto tra il THUMS e la portiera frontale

In Tabella 19 vengono riportati i valori di picco di MPS registrati a seguito delle simulazioni delle configurazioni di impatto prese in esame, i valori che superano il valore di soglia imposto sono stati sottolineati. Come soglia di deformazione massima consentita, prima di incorrere in lesione, sono stati imposti come valori rispettivamente il 20% per la milza ed il 30% per il fegato ed i reni (Arun *et al.*, 2016) (Germanetti *et al.*, 2022).

VALORI MPS (mm/mm)						
Regione Corporea	Tipologia di Impatto Laterale					Soglia MPS
	SO	FS	PS	DF	DP	
Fegato	<u>1,043</u>	<u>0,415</u>	<u>0,374</u>	<u>0,711</u>	<u>0,556</u>	0,3
Milza	<u>1,183</u>	<u>0,548</u>	<u>0,508</u>	<u>0,993</u>	<u>0,224</u>	0,2
Rene destro	<u>0,945</u>	<u>0,428</u>	<u>0,403</u>	<u>0,566</u>	<u>0,514</u>	0,3
Rene sinistro	<u>0,653</u>	<u>0,338</u>	<u>0,589</u>	<u>0,607</u>	<u>0,475</u>	0,3

Tabella 19 - Valori MPS (mm/mm) relativi a fegato, milza e reni

Vengono quindi riportati i grafici che presentano l'evoluzione dei valori di deformazione nel tempo, rispettivamente con i valori relativi al fegato in Figura 83, alla milza in Figura 84 ed ai reni, rispettivamente destro e sinistro, nelle Figure 85 e 86.

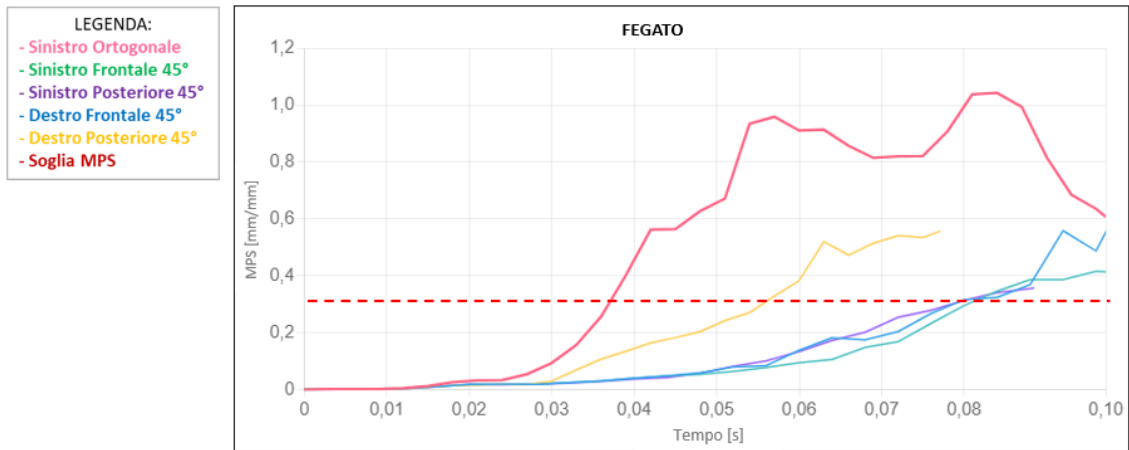


Figura 83 - Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) del fegato

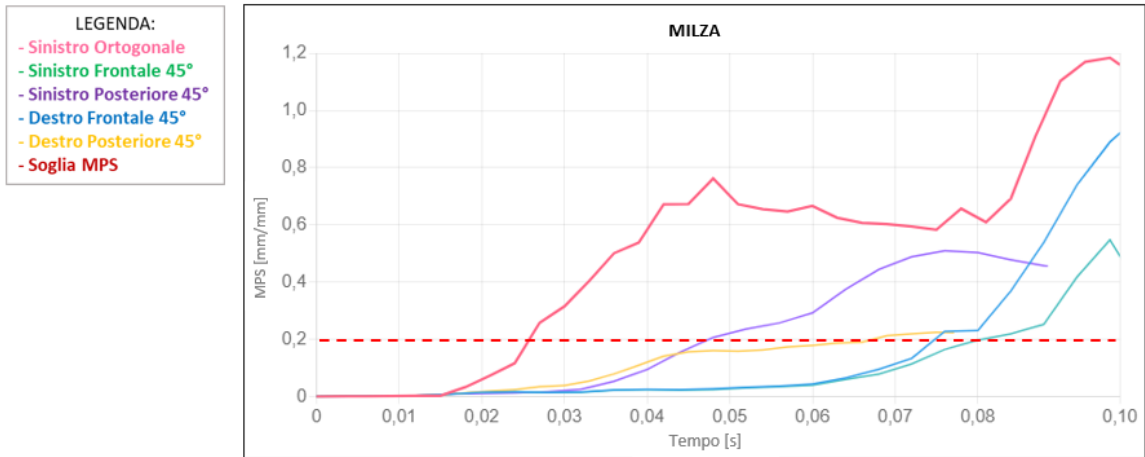


Figura 84 - Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) della milza

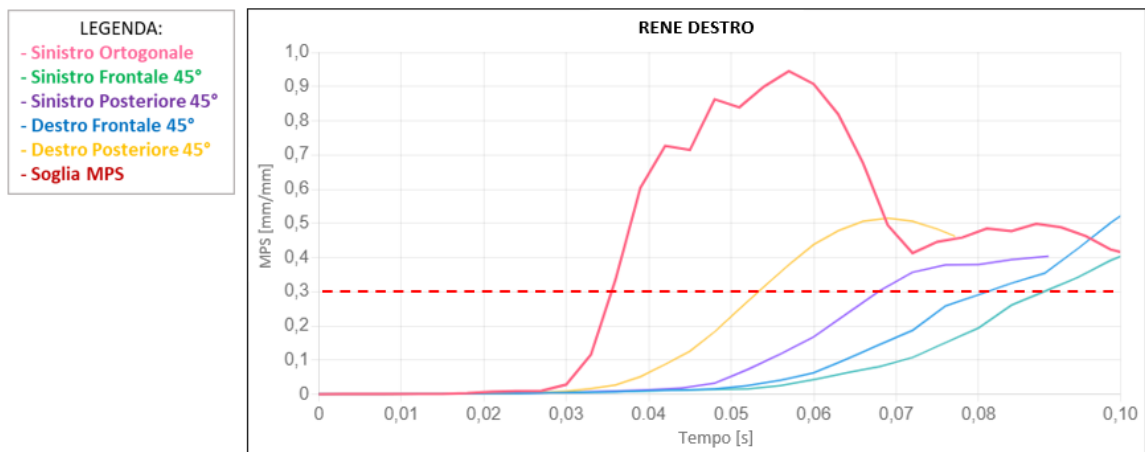


Figura 85 - Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) del rene destro

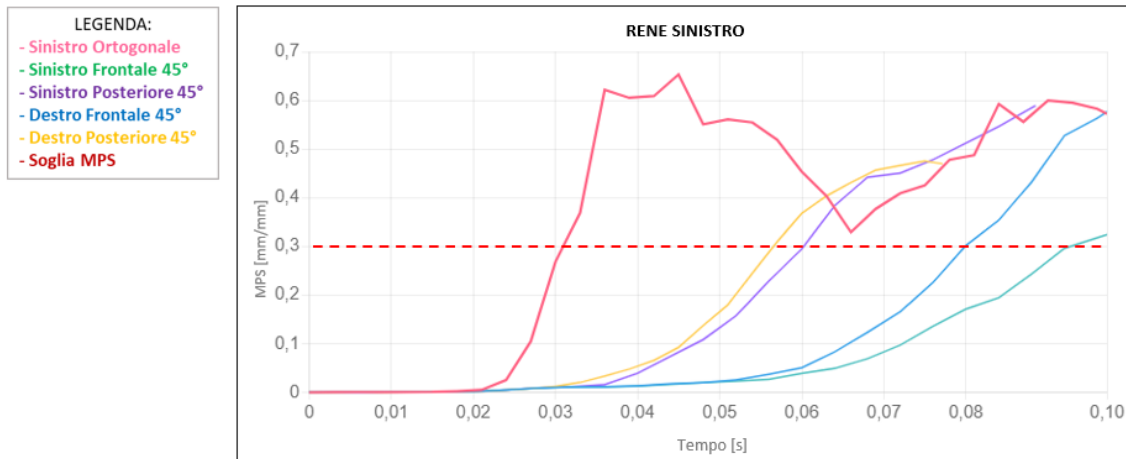


Figura 86 - Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) del rene sinistro

Questi risultati mostrano come fegato, milza e reni siano gli organi più a rischio in caso di impatto laterale. Non solo i valori di soglia di deformazioni sono sempre stati superati, ma la distribuzione stessa della deformazione interessa un'ingente porzione degli organi, soprattutto nel caso di milza e reni, come mostrato nelle figure 88 e 89. Per quanto riguarda il fegato (Figura 87), invece, l'impatto che ha provocato danni maggiori è stato l'impatto sinistro ortogonale, riportando un valore di deformazione del 104% a 84ms, seguito dagli impatti sul lato destro della vettura rispettivamente con il 71% a 100ms nel frontale e con il 55,6% a 77ms nell'impatto posteriore. Per la milza, nel caso dell'impatto sinistro laterale è stato raggiunto un picco di deformazione del 118%, seguito dai valori registrati in seguito agli impatti frontali inclinati con valori del 99,3% a 100ms nel caso dell'impatto destro e del 54,8% a 96ms nel caso dell'impatto sinistro. Anche per quanto riguarda i reni, l'impatto sinistro laterale si conferma come il più pericoloso, raggiungendo un picco di deformazione del 94,5% a 57ms per il rene destro e 65,3% a 45ms per il sinistro. I due impatti sul lato destro della vettura, frontale e posteriore inclinati, hanno registrato dei valori di deformazione rispettivamente del 56,6% a 100ms e 51,5% a 69ms sul rene destro, mentre il rene sinistro ha riportato il 60,7% a 100ms nell'impatto destro frontale inclinato e il 58,9% a 88ms nel sinistro posteriore inclinato.

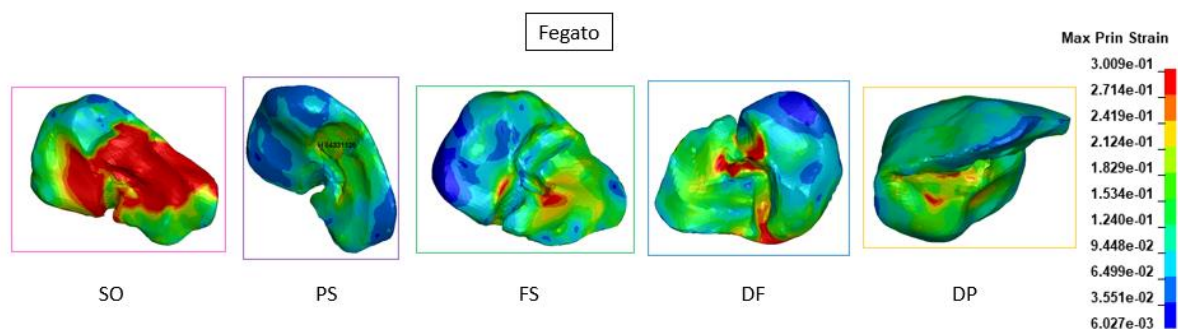


Figura 87 – Distribuzione della deformazione sul fegato nelle diverse configurazioni di impatto

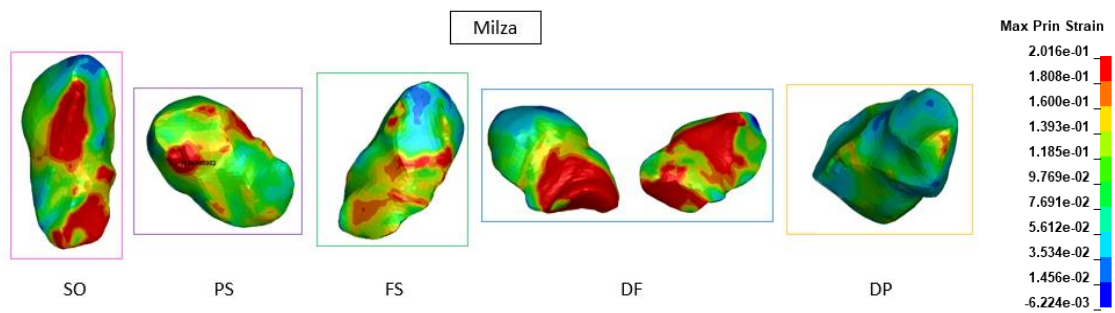


Figura 88 – Distribuzione della deformazione sulla milza nelle diverse configurazioni di impatto

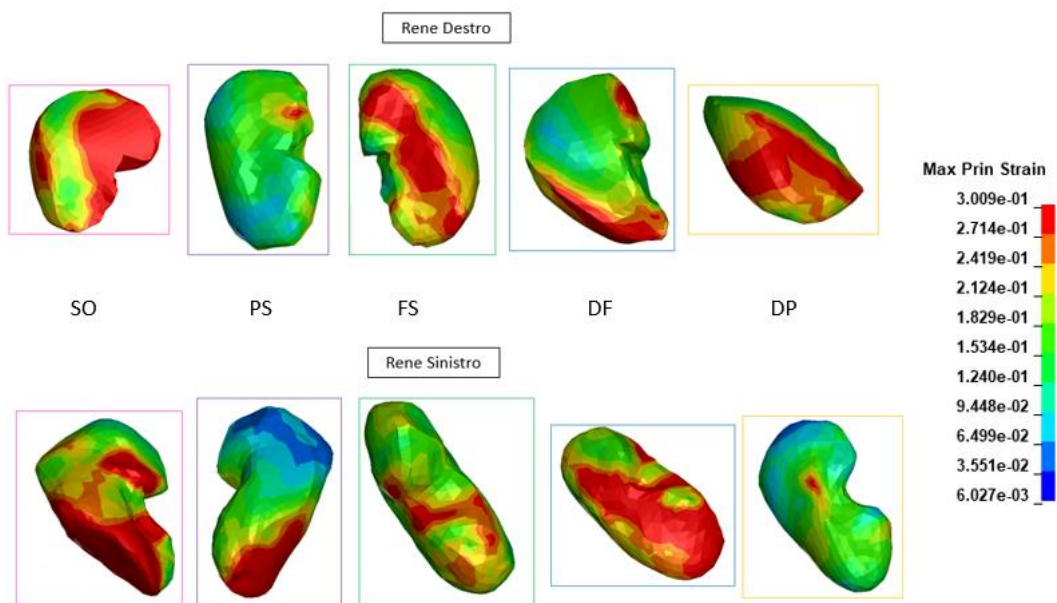


Figura 89 - Distribuzione della deformazione sui reni nelle diverse configurazioni di impatto

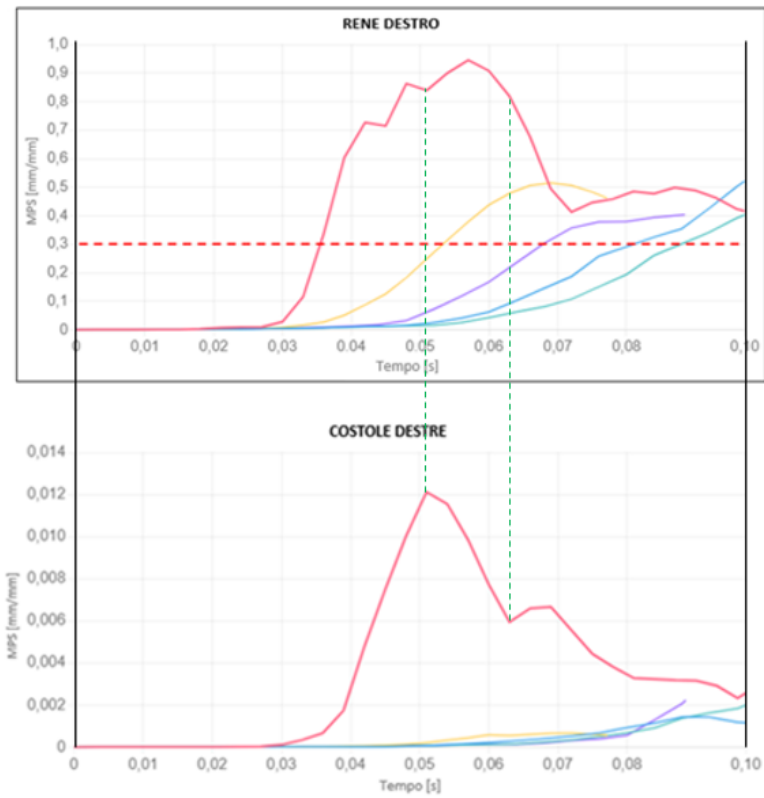


Figura 90- Correlazione tra i valori MPS del rene destro con le costole destre nell'urto SO

In figura 90 si vede come nel caso dell'impatto SO la deformazione del rene destro iniziale sia allineata con la deformazione delle costole destre, mostrando come il meccanismo di lesione sia lo schiacciamento prodotto dalle costole.

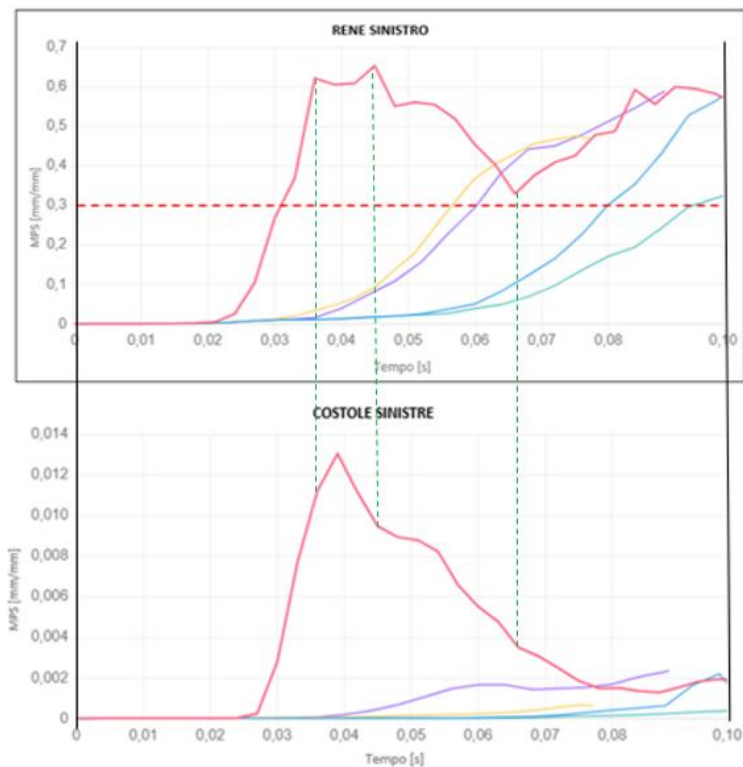


Figura 91 Correlazione tra i valori MPS del rene sinistro con le costole sinistre nell'urto SO

In figura 91 si vede come nel caso dell'impatto SO la deformazione del rene sinistro iniziale sia allineata con la deformazione delle costole sinistre. Da 0,065s circa in poi, invece la deformazione sul rene non è più dovuta allo schiacciamento delle costole, ma all'azione dovuta al moto relativo del rene. Il rene infatti spinge sul costato. Per quanto riguarda gli altri impatti invece non c'è correlazione tra l'andamento crescente della deformazione e dei valori di deformazione riportati dalle costole.

Nel caso dell'impatto sinistro ortogonale, la causa delle lesioni riportate è l'urto diretto del conducente contro la portiera impattata del veicolo: nelle figure è possibile vedere la correlazione tra l'andamento della deformazione delle costole sinistre ed il rene sinistro e rispettivamente le costole destre con il rene destro. Per i reni il picco di deformazione è dovuto allo schiacciamento delle costole. Nel caso degli impatti frontali, la causa delle lesioni è da ricondurre all'azione della cintura di sicurezza addominale (Figura 80). Infine, per quanto riguarda gli impatti posteriori inclinati, la deformazione ed il relativo schiacciamento degli organi sono da ricondurre alla trasmissione di forza dalla struttura dello schienale del sedile alla schiena del conducente (Figura 92 e 93). Questi risultati sono riassunti in Tabella 20.

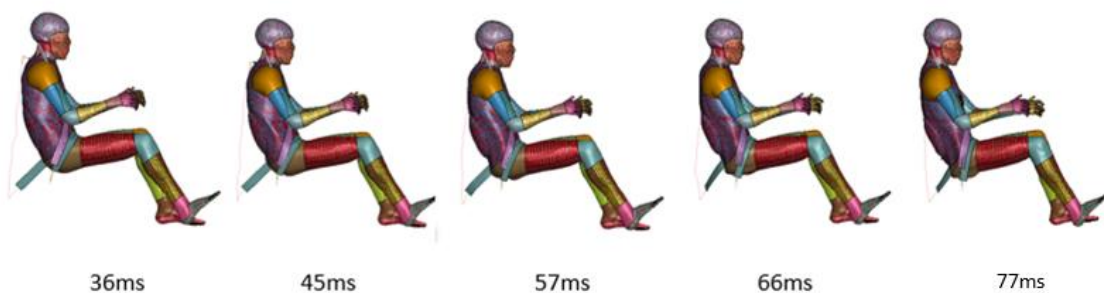


Figura 92- Impatto PS con dettaglio della deformazione sulla schiena



Figura 93 – Impatto PS con dettaglio della struttura del sedile a 87ms

Causa Lesione agli organi interni	Tipologia di Impatto Laterale				
	SO	FS	PS	DF	DP
Impatto diretto con la portiera laterale del veicolo	X				
Azione della cintura di sicurezza		X		X	
Trasmissione di forza dal sedile			X		X

Tabella 20 – Cause delle lesioni agli organi interni riscontrate

4.2.4.2 Stomaco e Intestino

Per quanto riguarda stomaco ed intestino (tenue e crasso), il limite massimo di deformazione considerato è del 120% (Shigeta, Yuichi and Tsuyoshi, 2009), di seguito vengono riportati in tabella 21 i valori di picco di MPS registrati a seguito delle simulazioni delle configurazioni di impatto prese in esame ed i grafici che riportano l'evoluzione dei valori di deformazione nel tempo dell'intestino in figura 94 e dello stomaco in Figura 97. I valori che superano la soglia di deformazione sono stati sottolineati.

VALORI MPS (mm/mm)						
Regione Corporea	Tipologia di Impatto Laterale					Soglia MPS
	SO	FS	PS	DF	DP	
Stomaco	1,09	0,779	0,499	0,781	0,464	1,2
Intestino	<u>2,343</u>	1,087	0,992	0,992	0,307	1,2

Tabella 21 - Valori MPS (mm/mm) relativi a stomaco e intestino

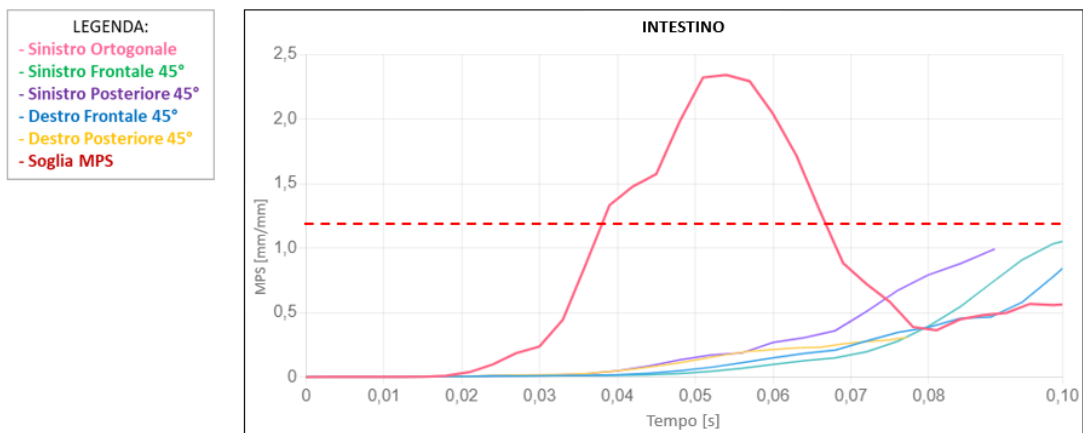


Figura 94 - Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) dell'intestino

L'unica configurazione di impatto ad aver riportato un valore di picco di deformazione oltre il valore MPS imposto è stata quella sinistra ortogonale, riportando un valore di deformazione del 234% a 54ms (Figura 95). Il picco di MPS è concentrato nella regione destra dell'intestino crasso e questa lesione è dovuta all'accelerazione conseguente all'impatto del bacino del THUMS contro la portiera del veicolo, è infatti possibile vedere in figura le similarità tra l'andamento dell'evoluzione temporale dei valori di MPS del bacino destro e quelli dell'intestino.

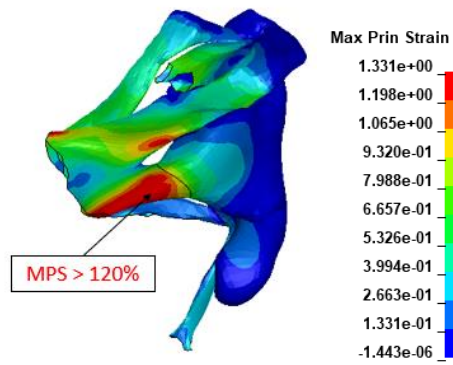


Figura 95 – Distribuzione della deformazione sull'intestino nell'Impatto SO

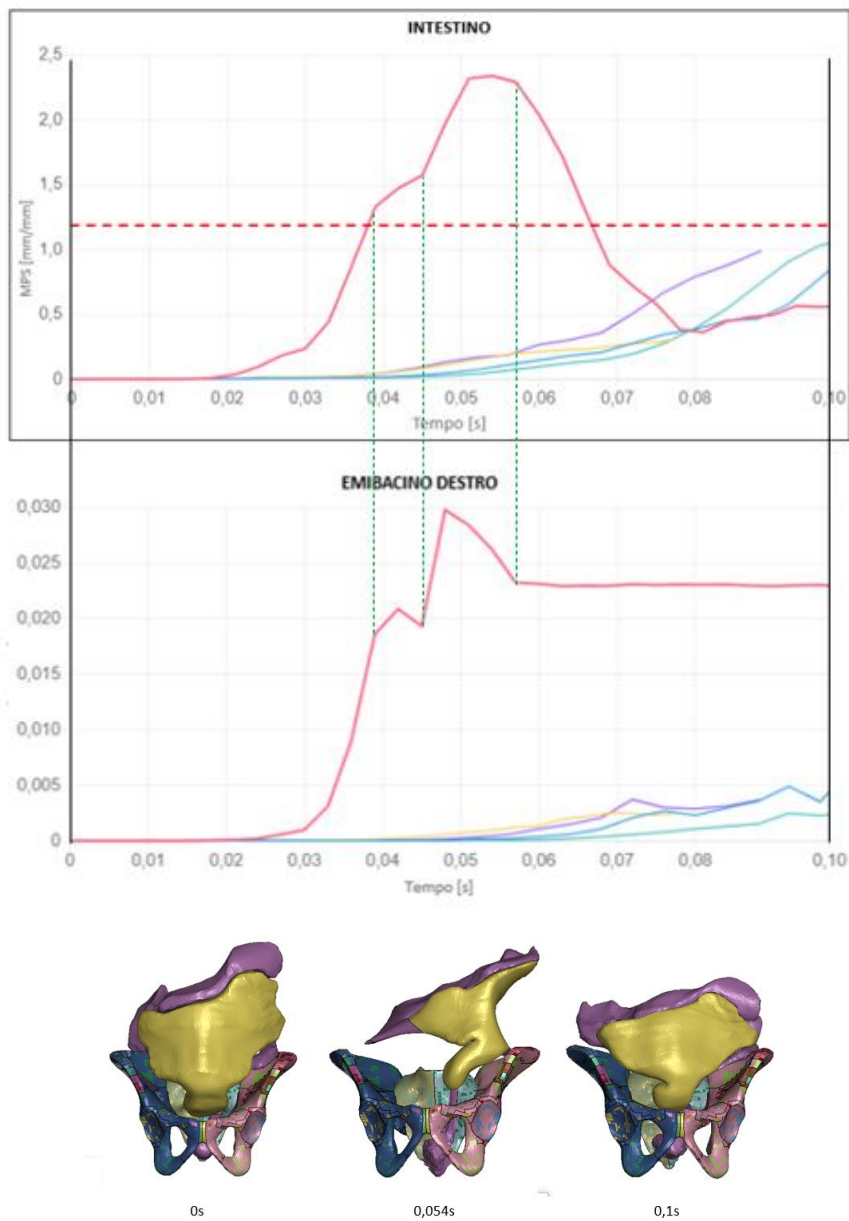


Figura 96 - Correlazione tra i valori MPS dell'intestino con il bacino nell'urto SO

In figura 96 è visibile come la lesione riportata dall'intestino sia dovuta all'accelerazione conseguente all'impatto del bacino del THUMS contro la portiera del veicolo e al moto relativo dell'intestino.

Non sono stati rilevati danni a carico dello stomaco, che pur riportando un picco di deformazione del 109% a 51ms a seguito dell'impatto sinistro ortogonale, rimane comunque al di sotto della soglia imposta di deformazione.

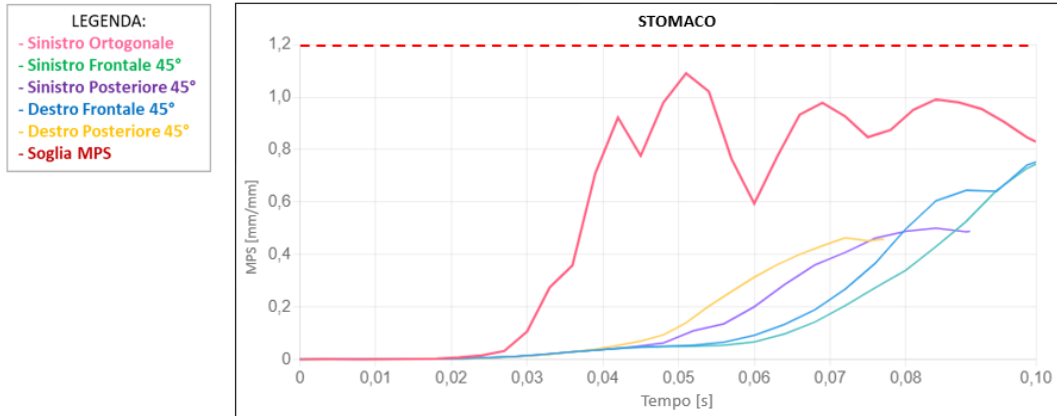


Figura 97 - Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) dello stomaco

4.2.5 La Colonna Vertebrale

La colonna vertebrale umana, illustrata in Figura 98, è normalmente costituita da 7 vertebre cervicali, 12 toraciche, 5 lombari, 5 sacrali e 4-5 coccigee. In questo paragrafo verranno prese in considerazione la zona cervicale, toracica e lombare. Le porzioni sacrale e coccigea verranno prese in considerazione nel paragrafo successivo, dove verrà discussa la zona pelvica.

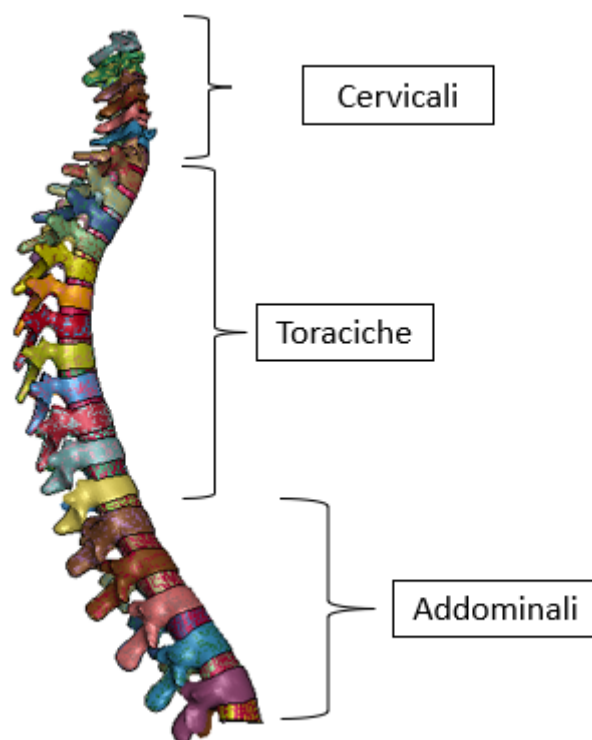


Figura 98 – Visualizzazione anatomica della colonna vertebrale

Generalmente, sono le lesioni a carico del segmento cervicale a provocare i danni maggiori. I meccanismi di lesione cervicale sono sensibili alla direzione e alla velocità del carico e alla posizione iniziale del collo. Le lesioni alla porzione cervicale più alta si traducono spesso in lesioni mortali, mentre nella porzione più bassa possono risultare in paralisi. Esistono anche forme più lievi di lesioni cervicali, come ad esempio il colpo di frusta, molto frequente in caso di tamponamento automobilistico. In questo caso, si tratta di lesioni dovute all'azione combinata di tensione ed estensione. Un'altra tipologia di lesione è quella dovuta alla flessione laterale del collo, situazione riscontrata principalmente in caso di impatto automobilistico laterale o obliquo. In questo lavoro è stata riscontrata, ad esempio, una lesione dovuta alla flessione laterale della colonna cervicale.

Per quanto riguarda la colonna vertebrale toraco-lombare, nonostante la frequenza delle lesioni sia molto bassa, le collisioni tra veicoli sono una delle principali cause di lesioni. Solitamente non si tratta di lesioni mortali, tuttavia, se la lesione coinvolge il midollo spinale, può verificarsi la paraplegia (Rao *et al.*, 2014). Un meccanismo di lesione diffuso è un carico combinato di flessione e compressione, come ad esempio, nel caso di espulsione del un pilota, la colonna

vertebrale è sottoposta a un'accelerazione caudocefalica (dalla coda alla testa) che sfocia in questo meccanismo di lesione (Vulcan, King and Nakamura, 1970). La flessione è dovuta al fatto che il centro di massa del tronco è posto anteriormente rispetto alla colonna vertebrale.

La soglia MPS imposta per evitare la frattura delle vertebre lombari viene considerata dell'1,5% (Gaewsky *et al.*, 2015), 4,2% per le vertebre cervicali (Mattos *et al.*, 2015) (Holsgrove *et al.*, 2015) e 1,71% per le vertebre toraciche (Ye *et al.*, 2018). In nessun caso sono stati superati i limiti imposti. Nella Tabella 22 vengono riportati i valori MPS relativi alla colonna vertebrale, mentre in Tabella 23 le rispettive percentuali di rischio di lesione correlate ad un'età del soggetto di 35 anni: in nessuna configurazione di impatto è avvenuta frattura vertebrale. Nelle figure 99, 100 e 101 vengono riportate le evoluzioni temporali dei valori MPS relativi rispettivamente alla colonna cervicale, toracica e lombare.

VALORI MPS (mm/mm)						
Regione della Colonna	Tipologia di Impatto Laterale					SOGLIA MPS
	SO	FS	PS	DF	DP	
Toracica	0,011	0,005	0,004	0,008	0,002	0,017
Lombare	0,003	0,004	0,001	0,007	0,002	0,015
Cervicale	0,026	0,002	0,003	0,003	0,001	0,042

Tabella 22 – Valori MPS (mm/mm) per la colonna vertebrale

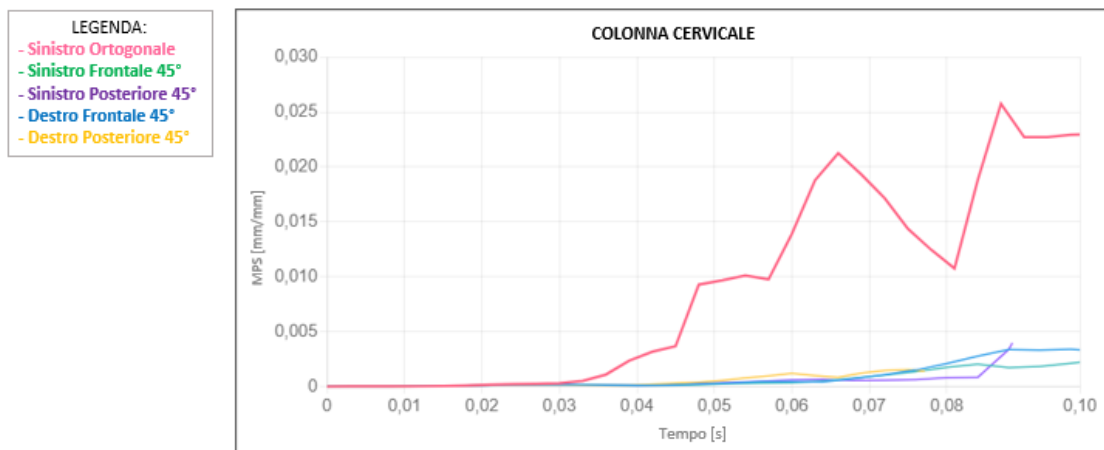


Figura 99- Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) della colonna cervicale

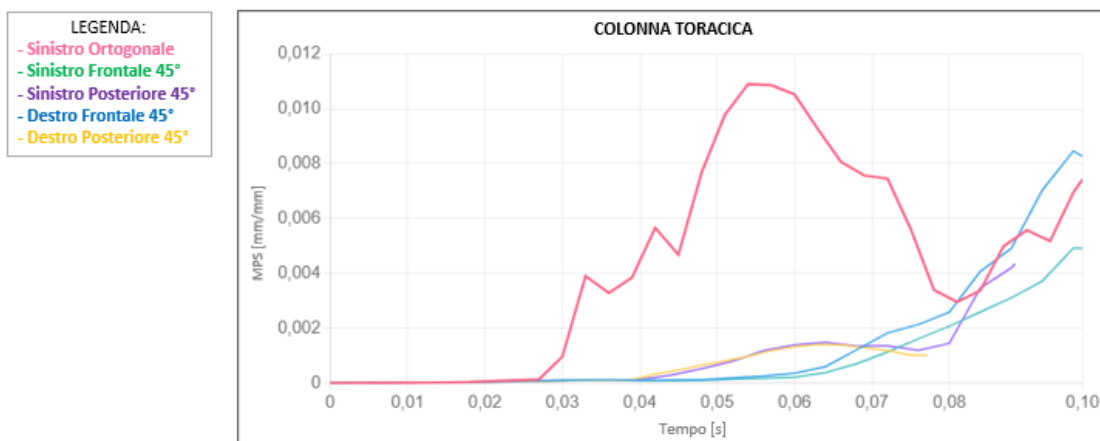


Figura 100- Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) della colonna toracica

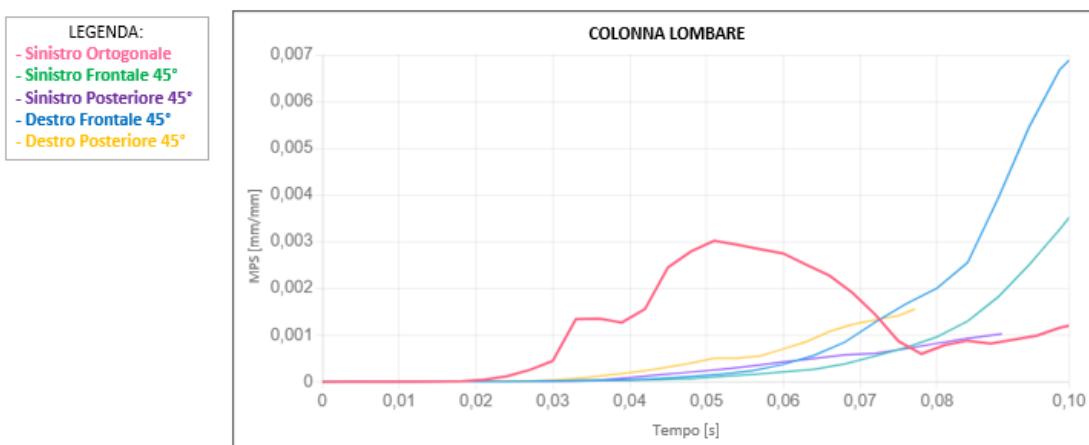


Figura 101 - Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) della colonna lombare

RISCHIO DI LESIONE (%) – 35 anni					
Regione della Colonna Vertebrale	Tipologia di Impatto Laterale				
	SO	FS	PS	DF	DP
Toracica	4,274	0,381	0,269	2,011	0,016
Lombare	0,091	0,205	0,004	1,322	0,015
Cervicale	44,10	0,042	0,061	0,128	0,009

Tabella 23 - Valori di Rischio di Lesione (%) per la colonna vertebrale

Come è possibile vedere dai valori riportati in Tabella 23, la regione che ha riportato la maggior percentuale di rischio di lesione è la regione cervicale nel caso della configurazione di impatto laterale sinistro ortogonale, riportando un valore del 44% circa (Figura 102).

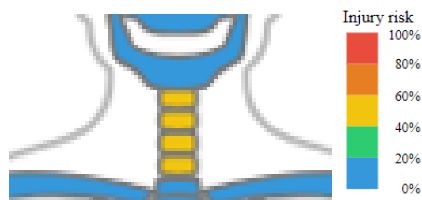


Figura 102 - Visualizzazione del rischio di lesione percentuale del THUMS® Injury Risk Visualizatin Tool

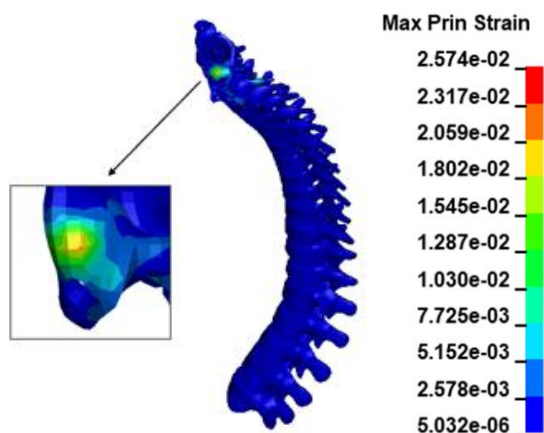


Figura 103- Dettaglio della colonna vertebrale dove è localizzato il picco di MPS nell'impatto SO in LS-DYNA

Il massimo valore di MPS è stato raggiunto a livello della prima vertebra cervicale (Figura 103) a 0,87s, valore riconducibile al brusco movimento laterale compiuto dal collo, come è possibile vedere in Figura 104. La lesione riportata a livello di questa vertebra è solitamente associata a lesioni mortali, a causa del danno che viene riportato a livello del midollo spinale. Nello specifico si tratta di lesione dovuta a flessione laterale.

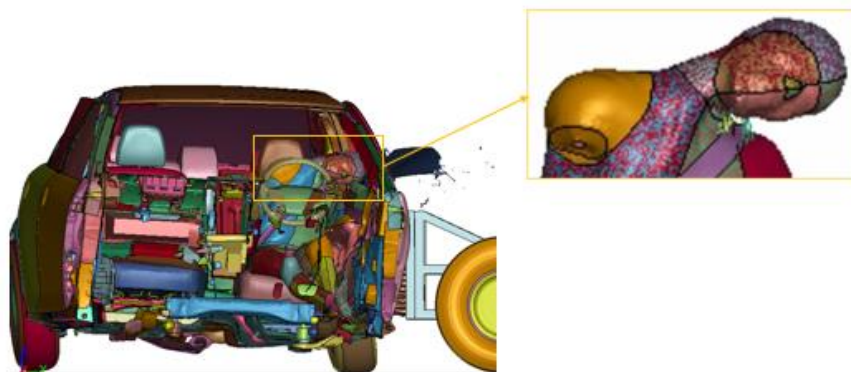


Figura 104– Impatto Ortogonale Sinistro

4.2.6 La Zona Pelvica

Il bacino dal punto di vista anatomico (Figura 105) è composto da due ossa iliache (le sezioni laterali del bacino), dall'osso sacro e dal coccige, che sono rispettivamente le ultime 9-10 vertebre della colonna vertebrale (5 sacrali e 4-5 coccigee). Ai fini della simulazione l'osso sacro ed il coccige vengono considerati come parte unica (Figura 106).

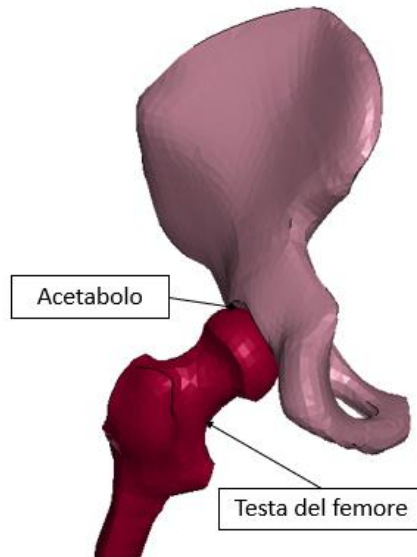


Figura 105 – Anatomia ossea dell'anca

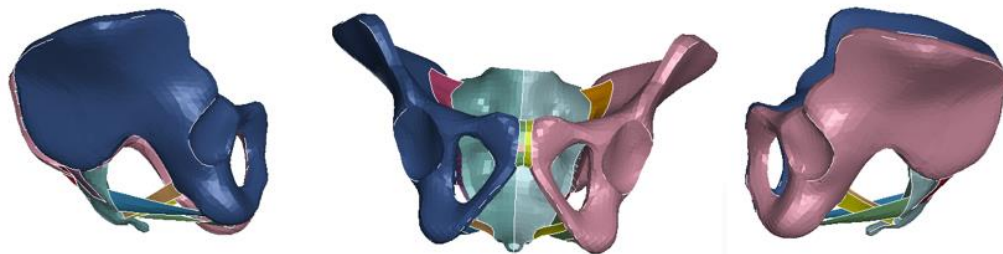


Figura 106– Zona pelvica

Dal punto di vista meccanico, il bacino è l'unica via di carico per trasmissione del peso corporeo al suolo, pertanto, un'alterazione di questa struttura comporta l'impossibilità di deambulare. In caso di incidente automobilistico, si possono riscontrare diverse tipologie di lesioni come fratture acetabolari, fratture a carico delle ossa iliache o dei rami pubici (King, 2001)(Du Bois *et al.*, 2004). Si riscontrano anche lesioni degli organi pelvici. In caso di impatto laterale, solitamente, la porta urta il femore, che a sua volta spinge l'acetabolo medialmente. La lesione più frequente in questo caso è la frattura del ramo pubico, seguita da quella dell'acetabolo (Guillemot *et al.*, 1997). Le fratture acetabolari sono dovute a forze di compressione trasmesse attraverso la testa del femore, mentre le fratture del ramo pubico sono il risultato di carichi di flessione applicati attraverso l'acetabolo. In condizioni di impatto obliquo, è stato osservato come il cedimento della sinfisi pubica sia la causa principale delle lesioni all'articolazione

sacroiliaca, essendo la sinfisi la zona più debole del bacino. La lesione principale conseguente agli impatti laterali, sia nell'impatto dal lato passeggero, che dal lato del conducente, è quella relativa alla zona pelvica. (Banglmaier *et al.*, 2003).

Come valore MPS di soglia di lesione per la frattura dell'anca, si può considerare un criterio di frattura del 3%, soglia che non è stata superata a seguito di nessuna delle configurazioni di impatto. Nella Tabella 24 vengono riportati i valori MPS relativi a osso sacro e bacino, mentre in Tabella 25 le rispettive percentuali di rischio di lesione correlate ad un'età del soggetto di 35 anni: in nessuna configurazione di impatto è avvenuta frattura, anche se il valore riportato dal bacino destro nell'impatto SO è molto vicino al valore soglia, riportando un valore di 2,98%. Nelle figure 107, 108 e 109 vengono riportate le evoluzioni temporali dei valori MPS relativi rispettivamente all'emibacino destro, all'emibacino sinistro e all'osso sacro.

VALORI MPS (mm/mm)						
Regione Corporea	Tipologia di Impatto Laterale					SOGLIA MPS
	SO	FS	PS	DF	DP	
Osso Sacro	0,0025	0,0021	0,0032	0,00346	0,0023	0,03
Bacino Destro	0,0298	0,0025	0,0048	0,0067	0,0025	
Bacino Sinistro	0,0243	0,0050	0,0038	0,0018	0,0094	

Tabella 24 - Valori MPS (mm/mm) relativi alla zona pelvica

RISCHIO DI LESIONE (%) – 35 anni						
Regione Corporea	Tipologia di Impatto Laterale					
	SO	FS	PS	DF	DP	
Osso Sacro	0,05	0,0318	0,1045	0,1379	0,038	
Bacino Destro	59,57	0,0493	0,3694	0,9983	0,0516	
Bacino Sinistro	38,61	0,4215	0,1803	0,0199	2,7232	

Tabella 25 - Rischio di lesione (%) relativo alla zona pelvica per un individuo di 35 anni

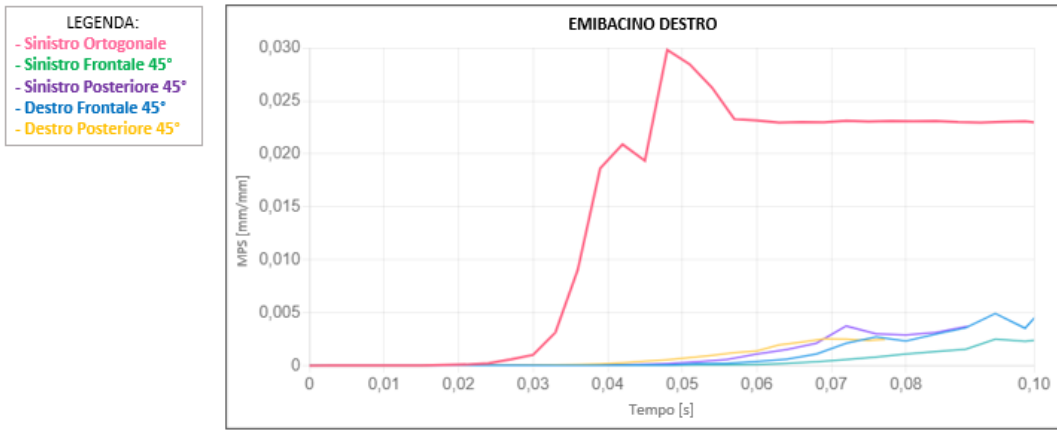


Figura 107 - Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) dell'anca destra

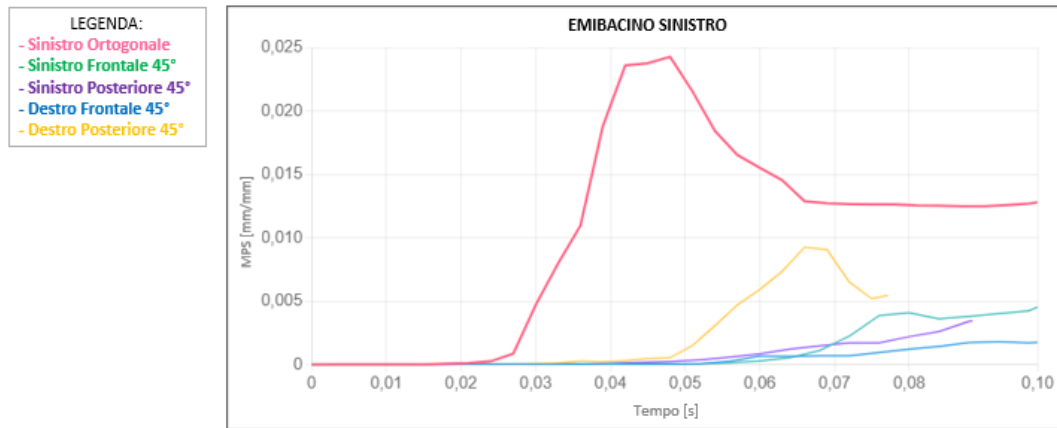


Figura 108 - Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) dell'anca sinistra

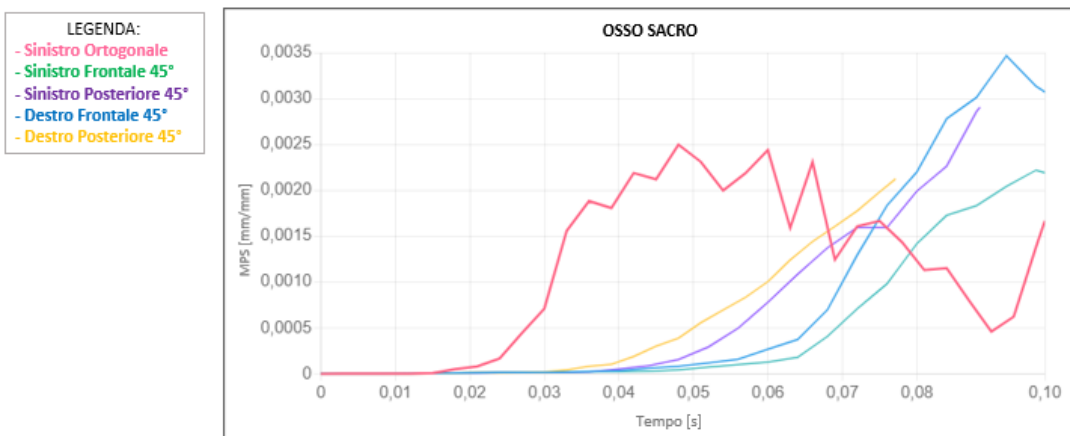


Figura 109 - Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) dell'osso sacro

Anche per questa regione corporea, come mostrato in figura 111, il maggior rischio di lesione è stato registrato in conseguenza all'impatto sinistro ortogonale. Sono stati infatti riportati il 60% circa di rischio di lesione per l'anca destra e il 38,6% circa di rischio di lesione per l'anca sinistra (Figura 110). Entrambi i valori di picco di MPS sono stati localizzati nella conca acetabolare a 0,048s e queste lesioni sono dovute all'impatto del bacino contro la portiera del veicolo. L'acetabolo, o cotile, è il particolare incavo laterale dell'osso iliaco, deputato a ospitare la testa del femore e a formare, con quest'ultima, l'anca. Le lesioni acetabolari sono molto frequenti in caso di impatto laterale e sono dovute a forze di compressione trasmesse attraverso la testa del femore.

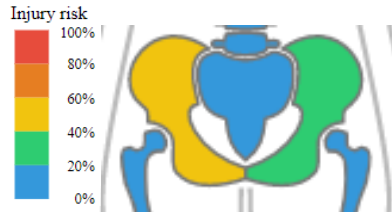


Figura 110 – Visualizzazione del rischio di lesione percentuale

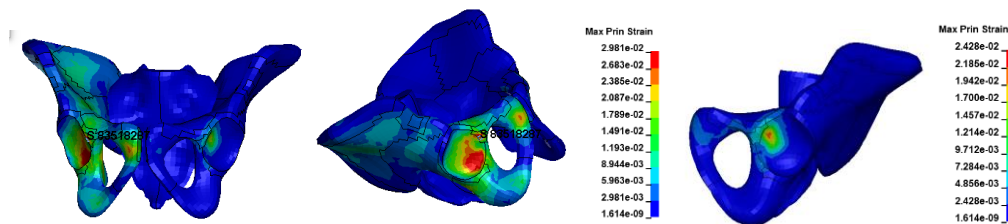


Figura 111- Dettaglio dell'anca sinistra dove è localizzato il picco di MPS nell'impatto SO

Nonostante lo strumento THUMS Injury Risk Visualization abbia segnalato come valore MPS di picco quello registrato nell'articolazione coxo-femorale (Figura 112), è possibile vedere come, in realtà, la zona maggiormente soggetta a deformazione sia stata quella della sinfisi pubica (Figura 113). Il mancato riconoscimento del valore è da ricondurre al fatto che la zona della sinfisi pubica sia modellata come osso spongioso, mentre lo strumento THUMS si concentra esclusivamente sui valori registrati a livello dell'osso corticale. Essendo la sinfisi pubica la zona più fragile del bacino, vengono comunque presentati i risultati in questione.

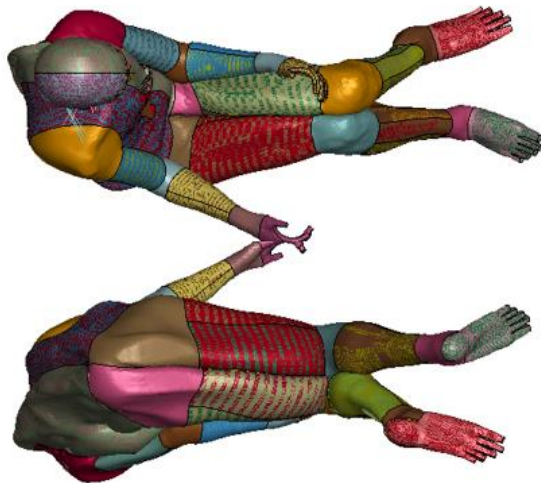


Figura 112- Visualizzazione dall'alto e dal basso all'istante $t=48ms$ nell'urto SO

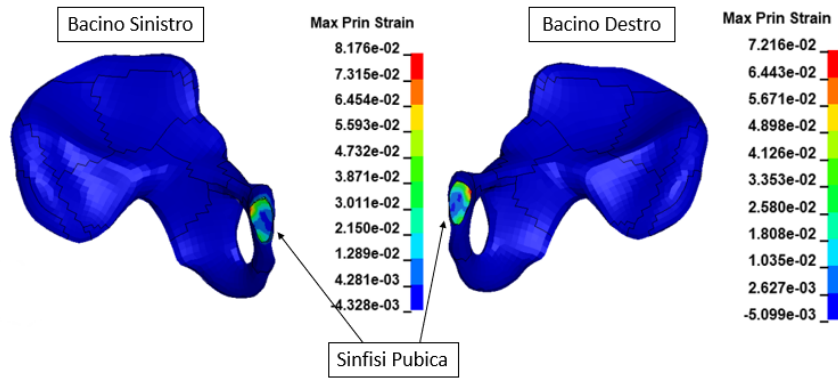


Figura 113– Dettaglio della Sinfisi Pubica nell'impatto SO

4.2.7 Gli Arti inferiori

L'arto inferiore è composto da tre segmenti corporei principali (la coscia, gamba e il piede) e da due articolazioni: il ginocchio e la caviglia. In questo lavoro verranno presi in considerazione i valori biomeccanici relativi al femore, alla gamba (tibia e perone) ed ai legamenti delle ginocchia. Il meccanismo di lesione più diffuso per le ossa è la flessione applicata all'osso. Il contatto con i componenti interni anteriori del veicolo è la causa principale dell'aumento delle lesioni dal ginocchio in giù. Le lesioni sopra il ginocchio, invece, sono generalmente associate all'intrusione della porta e delle strutture laterali e sono generalmente associate ad impatti a velocità maggiore. Le lesioni subite nell'impatto laterale sono tipicamente dovute ad un angolo d'impatto obliquo (Banglmaier *et al.*, 2003).

Anche per lo studio della lesione degli arti inferiori si fa riferimento al 3% come limite di frattura dell'osso corticale. Nella Tabella 26 vengono riportati i valori MPS relativi a femori e stinchi, mentre in Tabella 27 le rispettive percentuali di rischio di lesione correlate ad un'età del soggetto di 35 anni: in nessuna configurazione di impatto è avvenuta frattura. Nelle figure 114 e 115 vengono riportate le evoluzioni temporali dei valori MPS relativi rispettivamente al femore destro e sinistro, nelle figure 116 e 117 tibia e perone destri e sinistri. In nessuna delle configurazioni di impatto è a rischio di frattura ossea.

VALORI MPS (mm/mm)						
Regione Corporea	Tipologia di Impatto Laterale					SOGLIA MPS
	SO	FS	PS	DF	DP	
Femore Destro	0,007	0,001	0,005	0,005	0,002	0,03
Femore Sinistro	0,007	0,003	0,001	0,001	0,005	
Gamba Destra	0,018	0,006	0,001	0,006	0,0006	
Gamba Sinistra	0,009	0,009	0,0003	0,002	0,001	

Tabella 26 – Valori MPS (mm/mm) degli arti inferiori

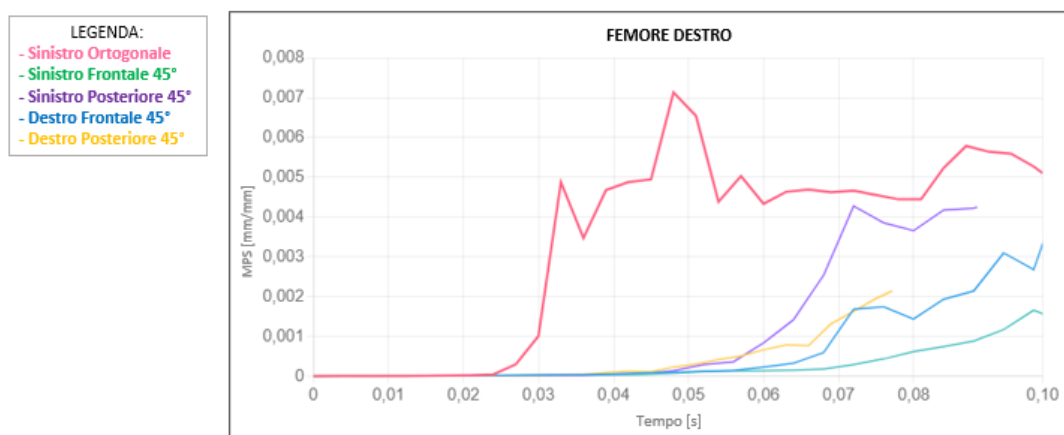


Figura 114- Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) del femore destro

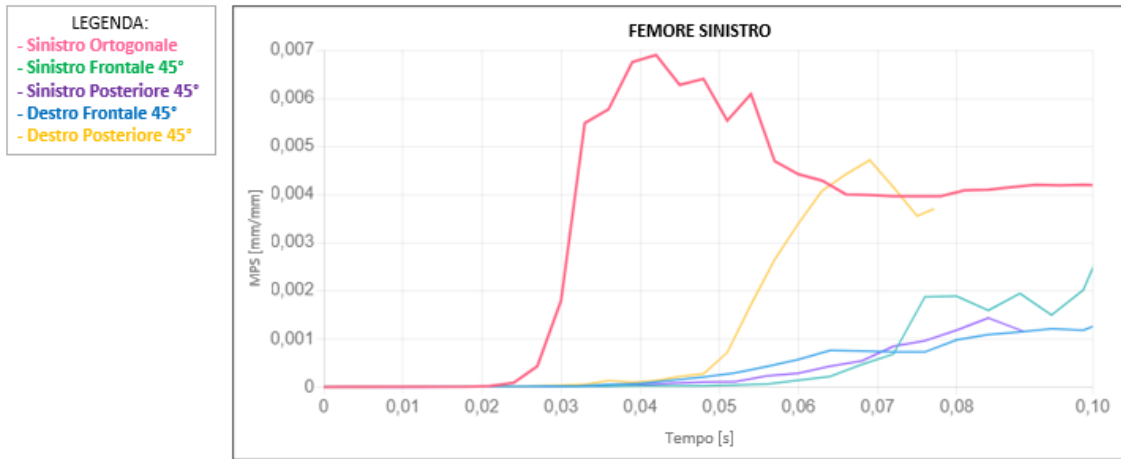


Figura 115- Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) del femore sinistro

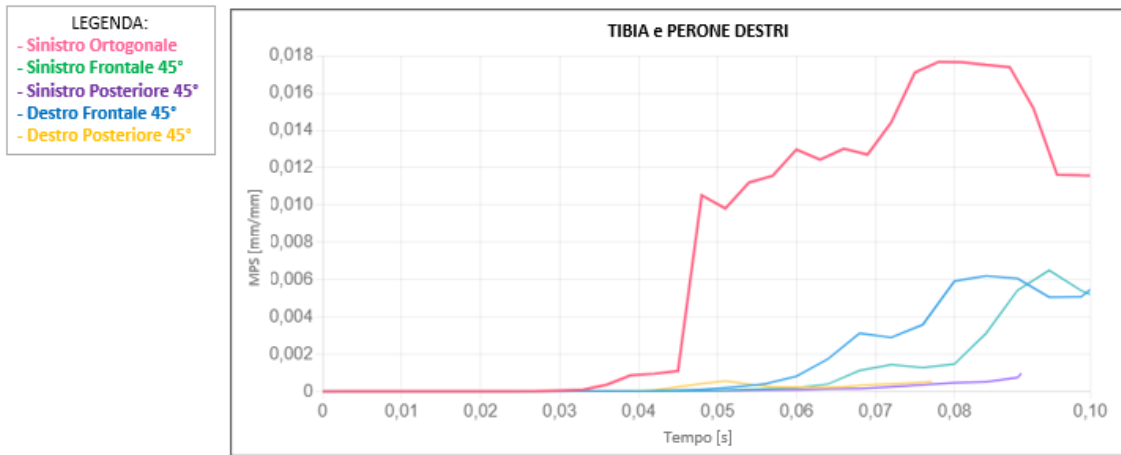


Figura 116- Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) di tibia e perone destri

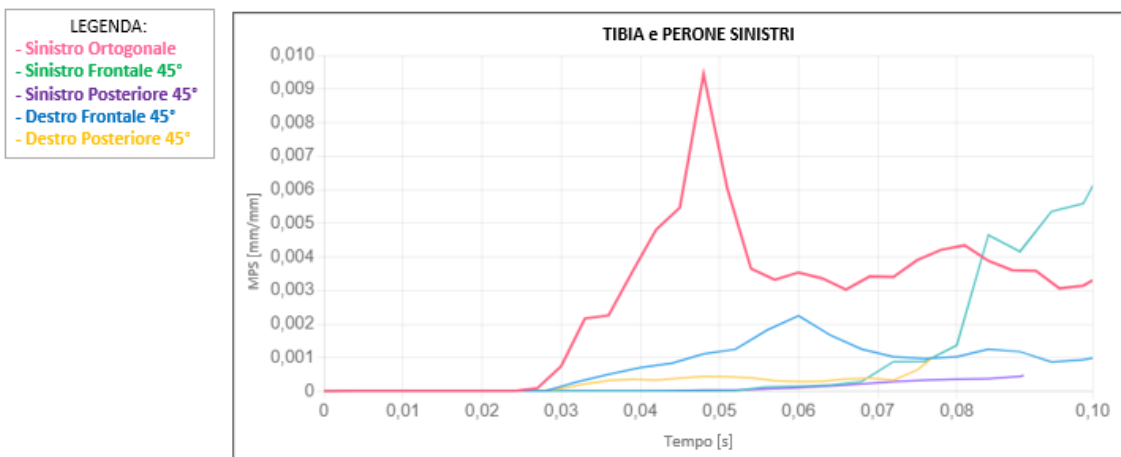


Figura 117- Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) di tibia e perone sinistri

RISCHIO DI LESIONE (%) – 35 anni					
Regione Corporea	Tipologia di Impatto Laterale				
	SO	FS	PS	DF	DP
Femore Destro	1,21	0,010	0,529	0,377	0,029
Femore Sinistro	0,028	0,113	0,006	0,010	0,341
Gamba Destra	17,07	0,817	0,006	0,864	0,001
Gamba Sinistra	2,795	2,021	0,0002	0,038	0,006

Tabella 27 – Valori di Rischio di Lesione (%) relativi agli arti inferiori

Considerando tutti gli impatti, il maggior valore di deformazione è stato raggiunto nel caso di impatto ortogonale sinistro, localizzato a livello della tibia destra. Nello specifico a livello dell'articolazione del ginocchio, nella zona prossimale tra femore e tibia (Figura 118).

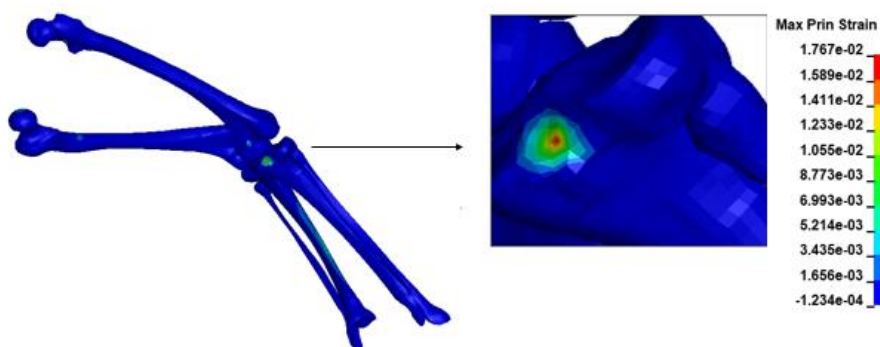


Figura 118– Dettaglio della Tibia dove è localizzato il picco di MPS nell'impatto SO

Questa lesione nello specifico non è risultante dall'urto con la struttura interna del veicolo, ma dalla distensione stessa della gamba in avanti, con conseguente deformazione a livello del ginocchio, come visibile in Figura 119. I valori di deformazione riportati sul lato sinistro, nel caso di tibia e perone, sono invece riconducibili all'urto con la portiera laterale della vettura.

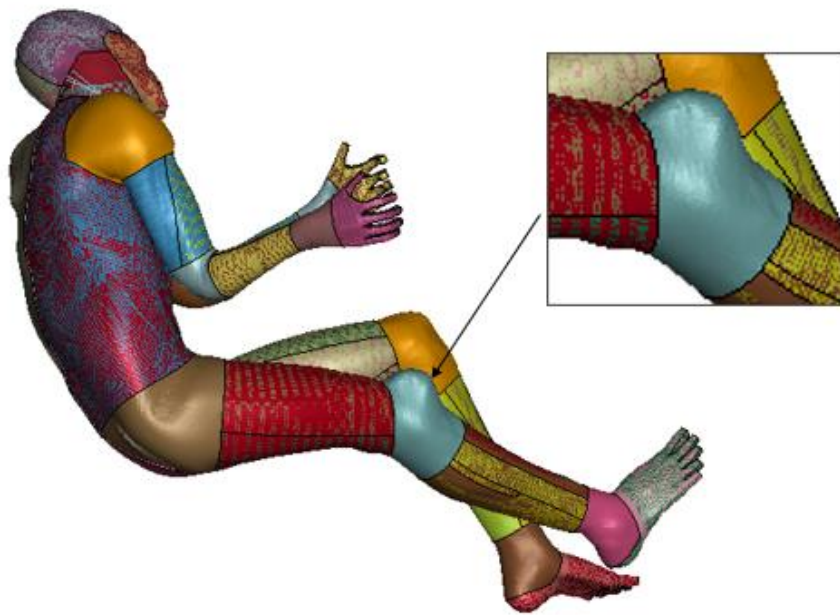


Figura 119– Impatto SO, dettaglio del ginocchio destro.

Per quanto riguarda il femore, la configurazione che spicca, anche se con valori trascurabili, è quella di impatto posteriore destro inclinato. I valori sono riconducibili ad una lesione all'anca: il picco di MPS si registra infatti in prossimità della testa del femore, come mostrato in Figura 120.

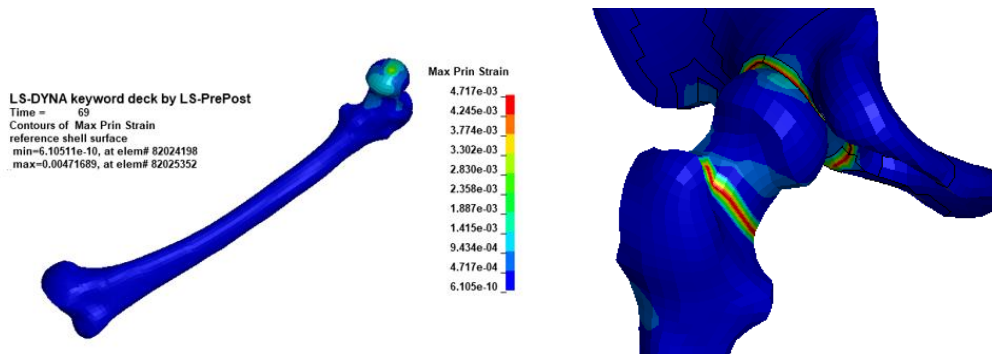


Figura 120– Dettaglio femore nell'impatto DP

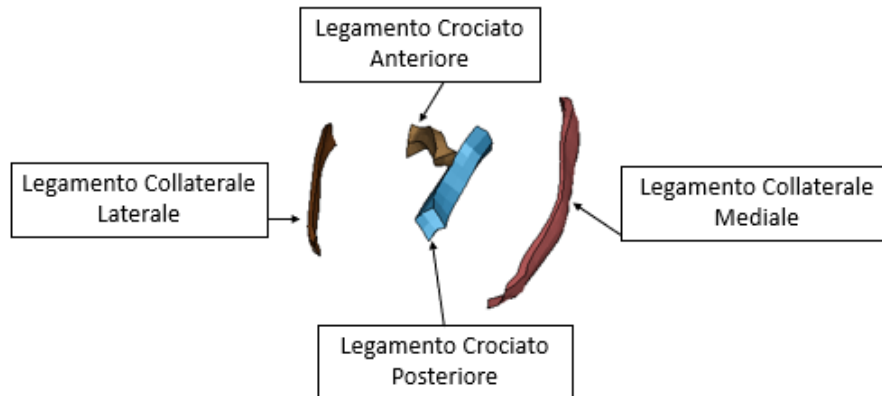


Figura 121– Vista anatomica in LS-DYNA (destra) dei legamenti del ginocchio

Per la valutazione della lesione a carico dei legamenti del ginocchio (Figura 121), vengono considerati come valori di soglia di deformazione rispettivamente 28% per i legamenti laterali e 24% per il legamento del crociato (Arnoux *et al.*, 2008). Nella Tabella 28 vengono riportati i valori MPS relativi ai legamenti delle ginocchia. Nelle figure 122 e 123 vengono riportate le evoluzioni temporali dei valori MPS relativi rispettivamente ai legamenti del ginocchio destro e del ginocchio sinistro.

VALORI MPS (mm/mm)						
Regione Corporea	Tipologia di Impatto Laterale					SOGLIA MPS
	SO	FS	PS	DF	DP	
Legamento Ginocchio Destro	0,216	0,142	0,065	0,135	0,051	0,24
Legamento Ginocchio Sinistro	0,136	0,096	0,038	0,089	0,049	0,24

Tabella 28 – Valori MPS relativi ai legamenti delle ginocchia

Come suggerivano i valori MPS ossei, la conferma che la deformazione maggiore è a carico del ginocchio destro viene fornita dal valore MPS dei legamenti dello stesso. Sia nel caso dell'impatto sinistro ortogonale (Figura 124), che ha registrato il valore di MPS maggiore rispetto alle altre configurazioni, che nel caso di impatto destro obliquo frontale (Figura 125), il valore di picco è stato registrato nel legamento crociato posteriore destro (Figura 126). Tuttavia, in nessuna delle configurazioni è stato superato il valore di soglia (28%), anche se il valore raggiunto nell'impatto laterale sinistro si è avvicinato (21%).

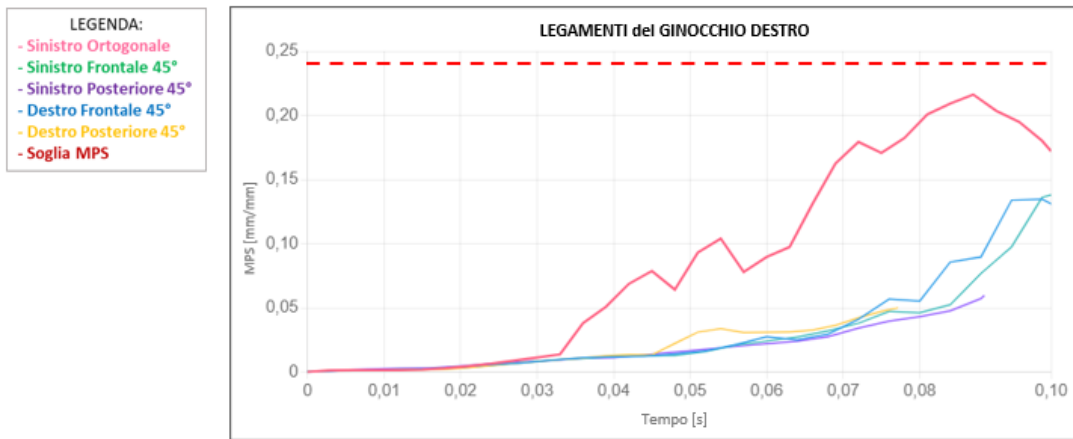


Figura 122- Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) dei legamenti del ginocchio destro

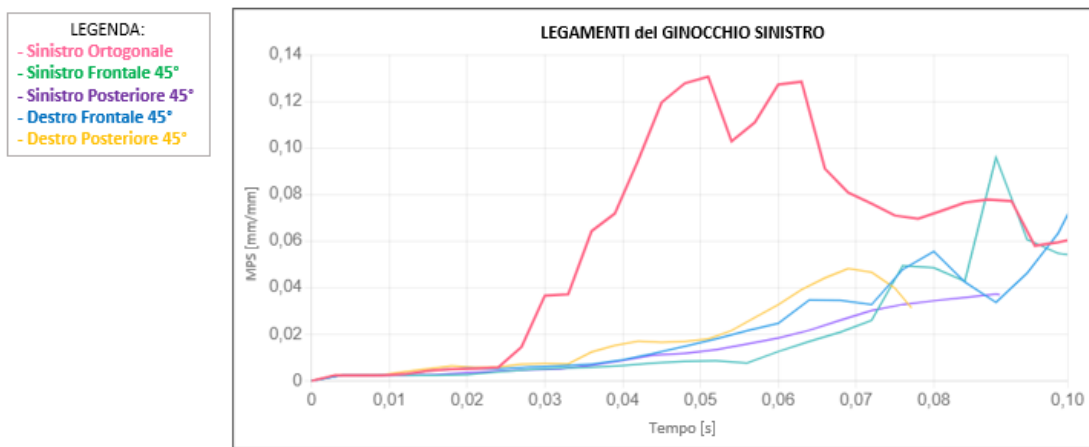


Figura 123- Evoluzione temporale dei valori MPS (mm/mm) dei legamenti del ginocchio sinistro

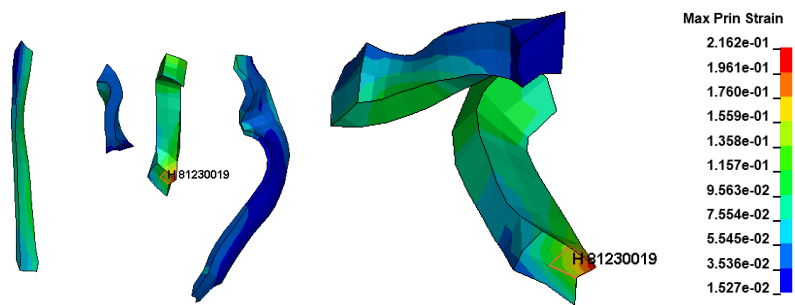


Figura 124- Legamento crociato a 87ms nell'impatto SO

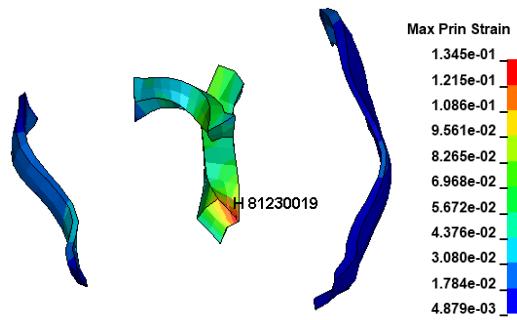


Figura 125- Legamento crociato nell'impatto DF a 96ms

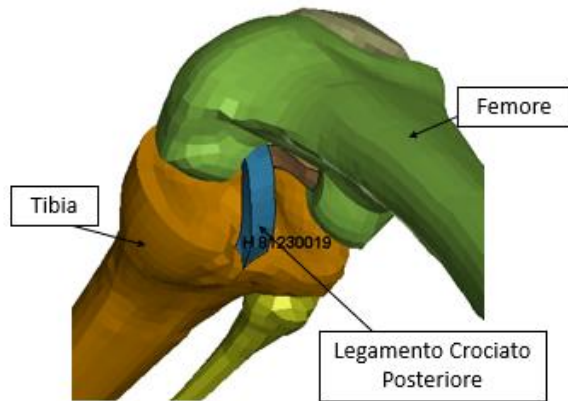


Figura 126- Vista anatomica del ginocchio in LS-DYNA

Relativamente all'impatto frontale sinistro inclinato (Figura 127), invece, il picco di MPS a livello dei legamenti è localizzato nel legamento collaterale mediale, restando comunque molto al di sotto del valore di soglia (24%) col suo valore di picco di deformazione (14%).

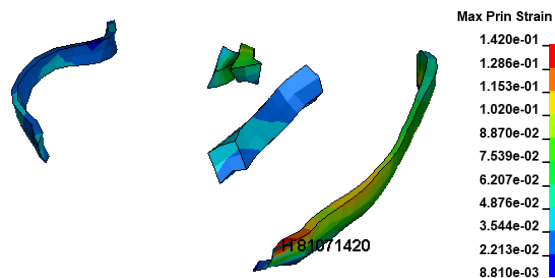


Figura 127- Legamento crociato nell'impatto FS a 100ms

4.3 Correlazione del rischio con l'età

Nell'esposizione dei risultati è stata utilizzata, per stabilire la percentuale del rischio di lesione, l'età di 35 anni. Viene qui di seguito proposta, l'evoluzione della percentuale del rischio di lesione, a livello osseo, in correlazione con l'età del soggetto. L'impatto sinistro ortogonale si è rivelato essere l'unico urto che ha provocato lesioni sui segmenti ossei, infatti, in tutte le altre configurazioni di impatto, nonostante l'aumentare dell'età, le lesioni riportate dal conducente sono state classificate come lievi dalla THUMS web application. Nella Tabella 29 ed in Figura 180 vengono presentati i risultati relativi alla percentuale del rischio di lesione all'aumentare dell'età del conducente relativamente all'impatto SO. Vengono quindi riportate le curve del rischio di lesione, in base all'età del soggetto, relative alle principali lesioni che sono state riscontrate, a livello osseo, a seguito delle diverse configurazioni di impatto. I valori scelti per la rappresentazione nelle curve di rischio sono stati sottolineati.

Regione Corporea	20 anni	30 anni	40 anni	50 anni	60 anni	70 anni	80 anni	Curve di Rischio
EMIBACINO DESTRO	<u>51%</u>	57%	57%	<u>69%</u>	75%	82%	<u>88%</u>	Fig. 129
EMIBACINO SINISTRO	<u>32%</u>	36%	36%	<u>47%</u>	53%	60%	<u>67%</u>	Fig. 130
SCAPOLA DESTRA	<u>37%</u>	42%	42%	<u>53%</u>	60%	67%	<u>74%</u>	Fig. 131
CERVICALE	<u>37%</u>	42%	42%	<u>53%</u>	60%	66%	<u>74%</u>	Fig. 132
CRANIO	<u>100%</u>	100%	100%	<u>100%</u>	100%	100%	<u>100%</u>	Fig. 133
STINCO DESTRO	<u><20%</u>	<20%	<20%	<u>21%</u>	25%	30%	<u>35%</u>	Fig. 134

Tabella 29 - Rischio di lesione nell'impatto SO correlato all'età del soggetto

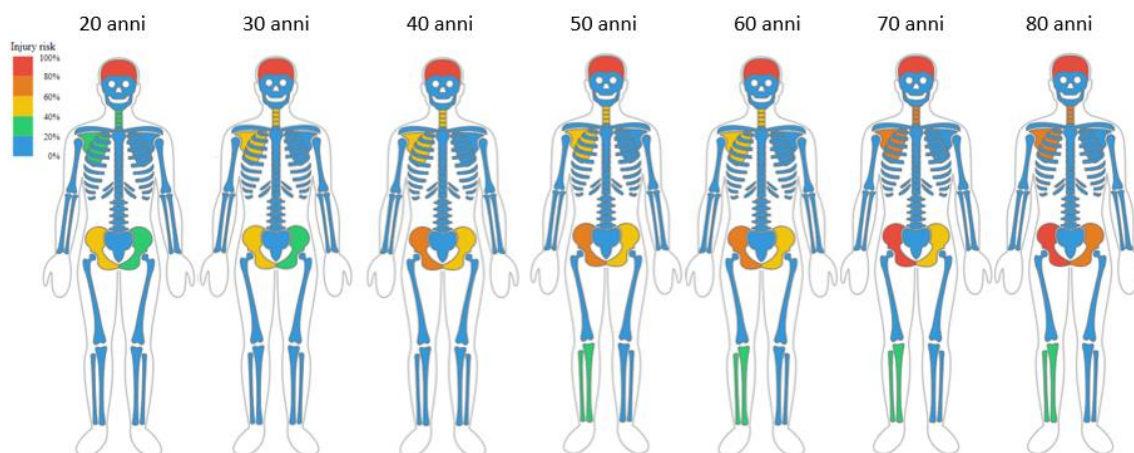


Figura 128– Rischio di lesione nell'impatto SO correlato all'età del soggetto

Per il calcolo delle percentuali di rischio mostrati nelle curve sono stati utilizzati il criterio MPS e la curva di Weibull ed i risultati sono stati scalati in base all'età del soggetto (20, 50 e 80 anni). Sulle ordinate si trova la percentuale del rischio di lesione, mentre sulle ascisse il valore picco di MPS (mm/mm) registrato per ogni configurazione di impatto. Per la visualizzazione delle curve di rischio lo strumento THUMS utilizza due linee: quella rossa è la curva corretta all'età impostata del soggetto del quale si vuole valutare la percentuale di lesione, mentre quella verde è la curva non scalata, che corrisponde ad un'età media di 55 anni, è infatti possibile scegliere un'età compresa tra i 20 ed i 90 anni. Risulta evidente come all'aumentare dell'età la curva rossa cresca più velocemente di quella verde, dimostrando come lo stesso valore di deformazione comporti rischi diversi in base all'età. Non solo i conducenti più anziani corrono un rischio maggiore di lesioni gravi e hanno una ridotta capacità di recupero dalle lesioni rispetto ai conducenti più giovani, ma diversi studi suggeriscono che le differenze fisiologiche, psicologiche e comportamentali tra i diversi gruppi di età possono portare alla differenza nel comportamento di guida e alla conseguente gravità delle lesioni riportate (Shen and Neyens, 2015). In un mondo dove l'età media è in continua crescita e l'aspettativa di vita sempre più lunga, risulta evidente come sia necessario ampliare la studio delle lesioni che vengono riportate in seguito ad un incidente stradale su una popolazione più anziana.

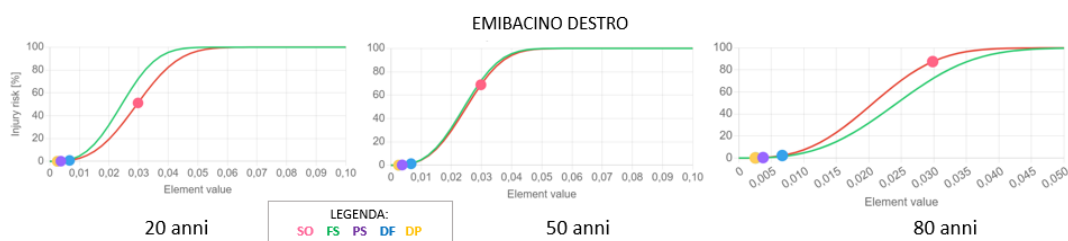


Figura 129– Curva di Rischio a 20, 50 e 80 anni dell'emibacino destro

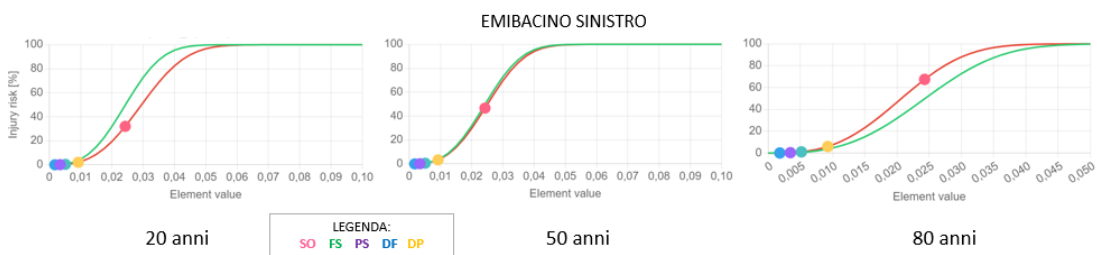


Figura 130– Curva di Rischio a 20, 50 e 80 anni dell'emibacino sinistro



Figura 131– Curva di Rischio a 20, 50 e 80 anni della scapola destra

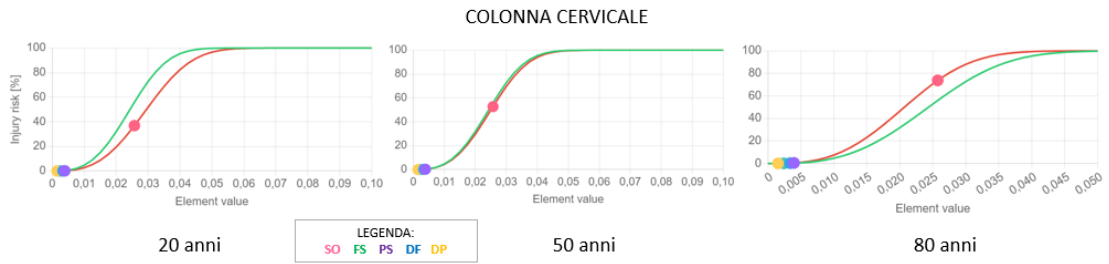


Figura 132– Curva di Rischio a 20, 50 e 80 anni della colonna cervicale



Figura 133- Curva di Rischio a 20, 50 e 80 anni del cranio



Figura 134 - Curva di Rischio a 20, 50 e 80 anni di tibia e perone destri

CONCLUSIONI

In questo lavoro sono state analizzate cinque differenti configurazioni d'impatto laterale con barriera mobile: una secondo le specifiche dell'EuroNCAP, con urto ortogonale sul lato del conducente, dove è stato posizionato l'unico occupante del veicolo (il manichino THUMS) e a partire da quest'ultima, sono stati quindi simulati due urti frontali e due posteriori, con la barriera inclinata di 45° rispetto all'asse longitudinale del veicolo, con direzione di impatto destra e sinistra. Questo lavoro ha permesso di capire come sono influenzate le lesioni dalla tipologia di urto, confermando la correlazione tra i meccanismi di lesione e la direzione di impatto: come la bassa capacità della fiancata del veicolo di assorbire energia, l'azione della cintura di sicurezza negli impatti frontali e quella del sedile nel caso degli urti posteriori. Nello specifico nel caso dell'impatto puramente laterale, la causa delle lesioni è l'impatto diretto del THUMS contro la portiera impattata del veicolo: chi è seduto sul lato urtato viene spinto direttamente dalla fiancata che si sta deformando. Questo fenomeno ha prodotto danni sia a livello toracico che addominale a causa della compressione, provocando lesione a polmoni, cuore, milza, reni e intestino, oltre che la conseguente lesione a cranio e cervello in seguito al movimento flessorio del collo e della testa del manichino all'esterno del finestrino della portiera frontale. Nel caso degli impatti frontali il principale meccanismo di lesione è risultato essere l'azione di compressione della cintura di sicurezza toracica e addominale che ha provocato lesione a polmoni, cuore, reni e milza. Infine, per quanto riguarda gli impatti posteriori inclinati, la deformazione ed il relativo schiacciamento degli organi sono da ricondurre alla trasmissione di forza dalla struttura dello schienale del sedile alla schiena del conducente, con conseguente lesione principalmente a reni e milza e con minore estensione anche a cuore e fegato. Questi risultati mostrano come fegato, milza e reni siano gli organi più a rischio in caso di impatto laterale. Dal punto di vista osseo, con l'eccezione dell'impatto sinistro ortogonale, non sono state riscontrate lesioni in nessuna delle configurazioni che sono state prese in esame. L'impatto puramente laterale si è infatti dimostrato come il più pericoloso, riportando il 100% di rischio di lesione percentuale a carico del cranio, il 44% per la colonna cervicale e la scapola, ed il 60% e 38% per il bacino rispettivamente destro e sinistro. Questi valori sono da intendersi relativi ad un soggetto di 35 anni, infatti, l'utilizzo della THUMS Injury Visualization Tool consente di valutare il rischio di lesione in base all'età del soggetto, permettendo di constatare l'aumento della percentuale di rischio di lesione proporzionalmente all'età, evidenziando non solo lesioni più severe a carico dei segmenti corporei già citati, ma evidenziando anche un'ulteriore lesione a carico di tibia e perone a partire dai 50 anni di età. È stata infatti sottolineata la necessità di considerare l'invecchiamento della popolazione nella valutazione del rischio di lesione. Una possibile soluzione potrebbe essere l'inasprimento delle soglie di lesione attualmente in uso dalle normative e dai costruttori, essendo infatti emerso come la stessa tipologia di lesione e lo stesso livello di deformazione abbiano conseguenze diverse in base all'età dell'occupante lesa.

I criteri di lesione che sono stati utilizzati per lo studio delle lesioni si sono dimostrati uno strumento utile ed in grado di superare i limiti dei criteri di lesione tradizionali attualmente utilizzati nella valutazione della performance biomeccanica nelle normative correnti. Ad esempio, l'utilizzo dei criteri MPS e CSDM ha permesso di riscontrare l'elevata lesione a carico del cervello nell'impatto SO, rispettivamente col 98% ed l'87% di rischio di lesione percentuale, che sarebbe passata inosservata utilizzando, ad esempio, l'HIC, essendo quest'ultimo un criterio

basato sulla valutazione dell'accelerazione traslazionale e la lesione in questione dovuta ad accelerazione rotazionale. Il medesimo impatto è stato infatti analizzato in un precedente lavoro di tesi (Garelli, 2021) tramite il criterio HIC_{36} riportando un valore di 314, molto al di sotto del limite massimo di 650 consentito dall'EURONCAP. Inoltre, è stata possibile la valutazione del comportamento degli organi interni nei diversi scenari di impatto, che solitamente non viene indagato se non tramite l'utilizzo del criterio viscoso per quanto riguarda il torace, della forza in Y sull'addome ed i risultati associati allo schiacciamento delle costole.

I risultati ottenuti rispecchiano le statistiche trovate in letteratura, dove testa, torace e addome sono le aree corporee che riportano le lesioni maggiori in seguito ad un incidente stradale con impatto laterale. L'utilizzo di un HBM permette di avere un'idea chiara e completa del comportamento del corpo umano sia dal punto di vista cinematico che biomeccanico, permettendo un'analisi attendibile e riducendo notevolmente i costi necessari alla conduzione degli studi relativi alle possibili condizioni di urto, confermando l'analisi ad elementi finiti come strumento valido ed essenziale nello sviluppo della sicurezza passiva di un veicolo.

APPENDICE – Bilancio Energetico

In una simulazione stabile il bilancio energetico deve essere costante, si tratta infatti di un indicatore dell'assenza di errori numerici. Il bilancio viene descritto dalla seguente formula semplificata:

$$E_{totale} = E_{cinetica}^0 + E_{interna}^0 + W_{esterno}$$

In Figura 135 viene riportato il grafico di valutazione energetica dell'impatto FS, nella figura 136 il grafico dell'impatto DF, nella figura 137 il grafico dell'impatto SO, nella figura 138 il grafico dell'impatto PS e nella figura 139 il grafico dell'impatto DP. Nelle simulazioni che sono state analizzate non è stato applicato alcun Lavoro esterno ($W_{esterno}$), quindi il valore di Energia totale viene dato esclusivamente dalla somma di dell'energia cinetica iniziale ($E_{cinetica}^0$) e dall'energia interna iniziale ($E_{interna}^0$). In tutte le simulazioni si può vedere come l'energia totale rimanga costante. L'andamento decrescente dell'energia cinetica è dovuto al fatto che gli urti iniziano con l'AE-MDB in movimento e, poiché l'urto è anelastico, l'energia cinetica complessiva non si conserva. Per mantenere costante l'andamento dell'energia totale, con una tolleranza del $\pm 5\%$, interviene il contributo dell'energia interna: inizialmente uguale a 0, aumenta al diminuire dell'energia cinetica. Inoltre, è importante considerare il contributo dell'hourglass, che dipende dal numero di punti di integrazione, secondo il quale tutti gli elementi strutturali possono avere dei modi di deformarsi a cui corrisponde un'energia di deformazione nulla. Il contributo energetico dovuto a questo fenomeno deve essere il minore possibile: si considera accettabile un valore inferiore al 10% del valore massimo dell'energia interna (Hallquist, 2006).

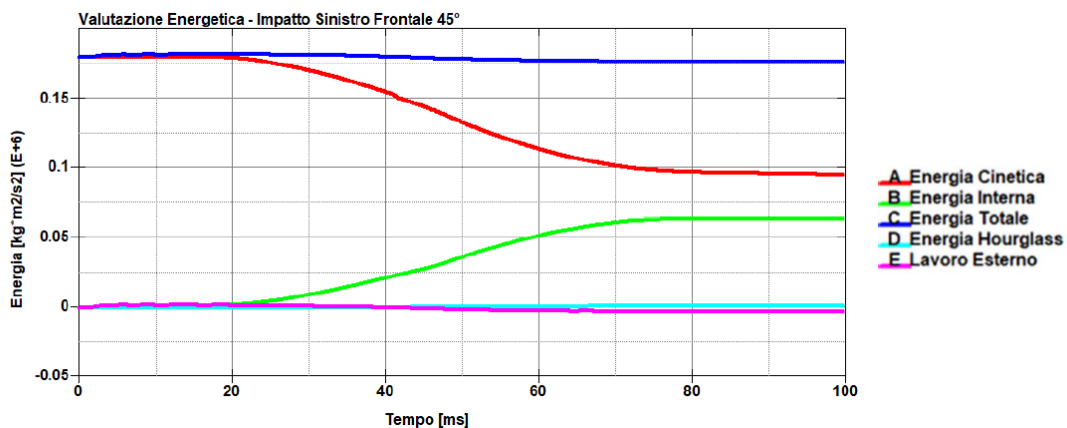


Figura 135- Grafico di valutazione energetica dell'impatto FS

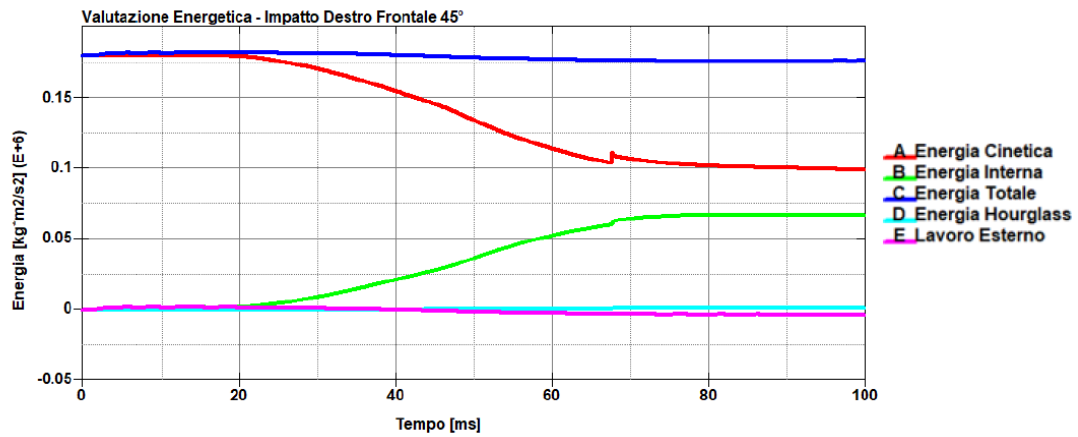


Figura 136 - Grafico di valutazione energetica dell'impatto DF

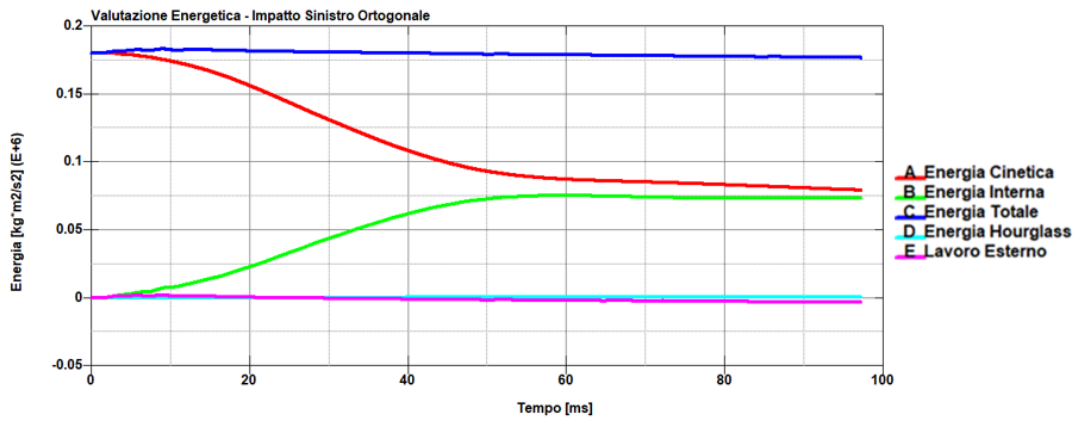


Figura 137 - Grafico di valutazione energetica dell'impatto SO

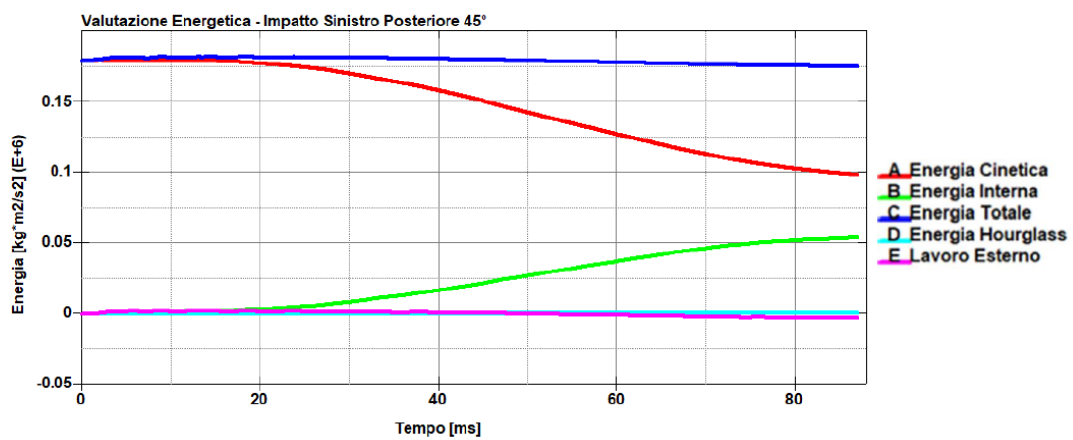


Figura 138 - Grafico di valutazione energetica dell'impatto PS

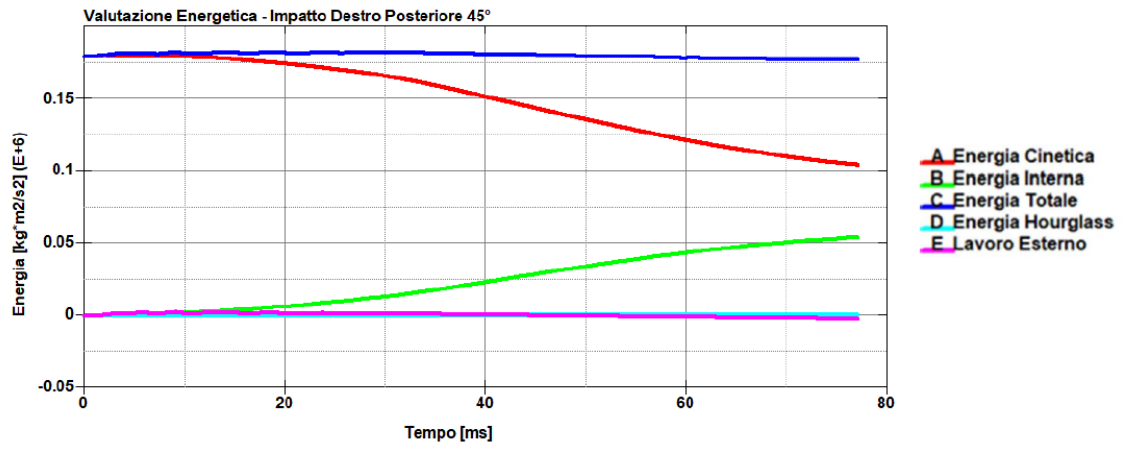


Figura 139- Grafico di valutazione energetica dell'impatto DP

Bibliografia

Arnoux, P. J. *et al.* (2008) 'Injury criteria implementation and evaluation in FE models applications to lower limb segments', *International Journal of Crashworthiness*, 13(6), pp. 653–665. doi: 10.1080/13588260802305089.

Arun, M. W. J. *et al.* (2016) 'Evaluation of kinematics and injuries to restrained occupants in far-side crashes using full-scale vehicle and human body models', *Traffic Injury Prevention*, 17(sup1), pp. 116–123. doi: 10.1080/15389588.2016.1197394.

Bain, A. C. and Meaney, D. F. (2000) 'Tissue-Level Thresholds for Axonal Damage in an Experimental Model of Central Nervous System White Matter Injury', *Journal of Biomechanical Engineering*, 122(6), pp. 615–622. doi: 10.1115/1.1324667.

Balci, A. E. *et al.* (2005) 'Unilateral Post-Traumatic Pulmonary Contusion: Findings of a Review', *Surgery Today*, 35(3), pp. 205–210. doi: 10.1007/s00595-004-2925-z.

Bandak, F. A. and Eppinger, R. H. (1994) 'A Three-Dimensional Finite Element Analysis of the Human Brain Under Combined Rotational and Translational Accelerations', in. doi: 10.4271/942215.

Banglmaier, R. F. *et al.* (2003) 'Lower extremity injuries in lateral impact: a retrospective study.', *Annual proceedings. Association for the Advancement of Automotive Medicine*, 47, pp. 425–44. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12941240>.

Bastien, C. *et al.* (2021) 'Definition of Peak Virtual Power Brain Trauma Variables for the use in the JSOL THUMS injury post-processor web-based estimator', in *3th European LS-DYNA Conference 2021 (online and onsite)*. Available at: <https://pureportal.coventry.ac.uk/en/publications/definition-of-peak-virtual-power-brain-trauma-variables-for-the-u>.

Baxter, C. F. and Williams, R. D. (1961) 'BLUNT ABDOMINAL TRAUMA', *The Journal of Trauma: Injury, Infection, and Critical Care*, 1(3), pp. 241–247. doi: 10.1097/00005373-196105000-00003.

Bazarian, J. J. *et al.* (2004) 'Lateral automobile impacts and the risk of traumatic brain injury', *Annals of Emergency Medicine*, 44(2), pp. 142–152. doi: 10.1016/j.annemergmed.2004.03.029.

Du Bois, P. *et al.* (2004) *Vehicle Crashworthiness and Occupant Protection*. 2004th edn. Edited by P. Prasad and J. E. Belwafa. Southfield, Michigan: Automotive Applications Committee American Iron and Steel Institute. Available at: [https://roadsafellc.com/NCHRP22-24/Literature/Papers/Vehicle Crashworthiness and Occupant Protection\(Book\).pdf](https://roadsafellc.com/NCHRP22-24/Literature/Papers/Vehicle%20Crashworthiness%20and%20Occupant%20Protection(Book).pdf).

CCSA (2016a) '2012 Toyota Camry Detailed Model V5'. Available at: <https://www.ccsa.gmu.edu/wp-content/uploads/2016/07/2012-toyota-camry-validation-v5.pdf>.

CCSA (2016b) 'Development & Validation of a Finite Element Model for the 2012 Toyota Camry Passenger Sedan'. Available at: <https://www.ccsa.gmu.edu/wp-content/uploads/2016/06/2012-toyota-camry-tech-summary-v5.pdf>.

Conroy, C. *et al.* (2007) 'Upper extremity fracture patterns following motor vehicle crashes differ for drivers and passengers', *Injury*, 38(3), pp. 350–357. doi: 10.1016/j.injury.2006.03.017.

Dewan, M. C. *et al.* (2019) 'Estimating the global incidence of traumatic brain injury', *Journal of Neurosurgery*, 130(4), pp. 1080–1097. doi: 10.3171/2017.10.JNS17352.

Duma, S. M. *et al.* (2003) 'Upper extremity interaction with a deploying side airbag: a characterization of elbow joint loading', *Accident Analysis & Prevention*, 35(3), pp. 417–425. doi: 10.1016/S0001-4575(02)00020-9.

Ellway, J. (2013) 'AE-MDB Specification Version 1.0'. Euro NCAP, p. 30. Available at: <https://cdn.euroncap.com/media/1369/tb-014-ae-mdb-specification-v10-0-deedc4d5-0b92-470c-b7da-e99fcdaaff93.pdf>.

EUROPEAN NEW CAR ASSESSMENT PROGRAMME (2021) 'SIDE IMPACT MOBILE DEFORMABLE BARRIER TESTING PROTOCOL Version 8.1.3'. EuroNCAP.

Forman, J. L. *et al.* (2012) 'Predicting rib fracture risk with whole-body finite element models: development and preliminary evaluation of a probabilistic analytical framework.', *Annals of advances in automotive medicine. Association for the Advancement of Automotive Medicine. Annual Scientific Conference*, 56, pp. 109–24. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23169122>.

Frampton, R. J. *et al.* (1997) 'An overview of upper extremity injuries to car occupants in UK vehicle crashes.', in. International Research Council on the Biomechanics of Impact (IRCOBI). Available at: https://repository.lboro.ac.uk/articles/conference_contribution/An_overview_of_upper_extremity_injuries_to_car_occupants_in_UK_vehicle_crashes/9340784.

Gaewsky, J. P. *et al.* (2015) 'Driver Injury Risk Variability in Finite Element Reconstructions of Crash Injury Research and Engineering Network (CIREN) Frontal Motor Vehicle Crashes', *Traffic Injury Prevention*, 16(sup2), pp. S124–S131. doi: 10.1080/15389588.2015.1061666.

Garelli, F. (2021) *Side impact crash studied with FE simulation and Human Body Model*. Politecnico di Torino. Available at: <https://webthesis.biblio.polito.it/18538/>.

Gayzik, F. S. *et al.* (2009) 'Characterization of Crash-Induced Thoracic Loading Resulting in Pulmonary Contusion', *Journal of Trauma: Injury, Infection & Critical Care*, 66(3), pp. 840–849. doi: 10.1097/TA.0b013e318186251e.

Gennarelli, T. A. and Wodzin, E. (2006) 'AIS 2005: A contemporary injury scale', *Injury*, 37(12), pp. 1083–1091. doi: 10.1016/j.injury.2006.07.009.

Germanetti, F. *et al.* (2022) 'Injury Criteria for Vehicle Safety Assessment: A Review with a Focus Using Human Body Models', *Vehicles*, 4(4), pp. 1080–1095. doi: 10.3390/vehicles4040057.

Guillemot, H. *et al.* (1997) 'Pelvic Injuries in Side Impact Collisions: A Field Accident Analysis and Dynamic Tests on Isolated Pelvic Bones', in. doi: 10.4271/973322.

Hallquist, J. O. (2006) *LS-DYNA THEORY MANUAL*. Edited by Livermore Software Technology Corporation. Livermore, California. Available at: https://ftp.lstc.com/anonymous/outgoing/jday/manuals/ls-dyna_theory_manual_2006.pdf.

Hardy, W. N. *et al.* (1997) 'Investigation of Brain Injury Kinematics: Introduction of a New Technique', *Crashworthiness, Occupant Protection and Biomechanics in Transportation Systems*. American Society of Mechanical Engineers, pp. 241–254. doi: 10.1115/IMECE1997-1201.

- Holsgrove, T. P. *et al.* (2015) 'An investigation into axial impacts of the cervical spine using digital image correlation', *The Spine Journal*, 15(8), pp. 1856–1863. doi: 10.1016/j.spinee.2015.04.005.
- King, A. I. (2000) 'Fundamentals of Impact Biomechanics: Part I - Biomechanics of the Head, Neck, and Thorax', *Annual Review of Biomedical Engineering*, 2(1), pp. 55–81. doi: 10.1146/annurev.bioeng.2.1.55.
- King, A. I. (2001) 'Fundamentals Of Impact Biomechanics: Part 2—Biomechanics of the Abdomen, Pelvis, and Lower Extremities', *Annual Review of Biomedical Engineering*, 3(1), pp. 27–55. doi: 10.1146/annurev.bioeng.3.1.27.
- Leung, Y. C. *et al.* (1982) 'Submarining Injuries of 3 Pt. Belted Occupants in Frontal Collisions—Description, Mechanisms and Protection', *SAE Transactions*, Vol. 91, S, pp. 3521–3553. Available at: <https://www.jstor.org/stable/44634382>.
- Mattos, G. A. *et al.* (2015) 'Sensitivity of Head and Cervical Spine Injury Measures to Impact Factors Relevant to Rollover Crashes', *Traffic Injury Prevention*, 16(sup1), pp. S140–S147. doi: 10.1080/15389588.2015.1012585.
- McCalden, R. W. *et al.* (1993) 'Age-related changes in the tensile properties of cortical bone. The relative importance of changes in porosity, mineralization, and microstructure.', *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 75(8), pp. 1193–1205. doi: 10.2106/00004623-199308000-00009.
- Naruse, F. *et al.* (1993) 'Biomechanical study on mid-third facial fracture. Stress analysis using a finite element method(FEM).', *Japanese Journal of Oral Biology*, 35(4), pp. 297–311. doi: 10.2330/joralbiosci1965.35.297.
- Nusholtz, G. S., Kaiker, P. S. and Lehman, R. J. (1988) 'Steering system abdominal impact trauma', *Motor Vehicle Manufacturers Association.*, UMTRI Repo. Available at: <https://trid.trb.org/view/355967>.
- Peroglio, E. (2022) *Passive Safety of Vehicles: FE simulation of different side impact crashes, analysis of biomechanical results and study of injuries with Human Body Models*. Politecnico di Torino. Available at: <https://webthesis.biblio.polito.it/24716/>.
- Petrella, F. (2017) *Studio e riformulazione dei criteri di lesione della testa attraverso il modello di corpo umano THUMS*. Politecnico di Milano - Facoltà di Ingegneria Industriale e dell'Informazione. Available at: <https://hdl.handle.net/10589/134030>.
- Piano, L. (2009) *La sicurezza passiva degli autoveicoli - Criteri di progettazione e sperimentazione*. 2013th edn. Edited by Ulrico Hoepli Editore S.p.A. 2009.
- Rao, R. D. *et al.* (2014) 'Occupant and crash characteristics in thoracic and lumbar spine injuries resulting from motor vehicle collisions', *The Spine Journal*, 14(10), pp. 2355–2365. doi: 10.1016/j.spinee.2014.01.038.
- Sartori, A. and Perfetti, P. (2020) *La sicurezza passiva nella ricostruzione degli incidenti stradali*. Available at: <https://www.biomeccanicaforense.com/>.
- Shen, S. and Neyens, D. M. (2015) 'The effects of age, gender, and crash types on drivers' injury-related health care costs', *Accident Analysis & Prevention*, 77, pp. 82–90. doi: 10.1016/j.aap.2015.01.014.

Shigeta, K., Yuichi, K. and Tsuyoshi, Y. (2009) 'Development of next generation human FE model capable of organ injury prediction', *Proceedings of the 21st annual enhanced safety of vehicles*. Available at:

https://scholar.google.com/scholar?cluster=16239471618853796933&hl=en&as_sdt=0,5.

Somà, A. (2013) *Fondamenti di Meccanica Strutturale*. 2013th edn. Edited by Levrotto & Bella Editrice S.a.s. Torino.

Stellin, G. (1991) 'Survival in trauma victims with pulmonary contusion.', *The American surgeon*, 57(12), pp. 780–4. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1746794>.

Strich, S. (1961) 'SHEARING OF NERVE FIBRES AS A CAUSE OF BRAIN DAMAGE DUE TO HEAD INJURY A Pathological Study of Twenty Cases', *The Lancet*, 278(7200), pp. 443–448. doi: 10.1016/S0140-6736(61)92426-6.

Takhounts, E. G. *et al.* (2008) 'Investigation of Traumatic Brain Injuries Using the Next Generation of Simulated Injury Monitor (SIMon) Finite Element Head Model', in. doi: 10.4271/2008-22-0001.

Takhounts, E. G. *et al.* (2013) 'Development of Brain Injury Criteria (BrIC)', in. doi: 10.4271/2013-22-0010.

TOYOTA MOTOR CORPORATION (2015) 'Total Human Model for Safety (THUMS) AM50 Pedestrian/Occupant Model Academic Version 4.02_20150527'. TOYOTA MOTOR CORPORATION, Toyota Central R&D Labs. Inc., p. 74. Available at: <https://www.toyota.co.jp/thums/>.

Travis, L. W., Stalkner, R. L. and Melvin, J. W. (1977) 'IMPACT TRAUMA OF THE HUMAN TEMPORAL BONE', *The Journal of Trauma: Injury, Infection, and Critical Care*, 17(10), pp. 761–766. doi: 10.1097/00005373-197710000-00003.

Viano, D. C. and King, A. I. (1997) 'Injury Mechanisms and Biofidelity of Dummies', in *Crashworthiness of Transportation Systems: Structural Impact and Occupant Protection*. Dordrecht: Springer Netherlands, pp. 25–51. doi: 10.1007/978-94-011-5796-4_2.

Viano, D. C. and Lau, V. K. (1983) 'Role of impact velocity and chest compression in thoracic injury.', *Aviation, space, and environmental medicine*, 54(1), pp. 16–21. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6830552>.

Vulcan, A. P., King, A. I. and Nakamura, G. S. (1970) 'Effects of bending on the vertebral column during +Gz acceleration.', *Aerospace medicine*, 41(3), pp. 294–300. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/5417369>.

Ye, X. *et al.* (2018) 'Numerical investigation of driver lower extremity injuries in finite element frontal crash reconstruction', *Traffic Injury Prevention*, 19(sup1), pp. S21–S28. doi: 10.1080/15389588.2017.1376051.

Zeng, W. *et al.* (2021) 'Development and multi-level validation of a computational model to predict traumatic aortic injury', *Computers in Biology and Medicine*, 136, p. 104700. doi: 10.1016/j.compbiomed.2021.104700.

Zhang, J., Yoganandan, N. and Pintar, F. A. (2009) 'Dynamic biomechanics of the human head in lateral impacts.', *Annals of advances in automotive medicine. Association for the Advancement of Automotive Medicine. Annual Scientific Conference*, 53, pp. 249–56. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20184848>.

RINGRAZIAMENTI

In primis, vorrei ringraziare il mio relatore, il Professor Alessandro Scattina, per avermi dato la possibilità di muovere i primi passi nel mondo della sicurezza passiva grazie a questo lavoro di Tesi.

Ringrazio immensamente la mia famiglia, soprattutto i miei genitori, per avermi sempre sostenuto durante gli studi.

Infine, vorrei ringraziare l'Ingegnere Francesco Polimeni per i suoi insegnamenti, il suo aiuto e per la passione e l'entusiasmo che mi sta trasmettendo per questa disciplina.