

# POLITECNICO DI TORINO

Dipartimento di Ingegneria Meccanica e Aerospaziale

Corso di laurea magistrale in Ingegneria Biomedica

Tesi di Laurea Magistrale

## **Analisi biomeccanica del manichino THOR per prove di crash test**



**Relatore**

Prof.ssa Cristina Bignardi

**Candidato**

Giuseppe Gervasi

**Supervisore aziendale**

**FCA**

FIAT CHRYSLER AUTOMOBILES

**Centro Sicurezza Fiat**  
Dott. Alessio Melloncelli

Anno Accademico 2018/2019



# Indice

Indice delle Figure.....	
Indice delle Tabelle.....	
Sommario.....	
<b>1. Sicurezza dell'autoveicolo e concetto di biomeccanica .....</b>	<b>1</b>
1.1 Sicurezza dell'autoveicolo .....	2
1.2 Analisi incidenti .....	3
1.3 Definizione delle prove.....	4
1.4 Norme omologative .....	4
1.4.1 ECE 94.....	5
1.4.2 ECE 137.....	8
1.4.3 ECE 95.....	9
1.4.4 ECE 135.....	10
1.5 Definizione dei criteri di prestazione .....	11
1.6 Scala di severità di lesione.....	12
1.7 Anthropomorphic Test Device (ATD).....	14
1.7.1 Cenni storici.....	14
1.7.2 Manichini per urto frontale .....	18
1.7.3 Manichini per urto laterale.....	19
1.7.4 Manichini per urti posteriori .....	21
1.7.5 Manichini bambini .....	21
<b>2. Prove di Rating EuroNCAP .....</b>	<b>23</b>
2.1 Adult Occupant Protection.....	24
2.2 Child Occupant Protection.....	28
2.3 Vulnerable Road Users .....	29
2.4 Safety Assist.....	30
2.5 Roadmap EuroNCAP 2025.....	30
2.6 EuroNCAP 2020 .....	32
<b>3. THOR 50th Male.....</b>	<b>35</b>
3.1 Strumentazione ATD .....	36
3.2 Curve di rischio.....	46
3.3 Valutazione EuroNCAP 2020.....	51
<b>4. Applicazione del THOR su vettura .....</b>	<b>56</b>
4.1 Prova full scale con THOR: valutazione dei parametri biomeccanici .....	57

4.1.1	Accelerazione testa .....	58
4.1.2	Forze e momenti agenti sul collo .....	59
4.1.3	Accelerazione torace .....	61
4.1.4	Schiacciamento torace.....	61
4.1.5	Accelerazione bacino .....	63
4.2	Prove su slitta con THOR: studio della correlazione .....	64
4.2.1	Accelerazione testa .....	68
4.2.2	Forze e momenti agenti sul collo .....	69
4.2.3	Accelerazione torace .....	71
4.2.4	Schiacciamento torace.....	72
4.2.5	Accelerazione bacino .....	74
4.3	Analisi biomeccanica delle prove su slitta .....	76
4.3.1	Accelerazione testa .....	79
4.3.2	Forze e momenti agenti sul collo .....	81
4.3.3	Accelerazione torace .....	83
4.3.4	Schiacciamento torace.....	84
4.3.5	Accelerazione bacino .....	90
4.4	SUFHEM: Studio preliminare e applicazione su alcune delle prove effettuate.....	93
<b>5.</b>	<b>Conclusioni e sviluppi futuri .....</b>	<b>96</b>
5.1	Conclusioni .....	96
5.2	Sviluppi futuri .....	97
	<b>Bibliografia.....</b>	<b>98</b>

# Indice delle Figure

Figura 1.1: Incidenti stradali con lesioni a persone, morti e feriti [1].....	1
Figura 1.2: Valori limite criteri di lesione nel collo (NIC) .....	6
Figura 1.3: Valori limite criteri di lesione del femore (FFC).....	7
Figura 1.4: Esempio di punteggio scala severità AIS .....	12
Figura 1.5: Manichino Sierra Sam .....	15
Figura 1.6: Hybrid II 50° percentile.....	16
Figura 1.7: Hybrid III 50° percentile .....	16
Figura 1.8: Strumentazione del manichino Hybrid III 50° percentile.....	18
Figura 1.9: THOR 50° percentile (9) .....	19
Figura 1.10: EuroSID-2 50° percentile (10).....	20
Figura 1.11: WorldSID 50° percentile (11) .....	20
Figura 1.12: BioRID-II 50° percentile (13) .....	21
Figura 1.13: Manichini della famiglia Q.....	22
Figura 2.1: Test frontale disassato EuroNCAP (16) .....	24
Figura 2.2: Test frontale su tutta la larghezza EuroNCAP (17).....	25
Figura 2.3: Test di impatto laterale EuroNCAP (18) .....	25
Figura 2.4: Test del palo EuroNCAP (19) .....	26
Figura 2.5: Test del colpo di frusta EuroNCAP (20) .....	27
Figura 2.6: Test AEB Urbano (21).....	27
Figura 2.7: Attacco ISOFIX (22) .....	29
Figura 2.8: Impatto polpacci (23) .....	29
Figura 2.9: Impatto bacino e cosce (23).....	29
Figura 2.10: Impatto della testa (23).....	30
Figura 2.11: AEB per pedoni o ciclisti (23).....	30
Figura 2.12: Timeline roadmap EuroNCAP dal 2018 al 2025 (25).....	32
Figura 2.13: Vista isometrica esplosa di MPDB (26) .....	33
Figura 2.14: Modello fisico PDB e dimensioni .....	33
Figura 2.15: MPDB Test set-up (28) .....	33
Figura 2.16: Specifica test MPDB EuroNCAP 2020.....	34
Figura 3.1: Strumentazione THOR-50M (29).....	36
Figura 3.2: Assemblaggio scatola cranica (29) .....	36
Figura 3.3: Head accelerometer mounting plate (29).....	37
Figura 3.4: Celle di carico su volto (29) .....	37
Figura 3.5: Struttura del collo (29).....	38
Figura 3.6: Assemblaggio potenziometro nel collo (29).....	38
Figura 3.7: IR-TRACC .....	39
Figura 3.8: 3D IR-TRACCs presenti nel THOR (29).....	39
Figura 3.9: Accelerometro su sterno (29) .....	40
Figura 3.10: Meccanica della colonna vertebrale (29).....	40
Figura 3.11: Colonna vertebrale strumentata (29) .....	40
Figura 3.12: Assemblaggio addome superiore (29).....	41
Figura 3.13: Assemblaggio addome inferiore -Vista dall'alto (29).....	42
Figura 3.14: Assemblaggio addome inferiore - Vista laterale (29).....	42
Figura 3.15: Struttura del bacino (29).....	42
Figura 3.16: Struttura bacino posta nella pelle del manichino (29) .....	43
Figura 3.17: Arti superiori, spalle e clavicola (29) .....	44

Figura 3.18: Posizione della cella di carico nel braccio (29) .....	44
Figura 3.19: Femore THOR-50M (29) .....	45
Figura 3.20: Potenzziometro montato all'esterno .....	45
Figura 3.21: Potenzziometro montato all'interno.....	45
Figura 3.22: Tibia e relative celle di carico .....	46
Figura 3.23: Deflessione lungo asse x (30).....	47
Figura 3.24: Deflessione risultante (30).....	47
Figura 3.25: "D" Deflection (30).....	47
Figura 3.26: Modello gabbia toracica originario (31).....	48
Figura 3.27: Modello gabbia toracica modificato (31) .....	48
Figura 3.28: Probabilità di lesione in termini di AIS2+ (31).....	49
Figura 3.29: Probabilità di lesione in termini di AIS3+ (31).....	49
Figura 3.30: Probabilità di lesione in termini di costole fratturate (31).....	50
Figura 4.1: Esempio dinamica urto MPDB Full Scale.....	57
Figura 4.2: PULSE rilevato nella prova full scale .....	58
Figura 4.3: Velocità della vettura rilevato nella prova full scale .....	58
Figura 4.4: Curva di accelerazione relativa alla testa .....	59
Figura 4.5: Forza agente sul collo lungo z.....	59
Figura 4.6: Momento agente sul collo lungo y .....	60
Figura 4.7: Accelerazione rilevata a livello T4.....	61
Figura 4.8: Schiacciamento torace rilevato nei quattro punti dagli IR-TRACC.....	62
Figura 4.9: Spostamento IR-TRACC UR .....	62
Figura 4.10: Spostamento IR-TRACC UL .....	62
Figura 4.11: Spostamento IR-TRACC LR.....	63
Figura 4.12: Spostamento IR-TRACC LL.....	63
Figura 4.13: Accelerazione bacino lungo x,y,z.....	63
Figura 4.14: Sistema pitching slitta.....	64
Figura 4.15: CORA Rating Structure (33).....	66
Figura 4.16: Range di classificazione e relative colorazioni.....	66
Figura 4.17: Curve accelerazione testa FS vs. Slitta (No Pitching).....	68
Figura 4.18: Curve accelerazione testa FS vs. Slitta (Pitching).....	68
Figura 4.19: Forza agente sul collo FS vs. Slitta (No Pitching).....	69
Figura 4.20: Momento agente sul collo FS vs. Slitta (No Pitching) .....	69
Figura 4.21: Forza agente sul collo FS vs. Slitta (Pitching).....	70
Figura 4.22: Momento agente sul collo FS vs. Slitta (Pitching) .....	70
Figura 4.23: Accelerazione torace FS vs. Slitta (No Pitching) .....	71
Figura 4.24: Accelerazione torace FS vs. Slitta (Pitching).....	71
Figura 4.25: Schiacciamenti torace Upper Right e Upper Left FS vs. Slitta (No Pitching).....	72
Figura 4.26: Schiacciamenti torace Lower Right e Lower Left FS vs. Slitta (No Pitching).....	72
Figura 4.27: Schiacciamento torace Upper Right e Upper Left FS vs. Slitta (Pitching) .....	73
Figura 4.28: Schiacciamento torace Lower Right e Lower Left FS vs. Slitta (Pitching).....	73
Figura 4.29: Accelerazione bacino FS vs. Slitta (No Pitching) .....	74
Figura 4.30: Accelerazione bacino FS vs. Slitta (Pitching) .....	75
Figura 4.31: Esempio diagramma dati di inclinazione raccolti mediante analisi video di una prova (34) .....	78
Figura 4.32: Confronto curve di accelerazione prodotte dalla slitta nelle diverse prove con accelerazione rilevata in FS.....	79
Figura 4.33: Confronto curve di velocità prodotte dalla slitta nelle diverse prove con velocità rilevata in FS .....	79

Figura 4.34: Curve accelerazione risultante testa ottenute dalle tre prove e confronto con la curva di riferimento.....	80
Figura 4.35: Curve forza agente su collo ottenute nelle tre prove confrontate con la curva di riferimento .....	81
Figura 4.36: Curve momento collo ottenute nelle tre prove confrontate con la curva di riferimento.....	82
Figura 4.37: Curve accelerazione torace ottenute nelle tre prove confrontate con la prova di riferimento: asse x.....	83
Figura 4.38: Curve accelerazione torace ottenute nelle tre prove confrontate con la prova di riferimento: asse z.....	83
Figura 4.39: Torace del THOR con IR-TRACC visibili.....	84
Figura 4.40: Schiacciamento Upper Right registrato nelle tre prove.....	85
Figura 4.41: Schiacciamento Upper Left registrato nelle tre prove .....	85
Figura 4.42: Upper Right chest deflection - confronti delle singole prove con riferimento .....	86
Figura 4.43: Upper Left chest deflection - confronti delle singole prove con riferimento .....	87
Figura 4.44: Schiacciamento Lower Right registrato nelle tre prove .....	88
Figura 4.45: Schiacciamento Lower Left registrato nelle tre prove.....	88
Figura 4.46: Spostamento IR-TRACC nelle direzioni y e z .....	89
Figura 4.47: Accelerazione bacino - asse x.....	90
Figura 4.48: Accelerazione bacino - asse z.....	90
Figura 4.49: Rotazione della vettura nella prova full scale.....	91
Figura 4.50: Modello SUFHEM .....	93
Figura 4.51: Schema Pre-Post Processing dell'interfaccia utente.....	94
Figura 4.52: Scala dei colori e relativi intervalli di rischio in percentuale .....	95

# Indice delle Tabelle

Tabella 1.1: Definizione cifre della scala AIS .....	12
Tabella 1.2: Esempio severità della lesione con scala AIS .....	13
Tabella 1.3: Scala ISS .....	13
Tabella 3.1: Parametri di valutazione per la testa e loro limiti (32).....	52
Tabella 3.2: Parametri di valutazione per il collo e loro limiti (32).....	52
Tabella 3.3: Parametri di valutazione per il torace e loro limiti (32).....	52
Tabella 3.4: Parametri di valutazione per l'addome e loro limiti (32) .....	52
Tabella 3.5: Parametri di valutazione relativi a femore e ginocchio e loro limiti (32) .....	53
Tabella 3.6: Parametri di valutazione relativi al bacino e loro limiti (32) .....	53
Tabella 3.7: Parametri di valutazione relativi alla tibia e loro limiti (32).....	53
Tabella 3.8: Parametri di valutazione relativi a piede e caviglia e loro limiti (32).....	53
Tabella 4.1: Rating matrix: full scale vs. slitta senza pitching.....	67
Tabella 4.2: Rating matrix: full scale vs. slitta con pitching.....	67
Tabella 4.3: Percentuali di correlazione accelerazione testa: caso no Pitch. ....	68
Tabella 4.4: Percentuali di correlazione accelerazione testa: caso Pitch .....	68
Tabella 4.5: Percentuali di correlazione forze e momenti su collo: caso no Pitch.....	69
Tabella 4.6: Percentuali di correlazione forze e momenti su collo: caso Pitch.....	70
Tabella 4.7: Percentuali di correlazione accelerazione torace: caso no Pitch. ....	71
Tabella 4.8: Percentuali di correlazione accelerazione torace: caso Pitch. ....	71
Tabella 4.9: Percentuali di correlazione schiacciamento torace: caso no Pitch. ....	72
Tabella 4.10: Percentuali di correlazione schiacciamento torace: caso Pitch. ....	73
Tabella 4.11: Percentuali di correlazione accelerazione bacino: caso no Pitch.....	74
Tabella 4.12: Percentuali di correlazione accelerazione bacino: caso Pitch. ....	75
Tabella 4.13: Test matrix delle prove su slitta .....	77

# Sommario

La sicurezza in ambito automobilistico è sempre in continua evoluzione e tecnologie innovative vengono costantemente introdotte sul mercato. La ricerca in questo campo compie continui passi verso lo sviluppo di autovetture sempre più sicure che riescano a limitare il numero di incidenti stradali e nello stesso tempo offrire la massima protezione alle persone coinvolte. La principale misura di precauzione consiste nell'introduzione di dispositivi di ritenuta passivi e attivi, alcuni dei quali sono divenuti ormai obbligatori dal punto di vista normativo.

Sempre più spesso i nuovi veicoli vengono sottoposti a prove di crash test effettuate da enti autonomi, come per esempio EuroNCAP (European New Car Assessment Programme) che opera in tutta Europa, per valutare realisticamente il rischio provocato dalle moderne autovetture. L'importanza che la sicurezza automobilistica sta assumendo si riscontra nella scelta di autovetture maggiormente sicure da parte dei consumatori, e di conseguenza nell'interesse che i produttori di autoveicoli stanno riponendo nella scala di valutazione sulla sicurezza di ciascun veicolo.

Le case produttrici di automobili eseguono quotidianamente diversi test sulle proprie auto andando a simulare quella che è la risposta dell'occupante nei vari tipi di urti, con l'ausilio di svariati tipi di ATD (Anthropomorphic Test Dummy). Anche nello sviluppo dei manichini per crash test la ricerca è in continua evoluzione affiancata dall'utilizzo di nuove tecnologie e strumentazioni all'avanguardia che permettono di ottenere delle risposte molto simili a quelle "umane" nel momento dell'urto.

L'obiettivo di questo lavoro di tesi, realizzato presso il Centro Sicurezza FCA, riguarda lo studio della biomeccanica di un manichino per urto frontale totalmente nuovo, che verrà introdotto ufficialmente nelle prove di crash test a partire da Gennaio 2020 in relazione ad una nuova tipologia d'urto chiamata MPDB (Mobile Progressive Deformable Barrier). Si tratta dell'innovativo manichino THOR (Test device for Human Occupant Restraint) utilizzato per la prima volta al Centro Sicurezza in alcune prove fatte per lo sviluppo di una nuova vettura di piccolo segmento.

Dall'esecuzione di alcune prove in pista e su slitta è stato possibile evidenziare che una delle maggiori criticità di questo ATD è l'elevato schiacciamento del torace durante l'urto. Da una prima analisi biomeccanica effettuata su una prova fatta in pista si è osservato che lo schiacciamento delle costole subito dal manichino era molto elevato. Successivamente sono state fatte diverse prove su slitta con l'obiettivo di testare diversi tipi di sistemi di ritenuta e identificare quello che consente di abbassare i valori di schiacciamento registrati in pista.

Inoltre, è risultato interessante effettuare un'analisi della correlazione tra i risultati ottenuti in pista e quelli in slitta: ciò è stato utile per capire in quale percentuale la slitta riesce a riprodurre il fenomeno e verificare la correlazione dei parametri biomeccanici tra i due diversi tipi di prova.

# 1. Sicurezza dell'autoveicolo e concetto di biomeccanica

Gli incidenti rappresentano una delle cause di morte principali dell'ultimo secolo. Il tema della sicurezza stradale sta assumendo sempre più importanza negli ultimi anni, al fine di ridurre il più possibile il numero di incidenti stradali, il numero di morti e le lesioni gravi che si possono avere. Se da un lato è in continuo aumento il numero di vetture che circolano sulle strade, dall'altro è necessario costruire veicoli sempre più sicuri e dotati di sistemi di sicurezza all'avanguardia.

Nonostante la maggiore diffusione di innovativi sistemi di sicurezza abbia permesso di migliorare notevolmente le prestazioni delle autovetture, il numero di decessi sulle strade è però ancora oggi troppo elevato: nel solo 2017 si sono registrati circa 25.000 morti per incidenti stradali nell'Unione Europea, di cui più di 3.000 in Italia.

L'Organizzazione Mondiale per la Sanità (World Health Organization) considera i danni provocati dagli incidenti stradali uno dei maggiori problemi per la salute pubblica in quanto:

- l'incidente stradale è la principale causa di morte e di invalidità nell'età compresa tra i 3 ed i 35 anni;
- l'80% dei morti ed il 90% delle invalidità sono localizzati nei paesi in via di sviluppo;
- un ambiente del mondo sviluppato ha l'1% di probabilità di morire ed il 30% di rimanere seriamente ferito in conseguenza di un incidente stradale.

Nel 2017 in Italia si sono verificati 174.933 incidenti stradali con lesioni a persone: in media 479 incidenti al giorno.

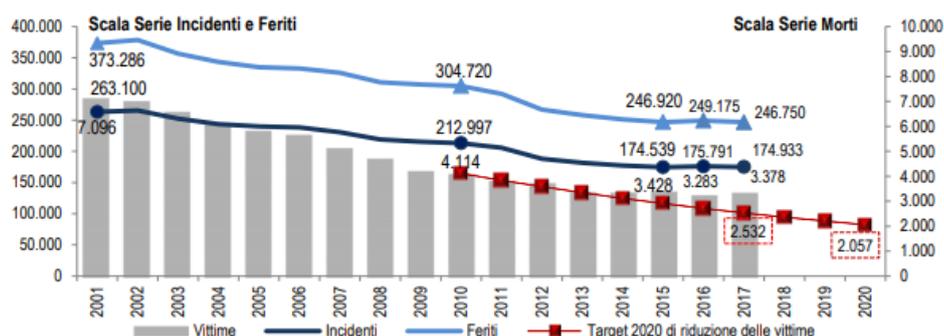


Figura 1.1: Incidenti stradali con lesioni a persone, morti e feriti [1]

Come si evince dal grafico mostrato in Figura 1.1 il numero di incidenti nel corso degli anni è mediamente diminuito, ma comunque il numero rimane ancora abbastanza elevato e l'obiettivo è quello di ridurlo ulteriormente. (1)

Per fare fronte a questo problema e sensibilizzare gli acquirenti verso il tema della sicurezza sono nate delle agenzie di rating che si occupano di valutare le vetture sotto questo punto di vista, sottoponendole ad una serie di crash test con manichini antropomorfi che simulano la risposta biomeccanica dell'occupante. I rating vengono periodicamente aggiornati con parametri sempre più severi e questo induce i produttori a migliorare costantemente le proprie vetture, superando di gran lunga le prestazioni minime richieste dalle norme omologative.

L'Unione Europea attua inoltre misure per contribuire ad una maggiore sicurezza stradale elaborando periodicamente programmi che tutti gli stati membri si impegnano a rispettare. L'ambizioso obiettivo a lungo termine dell'UE è in particolare quello di azzerare il numero di vittime e lesioni gravi entro il 2050, con il traguardo intermedio del - 50% nel decennio 2020-2030. A tale scopo propone l'obbligo di dotare tutti i veicoli di nuova produzione con innovativi dispositivi di sicurezza, tra cui la frenata automatica di emergenza, l'assistente al mantenimento della corsia di marcia, l'avviso di superamento del limite di velocità, l'avviso di collisione con pedoni.

## **1.1 Sicurezza dell'autoveicolo**

Il grado di sicurezza fornito da un'autovettura rappresenta uno dei fattori che determinano il livello di sicurezza del traffico stradale. La sicurezza dell'autoveicolo, intesa come capacità di rendere improbabile una situazione di potenziale pericolo o di ridurre le conseguenze di un incidente, è una tematica che negli ultimi anni è in rapida evoluzione a causa della spinta degli enti governativi di tutto il mondo, sulla quale, di conseguenza, le case automobilistiche stanno concentrando le proprie risorse e il proprio impegno.

Si può facilmente osservare come gli standard di protezione offerti dalle auto siano aumentati notevolmente: si è passati dalla presenza di semplici sistemi di ritenuta per gli occupanti all'introduzione di sistemi di sicurezza passivi o attivi anche molto complessi, che sono frutto di un continuo lavoro di ricerca e sviluppo realizzato dai costruttori di automobili.

I dispositivi di sicurezza delle automobili vengono generalmente suddivisi in due categorie: sicurezza attiva e sicurezza passiva.

La *sicurezza attiva* comprende invece tutte quelle tecnologie preventive che intervengono per impedire che si verifichi un incidente. Rientrano in questa categoria dispositivi molto diffusi come ABS (Anti-lock Braking System) e ESC (Electronic Stability Control) ma anche i più moderni Sistemi Avanzati di Assistenza alla Guida (ADAS). Questi ultimi sfruttano principalmente sensori radar, sensori ottici e telecamere per monitorare la zona attorno alla vettura e intervengono in modo autonomo o mediante avvisi al conducente per evitare collisioni e garantire una guida più sicura.

La *sicurezza passiva* comprende tutti quei sistemi atti a proteggere gli occupanti della vettura nel caso in cui si verifichi un incidente, limitandone il più possibile la gravità delle lesioni. Si attivano in seguito all'urto e sono generalmente progettati in modo tale da assorbire la maggior parte dell'energia cinetica, riducendone così il trasferimento all'occupante. Rientrano in questa categoria gli airbag, le cinture di sicurezza, la struttura rinforzata della scocca, i poggiatesta e la colonna dello sterzo collassabile.

## 1.2 Analisi incidenti

Il primo passo da fare per definire le condizioni di prova, gli strumenti da analizzare ed i parametri da considerare per valutare le prestazioni di un veicolo dal punto di vista della sicurezza, è l'analisi delle caratteristiche degli urti che possono coinvolgerlo. In questa fase si possono individuare tre sottogruppi di attività.

- Classificazione delle tipologie di analisi (Accident Type)  
Si stabiliscono sulla base delle caratteristiche quali sono i tipi di urto più frequenti, la tipologia dei mezzi coinvolti e quali parametri ne caratterizzano la severità. Dai dati ISTAT [1] si può osservare che la maggior percentuale di incidenti stradali avviene tra due o più veicoli (circa il 70%), tra gli incidenti a veicolo isolato in ambito urbano il 14,3% coinvolge pedoni mentre fuori dall'abitato, il 21,1% riguarda fuoriuscite dalla sede stradale e incidenti isolati senza urto.
- Tipologie di lesione (Injuries Typology)  
Si definiscono in base alla dinamica dell'incidente e solitamente si fa una ripartizione percentuale delle lesioni per segmento corporale identificandone le cause.
- Priorità di intervento (Priorities)  
Sulla base delle informazioni raccolte nelle due attività precedenti si definiscono le problematiche che necessitano di un intervento prioritario.

### 1.3 Definizione delle prove

Sulla base dei risultati ottenuti dall'analisi sugli incidenti è possibile operare le scelte inerenti alla definizione delle condizioni di prova. Le procedure di prova sono distinte in due categorie: *prove di normativa* e *prove di rating*.

Le *prove di normativa* sono prove di urto dal cui superamento dipende l'omologazione del veicolo e quindi la possibilità di essere immesso sul mercato. La definizione del grado di severità delle condizioni di prova è competenza dell'autorità ministeriale, che deve decidere entro quali limiti ha intenzione di proteggere gli utenti dalla strada. In Europa e negli USA sono in vigore due differenti normative, sviluppate da diversi enti tra i quali i principali sono:

- EEVC (Experimental European Vehicle Committee) per l'Europa;
- NHTSA (National Highway Traffic Safety Administration) per gli USA.

Le *prove di Rating* sono dei test che permettono di determinare, tra i veicoli che hanno superato le prove di normativa, quelli che presentano le prestazioni di sicurezza passiva più elevate: i risultati ottenuti vengono utilizzati per stabilire un voto finale che riassume il grado di sicurezza offerto dal veicolo. Queste prove vengono condotte da enti indipendenti dai costruttori di autoveicoli e i risultati vengono resi pubblici con lo scopo di informare i consumatori.

Questo tipo di prova rappresenta un importante fattore di marketing per i costruttori: infatti, ognuno di essi cerca di eccellere in questo campo cercando di incrementare sempre più il livello di sicurezza delle vetture in circolazione.

In Europa l'ente che sviluppa questo tipo di test è l'EuroNCAP, nato dopo il corrispettivo ente Nord Americano USNCAP. Informazioni più dettagliate su questo tipo di prove verranno date nel capitolo successivo.

### 1.4 Norme omologative

Per poter essere immessa sul mercato una vettura deve superare le prove di omologazione previste dalle normative vigenti nel paese in cui viene venduta. Per quanto riguarda il mercato Europeo, le norme omologative sono stabilite da diverse direttive e regolamenti, il cui scopo è quello di garantire che i veicoli di nuova costruzione rispettino i requisiti minimi previsti dalla legge. I paesi dell'Unione Europea hanno inoltre aderito alla convenzione della Commissione Economica per l'Europa delle Nazioni Unite (UNECE), le cui direttive prevedono una serie di norme di omologazione che vengono adottate da tutti i 56 paesi membri dell'ECE.

L'omologazione viene rilasciata solo se il veicolo, sottoposto alle condizioni di prova previste dalla normativa, soddisfa tutti i criteri di prestazione richiesti. Le norme omologative si differenziano in base al tipo di urto. In particolare, nei paragrafi seguenti verranno analizzate quelle riguardanti gli urti frontali (ECE94 e ECE 137) e gli urti laterali (ECE 95 e ECE135).

### 1.4.1 ECE 94

L'ECE94 è la normativa che contiene disposizioni riguardo all'omologazione dei veicoli per quanto riguarda la protezione degli occupanti in caso di urto frontale. Questo regolamento si applica ai veicoli di categoria M1<sup>1</sup> con massa totale autorizzata non superiore a 2,5 tonnellate; altri veicoli possono essere approvati su richiesta del costruttore. (2)

- La prova viene eseguita alla velocità di 56 km/h contro una barriera deformabile con struttura di alluminio a nido d'ape fissata ad una massa non inferiore a  $7 \times 10^4$  kg ancorata al suolo e allineata perpendicolarmente alla traiettoria del veicolo di prova. L'allineamento deve essere tale per cui il 40% della larghezza del veicolo si sovrapponga alla parte anteriore della barriera e che il primo contatto avvenga sul lato della colonna dello sterzo.
- Su entrambi i sedili anteriori viene posizionato un manichino corrispondente alle specifiche dell'Hybrid III 50° percentile maschio con caviglia a 45°.
- Il volante deve essere nella posizione standard definita dal costruttore o, in assenza di indicazioni specifiche, in una posizione intermedia tra i limiti del suo range di movimento. I finestrini e il tettuccio devono essere chiusi, la leva del cambio in posizione neutra, le porte chiuse ma non bloccate.
- I sedili regolabili longitudinalmente devono essere sistemati in modo che il loro punto H<sup>2</sup> si trovi nella posizione centrale di marcia, con gli schienali regolabili sistemati in modo tale che l'inclinazione risultante del tronco del manichino sia il più vicino possibile a quella definita dal costruttore o, se non specificato, a 25° indietro rispetto alla verticale.

Il documento della normativa descrive come devono essere eseguite le procedure di preparazione del veicolo e il posizionamento dei manichini; vengono riportati anche i criteri di prestazione in ambito biomeccanico che devono essere necessariamente rispettati per ottenere l'omologazione. (2)

- HPC (Head Performance Criterion) è calcolato quando avviene il contatto della testa, per la durata totale tra l'istante di contatto iniziale e l'istante di contatto finale. Questo criterio risulta

---

<sup>1</sup> **M1**: veicoli adibiti al trasporto di persone, che hanno massimo 8 posti a sedere oltre il sedile conducente

<sup>2</sup> **Punto H**: è la posizione teorica dell'anca di un occupante, ovvero il punto di rotazione torace-bacino.

soddisfatto quando durante il test non vi è alcun contatto tra la testa e qualsiasi componente del veicolo.

Se dovesse verificarsi un contatto, l'HPC viene calcolato nel modo seguente:

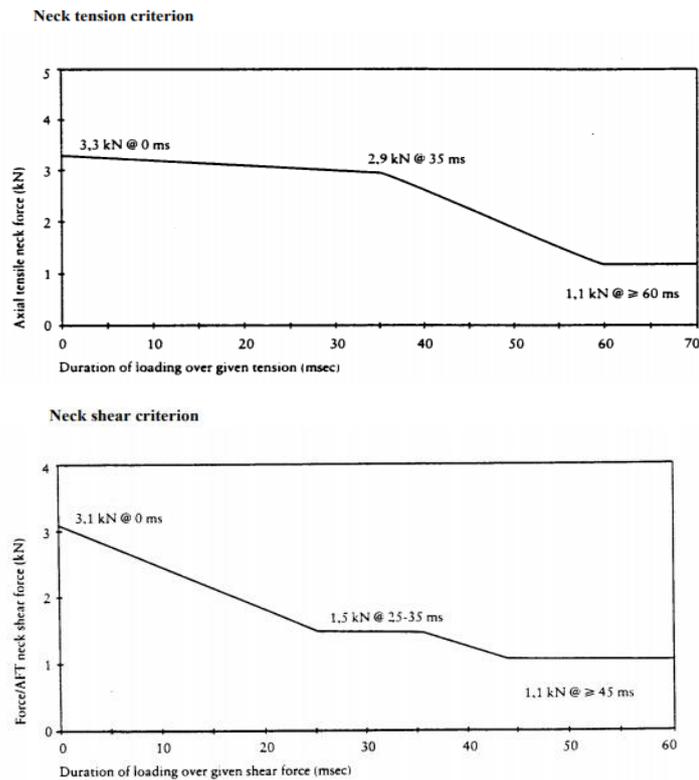
$$HPC = (t_1 - t_2) \left[ \frac{1}{t_1 - t_2} \int_{t_1}^{t_2} a dt \right]^{2.5}$$

$a$ : accelerazione risultate rispetto al COG (center of gravity) della testa espressa in  $g$ , misurate con una CFC (Channel Frequency Class) di 1000.

$t_1$  e  $t_2$ , espressi in secondi, rappresentano rispettivamente l'istante di tempo in cui inizia il contatto testa e quello in cui termina la registrazione e si raggiunge il valore massimo di HPC.

- NIC (Neck Injury Criterion) è determinato dal calcolo della forza assiale a compressione  $F_{z(-)}$ , della forza assiale a trazione  $F_{z(+)}$ , e delle forze di taglio longitudinali  $F_{x(+)}$  sull'interfaccia testa/collo.

I valori limite in questo caso sono determinati dai grafici sottostanti (2):



**Figura 1.2: Valori limite criteri di lesione nel collo (NIC)**

La forza di trazione assiale e la forza di taglio perpendicolare all'interfaccia collo/testa sono misurate con un CFC di 1000.

- ThCC (Thorax Compression Criterion) è calcolato come il valore assoluto della sua deformazione misurata con un CFC di 180, non deve superare i 42 mm.
- FFC (Femur Force Criterion) è determinato dalla forza di compressione assiale sul femore del manichino misurata con un CFC di 600. Tale parametro non deve eccedere il criterio di forza-tempo mostrato di seguito:

Femur force criterion

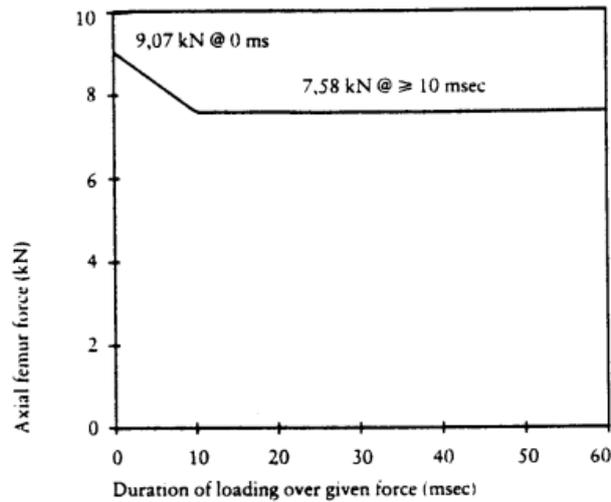


Figura 1.3: Valori limite criteri di lesione del femore (FFC)

- TCFC (Tibia Compression Force Criterion) è determinato dal carico di compressione trasmesso assialmente su ciascuna tibia del manichino. La forza di compressione assiale trasmessa sulla tibia non deve superare 8 kN.

L'indice della tibia (TI) viene calcolato sia al vertice che alla base della tibia e in nessuno dei due casi deve superare il valore di 1,3

$$TI = \left| \frac{M_R}{(M_C)_R} \right| + \left| \frac{F_Z}{(F_C)_Z} \right|$$

$$M_R = \sqrt{(M_X)^2 + (M_Y)^2}$$

$M_X$ : momento flettente attorno all'asse x

$M_Y$ : momento flettente attorno all'asse y

$(M_C)_R$ : momento flettente critico, considerato tale a 225 Nm

$F_Z$ : forza di compressione assiale nella direzione Z

$(F_C)_Z$ : forza di compressione critica nella direzione z, considerata tale a 35,9 kN

Le forze di compressione assiale e i momenti flettenti vengono misurati con un CFC di 600.

### 1.4.2 ECE 137

A partire dal 2020 il regolamento ECE 137 entrerà a far parte delle norme omologative dell'Unione Europea, con l'obiettivo di migliorare la valutazione dell'efficacia dei sistemi di ritenuta in urto frontale.

Il regolamento (3) è applicato ai veicoli di categoria M1 con un peso massimo ammissibile al di sotto di 3,5 tonnellate nel caso di urto frontale, e prevede una prova a 50 km/h con overlap tra vettura e barriera del 100%.

- La barriera consiste in un blocco di cemento armato largo almeno 3 m e alto 1.5 m, con spessore tale da raggiungere un peso complessivo di almeno 70 tonnellate. La faccia anteriore è verticale e perpendicolare all'asse della corsa, ricoperta da tavole di compensato spesse 20 mm.
- Un manichino corrispondente alle specifiche dell'Hybrid III 50° percentile uomo è posizionato sul sedile guidatore e uno corrispondente alle specifiche dell'Hybrid III 5° percentile donna sul sedile del passeggero.
- Il volante deve essere nella posizione standard definita dal costruttore o, in assenza di indicazioni specifiche, in una posizione intermedia tra i limiti del suo range di movimento. I finestrini e il tettuccio devono essere chiusi, la leva del cambio in posizione neutra, le porte chiuse ma non bloccate.
- Il sedile del guidatore deve essere sistemato in modo tale che il punto H si trovi nella posizione centrale. Il punto H del sedile passeggero deve invece trovarsi nella posizione definita dal costruttore o, in assenza di indicazioni specifiche, in una posizione intermedia tra quella centrale e il tutto avanti. Gli schienali, se regolabili, devono essere sistemati in modo tale che l'inclinazione risultante del tronco del manichino sia il più vicino possibile a quella definita dal costruttore o, se non specificato, a 25° indietro rispetto alla verticale.

Il documento della normativa descrive come devono essere eseguite le procedure di preparazione del veicolo e il posizionamento dei manichini; vengono riportati anche i criteri di prestazione in ambito biomeccanico che devono essere necessariamente rispettati per ottenere l'omologazione.

- HPC (Head Performance Criterion) non deve superare 1000 e l'accelerazione risultante della testa non deve superare gli 80 g per più di 3 ms.
- NIC (Neck Injury Criterion) non deve superare i seguenti valori:
  - La forza di trazione assiale sul collo deve essere minore o uguale a 3,3 kN per il 50° percentile uomo e minore o uguale a 2,9 kN per il 5° percentile donna.
  - La forza di taglio all'interfaccia testa/collo non deve superare 3,1 kN per il 50° percentile uomo e 2,7 kN per il 5° percentile donna.
  - Il momento flettente del collo sull'asse y non deve eccedere i 57 Nm in estensione, per entrambi i manichini.

- ThCC (Thorax Compression Criterion) non deve superare i 42 mm sia per il 50° percentile uomo che per il 5° percentile donna, e viene misurato con un CFC di 180.
- FFC (Femur Force Criterion) non deve essere maggiore di 9.07 kN per il 50° percentile uomo e 7 kN per il 5° percentile donna, e viene misurato con un CFC di 600.

### 1.4.3 ECE 95

La normativa ECE 95 (4) contiene disposizioni relative all'omologazione dei veicoli di categoria M1<sup>3</sup> ed N1<sup>4</sup> per quanto riguarda la protezione degli occupanti nel caso di urto frontale.

Vengono descritti di seguito gli elementi e le caratteristiche della procedura di prova:

- La prova viene eseguita con la vettura ferma e una barriera mobile deformabile che muovendosi in direzione perpendicolare all'asse longitudinale della vettura, la impatta alla velocità di 50 km/h.
- La barriera deformabile ha una massa totale di 950 kg e si compone di due parti: un dispositivo d'urto costituito da 6 blocchi di alluminio a nido d'ape, ai quali sono fissati anteriormente e posteriormente delle piastre di alluminio e un carrello sul quale si monta il dispositivo d'urto.
- Un manichino corrispondente alle specifiche dell'EuroSID-2 50° percentile maschio viene posizionato sul sedile anteriore lato urto.

La normativa descrive come devono essere eseguite le procedure di preparazione del veicolo e il posizionamento dei manichini. Vengono poi riportati i seguenti criteri di prestazione in ambito biomeccanico che devono essere necessariamente rispettati per poter ottenere l'omologazione:

- HPC (Head Performance Criterion) deve essere minore o uguale a 1000; quando non c'è contatto tra la testa del manichino e la vettura esso non viene misurato o calcolato, ma si registra "No Head contact".
- RDC (Rib Deflection Criterion) è pari al valore massimo di deflessione su ogni costola determinato dai trasduttori di spostamento del torace, filtrato alla frequenza di canale di 180 Hz. Questo valore deve essere minore o uguale a 42 mm.
- PSPF (Pubic Symphysis Peak Force) è la forza massima misurata da una cella di carico sulla sinfisi pubica del bacino. Questa è misurata con un CFC di 600 e deve essere minore o uguale a 6 kN.

---

<sup>3</sup> **M1**: veicoli con almeno quattro ruote, progettati e costruiti per il trasporto di persone, aventi al massimo otto posti a sedere oltre al sedile del conducente.

<sup>4</sup> **N1**: veicoli destinati al trasporto di merci, aventi massa massima non superiore a 3,5 tonnellate.

- APF (Abdominal Peak Force) è la massima forza interna sull'addome, calcolata come il valore massimo della somma delle tre forze misurate dai trasduttori con una CFC di 600 Hz, e deve essere minore o uguale a 2,5 kN.

#### 1.4.4 ECE 135

La normativa ECE 135 (5) contiene le disposizioni relative all'omologazione dei veicoli per quanto riguarda l'urto laterale palo. I veicoli interessati sono quelli di categoria M1 con massa fino a 3500 kg, e veicoli di categoria N1 in cui l'angolo compreso tra un piano orizzontale passante per il centro dell'assale anteriore e un piano trasversale angolare passante per il centro dell'assale anteriore e per il punto R<sup>5</sup> del sedile del guidatore è minore di 22° oppure, il rapporto tra la distanza del punto R del sedile guidatore dal centro dell'assale posteriore e la distanza del punto R del sedile guidatore dal centro dell'assale anteriore è minore di 1,30.

- La prova viene eseguita alla velocità di 32 km/h e l'urto avviene sul lato guidatore contro un palo di diametro 254 mm. La direzione in cui si muove la vettura deve formare un angolo di 75° rispetto all'asse longitudinale del veicolo.
- Sul sedile guidatore si posiziona un manichino corrispondente alle specifiche del WorldSID 50° percentile maschio.

La normativa descrive come devono essere eseguite le procedure di preparazione del veicolo e il posizionamento dei manichini. Vengono poi riportati i seguenti criteri di prestazione in ambito biomeccanico che devono essere necessariamente rispettati per poter ottenere l'omologazione:

- HPC (Head Performance Criterion) non deve essere superiore a 1000.
- SPC (Shoulder Performance Criterion) misura la massima forza laterale mediante una cella di carico montata tra l'articolazione della spalla e la costola della spalla. Questa è filtrata con un CFC di 600 Hz e non deve superare i 3 kN.
- ThCC (Thorax Compression Criterion) misura la deflessione massima delle costole toraciche. Questa misura, fatta con un sensore di flessione e filtrata con un CFC di 600 Hz, non deve essere maggiore di 55mm.
- APC (Abdominal Performance Criterion) misura la massima deflessione delle costole addominali con un sensore di flessione, filtrando con un CFC di 600 Hz. Il valore di questa misura non deve essere maggiore di 65 mm.

L'accelerazione risultante nella zona bassa della spina dorsale non deve superare il valore di 75 g per più di 3 ms.

---

<sup>5</sup> **Punto R:** punto di riferimento del sedile

- PSPF (Pubic Symphysis Peak Force) non deve essere maggiore di 3,36 kN.

## 1.5 Definizione dei criteri di prestazione

Nell'incidentistica stradale si definisce "lesione" un'alterazione fisiologica originata da una sollecitazione meccanica, la cui gravità viene stabilita in base a delle apposite scale mediche, mentre il "criterio di lesione" è un parametro fisico che è correlato alla severità della lesione stessa.

L'approccio biomeccanico presuppone l'ottenimento di curve che definiscano il grado di lesione di un determinato segmento del corpo in base al valore rappresentativo del parametro fisico rappresentativo del comportamento meccanico di quel tratto del corpo umano. I parametri fisici considerati sono: forze, accelerazioni, deformazioni, momenti, ecc.

Si definisce "criterio di prestazione" il valore di un criterio di lesione, misurato su un manichino antropomorfo e biofedele posto all'interno del veicolo sottoposto a prova d'urto, che non deve essere superato.

Per ogni tipo di urto vengono definiti, per ciascun segmento, i criteri di lesione (Injury Criteria), i massimi valori tollerati dal corpo umano (Human Tollerant Levels) e infine i criteri di prestazione (Performance Criteria) definiti in base alle sollecitazioni rilevate dai manichini e al livello di tolleranza umana.

## 1.6 Scala di severità di lesione

La ricostruzione biomeccanica di un incidente autostradale ha lo scopo di determinare le cause e le conseguenze di una lesione.

La gravità delle lesioni è descritta mediante diverse tipologie di scale di severità: scale mediche, di tipo anatomiche o fisiologiche, e particolari criteri di severità. (6)

Tra queste le uniche che possono essere utilizzate per definire i criteri di lesione e di prestazione per ogni segmento corporeo sono le scale anatomiche.

La scala di severità **AIS (Abbreviated Injury Criteria)** è la scala più utilizzata per identificare la gravità delle lesioni in ambito automobilistico. La prima versione è stata pubblicata nel 1969 negli USA, tuttavia negli anni ci sono stati importanti aggiornamenti.

Il punteggio assegnato ad una lesione, mediante la scala AIS, viene codificato mediante sette numeri; in particolare, il primo indica la regione corporea interessata e l'ultimo la gravità della lesione. In particolare, una lesione risulta essere codificata da 7 cifre:

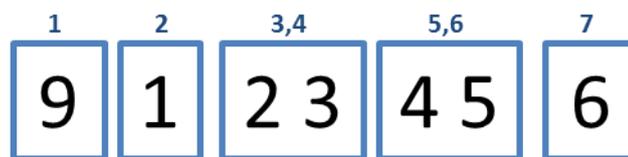


Figura 1.4: Esempio di punteggio scala severità AIS

1 – Regione del corpo lesionata

2 – Tipo di struttura anatomica

3,4 – Organo

5,6 – Lesione specifica

7 – Severità del punteggio

La regione del corpo è identificata con un numero da 1 a 9, mentre la struttura anatomica è individuata con un numero da 1 a 6.

Codice AIS	Regione del corpo	Struttura anatomica	Organo	Lesione specifica
1	Capo	Intero distretto	Cuore	Lacerazione
2	Volto	Vasi	Bronchi	Frattura
3	Collo	Nervi	Diaframma	...
4	Torace	Organi interni	Esofago	
5	Addome	Strutture scheletriche	...	
6	Rachide	Perdita di coscienza		
7	Arto superiore			
8	Arto inferiore			
9	Altri traumi			

Tabella 1.1: Definizione cifre della scala AIS

La scala di severità AIS mostra un punteggio da uno a sei: il numero uno corrisponde ad una lesione meno grave, mentre il numero sei indica una lesione di grande identità.

Punteggio AIS	Severità della lesione	Esempio	AIS% Morte
1	Minore	Lacerazione superficiale	0
2	Moderata	Sterno fratturato	1-2
3	Seria	Frattura aperta dell'omero	8-10
4	Severa	Trachea perforata	5-50
5	Critica	Lacerazione del fegato con perdita di tessuto	5-50
6	Massima	Distacco totale dell'aorta	100
7	Sconosciuta		

Tabella 1.2: Esempio severità della lesione con scala AIS

I valori della scala AIS hanno il solo obiettivo di definire un ordine di severità, non indicano la gravità relativa e non possono essere utilizzati per valutare lesioni multiple. In quest'ultimo caso si può utilizzare il valore AIS massimo (definito come MAIS) registrato per una particolare regione del corpo e assumere questo valore come misura della severità complessiva delle lesioni.

Per lesioni multiple, si utilizza maggiormente un'altra scala chiamata **ISS (Injury Severity Score)**. Si tratta di un indice di severità globale per pluri lesionato che è dato dalla somma dei quadrati dei punteggi AIS più elevati nelle tre regioni corporee maggiormente lese.

$$ISS = AIS^2_1 + AIS^2_2 + AIS^2_3$$

Differentemente dall'AIS, l'ISS divide il corpo in 6 regioni corporee.

ISS	
1	Corpo e collo
2	Volto
3	Torace + rachide
4	Addome + rachide
5	Arti + bacino
6	Altri traumi

Tabella 1.3: Scala ISS

Dal confronto tra le due scale, si osserva che l'ISS unifica alcune regioni del corpo rispetto all'AIS.

Il massimo valore che può assumere l'ISS è 75; nel caso in cui vi sia una lesione AIS=6, l'ISS viene automaticamente impostato a 75, che corrisponde sicuramente ad una lesione mortale.

## 1.7 Anthropomorphic Test Device (ATD)

Per lo studio della biomeccanica degli urti e la valutazione del rischio di lesioni, si utilizzano gli ATD (Anthropomorphic Test Devices), ovvero dei manichini di grandezza naturale che riproducono nel modo più fedele possibile il corpo umano.

Essi contengono al loro interno numerosi accelerometri, potenziometri e celle di carico grazie ai quali vengono misurate tutte le accelerazioni, forze e momenti a cui il manichino è sottoposto durante l'impatto.

La strumentazione all'interno del manichino e le sue caratteristiche variano a seconda del tipo di impatto che si vuole simulare; inoltre, ne esistono di molteplici dimensioni, in grado di riprodurre varie fasce di età e corporature.

Le dimensioni dei manichini adulti vengono espresse in percentili:

- 5° percentile: simula una donna di bassa statura con altezza di 152 cm, peso 50 kg, ed è così chiamato in quanto il 5% della popolazione occidentale sta al di sotto della sua taglia.
- 50° percentile: si riferisce ad un uomo medio con altezza di 175 cm e peso di 77 kg, in questo caso il 50% della popolazione occidentale sta al di sotto della sua taglia.
- 95° percentile: rappresenta un uomo di altezza 188 cm e con peso di 100 kg, il 95% della popolazione occidentale sta al di sotto della sua taglia.

### 1.7.1 Cenni storici

Le origini dello studio e dello sviluppo di questi manichini risale alla fine del 1800. Nel 1869 Mary Ward fu la prima vittima registrata di un incidente automobilistico, a Parsonstown in Irlanda. Alcuni anni più tardi, il 13 settembre 1899, Henry Bliss "passò alla storia" come la prima vittima di un incidente automobilistico nel Nord America, dopo che fu investito mentre scendeva da un tram a New York. Da quel giorno, oltre 20 milioni di persone in tutto il mondo hanno perso la vita a causa di incidenti automobilistici. Il bisogno di un mezzo per analizzare e attenuare gli effetti degli incidenti stradali sul corpo umano si sviluppò rapidamente subito dopo la commercializzazione dell'automobile (intorno al 1890) e quando l'auto diventò significativa nella vita quotidiana, verso il 1930, il numero di morti per incidente stava raggiungendo una quota preoccupante. I tassi di mortalità superarono i 15,6 incidenti ogni 100 milioni di miglia per veicolo e continuavano a crescere; i progettisti di veicoli interpretarono questi dati come una chiara indicazione della necessità di fare delle ricerche per rendere più sicuri i loro prodotti.

Nel 1930, l'interno di un'auto non era un luogo sicuro neanche in caso di collisione a velocità ridotta. I cruscotti erano costituiti da metallo rigido, il piantone dello sterzo non era pieghevole e ovunque vi erano pomelli, pulsanti e leve sporgenti.

Non si conoscevano le cinture di sicurezza e in un impatto frontale gli occupanti venivano scagliati contro il parabrezza, lasciando poche speranze di evitare gravi ferite o di morire. La struttura stessa del veicolo era rigida, e le forze d'urto erano trasmesse direttamente agli occupanti del veicolo.

La Wayne State University di Detroit fu la prima a iniziare un intenso lavoro di raccolta dati riguardo agli effetti sul corpo umano degli scontri a velocità elevata. Sul finire degli anni Trenta non vi erano però risultati affidabili sulle risposte del corpo umano sottoposto ad estreme sollecitazioni fisiche, e non vi erano nemmeno strumenti adatti a misurare tali risposte. La biomeccanica era un campo della scienza ancora allo stadio iniziale. Era quindi necessario utilizzare diversi soggetti per costruire i primi set di dati. I primi soggetti per i test furono dei cadaveri umani. Essi erano usati per ottenere informazioni fondamentali circa la capacità del corpo umano di resistere alle forze di schiacciamento e di strappo che si verificavano solitamente negli incidenti ad alte velocità. Per finalità simili, si facevano cadere dei cuscinetti a sfera d'acciaio sul cranio, oppure si lanciavano i corpi giù nei pozzi degli ascensori inutilizzati contro lastre di acciaio. Inoltre, cadaveri con rudimentali accelerometri venivano legati all'interno delle automobili e sottoposti a collisioni frontali e a rollover. Ad ogni modo lavorare con i cadaveri presentava tanti problemi: non solo vi erano questioni etiche e morali relative al lavoro con i morti, ma anche problemi di ricerca. La maggior parte dei cadaveri disponibili erano adulti anziani e di razza caucasica, che erano morti per cause non violente; essi non rappresentavano una parte omogenea delle vittime per incidente. Le vittime per incidente però non potevano essere utilizzate poiché ogni dato raccolto con gli esperimenti poteva essere compromesso dalle precedenti lesioni del cadavere. (7)

Le informazioni raccolte dalla ricerca sui cadaveri, erano già state usate per la costruzione di simulacri umani dal 1949, quando "Sierra Sam" fu creato da Samuel W. Alderson ai Laboratori di Ricerca Alderson (ARL) e dalla Sierra Engineering Co. per testare i seggiolini eiettabili per gli aerei e i sistemi di trattenuta per i piloti.

Agli inizi degli anni Cinquanta, Alderson e Grunman produssero un manichino che fu usato per effettuare crash test sia con veicoli a motore che con aeroplani. Questo manichino, chiamato "Sierra Sam" era alto 183 cm, pesava 91 kg, articolato e aveva faccia e testa molto realistiche. Questo fu il primo di tutti i lavori che Humanetics e le società precedenti hanno svolto. (7)



*Figura 1.5: Manichino Sierra Sam*

Sempre nel 1950 la base militare Holloman Air Force Base condusse crash test usando il manichino ARL VIP 50th e Sierra Sam. Successivamente Alderson continuò a produrre quella che chiamata la serie VIP-50, costruita specificamente per la General Motors e la Ford, ma che fu adottata anche dal *National Institute of Standards and Technology*.

Nel 1971 la General Motors sviluppò il primo manichino Hybrid I, che combinava gli aspetti più funzionali dei predecessori ARL e Sierra 50th maschio. A partire da quel momento, un lavoro considerevole ha portato alla creazione di manichini sempre più sofisticati. (7)

Nel 1972 viene sviluppata la versione successiva con il nome Hybrid II, che presentava un miglioramento dei sensori di spalla, colonna vertebrale e ginocchia. Subito dopo, nel 1973 fu introdotto l'Hybrid II 50th maschio e la e la National Highway Transportation Safety Administration (NHTSA) sottoscrisse un accordo con la General Motors per produrre un modello che superasse le prestazioni di Hybrid II in un numero di aree specifiche. Benché si fossero ottenuti diversi miglioramenti rispetto ai test sui cadaveri, Hybrid I e Hybrid II erano ancora molto rudimentali, e il loro uso era limitato allo sviluppo e al test delle cinture di sicurezza. C'era bisogno di un manichino che permettesse ai ricercatori di trovare strategie per la riduzione degli infortuni.



*Figura 1.6: Hybrid II 50° percentile*

Fu proprio a causa di questa necessità che nel 1976 la General Motors introdusse il manichino Hybrid III.50th maschio. La base Hybrid III è l'ATD 502, un manichino di prova avanzato sviluppato da General Motors nel 1973 con NHTSA; esso presentava una testa antropometrica simile a quelle che si avevano nelle prove fatte su cadavere, che venivano fatte impattare su superfici rigide, ed una colonna vertebrale curva con cui si riusciva a riprodurre la postura di seduta in auto di una persona umana.



*Figura 1.7: Hybrid III 50° percentile*

L'Hybrid III maschio è un manichino alto 168 cm e pesa 67 kg; esiste anche la versione donna alta 152 cm e di 50 kg, e infine la versione bambino che simula la corporatura di un bambino di 6 anni e 3 anni. I trasduttori contenuti nel Hybrid III permettono di misurare le componenti di accelerazione lineare ortogonale della testa e del torace, le reazioni del piano sagittale (forze assiali e di taglio e momento flettente) tra la testa e il collo, lo spostamento dello sterno relativo al dorso toracico e i carichi assiali sui femori.

Intanto nel 1979 NHTSA iniziò il primo *New Car Assessment Program* (NCAP). Questo programma è stato ideato per condurre test standardizzati in tutti i modelli auto disponibili al pubblico. NCAP, a sua volta, ha portato al sistema di classificazione della sicurezza a cinque stelle. (7)

Il 1979 fu anche l'anno in cui venne sviluppato il manichino SID (Side Impact Dummy), per la valutazione degli effetti del crash test nell'impatto laterale del veicolo. Questo manichino venne sviluppato in maniera congiunta da NHTSA e dall'istituto di ricerca sui trasporti dell'università di Michigan.

Nel 1983 venne introdotto il manichino LRE (Limb Restraint Evaluator) da *System Research Laboratories* (SRL) in associazione con ARL. Di questi manichini ne vennero prodotti solo due per U.S Air Force, e furono utilizzati per valutare gli effetti dell'attrezzatura di equipaggiamento sugli arti in caso di lancio ad alta quota.

Questo manichino venne sostituito nel 1986 da ADAM (Advanced Dynamic Anthropomorphic Manikin). Esso fu utilizzato come supporto nello sviluppo di avanzati seggiolini eiettabili negli aerei militari; ne furono prodotti solo sei originariamente, sei grandi e sei piccoli, utilizzati per i test su paracadute, seggiolini eiettabili e torre di lancio. (7)

Successivamente, negli anni '90 lo studio si focalizzò sulle versioni dei manichini che erano stati sviluppati fino a quel momento; in particolare, vennero apportate delle modifiche al Hybrid III, alla famiglia dei manichini SID, e venne condotto uno studio in merito alla protezione dell'occupante in urto posteriore che portò nel 1997 allo sviluppo del manichino BioRID.

L'inizio del nuovo millennio, collegato anche allo sviluppo di nuove tecnologie, ha permesso di continuare lo studio su ATD. Già dai primi anni '90 iniziò a farsi strada l'idea di sviluppare un manichino per urto frontale, molto più fedele dal punto di vista biologico rispetto al Hybrid III e con un'accuratezza non ottenibile da altri manichini. Fu così che dopo diversi studi e diverse versioni sviluppate, nel 2012 venne rilasciato da Humanetics il manichino THOR-M, sviluppato con il supporto dato da NHTSA. Ulteriori sviluppi sono però necessari sui manichini; benché vi sia stata una diminuzione del numero dei morti, il numero di passeggeri gravemente infortunati è ancora alto e gli infortuni invalidanti alle gambe e ai piedi rappresentano tuttora un'alta percentuale. (7)

### 1.7.2 Manichini per urto frontale

I manichini per urto frontale sono nati principalmente con l'intento di testare l'efficacia dei sistemi di ritenuta per prevenire lesioni alla testa, al torace e alle gambe (6); quello utilizzato attualmente per questo tipo di urto è l'Hybrid III (Figura 1.7).

Il cranio è costituito da un blocco di alluminio con un rivestimento rimovibile in vinile; il collo è invece una struttura segmentata di gomma e alluminio, in grado di riprodurre i movimenti umani di flessione-estensione. La gabbia toracica è realizzata con sei costole di acciaio e materiale polimerico smorzante che simula le caratteristiche di forza-deformazione del torace.

All'interno del tronco si trova una spina dorsale cilindrica in gomma che riproduce la postura di una persona seduta e si unisce alla struttura del bacino. Il femore e la tibia possono essere strumentati per prevedere la frattura ossea e il ginocchio può valutare la lesione del legamento dalla tibia al femore. Le gambe inferiori sono intercambiabili con le versioni strumentate. (8)

Tutte le parti del manichino possono essere strumentate con accelerometri e celle di carico, in grado di misurare le forze, i momenti e le accelerazioni che agiscono sulle varie strutture anatomiche. Nella Figura 1.8 è possibile prendere visione di tutta la strumentazione presente in un Hybrid III 50° percentile.

Location	Description	Channels
Head:	3 Accelerometers in a triaxial array Up to 15 Accelerometers	Ax, Ay, Az (HIC) 5X Ax, Ay, Az Head Rotation
Neck:	Six-Axis Upper Neck Load Cell Six-Axis Lower Neck Load Cell	Fx, Fy, Fz, Mx, My, Mz Fx, Fy, Fz, Mx, My, Mz
Clavicle:	Biaxial Load Cell (Left and Right)	Fx, Fz
Humerus:	Four-Axis Load Cell (Left and Right)	Fx, Fy, Mx, My
Thorax:	3 Accelerometers in a triaxial array Chest Displacement Transducer Four-Axis Rib/Spine Load Cells Five-Axis Thoracic Spine Load Cell	Ax, Ay, Az (Chest Accel) Dx (Std. equipment) Fx, Fy, Fz, My Fx, Fy, Fz, Mx, My
Lumbar Spine:	Three-Axis Lumbar Spine Load Cell	Fx, Fz, My
Pelvis:	3 Accelerometers (or triax pack) Submarining Load bolts	Ax, Ay, Az Fx (3 per side)
Femur:	Uniaxial Femur Load Cell or Six-Axis Upper Femur Load Cell	Fx (per leg) Fx, Fy, Fz, Mx, My, Mz (per leg)
Knee:	Knee Displacement	Dx (per knee)
Lower Legs*:	Biaxial Knee Clevis Load Cell Four-Axis Upper Tibia Load Cell Four-Axis Lower Tibia Load Cell	Fz (per leg) Fx, Fz, Mx, My (per leg) Fx, Fy, Mx, My (per leg)
Ankle:	Five-Axis Load Cell	Fx, Fy, Fz, Mx, My (per leg)
Toe:	Toe Load Cell	Fz (per foot)

\*Special four channel configurations are available in the upper and lower tibia load cells.

**Figura 1.8: Strumentazione del manichino Hybrid III 50° percentile**

A partire dal 2020 l'Hybrid III sarà sostituito dal manichino di ultima generazione THOR (Test device for Human Occupant Restraint). Questo presenta una strumentazione notevolmente ampliata, un numero maggiore di sensori rispetto all'Hybrid III e miglioramenti in ambito biomeccanico.



*Figura 1.9: THOR 50° percentile (9)*

La realizzazione e l'introduzione di questo nuovo ATD è stata fortemente voluta da NHTSA con l'obiettivo di realizzare un manichino in grado di apportare miglioramenti sulla biofedeltà, incorporando una strumentazione specifica che possa garantire prestazioni migliori. (9)

Rispetto all'Hybrid III notevoli miglioramenti si sono avuti nella cinematica di varie zone e movimenti del corpo:

- Flessione del collo e riproduzione più fedele della contrazione muscolare
- Migliore interazione del torace e delle spalle con i sistemi di ritenuta
- Giunti flessibili nella colonna vertebrale
- Minore accoppiamento del bacino rispetto al movimento del femore
- Maggiore biofedeltà nella risposta del femore a carichi assiali

### **1.7.3 Manichini per urto laterale**

I manichini per impatto laterale hanno dato il loro contributo per la realizzazione di vetture sicure nel caso di impatto dal lato, che molto spesso risulta essere più severo rispetto all'impatto frontale in quanto la distanza tra occupante e ostacolo è minore. Inoltre, il loro sviluppo ha portato alla realizzazione di nuovi strumenti per la sicurezza passiva come ad esempio, strutture delle porte più resistenti e airbag laterali per la protezione di testa, collo e torace. (10)

Le norme di omologazione UNECE per urto laterale prevedono l'utilizzo del manichino EuroSID-2; questo è stato sviluppato da un consorzio di ricercatori, produttori di automobili e di manichini europei nel 2000 per sostituire la vecchia versione EuroSID-1.



*Figura 1.10: EuroSID-2 50° percentile (10)*

Fanno parte della categoria di manichini per urto laterale anche i WorldSID: questi vengono utilizzati da EuroNCAP nelle prove di urto laterale contro barriera deformabile e urto palo. Le caratteristiche antropometriche di questo manichino sono state progettate sulla base di una serie di dati che rispecchiano la popolazione mondiale di occupanti. La realizzazione di questo ATD è stata voluta dall'International Organization for Standardization (ISO) con lo scopo di avere a disposizione un manichino universale che potesse rendere più omogenee le valutazioni dei crash test. Il WorldSID include una strumentazione che consente non solo di valutare il rischio di lesioni in base a tutti i criteri di impatto laterale noti, ma anche di valutare le interazioni tra occupante e sistema di ritenuta. (11)



*Figura 1.11: WorldSID 50° percentile (11)*

#### 1.7.4 Manichini per urti posteriori

I manichini per urti posteriori sono stati introdotti con lo scopo di fare delle valutazioni su test in cui le velocità sono relativamente basse e l'impatto causa lesioni da colpo di frusta; gli effetti di questi sono molto difficili da quantificare, ma essi risultano essere molto debilitanti per la persona che li subisce. Inoltre, questi impatti possono causare serie lesioni al collo, soprattutto nei tessuti molli. I test con questi manichini possono essere utilizzati per determinare l'efficacia dei poggiatesta sui sedili per prevenire il movimento eccessivo della testa e del collo. (12)

Lo standard per urti posteriori è il manichino BioRID-II, utilizzato per valutare le lesioni sulla colonna vertebrale causate da tamponamenti a bassa velocità.



*Figura 1.12: BioRID-II 50° percentile (13)*

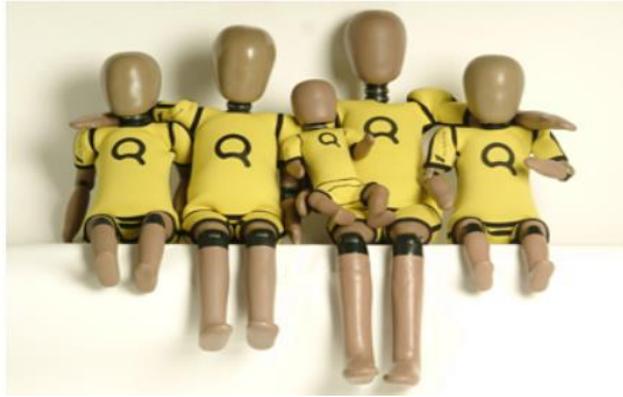
La caratteristica che distingue questo tipo di manichino è la sua colonna vertebrale costituita da 24 vertebre separate: 5 lombari, 12 toraciche e 7 cervicali. Tra una vertebra e l'altra è presente un elemento in gomma, in modo da riprodurre la flessione del collo quando avviene il tamponamento; inoltre, un sistema di elastici simula la muscolatura e garantisce ottime prestazioni per quanto riguarda la biofedeltà. (13)

#### 1.7.5 Manichini bambini

Per quanto riguarda la sicurezza dei bambini e la valutazione delle prestazioni offerte dai seggiolini, sono stati sviluppati dei manichini che simulano il peso e le dimensioni per tutte le fasce di età. Negli anni si sono susseguite molte versioni di manichini bambini: alla fine degli anni '70 fu sviluppata la famiglia P, una serie di manichini che coprono diverse età fino a 10 anni. (14)

I manichini usati per le prove EuroNCAP fanno parte della famiglia Q: questi sono stati introdotti nel 1993 come successori dei manichini della famiglia P.

Rispetto alla famiglia P, questi non solo sono avanzanti dal punto di vista delle caratteristiche biomeccaniche e antropometriche, ma sono anche considerati manichini “multidirezionali” perché possono essere utilizzati sia nei test di impatto frontale che laterale. (14)



*Figura 1.13: Manichini della famiglia Q*

## 2. Prove di Rating EuroNCAP

Come già accennato nel precedente capitolo, oltre alle prove di normativa che devono essere necessariamente superate per poter immettere una nuova vettura sul mercato, vi sono ulteriori test di rating che consentono di effettuare una valutazione più severa della sicurezza degli autoveicoli, con lo scopo di minimizzare gli incidenti stradali e di conseguenza il numero di decessi.

EuroNCAP è l'ente che valuta le vetture destinate al mercato europeo, fondato nel 1997 e sostenuto dall'Unione Europea, che ha l'obiettivo di definire la modalità di valutazione della sicurezza passiva dei veicoli omologati mediante l'introduzione di specifici protocolli di prova. Il rating fornito da EuroNCAP è espresso con un punteggio che va da 0 a 5 stelle e si basa sui risultati ottenuti in quattro aree di valutazione (15):



La valutazione complessiva tiene in considerazione il punteggio ottenuto in ognuna di queste sezioni, che viene normalizzato sulla base del massimo punteggio ottenibile. Si ottiene una valutazione complessiva di 5 stelle nel momento in cui si raggiunge in punteggio massimo in ognuna di queste quattro aree.

I protocolli e i criteri di valutazione forniti da EuroNCAP devono riflettere lo stato dell'arte, e sono quindi in continua fase di sviluppo.

## 2.1 Adult Occupant Protection

Il punteggio per questa sezione si ottiene dai seguenti test: **Offset Deformable Barrier (ODB)**, **Full Width Rigid Barrier**, **Side Impact**, **Side Pole**, **Whiplash**, **AEB City**. (16)

- Offset Deformable Barrier (ODB): simula la collisione tra due vetture dello stesso peso che hanno una velocità di 50 km/h. Per ottenere un urto di pari severità di quello tra due veicoli a 50 km/h, si fa impattare la vettura a 64 km/h contro una barriera deformabile disassata del 40%.

Due manichini Hybrid III 50° percentile maschio sono posizionati sui sedili anteriori, e due manichini bambino Q6 e Q10 sui sedili posteriori.

Il test valuta il modo in cui la struttura del veicolo resiste all'impatto. Un coinvolgimento strutturale limitato potrebbe esporre gli occupanti a intrusioni di maggiore entità. Le forze d'urto devono essere efficacemente orientate sulle parti del veicolo in cui l'energia può essere più facilmente assorbita. La zona di assorbimento d'urto frontale deve collassare in modo controllato, limitando quanto più possibile la deformazione dell'abitacolo. Per evitare lesioni serie, il movimento all'indietro del volante e dei pedali deve essere limitato. (16)



*Figura 2.1: Test frontale disassato EuroNCAP (16)*

- Full Width Rigid Barrier: serve a simulare una vettura più rigida, poiché le strutture veicolo sono diventate più rigide negli ultimi anni. Una migliore rigidità strutturale significa anche una maggiore decelerazione di segmenti del corpo, che deve essere gestita con l'impiego di sistemi di ritenuta sui sedili anteriori e posteriori durante l'impatto. Queste decelerazioni possono causare lesioni gravi soprattutto al torace dei passeggeri più vulnerabili, piccoli o giovani. (17)

La vettura viene fatta impattare contro una barriera rigida alla velocità di 50 km/h, e al suo interno sono posti due manichini Hybrid III 5° percentile donna, uno posizionato sul sedile conducente e l'altro sul sedile posteriore.

Il test intende valutare la sicurezza dei sistemi di ritenuta anteriore e posteriore. Le decelerazioni del torace e il grado di deflessione del torace sono soggetti a limiti severi e questo incoraggia i produttori nell'adozione di sistemi di ritenuta più sofisticati. (17)



*Figura 2.2: Test frontale su tutta la larghezza EuroNCAP (17)*

- Side Impact: una barriera mobile deformabile viene proiettata perpendicolarmente contro la fiancata della vettura testata alla velocità di 50 km/h. Vengono posizionati un manichino WorldSID 50° percentile uomo sul sedile conducente e dei manichini bambini Q6 e Q10 sul sedile posteriore.



*Figura 2.3: Test di impatto laterale EuroNCAP (18)*

Il test intende garantire che le parti più vulnerabili del corpo siano adeguatamente protette. Vengono rafforzate le strutture intorno al montante scocca (tra le portiere), adottati airbag laterali o a tendina e lo sviluppate strutture di assorbimento energia più sofisticate nei sedili e nei pannelli portiera. I tempi e l'intervento degli airbag devono essere attentamente controllati per garantire la migliore protezione possibile. (18)

- Side Pole: riproduce l'urto laterale di una vettura contro un palo rigido avente diametro di 254 mm alla velocità di 32 km/h. La vettura è posizionata perpendicolarmente alla direzione del movimento, oppure, a partire dal 2015, ad un angolo di 15° rispetto alla perpendicolare della direzione di movimento.

All'interno della vettura viene posizionato un manichino WorldSID 50° percentile uomo sul sedile conducente.

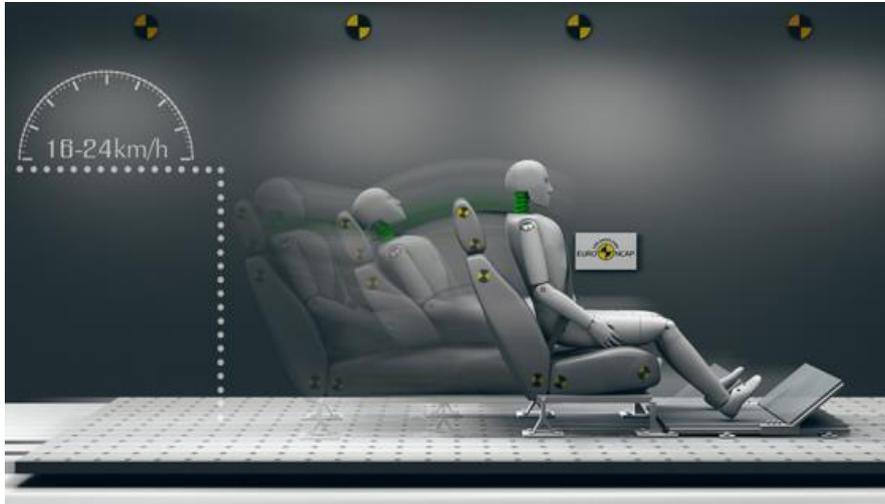
Il test intende valutare la protezione offerta dalla vettura per il capo del conducente. Essendo il carico sulla vettura così localizzato, la deformazione potrebbe essere elevata e il palo potrebbe penetrare molto nell'abitacolo. Senza una protezione efficace, il palo colpirebbe la testa del conducente causando un trauma grave. Airbag testa, spesso airbag a tendina montati al di sopra dei finestrini, sono diventate soluzioni comuni. (19)



*Figura 2.4: Test del palo EuroNCAP (19)*

- Whiplash: questo test prevede delle prove dinamiche su slitta per valutare l'efficacia della protezione offerta da poggiatesta e sedile. In particolare, le prove dinamiche effettuate sono tre in cui si vanno a rappresentare le forze d'urto responsabili delle lesioni e le proporzioni geometriche dei poggiatesta anteriori e posteriori. La valutazione delle proporzioni geometriche intende stabilire se il poggiatesta è posizionabile in modo da proteggere efficacemente il capo impedendone il movimento eccessivo.

Le prove dinamiche con l'impiego di una slitta indicano se il sedile e il poggiatesta funzionano adeguatamente nell'offrire una valida protezione contro il colpo di frusta, in scenari di collisione tipici. (20)



*Figura 2.5: Test del colpo di frusta EuroNCAP (20)*

- AEB urbano: i sistemi di frenata autonoma d'emergenza (AEB) rilevano la possibilità di un'imminente collisione e intervengono frenando nel tentativo di evitarla.

La vettura testata viene proiettata verso un veicolo target "dummy" a velocità comprese tra 10 e 50 km/h in tre scenari:

- Vettura testata e target del veicolo allineati
- Vettura testata sfalsata a sinistra del target
- Vettura testata sfalsata a destra del target

Durante le prove il conducente deliberatamente non frena e si valuta la capacità che il veicolo ha di ridurre la velocità di impatto.

Per premiare i sistemi AEB City più efficaci, il punteggio più alto è assegnato se si evita la collisione. Tuttavia, alcuni punti vengono attribuiti se si riduce la velocità di impatto (gravità del sinistro), perché anche piccole riduzioni di velocità possono influire significativamente sulla gravità delle lesioni. (21)



*Figura 2.6: Test AEB Urbano (21)*

## 2.2 Child Occupant Protection

La valutazione sulla sicurezza dei bambini viene effettuata considerando tre aspetti principali (22):

- la protezione offerta dai sistemi di ritenuta nei test di impatto frontale e laterale;
- la capacità del veicolo di accogliere sistemi di ritenuta per i bambini di varie dimensioni;
- la disponibilità di predisposizioni per il trasporto sicuro di bambini all'interno della vettura.

Nel 2003 EuroNCAP ha introdotto il rating sulla protezione dei bambini negli autoveicoli per fornire delle informazioni più chiare ai consumatori sui risultati di questi test. Nell'ambito di questa valutazione, Euro NCAP ha utilizzato manichini di 18 mesi e di 3 anni, collocati nei sistemi di ritenuta per bambini (CRS) raccomandati dai produttori, nei test di impatto frontale e laterale.

Nel 2009 il punteggio relativo alla protezione dei bambini entra a far parte del sistema di rating complessivo.

Negli anni successivi si inizia a valutare la capacità di un veicolo di ospitare in modo sicuro e corretto un'ampia gamma di CRS; proprio per questo motivo viene considerata la cosiddetta "top pick" list (TPL) in cui sono presenti i più comuni sistemi di ritenuta per bambini disponibili sul mercato europeo. Attualmente la protezione dei bambini viene valutata in statica e dinamica con prove su TPL, e in particolare, a partire dal 2016 la parte relativa ai test dinamici è stata rivista sostituendo i manichini bambini di 18 mesi e 3 anni con manichini di 6 e 10 anni rispettivamente. Vengono effettuate prove di urto frontale e laterale, e se i valori registrati di movimento della testa, carico sul collo e accelerazione del torace sono sufficientemente bassi, se il manichino non viene espulso dal seggiolino e se non viene a contatto con le strutture della vettura, EuroNCAP premia il veicolo.

Per quanto riguarda la predisposizione del veicolo, viene attribuito punteggio se nella vettura sono presenti degli attacchi ISOFIX<sup>6</sup>, etichettature "I-Size"<sup>7</sup>, interruttore per disabilitare gli airbag anteriori con chiare istruzioni per l'utente.

---

<sup>6</sup> **Attacchi ISOFIX**: punti di attacco presenti nelle autovetture che permettono un sicuro aggancio di seggiolini di varie dimensioni.

<sup>7</sup> **Etichettature "I-Size"**: indicazione di omologazione del seggiolino secondo norma UN R129.



*Figura 2.7: Attacco ISOFIX (22)*

Infine, per attribuire un punteggio a questa sezione, vengono eseguite delle prove su una serie di seggiolini noti per verificare che questi possano essere installati in modo semplice e sicuro nella vettura di prova. Vengono valutati la lunghezza della cintura di sicurezza, la posizione della fibbia della cintura, l'accessibilità dell'ancoraggio ISOFIX e la stabilità del sistema di ritenuta del bambino.

### 2.3 Vulnerable Road Users

In questi test EuroNCAP valuta la capacità della vettura di proteggere gli occupanti andando a verificare anche il modo in cui il veicolo protegge gli utenti vulnerabili della strada, ossia i pedoni e i ciclisti che potrebbero essere coinvolti nell'impatto. Nei test effettuati si valuta il rischio di lesioni alla testa, al bacino, alle cosce e ai polpacci. (23)

I veicoli che mostrano prestazioni soddisfacenti possono guadagnare ulteriori punti se adottano un sistema di frenata automatica di emergenza in grado di riconoscere la presenza di un pedone o un ciclista sulla strada.



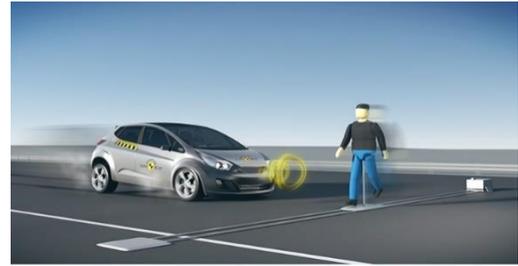
*Figura 2.8: Impatto polpacci (23)*



*Figura 2.9: Impatto bacino e cosce (23)*



*Figura 2.10: Impatto della testa (23)*



*Figura 2.11: AEB per pedoni o ciclisti (23)*

## 2.4 Safety Assist

Quest'area di valutazione è stata introdotta da poco tempo e in essa si vanno a classificare tutti i sistemi di mitigazione degli urti. I test vengono effettuati sulle principali tecnologie di assistenza al conducente in grado di promuovere una marcia sicura, evitare incidenti e diminuire le lesioni. EuroNCAP valuta la funzionalità e le prestazioni di questi sistemi in condizioni di guida normale e in scenari di impatto tipici. (24)

## 2.5 Roadmap EuroNCAP 2025

Il programma EuroNCAP è sempre in continua evoluzione e i test vengono aggiornati costantemente per tenere in considerazione gli avanzamenti tecnologici nel campo della sicurezza automobilistica. L'obiettivo è sempre quello di ridurre il numero di vittime della strada, e proprio per questo l'aspettativa di EuroNCAP è di continuare a promuovere sistemi critici per evitare incidenti stradali. Ogni cinque anni viene pubblicata una roadmap in cui vengono inserite le linee guida sugli sviluppi futuri del programma, così che anche le case produttrici possano aggiornarsi su eventuali nuovi metodi di valutazione. Infatti, uno degli effetti principali di questi aggiornamenti è quello di indurre i costruttori ad offrire le più avanzate tecnologie di sicurezza come standard su tutti i segmenti di auto.

Nella roadmap pubblicata per il quinquennio 2020-2025 viene discussa l'introduzione nel programma di rating di nuovi ADAS (Advanced Driver Assistance System) e tecnologie anticollisione, grazie al quale è possibile migliorare la sicurezza stradale. Statisticamente la maggior parte degli incidenti sono causati da errori umani e distrazione alla guida, e per questo motivo EuroNCAP prevede degli incentivi per l'introduzione di tecnologie driver monitoring, in grado di rilevare situazioni di guida critiche e avvisare il conducente del pericolo.

L'introduzione di dispositivi di sicurezza in grado di sterzare automaticamente in caso di pericolo, consentirebbero di ridurre notevolmente il numero e la gravità di urti frontali o di incidenti che coinvolgono gli utenti vulnerabili della strada. Questi sistemi risultano essere poco diffusi al momento, nonostante l'avanzamento tecnologico importante degli ultimi tempi; EuroNCAP valuta la possibilità di introdurli nello schema di rating a partire dal 2022.

Altro sistema di assistenza molto importante è quello che riguarda la frenata (frenata autonoma di emergenza – AEB) che è stato introdotto nel 2014, prima per lo scenario di urto posteriore e successivamente per l'attraversamento dei pedoni. EuroNCAP prevede anche in questo caso delle evoluzioni, in particolare in tre scenari diversi:

- Incidenti in retromarcia che coinvolgono pedoni: è prevista l'introduzione di questo scenario che coinvolge gli utenti vulnerabili della strada entro il 2020.
- Collisioni che avvengono agli incroci a causa di mancate precedenza o durante la svolta: anche l'introduzione di questo è prevista entro il 2020.
- Collisioni frontali: i test per questo scenario sono previsti a partire dal 2022.

Inoltre, EuroNCAP in questa roadmap prevede anche di inserire degli incentivi per sistemi di comunicazione v2x a partire dal 2024. Si tratta di moderni sistemi wireless che consentono ai veicoli di scambiare informazioni con altri veicoli o con le infrastrutture, in modo da rilevare la presenza di ostacoli prima che questi possano essere individuati dai sensori ottici posti nell'autoveicolo.

In base ai dati rilevati l'auto può avvertire il conducente di un imminente pericolo e se necessario è possibile interagire con i sistemi di frenata autonoma per evitare la collisione.

Altre innovazioni previste, come possiamo vedere nella timeline in Figura 2.13, sono: sistemi di protezione per colpo di frusta, rivisitazione dei sistemi di protezione di pedoni e ciclisti, rilevazione della presenza di bambini in auto. In particolare, quest'ultima innovazione può essere utile nei casi di abbandono di bambini piccoli in auto, e può permettere una riduzione di questo tipo di morti che possono essere assolutamente evitate. (25)

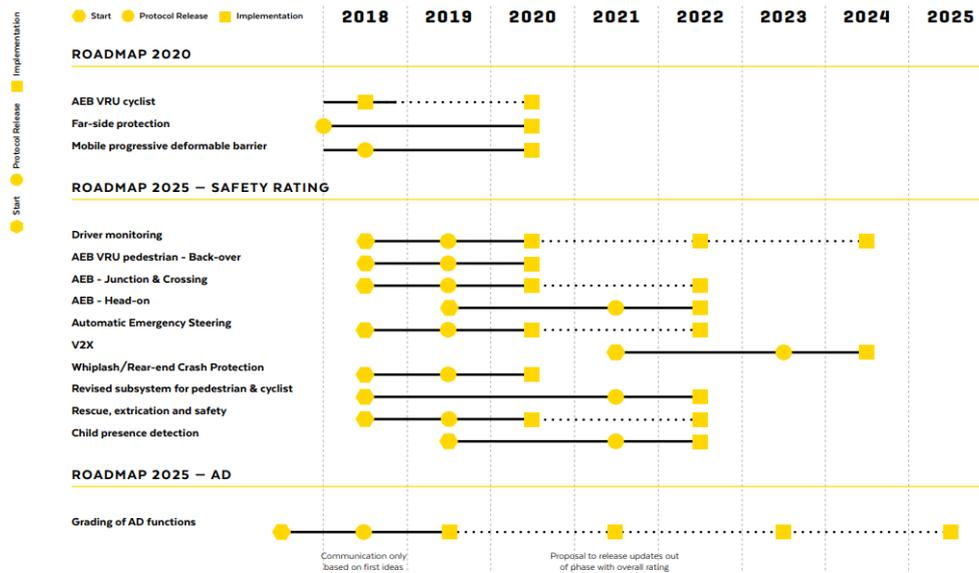


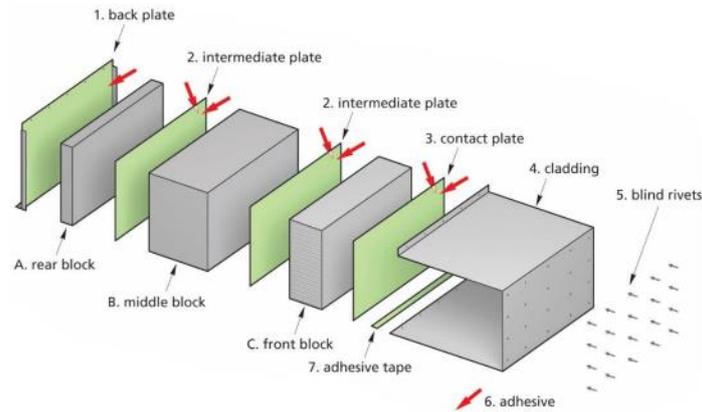
Figura 2.12: Timeline roadmap EuroNCAP dal 2018 al 2025 (25)

## 2.6 EuroNCAP 2020

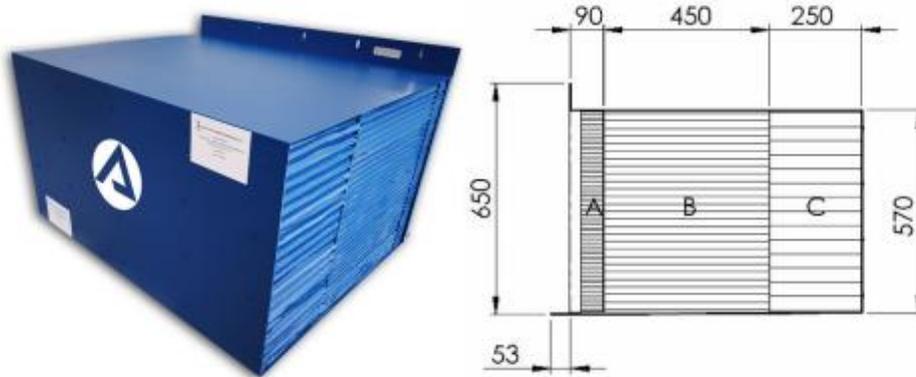
Nel 2020 EuroNCAP aggiornerà la sua procedura di prova di impatto frontale: dal prossimo anno infatti, per quanto riguarda la protezione degli occupanti adulti e bambini, l'urto ODB verrà sostituito dal nuovo urto MPDB in cui si utilizzerà il THOR, e verrà inasprito l'urto laterale aumentando la velocità di impatto da 50 km/h a 60 km/h e il peso della barriera che passa da 1400kg a 1500kg.

L'impatto frontale EuroNCAP valuta il potenziale di autoprotezione del veicolo sotto il presupposto che la struttura portante del veicolo sia colpita idealmente in caso di incidente. Poiché gli incidenti automobilistici rappresentano oltre il 50% dei decessi e causano oltre il 40% dei feriti gravi, l'autoprotezione è uno degli aspetti decisivi della sicurezza passiva. Per garantire una protezione ottimale dagli incidenti, è essenziale che venga colpita la struttura di supporto del veicolo e che l'energia venga assorbita dalla zona di assorbimento mentre la cabina rimane stabile. Oggi, per valutare la sicurezza negli scontri frontali, in tutta Europa e in Paesi tra cui gli Stati Uniti e il Giappone, vengono effettuati dei test che prevedono l'uso di barriere rigide piatte e di barriere deformabili.

La barriera deformabile prevede la presenza di un impattore che consiste di tre blocchi a nido d'ape impilati. Il blocco frontale e quello posteriore offrono livelli di forza costanti in funzione della deflessione, mentre il blocco centrale viene realizzato in modo da dare un livello di forza progressivamente crescente all'aumentare della deflessione. Il blocco posteriore è collegato ad un pannello in alluminio usato anche per montare l'impattore. (26)



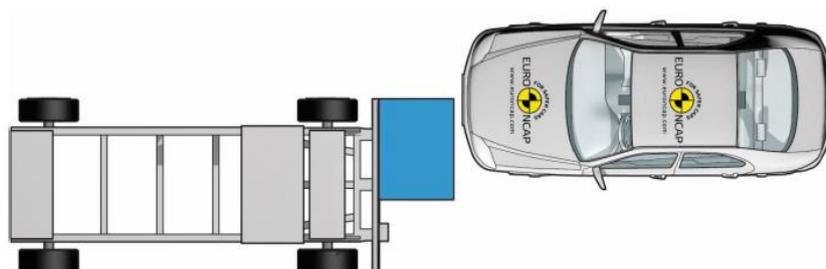
**Figura 2.13: Vista isometrica esplosa di MPDB (26)**



**Figura 2.14: Modello fisico PDB e dimensioni**

Nella prova vettura-MPDB viene simulato l’urto veicolo-veicolo tramite l’utilizzo di un carrello mobile dotato di una barriera deformabile. In riferimento al carrello la scheda tecnica EuroNCAP imposta una massa totale di 1400 kg e il vincolo costruttivo di nessuna deformazione dopo l’impatto con il veicolo.

La configurazione di crash test di compatibilità simula una collisione frontale con una sovrapposizione del 50% tra il veicolo da valutare e il carrello mobile, che rappresenta, appunto, una tipica auto familiare di piccole dimensioni ampiamente utilizzata. Il veicolo e il carrello viaggiano alla stessa velocità di 50 km/h. L’angolo di impatto è pari a 0°. (27)



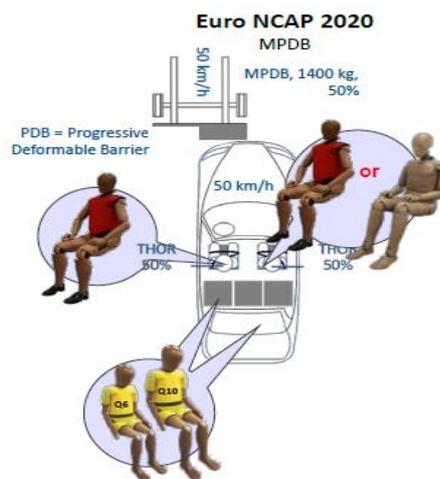
**Figura 2.15: MPDB Test set-up (28)**

Dal punto di vista delle lesioni subite dall'occupante del veicolo, si ritiene che il manichino usato attualmente, ossia l'Hybrid III, abbia raggiunto i suoi limiti. Proprio per questo motivo EuroNCAP ha deciso che a partire dal 2020 l'Hybrid III 50° percentile maschio verrà sostituito dal THOR-M 50° percentile, che ha mostrato migliore biofedeltà e generalmente riflette una persona umana in modo migliore rispetto al suo predecessore. Il protocollo EuroNCAP prevede che sul THOR vengano montate le gambe strumentate del Hybrid III 50° percentile che saranno certificate in accordo con le procedure specificate nel regolamento ECE 94. (28)

Le specifiche del test in generale sono le seguenti:

- Il THOR 50° percentile viene posizionato sul sedile conducente.
- Un Hybrid III 50° percentile viene posizionato sul sedile passeggero.
- Due manichini bambino, un Q6 e un Q10, vengono posizionati sui sedili posteriori.

Nel protocollo vengono inoltre descritte le procedure per il posizionamento del THOR e di tutti quelli presenti nella vettura, con le relative misure.



*Figura 2.16: Specifica test MPDB EuroNCAP 2020*

### 3. THOR 50th Male

La grossa novità per quanto riguarda l'urto frontale, a partire dal 2020, è rappresentata dall'introduzione nelle prove di rating del manichino THOR. Si tratta di un manichino di nuova generazione, mai usato prima, che contiene all'interno una strumentazione innovativa rispetto a quella dei manichini che sono stati utilizzati finora.

La caratteristica principale che rende questo manichino interessante dal punto di vista della sua funzione nello studio degli urti frontali, è la sua elevata biofedeltà. La nuova strumentazione, le sue caratteristiche meccaniche, insieme alla sua massa, le sue dimensioni e la sua risposta dinamica, rappresentano in maniera ottimale quelle che sono le risposte dell'essere umano all'urto.

Lo scheletro è stato realizzato curando minuziosamente ogni dettaglio: ciò è possibile osservarlo soprattutto nel caso del torace che comprende le prime 7 paia di costole, definite dal punto di vista anatomico *costole vere*. Nella persona umana esse sono quelle che si uniscono allo sterno tramite le cartilagini costali, e la loro dimensione aumenta man mano che ci si sposta dalla prima alla settima. Dal punto di vista costruttivo sono state rappresentate solo le prime 7 paia perché sono quelle che danno risposta dominante durante l'urto.

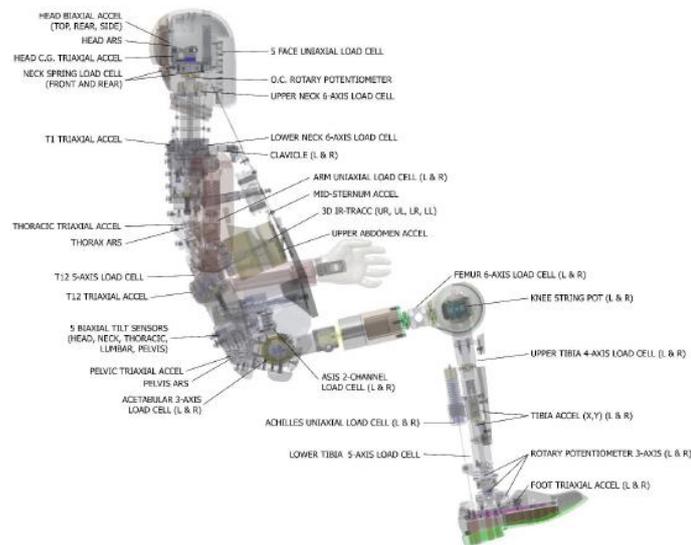
Inoltre, la cura del dettaglio emerge anche andando ad osservare la colonna vertebrale, assemblata con l'obiettivo di fornire al manichino la capacità di assumere diverse posizioni di seduta nei test. In essa sono presenti due giunti flessibili capaci di fornirle un determinato grado di flessione ed elasticità: uno nella parte alta della spina in corrispondenza della zona superiore del torace e l'altro nella zona lombare della colonna vertebrale.

La biofedeltà del manichino emerge anche guardando altre articolazioni come quella sternoclavicolare e l'articolazione della spalla, il cui movimento replica perfettamente quello umano.

Il seguente lavoro di tesi è iniziato con l'analisi e la descrizione di tutta la strumentazione presente all'interno del manichino, passando successivamente alla sua applicazione in prove di urto frontale. Ciò ha permesso successivamente di effettuare un'analisi biomeccanica facendo uno studio su ciò che i sensori all'interno del ATD sono in grado di rilevare.

### 3.1 Strumentazione ATD

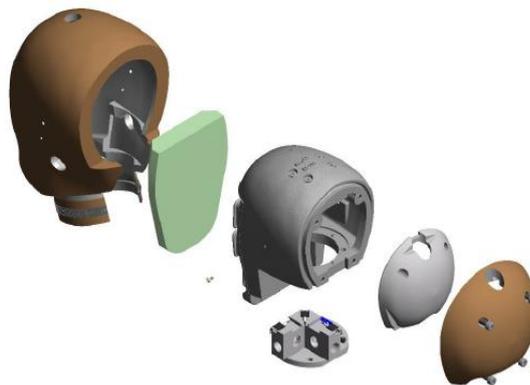
Precedentemente è stato detto che una delle caratteristiche principali di questo nuovo ATD è la strumentazione innovativa contenuta al suo interno.



*Figura 3.1: Strumentazione THOR-50M (29)*

Operando una suddivisione in aree anatomiche, viene fatta una descrizione di tutti i sensori presenti all'interno del manichino.

Partendo dalla **testa** è possibile osservare all'interno della scatola cranica la seguente strumentazione.



*Figura 3.2: Assemblaggio scatola cranica (29)*

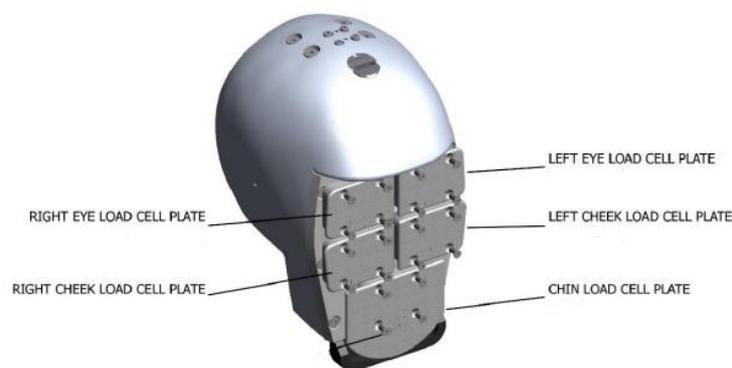
Nella testa sono contenuti per lo più sensori accelerometrici di tipo monoassiale e biassiale. La disposizione all'interno del cranio di questi sensori è visibile in Figura 3.3. (29)



*Figura 3.3: Head accelerometer mounting plate (29)*

Su questa struttura sono posizionati sette accelerometri uniassiali orientati in diverse direzioni; tre di questi si trovano nel centro di gravità della testa, due nella parte anteriore ed altri due nella parte posteriore. La struttura è montata su una piastra che ospita anche un altro sensore chiamato *Tilt Sensor* cerchiato in rosso nella Figura 3.3. Gli accelerometri hanno come obiettivo quello di permettere la ricostruzione della cinematica della testa, mentre i *Tilt Sensor* danno una misura di inclinazione nelle direzioni anteriori, posteriori e laterali.

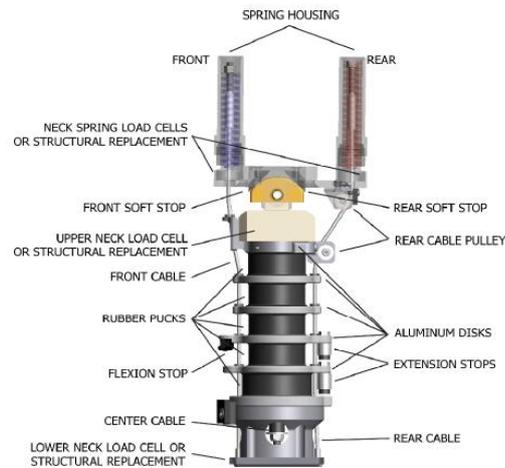
Sulla **faccia** sono presenti cinque celle di carico uniassiali, utili nella valutazione dell'impatto nella regione del volto. La disposizione delle celle di carico sulla superficie facciale è la seguente:



*Figura 3.4: Celle di carico su volto (29)*

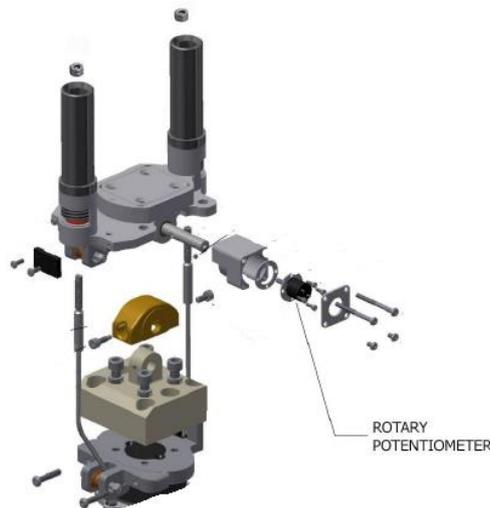
- Una su occhio destro e una su sinistro.
- Una sulla guancia destra e una su quella sinistra.
- Una al centro del mento.

Di seguito il **collo**, la cui struttura è molto complessa:



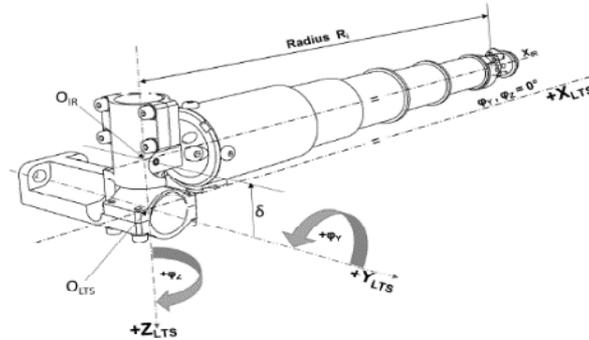
*Figura 3.5: Struttura del collo (29)*

Nella parte superiore e inferiore del collo sono presenti coppie di celle di carico a sei assi che forniscono i dati di carico primari per la struttura del collo, ossia le forze lungo x, y e z ed i momenti lungo gli stessi. Altre due coppie di celle di carico, in questo caso di tipo uniassiale, sono collocate sulle due molle: una su quella anteriore e l'altra sulla posteriore. Il posizionamento delle celle di carico sulle molle è utile per misurare la forza di compressione in queste due parti del collo. Infine, nella regione del condilo è presente un potenziometro rotativo che fornisce una misura della posizione relativa della testa rispetto alla sommità del collo.



*Figura 3.6: Assemblaggio potenziometro nel collo (29)*

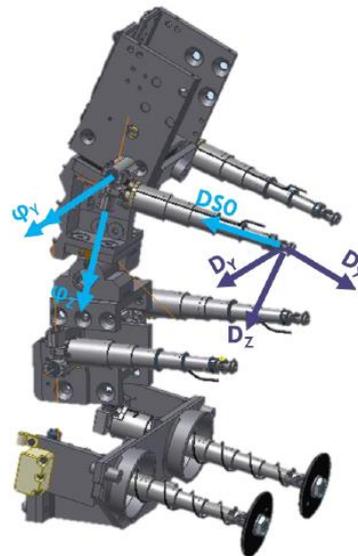
Scendendo ancora lungo lo scheletro si passa al **torace** che rappresenta una delle parti più importanti del manichino, su cui si fanno valutazioni relative allo schiacciamento delle costole durante l'urto e successiva valutazione dei rischi. Relativamente alla misura della deflessione delle costole, sono presenti all'interno della gabbia toracica quattro 3D IR-TRACCs.



**Figura 3.7: IR-TRACC**

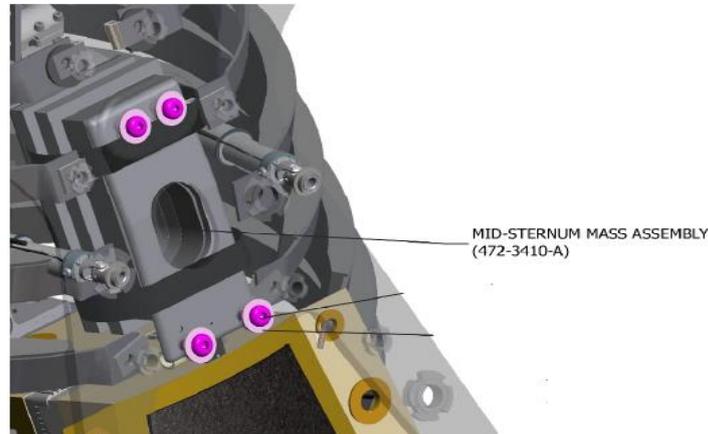
Gli IR-TRACCs sono posizionati a livello della terza e della sesta costola, ed effettuano una misura della deflessione tridimensionale della gabbia toracica nel punto di attacco.

La misura data dal IR-TRACC oltre alla deflessione è quella di rotazione: il sensore oltre ad una compressione DS0, registra anche una rotazione attorno agli assi y e z.



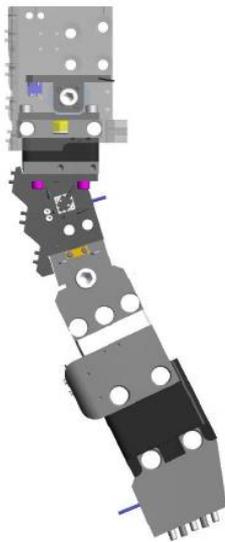
**Figura 3.8: 3D IR-TRACCs presenti nel THOR (29)**

Sul piatto sternale si trova un accelerometro uniassiale utilizzato per la misura delle accelerazioni agenti sullo sterno e, più in generale sulla zona centrale della gabbia toracica; queste accelerazioni possono essere causate da elementi dei sistemi di ritenuta, come ad esempio l'airbag, o nel momento in cui il torace viene a contatto con il volante e quindi con una parte rigida.

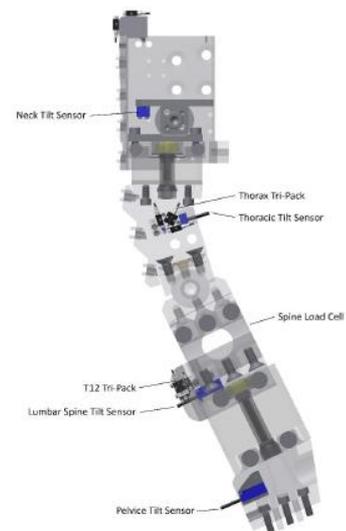


*Figura 3.9: Accelerometro su sterno (29)*

Ogni costola si attacca a quello che è uno degli elementi fondamentali della spina: la **colonna vertebrale**.



*Figura 3.10: Meccanica della colonna vertebrale (29)*

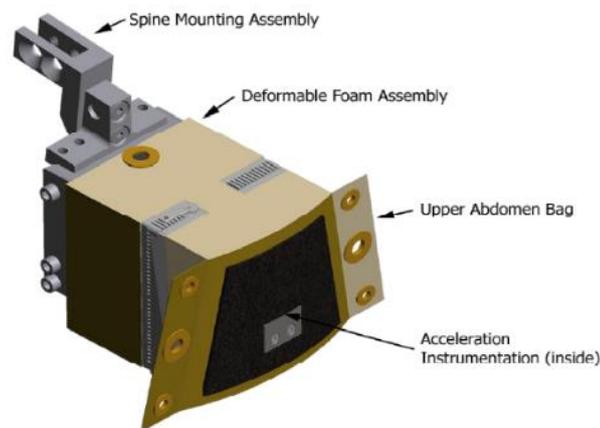


*Figura 3.11: Colonna vertebrale strumentata (29)*

Nella parte superiore della spina, a livello del collo, è posizionato uno dei quattro *Tilt Sensor*; i restanti si trovano rispettivamente a livello del torace, della parte lombare e del bacino. Questi sensori così disposti misurano l'orientamento angolare relativo del manichino nelle direzioni antero-posteriore e laterale.

A livello antropomorfo T12<sup>8</sup> una cella di carico a cinque assi fornisce i dati di carico primari per la struttura del dorso, che include le forze nelle direzioni x, y e z ed i momenti nelle direzioni x e y. Oltre alla cella di carico, sulla T12 è presente anche un accelerometro tri-pack, ossia un blocco su cui sono montati tre accelerometri uniassiali (blocco tri-pack). Altri blocchi accelerometrici si trovano a livello della T1 e nel centro di gravità del torace.

La parte bassa del torace è rappresentata dall'**addome**: fisicamente, l'addome superiore riempie il volume presente tra le tre costole più basse. Esso è costruito con materiali deformabili per produrre una risposta di compressione che sia simile ai dati provenienti da test su cadavere umano.



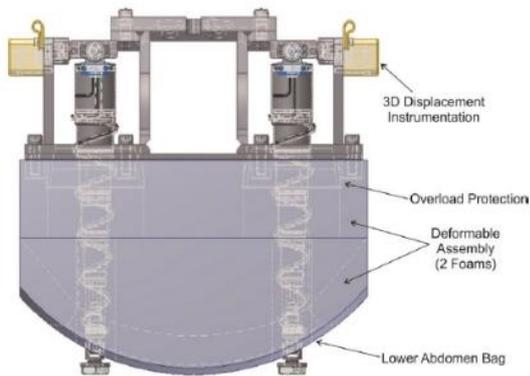
*Figura 3.12: Assemblaggio addome superiore (29)*

Nel componente rappresentato in Figura 3.12 è contenuto un accelerometro mono-assiale che misura l'accelerazione generata su questa parte di addome durante l'impatto con qualche oggetto, come un airbag oppure la parte bassa del volante. Nell'estremità posteriore questo componente presenta una parte che consente il suo attacco alla colonna vertebrale del manichino.

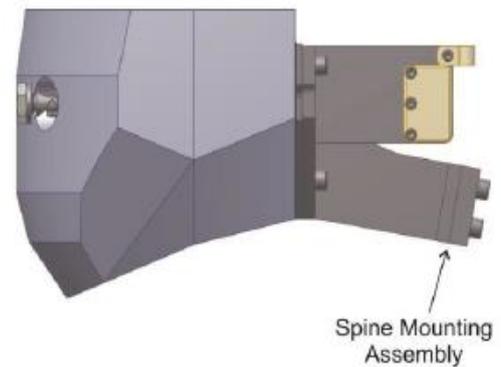
L'addome inferiore è la regione del corpo umano compresa tra la parte bassa della gabbia toracica e la cintura pelvica. Anche in questo caso il componente che rappresenta questa zona anatomica è realizzato con materiali deformabili, in modo da produrre una risposta di compressione simile a quella ottenuta nei test fatti su cadavere umano.

Questa regione del corpo è soggetta principalmente al carico della cintura di sicurezza, poiché durante l'impatto il ramo addominale della cintura esercita una forza in grado di evitare lo scivolamento in avanti del manichino.

<sup>8</sup> T12: Dodicesima vertebra toracica



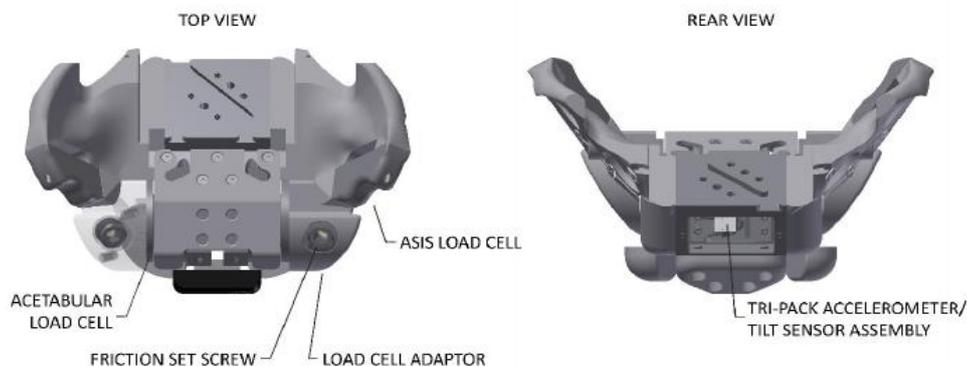
*Figura 3.13: Assemblaggio addome inferiore - Vista dall'alto (29)*



*Figura 3.14: Assemblaggio addome inferiore - Vista laterale (29)*

La Figura 3.13 mostra il componente rappresentativo dell'addome inferiore: la strumentazione contenuta all'interno consiste di due IR-TRACCS, i quali forniscono dati sulla completa deflessione nei punti di ancoraggio sulla superficie addominale durante l'evento di impatto. Come la parte superiore, anche quella inferiore viene ancorata alla colonna vertebrale mediante un montante che si trova nella parte posteriore del componente (Figura 3.14).

Il **bacino** del THOR è una rappresentazione meccanica del bacino umano: l'assemblaggio è costituito da una base e due ali in alluminio, progettati per approssimare il più possibile la geometria della struttura ossea pelvica umana.

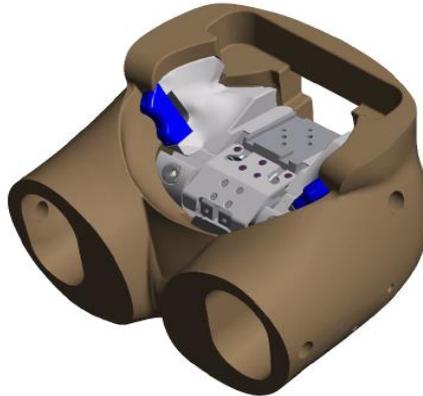


*Figura 3.15: Struttura del bacino (29)*

Nella realizzazione del bacino per il THOR sono state attentamente mantenute le posizioni di due importanti punti: i punti H ed i punti ASIS<sup>9</sup>. La loro importanza è dovuta al fatto che sono in grado di fornire posizioni che possono essere correlate direttamente al bacino umano.

<sup>9</sup> ASIS: Anterior Superior Iliac Spine

Questa struttura è stata realizzata in modo da essere ospitata all'interno della pelle del manichino come si può vedere in Figura 3.16.



*Figura 3.16: Struttura bacino posta nella pelle del manichino (29)*

Dal punto di vista della strumentazione, è possibile osservare in Figura 3.15, la presenza di diversi tipi di sensori sulla struttura del bacino. Un accelerometro tri-pack è montato nella cavità posteriore del bacino, e misura le accelerazioni del baricentro pelvico nelle tre direzioni principali. Sono presenti anche due celle di carico acetabolari che si trovano nell'articolazione dell'anca, una a destra e una a sinistra, e misurano i carichi che vengono trasferiti attraverso i femori alla struttura pelvica. Nella regione iliaca ASIS si trova una coppia di celle di carico a due assi: essa misura una forza  $F_x$  esercitata dal ramo addominale della cintura sulla cresta iliaca del bacino, insensibile alla posizione della cintura sull'ileo, e un momento  $M_y$  che invece fornisce proprio la posizione della cintura nella zona dell'ileo.

Avere una lettura dell'uscita pari a zero significherebbe che il centro di pressione del ramo della cintura si trova sull'asse neutro della cella di carico. Se la cintura si trovasse sopra l'asse neutro, si verificherebbe una lettura del momento positivo, mentre con la cintura posizionata sotto l'asse neutro si produrrebbe un output del momento flettente negativo.

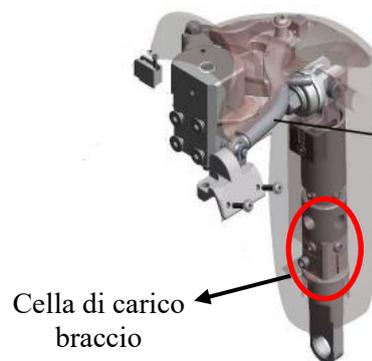
Per quanto riguarda gli arti, anch'essi hanno grande importanza dal punto di vista funzionale e di strumentazione contenuta.

Gli **arti superiori** del manichino sono collegati alla struttura meccanica che rappresenta la clavicola e le spalle: la sua funzione è quella di collegare gli arti superiori alla colonna vertebrale e al torace. Le spalle sono state progettate in modo da replicare la geometria e il movimento di quelle umane, e un collegamento clavicolare simile a quello dell'uomo è stato realizzato per garantire una maggiore biofedeltà nell'interazione tra le spalle e i sistemi di ritenuta del veicolo.



*Figura 3.17: Arti superiori, spalle e clavicola (29)*

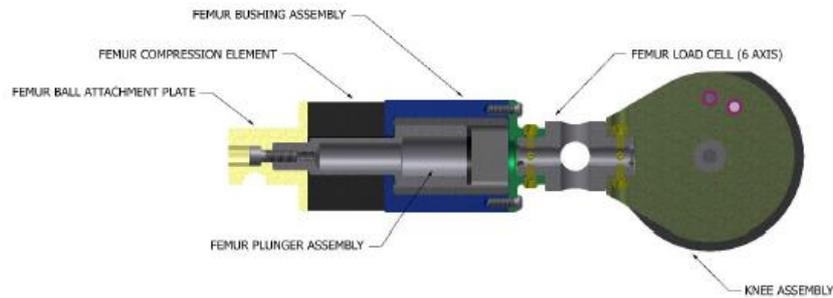
La strumentazione contenuta negli arti superiori consiste in quattro celle di carico, disposte rispettivamente sul braccio destro e sulla clavicola destra così come sul braccio sinistro e sulla clavicola sinistra. Durante l'impatto del veicolo il manichino si dirige in avanti, le braccia sono disposte in direzione del volante su cui si poggia con le mani: è importante quindi che le celle diano una misura del carico che agisce sulle braccia e sulla clavicola nel momento in cui il manichino si muove verso il volante.



*Figura 3.18: Posizione della cella di carico nel braccio (29)*

Gli **arti inferiori** comprendono una parte superiore che è rappresentata dal femore e dal ginocchio, e una parte inferiore che si estende dalla parte alta della tibia fino al piede.

Il femore del THOR è una struttura assiale con una boccola che è stata sintonizzata per creare una risposta biofedele lungo l'asse del femore nel momento in cui si verifica l'impatto del ginocchio con una parte rigida.

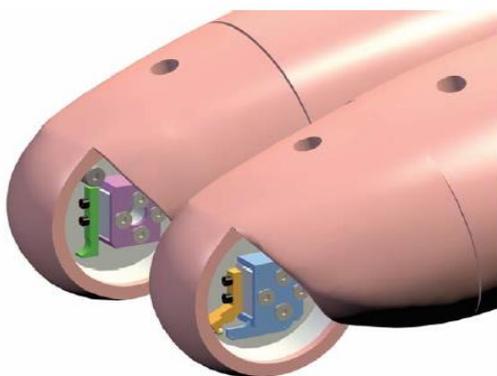


**Figura 3.19: Femore THOR-50M (29)**

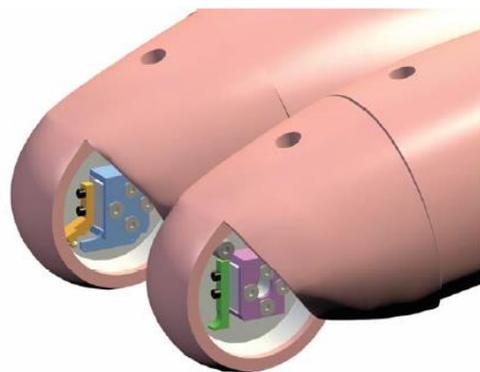
Entrambi i femori sono strumentati con una cella di carico a sei assi, situate più precisamente tra il ginocchio e la parte bassa del femore. Esse forniscono dati di carico primari per la struttura del femore producendo in output i valori di forza e momento lungo gli assi x, y e z.

Nelle prove di rating con applicazione del THOR su vettura, effettuate al Centro Sicurezza, discusse nel capitolo successivo, sono state montate sul manichino le gambe del Hybrid III 50° percentile. Tutto questo è dovuto alla tipologia di prova a cui si fa riferimento: EuroNCAP non ha adottato le THOR legs per le sue prove, ed ha deciso di sostituirle con le gambe strumentate del Hybrid III. Nelle prove di rating americane invece, le gambe strumentate del THOR vengono utilizzate.

Viene quindi operata questa modifica a livello del ginocchio: su di esso viene montato il potenziometro e la tibia del Hybrid III e tolti tibia e potenziometro relativi al THOR. Il potenziometro montato nel ginocchio (*knee slider*) viene utilizzato per misurare lo scorrimento dell'articolazione durante l'impatto: in particolare esso permette di valutare lo spostamento relativo tra femore e tibia. Le ginocchia possono essere collegate in modo che il potenziometro sia montato all'interno o all'esterno.



**Figura 3.20: Potenziometro montato all'esterno**



**Figura 3.21: Potenziometro montato all'interno**

Il montaggio del potenziometro all'interno consente di accedere facilmente alla vite di regolazione del ginocchio durante il posizionamento del manichino. Tuttavia, è possibile che in alcune condizioni di prova possano esserci elevate probabilità di danneggiamento dei potenziometri: in casi del genere è possibile che il tecnico di prova specifichi una posizione di montaggio esterna.

La tibia risulta essere strumentata con due celle di carico multi-asse, di cui una disposta nella parte superiore e una in quella inferiore, utilizzate per la misura di forze e momenti su questo segmento osseo.



*Figura 3.22: Tibia e relative celle di carico*

### 3.2 Curve di rischio

Come evidenziato spesse volte nel lavoro svolto, la più grande criticità nell'utilizzo di questo nuovo manichino risulta essere il torace e l'elevato schiacciamento delle costole durante l'urto. È proprio questo il motivo che spinge diversi gruppi di lavoro europei in ambito automobilistico, ad affrontare numerosi studi riguardo alle lesioni subite dal torace che costituiscono una delle principali cause di lesione seria in un impatto frontale.

La generazione e lo studio di curve di rischio per il torace può quindi essere uno strumento di grande aiuto per chi si occupa di sicurezza automobilistica, supportando anche lo sviluppo di sistemi di ritenuta che riescano mitigare il rischio di lesione in maniera ottimale e garantire una elevata percentuale di protezione per l'occupante.

Ad oggi, gli studi veri e propri che permettono di legare lo schiacciamento del manichino a delle curve di rischio sono ancora in fase di lavorazione.

Un lavoro di generazione curve di rischio molto interessante è stato fatto nell'ambito del progetto europeo SENIORS, il cui obiettivo è stato quello di legare il manichino THOR a quelli che possono essere i danni derivanti da un incidente di una persona con età superiore a 65 anni. Al momento questo risulta essere lo studio più approfondito e completo in questo ambito, e proprio per questo si è deciso di affrontare questo argomento facendo riferimento ai risultati ottenuti in questo lavoro.

L'approccio generale per lo sviluppo di funzioni del rischio di lesione per il torace (Injury Risk Functions) è stato quello di abbinare gli esiti delle lesioni osservati nei test fatti con Post Mortem Human Subjects (PMHS), ossia dei cadaveri, ai dati di deflessione del torace generati dal THOR nelle stesse condizioni di urto frontale.

Le misure di deflessione del torace sono spesso analiticamente valutate considerando l'asse x, la risultante, o la "D" Deflection. La deflessione lungo l'asse x è definita come compressione della gabbia toracica lungo l'asse x del sistema di coordinate locale della spina. Per deflessione risultante si intende la radice quadrata delle differenze di posizione lungo i tre assi elevate al quadrato. Il valore "D" Deflection può essere descritto come cambiamento di distanza da un punto sulla parte anteriore della gabbia toracica fino all'origine del sistema di coordinate sulla spina; sul THOR questo parametro viene misurato come distanza tra i punti di attacco anteriori e posteriori dei rispettivi IR-TRACC. (30)

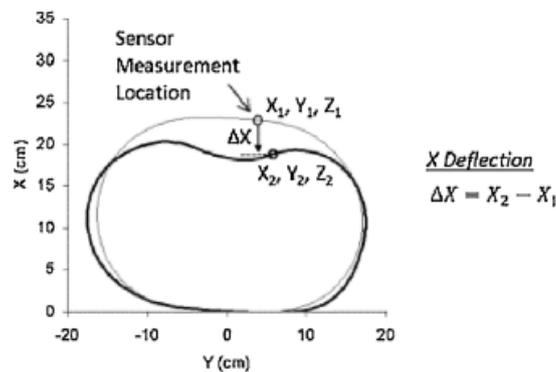


Figura 3.23: Deflessione lungo asse x (30)

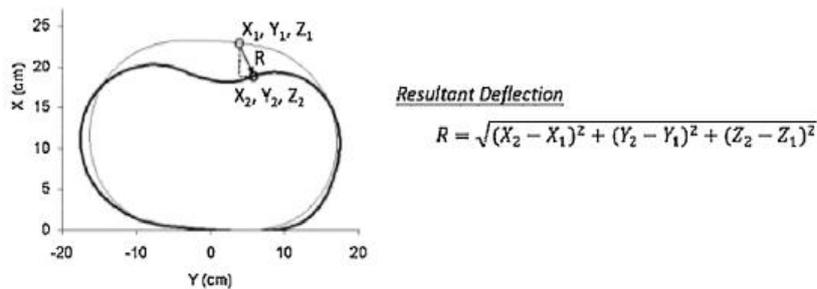


Figura 3.24: Deflessione risultante (30)

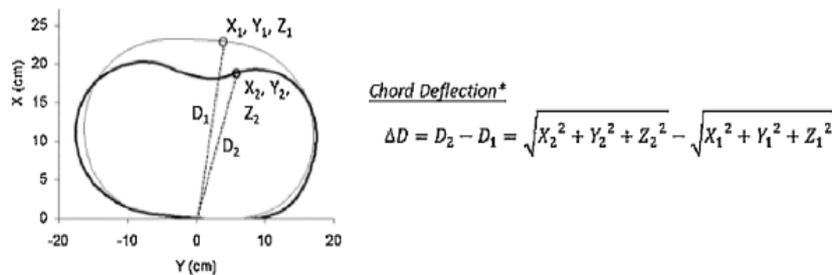


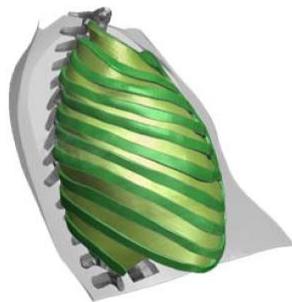
Figura 3.25: "D" Deflection (30)

Il risultato di interesse in questo studio fu la valutazione della lesione subita dalle costole basata sul AIS. Una lesione della gabbia toracica AIS3+ è definita come qualsiasi occorrenza in cui si hanno tre o più costole unilaterali o bilaterali fratturate. Le lesioni su ogni PMHS venivano verificate mediante un'autopsia: ogni PMHS che presentava tre o più costole fratturate veniva classificato con lesione AIS3+. (31)

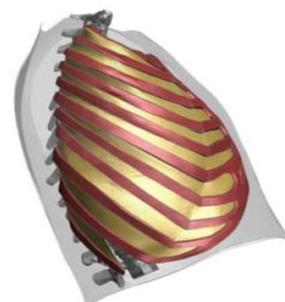
Dopo diverse prove si è visto che l'approccio con PMHS mostrava alcune limitazioni: vi era una grande variabilità nei risultati e ogni serie di test effettuati utilizzando questi cadaveri richiedeva notevoli sforzi a causa della loro complessità, ma soprattutto dei loro costi.

Per superare queste limitazioni ed estendere il dataset per lo sviluppo delle curve di rischio per il torace del THOR ad un approccio basato su simulazione, il gruppo SENIORS ha lavorato nella realizzazione di un modello FEM che rappresentasse il THOR operando delle simulazioni con un altro modello che riproducesse la gabbia toracica umana (*Human Body Model – HBM*).

Il tipo di HBM utilizzato dal gruppo SENIORS è il THUMS TUC, ossia un modello FEM che mira a simulare la cinematica del corpo umano e le risposte alle lesioni in incidenti stradali. Nel caso di questo lavoro preso in considerazione, al modello THUMS TUC vengono apportate delle modifiche alla gabbia toracica. Queste modifiche hanno riguardato i materiali e la geometria della gabbia con l'intento di simulare la risposta all'urto di un occupante anziano.



**Figura 3.26: Modello gabbia toracica originario (31)**

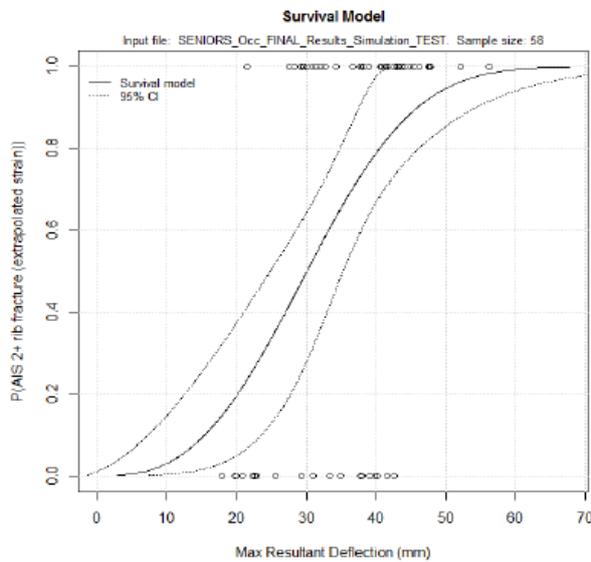


**Figura 3.27: Modello gabbia toracica modificato (31)**

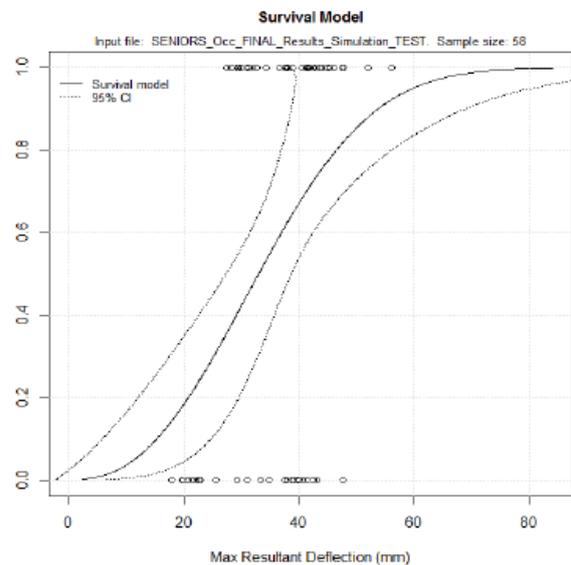
La gabbia toracica considerata è quella di un occupante adulto di età pari o superiore a 65 anni, quindi le caratteristiche dell'osso relative all'età del soggetto sono state considerate nelle proprietà del modello. Le caratteristiche dei materiali legate all'età sono state prese dalla letteratura: lo spessore dell'osso corticale diminuisce con l'età e di conseguenza viene impostato a 0,63mm mentre il modulo di Young della cartilagine costale viene aumentato a 69,38Mpa, poiché nella fascia d'età considerata l'osso va incontro a calcificazione.

Gli output delle simulazioni abbinati di THOR e HBM sono stati usati per sviluppare nuove funzioni di rischio per il torace del manichino. L'ottenimento delle curve di rischio è stato possibile mediante un'approfondita analisi a livello statistico, seguendo prima un approccio deterministico e successivamente un approccio di tipo probabilistico con regressione lineare.

Nel primo approccio è stato applicato il modello statistico di Weibull, utilizzato spesso in analisi di sopravvivenza, per determinare la relazione tra la probabilità di lesione del torace in termini di AIS2+/3+ e la previsione dell'incidento basata su uno dei criteri di lesione considerati nelle simulazioni fatte con THOR, ossia  $R_{max}$ <sup>10</sup>.



**Figura 3.28: Probabilità di lesione in termini di AIS2+ (31)**



**Figura 3.29: Probabilità di lesione in termini di AIS3+ (31)**

Ciò che è possibile intuire in un primo momento osservando le curve di rischio riportate è che all'aumentare dello schiacciamento in mm aumenta la probabilità di subire lesioni di tipo AIS2+ o AIS3+. Ad oggi EuroNCAP ha dato dei corridoi di accettabilità espressi nel protocollo di valutazione del rischio, per ogni regione anatomica del corpo. Una descrizione più dettagliata riguardo alla valutazione fatta da EuroNCAP per il 2020 verrà fornita nella parte successiva di questo capitolo. A livello di rating, l'accettabilità per quanto riguarda lo schiacciamento torace è compresa tra 35mm e 60mm.

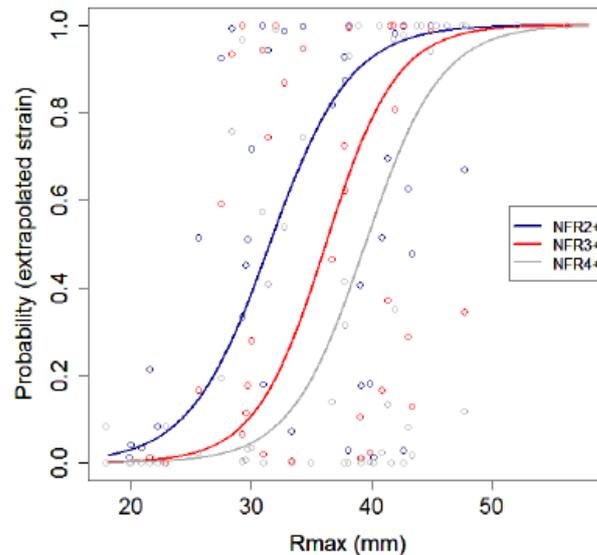
Dalle curve di rischio ottenute in questo studio è risultato interessante vedere la percentuale di probabilità di lesione AIS2+/3+ che si raggiunge ponendosi nei corridoi imposti dal rating EuroNCAP. Viene valutato negativamente uno schiacciamento superiore a 60mm, mentre viene valutato positivamente uno schiacciamento al di sotto di 35mm.

Considerando la Figura 3.28, con  $R_{max}$  pari a 35mm la percentuale di rischio AIS2+ è pressoché pari al 60%, mentre nel caso in cui lo schiacciamento rilevato sia pari o superiore a 60mm è possibile vedere che la probabilità percentuale di rischio AIS2+ sale al 100%.

<sup>10</sup>  $R_{max}$ : rappresenta il massimo di ogni deflessione risultante nei quattro punti rilevati dagli IR-TRACC.

Una situazione analoga può essere osservata in Figura 3.29 nel caso di rischio AIS3+: considerando 35mm di schiacciamento la percentuale di rischio è tra il 55% e il 60%, mentre a 60mm corrisponde una percentuale poco superiore al 95%.

Il secondo approccio utilizzato, ossia quello probabilistico, mette in relazione la probabilità di un certo numero di costole fratturate dato dalla simulazione con HBM e il criterio di lesione  $R_{max}$  riferito alla simulazione fatta sul THOR. Questo tipo di relazione è stata determinata elaborando un modello a regressione lineare generalizzato.



*Figura 3.30: Probabilità di lesione in termini di costole fratturate (31)*

Facendo riferimento sempre al protocollo EuroNCAP, è possibile ricavare la probabilità di avere due o più costole fratturate riferita ai valori limite espressi nel protocollo. Considerando  $R_{max}$  pari a 35mm, vi è una probabilità circa pari al 60% di avere un numero di costole fratturate pari a due, circa il 40% di avere tre costole fratturate e infine quasi il 20% di avere la frattura di quattro costole. Facendo invece riferimento al limite massimo di  $R_{max}$  imposto dal protocollo, ossia 60mm, si ottiene la massima probabilità di frattura: uno schiacciamento di simile entità infatti può essere fatale per il conducente e il torace va incontro a fratture multiple.

Attualmente, gli studi sulle curve di rischio stanno continuando soprattutto in direzione di quest'ultimo approccio visto in cui sono necessari ulteriori miglioramenti a livello statistico. Inoltre, una variabile molto importante da tenere in considerazione è l'età del soggetto: nello studio preso come riferimento, è stato considerato un soggetto di età medio alta in cui la morfologia e le caratteristiche dell'osso sono ben diverse rispetto a quelle di una persona giovane di età compresa tra i 20 e i 50 anni.

È necessario quindi un ulteriore approfondimento a riguardo, e al momento numerosi gruppi di ricerca a livello europeo si stanno interessando a questa tematica con l'obiettivo di dare ulteriori risultati. Sicuramente l'utilizzo ufficiale del THOR nelle prove di rating e omologazione a partire dal 2020 rappresenta una buona occasione per raccogliere ulteriori dati sul manichino ed effettuare altre simulazioni con HBM, tenendo presente anche quelle che sono caratteristiche del soggetto come per esempio l'età, il peso e l'altezza.

### 3.3 Valutazione EuroNCAP 2020

Facendo riferimento a prove di rating europee, ci si chiede in che modo EuroNCAP valuta questo ATD innovativo e quali sono i parametri di valutazione importanti nel caso della tipologia di urto considerata, ossia l'urto MPDB.

Il punto di partenza della valutazione sulla protezione dell'occupante adulto sono i dati ottenuti dal manichino registrati nelle diverse configurazioni di test. Inizialmente, ad ogni regione del corpo viene dato un punteggio che si basa sui parametri misurati sul manichino. La valutazione considera anche le performance strutturali dell'autovettura tenendo conto di aspetti come per esempio lo spostamento del volante, il movimento del pedale e altri aspetti. Nel caso di urto frontale MPDB, il punteggio per ogni regione del corpo è basato sui dati del conducente, tranne nel caso in cui è presente una regione del corpo del passeggero che ha riportato un punteggio basso; in un caso del genere oltre ai dati del conducente vengono presi in considerazione anche quelli del passeggero, fermo restando che il giudizio viene dato principalmente al conducente. Gli scenari presi in considerazione per le valutazioni sono cinque: urto frontale MPDB, urto frontale su tutta la larghezza, urto laterale, urto contro palo, urto posteriore. Dalle informazioni ricavate dai cinque scenari vengono calcolati i punteggi del test per ognuno di questi.

Negli urti frontali, laterali e con palo il massimo punteggio che si può attribuire ad ogni regione del corpo è 4 punti. Sono comunque presenti due limiti per ogni parametro: un limite più impegnativo (alte performance) al di sotto del quale si ottiene il punteggio massimo, e un limite meno impegnativo (basse performance) al di sotto del quale non viene assegnato nessun punteggio. Nel momento in cui un valore cade tra questi due limiti, il punteggio viene calcolato mediante interpolazione lineare.

Vi sono poi altri limiti chiamati "*Capping limits*" utilizzati nel caso di valutazione di regioni critiche del corpo. Il superamento di un limite di *Capping* generalmente indica un elevato rischio di lesione inaccettabile e ciò porta alla perdita di tutti i punti relativi al test effettuato. Il limite di *Capping* può essere maggiore o uguale al limite di bassa performance nel test. Nel caso di impatto MPDB, il *Capping* è applicato sulle regioni critiche del corpo come testa, collo, torace e addome.

Prendendo in considerazione come prima regione critica la **testa**, il punteggio viene assegnato in base alla caratteristica del veicolo di avere montato o meno un volante con airbag. (32)

Nel caso in cui sia presente un volante con airbag vengono presi in considerazione i seguenti criteri per valutare la protezione della testa del conducente: un HIC15 superiore a 1000 viene registrato con airbag se non c'è nessun contatto della testa con la parte rigida del volante. Si può presupporre un contatto rigido se il picco dell'accelerazione risultate della testa supera gli 80g oppure se c'è evidenza di contatto rigido. Se non c'è contatto rigido vengono assegnati 4 punti a questa regione; se invece c'è contatto rigido, vengono usati i seguenti limiti:

		Higher Limit	Lower Limit	Capping Limit
<b>HIC15</b>	-	500.00	700.00	700.00
<b>Resultant Acc 3msec exceedance</b>	g	72.00	80.00	80.00
<b>SUFEHM</b>	-	Monitoring		
<b>BrIC</b>	-	Monitoring		

Tabella 3.1: Parametri di valutazione per la testa e loro limiti (32)

I limiti riportati per il **collo** sono i seguenti:

		Higher Limit	Lower Limit	Capping Limit
<b>Shear</b>	kN	1.90	3.10	3.10
<b>Tension</b>	kN	2.70	3.30	3.30
<b>Extension</b>	Nm	42.00	57.00	57.00

Tabella 3.2: Parametri di valutazione per il collo e loro limiti (32)

I limiti riportati per il **torace** sono i seguenti:

		Higher Limit	Lower Limit	Capping Limit
<b>Max compression of all 4 ribs</b>	mm	35.00	60.00	60.00

Tabella 3.3: Parametri di valutazione per il torace e loro limiti (32)

Di seguito i limiti riportati per l'**addome**:

		Higher Limit	Lower Limit	Capping Limit
<b>Max compression (left or right)</b>	mm		88.00	

Tabella 3.4: Parametri di valutazione per l'addome e loro limiti (32)

Limiti per **ginocchio, femore e bacino**:

		Higher Limit	Lower Limit	Capping Limit
<b>Femur compression</b>	kN	3.80	9.07 @ 0ms 7.56 @ $\geq 10$ ms	
<b>Knee slider compression</b>	mm	6.00	15.00	

*Tabella 3.5: Parametri di valutazione relativi a femore e ginocchio e loro limiti (32)*

		Higher Limit	Lower Limit	Capping Limit
<b>Acetabulum compression</b>	kN	3.28	4.10	

*Tabella 3.6: Parametri di valutazione relativi al bacino e loro limiti (32)*

Nella valutazione fornita da EuroNCAP vengono prese in considerazione anche le regioni anatomiche che riguardano la parte bassa della gamba, ossia **tibia, caviglia e piede**.

		Higher Limit	Lower Limit	Capping Limit
<b>Tibia index</b>	-	0.40	1.30	
<b>Tibia compression</b>	kN	2.00	8.00	

*Tabella 3.7: Parametri di valutazione relativi alla tibia e loro limiti (32)*

Nel considerare il piede o la caviglia viene posta attenzione sullo spostamento del pedale all'indietro:

		Higher Limit	Lower Limit	Capping Limit
<b>Pedal rearward displacement</b>	mm	100.00	200.00	

*Tabella 3.8: Parametri di valutazione relativi a piede e caviglia e loro limiti (32)*

Il punteggio generato dai dati riportati dal manichino per ogni regione può essere modificato in base a diverse situazioni per ogni regione del corpo che è stata riportata precedentemente.

Partendo dalla **testa**, i casi in cui possono essere applicati i modificatori sono i seguenti:

- **Contatto instabile sull'airbag**: se durante il movimento della testa in avanti il suo centro di gravità si muove oltre il bordo esterno dell'airbag, il contatto è ritenuto instabile. In questo caso il punteggio viene ridotto di 1 punto. Il modificatore viene applicato anche in caso di distacco del volante dal piantone oppure in caso di bottoming-out<sup>11</sup> della testa.

<sup>11</sup> **Bottoming-out**: condizione definita nel momento in cui la testa del manichino sprofonda all'interno dell'airbag fino ad arrivare a contatto con il volante. Vi è un rapido aumento nella pendenza di una o più segnali di accelerazione relativi alla testa; la durata del picco di accelerazione associato al bottoming-out dovrebbe essere superiore a 3ms. L'intensità di accelerazione dovrebbe generare un picco superiore a 5g rispetto al livello probabile da raggiungere nel caso in cui il picco non si fosse verificato.

- Dispiegamento pericoloso dell'airbag: quando l'airbag si apre pericolosamente spaziando sul viso del conducente verticalmente o orizzontalmente, al punteggio della testa viene applicato un modificatore di -1 punto.
- Errato dispiegamento dell'airbag: nel caso in cui un airbag non si dispiega nel modo progettato, verrà applicata una penalità di 1 punto alla testa nel caso di urto frontale. Lo stesso discorso vale per le altre parti del corpo. Nel caso in cui l'errata apertura dell'airbag ha effetto su più parti del corpo, il modificatore verrà applicato ad ogni singola parte.
- Contatto instabile con volante senza airbag: se durante il movimento in avanti della testa il suo centro di gravità si sposta radialmente verso l'esterno oltre il bordo del volante, il contatto viene definito instabile e il punteggio viene ridotto di 1 punto.
- Spostamento della colonna dello sterzo: in caso di spostamento laterale o verso l'alto della parte superiore del piantone dello sterzo, il punteggio viene ridotto. Il modificatore può variare a seconda della percentuale di spostamento.

Per quanto riguarda la regione del **torace**, possono essere applicati i modificatori nei seguenti casi:

- Spostamento del montante anteriore (A Pillar): in caso di eccessivo spostamento all'indietro del montante della portiera anteriore del conducente il punteggio assegnato al torace può essere ridotto. Il punteggio viene ridotto a seconda dello spostamento.
- Contatto con volante: nel momento in cui viene evidenziato un contatto diretto del torace del conducente con il volante, viene applicato 1 punto di penalità.
- Carico della cintura di sicurezza: nel caso in cui un carico dato dalla cintura filtrato a CFC60 eccede i 6kN vengono applicati 2 punti di penalità.

Per le regioni di **addome** e **bacino** il modificatore viene applicato nel caso in cui si verifichi il fenomeno del “submarining<sup>12</sup>” riducendo il punteggio di 4 punti.

Per le regioni **ginocchio** e **femore**, i modificatori possono essere applicati nei seguenti casi:

- Contatti variabili: viene applicata una penalità di 1 punto nel momento in cui il carico sul femore è maggiore di 3,8kN e/o il knee slider mostra uno spostamento maggiore di 6mm.
- Carichi concentrati: i test vengono fatti utilizzando un impattatore imbottito che distribuisce il carico sul ginocchio al momento della collisione; nel momento in cui dovessero essere presenti delle zone di impatto che potrebbero concentrare tutto il carico su una parte del ginocchio, viene applicata una penalità di 1 punto alla gamba interessata.

Infine, considerando come regioni di interesse il piede e la caviglia, i modificatori vengono applicati nei seguenti casi:

---

<sup>12</sup>**Submarining**: fenomeno che si verifica durante la collisione, in cui il corpo scivola sotto la cintura di sicurezza. Può causare gravi lesioni interne e anche la morte.

- Rottura del vano piedi: il punteggio in questa regione del corpo viene ridotto nel caso in cui sia presente una rottura significativa dell'area relativa al vano piedi; viene applicata una penalità di 1 punto per questo tipo di evento.
- Blocco pedale: la penalità applicata in questo caso a piede e caviglia è di 1 punto.

## 4. Applicazione del THOR su vettura

Lo studio del comportamento biomeccanico di questo manichino innovativo trova la sua massima espressione nell'applicazione in prove fatte su vettura. In questo lavoro svolto al Centro Sicurezza Fiat, è stato possibile utilizzare il THOR in diverse prove al fine di valutare la sua risposta biomeccanica e l'implementazione di nuovi sistemi di ritenuta.

Sono due le tipologie di prove che vengono solitamente effettuate: **prove *full scale*** (FS) e **prove su slitta** (ST).

I test *full scale* sono prove realizzate urtando una vettura completa in ogni suo componente, sia a livello di abitacolo che di struttura, in maniera tale da valutare globalmente la sicurezza del veicolo. Il veicolo è trainato da un carrello che corre lungo la pista di lancio e abbandona il veicolo poco prima dell'ostacolo.

I test di Slitta, invece, sono prove pensate per valutare la prestazione di alcuni componenti specifici. Queste prove vengono realizzate mediante la riproduzione all'interno della scocca del veicolo degli interni di interesse (es. plancia, volante, sedili); la scocca viene poi opportunamente accelerata per riprodurre l'urto.

Il test su Slitta è uno dei metodi più rilevanti per il progresso della sicurezza interna del veicolo e viene spesso preferito rispetto ad un test full-scale in quanto garantisce un costo più basso e un'alta ripetibilità. L'impianto di Slitta è composto, schematicamente, da un pistone e un carrello sul quale viene montata la scocca di una vettura. Tramite il software dell'impianto e l'azione meccanica del pistone e dei freni è possibile riprodurre il "PULSE"<sup>13</sup> del veicolo rilevato in una prova in pista.

L'impianto di Slitta al Centro Sicurezza Fiat consente di riprodurre le principali tipologie di urti previsti dalle normative internazionali e dall'Euro NCAP e, quindi, nel caso di questo lavoro di tesi, l'urto MPDB con l'utilizzo del THOR.

---

<sup>13</sup> **PULSE**: curva di decelerazione del veicolo dall'istante iniziale dell'urto al momento della fine dell'evento durante una prova Full Scale, che deve essere replicata in Slitta.

#### 4.1 Prova full scale con THOR: valutazione dei parametri biomeccanici

Il punto di partenza di questo studio ha visto l'impiego del THOR in un test full scale che ha avuto come obiettivo lo sviluppo di nuovi sistemi di ritenuta su un veicolo di piccolo segmento ancora in corso di valutazione.

Come già anticipato precedentemente, la tipologia di test a cui si fa riferimento è il MPDB: secondo quanto riportato sul protocollo EuroNCAP per questo tipo di test, la vettura viene fatta impattare alla velocità di 50km/h contro un carrello mobile dotato di una barriera deformabile. Vettura e carrello viaggiano alla stessa velocità.



*Figura 4.1: Esempio dinamica urto MPDB Full Scale*

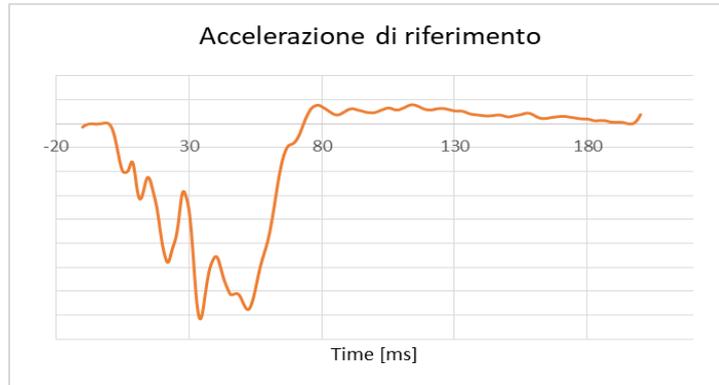
In questo tipo di test viene seguita la specifica riportata nella Figura 2.17: sul lato guida viene posto il THOR, sul lato passeggero un Hybrid III 50° percentile e sui sedili posteriori due manichini bambini.

Negli studi effettuati è stato considerato solo il conducente rappresentato dal THOR, oggetto di questo lavoro di tesi, e in particolare, i parametri di maggior interesse presi in esame sono stati i seguenti:

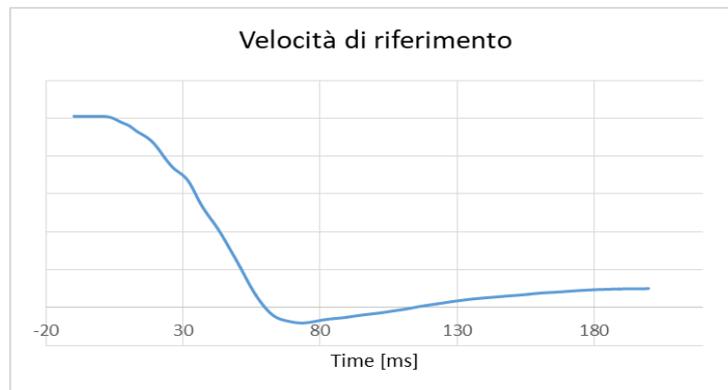
- Accelerazione testa.
- Forze e momenti agenti sul collo.
- Accelerazione torace.
- Schiacciamento torace.
- Accelerazione bacino.

Prima di vedere nel dettaglio i risultati ottenuti nelle aree anatomiche di interesse, viene posta attenzione su due parametri molto importanti che riguardano la vettura: il PULSE e la velocità.

Queste due grandezze vengono rilevate nella prova *full scale* e utilizzati come riferimento nelle prove di slitta.



**Figura 4.2:** *PULSE rilevato nella prova full scale*



**Figura 4.3:** *Velocità della vettura rilevato nella prova full scale*

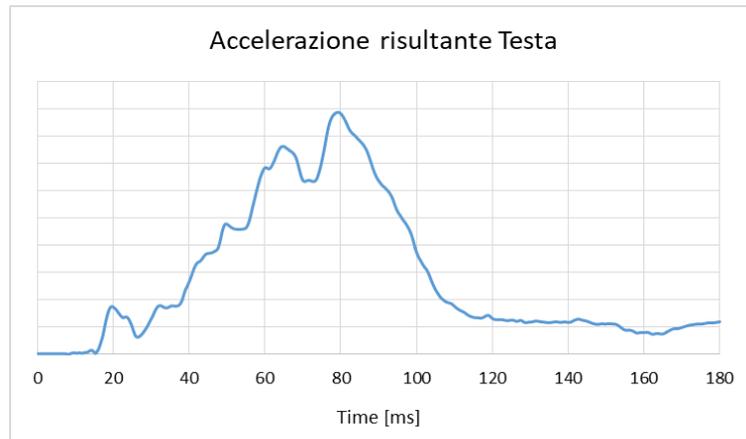
In riferimento al PULSE, in Figura 4.2 si vede che la decelerazione raggiunge il suo valore massimo nel momento in cui la macchina arriva a contatto completo con la barriera deformabile. Per quanto riguarda la velocità, nell'istante iniziale è sui 50 km/h, diminuisce nel tempo, diventa negativa nel momento in cui la vettura e la barriera deformabile raggiungono il contatto massimo, per poi tornare a livelli positivi quando l'auto si stacca andando verso dietro.

Il passo successivo è l'analisi dei parametri biomeccanici di interesse presi in considerazione. I valori veri di accelerazione, forza, e deflessione sono secretati dal costruttore, pertanto le ordinate di tutti i grafici non vengono mostrate; l'analisi biomeccanica fatta tiene conto degli andamenti rilevati in funzione del solo asse orizzontale dei tempi.

#### 4.1.1 Accelerazione testa

Il THOR mostra degli avanzamenti nettamente superiori rispetto ad altri manichini, a dimostrazione dell'elevata biofedeltà nella riproduzione del movimento umano, che come detto precedentemente, è una delle caratteristiche principali di questo manichino.

Viene di seguito riportato il grafico che mostra l'andamento dell'accelerazione risultante rilevata a livello della testa durante la prova.



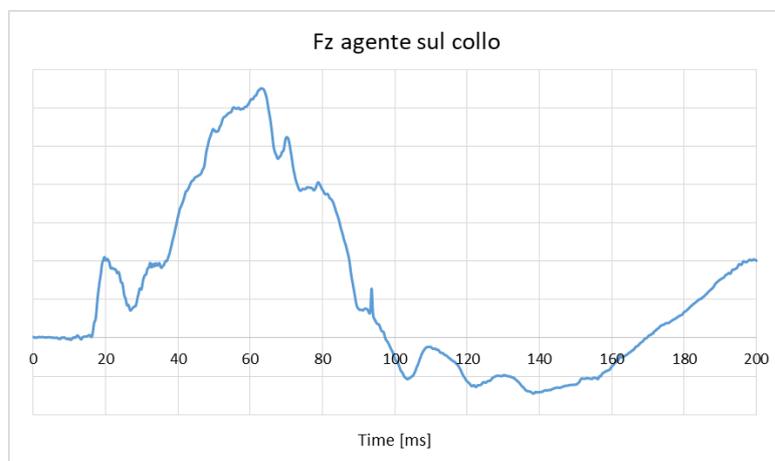
**Figura 4.4:** *Curva di accelerazione relativa alla testa*

È possibile distinguere la presenza di due picchi nell'intervallo di tempo compreso tra 60ms e 80ms: il primo picco di accelerazione è quello che si ottiene nel momento in cui la testa viene a contatto con l'airbag, mentre il secondo picco lo si raggiunge nel momento in cui la testa finisce in avanti nell'airbag. Dopo i due picchi vi è un decremento di accelerazione che si verifica nel momento in cui la testa del manichino torna indietro verso il poggiatesta.

#### 4.1.2 Forze e momenti agenti sul collo

A livello del collo i contributi più significativi in termini di forza e momento, registrati dalle celle di carico presenti nella parte superiore del collo, presi in considerazione, sono due:

- $F_z$ : forza di trazione/compressione agente sulla parte superiore del collo.
- $M_y$ : rappresenta il movimento del mento verso lo sterno, quindi in avanti.



**Figura 4.5:** *Forza agente sul collo lungo z*

La forza agente aumenta all'aumentare della velocità della vettura: si osserva un primo picco attorno a 20ms, non significativo, dovuto all'attivazione dei sistemi di ritenuta, e poi il secondo picco tra 60ms e 80ms, momento in cui sul collo agisce la forza massima poiché esso è spinto tutto in avanti. Si tratta quindi di una forza di trazione che raggiunge la percentuale massima nel momento in cui avviene l'impatto.

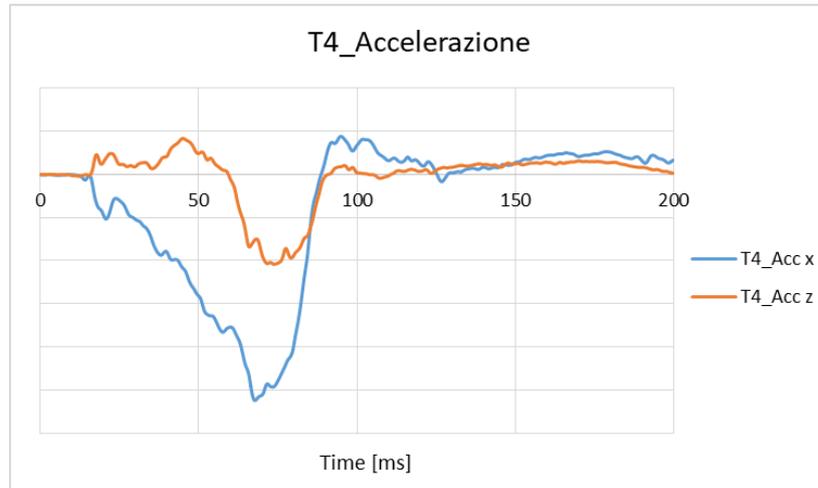
Discorso simile viene fatto nel caso di momento applicato sul collo: l'istante di massimo contatto è quello in cui viene registrato il momento massimo, segno del fatto che il mento si porta molto vicino allo sterno.



**Figura 4.6: Momento agente sul collo lungo y**

### 4.1.3 Accelerazione torace

Sul torace vengono valutate le accelerazioni rilevate a livello T4<sup>14</sup>: si è scelto di considerare questo punto poiché si trova a circa metà spina e quindi risulta essere comodo per la valutazione delle accelerazioni che agiscono sul torace.



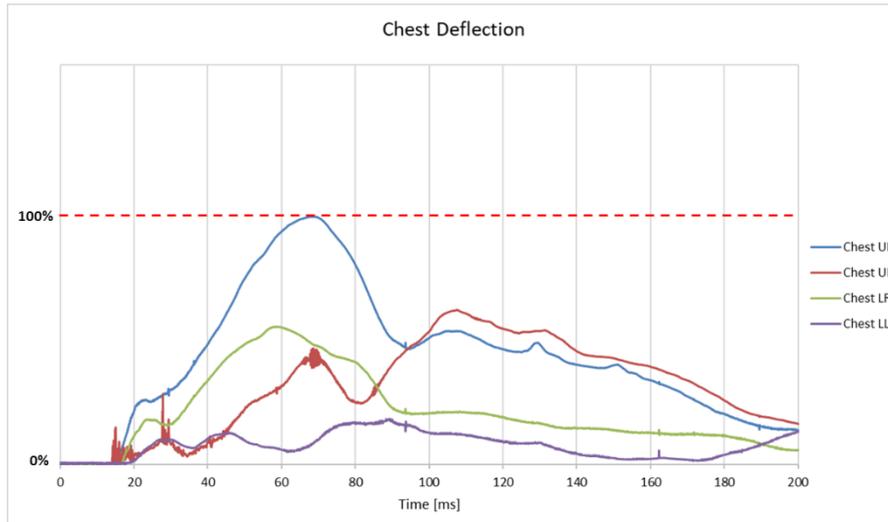
*Figura 4.7: Accelerazione rilevata a livello T4*

L'accelerometro triassiale posizionato sulla spina a livello antropomorfo T4 registra una decelerazione del torace: sia in direzione x che in z è possibile osservare una decelerazione massima proprio nell'istante in cui la vettura si impunta. Durante l'impatto il torace si sposta in avanti per inerzia, ma nel momento in cui si attivano i sistemi di ritenuta l'accelerometro misura un'accelerazione opposta data proprio da questi. Il sistema di ritenuta si oppone allo spostamento del torace in avanti.

### 4.1.4 Schiacciamento torace

Una delle criticità maggiori osservata nell'utilizzo di questo nuovo manichino riguarda lo schiacciamento del torace. Come detto precedentemente nella descrizione del THOR, lo schiacciamento del torace viene misurato dagli IR-TRACC che si trovano all'interno della gabbia toracica. Viene riportato il grafico in cui sono visibili le percentuali relative agli schiacciamenti del torace registrati dai quattro IR-TRACC.

<sup>14</sup> **T4**: riferimento usato sul manichino per indicare il punto di attacco delle costole sulla spina.

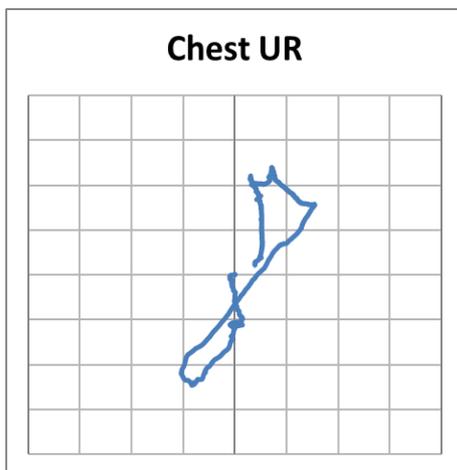


**Figura 4.8:** Schiacciamento torace rilevato nei quattro punti dagli IR-TRACC

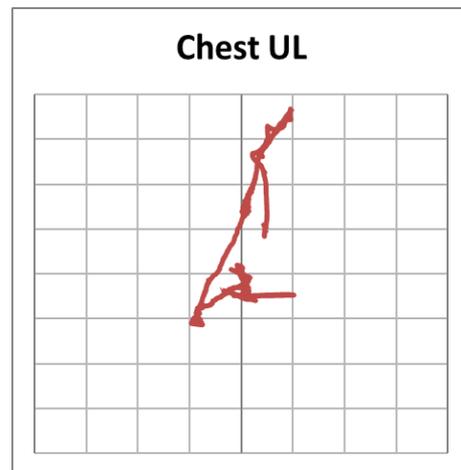
È possibile subito osservare che lo schiacciamento maggiore viene registrato nella parte alta destra del torace. Esso inizia a circa 20ms, momento in cui il torace viene a contatto con l'airbag, e il picco massimo è presente tra 60ms e 80ms in cui probabilmente il piantone volante collassa e il torace continua ad andare in avanti. Ciò che causa l'elevato schiacciamento sono i sistemi di ritenuta, in particolare, la cintura di sicurezza è l'elemento su cui bisogna porre attenzione. Essa è dotata di un meccanismo per cui, nel momento in cui raggiunge un determinato carico si blocca, evitando l'eccessivo avanzamento del manichino. Nel momento in cui la cintura si blocca, il torace esercita una forza su di essa e ciò causa il suo schiacciamento.

In generale è possibile vedere che la parte alta del torace è quella più soggetta allo schiacciamento, perché durante l'impatto c'è maggiore influenza delle cinture di sicurezza.

Come visto precedentemente nel Capitolo 3.1, oltre alla compressione misurata lungo l'asse x, un IR-TRACC misura anche la rotazione attorno agli assi y e z.



**Figura 4.9:** Spostamento IR-TRACC UR



**Figura 4.10:** Spostamento IR-TRACC UL

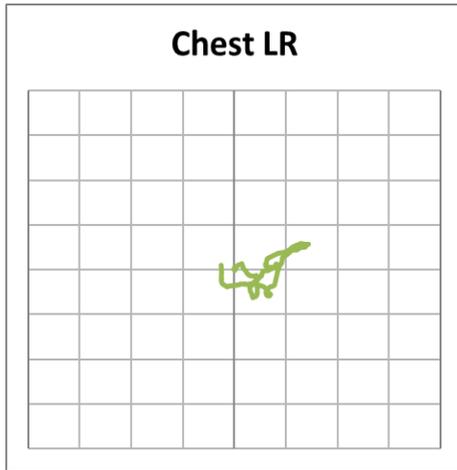


Figura 4.11: Spostamento IR-TRACC LR

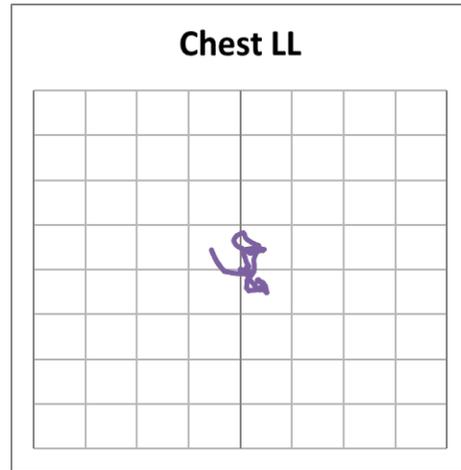


Figura 4.12: Spostamento IR-TRACC LL

Lo spostamento degli IR-TRACC indica il movimento delle costole, e ciò viene spesso tenuto sotto osservazione perché in una condizione reale di urto frontale, una loro elevata escursione ne comporterebbe la rottura.

Dalle letture degli IR-TRACC si evince una maggiore escursione delle costole superiori: ciò probabilmente è dovuto ad una maggiore influenza dei sistemi di ritenuta sulla parte superiore del torace. Nella parte bassa non vengono riscontrate grosse escursioni, segno del fatto che le costole inferiori non risentono molto l'intervento di sistemi come cintura e airbag.

#### 4.1.5 Accelerazione bacino

L'accelerazione a livello del bacino viene rilevata da un accelerometro triassiale posto nel centro di gravità della struttura.

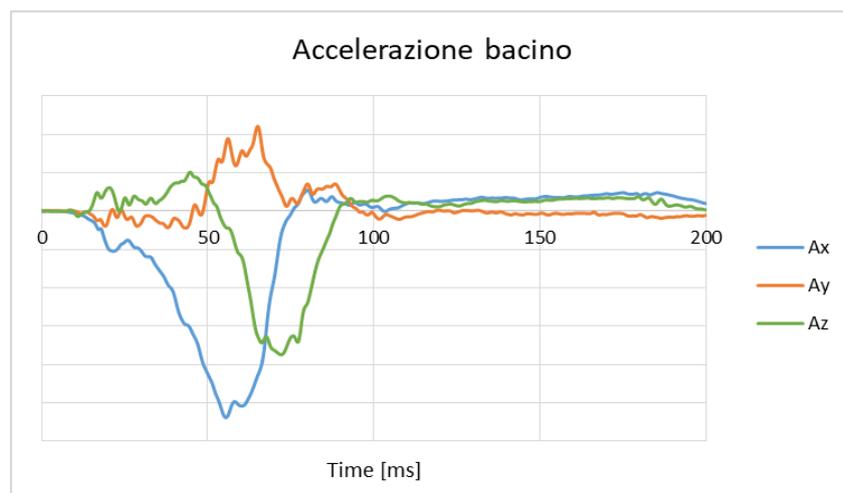


Figura 4.13: Accelerazione bacino lungo x,y,z

Durante l'urto il bacino tende a scivolare in avanti, ma viene subito bloccato dal ramo addominale della cintura che si oppone al suo movimento. Quindi è possibile dire che il bacino ha inizialmente la stessa velocità della vettura, ma nel momento dell'impatto subisce una decelerazione da parte della cintura. Vengono rappresentati, oltre alla risultante, gli andamenti dell'accelerazione in x e in z poiché sono quelli più significativi: dal punto di vista meccanico è possibile constatare che lungo la direzione x l'elemento che dà maggior contributo nella decelerazione è il ramo addominale della cintura di sicurezza, mentre lungo la direzione z oltre alla cintura, un buon contributo viene dato dal sedile che impedisce il *submarining* del manichino durante l'urto.

Dal grafico è possibile notare che i picchi di decelerazione nelle due direzioni sono ad istanti temporali diversi: il picco registrato in direzione x viene associato al movimento in avanti del bacino che a circa 55ms subisce la massima decelerazione da parte della cintura, mentre il picco registrato lungo z viene associato alla compressione del bacino sul sedile e si verifica qualche istante dopo.

## 4.2 Prove su slitta con THOR: studio della correlazione

Il passo successivo al test full scale è stato quello di effettuare delle prove su slitta in cui è stato possibile testare diversi tipi di sistemi di ritenuta. Mediante il sistema slitta è stato possibile eseguire dei test in due differenti configurazioni: una in cui è stato usato il sistema di pitching e un'altra in cui questo non è stato preso in considerazione. Il pitching è un sistema di guide adottato in slitta che permette una migliore riproduzione della fase di decelerazione della vettura nella dinamica di urto frontale, garantendo una maggiore correlazione con le dinamiche osservate nella prova full scale.



*Figura 4.14: Sistema pitching slitta*

Nelle prove in slitta fatte in questa fase elementi come cintura, tipo di airbag e colonna sterzo sono uguali a quelli utilizzati nella prova full scale. L'intento in questo momento è fare una valutazione della correlazione dell'urto full scale su prove di slitta con e senza pitching. La correlazione viene determinata sui parametri biomeccanici presi in considerazione nella prova full scale: accelerazione testa, forze e momenti agenti sul collo, accelerazione torace, accelerazione bacino e schiacciamento torace. Quest'ultimo parametro è quello su cui è stata posta maggiore attenzione in questo studio: ci si aspetta che lo schiacciamento torace rilevato nella prova di slitta con pitching sia molto correlato con quello rilevato nel full scale, proprio perché questo sistema dovrebbe permettere una migliore riproduzione del fenomeno d'urto.

Lo studio della correlazione è stato realizzato mediante l'utilizzo di un tool del software MADYMO chiamato *Objective Rating*. MADYMO è un pacchetto software utilizzato nell'industria automobilistica e dei trasporti per l'analisi dei sistemi di sicurezza degli occupanti; in particolare, il tool *Objective Rating* permette all'utente, sulla base di una serie di criteri di valutazione predefiniti, di fare il confronto tra due curve calcolando in modo obiettivo la correlazione percentuale.

La valutazione della correlazione da parte di *Objective Rating* viene fatta considerando quattro parametri principali (33):

- Global Peak Value correlation (GPV): correlazione percentuale considerando il valore di picco.
- Global Peak Timing correlation (GPT): correlazione percentuale considerando l'istante di picco.
- Difference area Under Curve correlation (DUC): correlazione percentuale considerando l'operazione di integrazione e quindi l'area sottesa tra le curve confrontate.

$$\int_a^b abs(f(x))dx \approx \sum_{i=1}^N \frac{(x_{i+1} - x_i) * (abs(f(x_{i+1})) - abs(f(x_i)))}{2}$$

Il calcolo utilizza i valori assoluti delle aree, quindi ciò significa che il segno viene ignorato. Il calcolo dell'area sottesa alla curva si basa sul metodo del trapezio.

- CORrelation and Analysis (CORA): la valutazione di questo parametro viene fatta utilizzando due diverse metriche: la metrica *corridor* e quella della cross-correlazione. Quest'ultima comprende a sua volta tre sub-ratings strettamente correlati: valutazione della fase dei due segnali, valutazione delle dimensioni e valutazione della forma.

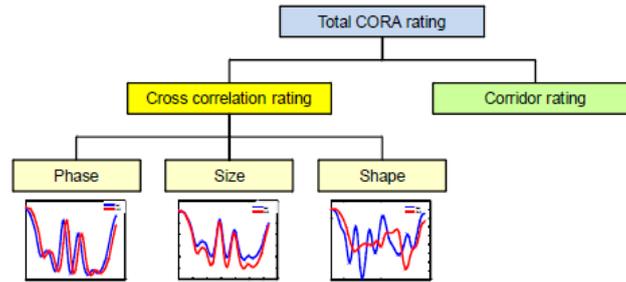


Figura 4.15: CORA Rating Structure (33)

I contributi dati dalle due metriche vengono sommate dal software, che estrapola un valore totale di CORA. Nel caso del seguente studio si è scelto di utilizzare la metrica della cross correlazione (CORA-CL). La valutazione della cross correlazione inizia spostando la curva di riferimento per multipli di  $\Delta t$  all'interno dell'intervallo di valutazione. Per ognuno di questi spostamenti nel tempo viene calcolato questo parametro, secondo la seguente equazione.

La curva di riferimento è shiftata di un certo istante variabile di  $m * \Delta t$  con  $m = 0, 1, -1, 2, -2, \dots$ . Il range di  $m$  dai è determinato dai parametri dati in ingresso dall'utente. Con la lettera  $n$  viene indicato il numero di step.

$$K_{xy}(m) = \frac{\sum_{i=0}^{n-1} x(t_{min} + (m+i) \cdot \Delta t) \cdot y(t_{min} + i \cdot \Delta t)}{\sqrt{\left( \sum_{i=0}^{n-1} x^2(t_{min} + (m+i) \cdot \Delta t) \cdot \sum_{i=0}^{n-1} y^2(t_{min} + i \cdot \Delta t) \right)}} \quad \text{with } -1 \leq K_{xy} \leq 1$$

Il primo confronto fatto è stato quello tra prova full scale e prova di slitta senza pitching: sul programma le curve ottenute dal full scale sono state impostate come riferimento, e successivamente sono state caricate e impostate le curve relative alla prova di slitta da confrontare (*simulation signal*). Nello specifico, viene creata una *rating matrix* in cui sulle righe vengono mostrati i valori percentuali di correlazione per ognuno dei criteri di valutazione presi in considerazioni, e sulle colonne vengono inseriti i parametri biomeccanici relativi alle regioni anatomiche del manichino considerate.

È data facoltà all'utente di classificare il valore percentuale di correlazione assunto dagli indici in opportuni intervalli, che possono essere indicati con diverse colorazioni. In questo caso, la classificazione è stata fatta utilizzando i range di default dati dal programma.

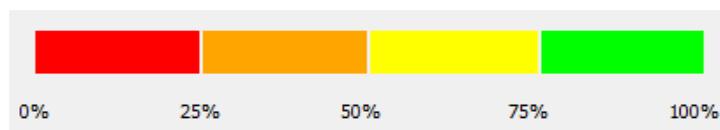


Figura 4.16: Range di classificazione e relative colorazioni

Di seguito viene riportata la *rating matrix* del confronto fatto tra prova full scale e prova di slitta senza pitching.

	Head Ar	Neck Fz	Neck My	Thorax Ar	Pelvis Ar	UR IR-TRACC [mm]	UL IR-TRACC [mm]	LR IR-TRACC [mm]	LL IR-TRACC [mm]	Combined Scores (mean)
GPV	81,33%	98,17%	32,79%	91,40%	84,45%	73,51%	91,22%	91,82%	71,74%	79,60%
GPT	99,50%	97,75%	99,58%	99,71%	95,72%	95,73%	88,52%	85,58%	91,66%	94,86%
DUC	98,52%	90,54%	99,31%	91,83%	93,98%	79,00%	95,72%	99,38%	65,26%	90,40%
CORA-CL	82,88%	92,56%	53,60%	86,88%	84,30%	84,31%	60,16%	97,76%	71,72%	79,35%

**Tabella 4.1: Rating matrix: full scale vs. slitta senza pitching**

Successivamente lo stesso lavoro è stato fatto per il confronto tra la prova full scale e la prova di slitta con pitching montato, ottenendo anche in questo caso la seguente *rating matrix*.

	Head Ar	Neck Fz	Neck My	Thorax Ar	Pelvis Ar	UR IR-TRACC [mm]	UL IR-TRACC [mm]	LR IR-TRACC [mm]	LL IR-TRACC [mm]	Combined Scores (mean)
GPV	75,14%	92,05%	94,91%	70,51%	94,14%	96,83%	96,53%	98,55%	67,48%	86,24%
GPT	92,11%	89,06%	99,58%	88,14%	96,22%	92,70%	83,17%	94,04%	99,72%	92,75%
DUC	92,97%	90,59%	60,29%	99,39%	94,68%	97,47%	97,27%	94,35%	68,63%	88,40%
CORA-CL	89,38%	75,75%	43,96%	92,44%	89,91%	88,12%	73,87%	99,56%	75,55%	80,95

**Tabella 4.2: Rating matrix: full scale vs. slitta con pitching**

Complessivamente è possibile vedere che i valori percentuali di correlazione sono elevati in entrambi i casi: ciò dà prova di come la slitta riesca a riprodurre con buona fedeltà quello che succede in full scale.

Come detto anche in precedenza, i valori percentuali di correlazione per ognuno degli indici nella *rating matrix* vengono ottenuti mediante il confronto di due curve fatto dal software. Dopo aver ottenuto dal *Objective Rating* questi risultati, è stata accertata la loro validità andando a fare uno studio qualitativo delle curve confrontate per ogni regione anatomica del manichino considerata.

### 4.2.1 Accelerazione testa

Viene di seguito riportato il confronto tra le curve relative all'accelerazione testa del manichino nella prova full scale e in quelle di slitta.

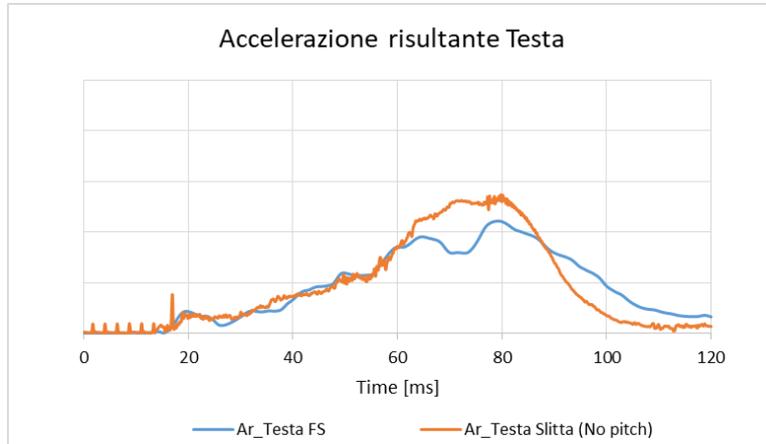


Figura 4.17: Curve accelerazione testa FS vs. Slitta (No Pitching)

	Head Ar
GPV	81,33%
GPT	99,50%
DUC	98,52%
CORA-CL	82,88%

Tabella 4.3: Percentuali di correlazione accelerazione testa: caso no Pitch.

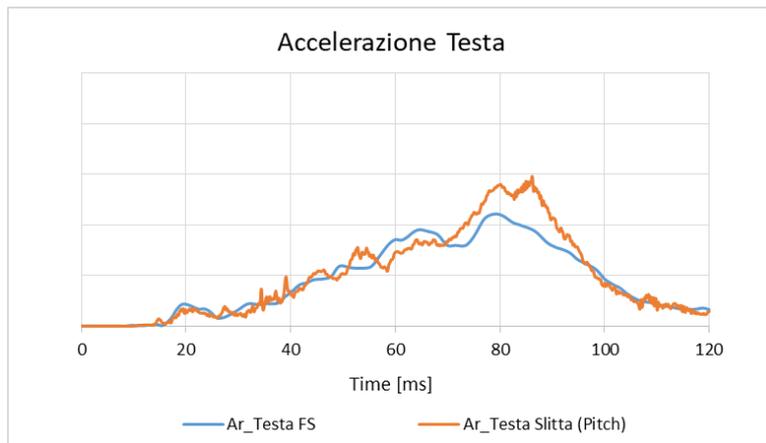


Figura 4.18: Curve accelerazione testa FS vs. Slitta (Pitching)

	Head Ar
GPV	75,14%
GPT	92,11%
DUC	92,97%
CORA-CL	89,38%

Tabella 4.4: Percentuali di correlazione accelerazione testa: caso Pitch

È possibile vedere che nel caso in cui il pitching non è presente i valori percentuali di correlazione sono molto elevati. Considerando i picchi delle due curve, si vede che dal punto di vista dell'istante in cui il picco è presente la correlazione è al 99,5%, segno del fatto che sia nel caso del full scale che in slitta il punto di massima accelerazione della testa avviene nel medesimo istante. Il valore del picco di accelerazione registrato in slitta invece è di poco superiore rispetto a quello del full scale, rimane comunque elevato il valore percentuale di correlazione, che è pari a 81%.

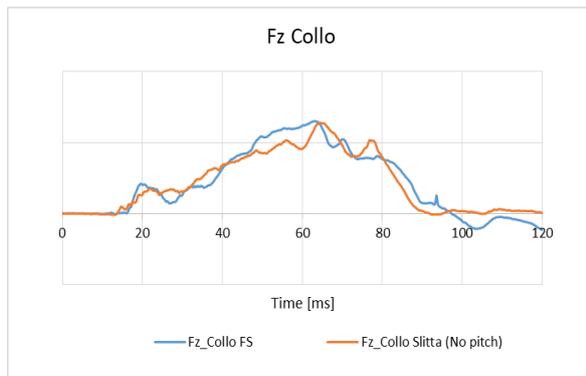
Il discorso è un po' diverso nel caso in cui è presente il pitching: il GPV rispetto agli altri indici è quello che riporta una percentuale di correlazione più bassa. Ciò viene confermato dalla Figura 4.18 in cui vengono riportate le due curve a confronto: la presenza del pitching provoca un aumento del picco di accelerazione.

Inoltre, il picco risulta essere shiftato leggermente in avanti, e infatti il valore percentuale di correlazione registrato per l'indice GPT è pari a 92%, minore rispetto al caso in cui il pitching è assente.

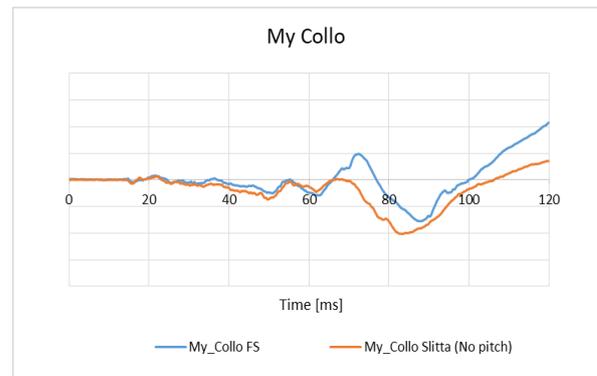
L'aumento di valore del picco unito alla morfologia della curva provoca anche un conseguente aumento dell'area sottesa alla curva stessa: infatti osservando la Tabella 4.4, l'indice DUC riporta una percentuale di correlazione pari quasi al 93%, e questo è dovuto proprio all'aumento dell'area sottesa alla curva di colore arancione rispetto a quella sottesa alla curva blu.

#### 4.2.2 Forze e momenti agenti sul collo

La correlazione è stata successivamente valutata anche sul collo, prendendo in considerazione forza e momento agenti nella parte superiore.



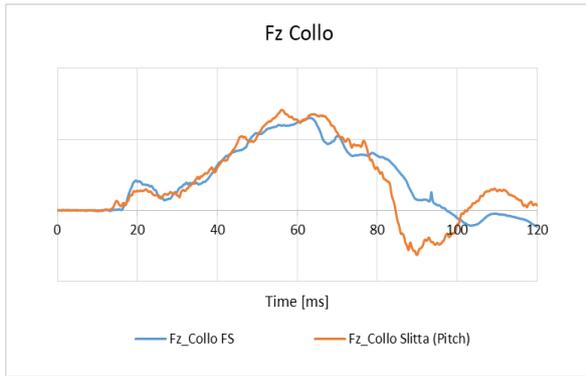
**Figura 4.19: Forza agente sul collo FS vs. Slitta (No Pitching)**



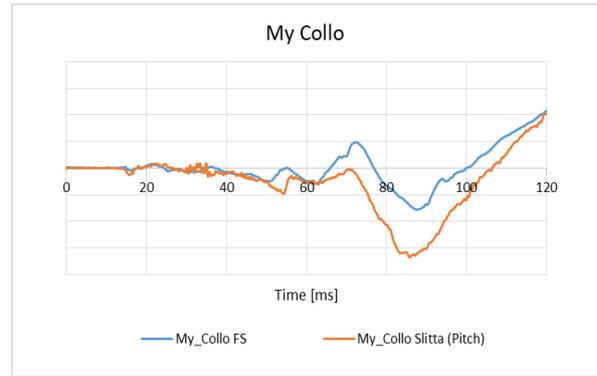
**Figura 4.20: Momento agente sul collo FS vs. Slitta (No Pitching)**

	Neck Fz	Neck My
GPV	98,17%	32,79%
GPT	97,75%	99,58%
DUC	90,54%	99,31%
CORA-CL	92,56%	53,60%

**Tabella 4.5: Percentuali di correlazione forze e momenti su collo: caso no Pitch**



**Figura 4.21: Forza agente sul collo FS vs. Slitta (Pitching)**



**Figura 4.22: Momento agente sul collo FS vs. Slitta (Pitching)**

	Neck Fz	Neck My
GPV	92,05%	94,91%
GPT	89,06%	99,58%
DUC	90,59%	60,29%
CORA-CL	75,75%	43,96%

**Tabella 4.6: Percentuali di correlazione forze e momenti su collo: caso Pitch**

Viene registrata una buona percentuale di correlazione per quanto riguarda la forza agente sul collo, sia nel caso in cui il pitching non è considerato sia quando esso è presente. Differente è il discorso nel caso in cui viene considerato il momento: in Figura 4.20 è possibile vedere quanto i picchi delle due curve, nel caso in cui il pitching è assente, non sono molto correlati. Da questo infatti ne deriva una percentuale di correlazione per l'indice GPV del 32,79%; inoltre, sempre nello stesso caso la percentuale di cross-correlazione non è proprio altissima, e si attesta attorno al 54%.

Nel momento in cui si considera il pitching migliora la situazione per quanto riguarda l'indice GPV: il valore di picco sulla curva arancione in Figura 4.22 è molto correlato a quello della curva blu riguardante il full scale. Diminuisce di qualche punto percentuale l'indice di cross-correlazione, già su valori intermedi nel precedente confronto in cui il pitching non era presente. Complessivamente è possibile affermare che le percentuali di correlazione ottenute utilizzando il pitching sono mediamente migliori nel considerare il collo.

### 4.2.3 Accelerazione torace

Lo studio della correlazione è proseguito passando alla zona del torace, in particolare ai segnali prelevati dall'accelerometro posto a livello T4 della spina del manichino.

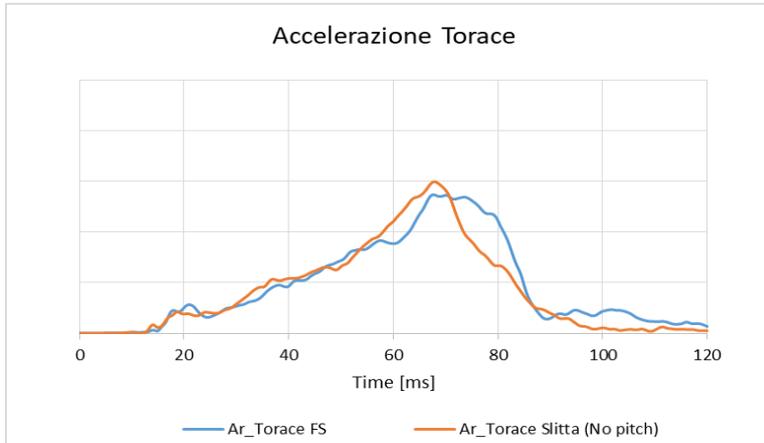


Figura 4.23: Accelerazione torace FS vs. Slitta (No Pitching)

	Thorax Ar
GPV	91,40%
GPT	99,71%
DUC	91,83%
CORA-CL	86,88%

Tabella 4.7: Percentuali di correlazione accelerazione torace: caso no Pitch.

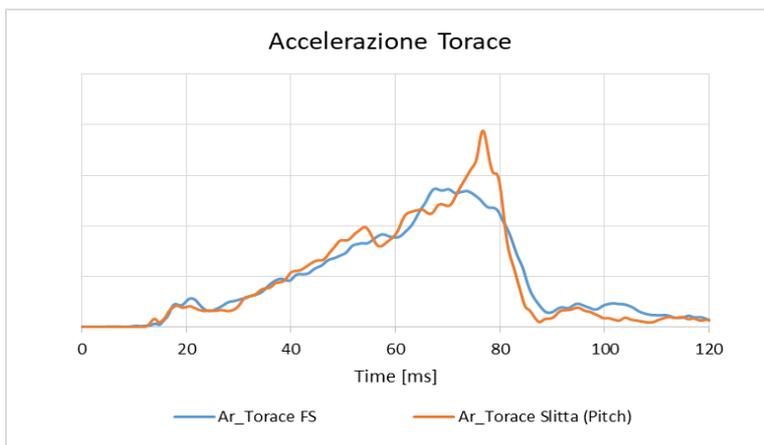


Figura 4.24: Accelerazione torace FS vs. Slitta (Pitching)

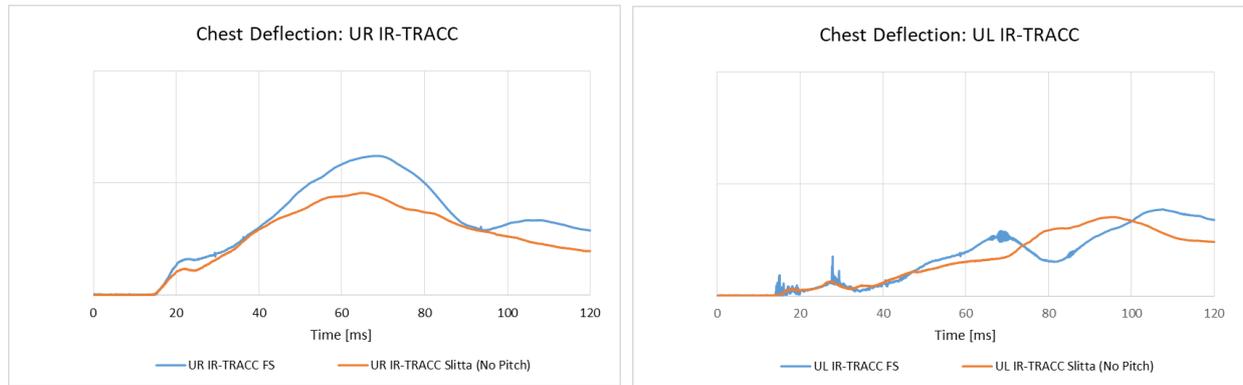
	Thorax Ar
GPV	70,51%
GPT	88,14%
DUC	99,39%
CORA-CL	92,44%

Tabella 4.8: Percentuali di correlazione accelerazione torace: caso Pitch.

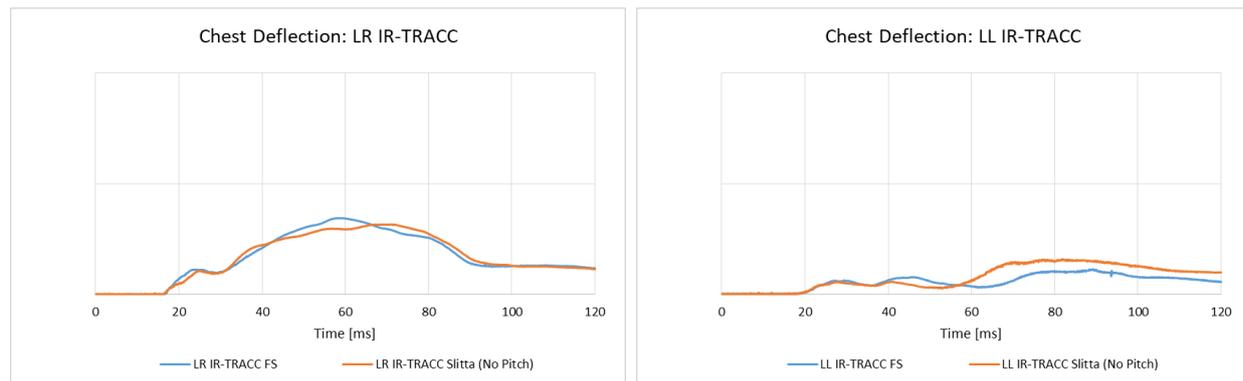
Vengono confrontate le risultanti dell'accelerazione ottenute in full scale e slitta rispettivamente. Anche in questo caso la correlazione è molto buona: l'unico indice con percentuale di correlazione più bassa rispetto agli altri è il GPV nel caso in cui sulla slitta è presente il pitching (70,51%). Mentre nel primo caso la mancata influenza del pitching permette di ottenere un valore di picco che si avvicina molto a quello del full scale, nel secondo caso si ha una maggiore precisione nella riproduzione della curva ma si vede che il pitching sposta il picco di accelerazione di qualche millisecondo e ne aumenta il suo valore. È possibile dedurre quindi che il pitching permette di ottenere un risultato mediamente più fedele, ma un picco di accelerazione un po' più severo rispetto a quello misurato nel full scale, segno del fatto che a parità di sistema di ritenuta testato, in slitta il manichino si muove maggiormente.

#### 4.2.4 Schiacciamento torace

Nello studio svolto è stata rivolta particolare attenzione alle percentuali di schiacciamento torace ottenute in quanto, come anche detto precedentemente, questo è il parametro che presenta maggiori criticità nell'utilizzo del THOR. Di seguito vengono riportati i grafici relativi al confronto tra full scale e slitta senza pitching.



**Figura 4.25: Schiacciamenti torace Upper Right e Upper Left FS vs. Slitta (No Pitching)**



**Figura 4.26: Schiacciamenti torace Lower Right e Lower Left FS vs. Slitta (No Pitching)**

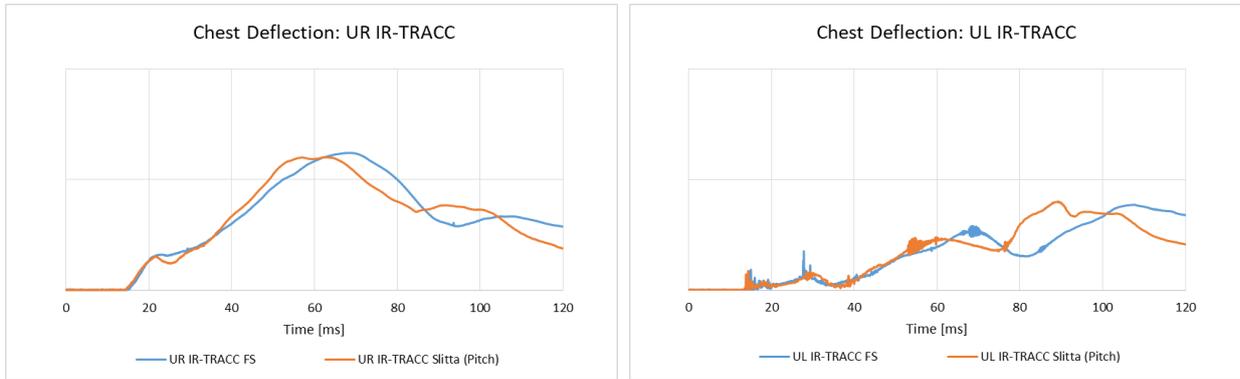
	UR IR-TRACC [mm]	UL IR-TRACC [mm]	LR IR-TRACC [mm]	LL IR-TRACC [mm]
GPV	73,51%	91,22%	91,82%	71,74%
GPT	95,73%	88,52%	85,58%	91,66%
DUC	79,00%	95,72%	99,38%	65,26%
CORA-CL	84,31%	60,16%	97,76%	71,72%

**Tabella 4.9: Percentuali di correlazione schiacciamento torace: caso no Pitch.**

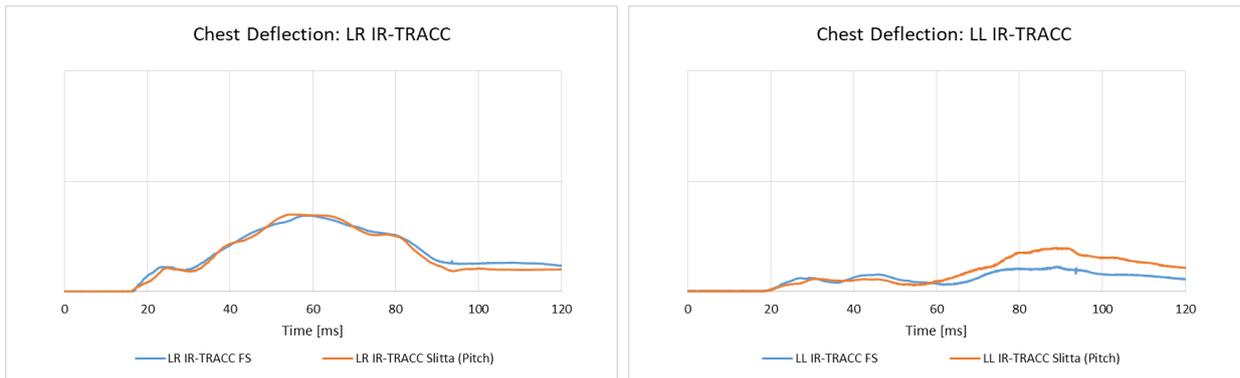
Nel full scale si era osservato che il punto di maggior criticità risiedeva particolarmente nella parte superiore destra del torace in cui si registrava lo schiacciamento maggiore. L'indice GPV relativo al UR mostra una percentuale di correlazione pari al 73,5%: ciò viene confermato dalle curve, in quanto si vede che senza pitching il picco di schiacciamento diminuisce.

Sul UL invece c'è una buona correlazione: l'indice che in questo caso riporta una percentuale più bassa è quello di cross-correlazione, e ciò viene confermato dal fatto che i due segnali sono leggermente dissimili in fase, forma e dimensioni.

Leggermente diversi sono i valori percentuali di correlazione ottenuti nel momento in cui viene montato il pitching sulla slitta.



**Figura 4.27: Schiacciamento torace Upper Right e Upper Left FS vs. Slitta (Pitching)**



**Figura 4.28: Schiacciamento torace Lower Right e Lower Left FS vs. Slitta (Pitching)**

	UR IR-TRACC [mm]	UL IR-TRACC [mm]	LR IR-TRACC [mm]	LL IR-TRACC [mm]
GPV	96,83%	96,53%	98,55%	67,48%
GPT	92,70%	83,17%	94,04%	99,72%
DUC	97,47%	97,27%	94,35%	68,63%
CORA-CL	88,12%	73,87%	99,56%	75,55%

**Tabella 4.10: Percentuali di correlazione schiacciamento torace: caso Pitch.**

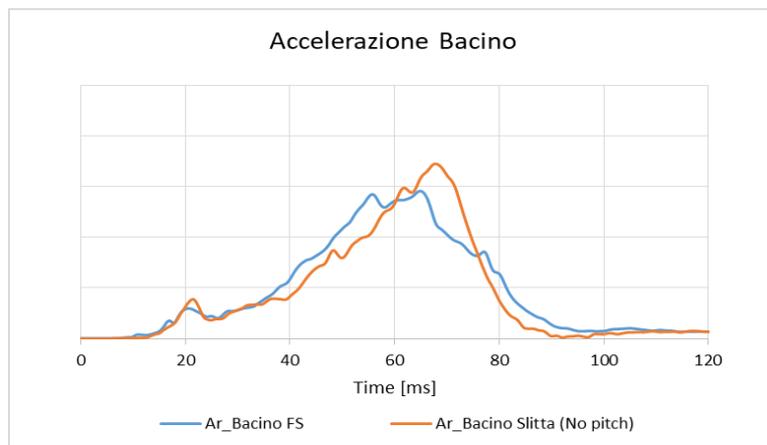
Anche in questo caso l'uso del pitching denota una migliore riproduzione dell'urto: i valori di schiacciamento sul UR rimangono elevati, ma in questo caso il pitching permette di ottenere una correlazione migliore per quanto riguarda l'indice GPV. Infatti, dal grafico che mostra le curve di schiacciamento relative alla parte superiore destra del torace si vede che il picco di deflessione registrato in slitta è pressoché pari a quello rilevato nel full scale in termini di valore, mentre in termini di tempo risulta avvenire pochissimi millisecondi prima.

Inoltre, è possibile vedere che le due curve si somigliano molto nella forma: questo oltre ad essere confermato da una buona percentuale dell'indice di cross-correlazione (88,12%), è anche giustificato dall'indice DUC che passa dal 79% nel momento in cui il pitching è assente al 97,47% nella situazione attuale. Le percentuali di correlazione più basse rispetto alle altre rimangono sul LL, ma ciò non rappresenta un problema poiché sia nel caso di full scale che di slitta le percentuali di schiacciamento in quella zona sono basse.

In generale, per quanto riguarda lo schiacciamento torace è stato possibile constatare che l'utilizzo del pitching garantisce una buona riproducibilità del fenomeno, e in più consente di ottenere una correlazione che anche se di poco, è superiore a quella relativa al caso in cui il pitching non viene utilizzato.

#### 4.2.5 Accelerazione bacino

A livello del bacino sono state considerate le risultanti di accelerazione in full scale e slitta. Anche per quanto riguarda le accelerazioni in questa zona anatomica, la correlazione per i vari indici è molto buona sia in assenza che in presenza di pitching.



**Figura 4.29: Accelerazione bacino FS vs. Slitta (No Pitching)**

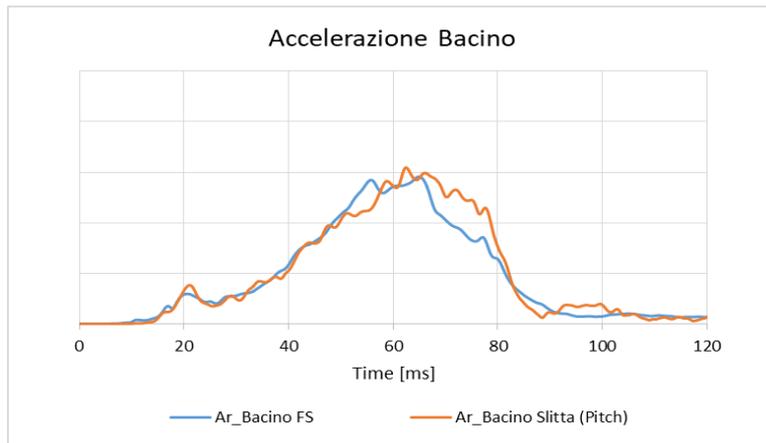
	Pelvis Ar
GPV	84,45%
GPT	95,72%
DUC	93,98%
CORA-CL	84,30%

**Tabella 4.11: Percentuali di correlazione accelerazione bacino: caso no Pitch**

Nella Figura 4.29 vengono messe a confronto le curve di accelerazione bacino del manichino in full scale e slitta senza pitching: ciò che si nota in prima battuta è l'elevata ampiezza della curva registrata in slitta, con picco tra 60 e 80ms, rispetto a quello visibile nel full scale. La differenza nel valore di picco viene confermata anche nella valutazione della correlazione: in Tabella 4.11 è possibile infatti osservare che l'indice GPV è quello con percentuale di correlazione minore rispetto agli altri indici, ma esso rientra comunque nel range che denota un buon livello di correlazione tra le curve.

Altro indice con una percentuale buona ma non proprio elevata è il CORA-CL, ossia quello di cross-correlazione: si nota infatti a livello grafico, un po' di differenza nella forma delle due curve, e anche per quanto riguarda la fase esse risultano essere di poco sfasate l'una rispetto all'altra.

Successivamente è stata considerata la slitta con pitching montato, e la risultante ottenuta è stata confrontata come al solito con il riferimento, ossia il full scale.



**Figura 4.30: Accelerazione bacino FS vs. Slitta (Pitching)**

	<b>Pelvis Ar</b>
GPV	94,14%
GPT	96,22%
DUC	94,68%
CORA-CL	89,91%

**Tabella 4.12: Percentuali di correlazione accelerazione bacino: caso Pitch.**

Anche in questo caso il pitching si conferma essere una buona soluzione non solo per le buone percentuali di correlazione ottenute, di poco superiori a quelle precedenti, ma anche per la buona riproducibilità dell'urto. Si vede infatti che il valore di picco in entrambe le curve è quasi sullo stesso valore e gli istanti di tempo in cui essi si verificano differiscono solo di qualche millisecondo. Per quel che riguarda la correlazione, aumenta adesso la percentuale relativa al GPV e anche quella relativa alla cross-correlazione grazie proprio al contributo dato dal pitching.

### 4.3 Analisi biomeccanica delle prove su slitta

Dallo studio sulla correlazione è emerso che la slitta garantisce una buona riproducibilità del tipo di urto che è stato considerato, soprattutto nel caso in cui su di essa è montato il sistema di pitching. Infatti, dai confronti fatti precedentemente nella valutazione della correlazione, risulta evidente che il pitching permette di ottenere un leggero aumento della correlazione in tutti i parametri considerati, specialmente nel caso di quello più critico su cui è stata spesa maggior attenzione in questo lavoro, ossia lo schiacciamento torace.

Proprio per questo motivo, il seguente lavoro di tesi è proseguito con lo svolgimento di alcuni test in slitta con pitching, con scopo di analizzare diversi tipi di sistemi di ritenuta e trovare quello che riesce a minimizzare quanto più possibile lo schiacciamento torace, e fare in modo che i valori relativi a questo parametro rientrino nei corridoi imposti dalla normativa EuroNCAP.

Nella pianificazione di questi test è stata realizzata una *test matrix* di prova, in cui sono stati inseriti tutti i dettagli riguardanti le singole prove e in particolare le caratteristiche degli elementi utilizzati, ossia:

- Cintura
- Piantone volante
- Airbag
- Sedile
- Plancia

Di questi elementi elencati, gli unici che non cambiano sono il sedile e la plancia in quanto si fa riferimento ad un'unica vettura che è quella in via di sviluppo utilizzata nel full scale, per cui sono già stati stabiliti i tipi di sedile e la plancia.

Nella *test matrix* vengono inoltre inserite informazioni riguardo ad alcuni parametri che interessano la slitta, come PULSE e tempi di sparo (TTF). I valori reali di questi parametri non vengono mostrati per motivi di segretezza voluti dal costruttore.

Nel dettaglio, le prove fatte sono state tre a cui si aggiunge quella per la valutazione della correlazione che verrà utilizzata come riferimento nell'analisi biomeccanica, in quanto la correlazione con il full scale è stata ampiamente discussa e verificata nello studio fatto precedentemente.

Prova	Tipo	Colonna sterzo	Cintura di sicurezza	Airbag (DAB)
Rif.	ST pitching (corr)	Collassabile Standard	Carico costante su spalla	Airbag tipo 1 alta rigidezza
1	ST pitching	Collassabile Standard Carico collasso (-35%)	Carico costante su spalla + DLT	Airbag tipo 1 bassa rigidezza
2	ST pitching	Collassabile Standard Carico collasso (-35%)	Carico costante su spalla + DLT	Airbag tipo 2 bassa rigidezza
3	ST pitching	Collassabile Standard Carico collasso (-35%)	Carico costante su spalla ridotto del 15% + DLT	Airbag tipo 2 media rigidezza

*Tabella 4.13: Test matrix delle prove su slitta*

Nella prima prova di slitta è stata operata una modifica al piantone volante, andando a diminuire le forze di collasso del 35%. Inoltre, è stata testata una cintura di sicurezza con limitatore di carico diminuito con l'obiettivo di minimizzare la sua azione sulle costole, e un airbag avente bassa rigidezza in modo da esercitare minore pressione sul torace.

Nella seconda prova rimangono invariati la tipologia di colonna sterzo e la cintura di sicurezza, mentre l'airbag analizzato in questo caso è sempre a bassa rigidezza ma di diverso tipo rispetto a quello della precedente prova. In questa fase, avendo trovato un tipo di cintura che agisce con minore influenza sulle costole, si è deciso di utilizzare un'altra tipologia di airbag per capire se l'azione di entrambi questi sistemi avrebbe portato a dei miglioramenti in termini di schiacciamento rispetto al primo test.

Nell'ultimo test in slitta rimane invariata la modifica fatta al piantone, e viene utilizzata una cintura con limitatore di carico diminuito ulteriormente rispetto alle precedenti. Il tipo di airbag utilizzato in questa prova rimane il secondo, con la sola differenza che nel seguente caso ne viene scelto uno con rigidezza di poco superiore a quello utilizzato nella seconda prova.

Dopo aver realizzato la matrice di prova con i vari elementi da testare, si passa alla prova vera e propria: il primo passaggio riguarda la riproduzione del PULSE della prova fatta in pista (full scale).

Nel caso in cui la prova da fare è, come in questo caso un test di slitta con pitching, la riproduzione del PULSE è un po' più complessa rispetto ad un normale test senza pitching. Il software che comanda l'impianto di slitta, nel caso di test con pitching, richiede tre parametri in ingresso che bisogna ricavare da un'analisi fotometrica sulla prova full scale. (34)



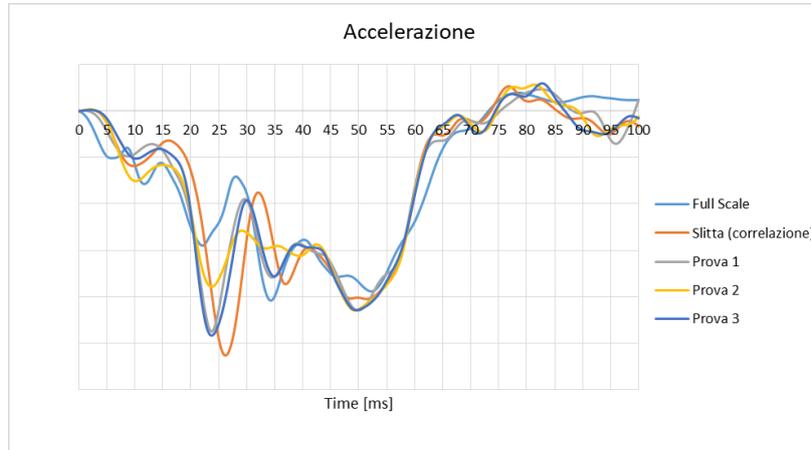
*Figura 4.31: Esempio diagramma dati di inclinazione raccolti mediante analisi video di una prova (34)*

In dettaglio, i parametri obbligatori da inserire nel software sono i seguenti:

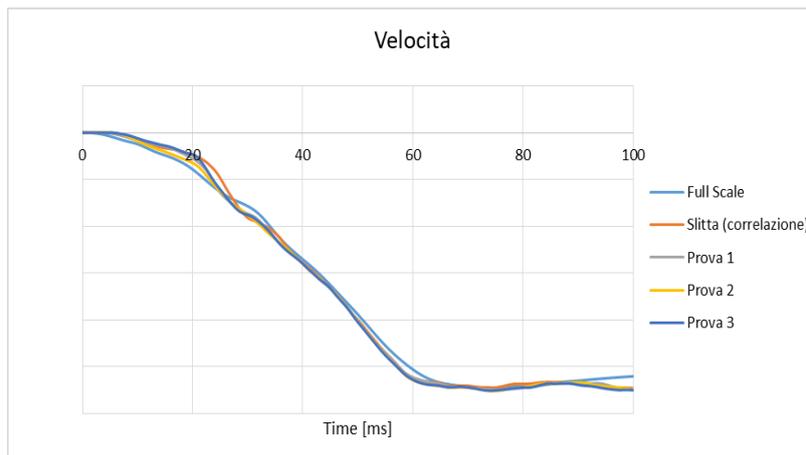
- **$x(t)$** : la posizione X rispetto al tempo espressa in mm, di un target fotografico sul veicolo barriera selezionato dall'operatore. Questo target diventerà il punto di riferimento che definisce il movimento di inclinazione. Si può utilizzare un target fotografico qualsiasi come punto di input, ma si consiglia di utilizzare un target con spostamento locale minimo rispetto alle altre parti del veicolo d'interesse. In altre parole, per essere validi i target devono subire un movimento rappresentativo delle zone d'interesse.
- **$z(t)$** : la posizione Z rispetto al tempo espressa in mm, dello stesso target fotografico utilizzato per i dati di posizione X sul veicolo barriera.
- **$\theta(t)$** : l'angolo dall'orizzontale rispetto al tempo espresso in gradi, di due target fotografici sul veicolo barriera. Dalla Figura 4.31 è possibile notare che questo parametro rappresenta l'angolo di inclinazione del veicolo durante la prova.

Una volta raccolti, questi dati vengono inseriti in un foglio di calcolo formattato in modo compatibile al software di controllo inclinazione. Prima dell'esportazione dei dati dal software fotometrico, bisogna impostare l'istante iniziale  $t = t_0$  del file di dati in modo corrispondente al primo istante in cui il veicolo colpisce la barriera.

Il file contenente tutti i dati viene salvato in formato CSV e dato in input al software di comando della slitta, che lo elabora e ne riproduce il PULSE e la velocità. La riproducibilità del PULSE risulta essere accettabile, mentre vediamo che gli andamenti di velocità vengono ben riprodotti.



**Figura 4.32: Confronto curve di accelerazione prodotte dalla slitta nelle diverse prove con accelerazione rilevata in FS**

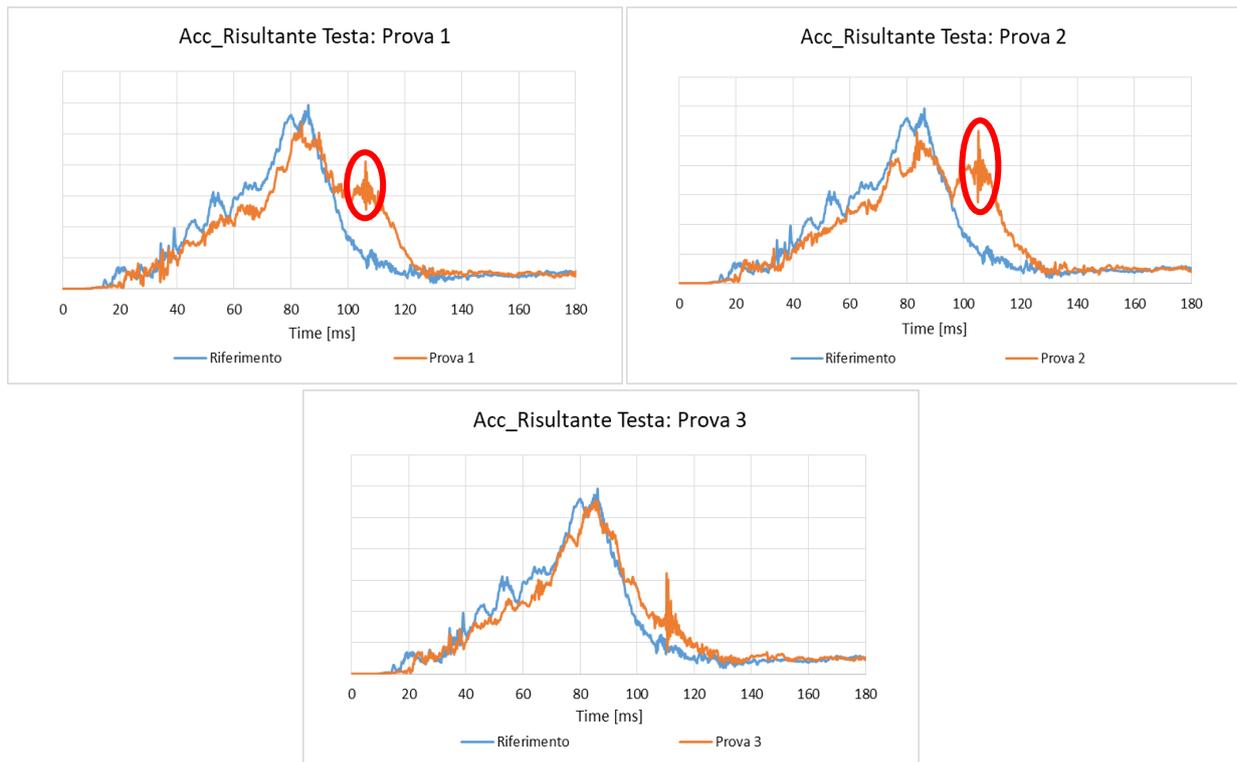


**Figura 4.33: Confronto curve di velocità prodotte dalla slitta nelle diverse prove con velocità rilevata in FS**

L'analisi biomeccanica condotta in questi tre test è basata sui parametri tenuti in considerazione finora, in particolar modo su quello che riguarda lo schiacciamento torace, il cui obiettivo rimane la minimizzazione rispetto a ciò che è stato osservato nel test svolto in pista.

### 4.3.1 Accelerazione testa

Vengono di seguito riportati gli andamenti delle risultati di accelerazione testa registrati nelle tre prove, confrontate con quella relativa al test di slitta di correlazione con pitching.



**Figura 4.34: Curve accelerazione risultante testa ottenute dalle tre prove e confronto con la curva di riferimento**

Si vede subito che rispetto alla curva di riferimento, le tre curve arancioni risultano essere shiftate leggermente in avanti: ciò è dovuto sia al tempo di attivazione dei sistemi di ritenuta, sia al contatto della testa con l'airbag. In tutte e tre le prove effettuate le cinture di sicurezza si attivano in un istante di tempo compreso tra 12 e 18ms, mentre nella prova di correlazione in slitta i tempi di attivazione sono uguali a quelli che si avevano nel full scale e leggermente minori, tra 8 e 14ms.

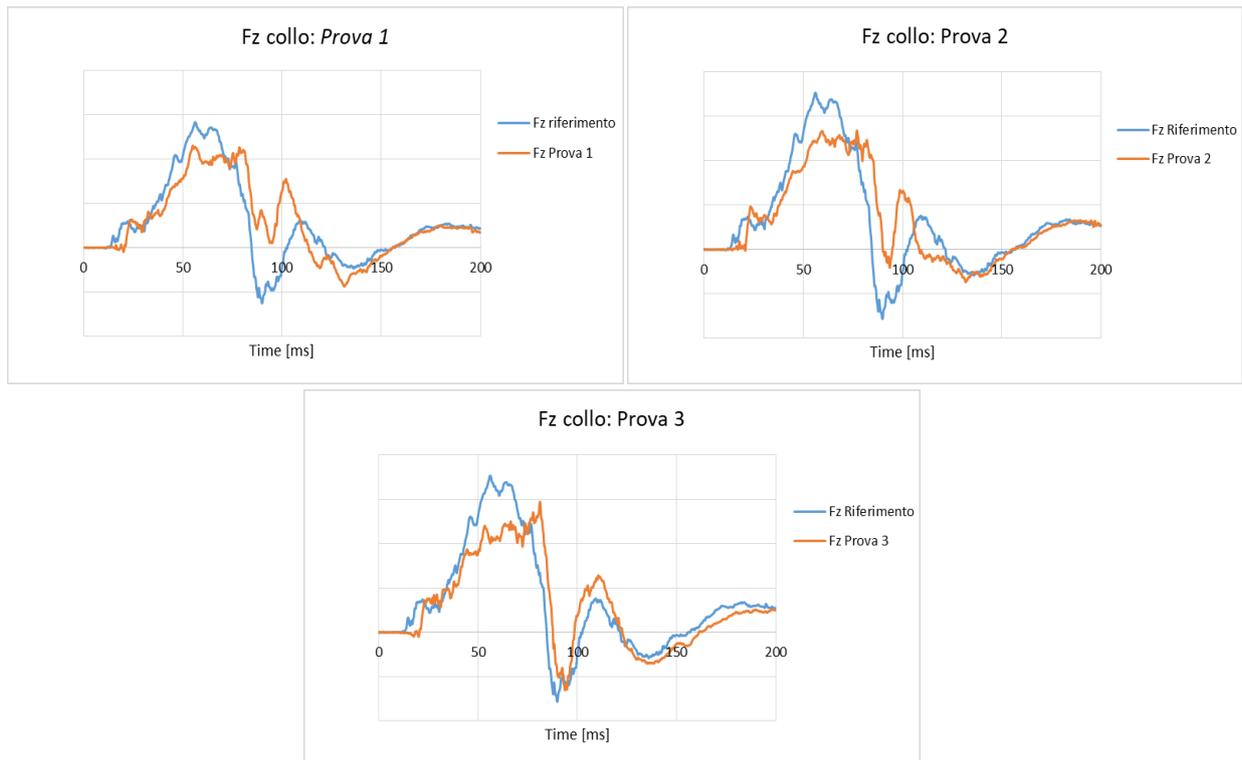
Per quanto riguarda il contatto tra testa e airbag, mediante analisi video è stato possibile verificare che il contatto avviene intorno a 54ms. Inoltre, nella prima e nella seconda prova è stato registrato bottoming-out della testa: è possibile osservare che attorno ai 100ms vengono rilevati dei picchi di accelerazione (cerchiati in rosso), segno che la testa del manichino è venuta a contatto con un oggetto rigido. Un picco simile a questi visti è presente anche nella terza prova, ma in questo caso è stato possibile stabilire, mediante l'analisi del segnale e i criteri stabiliti da EuroNCAP, che non si tratta di bottoming-out; infatti, esso è ritenuto non significativo ai fini dell'analisi biomeccanica.

A livello di risultati, è possibile dire che la terza prova risulta essere quella andata meglio per quanto riguarda questa regione anatomica in quanto si registrano delle percentuali di accelerazioni minori rispetto a quelle riscontrate nella curva di riferimento, e soprattutto perché a differenza delle prime due prove in questa non si verifica bottoming-out.

### 4.3.2 Forze e momenti agenti sul collo

Nel considerare come regione anatomica il collo, è stato precedentemente detto che i contributi in termini di forze e momenti di interesse sono: la forza agente in direzione z di trazione/compressione, e il momento lungo y, che rappresenta il movimento del collo in avanti.

Partendo dalle forze, vengono di seguito rappresentati i risultati ottenuti nelle quattro prove di slitta, poste sempre a confronto con il riferimento dato dal test di correlazione effettuato su slitta con l'utilizzo del pitching.

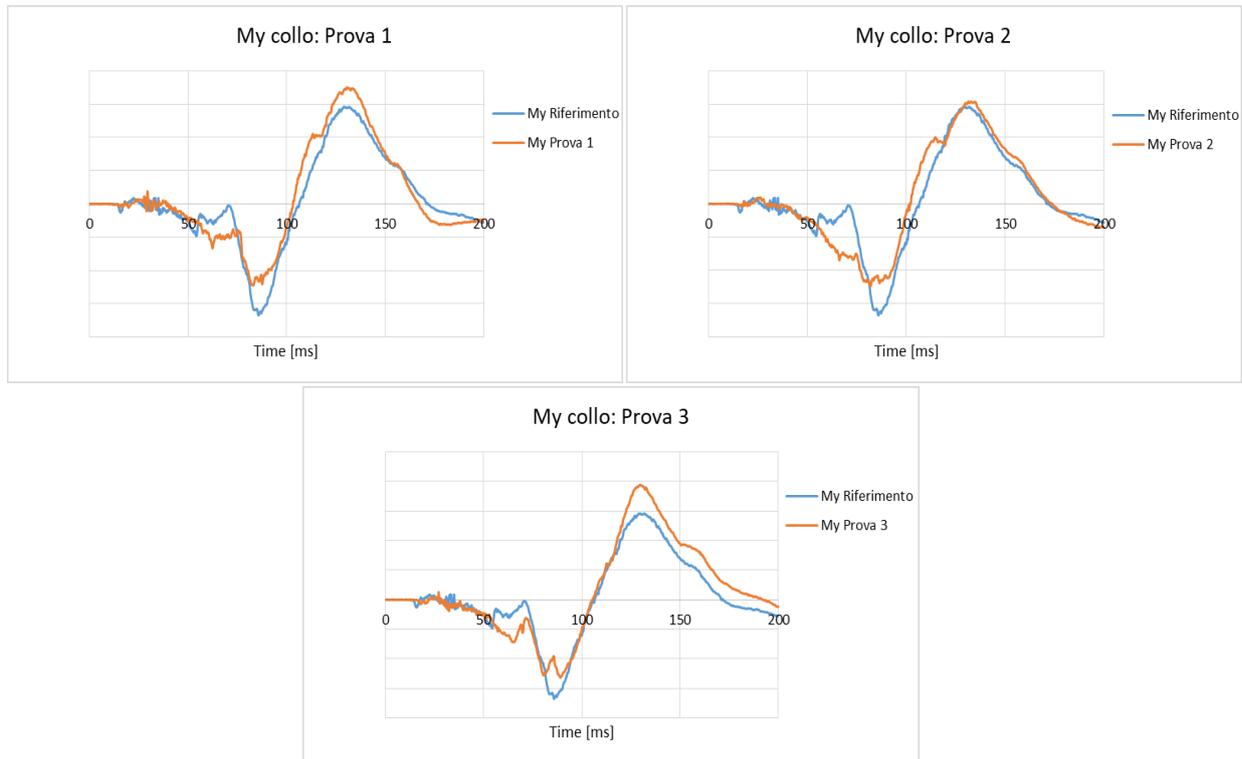


**Figura 4.35: Curve forza agente su collo ottenute nelle tre prove confrontate con la curva di riferimento**

Il sensore inizia a rilevare il segnale di forza sin dal momento in cui si attivano i sistemi di ritenuta, poiché avverte qualche sollecitazione a livello del collo.

Anche in questo caso, l'influenza dei sistemi di ritenuta è rilevante: in tutte e tre le prove l'utilizzo di cinture e airbag con poca rigidità permette una maggiore escursione del collo, e una riduzione della forza massima agente su di esso che è possibile osservare dal confronto con la prova di riferimento. Sul collo agisce inizialmente una forza di trazione che lo porta in avanti, e una volta arrivato al contatto massimo con l'airbag, attorno agli 80ms, questa diminuisce poiché esso tende a ritrarsi nella posizione opposta.

Di seguito vengono riportati i grafici con le curve relative al momento agente lungo la direzione y nelle tre prove effettuate.



**Figura 4.36: Curve momento collo ottenute nelle tre prove confrontate con la curva di riferimento**

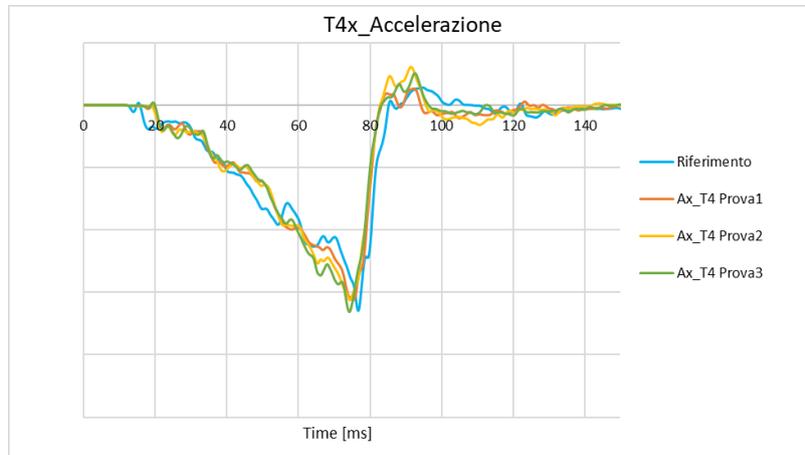
Il momento lungo la direzione y è indicativo di quanto il mento del manichino si sposta dalla sua posizione iniziale verso lo sterno. Rendendo meno rigidi i sistemi di ritenuta questo fenomeno viene accentuato.

Nel momento in cui la testa viene a contatto con l'airbag, la parte superiore del collo si flette in verso opposto a quello di movimento: per questo motivo, nel momento in cui si attivano i sistemi di ritenuta, il momento flettente registrato è negativo e rimane su valori negativi fino a quando il contatto tra testa e airbag è massimo. Intorno ai 100ms, raggiunto il punto massimo di contatto con l'airbag, la parte superiore del collo inizia a flettersi in avanti, per cui è possibile osservare che il momento passa a valori positivi.

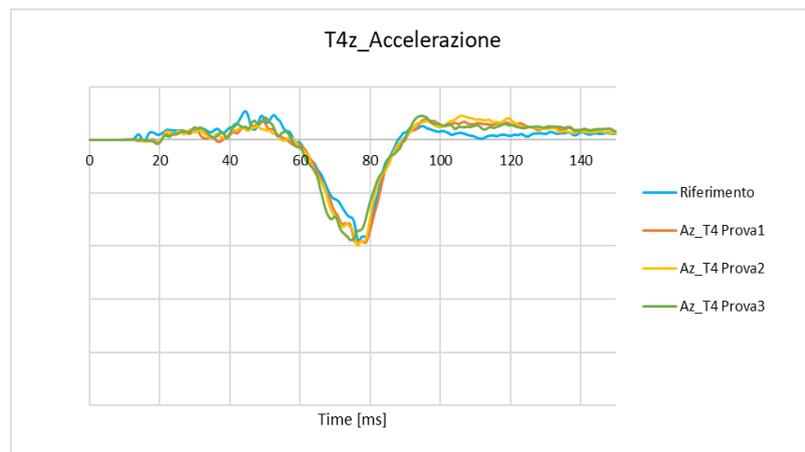
La seconda prova risulta essere quella che riesce, anche se leggermente, a limitare il momento flettente della parte del collo superiore, e mantenerlo sui valori registrati nel test di correlazione in slitta.

### 4.3.3 Accelerazione torace

L'accelerometro triassiale posto a livello T4 della spina del manichino permette di rilevare l'accelerazione assunta dal torace durante l'impatto.



**Figura 4.37:** Curve accelerazione torace ottenute nelle tre prove confrontate con la prova di riferimento: asse x



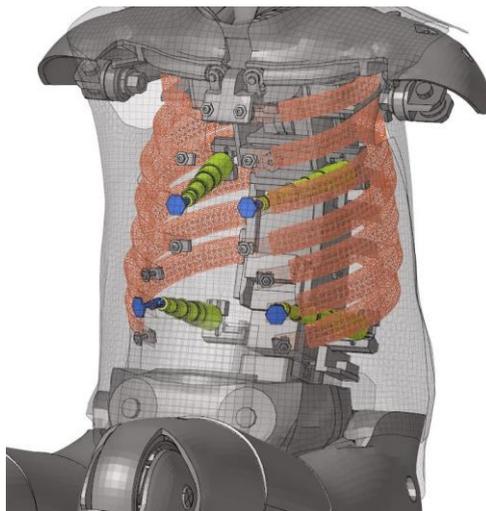
**Figura 4.38:** Curve accelerazione torace ottenute nelle tre prove confrontate con la prova di riferimento: asse z

In entrambe le direzioni considerate x e z, non vi sono sostanziali differenze sull'andamento delle curve tra il full scale e la slitta. La differenza visibile sta nelle ampiezze dei segnali ricavati dalle diverse prove: in slitta sono stati testati sistemi di ritenuta diversi rispetto al full scale, che ricordiamo essere sistemi con poca rigidità.

#### 4.3.4 Schiacciamento torace

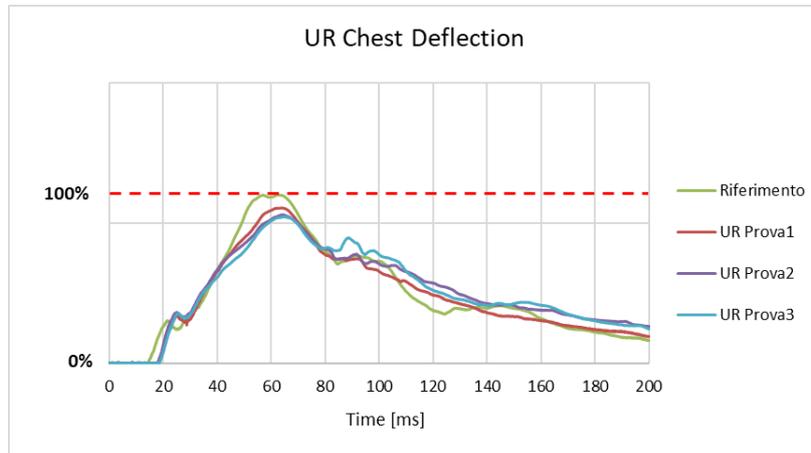
L'obiettivo principale di questi test che sono stati effettuati utilizzando il THOR, è stato quello di intervenire su un parametro dimostratosi particolarmente critico nelle prove su pista. Lo schiacciamento del torace che si verifica durante l'impatto frontale, è attualmente al centro di una serie di studi, in quanto sono diversi i test che confermano delle criticità riguardo a questo parametro. Il THOR essendo un manichino con elevato grado di biofedeltà, da conferma del fatto che questa sia una grandezza da tenere sotto controllo. I test full scale fatti con questo manichino hanno evidenziato situazioni in cui lo schiacciamento eccede i limiti imposti dai criteri di valutazione forniti da EuroNCAP. Proprio per questo motivo le diverse case automobilistiche, in ottica 2020, stanno effettuando diversi test con THOR in modo da riuscire a far rientrare questo parametro nei corridoi di valutazione imposti.

Come ampiamente discusso nel Capitolo 3, per la misura dello schiacciamento delle costole sono presenti all'interno del torace del THOR quattro IR-TRACC, due posti nella parte superiore e due nella parte inferiore.

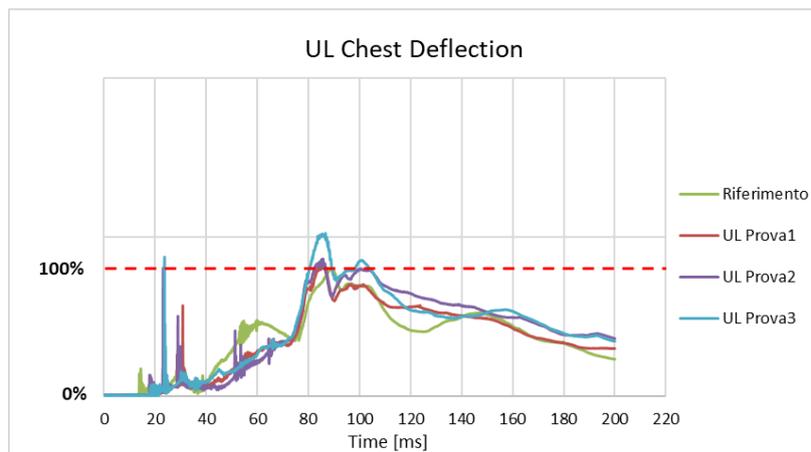


*Figura 4.39: Torace del THOR con IR-TRACC visibili*

Nello studio della correlazione si è visto che lo schiacciamento torace risulta essere molto correlato al full scale nel momento in cui si considera il sistema con pitching montato. Partendo dalla parte superiore del torace, sono state messe a confronto le curve di schiacciamento ottenute nelle tre prove con quella ottenuta nel test in slitta per la verifica della correlazione che costituisce il riferimento.

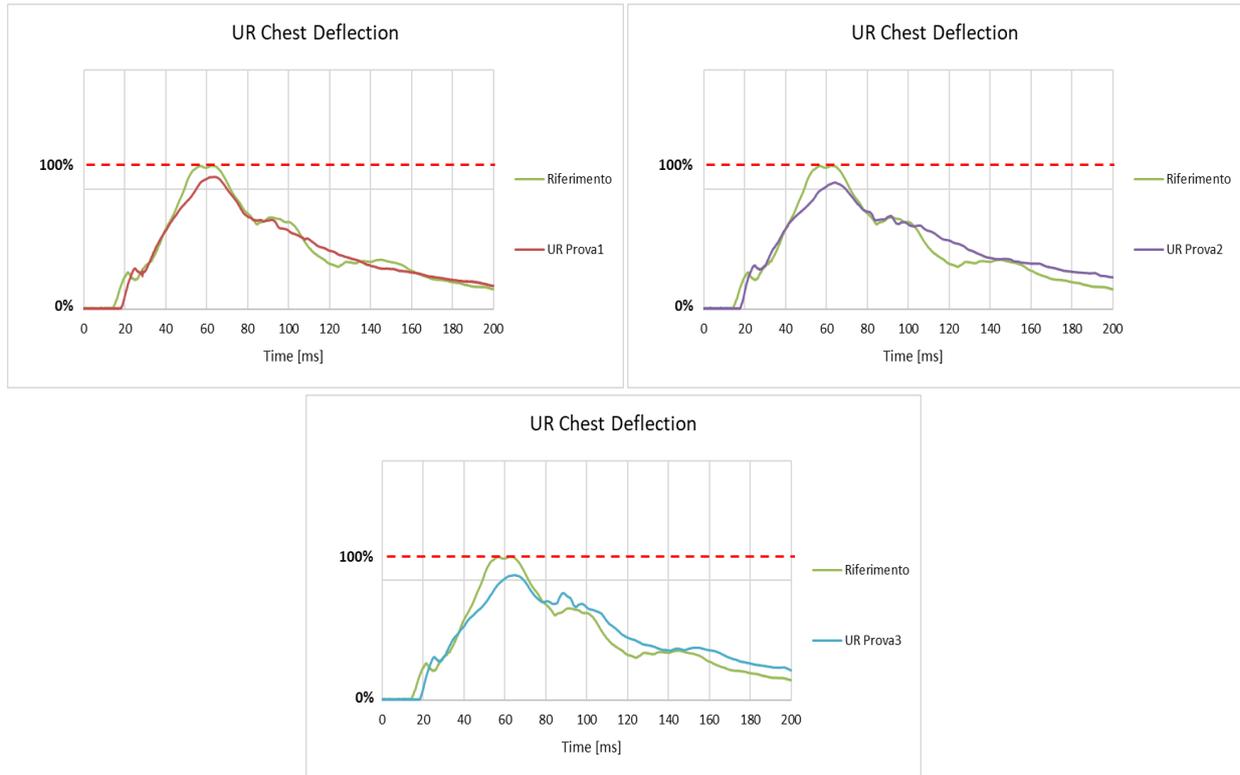


**Figura 4.40: Schiacciamento Upper Right registrato nelle tre prove**



**Figura 4.41: Schiacciamento Upper Left registrato nelle tre prove**

L'obiettivo posto in essere in questa fase è quello di ottenere, mediante l'analisi di diversi sistemi di ritenuta, delle percentuali più basse rispetto al massimo schiacciamento ottenuto nel full scale, in modo da rientrare nei range imposti dai criteri di valutazione forniti da EuroNCAP. Nell'analisi biomeccanica effettuata su questo parametro, il segnale di riferimento rappresenta il 100% di schiacciamento raggiunto ed i successivi andamenti vengono posti a confronto con questo massimo e valutati rispetto ad esso.



**Figura 4.42: Upper Right chest deflection - confronti delle singole prove con riferimento**

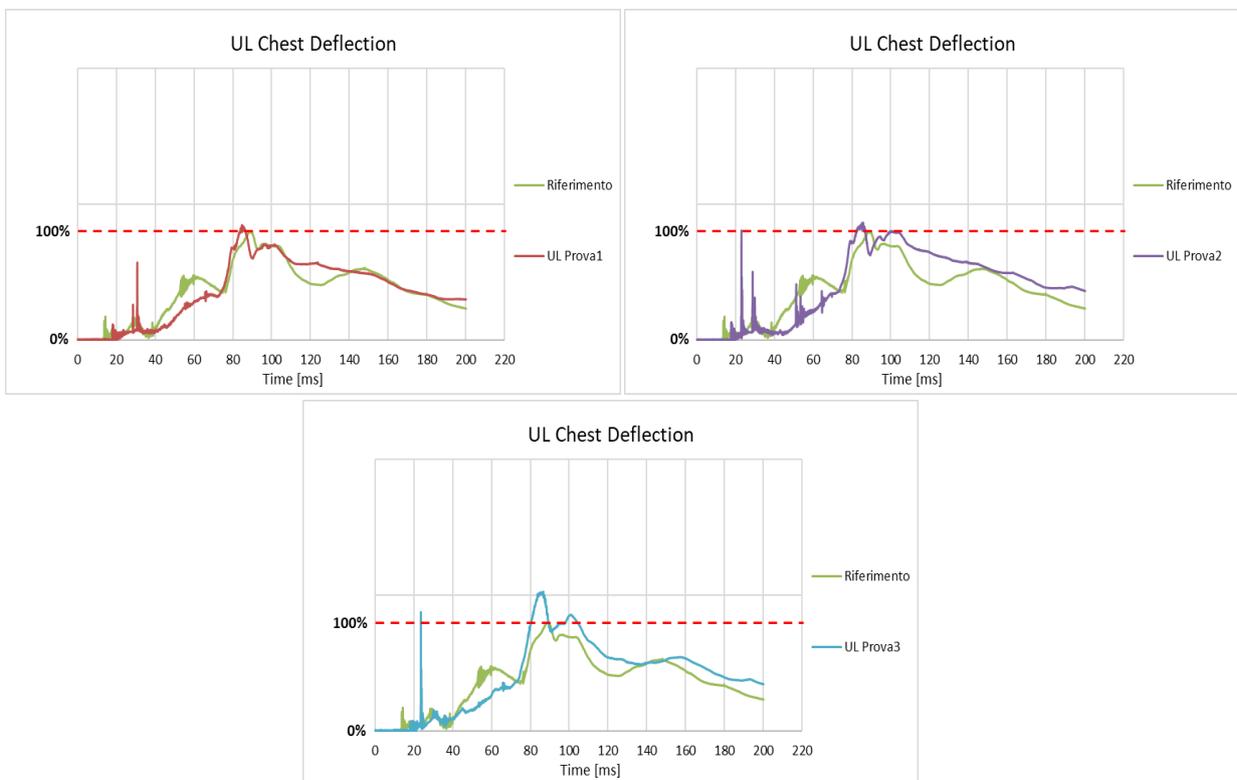
Nella prima prova si osserva già un netto miglioramento, dovuto alla presenza di un airbag con rigidità bassa, quindi più morbido. Altro contributo è dato dalla cintura di sicurezza che rispetto a quella utilizzata nella prova full scale presenta un limitatore di carico diminuito, permettendo maggiore avanzamento del manichino durante l'urto e quindi minor pressione sul torace. Inoltre, la modifica operata sul piantone in cui le forze di collasso sono state diminuite del 35%, da un buon contributo nella riduzione dello schiacciamento. Sapendo che il torace di questo manichino risulta essere più morbido rispetto a quello che caratterizzava il manichino precedente, qualsiasi forza che interviene su esso provoca una compressione. È quindi necessario in un caso del genere, andare ad ammorbidire l'intero sistema di ritenuta; oltre ad agire principalmente su cintura e airbag, si interviene anche sulla colonna sterzo in modo da dare più spazio al manichino nel suo movimento verso la plancia.

Nella seconda prova la situazione rimane invariata per quanto riguarda piantone e cintura di sicurezza, uguali a quelli visti nella prima prova: il piantone modificato e la cintura con limitatore di carico diminuito. La modifica sostanziale viene fatta sull'airbag: si rimane sempre su DAB<sup>15</sup> a bassa rigidità, ma la tipologia è completamente diversa rispetto a quella precedente. Osservando il grafico si nota soltanto una leggerissima diminuzione rispetto alla prima prova, dovuta proprio all'utilizzo di un airbag di tipo diverso rispetto al precedente.

<sup>15</sup> **DAB:** Driver Air Bag

Nell'ultima prova in slitta rimane il piantone modificato e vengono cambiati tipo di airbag e cintura. La cintura di sicurezza ha un limitatore di carico diminuito ulteriormente rispetto a prima, e l'airbag utilizzato risulta essere della stessa tipologia di quello impiegato nella seconda prova, ma con media rigidezza. In questo caso è stato possibile notare una ulteriore, ma minima, diminuzione dello schiacciamento nella parte superiore destra, favorita da questa combinazione.

Delle tre prove effettuate, quella che da miglior riscontro sul Upper Right è l'ultima, poiché dai risultati si vede che il valore di schiacciamento minore lo si registra in essa. Ma se da un lato la prova di diversi sistemi di ritenuta ha permesso di ottenere dei miglioramenti per quanto riguarda lo schiacciamento nella parte superiore destra, peggiora quella che è la situazione nella parte sinistra del torace. Infatti, osservando la Figura 4.43 è possibile subito notare che i picchi di schiacciamento nella parte superiore sinistra nelle tre prove sono più pronunciati rispetto al massimo registrato in pista preso in riferimento.

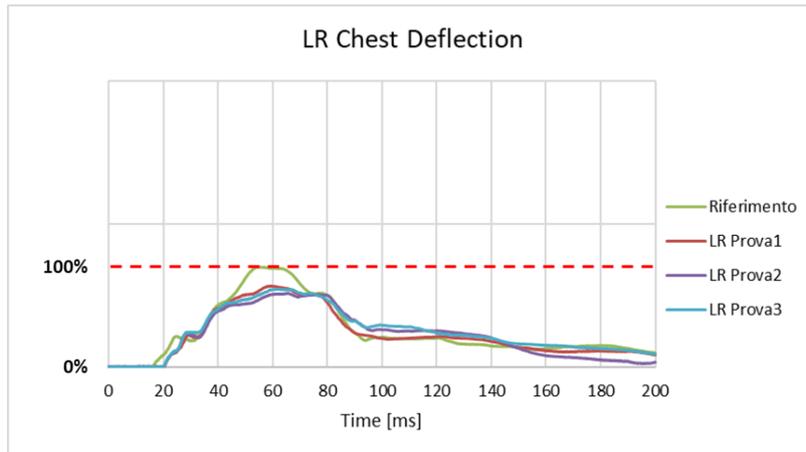


**Figura 4.43: Upper Left chest deflection - confronti delle singole prove con riferimento**

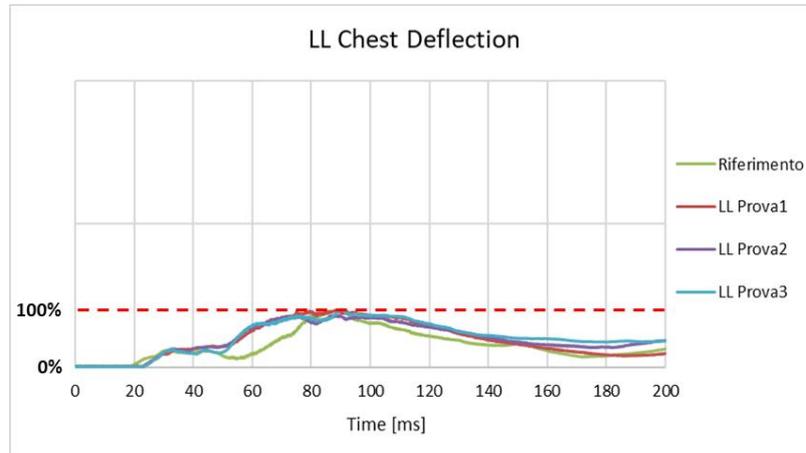
Dai singoli confronti si vede che nella terza prova, ossia quella in cui si è avuto miglior riscontro sul Upper Right, è aumentato lo schiacciamento nella parte sinistra. L'airbag testato in questa prova è detto "asimmetrico" e ciò significa che il suo dispiegamento, rispetto alla prima tipologia testata, è diverso. L'apertura di questo modello di airbag causa una pressione maggiore sulla parte sinistra del torace, facendo registrare una percentuale di schiacciamento superiore rispetto al riferimento.

Ciò non rappresenta però un particolare problema in quanto, secondo la valutazione fatta da EuroNCAP per le prove MPDB, i valori di schiacciamento rilevati rientrano nei limiti imposti dal protocollo.

Gli IR-TRACC posti nella parte inferiore del torace, a destra e sinistra, registrano schiacciamenti di minore intensità. I valori rilevati nella prova full scale rientravano già nei limiti imposti dal protocollo EuroNCAP, ma i test di slitta hanno dimostrato che l'utilizzo di diversi sistemi di ritenuta può portare a miglioramenti ulteriori, soprattutto nella parte destra del torace.



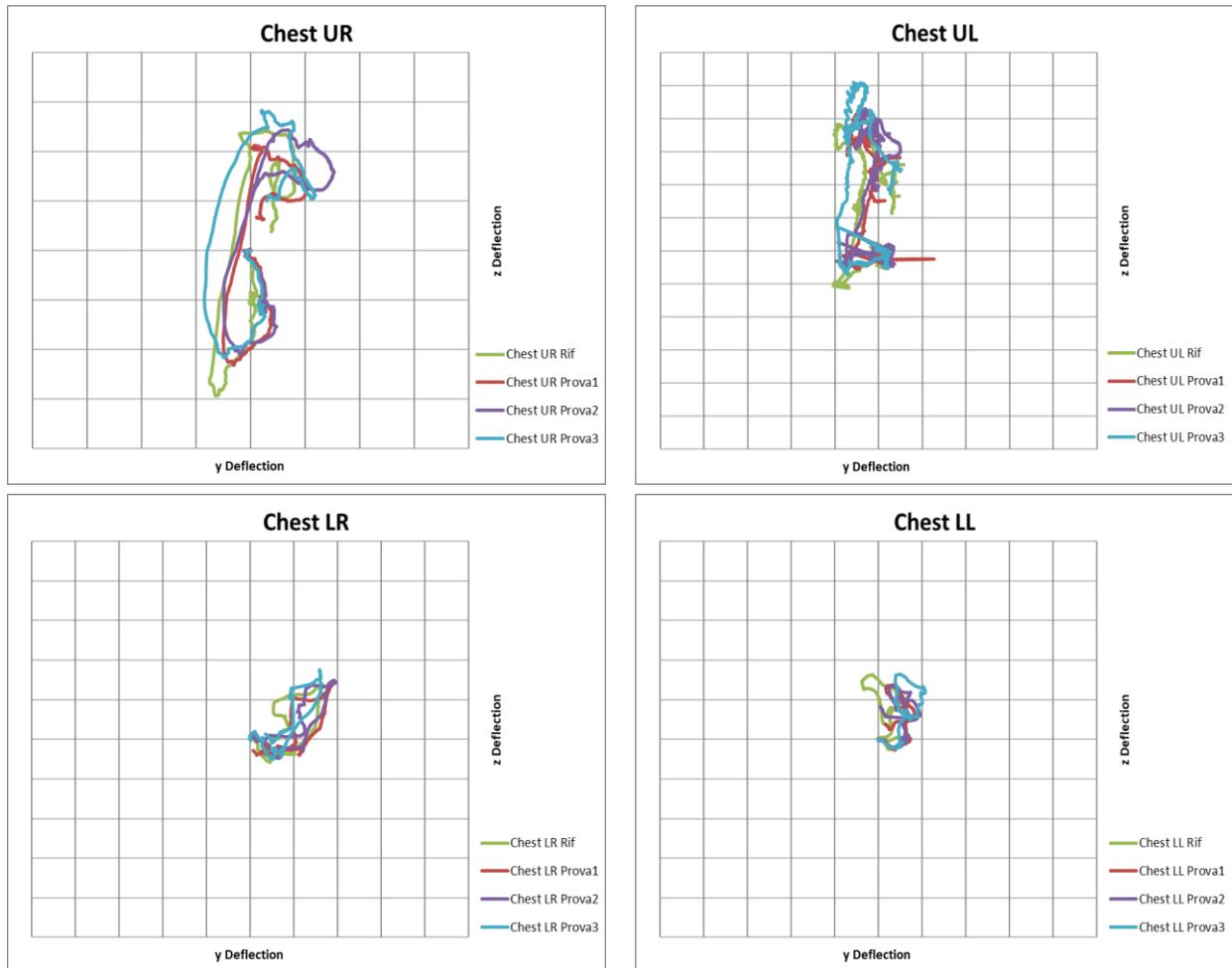
**Figura 4.44: Schiacciamento Lower Right registrato nelle tre prove**



**Figura 4.45: Schiacciamento Lower Left registrato nelle tre prove**

Gli IR-TRACC oltre a fornire una misura dello schiacciamento delle costole, danno anche indicazione di quello che è il loro movimento durante l'impatto. In Figura 1.37 viene mostrato il funzionamento del IR-TRACC e si vede che oltre alla compressione lungo l'asse radiale, sono presenti anche due componenti relative allo spostamento di cui una attorno all'asse y e un'altra attorno a z.

È necessario quindi, per operare una valutazione del movimento a cui le costole sono sottoposte, diagrammare quelli che sono gli spostamenti lungo y e z degli IR-TRACC.

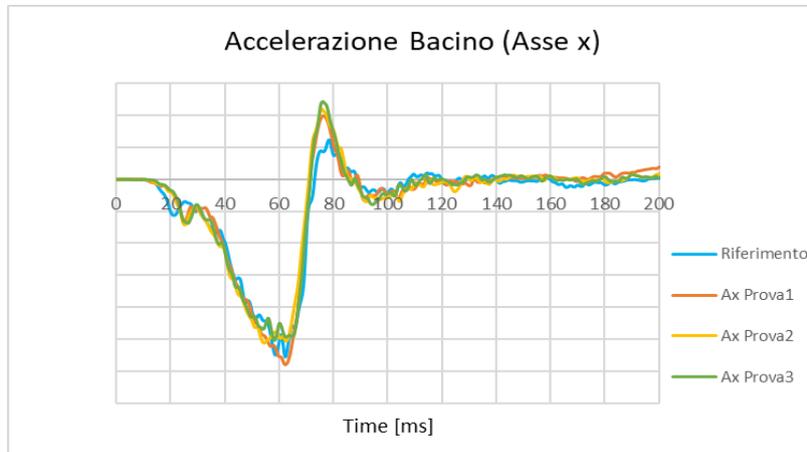


**Figura 4.46: Spostamento IR-TRACC nelle direzioni y e z**

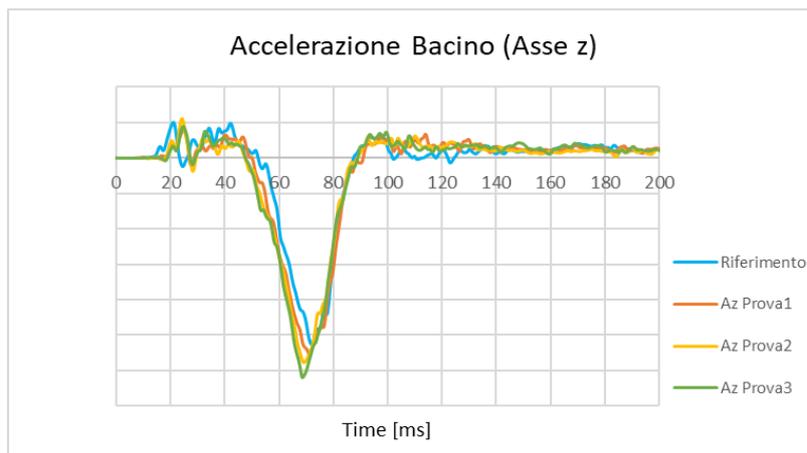
Continua ad essere elevato lo spostamento nella parte superiore del torace, in particolar modo l'Upper Right. Si vede che nella terza prova, ossia quella che dà risultati migliori per quanto riguarda lo schiacciamento, l'escursione del IR-TRACC nella parte superiore destra del torace è maggiore rispetto alla prova di riferimento soprattutto lungo y. Sul Upper Left, nella terza prova si registra maggiore movimento sia in y che in z. Gli IR-TRACC superiori sono quelli che lavorano maggiormente in quanto il contatto con cintura e airbag avviene soprattutto nella parte alta del torace, infatti guardando gli spostamenti rilevati nella parte inferiore si vede che essi risultano essere di minore intensità.

### 4.3.5 Accelerazione bacino

A livello del bacino le accelerazioni prese in considerazione nell'analisi biomeccanica hanno riguardato le direzioni x e z. Lungo la direzione x si va a valutare lo scivolamento del bacino in avanti, mentre lungo z lo schiacciamento del bacino sul sedile.



**Figura 4.47: Accelerazione bacino - asse x**

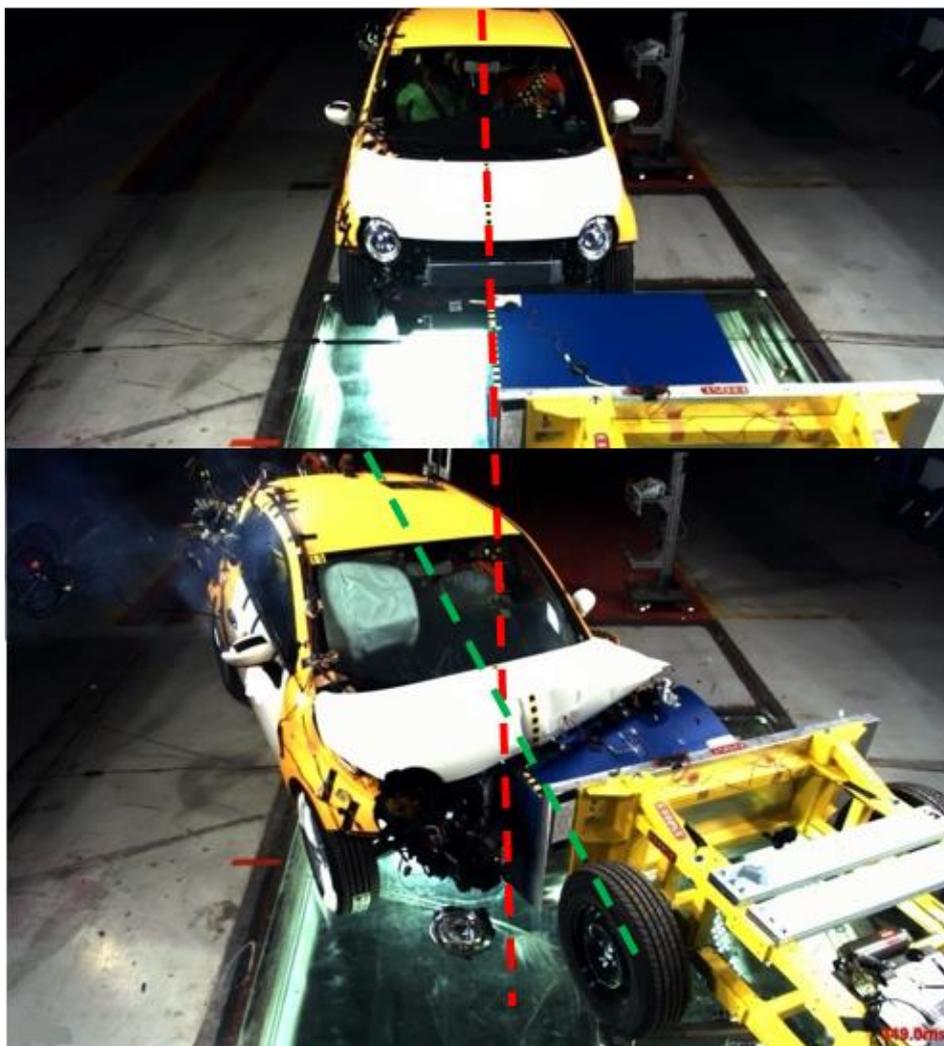


**Figura 4.48: Accelerazione bacino - asse z**

Lungo la direzione x le curve rilevate fanno vedere che il bacino è sottoposto inizialmente ad una decelerazione: esso infatti durante l'impatto tende a scivolare in avanti, per cui avrebbe una determinata accelerazione, ma l'intervento della cintura di sicurezza ne impedisce il movimento. Succede che nel momento in cui i sistemi di ritenuta si attivano, il ramo addominale della cintura di sicurezza si blocca per favorire subito il trattenimento del manichino; esso, va a premere sulle creste iliache opponendosi a quello che sarebbe il suo movimento in avanti. Dopo il picco di massima decelerazione, è possibile osservare una fase di *rebound* in cui il manichino si muove in senso opposto a quello dell'impatto. Il movimento del manichino verso il sedile nella parte di *rebound* causa di conseguenza un minimo spostamento del bacino in avanti, e l'accelerazione diventa quindi positiva.

Nell'analisi biomeccanica delle prove effettuate su slitta, la fase di *rebound* è stata ritenuta non significativa, in quanto essa potrebbe essere influenzata dalla slitta stessa. Nelle prove di slitta si considera significativo tutto ciò che rientra nella finestra temporale del PULSE: in riferimento alla Figura 4.32 la finestra presa in considerazione è quella compresa tra 0 e 75ms circa, in cui si osserva l'intera fase di decelerazione. Ciò che succede dopo che le curve attraversano l'asse orizzontale potrebbe essere influenzato da quello che è l'impianto frenante della slitta, per cui qualsiasi fenomeno presente dopo i 75ms viene valutato non significativo ai fini biomeccanici.

Oltre all'influenza data dalla slitta c'è anche un altro fenomeno da tenere in considerazione: nel full scale al momento dell'urto la vettura oltre ad impuntarsi contro la barriera deformabile, compie anche una rotazione l'ungo l'asse z.



*Figura 4.49: Rotazione della vettura nella prova full scale*

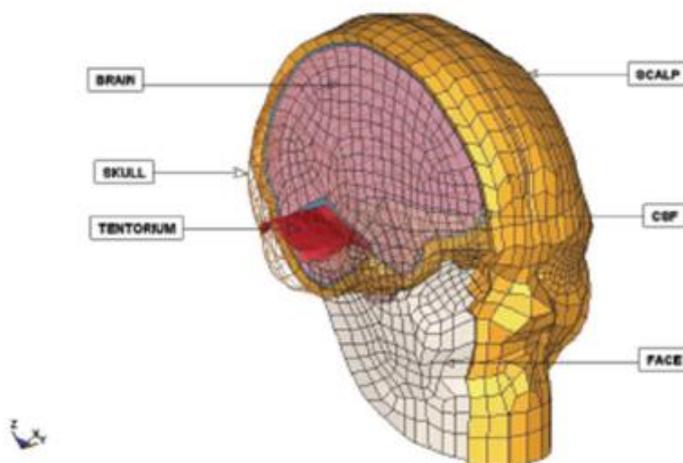
In Figura 4.49 sono riportati gli istanti iniziale e finale dell'urto: considerando il sistema di riferimento relativo alla vettura è visibile una netta rotazione lungo l'asse z. La slitta non riproduce questa rotazione che avviene conseguentemente all'urto, e quindi la non significatività della fase di *rebound* è dovuta in parte anche a questo particolare.

In Figura 4.48 sono invece rappresentate le curve di accelerazione registrate lungo l'asse z. L'accelerazione lungo questa direzione dà indicazione di quanto il bacino viene spinto sul sedile: mentre nel caso di accelerazione lungo x l'elemento fondamentale risulta essere il ramo addominale della cintura che trattiene il bacino e ne impedisce il movimento, in direzione z è importante il contributo dato dalla barra *anti-submarining* situata alla base del sedile che impedisce lo scivolamento del bacino verso avanti.

#### 4.4 SUFHEM: Studio preliminare e applicazione su alcune delle prove effettuate

Durante lo sviluppo del seguente lavoro di tesi al Centro Sicurezza, oltre all'analisi biomeccanica delle curve di accelerazione testa, è stato possibile utilizzare una versione di prova del software SUFEHM e testarla su alcune delle prove realizzate per gli studi fatti sul THOR.

SUFEHM (Strasbourg University FE Head Model) è la rappresentazione di un modello di testa umana con un criterio di lesione relativo alla testa dedicato appositamente e basato sulla simulazione di un trauma cranico reale.



*Figura 4.50: Modello SUFHEM*

EuroNCAP sta considerando l'uso del SUFEHM per predire lesioni che vanno da commozioni cerebrali a DAI (Diffuse Axonal Injuries) come complemento al HIC, già valutato nel *assessment protocol* da esso distribuito, ad arrivare fino a traumi di tipo SDH (Subdural Hematoma) ossia un versamento di sangue conseguente a un trauma cranico che va a localizzarsi nelle meningi.

Riguardo alla tipologia di urto considerata nel lavoro di tesi svolto, ossia l'urto MPDB con il THOR, il parametro relativo al SUFEHM nel protocollo di valutazione del rischio risulta essere ancora sotto osservazione da parte di EuroNCAP che attualmente non da nessuna informazione. Humanetics insieme all'ente tecnologico di sviluppo del software affiliato con l'università di Strasburgo, è il completo distributore del SUFEHM. Abbiamo già detto che il SUFEHM è lo stato dell'arte dettagliato di un modello di testa umana sviluppato dall'Università di Strasburgo, usato per predire le lesioni subite alla testa. Humanetics detiene i diritti di distributore esclusivo per la SUFEHM box e per il SUFEHM model dettagliato, abbinato ai diversi manichini. SUFEHM viene utilizzato principalmente nelle applicazioni automobilistiche per valutare la sicurezza degli incidenti stradali, ma è stato utilizzato anche in altre applicazioni, come la progettazione di caschi per applicazioni motociclistiche, biciclette o militari. È considerato come uno dei più grandi modelli di testa umana nel mondo.

Inoltre, Humanetics è in grado di offrire il modello SUFEHM della testa associato al FEM di un manichino. Ciò è particolarmente utile per valutare le condizioni in cui esiste un potenziale contatto forte della testa con l'ambiente circostante, con possibile rischio di frattura del cranio.

La SUFEHM box è un'applicazione desktop che esegue internamente il modello ed è basata sulle accelerazioni lineari e rotazionali, oppure su velocità lineari e angolari, che vengono date in input dall'utente. In aggiunta al calcolo tradizionale dei criteri di lesione della testa come HIC e BrIC, SUFEHM box eseguirà internamente il modello ad elementi finiti della testa e processerà i risultati al fine di calcolare un avanzato Head Injury Criterion (HIC).

Il suo funzionamento è affiancato da alcuni codici di calcolo agli elementi finiti che consentono di effettuare simulazioni di numerosi fenomeni fisici altamente non lineari propri del mondo reale, quindi anche riguardanti il settore automobilistico e la sicurezza dell'occupante. Il primo codice usato per lo sviluppo del SUFEHM fu Radioss, e di recente sono state fatte le traduzioni per i due codici che vengono utilizzati principalmente, ossia LS-DYNA e Pam-Crash.

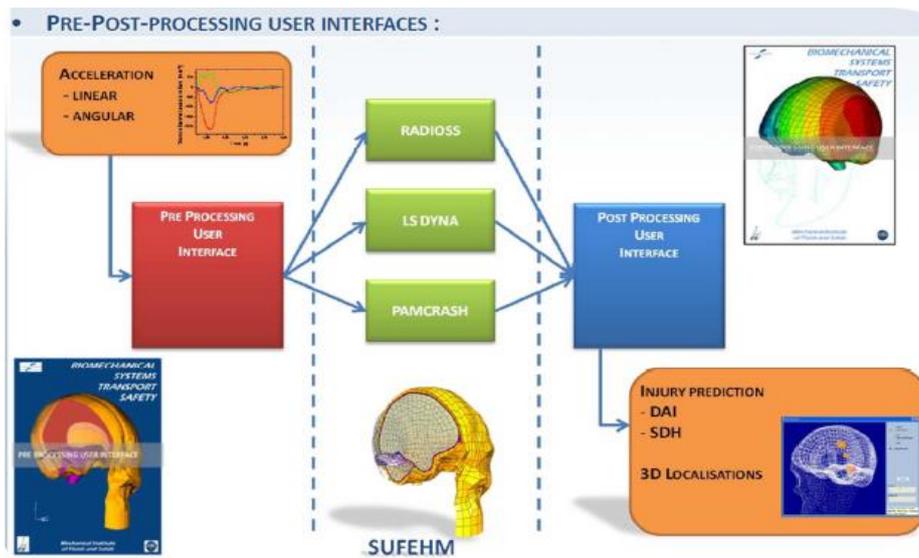


Figura 4.51: Schema Pre-Post Processing dell'interfaccia utente

Durante il lavoro svolto al Centro Sicurezza è stato possibile ottenere da Humanetics una versione di prova di SUFEHM box per qualche giorno che ha permesso di effettuare una ulteriore analisi su alcuni dei test effettuati con il THOR che hanno riguardato lo studio fatto. Per motivi di riservatezza del costruttore e di Humanetics non risulta possibile poter riportare le istantanee delle schermate del programma ottenute nell'analisi dei diversi test.

I test presi in considerazione e analizzati mediante SUFEHM box sono stati i seguenti:

- Test MPDB full scale
- Test MPDB su slitta effettuato per lo studio della correlazione
- Test MPDB su slitta che ha dato migliori risultati

Da ognuno di questi sono state selezionate le curve di velocità lineare e angolare lungo le tre direzioni e date in input al programma. Il passo successivo è l'inizio della simulazione che viene eseguita con il supporto del software di calcolo LS-DYNA. Una volta finita la simulazione, l'interfaccia grafica di SUFEHM box mostra i risultati in termini di stress Von Mises massimo espresso in kPa in funzione della percentuale del rischio di lesione. Da ciò il software ricava la percentuale di rischio su scala AIS, associando ad essa un colore specifico; i range in percentuale con i diversi colori già impostati di default sul software e utilizzati per l'analisi sono i seguenti:



*Figura 4.52: Scala dei colori e relativi intervalli di rischio in percentuale*

L'analisi dei test precedentemente elencati fatta mediante il SUFEHM è risultata positiva: la prova full scale ha fatto registrare il 10% di rischio a livello neurologico, e la stessa percentuale è stata ottenuta nel test di correlazione fatto su slitta. L'ultimo test, ossia quello che ha mostrato i risultati migliori dal punto di vista biomeccanico, ha registrato il 7% di rischio affermandosi positivamente anche in questo tipo di analisi.

Come detto anche precedentemente, EuroNCAP non ha ancora rilasciato nessun riferimento in merito al SUFEHM, quindi i risultati ottenuti vengono ritenuti positivi rispetto ai range riportati in Figura 4.52, stabiliti a seguito di alcuni studi condotti dagli sviluppatori del software.

## **5. Conclusioni e sviluppi futuri**

Nel capitolo seguente verranno tratte le conclusioni sui dati sperimentali ottenuti e successivamente verranno esposti quelli che sono i possibili sviluppi futuri che riguardano il lavoro di tesi svolto.

### **5.1 Conclusioni**

L'analisi biomeccanica del THOR realizzata in questo lavoro di tesi si colloca in una fase preliminare degli studi svolti su questo innovativo ATD, in prospettiva del suo prossimo impiego nelle prove di rating a partire da Gennaio 2020.

Attualmente sono ancora in corso numerosi test finalizzati allo studio e all'analisi di sistemi di ritenuta innovativi che riescano ad offrire un ulteriore miglioramento dello schiacciamento torace.

Sicuramente il lavoro di tesi svolto in questa fase ha avuto una finalità importante: mediante esso si è riusciti ad individuare la criticità di un parametro biomeccanico, e successivamente analizzare diversi sistemi al fine di ottenere dei miglioramenti.

Le elevate percentuali di schiacciamento torace ottenute nella prova in pista sono state successivamente abbassate mediante l'analisi in slitta di diversi sistemi di ritenuta. Nelle prove effettuate in slitta con pitching è stato possibile testare e, successivamente valutare, il funzionamento di cinture di sicurezza o airbag aventi caratteristiche diverse.

Anche lo studio della correlazione svolto nella parte centrale di questo progetto ha avuto fondamentale importanza poiché ha permesso di capire in quale percentuale il sistema di slitta riesce a riprodurre il fenomeno d'urto che avviene nella prova in pista.

Con le prove sperimentali effettuate si raggiunge un parziale miglioramento rispetto alla fase iniziale di utilizzo del THOR; l'obiettivo rimane tuttora quello di ottenere miglioramenti nella biomeccanica del manichino, possibili sicuramente grazie alla continua evoluzione e ai numerosi progetti di sistemi di ritenuta innovativi.

## 5.2 Sviluppi futuri

Un interessante sviluppo futuro nell'ambito di questo lavoro di tesi riguarda il concetto di guida autonoma. Attualmente questo tipo di tecnologia non ha riscontro sul mercato, ma viene testata in diverse parti del mondo con prototipi più o meno evoluti. Il sistema di guida autonoma è molto complesso e la sua precisione dal punto di vista hardware e software deve essere massima al fine di poter garantire la piena sicurezza di marcia, scongiurare collisioni, gestire situazioni di emergenza, anticipare le situazioni critiche.

Nel 2014 è stata elaborata dalla Society of Automotive Engineers (SAE) una scala adottata a livello globale, che classifica i livelli di automazione di un veicolo partendo dallo 0 per arrivare al livello 5, ovvero quello in cui la vettura è autonoma al 100% priva di volante e pedali.

Attualmente le auto moderne montano sistemi di cruise control attivo, ossia regolazione della velocità, e di mantenimento della traiettoria, attraverso i quali la vettura è in grado di mantenersi a distanza di sicurezza dai veicoli che la precedono. Sistemi di questo tipo si collocano al livello 2 della scala SAE, nella fascia detta di "automazione parziale", per distinguerli da sistemi di livello 5 appartenenti alla categoria di "automazione piena".

L'interesse da parte dei costruttori di manichini in merito a questo tema è elevato: l'idea prevista per una futura applicazione sarebbe quella di modificare il THOR e riuscire a testarlo in condizioni di guida autonoma, considerando posizioni del sedile molto diverse rispetto a quelle conosciute attualmente.

Garantire la sicurezza dell'occupante in un futuro autoveicolo con sistema di guida autonoma di livello 5, risulta essere un obiettivo che le diverse case automobilistiche e i costruttori di ATD hanno già iniziato a considerare. Si pensa infatti ad una ipotetica situazione in cui il soggetto è all'interno dell'auto, ha impostato la guida autonoma e si trova in una posizione diversa rispetto a quella che si considera attualmente, che lo vede seduto e con le mani poggiate sul volante.

# Bibliografia

- (1) ISTAT. *Incidenti stradali*. 2017.
- (2) Europe, United Nation Economic Commission. *UN ECE R94: Uniform provisions concerning the approval of vehicles with regard to the protection of the occupants in the event of a frontal collision*. Genf : s.n., 2013.
- (3) *UN ECE R137: Uniform provisions concerning the approval of passenger cars in the event of a frontal collision with focus on the restraint system*. Europe, United Nation Economic Commission. Ginevra : s.n., 2016.
- (4) *UN ECE R95: Uniform provisions concerning the approval of vehicles with regard to the protection of the occupants in the event of a lateral collision*. Europe, United Nation Economic Commission. Ginevra : s.n., 2014.
- (5) *UN ECE R135: Uniform provisions concerning the approval of vehicles with regard to their Pole Side Impact performance (PSI)*. Europe, United Nation Economic Commission. Ginevra : s.n., 2015.
- (6) ANFIA. Regolamentazione del settore Automotive. [Online] 15 Settembre 2015.  
[https://www.senato.it/application/xmanager/projects/leg17/attachments/documento\\_evento\\_proc](https://www.senato.it/application/xmanager/projects/leg17/attachments/documento_evento_proc).
- (7) HUMANETICS. *Crash Test Dummy history*. [Online] <http://www.humaneticsatd.com/about-us/dummy-history>.
- (8) *Frontal Impact Dummies*. [Online] <http://www.humaneticsatd.com/crash-test-dummies/frontal-impact>.
- (9) *THOR 50th Male (Metric)*. [Online] <http://www.humaneticsatd.com/crash-test-dummies/frontal-impact/thor-50m>.
- (10) *Side Impact Dummies*. [Online] <http://www.humaneticsatd.com/crash-test-dummies/side-impact>.
- (11) *WorldSID (50th Male) Side Impact*. [Online] <http://www.humaneticsatd.com/crash-test-dummies/side-impact/worldsid-50m>.
- (12) *Rear Impact Dummies*. [Online] <http://www.humaneticsatd.com/crash-test-dummies/rear-impact>.
- (13) *BioRID-II (50th Male) Rear Impact*. [Online] <http://www.humaneticsatd.com/crash-test-dummies/rear-impact/biorid-ii>.
- (14) *Q-Series Infant to Child*. [Online] <http://www.humaneticsatd.com/crash-test-dummies/children/q-series>.
- (15) EuroNCAP. [Online] <https://www.euroncap.com/it/sicurezza-dei-veicoli/la-valutazione-in-dettaglio/>.
- (16) *Sicurezza Occupanti adulti*. [Online] <https://www.euroncap.com/it/sicurezza-dei-veicoli/la-valutazione-in-dettaglio/sicurezza-degli-adulti/>.
- (17) [Online] <https://www.euroncap.com/it/sicurezza-dei-veicoli/la-valutazione-in-dettaglio/sicurezza-degli-adulti/test-frontale-su-tutta-la-larghezza/>.
- (18) [Online] <https://www.euroncap.com/it/sicurezza-dei-veicoli/la-valutazione-in-dettaglio/sicurezza-degli-adulti/impatto-laterale/>.

- (19) [Online] <https://www.euroncap.com/it/sicurezza-dei-veicoli/la-valutazione-in-dettaglio/sicurezza-degli-adulti/test-del-palo/>.
- (20) [Online] <https://www.euroncap.com/it/sicurezza-dei-veicoli/la-valutazione-in-dettaglio/sicurezza-degli-adulti/colpo-di-frusta/>.
- (21) [Online] <https://www.euroncap.com/it/sicurezza-dei-veicoli/la-valutazione-in-dettaglio/sicurezza-degli-adulti/aeb-urbano/>.
- (22) [Online] <https://www.euroncap.com/it/sicurezza-dei-veicoli/la-valutazione-in-dettaglio/sicurezza-dei-bambini/>.
- (23) [Online] <https://www.euroncap.com/it/sicurezza-dei-veicoli/la-valutazione-in-dettaglio/protezione-degli-utenti-vulnerabili-della-strada-vru/>.
- (24) [Online] <https://www.euroncap.com/it/sicurezza-dei-veicoli/la-valutazione-in-dettaglio/safety-assist/>.
- (25) *EuroNCAP 2025 Roadmap*. Lovanio : s.n., 2017.
- (26) *Technical Bulletin 022 - "Euro NCAP Mobile Progressive Deformable Barrier Face Specification"*. s.l. : EuroNCAP, 2018.
- (27) Volker, Sandner, Andreas, Ratzek. *MPDB-mobile offset progressive deformable barrier: a new approach to cover compatibility and offset testing*. 2015.
- (28) EuroNCAP. *MPDB FRONTAL IMPACT TESTING PROTOCOL*. s.l. : EuroNCAP, 2019.
- (29) HUMANETICS. *THOR-50M: User Manual*. s.l. : Humanetics, 2017.
- (30) *Development of thoracic injury risk functions for the THOR ATD*. Gerald S. Poplin, \*, Timothy L. McMurry, Jason L. Forman, Joseph Ash, Daniel P. Parent, Matthew J. Craig, Eric Song, Richard Kent, Greg Shaw, Jeff Crandall. s.l. : Elsevier, 2017.
- (31) *Improved Thoracic Injury Risk Functions for the THOR-M-50 developed in a new simulation-based Approach*. Andre Eggers, Marcus Wisch, Matthias Schießler, Bengt Pipkorn, Krystoffer Mroz, David Hynd. s.l. : Eggers, 2017.
- (32) EuroNCAP. *ASSESSMENT PROTOCOL – ADULT OCCUPANT PROTECTION*. 2019.
- (33) INTERNATIONAL, TASS. *MADYMO Obective Rating Help Manual*. 2017.
- (34) SEATTLE SAFETY. *Software di controllo inclinazione*. 2010.

