

POLITECNICO DI TORINO

Corso di Laurea Magistrale

in Ingegneria Meccanica

Tesi di Laurea Magistrale

Linee guida per la progettazione di un frontale di tram in ottica urto pedone



Relatore

Prof. Giovanni Belingardi

Candidato

Alessandra Zannella

Anno Accademico 2017/2018

| | |
|--|-----------|
| Introduzione ----- | 5 |
| Capitolo I ----- | 7 |
| <i>Descrizione del frontale di un tram</i> | 7 |
| 1 Introduzione----- | 7 |
| 2 Struttura del tram----- | 8 |
| 3 Sicurezza passiva del tram----- | 11 |
| 4 Descrizione delle parti costituenti la testata di un tram----- | 15 |
| 4.1 Telaio----- | 16 |
| 4.2 Cabina guida----- | 18 |
| 4.3 Maschera e pannelli----- | 20 |
| 4.4 Vetri----- | 23 |
| 4.5 Gruppo fari----- | 24 |
| 4.6 Tergicristallo----- | 24 |
| 5 Caratteristica geometrica della testata di un tram----- | 25 |
| 6 Bibliografia del capitolo----- | 34 |
| Capitolo II ----- | 35 |
| <i>Urto pedone</i> | 35 |
| 1 Introduzione----- | 35 |
| 2 Fattori che influenzano severità e distribuzione delle lesioni----- | 36 |
| 2.1 Profilo e rigidità del frontale di un veicolo----- | 37 |
| 2.2 Velocità del veicolo----- | 43 |
| 2.3 Caratteristiche fisiche del pedone----- | 44 |
| 2.4 Posizione del pedone al momento dell’impatto----- | 45 |
| 2.4.1 Orientamento del corpo relativamente al veicolo----- | 46 |
| 2.4.2 Posizione delle gambe----- | 47 |
| 2.4.3 Posizione delle braccia----- | 50 |
| 3 Distribuzione delle lesioni del pedone e loro classificazione----- | 50 |
| 3.1 Scale di lesione----- | 50 |
| 3.2 Lesioni determinate da collisione con veicoli LTV (SUV, van, light truck)----- | 52 |
| 3.3 Lesioni determinate da impatto contro veicoli con frontale quasi piatto----- | 52 |
| 4 Criteri di lesione----- | 57 |
| 4.1 Criteri di lesione della testa----- | 57 |
| 4.2 Criteri di lesione del collo----- | 66 |

| | | |
|---|---|------------|
| 4.3 | Criteri di lesione del torace ----- | 72 |
| 4.4 | Criteri di lesione dell'addome ----- | 77 |
| 4.5 | Criteri di lesione del bacino ----- | 78 |
| 4.6 | Criteri di lesione degli arti inferiori ----- | 81 |
| 5 | Biografia del capitolo ----- | 84 |
| Capitolo III----- | | 86 |
| <i>Modello per le simulazioni</i> | | 86 |
| 1 | Introduzione----- | 86 |
| 2 | Codice utilizzato per le simulazioni----- | 86 |
| 3 | Modelli della testata----- | 86 |
| 4 | Caratteristiche di contatto del modello della testata ----- | 89 |
| 4.1 | Caratteristica di contatto del parabrezza ----- | 93 |
| 4.2 | Caratteristica di contatto dei pannelli frontali della maschera ----- | 108 |
| 5 | Modello di manichino pedone ----- | 108 |
| 6 | Allestimento della simulazione di urto ----- | 117 |
| 6.1 | Posizione iniziale del manichino ----- | 117 |
| 6.2 | Accelerazione di gravità----- | 119 |
| 6.3 | Contatti pedone-frontale tram----- | 119 |
| 6.4 | Contatto pedone-suolo ----- | 119 |
| 6.5 | Velocità di impatto e rateo di decelerazione tram ----- | 120 |
| 7 | Criteri di lesione e parametri biomeccanici utilizzati----- | 120 |
| 8 | Bibliografia del capitolo----- | 121 |
| Capitolo IV ----- | | 122 |
| <i>Risultati simulazioni urti di primo impatto</i> | | 122 |
| 1 | Introduzione----- | 122 |
| 2 | Urti centrali ----- | 122 |
| 2.1 | Investimento a 10km/h ----- | 122 |
| 2.1.1 | Profili di tipo A ----- | 122 |
| 2.1.2 | Profili di tipo B ----- | 126 |
| 2.1.3 | Profili di tipo C ----- | 129 |
| 2.1.4 | Riepilogo e conclusioni investimento a 10km/h ----- | 129 |
| 2.2 | Investimento a 20km/h ----- | 132 |
| 2.2.1 | Profilo A----- | 132 |
| 2.2.2 | Profili B e profili C ----- | 135 |
| 2.2.3 | Riepilogo e conclusioni investimento a 20km/h ----- | 135 |
| 2.3 | Investimento a 30km/h ----- | 141 |

| | | |
|---|--|------------|
| 2.3.1 | Profili A----- | 141 |
| 2.3.2 | Profili B----- | 142 |
| 2.3.3 | Profili C----- | 142 |
| 2.3.4 | Riepilogo e conclusioni investimento a 30km/h----- | 149 |
| 2.4 | Riepilogo e conclusioni urti primo impatto contro pedone in posizione centrale | 150 |
| 3 | Urti laterali----- | 160 |
| 3.1 | Risultati confronto profilo XY piatto vs profilo XY curvo----- | 161 |
| 4 | Raccomandazioni generali----- | 167 |
| Capitolo V----- | | 169 |
| <i>Risultati simulazioni urti di secondo e terzo impatto</i> | | 169 |
| 1 | Introduzione----- | 169 |
| 1.1 | Urti centrali----- | 169 |
| 1.1.1 | Investimento a 10km/h----- | 170 |
| 1.1.2 | Investimento a 20km/h----- | 171 |
| 1.1.3 | Investimento a 30km/h----- | 174 |
| 1.2 | Urti laterali----- | 177 |
| 1.3 | Conclusioni urti secondo impatto----- | 177 |
| 1.4 | Raccomandazioni generali per urti di terzo impatto----- | 179 |
| 1.5 | Bibliografia----- | 181 |
| Conclusioni----- | | 182 |

Introduzione

L'idea alla base della presente tesi è maturata in seguito alla conoscenza dell'esistenza di un progetto denominato "Vision Zero".

"Vision Zero" è un progetto di sicurezza stradale avente lo scopo di azzerare il numero di morti e di feriti causati da incidenti. Nato in Svezia nel 1997 si è poi diffuso in altri paesi europei. Il principio etico su cui si fonda è che "la vita e la salute di ogni essere umano sono dei valori che non possono essere ridotti a dei meri bilanci costi-beneficio". Per raggiungere l'obiettivo prefissato ognuno è chiamato a fare la sua parte secondo un principio di responsabilità a carico di chi viaggia ma anche di chi gestisce strade e traffico e infine, di chi progetta e costruisce.

Le raccomandazioni di "Vision Zero" si applicano a tutti gli utenti e a tutti i tipi di veicoli che circolano su strada, anche a quelli che statisticamente non sono coinvolti in un numero elevato di incidenti come i tram. Tra i contenuti del progetto vi è la richiesta che tutti i veicoli, compresi i tram, presentino delle forme non aggressive nei confronti dei pedoni.

Anche se la filosofia "Vision Zero" è alla base del nuovo programma europeo di riduzione delle vittime da incidenti stradali, in ambito ferrotranviario nulla o poco è stato fatto per quanto riguarda la protezione pedone.

Allo stato attuale infatti i tram sono soggetti ad una unica normativa che regola il comportamento a crash, l'EN 15227, valida per tutti i mezzi rotabili. Essa va ad affiancare l'altra normativa fondamentale, l'EN 12663 che regola i requisiti strutturali della cassa e del telaio. Il rispetto di entrambe le norme fornisce garanzia di integrità strutturale e riduzione del rischio di lesione da parte dei passeggeri e del conducente del tram in caso di collisione. Interventi atti a limitare i danni subiti dagli occupanti degli altri veicoli coinvolti negli incidenti o dagli utenti più deboli della strada non sono previsti.

Scopo della presente tesi è quella di definire delle linee guida a supporto della progettazione del frontale di un tram al fine di mitigare le lesioni riportate dal pedone in caso di investimento a velocità comprese tra i 10 e i 30km/h.

Le poche statistiche a disposizione dimostrano infatti che questi tipi di incidenti, anche se non frequenti come quelli in campo automobilistico, determinano lesioni severe già a basse velocità.

Per raggiungere questo obiettivo si è reso necessario analizzare innanzitutto la struttura del frontale del tram, individuandone le caratteristiche da un punto di vista “crashworthiness” e definendo le zone di urto per un pedone 50 percentile maschio adulto.

Inoltre, poiché la letteratura è carente di informazioni specifiche sull’argomento, è stata anche approfondita la parte riguardante la tematica di urto pedone in campo automobilistico per veicoli aventi frontali con caratteristiche più simili a quelli di un tram. In particolare si sono individuati i fattori che influenzano gli incidenti stradali, la biomeccanica delle lesioni corporee e infine i principali criteri di lesione utilizzati per valutare la gravità di un urto.

Lo svolgimento dell’attività è avvenuta tramite simulazioni di urto con manichino pedone effettuate con il software di calcolo Madymo v7.5. I modelli matematici dei frontali di tram sono stati realizzati in forma semplificata a partire da disegni reperiti online nei siti dei costruttori. Particolare attenzione è stata data al modello del cristallo frontale, considerato elemento aggressivo, per il quale sono state effettuate delle simulazioni a parte al fine di identificarne il corretto comportamento a urto.

L’attenzione si è concentrata principalmente sugli urti denominati di primo impatto, ovvero quelli in cui il tram investe il pedone. Sono stati anche analizzati in maniera marginale gli urti al suolo, o di secondo impatto, e quelli determinati da un secondo investimento che nella tesi sono stati chiamati di terzo impatto.

L’analisi condotta su otto differenti frontali raggruppati per tipologia ed alcune loro varianti ha consentito di individuare i principali parametri geometrici dei profili della testata che influenzano le lesioni del pedone in caso di collisione diretta alle diverse velocità.

In particolare sono stati indagati la posizione, in orizzontale e in verticale, e l’inclinazione del cristallo frontale, l’inclinazione del pannello superiore e la geometria dei montanti laterali, oltre che l’effetto della curvatura del profilo in pianta nelle condizioni sopra descritte.

Laddove agire sui soli parametri geometrici è risultato insufficiente per soddisfare i criteri biomeccanici del pedone, sono state indagate soluzioni alternative utilizzando materiali a maggiore assorbimento energetico nei punti critici.

Come risultato del lavoro svolto, per l’urto di primo impatto è stata individuata una geometria ottimale in grado di ridurre le lesioni alle velocità esaminate.

Per dare completezza all’analisi sono state effettuate simulazioni del secondo impatto con due profili non ottimizzati rappresentanti casi estremi al solo fine di verificare se le indicazioni fornite per il primo impatto risultassero efficaci anche quando il pedone cade al suolo.

Sono state infine fornite indicazioni generali per mitigare le lesioni in caso di un secondo investimento, ovvero quello in cui il tram, non riuscendo ad arrestarsi, investe nuovamente il pedone quando questo si trova ormai a terra (terzo impatto).

Capitolo I

Descrizione del frontale di un tram

1 Introduzione

A causa della crescente necessità di ridurre i consumi di carburanti fossili e le emissioni inquinanti, a partire dagli anni '90 l'utilizzo dei mezzi su rotaia, sia in ambito urbano che suburbano, ha conosciuto una vera e propria rinascita. In particolare laddove la capacità degli autobus non è stata più sufficiente e la costruzione di metropolitane economicamente insostenibile, il tram è stato considerato il mezzo di trasporto ideale.

Accanto ai tram tradizionali via via nelle città sono comparsi tram di ultima generazione e nuove tipologie di mezzi su rotaia come gli LRV (Light Rail Vehicle) e i tram-treno, introdotti per rispondere alla richiesta di una maggiore capacità e velocità di trasporto.

Il tram o "city tram" è per definizione un mezzo che opera solo in ambito urbano, condividendo il percorso con altri utenti della strada non avendo, se non per brevi tratti, una sede propria di percorrenza come avviene ad esempio per gli LRV.

Al pari degli altri veicoli il tram può dunque essere coinvolto in incidenti stradali. In genere si tratta di scontri contro altri veicoli come autovetture, furgoni e motocicli, ma anche contro altri mezzi su rotaia. Grazie alle velocità non elevate di questi mezzi raramente tali avvenimenti risultano fatali per i passeggeri, il personale, o terzi.

Accanto a queste tipologie di incidenti, più comuni, vi sono poi anche quelli in cui sono coinvolti gli utenti più vulnerabili della strada: i ciclisti e i pedoni.

Statistiche degli incidenti in cui sono coinvolti i tram non sono di facile reperibilità e ancora meno quelle riguardanti l'investimento di pedoni. In Figura 1 è riportata una raccolta dati relativa all'anno 2003 effettuata a cura dell'ISTAT.

Nonostante questa carenza è tutt'altro che raro imbattersi in articoli di giornale che riportano di incidenti di tram in cui sono coinvolti pedoni.

Tuttavia a differenza delle autovetture, allo stato attuale ancora poco è stato fatto per queste strutture in ambito di comportamento a crash e i vincoli imposti dalle recenti normative, come vedremo, sono volti a garantire soltanto la sicurezza del conducente e dei passeggeri.

| TIPOLOGIE DI INCIDENTE CATEGORIE DEI VEICOLI | Categoria del veicolo | | | | | | | | | Totale |
|---|---------------------------------|-------------------|------------|--|--------------|---------------|---------------|-------------------------|---------------|----------------|
| | Autovetture private e pubbliche | Autobus e filobus | Tram | Autocarri autotreni autosnodati e simili | Velocipedi | Ciclomotori | Motocicli | Motocarri e motofurgoni | Altri veicoli | |
| INCIDENTI A VEICOLI ISOLATI | | | | | | | | | | |
| Investimento di pedone | 10.702 | 344 | 66 | 973 | 143 | 1.788 | 1.619 | 29 | 322 | 15.986 |
| Urto con veicolo in sosta | 1.237 | 10 | 2 | 58 | 78 | 391 | 220 | 4 | 3 | 2.003 |
| Urto con ostacolo accidentale | 5.421 | 17 | 1 | 280 | 102 | 986 | 1.011 | 15 | 4 | 7.837 |
| Urto con treno | 11 | - | - | - | 3 | 4 | 3 | - | - | 21 |
| Fuoriuscita | 14.722 | 39 | - | 1.437 | 271 | 2.565 | 3.097 | 58 | 30 | 22.219 |
| Frenata improvvisa | 81 | 396 | 46 | 10 | 22 | 166 | 229 | 1 | - | 955 |
| Caduta da veicolo | 225 | 409 | 43 | 54 | 303 | 1.230 | 1.066 | - | 6 | 3.364 |
| Totale | 32.399 | 1.217 | 160 | 2.812 | 922 | 7.138 | 7.265 | 107 | 365 | 52.385 |
| INCIDENTI TRA VEICOLI (a) | | | | | | | | | | |
| Autovetture private e pubbliche | 79.379 | 938 | 91 | 6.309 | 2.385 | 11.810 | 10.618 | 169 | 184 | 111.883 |
| Autobus e filobus | 783 | 19 | 3 | 108 | 35 | 169 | 139 | 7 | - | 1.263 |
| Tram | 66 | 1 | 19 | 9 | 2 | 8 | 12 | - | - | 119 |
| Autocarri, autotreni, autosnodati e simili | 9.041 | 120 | 11 | 1.941 | 303 | 1.096 | 1.154 | 25 | 23 | 13.714 |
| Velocipedi | 5.637 | 68 | - | 609 | 169 | 491 | 397 | 12 | 39 | 7.422 |
| Ciclomotori | 20.130 | 216 | 13 | 1.437 | 194 | 1.255 | 935 | 74 | 105 | 24.359 |
| Motocicli | 15.844 | 182 | 3 | 1.190 | 186 | 887 | 1.085 | 57 | 73 | 19.507 |
| Motocarri e motofurgoni | 304 | 4 | - | 38 | 6 | 26 | 31 | 3 | 2 | 414 |
| Altri veicoli | 316 | 5 | 1 | 22 | 47 | 164 | 115 | 3 | 1 | 674 |
| Totale | 131.502 | 1.553 | 141 | 11.663 | 3.327 | 15.906 | 14.486 | 350 | 427 | 179.355 |

(a) La tavola riporta il numero degli incidenti tra veicoli prendendo in considerazione soltanto i primi due interessati, anche se in alcuni casi gli incidenti coinvolgono più di due veicoli.

Figura 1 – Statistiche incidenti (dati ISTAT 2003) – Fonte: “Protezione dei passeggeri, del conducente e del pedone per un veicolo urbano su rotaia”– F. Pistocchini, M. Pirola – Tesi di laurea – Politecnico di Milano A.A. 2005-2006

2 Struttura del tram

I tram, come le automobili, hanno subito una notevole evoluzione negli ultimi 50-60 anni. Il loro crescente impiego per la mobilità urbana, la necessità di rendere questo mezzo più sicuro ed ergonomico ma nel contempo leggero, ha portato ad introdurre negli anni continue migliorie che sono sotto gli occhi di tutti (Figura 2).

Tradizionalmente i tram erano costituiti da un unico vagone con pavimento molto alto che obbligava i passeggeri a salire diversi scalini. Successivamente, con la crescente necessità di aumentare la capacità di trasporto, sono stati realizzati tram articolati con due o più casse connesse da giunti flessibili e piattaforme rotanti. Alcuni di essi sono ancora circolanti in Torino.

A partire dagli anni '90 sono stati introdotti tram con pavimenti più bassi (i cosiddetti “low-floor” tram), aventi altezze di 300÷360mm dalla superficie superiore della rotaia che consentono un miglior accesso ai passeggeri con sedia a rotelle o con carrozzina per bambini e agli anziani.

Questa introduzione ha comportato la modifica sia della disposizione dell'equipaggiamento che dei carrelli.

Tradizionalmente l'equipaggiamento era collocato sotto il pavimento; riducendo lo spazio a disposizione, questo è stato spostato sul tetto o in appositi armadi o scomparti con sportelli a tenuta collocati lungo le fiancate dei vagoni.



Figura 2 – Esempio di tram tradizionale ed uno di ultima generazione

Per quanto riguarda i carrelli la soluzione è stata decisamente più complicata. I tram tradizionali, per via del pavimento alto, possono sterzare compiendo curve anche molto strette grazie alla rotazione dei carrelli attorno ad un pivot; con il ribassamento del pianale lo spazio per fare girare i carrelli risulta insufficiente. Diverse soluzioni sono state approntate per risolvere il problema.

Una soluzione abbastanza controversa è stata ottenuta suddividendo il tram in tanti moduli molto corti ciascuno dotato di un carrello fisso in modo che a ruotare in curva è l'intero modulo. Tuttavia un tram così concepito consente di affrontare senza danni strutturali a lungo termine curve solo di ampio raggio (25 metri). Per curve a minore raggio, le velocità e le frequenze di percorrenza devono essere ridotte per minimizzare i problemi di usura, instabilità di marcia e rischio di deragliamenti. Ulteriore problema legato alla soluzione a carrelli fissi è l'eccessivo stridio delle ruote in curva, inaccettabile in ambiente urbano.

Altra soluzione è stata quella di realizzare pavimenti ad altezza variabile: 100% ribassati in corrispondenza degli accessi e alti come quelli tradizionali in corrispondenza dei carrelli. Questo tipo di tram può dunque montare carrelli di tipo tradizionale: due rotanti alle estremità ed un carrello fisso in mezzo. Internamente al vagone, i pavimenti ad altezza diversa sono collegati tramite scalini che però limitano la mobilità dei passeggeri e rappresentano un problema di sicurezza in caso, ad esempio, di brusca frenata.

La soluzione attualmente più diffusa è quella di tram con pianale 100% ribassato che monta carrelli di tipo tradizionale riprogettati. Il modulo di trazione è separato e posto nella zona del tetto

sovrastante il carrello motore. Quest'ultimo è bimotoxico con assi a ruote indipendenti; per evitare inconvenienti nella marcia in rettilineo, il collegamento meccanico tra le due ruote di un asse viene ripristinato grazie ad un albero di trasmissione che passa sotto il piano di calpestio; nel caso di marcia su curve molto strette il differenziale si sblocca grazie ad un meccanismo di frizione pretarato.

Come nel precedente caso, il layout interno del vagone risente della soluzione poiché in corrispondenza dei carrelli i sedili vengono disposti sopra dei "cassoni" rialzati un po' scomodi e localmente il corridoio si restringe rendendo disagiata il passaggio, con piano di calpestio posto talvolta più in alto rispetto al resto del tram e collegato a questo tramite rampe. Quindi anche se pubblicizzati come tram con pavimento al 100% ribassato nella realtà questi veicoli non hanno un pavimento ribassato ovunque, perché attualmente questa situazione è realizzata solo nella soluzione a carrelli fissi con tutti gli inconvenienti sopra elencati.

Negli ultimi anni sono stati introdotti tram con pianali ad appena 180÷200 mm dalla superficie superiore della rotaia, i cosiddetti "Ultra Low Floor (ULF)" anche se tuttora poco diffusi.

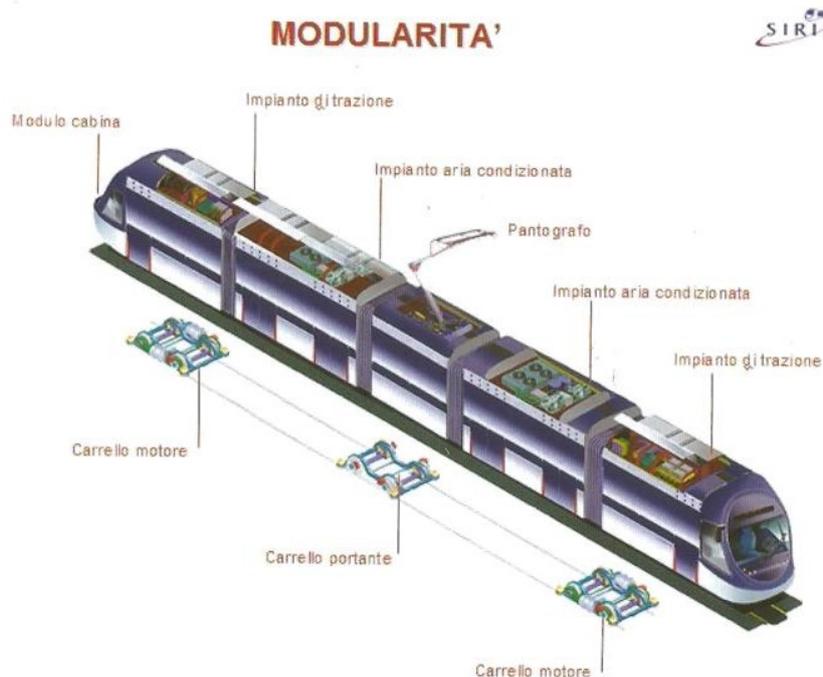


Figura 3 – Tram Sirio Ansaldo Breda – Fonte: “AnsaldoBreda Technology” - Memorie presentate da AnsaldoBreda a manifestazioni scientifiche – AnsaldoBreda Dicembre 2006

La scelta di quali tra le soluzioni esistenti adottare dipende molto dalla rete locale e soprattutto dai costi.

Oltre alla migliore accessibilità i tram di nuova generazione garantiscono consumi ridotti grazie ad una struttura del telaio decisamente più leggera e alla introduzione della frenatura a recupero come sistema integrativo dell'impianto frenante. Collegando i motori di trazione come generatori è

possibile ottenere oltre all'effetto frenante una certa produzione di energia elettrica che viene reimpressa nella rete di alimentazione.

Inoltre, grazie alla trazione elettrica, i nuovi tram hanno ridotte emissioni di inquinanti. L'energia elettrica viene captata sia da linea aerea con pantografo che da un tipo particolare di terza rotaia annegata nel suolo e normalmente isolata ma che viene messa in tensione al passaggio del rotabile; quest'ultima soluzione è utilizzata per ragioni di estetica soprattutto nei centri storici.

Coerentemente alle modifiche strutturali anche il frontale ha subito una notevole trasformazione. Per via del pianale ribassato quelli attuali appaiono meno alti rispetto al suolo; inoltre sono realizzati con materiali differenti, più leggeri, con vetri più ampi e privi di alcuni componenti a vista.

I veicoli tranviari vengono oggi prodotti dalle case costruttrici in serie modulari. La modularità riguarda sia gli elementi strutturali (moduli cabina, moduli carrello, moduli di trazione, moduli passeggeri, ecc) sia gli elementi degli impianti, realizzati in blocchi indipendenti, preassemblati e precablati.

Un veicolo concepito a moduli offre diversi vantaggi. Permette innanzitutto una grande flessibilità di configurazione che consente da una parte di soddisfare le esigenze del cliente in termini di capacità di trasporto e di stile, dall'altra di adattare il veicolo alle caratteristiche delle reti locali (scartamento, larghezza del veicolo, porte a destra o a sinistra o da entrambi i lati, marcia possibile nelle due direzioni ecc).

Inoltre la modularità consente di agevolare alcune operazioni sia in fase di allestimento del veicolo (ad esempio ciascun modulo può essere collaudato prima del montaggio sul veicolo) che in fase di manutenzione (ad esempio in caso di avaria con un modulo o componente di scorta il veicolo può essere riparato e restituito all'esercizio mentre si esegue la riparazione in laboratorio del componente guasto).

Alla base della modularità deve sussistere un'elevata standardizzazione dei sottoassiemi, che consente economie di scala e quindi costi del ciclo di vita particolarmente contenuti, importanti tenuto conto che la vita media di un tram è di 30-40 anni.

3 Sicurezza passiva del tram

Nel precedente paragrafo si è visto come il telaio dei tram di nuova generazione sia più leggero rispetto ai vecchi modelli per limitare i consumi. Questa esigenza tuttavia è in conflitto con i requisiti di sicurezza a crash della struttura stessa.

Al fine di ridurre il rischio di lesione dei passeggeri e del conducente di un tram in caso di collisione, agli inizi degli anni 2000 la Comunità Europea ha avviato un programma di ricerca noto come SAFETRAM all'interno di un programma di ricerca ancora più ampio poiché riguardante tutti i mezzi ferrotranviari (SAFETRAIN) al quale hanno partecipato numerose case costruttrici europee.

Da questo programma è scaturita l'attuale normativa vigente, l'EN 15227, che regola il comportamento a crash di tutti i mezzi rotabili, tram compresi, che va ad affiancare l'altra normativa fondamentale, l'EN 12663 che regola i requisiti strutturali della cassa e del telaio. Il rispetto di entrambe le norme è garanzia di integrità strutturale.

La normativa EN 15227 suddivide i veicoli su rotaia in quattro categorie. Come visibile in Figura 4, i tram appartengono alla categoria C-IV.

| Category | Definition | Examples of vehicle types |
|----------|--|--|
| C-I | Vehicles designed to operate on TEN routes, international, national and regional networks (which have level crossings) | Locomotives, coaches and fixed train units |
| C-II | Urban vehicles designed to operate only on a dedicated railway infrastructure, with no interface with road traffic | Metro vehicles |
| C-III | Light rail vehicles designed to operate on urban and/or regional networks, in track-sharing operation, and interfacing with road traffic | Tram trains, peri-urban tram |
| C-IV | Light rail vehicles designed to operate on dedicated urban networks interfacing with road traffic | Tramway vehicles |

Figura 4 – Categorie di suddivisione dei mezzi ferrotranviari secondo la normativa UNI EN 15227:2011

In base alla categoria di appartenenza la normativa stabilisce dei scenari di collisione da utilizzarsi per dimensionare/validare le strutture dei veicoli (Figura 5).

La scelta di questi scenari di collisioni, tra i tanti possibili, è il risultato dell'analisi dei più frequenti tipi di incidenti per ciascuna categoria. Poiché risulta impossibile progettare la struttura del veicolo per proteggere gli occupanti in tutte le possibili situazioni di collisione o di prendere in considerazione tutte le possibili combinazioni di veicoli, l'obiettivo è quello di fornire un livello di protezione coerente con i rischi di collisione più probabili.

Per tutti gli scenari la normativa richiede di valutare i seguenti aspetti della struttura:

- 1) Resistenza al sollevamento;
- 2) Capacità di assorbimento dell'energia;
- 3) Effetti della decelerazione;
- 4) Spazio di sopravvivenza per i passeggeri e il conducente;
- 5) Resistenza all'intrusione nello spazio di sopravvivenza;
- 6) Capacità di riduzione delle conseguenze di un urto contro un ostacolo lungo il percorso

| Design collision scenario | Collision obstacle | Operational characteristics of requirement | Collision Speed - km/h | | | | Collision partner and conditions |
|---------------------------|--------------------------|---|-----------------------------|------|-------------|------|--|
| | | | C-I | C-II | C-III | C-IV | |
| 1 | Identical train unit | All systems | 36 | 25 | 25 | 15 | Identical train unit |
| 2 | 80 t wagon | Mixed traffic with vehicles equipped with side buffers. | 36 | n.a. | 25 | n.a. | See C.1 for wagon specification |
| | 129 t regional train | Mixed traffic with vehicles with a central coupler | n.a. | n.a. | 10 | n.a. | See C.2 for representation of regional train |
| 3 | 15 t deformable obstacle | TEN and similar operation with level crossings | $V_{lc} - 50$ ≤ 110 | n.a. | 25 | n.a. | See C.3 for representation of large obstacle |
| | 3 t rigid obstacle | Urban line not isolated from the road traffic | n.a. | n.a. | n.a. | 25 | See C.4 for representation of obstacle |
| 4 | Small, low obstacle | Obstacle deflector requirements to be achieved | See Table 3 | n.a. | See Table 3 | n.a. | See also 6.5 |

Figura 5 – Scenari di collisioni previsti dalla UNI EN 15227:2011 per ciascuna categoria di veicolo su rotaia. In giallo quelli relativi ai tram

Vediamo nel dettaglio le singole voci.

La resistenza al sollevamento (punto 1) è essenziale per garantire che i carichi generati a seguito della collisione vengano trasferiti correttamente ai componenti preposti ad assorbire l'energia dell'urto e per evitare che un tram possa sormontare l'altro. Per limitare questo rischio, gli assorbitori di urto frontali sono equipaggiati/accompagnati da elementi anti-sormonto che possono supportare forze verticali fino a 50kN. Il progetto deve essere testato per disallineamenti fino a 40mm.

L'energia cinetica in gioco (punto 2) deve essere assorbita da specifici componenti (ad esempio gli assorbitori) posti sul frontale del veicolo e da zone "sacrificali" della struttura che deformano possibilmente a collasso controllato. Queste zone devono essere collocate in punti del veicolo in cui si ha il minimo rischio per i passeggeri ed il conducente.

La caratteristica "ideale" di assorbimento di energia della struttura deve essere progressiva. Per urti frontali a "bassa velocità", per usare un gergo automobilistico, devono intervenire solo dispositivi reversibili. In questa prima fase il picco di innesco del dispositivo non dovrebbe superare il carico del "buffer load" (in genere da 200kN a 400kN per la categoria C-IV). Per energie in gioco più elevate, gli assorbitori devono deformarsi in maniera irreversibile anche se una facile sostituzione di questi componenti deve essere prevista. Solo in ultimo o laddove l'urto non risulta perfettamente longitudinale come nel caso dello scenario 3 deve essere coinvolta la struttura della cassa: in ogni caso l'apertura delle porte e gli spazi di sopravvivenza per i passeggeri e il conducente devono essere garantiti. In Figura 6 è riportata a titolo di esempio una caratteristica di assorbimento del tutto generale riportata nel testo preliminare della normativa EN15227; essa è valida per qualsiasi categoria di mezzo su rotaia essendo gli elementi elencati non necessariamente sempre presenti sull'interfaccia di impatto.

Al fine di proteggere i passeggeri e il conducente fondamentale risulta la resistenza allo schiacciamento della cassa (punti 4 e 5). Gli spazi di sopravvivenza destinati al conducente e ai

passaggeri devono infatti conservare la loro integrità durante l'intero fenomeno di crash, anche in presenza di significativi picchi di forze.

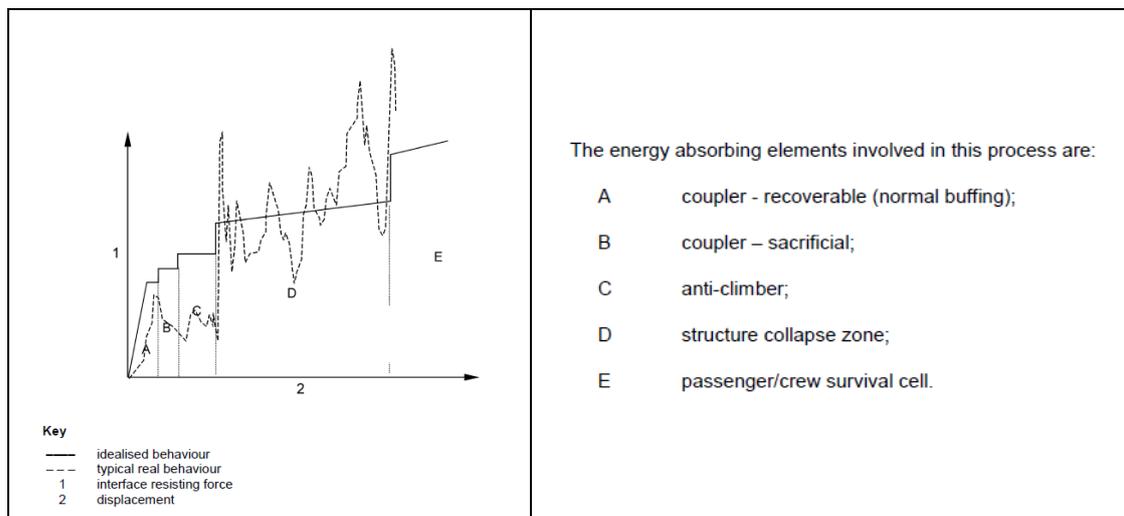


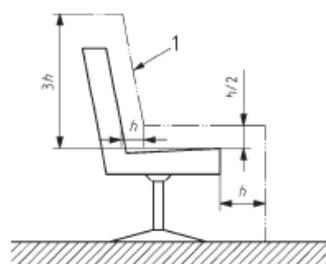
Figura 6 - Per gli scenari C2 e C4 l'energia in gioco deve essere assorbita soltanto dagli assorbitori riducendo al minimo il coinvolgimento della cassa. Fonte: norma EN 15227

Per integrità s'intende assenza di deformazioni plastiche e instabilità globali della struttura. Al contrario deformazioni plastiche e instabilità locali sono ammesse se non compromettono gli spazi di sopravvivenza.

La deformazione della struttura non deve inoltre in ogni caso comportare intrusioni nello spazio vitale di qualsiasi equipaggiamento del veicolo (ad esempio la plancia del conducente, parabrezza, ecc) o di loro frammenti.

La perdita di volume dello spazio di sopravvivenza dei passeggeri non dovrebbe essere maggiore dell' 1% della lunghezza iniziale di questa area ogni 5 m di lunghezza.

La norma dedica una particolare attenzione allo spazio vitale del conducente, che deve mantenere una dimensione di almeno 0.75m in lunghezza e in larghezza. Deve essere garantita anche una distanza tra pavimento e tetto non inferiore all'80% dell'altezza originale.



Key

- $h = 300 \text{ mm}$
- 1 clearance profile

Figura 7 – Spazio di sopravvivenza del sedile guidatore. Fonte: norma EN 15227

Per limitare gli effetti degli impatti secondari (punto 3) il livello di decelerazione deve essere al di sotto di una soglia critica per la sopravvivenza dei passeggeri, che nella norma è posta a 5 g rispettivamente per gli Scenari 1 e 2, e 7.5 g per lo Scenario 3.

Al fine di evitare i potenziali rischi di deragliamento causati dall'incontro di ostacoli posti su rotaia (punto 6), i mezzi ferrotranviari devono essere dotati nella parte frontale di un deflettore a meno che la struttura del veicolo non sia sufficientemente bassa come capita nel caso dei tram.

Appare chiaro da questa descrizione molto semplificata dei contenuti della norma che allo stato attuale i requisiti imposti sono volti, in caso di collisione o deragliamento, a proteggere soltanto il conducente e i passeggeri del tram. Nulla viene detto a proposito dell'aggressività che potenzialmente questo mezzo ha nei confronti di altri utenti della strada quali automobili, ciclisti/motociclisti e, infine, i pedoni

4 Descrizione delle parti costituenti la testata di un tram

La testata di un tram può essere scomposta nelle seguenti parti (Figura 8):

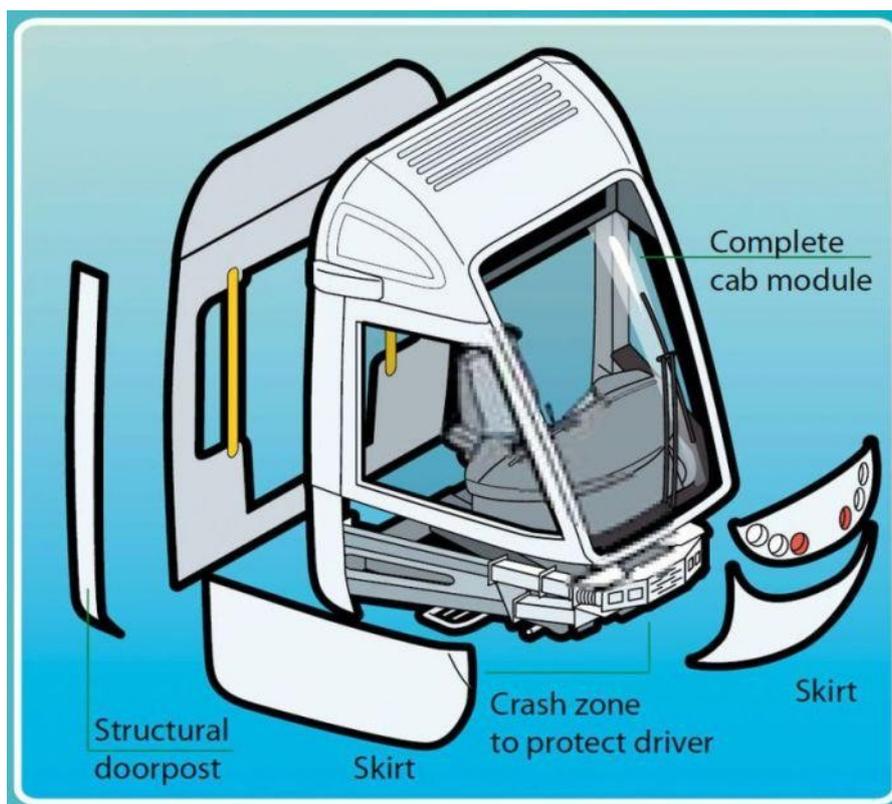


Figura 8 – Schema della testata del tram Citadis della Alstom. Fonte: brochure pubblicitaria dal sito online della Alstom

- la struttura portante o telaio con i principali dispositivi per la sicurezza passiva;
- la cabina guida;
- la maschera e pannelli;
- i vetri;
- i fanali;
- il tergicristallo

Di seguito ciascuna parte viene sinteticamente descritta.

4.1 Telaio

L'estremità anteriore del telaio di un tram, la cosiddetta trave di testa, è posta a sbalzo rispetto al carrello. Essa è realizzata con profilati in acciaio o alluminio aventi sezione e disposizione tali da consentire, durante un impatto, di trasferire i carichi agenti sul frontale alla retrostante cassa o di crollare in maniera controllata assorbendo energia e preservando nel contempo lo spazio di sopravvivenza del conducente. A ulteriore protezione del conducente è generalmente presente frontalmente una barra trasversale (Figura 9). Alcuni modelli di tram presentano inoltre due montanti verticali, che servono a rendere ulteriormente resistente la struttura a crash oltre che a supportare il grande vetro frontale.



Figura 9 - Struttura frontale del Flexity Freedom –Bombardier. Fonte: brochure pubblicitaria dal sito online della Bombardier

Nella parte frontale la trave di testa presenta i seguenti componenti:

Accoppiatore frontale: è il componente preposto all'aggancio tra due tram in caso di emergenza. L'accoppiamento è contemporaneamente elettrico e meccanico. Può avvenire sia manualmente che automaticamente. Nei tram di nuova generazione l'accoppiatore è mantenuto in posizione arretrata o ripiegato all'interno del tram poiché normalmente non viene utilizzato. La procedura di estrazione prevede la rimozione della portella anteriore per consentire la fuoriuscita della barra (Figura 10).

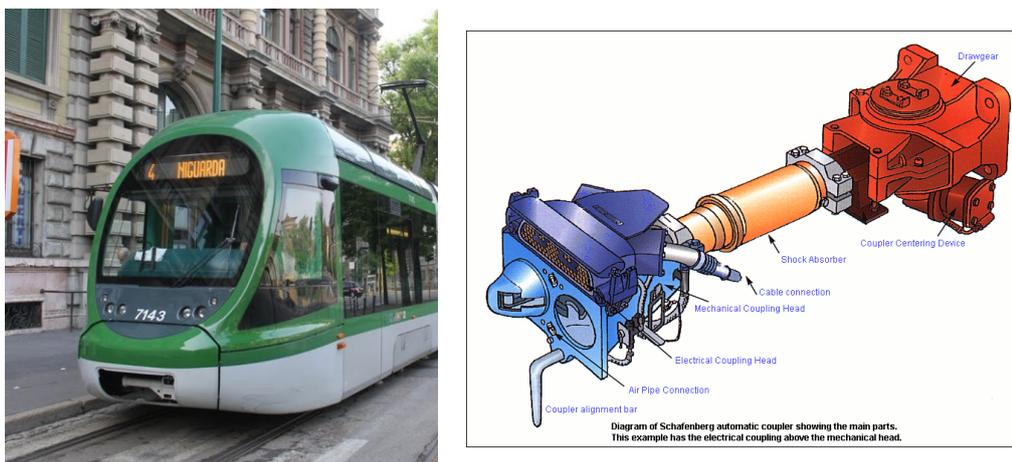


Figura 10 – A sinistra: frontale del tram Sirio Milano (AnsaldoBreda); è possibile intravedere l'accoppiatore in posizione ripiegata – A destra: schema di un generico accoppiatore

Respingente: è il componente adibito all'assorbimento dell'energia in caso di urto frontale. Esso può essere realizzato in diversi modi: nel caso dei tram realizzati da AnsaldoBreda (Sirio), Bombardier (Flexity) o Alstom (Citadis), è composto da due assorbitori idraulici orizzontali e paralleli fissati nella parte posteriore alla trave di testa e nella parte anteriore ad una trave trasversale (Figura 11).

Quest'ultima è un elemento estremamente robusto, difficilmente deformabile: il suo compito principale è quello di trasferire in maniera più assiale possibile il carico alla struttura retrostante, anche se, per il modo in cui è collegata alla parte scorrevole degli assorbitori, essa consente il funzionamento disaccoppiato del respingente in caso di urto laterale.

Il carico di collasso degli assorbitori non può essere superiore a quello del telaio. Ciò è garanzia di un assorbimento energetico progressivo.

La distanza dalla superficie superiore della rotaia, il cosiddetto *piano del ferro*, del profilo inferiore del respingente non è fissato dalle normative ma è un dato di progetto determinato da criteri di compatibilità con gli altri veicoli circolanti su rotaia nel medesimo contesto urbano oltre che dal tipo di sospensione installata e dalla sua flessione nel piano verticale. In genere è un valore compreso tra 500 e 800mm.

Dispositivo anti-sormonto: in genere è ricavato direttamente sulla trave orizzontale (Figura 11).



Figura 11 - Ciò che resta del frontale di un tram Sirio Milano a seguito di un incidente. In primo piano è visibile, praticamente indeformata, la trave che connette i respingenti

4.2 Cabina guida

La cabina di guida è la parte del tram che alloggia il conducente e tutti i dispositivi di guida. In essa sono presenti principalmente il sedile e la plancia dei comandi. La loro disposizione all'interno della cabina è determinata oltre che dall'ergonomia anche dalla visibilità del conducente. Entrambe sono regolate dalla normativa UIC 651 come per tutti gli altri mezzi ferroviari.

La visibilità è un fattore fondamentale nella progettazione della testata. Il tram infatti è un mezzo condotto sempre in regime di marcia a vista come l'automobile. La conduzione si basa dunque esclusivamente sulla capacità del conducente di stabilire la velocità del veicolo guidato in base alle condizioni esterne (traffico, condizioni meteorologiche ecc) in modo da arrestarlo in tempo in caso di pericolo o di presenza di ostacolo su rotaia. Si capisce dunque come per il conducente la visibilità debba essere il più possibile totale, sia frontalmente che lateralmente, forse addirittura maggiore rispetto ad un automobilista tenuto conto che il tram non solo circola in ambiente promiscuo ma che è un mezzo con distanze di frenata elevate e che non può sterzare per evitare l'ostacolo.

Una buona visibilità consente di:

- ridurre le collisioni con i pedoni e gli altri utenti della strada;
- ridurre l'utilizzo del freno di emergenza che può causare cadute/impatti dei passeggeri del tram.

La norma UIC 651 (Figura 12) impone che il conducente sia in grado di vedere un segnale a terra ad una distanza di 15 metri e un segnale collocato in alto ad una distanza di 10 metri dal punto più estremo del telaio (in pratica dal piano verticale passante per la superficie anteriore del respingente).

Queste indicazioni, dovendosi applicare a tutti i veicoli su rotaia, sono estremamente generali.

Accanto a questa norma ve ne sono molte altre prodotte da enti normativi nazionali specifiche per i tram. Nel caso dell'Italia ad esempio i requisiti di visibilità sono contenuti nella norma UNI 11174, di cui si riporta un esempio di applicazione in Figura 13.

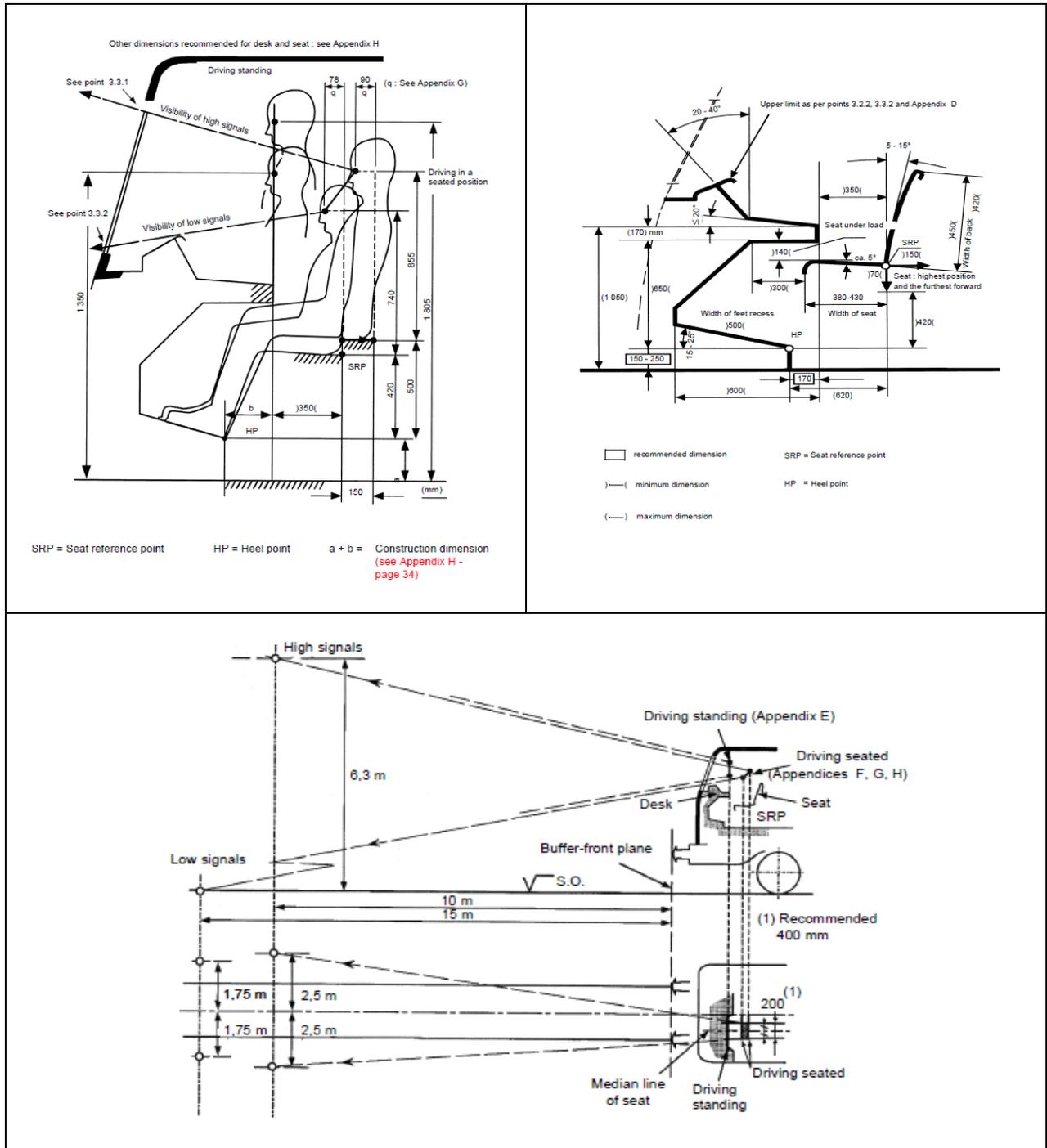


Figura 12 – Fonte: norma UIC 651

La visibilità di un conducente in verticale dipende da molti fattori: dalla regolazione del sedile del conducente; dalla disposizione e profilo della plancia; dall'altezza del pavimento della cabina; dall'altezza del “naso” del frontale. La principale limitazione in orizzontale è rappresentata invece dalla presenza dei montanti frontali e dall'ampiezza dei vetri laterali.

Alla luce di queste esigenze è chiaro perché per un tram i cristalli frontale e laterali risultino essere molto ampi.

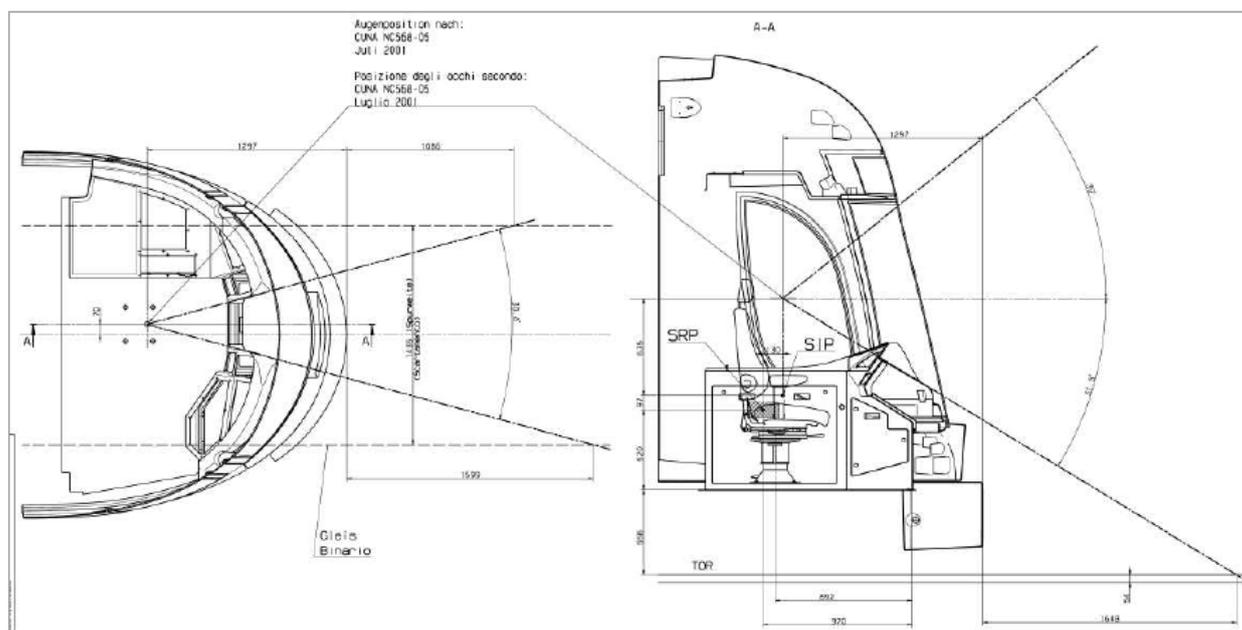


Figura 13 – Esempio di studio di visibilità per un tram: Bombardier Flexity per la città di Palermo.

Fonte: “Il veicolo Bombardier Flexity – Problematiche di progettazione ed omologazione per la prima esperienza italiana nella città di Palermo” – Autori: D. Caminiti; M. Pellerito - Amat Palermo – articolo online

4.3 Maschera e pannelli

La parte esterna delle testate dei tram di attuale generazione sono per lo più costituite da maschere “monolitiche” realizzate in materiale composito (GRP) in cui sono inglobati i montanti laterali. La maschera è collocata al di sopra della struttura a sbalzo del telaio e collegata ad esso tramite fissaggi flangiati e incollaggi. Il telaio viene coperto invece con pannelli realizzati in materiale composito o altro materiale, imbullonati a staffe fissate alla struttura o alla maschera.

Esistono anche soluzioni in cui la maschera non è realizzata in un pezzo unico ma anche essa a pannelli in composito sempre fissati alla sottostante struttura, come avviene nel caso del tram di Helsinki. In questo caso il telaio sarà dotato di due montanti verticali nella parte frontale per sostenere il cristallo frontale.

La maggior parte dei costruttori si orienta verso la soluzione in materiale composito poiché questo materiale consente di raggiungere contemporaneamente diversi obiettivi:

- ottimizzazione peso;
- elevata rigidezza;
- resistenza a fatica;
- resistenza a impatto:
- semplicità di costruzione oltre che possibilità di realizzare facilmente forme particolari;
- modularità;
- isolamento acustico;

La scelta dei compositi viene indirizzata soprattutto verso mat, stuoia e unidirezionali.

Questo consente di portare carico solo nelle zone effettivamente sollecitate. Infatti la maschera pur non avendo un'effettiva funzione strutturale, in quanto supportata dal sottostante telaio, deve però proteggere la cabina dall'impatto di corpi esterni in caso di urto e resistere ai carichi indotti dal grande cristallo frontale e dai cristalli laterali. Per questo motivo gli unidirezionali vengono impiegati prevalentemente per rinforzare le zone perimetrali dei cristalli.



Figura 14 – Esempi di maschere di tram

La scelta di adottare pannelli smontabili nella parte inferiore facilita invece le abituali operazioni di manutenzione e di accesso ai componenti sottostanti, oltreché la loro rapida e agevole sostituzione in caso di danneggiamento.

La maggior parte delle case costruttrici si orientano verso la scelta dei compositi anche per i pannelli inferiori frontali e laterali. Lo spessore varia da 4 a 6mm.

Tuttavia, soprattutto per i pannelli frontali che rivestono il respingente, esistono anche soluzioni realizzate in schiuma poliuretana o in poliuretano stampato con tecnologia RIM (Reaction Injection Moulding): esse consentono di ottenere pannelli più flessibili e con maggiore assorbimento di energia, offrendo una maggiore protezione verso pedoni e ciclisti in caso di impatto rispetto alla soluzione in composito (Figura 15 e Figura 16).

Esistono infine anche soluzioni in cui il respingente non è coperto da pannelli. E' il caso del Siemens Combino (Figura 17) dove la trave orizzontale è rivestita da strati di schiuma di alluminio e di gomma.



Figura 15 – Esempio di “paraurti” del tram realizzato con pannelli in poliuretano

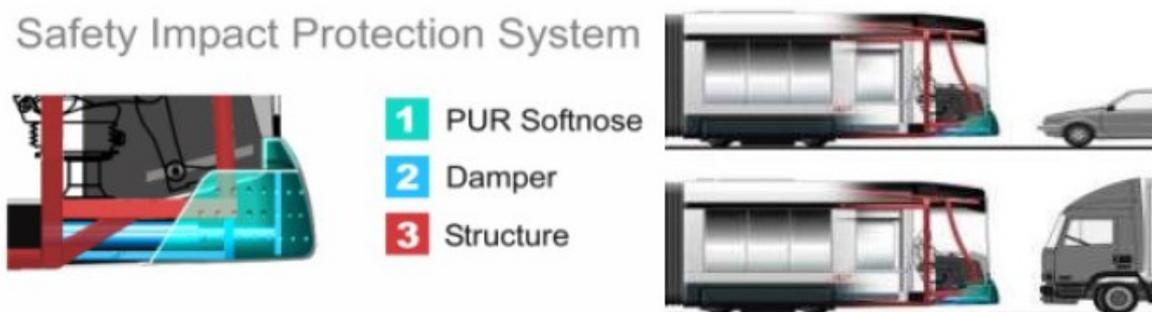


Figura 16 – Soluzione per il “paraurti” pubblicizzata dalla Bombardier. Fonte: brochure pubblicitaria dal sito online della casa costruttrice

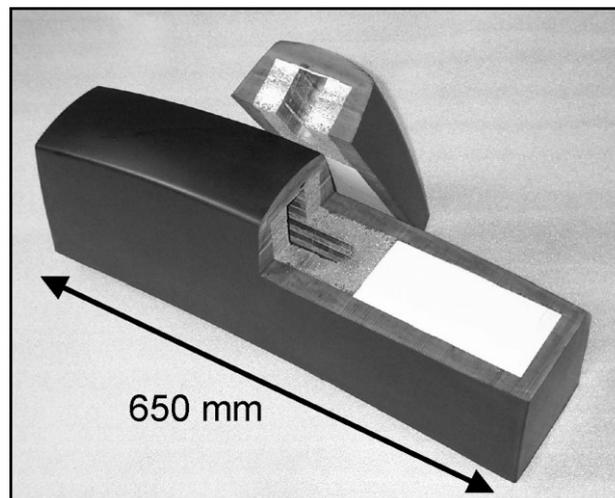


Figura 17 – Siemens Combino – Fonte: articolo online “Aluminium foams for lighter vehicles” – Int J. Vehicle Design, Vol.37, Nos 2/3, 2005

4.4 Vetri

Come già accennato nel paragrafo 4.2, i cristalli di un tram, soprattutto quello frontale, devono essere molto ampi per motivi di visibilità.

A seconda delle dimensioni imposte dallo stile, il cristallo frontale ha uno spessore variabile da 8 a 10 mm, praticamente il doppio di un parabrezza di un'auto. Esso deve essere sufficientemente resistente per proteggere il conducente in caso di collisione ma nello stesso trasparente in modo da non creare distorsioni della visione. Oggigiorno la soluzione più diffusa è rappresentata dal vetro stratificato, un “sandwich” di due lastre di vetro float con uno strato polimerico sottile ma molto robusto nel mezzo. Le due lastre di vetro vengono realizzate separatamente con la curvatura desiderata in appositi stampi, dopodiché un film di materiale plastico, normalmente PVB (polivinilbutirrale) viene interposto fra di loro. L'insieme viene quindi posto all'interno di un'autoclave a temperatura superiore a 120° dove la pressione causa un surriscaldamento del PVB determinando la coesione tra gli strati. Il surriscaldamento modifica anche l'originale opacità del film polivinilico rendendolo trasparente.

Quando il multistrato viene impattato, le lastre di vetro possono anche frammentarsi ma il film di plastica tenderà a deformare senza rompersi (a meno che ovviamente non venga superato la sua tensione di rottura). Questo comportamento consente l'ottenimento di molteplici vantaggi:

- parte dell'energia cinetica del corpo impattante viene assorbita anche dopo la frammentazione del vetro (si pensi ad esempio alla testa di un pedone);
- la mancata rottura del film plastico evita l'intrusione del corpo impattante nell'abitacolo con ulteriori rischi per il conducente;

- la mancata rottura del film plastico impedisce che il conducente possa essere sbalzato fuori l'abitacolo.

Si aggiunga inoltre che dopo la rottura, i frammenti di vetro rimangono incollati al substrato in plastica, riducendo il rischio di proiezione di schegge di vetro taglienti durante l'incidente.

Non vengono più utilizzati nei cristalli frontali i vetri temperati poiché pur presentando il vantaggio di una maggiore resistenza alla rottura, quando questa avviene possono verificarsi due casi: il vetro si rompe in tantissimi piccoli frammenti, per lo più innocui, che ricoprono l'abitacolo; il vetro si rompe ma rimane nella cornice impedendo al conducente di vedere attraverso il parabrezza.

Come tutti i cristalli di sicurezza anche il parabrezza del tram deve soddisfare i requisiti della norma ECE R43.

Infine lo strato di PVB presente nel vetro laminato consente il incrementare il livello di insonorizzazione e soprattutto di bloccare il 95% della radiazione ultravioletta che a lungo andare può causare danni alla vista e alla pelle del conducente.

4.5 Gruppo fari

I fanali sono in numero e dimensione variabile ma sempre posizionati al di sotto del cristallo frontale, lateralmente e spesso dietro ad un pannello rimovibile per poter effettuare la manutenzione (Figura 18).

La tipologia e la collocazione sono regolate nel caso dell'Italia dalla norma UNI 11174.



Figura 18 – Pannello fari del tram Cityway Alstom a Torino in posizione aperta per manutenzione

4.6 Tergicristallo

Purtroppo non è stato possibile reperire alcuna informazione riguardo questo componente. Quello che si evince osservando le immagini dei frontali dei tram è che esso è collocato quasi sempre centralmente (esistono anche soluzioni laterali) al di sotto del parabrezza. Lo snodo di collegamento

al motorino, estremamente rigido, inoltre non è sempre coperto da un pannello ma può risultare esterno (Figura 19).



Figura 19 – Esempi di soluzione per il tergicristallo: in entrambi i casi il perno alla base del braccio non è coperto.

5 Caratteristica geometrica della testata di un tram

Nel paragrafo precedente sono state descritte sinteticamente le parti che compongono il frontale di un tram. In questo paragrafo verranno invece identificate e analizzate le forme geometriche più comuni delle testate di tram circolanti in Europa e le loro caratteristiche dal punto di vista dell'urto pedone.

Si è visto come i costruttori realizzano le strutture tramviarie a moduli in modo da ottenere la maggiore flessibilità di configurazione possibile. In particolare i moduli cabina sono concepiti per poter realizzare con pochi vincoli il design desiderato dal cliente. Lo stile personalizzato della testata è una richiesta niente affatto insolita per i costruttori quasi che il frontale di un tram possa sottolineare, rendendolo unico, il carattere di una città, un po' come avviene con i pullman rossi a due piani per la città di Londra.

Prendiamo l'esempio del tram Citadis prodotto da Alstom: su un unico telaio è possibile montare decine di tipi diversi di maschere aventi ciascuna geometria e stile propri, come mostrato nella brochure pubblicitaria (Figura 20).

Dimensionalmente parlando, i frontali dei tram possono essere paragonati a quelli dei bus o a quelli di alcuni veicoli commerciali. Le generiche dimensioni esterne della maschera sono infatti 2.3÷2.65 m circa di larghezza e altezza massima dal piano del ferro di 3.6m.

I profili laterali e in pianta sono invece alquanto variabili. Per semplicità di trattazione essi sono stati suddivisi in gruppi.

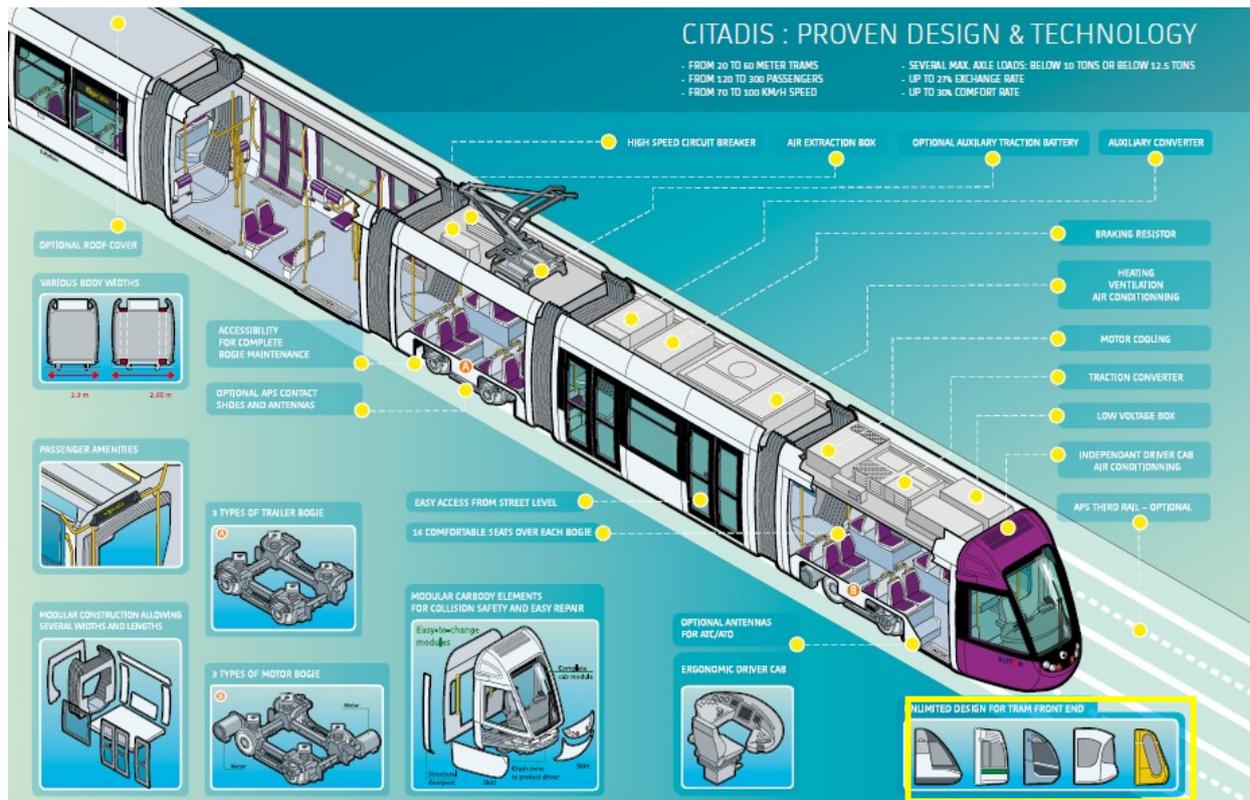


Figura 20 – Design differenti per le maschere del tram Citadis della Alstom. Fonte: brochure pubblicitaria dal sito online del costruttore

Per quanto riguarda quelli laterali (da ora innanzi indicati come profili XY) si hanno:

- Profilo di tipo “A”: appartengono a questo gruppo i frontali piatti o quasi piatti con diversa inclinazione e privi di elementi sporgenti (Figura 21);
- Profilo di tipo “B”: appartengono a questo gruppo i profili dotati di parte inferiore sporgente rispetto al frontale (Figura 22). Questa parte può avere a sua volta un profilo verticale, inclinato o a “V” mentre il parabrezza può essere verticale o inclinato;



Figura 21 – Esempi di profilo di tipo “A”



Figura 22 – Esempi di profilo di tipo “B”

- Profilo di tipo “C”: è il profilo curvo, con curvatura più o meno accentuata senza elementi sporgenti (Figura 23);



Figura 23 – Esempi di profilo di tipo “C”

Esistono poi tutta una serie di profili che risultano essere combinazioni dei casi precedenti o che presentano geometrie molto originali e che quindi fanno gruppo a sé (Figura 24).



Figura 24 – Alstom Citadis per il Qatar

Per quanto riguarda i profili in pianta (che d’ora innanzi saranno indicati con il termine XY) possiamo identificare due tipologie (Figura 25):

- Squadrata
- Curva

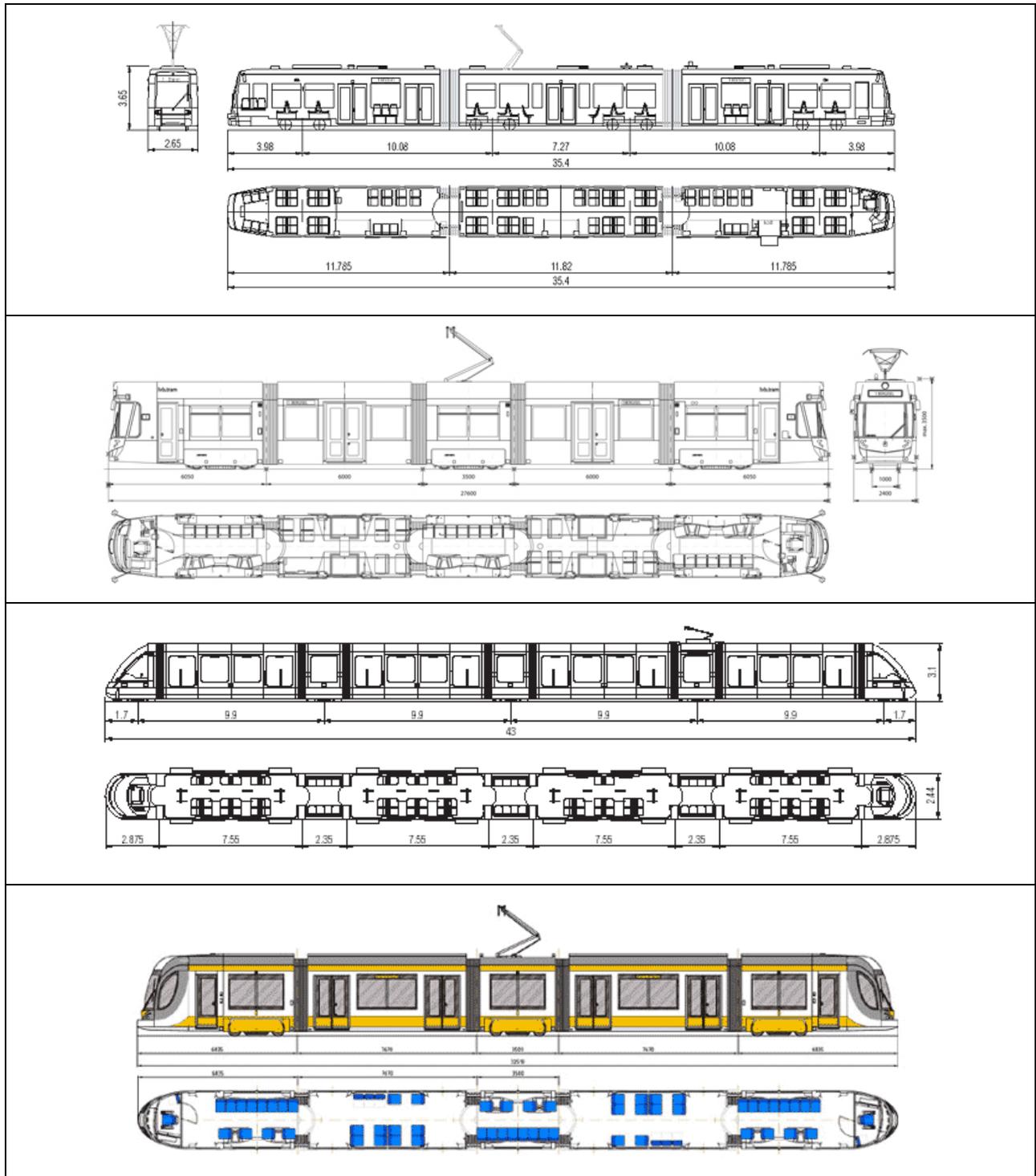


Figura 25 – Diverse soluzioni di profili in pianta per la serie Flexity di Bombardier. Fonte: disegni tecnici presenti sul sito online della casa costruttrice

Frontalmente le testate possono essere suddivise in tre distinte fasce orizzontali di altezza variabile (Figura 26).

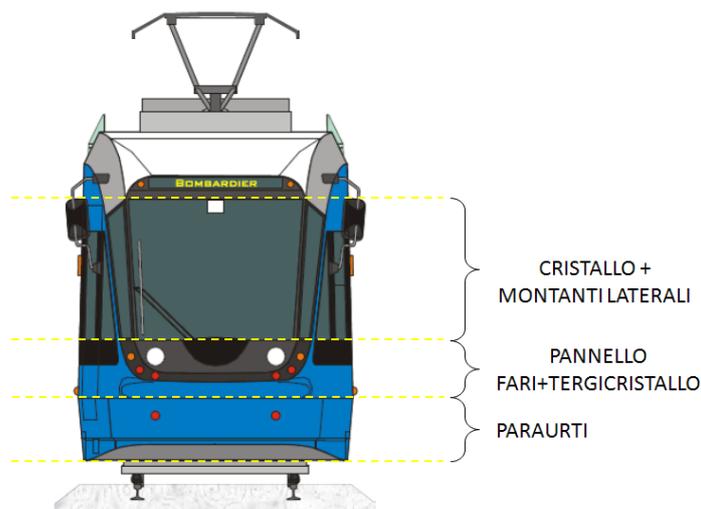


Figura 26 – Fasce di suddivisione del frontale

Partendo dal basso abbiamo innanzitutto la cosiddetta zona del paraurti, ossia la parte costituita dal pannello o dai pannelli che ricoprono la zona dell'accoppiatore e del respingente.

L'accoppiatore, come già visto, è collocato nei tram di attuale generazione in posizione arretrata, in ombra rispetto ad altre parti del telaio: la rigidità in questa zona è quindi determinata esclusivamente dal materiale, spessore, geometria e modalità di collegamento al resto della struttura del pannello.

Sopra l'accoppiatore troviamo il respingente che, ricordiamo, è collocato ad una distanza variabile dal piano del ferro, anche se in genere questa distanza non supera 800 mm. Esso è il componente in assoluto più avanzato in direzione longitudinale di tutta la struttura del tram: si può affermare che la sua posizione influenzi la geometria esterna della testata stessa.

La rigidità del frontale in questa zona è strettamente legata dalla soluzione costruttiva del respingente. Se la soluzione è a pannelli, la maggiore o minore deformabilità di questi ultimi, la loro distanza dalla superficie del sottostante respingente, determinano la rigidità di questa zona. Se la soluzione è quella di respingente che fuoriesce dalla superficie della testata, la rigidità è determinata dal materiale di rivestimento e dal suo spessore. Si ricorda che la trave del respingente è praticamente indeformabile e che gli assorbitori a cui è collegata si attivano per carichi molto elevati.

La distanza dal piano del ferro del bordo inferiore del paraurti è un altro elemento variabile. In alcuni casi esso si mantiene costante ed uguale all'altezza della zona di attacco della cassa; in altri casi la distanza tende a variare fino a raggiungere un massimo in corrispondenza dell'estremità anteriore del frontale (Figura 27).

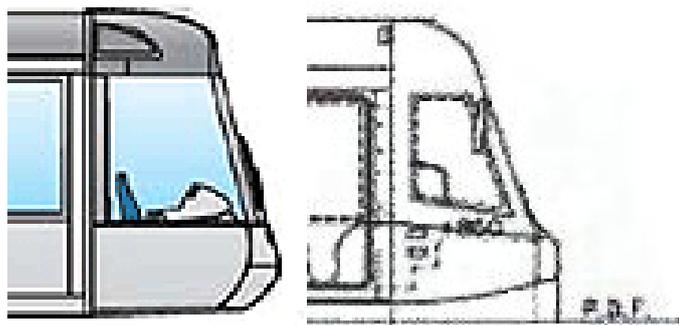


Figura 27

Al di sopra del paraurti si trova la fascia dei fari e del tergicristallo. Osservando le immagini delle testate si rilevano differenti soluzioni anche per questa zona. In alcune tutta l'area è ricoperta da un unico pannello, in altre il pannello è scomposto in più parti.

L'altezza di questa fascia è variabile, sembrerebbe in funzione della distanza del bordo inferiore del cristallo dal piano del ferro. Purtroppo non è stato possibile reperire un layout di questa area per poter valutare la distanza tra i pannelli esterni e i componenti sottostanti: da alcune immagini sembrerebbe tuttavia che essa sia minore che altrove, soprattutto nell'area dei fanali (nel caso in cui i fanali siano inglobati nel pannello). Il pannello copre anche il motorino del tergicristallo, talvolta lasciando a vista la zona di attacco dei braccetti (Figura 28 e Figura 19).



Figura 28 – Esempio di pannello unico nella zona fari

Infine vi è l'ultima fascia, quella del cristallo frontale. La distanza del bordo inferiore dal piano del ferro è variabile: dai disegni reperiti nei siti online dei costruttori, sembrerebbe variare da 1000 mm a 1400 mm. La variabilità potrebbe dipendere dall'altezza del pavimento della cabina guida, ma questa è solo una ipotesi.

In questa fascia sono presenti anche i montanti laterali. Anche in questo caso esistono diverse modalità di realizzazione di questa parte della struttura (Figura 29). In alcuni casi il montante rimane "invisibile" dall'esterno poiché coperto dal cristallo frontale e laterale. In altri modelli, il montante è chiaramente identificabile dall'esterno ma i vetri e la superficie esterna formano una superficie senza

soluzione di continuità. Infine vi è la soluzione in cui il montante “fuoriesce” dalla superficie dei vetri formando una sorta di cornice più o meno pronunciata come nel caso del tram Sirio (Goteborg e Milano). Esattamente come in campo automobilistico, il montante di un tram è un elemento estremamente rigido indipendentemente dalla soluzione costruttiva adottata.



Figura 29 – Differenti soluzioni costruttive per il montante

Vediamo ora in che modo queste tre zone intervengono in caso di urto contro un pedone. Per una trattazione completa occorrerebbe prendere in considerazione i principali percentili in cui è normalmente suddivisa la popolazione europea (95esimo%ile, 50esimo%ile, 5%ile e bambino di sei anni). Nella presente tesi restringeremo l'analisi al solo 50esimo%ile.

A causa della variabilità in altezza delle tre fasce precedentemente analizzate, i segmenti corporei in cui può essere suddiviso il corpo del pedone (testa, torso, bacino e arti inferiori) impattano zone differenti della testata del tram.

In Figura 30 sono riportate alcune immagini dei frontali di tram, di fronte e di lato, a cui è stato affiancato il manichino 50esimo%ile che verrà impiegato nelle simulazioni. L'immagine del manichino è stata opportunamente scalata in base alle dimensioni delle testate reperite nei siti dei vari costruttori.

E' possibile fare alcune considerazioni:

- in generale gli arti inferiori impattano la zona del paraurti per il tratto che va dalla metà della tibia alla metà del femore, talvolta anche fino alla parte alta della coscia. Il punto di primo impatto dipende dal profilo locale del paraurti: se verticale, femore e tibia saranno coinvolti contemporaneamente, se a punta verranno coinvolti prima la tibia o il femore;
- il bacino generalmente urta la parte alta del paraurti o la fascia dei fanali;
- a seconda della distanza del parabrezza dal piano del ferro, il torace può urtare la zona dei fari/tergicristallo oppure il cristallo frontale o entrambe;

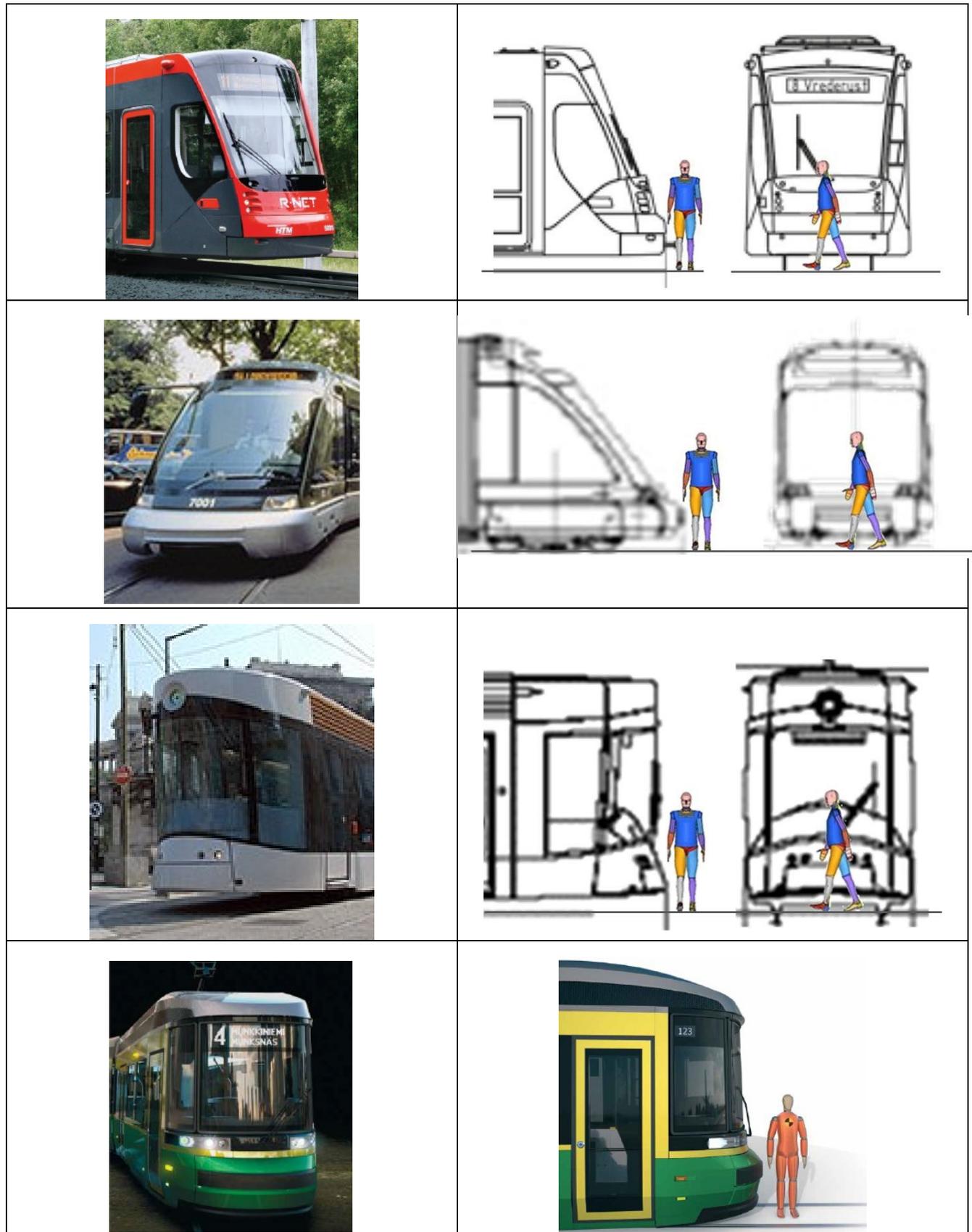


Figura 30 – Esempi di testate di tram affiancate dal manichino 50esimo%ile

- la testa urta il parabrezza nel caso di cristallo posto ad una distanza di 1000mm dal piano del ferro: l'impatto avverrà in una zona più centrale, lontano dalla cornice; nel caso di cristallo in posizione più elevata l'impatto avverrà in una zona del cristallo prossima alla cornice o sulla cornice stessa (zona tergicristallo), o eventualmente sulla parte alta del pannello superiore; nel caso di posizione non centrale del manchino la testa può andare ad urtare contro il montante.

In Figura 31 sono evidenziate le zone di impatto per un pedone 50esimo%ile per testata con due posizioni differenti in altezza del cristallo frontale ma medesima distanza dal piano del ferro del paraurti.

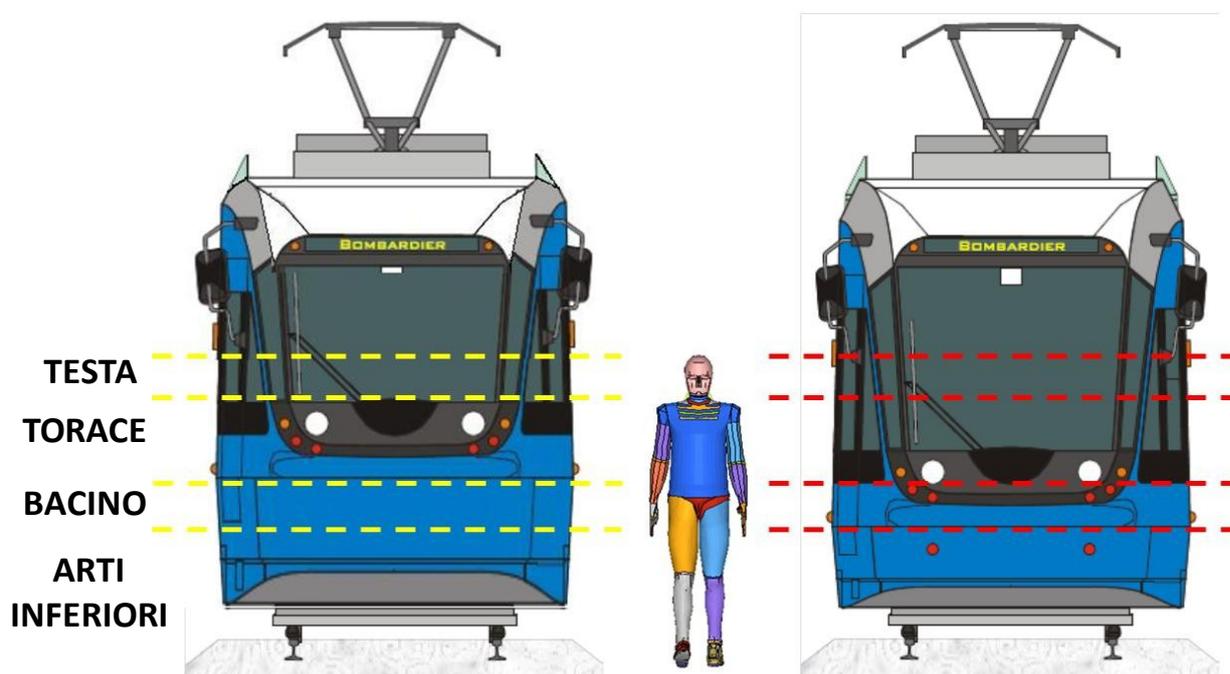


Figura 31 – Zone di impatto per un pedone 50%-ile nel caso di testata con bordo inferiore del parabrezza in posizione più alta (sx) e più bassa (dx); la distanza dal piano del ferro del paraurti è identica.

6 Bibliografia del capitolo

- “Protezione dei passeggeri, del conducente e del pedone per un veicolo urbano su rotaia”– F. Pistocchini, M. Pirola – Tesi di laurea – Politecnico di Milano –A.A. 2005/2006
- Normativa UNI EN 15227:2011
- “AnsaldoBreda Technology” - Memorie presentate da AnsaldoBreda a manifestazioni scientifiche – AnsaldoBreda Dicembre 2006

Capitolo II

Urto pedone

1 Introduzione

“La descrizione della dinamica di un incidente in cui viene coinvolto un pedone è spesso molto semplice, quasi banale: “Il ragazzo stava attraversando la strada quando è stato investito da un veicolo. A causa dell’urto il giovane è finito a terra.” Questa descrizione, pur nella sua semplicità, cela eventi più complessi”.

Un urto pedone è difatti un evento influenzato da moltissimi fattori di natura differente che agiscono in combinazione fra loro: accanto a quelli fisici del veicolo (tipologia, velocità ecc) e del pedone (caratteristiche, posizione assunta al momento dell’impatto, età, ecc), ve ne sono molti altri tra cui quelli atmosferici, urbanistici, legislativi, psico-fisici del conducente ecc. giusto per citarne alcuni.

Per ciascuno di questi fattori a partire dagli anni ’70 del secolo scorso sono state effettuate numerose ricerche, tutte accomunate dalla volontà di comprendere meglio il fenomeno e, conseguentemente, dall’intento di ridurre il più possibile la frequenza di questo tipo di incidente i cui effetti collaterali hanno notevoli costi sociali.

In particolare in campo automobilistico queste ricerche hanno portato allo sviluppo di normative specifiche contribuendo a ridurre l’aggressività dei frontali dei veicoli verso gli utenti più deboli della strada.

I primi veicoli a recepire questi interventi sono stati ovviamente le automobili tradizionali, categoria verso la quale le ricerche si sono principalmente focalizzate; solo recentemente, con la crescente diffusione nel parco auto circolante di SUV, van, pick-up ecc, gli interventi sono stati estesi anche a queste tipologie di veicoli. Poco o niente è stato fatto per i veicoli commerciali o i bus anche a livello di ricerca.

In questo capitolo vengono descritti i risultati delle ricerche relative ai fattori che influenzano la localizzazione e la severità delle lesioni riportate dai pedoni investiti. Vengono anche descritte le

tipologie di lesioni più diffuse, i criteri e le scale di lesione maggiormente utilizzati in campo automobilistico per valutarle.

La maggior parte delle informazioni sono relative alle automobili, tuttavia essi costituiscono la premessa per affrontare il problema dell'urto pedone nel caso in cui il frontale sia quello di un tram.

2 Fattori che influenzano severità e distribuzione delle lesioni

I fattori che contribuiscono a determinare le lesioni, sia in termini di localizzazione che di severità, subite dal pedone a seguito di un investimento sono molteplici. Essi non si presentano mai singolarmente ma combinati fra loro.

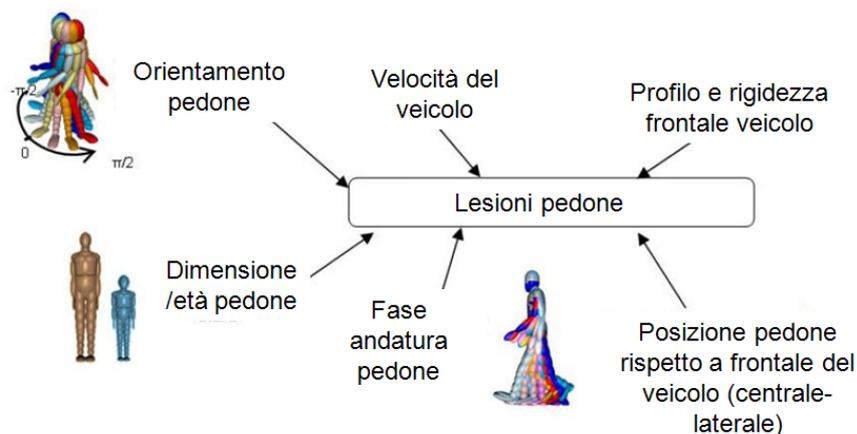


Figura 1 – Principali fattori che influenzano le lesioni dei pedoni. Fonte: “Pedestrian and bicyclists head impact conditions against small electric vehicle” – R.Willinger, N.Bourdet – Ircobi Conference 2014 – Immagine modificata

I principali sono (Figura 1):

- velocità del veicolo
- profilo e rigidità del frontale del veicolo
- caratteristiche fisiche del pedone
- posizione e orientamento del pedone al momento dell'impatto

Il fattore “massa del veicolo” non è stato riportato nell'elenco anche se da un punto di vista delle leggi fisiche sarebbe appropriato. Il rapporto tra la massa del pedone e quella di una generica automobile è mediamente di 1:16 per un adulto e 1:40 per un bambino. Questi rapporti aumentano enormemente se si considerano veicoli quali bus o camion. La disomogeneità di massa è però nell'urto pedone un fattore sempre presente, indipendentemente che il pedone sia colpito da una berlina o da un van, ed è un dato, come si direbbe, di progetto, che non può essere modificato. E

dinnanzi a disomogeneità così eclatanti, altri fattori sui quali si può intervenire devono essere considerati, primo fra tutti il design del frontale.

Una precisazione è dovuta: per “lesioni” in questo capitolo si intendono solo quelle derivanti dal primo impatto, cioè quelle che scaturiscono nell’urto diretto tra veicolo e pedone. Studi che trattano relazioni tra i fattori sopra elencati e le lesioni da secondo impatto, quelle cioè tra pedone e suolo, sono infatti relativamente pochi e i risultati ottenuti ancora scarsi; pertanto essi verranno trattati solo marginalmente.

Di seguito ciascun fattore riportato nell’elenco verrà analizzato nel dettaglio.

2.1 Profilo e rigidità del frontale di un veicolo

Il tipo di profilo del frontale di un veicolo è uno dei fattori fondamentali che incide sulle lesioni subite dal pedone.

Esso infatti influenza:

- la cinematica dell’urto;
- le condizioni di impatto ovvero velocità e angolo di impatto dei vari segmenti corporei coinvolti nell’urto;

Una prima distinzione può essere effettuata tra profili dotati di cofano, più o meno lungo, e profili “piatti” o “quasi-piatti”. Alla prima categoria appartengono principalmente quasi tutte le automobili mentre alla seconda categoria appartengono per lo più veicoli commerciali, i camion e i bus.

Per quanto riguarda i frontali con cofano, la cinematica dell’impatto è caratterizzata dalla cosiddetta fase di caricamento. A seguito del contatto con il veicolo, la parte inferiore del corpo del pedone viene bruscamente accelerata nella direzione di moto del veicolo mentre la parte superiore, ovvero quella al di sopra del baricentro, inizia a ruotare in direzione opposta. L’effetto visibile dall’esterno è quello del cofano che “raccolge” il pedone. Successivamente vi è la fase del secondo impatto a terra.

Esistono tuttavia delle differenze anche tra i veicoli dotati di cofano. Per meglio chiarire questo concetto si riportano i risultati dell’analisi condotta da Han *et al.*. Nel loro articolo “A study on kinematic behavior and head injury risk in head to pedestrian collision” vengono indagate le cinematiche di impatto tra un manichino 50esimo%ile e tre veicoli dotati di cofano: una berlina (o “sedan car”), una mini-car e un SUV (Figura 2).

In tutti e tre gli scenari il manichino è orientato con il fianco rivolto al frontale del veicolo; le velocità di urto variano da 20 a 50km/h.

In una collisione contro una berlina dotata di cofano piuttosto lungo e con altezza dal suolo del suo bordo anteriore medio-bassa (prima immagine a sinistra), inizialmente sono le gambe ad essere colpite dal paraurti, seguite dalla coscia che impatta il bordo anteriore del cofano. Gli arti inferiori si

flettono avvolgendo il frontale mentre il bacino urta il cofano, seguito dal torace che prima ruota e poi impatta, a sua volta, il cofano. L'ultima parte colpita è la testa che contatta il bordo posteriore del cofano: nel caso di velocità iniziale del veicolo di 30km/h questo avviene a 109ms.

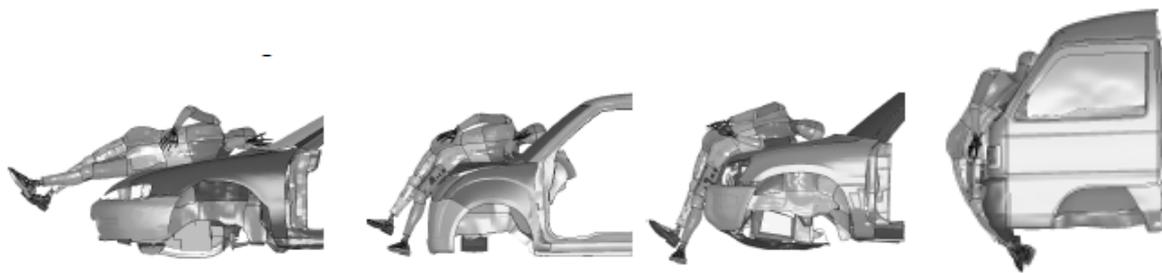


Figura 2 – Tipologie di profili frontali analizzate nell’articolo di Han et al.: procedendo da sinistra a destra abbiamo rispettivamente una berlina (“sedan car”), una “minicar”, un SUV e un van con frontale piatto (“one-box” vehicle)

La cinematica di un urto contro una “minicar” (seconda immagine a partire da sinistra in Figura 2) è molto simile a quella appena descritta. In questo caso però tibia e femore vengono contattati quasi contemporaneamente in quanto il frontale di queste vetture è praticamente piatto fino al bordo anteriore del cofano; quindi, la parte superiore del corpo ruota intorno al bacino, ma in modo minore rispetto al caso precedente a causa dell'altezza del bordo anteriore del cofano che risulta ora più alto. Infine la spalla sinistra urta la zona denominata “vasca dei pesci”, cioè la parte compresa tra bordo posteriore cofano e parabrezza. A causa della minore lunghezza del frontale, nel caso riportato nell’immagine, la testa urta il parabrezza a 94ms per una velocità iniziale del veicolo di 30km/h.

Il profilo del SUV è praticamente piatto fino al bordo anteriore del cofano come nel caso della “minicar” ma tutto il frontale risulta traslato verso l’alto. Il bacino del pedone in questo caso non urta contro la zona anteriore del cofano ma direttamente contro il suo bordo, decisamente più rigido. La rotazione della parte superiore del corpo è paragonabile a quella dell’impatto contro la “minicar”: per una velocità iniziale del veicolo di 30km/h, il torace urta il cofano a circa 79ms. Poiché i SUV hanno un cofano più lungo rispetto alle “minicar”, la testa urta la zona posteriore del cofano e non il parabrezza.

In Figura 3 si riportano i risultati relativi alla velocità di impatto della testa al momento dell’urto contro cofano o parabrezza rilevate per i differenti tipi di profilo sopra analizzati e a differenti velocità del veicolo.

Si può osservare come la velocità della testa è più elevata nel caso di vettura media; seguono “minicar” e SUV. Questo risultato è strettamente legato alla rotazione di tutto il corpo in fase di caricamento: maggiore la rotazione, maggiore la velocità finale della testa.

Riepilogando, nei frontali dotati di cofano:

- è presente la fase di caricamento;
- l'entità del volteggio nella fase di caricamento dipende dall'altezza da terra del bordo superiore del cofano: maggiore per bordi bassi, minore per bordi alti (l'entità del volteggio dipende come vedremo anche da altri fattori);
- nell'urto vengono dapprima coinvolte le estremità inferiori e poi in successione: bacino, torace e testa;
- le zone del frontale del veicolo impattate dai segmenti corporei superiori del pedone variano in funzione dell'altezza dal suolo del bordo anteriore del cofano e dalla lunghezza del cofano;
- a parità di velocità del veicolo, le velocità con cui torace e testa impattano sul cofano o parabrezza dipendono dall'entità del volteggio del corpo in fase di caricamento: maggiore sarà il volteggio maggiori saranno le velocità.

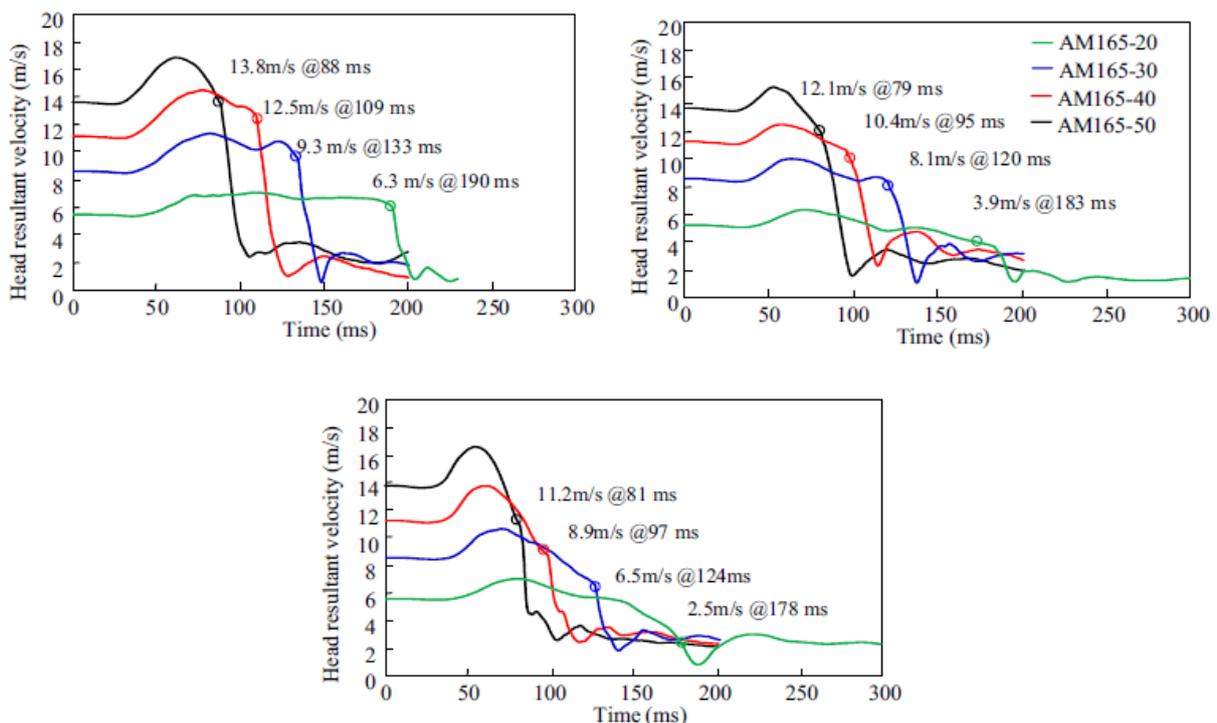


Figura 3 – Dall'articolo di Han et al: grafici della velocità di impatto testa rilevate a diverse velocità del veicolo rispettivamente in senso orario a partire dall'immagine in alto a sinistra: per vettura media, minicar e SUV

Per quanto riguarda l'influenza che i profili "quasi piatti" hanno sulla cinematica del pedone ci riferiamo sempre al medesimo articolo. Oltre alle tre vetture con cofano, Han analizza infatti anche il caso di un veicolo "one-box" (il primo a destra della Figura 2), una geometria molto comune tra i

veicoli commerciali leggeri. Si noti che il veicolo presente in Figura 2 non possiede un paraurti sporgente ed inoltre il pannello anteriore ha il bordo superiore più alto rispetto all' altezza del bacino del pedone. Questo fa sì che la prima parte ad essere impattata dal veicolo non siano più le estremità inferiori ma il bacino, il braccio e la spalla sinistra. Successivamente viene impattata dapprima la coscia e immediatamente dopo il ginocchio della gamba sinistra. A seguire si verifica l'impatto della parte superiore del corpo (addome e cassa toracica) contro la cornice del parabrezza, accompagnato da scarsa rotazione di questa parte. La testa contatta il parabrezza a soli 47ms (sempre per velocità del veicolo al momento dell'impatto di 30km/h) e con un angolo maggiore rispetto al caso di vetture con cofano. Infine tutto il corpo viene spinto in avanti.

Se si confrontano le velocità della testa al momento dell'urto con quelle rilevate nel caso di vettura media possiamo verificare che, a pari velocità del veicolo, per il frontale quasi-piatto esse sono più basse.

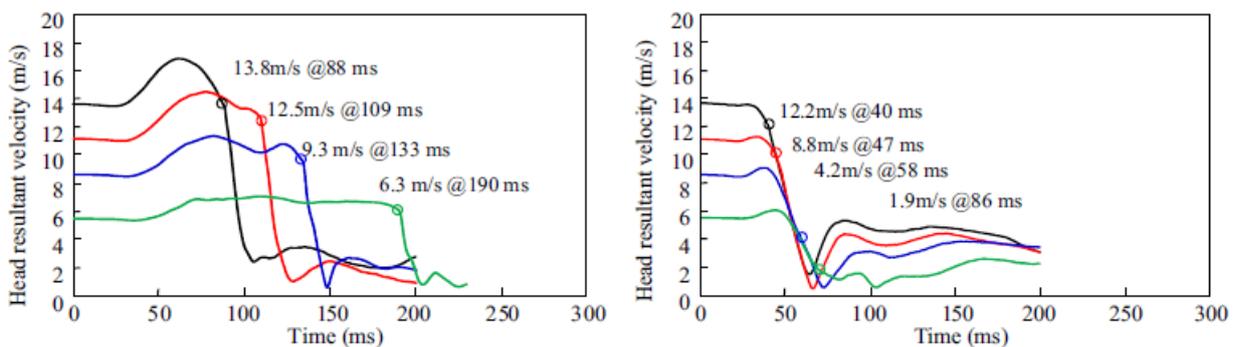


Figura 4 – Dall’articolo di Han et al: confronto tra velocità della testa nel caso di urto contro un veicolo di tipo “sedan” (grafico a sinistra) e contro veicolo di tipo “one-box” (figura a destra)

Al contrario, per il torace la situazione si inverte: la velocità risulta maggiore per il veicolo “one-box” rispetto alle altre tre tipologie di veicolo (Figura 5).

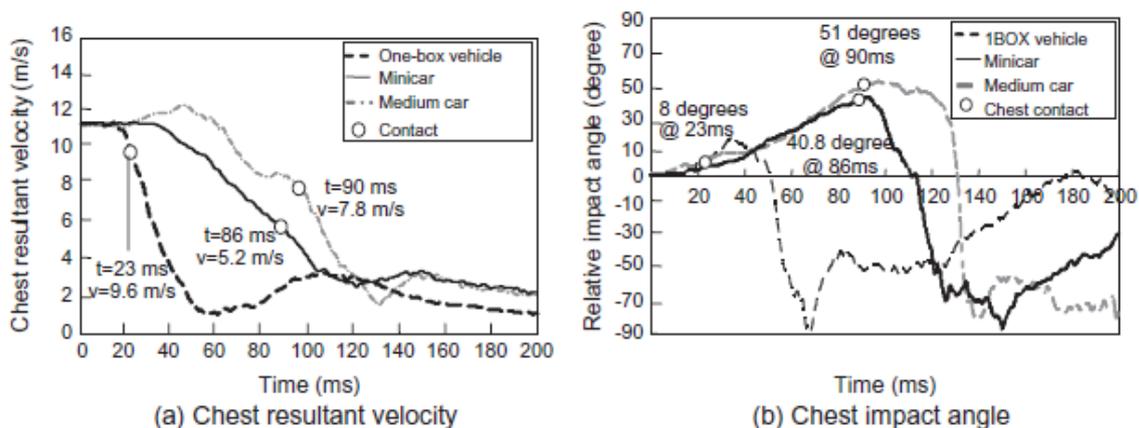


Figura 5 – Dall’articolo di Han et al: confronto velocità del torace e dell’angolo di impatto del torace nel caso di urto contro un veicolo di tipo “sedan”, “minicar”, “SUV” e “one-box”

Nell'urto contro veicoli aventi frontali "piatti" la cinematica è ancora più estrema essendo la forza di impatto ora applicata a tutta la superficie corporea.

Nel caso di collisione contro veicolo dotato di profilo piatto:

- sparisce completamente la fase di caricamento sul cofano mentre è più pronunciata la fase di proiezione in avanti del pedone (Figura 6);
- si modifica la successione con cui vengono contattate le parti del corpo del pedone: prima quelle superiori, bacino e braccia, seguite da gambe e torace (se è però presente un paraurti o una parte sporgente allora questo ordine si modifica). La rotazione del busto è minima o nulla, ruota solo la testa e l'angolo di impatto è quasi 90°.
- I tempi in cui i diversi segmenti corporei sono coinvolti nell'urto con il frontale sono molto più brevi rispetto a quelli visti per una vettura dotata di cofano;

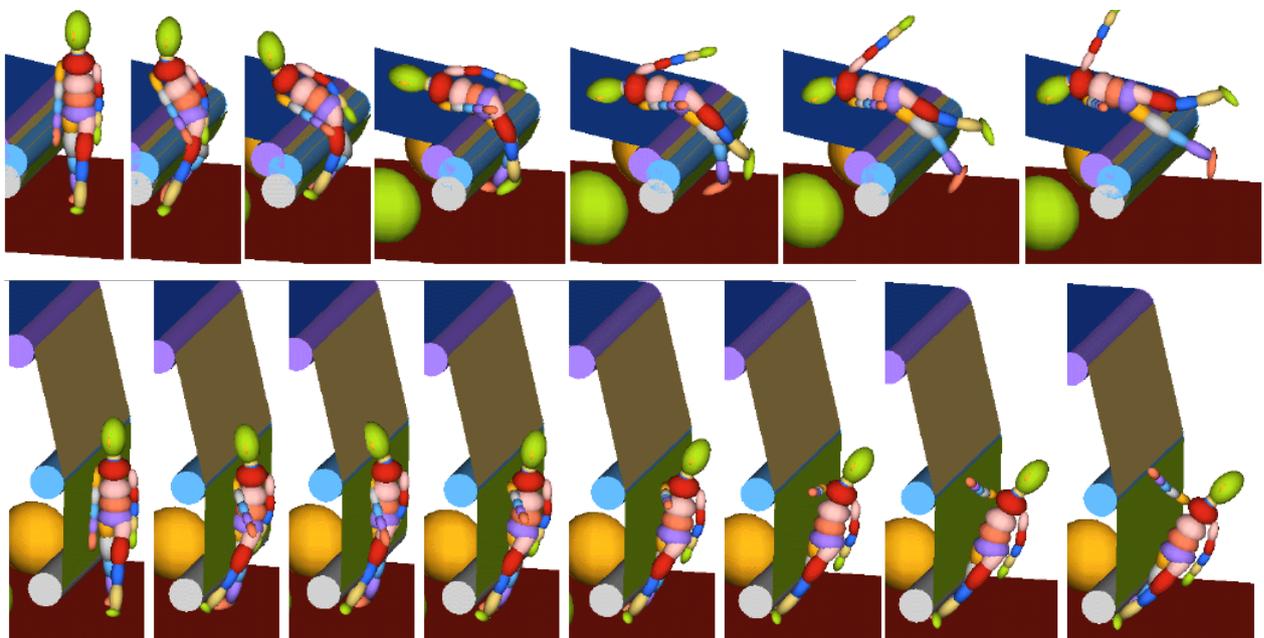


Figura 6 - Cinematica del pedone a seguito di urto contro veicolo dotato di cofano e veicolo con frontale piatto – Fonte: “Informal document No GRSP-41-29 May 2007)

Alcuni ricercatori hanno effettuato studi per individuare anche eventuali relazioni tra profilo del veicolo e severità delle lesioni scaturite dal successivo impatto con il suolo. Gli studi su questo argomento sono tuttavia limitati e i risultati non del tutto chiari. Cavallero *et al.* nel 1983, a seguito di numerosi test sperimentali effettuati con cinque diversi veicoli e manichini/cadaveri, concluse che sembrerebbe non esserci un profilo più favorevole alle lesioni causate da secondo impatto, pur ammettendo che i veicoli da lui utilizzati nei test avevano tra loro differenze geometriche non rilevanti. Uno studio più recente effettuato da Crocetta, Piantini *et al.* indaga lo stesso argomento utilizzando però simulazioni Madymo con sei modelli di veicoli differenti, compreso un SUV e un

van, e manichini rispettivamente 50esimo%ile, 5%ile e bambino 6 anni. Da questo studio sembrerebbe emergere una maggiore aggressività dei SUV e van, quindi veicoli con bordo anteriore cofano ad altezza dal suolo elevata, in quanto sarebbero causa, per velocità del veicolo inferiori o uguali a 30km/h, di una più elevata velocità della testa del pedone al momento dell'impatto con il suolo.

Se la geometria del profilo influisce sulla cinematica dell'urto, la struttura del veicolo e la distribuzione della rigidità sono invece responsabili dell'entità di energia assorbita al momento dell'impatto e quindi del rischio di lesione.

E' ben noto infatti che il frontale di un veicolo, sia esso una automobile o bus, presenta zone più rigide rispetto ad altre e quindi potenzialmente, quando impattate dal pedone, a maggior rischio di lesione.

A partire dagli anni '90 del secolo scorso, quando la tematica della sicurezza dei pedoni è diventata via via più importante, moltissime sono state le soluzioni implementate nelle automobili per ridurre la loro aggressività nei confronti degli utenti più deboli della strada:

- incremento della capacità di assorbimento di energia di alcune zone, ad esempio inserendo schiume come nel caso dei paraurti oppure adottando materiali differenti dai più comuni acciai;
- realizzazione di componenti in grado di collassare in maniera controllata (si pensi alle cerniere del cofano o ai fianchetti laterali);
- allontanamento dalla zona impattata dei componenti particolarmente rigidi: si pensi ad esempio al caso del cofano dove non solo l'ossatura è stata modificata in modo da risultare meno rigida ma tutta la meccanica (motore, batteria ecc) è stata distanziata di 60-65mm elevando il livello del cofano o, dove è stato possibile, abbassando i componenti di meccanica.

L'impatto di questi interventi anche sull'estetica dei veicoli è stata notevole ed il risultato è sotto gli occhi di tutti.

Nonostante tutti questi accorgimenti tuttavia esistono ancora oggi delle zone del frontale dove sussistono delle criticità come il montantino parabrezza o la cornice del parabrezza.

Geometria del profilo e rigidità sono due fattori che si combinano fra loro. Ad esempio un profilo del veicolo che porta la testa del pedone a urtare contro la cornice del parabrezza è più aggressivo rispetto ad un altro che, a parità di impatto, porta la testa a colpire il centro del cofano, zona generalmente meno rigida.

2.2 Velocità del veicolo

La velocità del veicolo al momento dell’impatto è indubbiamente il fattore più importante. Tutti gli studi e le ricerche da sempre dimostrano infatti come la severità di una lesione cresce al crescere della velocità di collisione.

Le statistiche documentano come pedoni investiti a velocità inferiori a 25÷30km/h di solito riportano lesioni minori. Lesioni severe sono presenti invece in urti a velocità di 30÷50km/h. Al di sopra di 50km/h la probabilità che il pedone venga ucciso è molto alta. Questi range di velocità non sono assoluti ma dipendono ovviamente dal tipo di veicolo considerato. Alcuni studi dimostrano infatti che nel caso di frontali aventi un bordo anteriore del cofano con altezza dal suolo elevata o frontali quasi piatti come nel caso dei veicoli commerciali, questi range sono più bassi.

La velocità del veicolo inoltre è un fattore che influisce sulla dinamica dell’incidente. Se ad esempio ad una certa velocità un pedone impatta con la testa nella zona posteriore del cofano di una vettura di medie dimensioni, a velocità superiori è molto probabile che vada ad urtare il parabrezza. Questo comportamento è tuttavia strettamente influenzato dal profilo del veicolo, a riprova del fatto che i fattori che determinano la severità delle lesioni si combinano fra loro. Nel caso di un profilo “quasi piatto” o “piatto” infatti al crescere della velocità del veicolo, la zona impattata dalla testa del pedone rimane pressoché analoga.

A esempio di come la severità delle lesioni cresca al crescere della velocità di impatto si riportano i risultati ottenuti da Han, Pen *et al.* nello studio già citato nel precedente paragrafo.

In Figura 7, a sinistra, è riportata le velocità di impatto della testa in funzione della velocità del veicolo. E’ possibile verificare come queste due grandezze abbiano un legame di tipo lineare e questo risultato è valido per tutti i profili analizzati. Benché infatti sia la velocità del veicolo che la forma del profilo influiscano sulla velocità finale della testa, la velocità del veicolo è il fattore predominante.

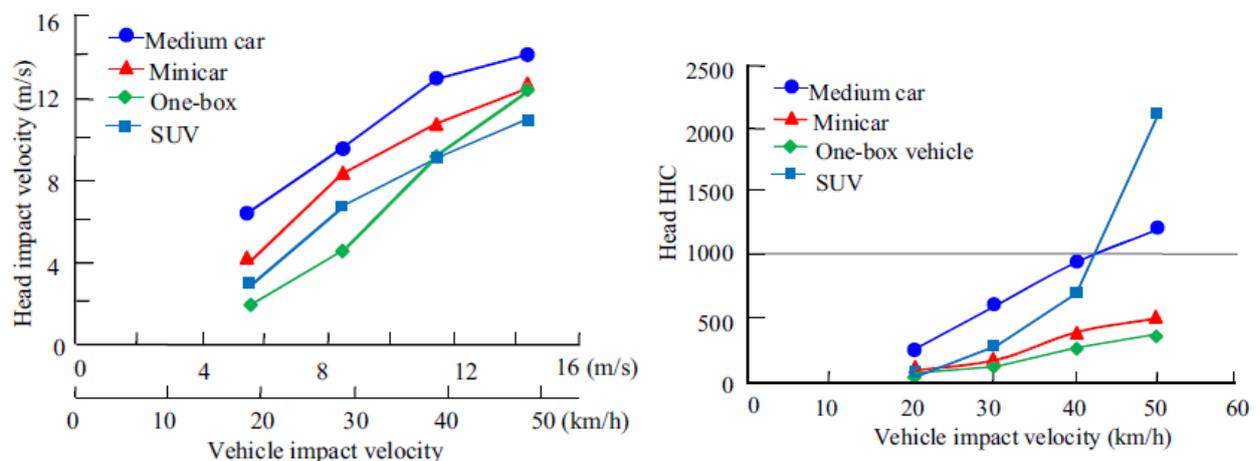


Figura 7 – Dall’articolo di Han et al: velocità impatto testa vs. velocità veicolo; HIC vs velocità veicolo

A destra della Figura 7 invece è riportato l'andamento dell'indice di severità della lesione della testa (HIC) in funzione della velocità del veicolo. L'HIC aumenta all'aumentare della velocità del veicolo poiché aumenta l'energia cinetica di impatto della testa ma non in maniera lineare per tutti i profili. Nel caso del SUV a 50km/h, a causa dell'effetto di scivolamento del corpo sul cofano, la testa è andata a urtare la zona della cornice parabrezza, decisamente più rigida.

2.3 Caratteristiche fisiche del pedone

Sono molteplici le caratteristiche fisiche del pedone che contribuiscono alla severità delle lesioni in una collisione contro un veicolo. Le principali sono:

- età
- sesso
- altezza

L'altezza del pedone è un fattore molto importante nella dinamica di un incidente. A seconda dell'altezza infatti l'urto dei vari segmenti corporei può avvenire in zone differenti del frontale del veicolo. Si pensi ad esempio ad un frontale di una automobile o di un veicolo commerciale: un individuo molto alto avrà più probabilità di urtare con la testa il parabrezza rispetto ad un individuo più basso (Figura 8). Per tenere conto di questo fattore le normative relative alla sicurezza pedone utilizzano il cosiddetto "WAD", Wrap Around Distance, ovvero una misurazione realizzata mediante un nastro svolto sul frontale del veicolo a partire dal suolo.

L'altezza del pedone influisce inoltre sulla cinematica dell'urto: a parità di altezza del bordo anteriore del cofano un pedone con baricentro posto più in alto rispetto ad esso tenderà a ruotare sul cofano del veicolo mentre un pedone con baricentro più basso, ad esempio un bambino, tenderà ad essere proiettato in avanti.

Altro fattore molto importante è rappresentato dall'età: il comportamento biomeccanico di un individuo giovane è infatti alquanto differente rispetto ad uno anziano anche quando l'altezza è confrontabile.

Si pensi ad esempio alla cassa toracica la cui dimensione, forma e resistenza dipendono dall'età e dal sesso. La cassa di un bambino è molto flessibile; durante la crescita la cassa però incrementa la sua resistenza pur rimanendo ancora discretamente flessibile. Negli anziani i giunti mobili tra le coste e lo sterno e le vertebre diventano più rigidi e le stesse coste diventano più fragili a causa della perdita di calcio.

Diverse statistiche dimostrano che i pedoni al di sopra dei 60 anni hanno una probabilità quattro volte maggiore di morire in una collisione contro un veicolo rispetto ad un individuo giovane.

Poiché è impossibile tenere in conto tutte le caratteristiche fisiche, le normative e le prove sperimentali si riferiscono a individui statisticamente significativi della popolazione. Ad esempio quando si parla di manichino 50esimo%ile ci si riferisce ad un rappresentante del 50% della popolazione maschile occidentale; 95esimo%ile un rappresentante del 5% della popolazione maschile occidentale e così via. Per le prove sperimentali di crash test sono stati sviluppati manichini antropomorfi rappresentanti bambini rispettivamente di 3, 6 e 10 anni. Nessun manichino ad oggi è stato realizzato con le caratteristiche fisiche di un individuo anziano.

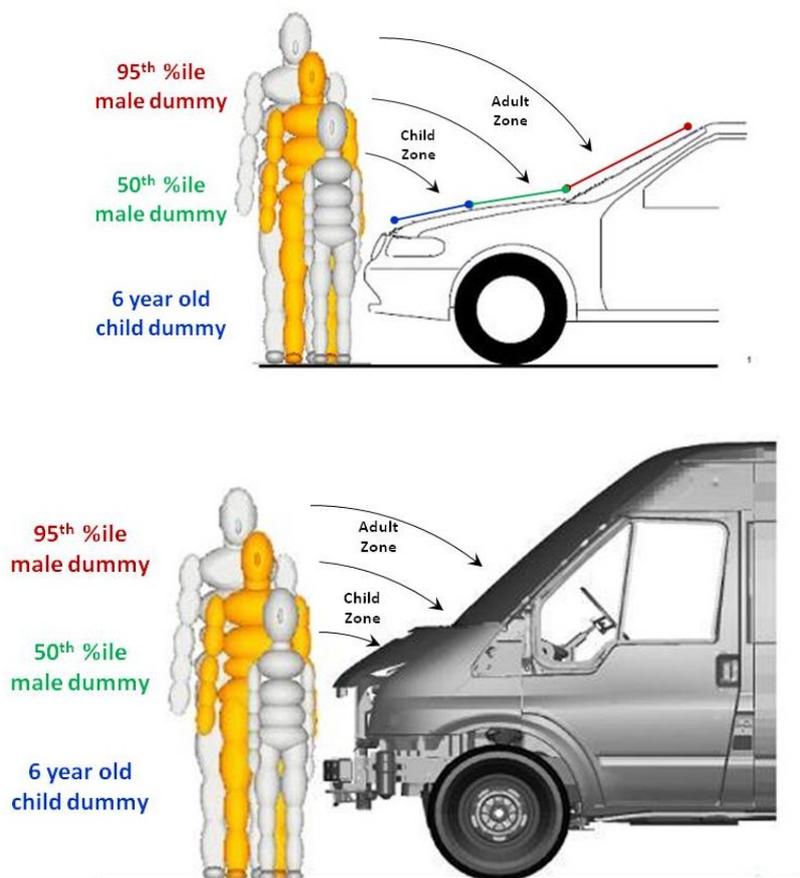


Figura 8 - Zone di urto della testa per differenti percentili di manichini per un'automobile e un veicolo commerciale. - Fonte "Informal document No GRSP-45-25 (May 2009) "Proposed amendment to GTR No 9 - Pedestrian Protection Exemption of Flat Front Vehicles (FFV)"

2.4 Posizione del pedone al momento dell'impatto

La posizione assunta dal pedone relativamente al veicolo al momento dell'impatto è importante per la successiva dinamica ed entità delle lesioni riportate.

Dati concernenti questo fattore sono molteplici: di seguito ci riferiamo a quelli raccolti nell'ambito del "Pedestrian Crash Data Study" (PCDS) realizzato al fine di definire i criteri di lesione per i pedoni e migliorare la comprensione della dinamica degli incidenti che coinvolgono gli utenti più deboli della strada.

Il database raccoglie informazioni dettagliate su 552 impatti coinvolgenti pedoni avvenuti tra il 1994 e il 1998 in sei delle maggiori città statunitensi. I dati comprendono informazioni relative alle circostanze pre-impatto e post-impatto sia del pedone che del veicolo, allo scenario dell'incidente ed infine alle lesioni riportate dal pedone.

2.4.1 Orientamento del corpo relativamente al veicolo

Possono essere individuate quattro posizioni fondamentali assunte dal pedone al momento dell'impatto:

- Frontalmente al veicolo;
- Frontalmente, ma a 45° rispetto al veicolo;
- Lateralmente;
- Posteriormente

Il PCDS mostra che 75 pedoni (14%) sono stati colpiti nella parte anteriore del corpo, 42 (8%) nella parte posteriore, 228 (41.3%) sul lato sinistro e 178 (32%) su quello destro. Il restante 29 (5%) risulta sconosciuto. Si può ragionevolmente dedurre che gli impatti laterali da soli costituiscono il 74% degli impatti totali, così come mostrato in Figura 9.

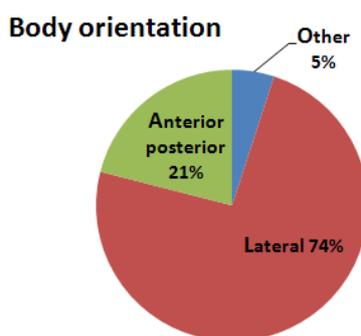


Figura 9 – Distribuzione percentuale della posizione assunta dal pedone al momento dell'impatto.

Fonte: "Design of a full-scale impact system for analysis of vehicle pedestrian collision" – Kam, Kerrigan, Meissner, Deng, Wang – SAE 2005-01-1875

L'importanza della posizione iniziale del pedone è facilmente intuibile se si pensa ad esempio che a pari velocità del veicolo, le forza di impatto della testa risulta maggiore nel caso in cui il pedone

fronteggia il veicolo, mentre risulta minore quando si trova in posizione laterale. Il caso del pedone posizionato a 45° si colloca tra questi due estremi.

Rispetto alla direzione trasversale del frontale veicolo inoltre il pedone può trovarsi al momento dell'urto in posizione centrale o offsettata (Figura 10). Un pedone che viene urtato dalla parte laterale del veicolo ha una probabilità molto più elevata di andare ad urtare con la testa la zona laterale del cofano (fianchetto e cerniere) e del montantino parabrezza rispetto ad un pedone urtato con la parte centrale.

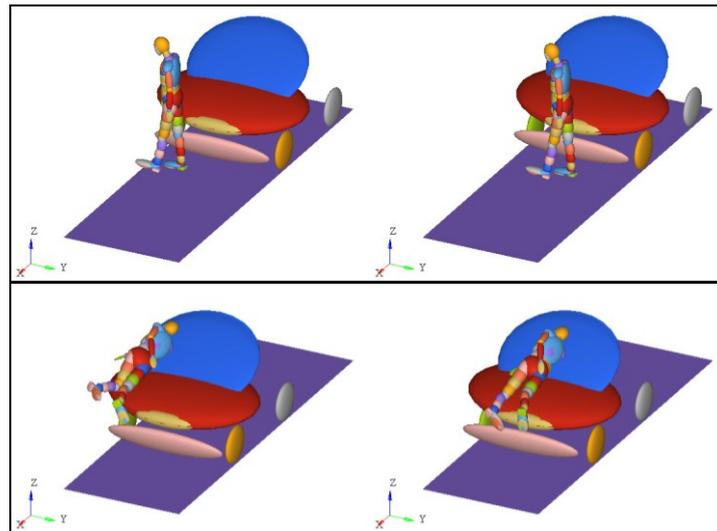


Figura 10 – Posizioni assunte dal pedone relativamente al frontale vettura: offsettata e centrale

2.4.2 Posizione delle gambe

Stante il fatto che la posizione assunta più frequentemente dal pedone in fase di urto è quella laterale, occorre ora definire la posizione delle gambe al momento dell'impatto.

Il PCDS mostra che in 31 casi (6%) i pedoni colpiti avevano le gambe unite, in 27 casi (5%) le gambe divaricate lateralmente, in 362 casi (65%) le gambe divaricate nel piano sagittale, altro nei restanti 132 casi (24%). Questi dati confermerebbero che lo scenario di incidente più comune è quello in cui il pedone sta attraversando la strada, cioè sta camminando, mentre le altre due posizioni rilevate nella statistica sono relative per lo più a pedone in posizione statica (Figura 11).

Quando un pedone cammina, la posizione assunta dalle gambe relativamente al veicolo non è costante. Per spiegare questo concetto occorre analizzare le diverse fasi che costituiscono una camminata. Essa è costituita dal succedersi di singoli passi. Ciascun passo è costituito da due momenti: una "stance phase" ed una "swing phase". La "stance phase" è caratterizzata dal fatto che entrambi i piedi sono a contatto con il terreno e può essere suddivisa in tre ulteriori sotto-fasi: una fase di carico, una fase intermedia (mid-stance), una fase di scarico.

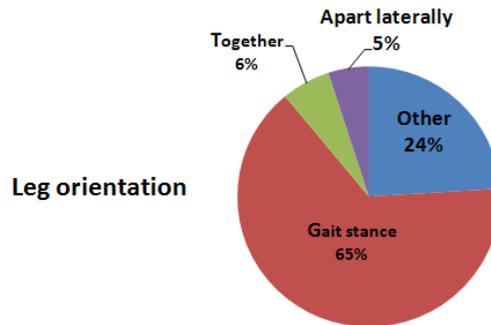


Figura 11 – Posizione assunta dalle gambe del pedone al momento dell’urto. Fonte: “Design of a full-scale impact system for analysis of vehicle pedestrian collision” – Kam, Kerrigan, Meissner, Deng, Wang – SAE 2005-01-1875

L’inizio del passo può essere arbitrariamente individuato nell’istante in cui il piede sinistro si trova in avanti ed entrambi i piedi stanno supportando in maniera eguale il peso del corpo (Figura 12). Questa è la fase intermedia (“mid-stance”). Successivamente al procedere del pedone, c’è la fase di scarico in cui il tallone del piede destro è sollevato ma la sua punta ancora in contatto con il suolo così come tutta la pianta del piede sinistro. Successivamente anche la punta si stacca ed il peso del corpo è sorretto soltanto dalla gamba sinistra: questa fase è chiamata in inglese “swing” perché il piede sinistro compie una oscillazione in aria portandosi da una posizione arretrata ad una posizione avanzata. Quando il tallone del piede destro viene appoggiato al suolo inizia la fase di carico; quando tutto il piede destro è in contatto allora ci troviamo di nuovo nella posizione intermedia ed il pedone ha compiuto un passo.

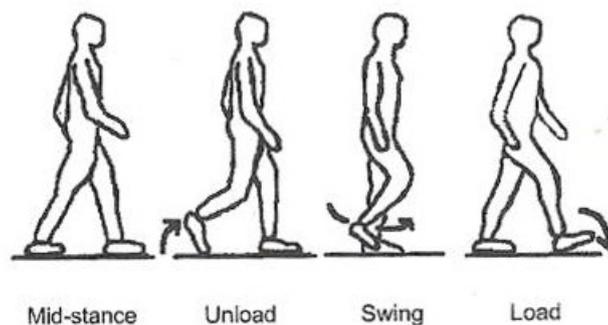


Figura 12 – Fasi principali della camminata Fonte: “Design of a full-scale impact system for analysis of vehicle pedestrian collision” – Kam, Kerrigan, Meissner, Deng, Wang – SAE 2005-01-1875

Sapere in quale fase del passo si trovano le gambe al momento dell’impatto è quasi impossibile: tuttavia la probabilità di avere entrambi gli arti inferiori a contatto con il suolo, e quindi in una fase di stance, è superiore a quella in cui un solo arto regge il peso del corpo.

L’importanza della posizione assunta dalle gambe al momento dell’impatto nella successiva cinematica della parte superiore del corpo è stata dimostrata da diversi studi quali quello di Meissner

et al. (2004). Quando la gamba non urtata dal veicolo resta indietro, il pedone ruota intorno alla propria verticale così che l'impatto contro il cofano o il parabrezza avviene con la parte posteriore della testa (Figura 13, sequenza a destra), mentre l'inverso accade quando è la gamba urtata a rimanere in posizione arretrata (Figura 13, sequenza a sinistra).

Sono stati effettuati anche studi per verificare se la lunghezza del passo al momento dell'impatto possa influire sulla successiva cinematica dell'urto. Deng *et al.* nel 2005 hanno effettuato simulazioni con un manichino posizionato lateralmente a 90°, con gamba destra in posizione avanzata e dalla parte del frontale veicolo, gamba sinistra in posizione arretrata, mani unite e poste innanzi al corpo, gambe in mid-stance e distanza tra i piedi rispettivamente a 60 e 35 cm.

Le simulazioni hanno evidenziato per entrambi i casi una rotazione simile della parte superiore del corpo e del bacino fino a 310ms, quando ormai la testa ha urtato il veicolo. Pertanto la distanza tra i piedi è stata considerata nello studio un fattore di scarsa influenza.

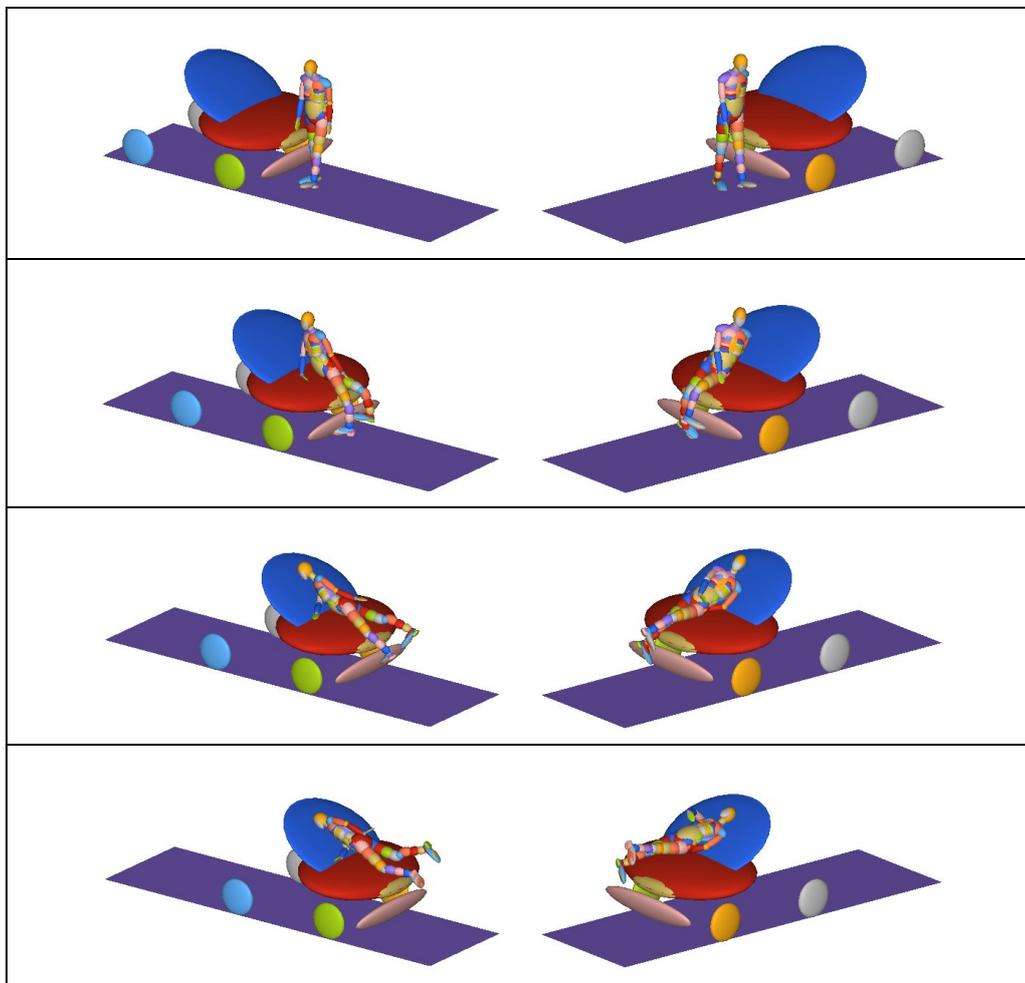


Figura 13 - Differente rotazione della parte superiore del manichino causata dalla posizione iniziale delle gambe: nella sequenza a sinistra la gamba urtata è in posizione arretrata; nella sequenza a destra la gamba colpita è in posizione avanzata.

2.4.3 Posizione delle braccia

Durante la camminata normalmente le braccia oscillano congiuntamente agli arti inferiori con ciascun arto superiore in controfase rispetto a quello inferiore.

Tuttavia dalle analisi degli incidenti con pedoni è risultato che le braccia spesso non si trovano nella posizione “teorica”: da uno studio effettuato da Chidester e Isenburg (2001) ad esempio risulta che spesso i pedoni al momento dell’urto hanno braccia posizionate diversamente poiché spesso tengono qualcosa in mano come ad esempio borse, zaini e cellulari.

Diversi studi hanno dimostrato che se una qualsiasi parte dell’arto superiore rimane pizzicato tra il corpo del pedone e il veicolo, la gravità delle lesioni al torace e alla testa può variare.

3 Distribuzione delle lesioni del pedone e loro classificazione

In letteratura sono reperibili molti articoli riguardanti le distribuzioni di lesioni riportate dai pedoni in caso di impatto contro automobili tradizionali. Per impatti contro veicoli LTV, i cosiddetti Light Truck Vehicle (suv, van, pick-up ecc), gli studi e le rilevazioni a fini statistici risalgono soltanto all’ultimo decennio. Scarsi sono invece i documenti relativi a impatti contro veicoli a frontale quasi-piatto o piatto.

Nel presente paragrafo verranno descritte soltanto le lesioni per gli ultimi due casi, essendo questi quelli più vicini per tipologia di profilo ad un frontale di tram.

Per una migliore comprensione degli argomenti trattati in questo paragrafo e nei successivi, viene introdotta una breve descrizione di ciò che si intende per scala di lesione.

3.1 Scale di lesione

La scala di lesione è uno strumento di classificazione numerica della tipologia e gravità delle lesioni. Ve ne sono di molti tipi poiché molti sono gli ambiti in cui vengono utilizzate. Possono essere suddivise in tre principali gruppi:

- scale anatomiche, che classificano la lesione in termini di localizzazione anatomica, di tipologia e gravità. Queste scale valutano l’entità della lesione piuttosto che le conseguenze a lungo termine. La più famosa e diffusa tra queste scale è la “Abbreviated Injury Scale” (AIS);
- scale fisiologiche, che descrivono lo stato fisiologico del paziente sulla base del cambiamento di funzionalità causato dalla lesione. Lo stato e la sua valutazione numerica possono variare durante il periodo di cura. Questo tipo di scala è molto utilizzata in ambito clinico;

- scale basate sul danneggiamento, sulla disabilità e sul costo sociale. In questo caso vengono valutate le conseguenze a lungo termine e l'influenza che le lesioni hanno sulla qualità di vita del paziente.

Di seguito viene descritta brevemente soltanto la scala AIS, scala di riferimento universalmente utilizzata nell'analisi degli incidenti stradali, nella valutazione della efficacia dei sistemi di sicurezza e come giustificazione dei limiti biomeccanici impiegati nelle normative e nei rating.

Essa fu sviluppata dall' Association for the Advancement of Automotive Medicine e pubblicata per la prima volta in USA nel 1971.

L'AIS classifica le lesioni traumatiche mediante un codice a 7 cifre che indicano in ordine:

- regione del corpo lesionata: testa, viso, collo, torace, addome, arto superiore, arto inferiore, ecc;
- struttura anatomica interessata: intera regione, vasi, nervi ecc;
- organo: ad esempio nel caso del torace essi indicano se i bronchi, il cuore, il diaframma, ecc;
- il tipo di lesione specifica: lacerazione ecc;
- livello di severità della lesione (si veda Tabella 1)

| Indice di severità | Livello di gravità della lesione singola | Probabilità di morte (%) |
|--------------------|--|--------------------------|
| AIS 0 | NESSUNA LESIONE | - |
| AIS 1 | MINORE: non richiede trattamenti medici | 0.0 |
| AIS 2 | MODERATO: di solito richiede trattamenti medici ma solitamente non ci sono rischi di morte o lesioni disabilitanti | 0.1÷0.4 |
| AIS 3 | SERIO: probabile ospedalizzazione e possibilità di inabilità di lunga durata; no rischi significativi di morte | 0.8÷2.1 |
| AIS 4 | GRAVE: sovente rischi di inabilità permanente; buone speranze di sopravvivenza | 7.9÷10.6 |
| AIS 5 | CRITICO: necessita solitamente di intense cure mediche; sopravvivenza incerta | 53.1÷58.4 |
| AIS 6 | MASSIMO: non trattabile e virtualmente senza possibilità di sopravvivenza | 100 |
| AIS 9 | SCONOSCIUTO | |

Tabella 1 – Classificazione delle lesioni secondo la scala AIS

L'entità del danno non è proporzionale all'indice di severità: per esempio il grado di severità passando dal valore 4 a quello 5 è molto maggiore di quello tra 1 e 2. Inoltre il rischio di morte

crebbe rapidamente con il valore di AIS. Poiché le lesioni possono interessare più zone del corpo e/o più organi, per indicare la più grave che il soggetto ha subito si usa la sigla MAIS: ad esempio con MAIS3 si vuole indicare che almeno una delle lesioni subite ha valore 3.

Spesso accanto al valore della scala compare un segno +: esso viene aggiunto quando è necessario specificare che le lesioni hanno superato una definita soglia di severità. Per esempio con la dicitura “AIS3+” si indicano i casi in cui si è verificata una lesione di valore 3 o superiore.

3.2 Lesioni determinate da collisione con veicoli LTV (SUV, van, light truck)

A partire dai dati raccolti nel programma PCDS (paragrafo 2.4) nel 2005 Longhitano ha effettuato uno studio per determinare la differente distribuzione delle lesioni e la loro relativa gravità subite da un pedone a seguito di incidente con due diversi tipi di veicolo: automobile e LTV.

In questo studio i dati relativi alle lesioni riportate e classificate AIS2+ e AIS3+ sono stati riorganizzati in base alla localizzazione anatomica. A tale scopo il corpo umano è stato suddiviso in tre macro-regioni: la testa, inclusa il viso; il torso, incluso il torace, l'addome e la spina dorsale; le estremità inferiori comprendenti bacino, cosce, ginocchia, gambe, piedi e caviglie.

Per ogni incidente analizzato inoltre Longhitano ha verificato quale parte o parti del frontale del veicolo ha causato la lesione. I risultati ottenuti sono riportati in Figura 14 e Figura 15.

Lo studio ha dimostrato come la distribuzione delle lesioni sia differente per le due tipologie di veicoli, sia per quanto riguarda la regione corporea che la zona del veicolo impattata.

Per le auto, la testa è la regione che presenta le percentuali di lesioni classificate AIS 3+ e AIS 2+ più elevate seguita dagli arti inferiori. Le lesioni alla testa nelle auto sono associate principalmente al contatto con il parabrezza e il montante A.

Per gli LTV, la percentuale più alta è sempre rappresentata dalle lesioni alla testa, seguita da vicino dalle lesioni al torso. Le lesioni alla testa negli LTV sono causate dall'impatto contro il cofano e il parabrezza, mentre quelle del torso sono dovute all'impatto contro cofano e bordo anteriore del cofano. Le lesioni agli arti inferiori sono significative anche nel caso di LTV ma queste lesioni sono associate al contatto con il bordo anteriore del cofano e con la griglia piuttosto che con il paraurti con avviene per le auto, suggerendo che la parti più interessate sono la coscia ed il bacino.

3.3 Lesioni determinate da impatto contro veicoli con frontale quasi piatto

Per descrivere la distribuzione delle lesioni in caso di collisione con vetture dotate di frontale quasi piatto ci riferiamo all'articolo “Patterns and mechanisms of pedestrian injuries induced by vehicles with flat-front shape” pubblicato nel 2000 sulla rivista “Legal Medicine”.

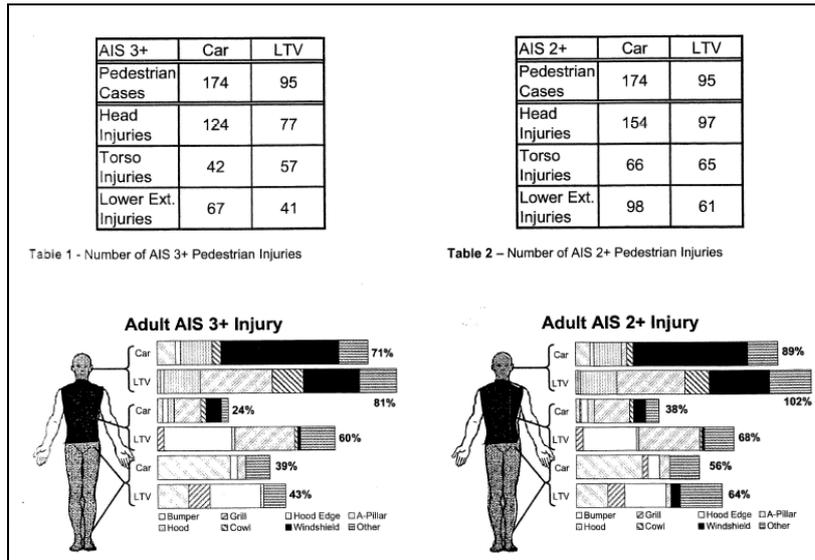


Figura 14 – Dall’articolo di Longhitano et al.: distribuzioni percentuali di lesioni AIS3+ e AIS2+ per differenti regioni corporee per due tipologie differenti di veicoli

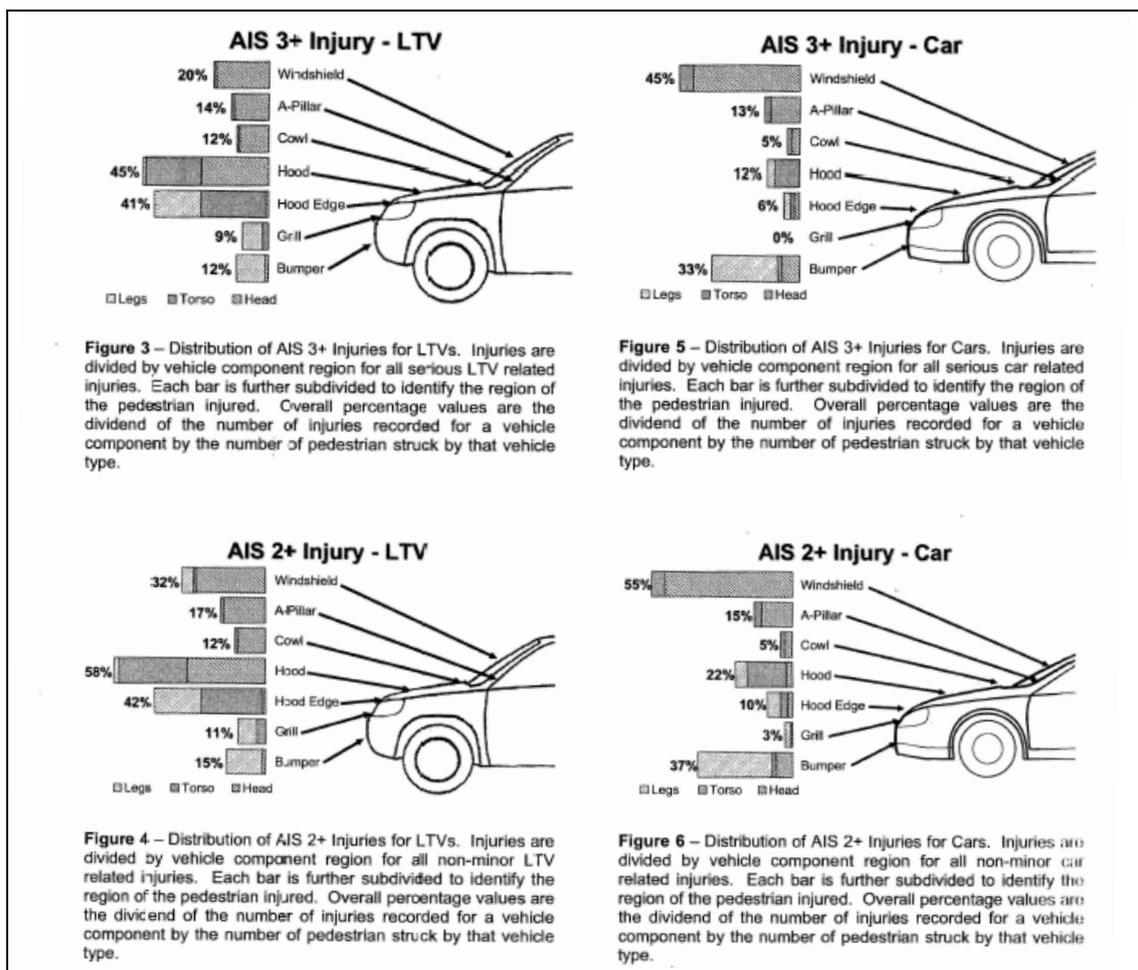


Figura 15 - Dall’articolo di Longhitano et al.:distribuzioni percentuali di lesioni AIS3+ e AIS2+ per componenti di due tipologie differenti di veicoli

In questo studio gli autori Tanno *et al.* in collaborazione con gli ingegneri dell'ITARDA (Institute for Traffic Accident Research and Data Analysis), analizzano 101 collisioni avvenute nel distretto giapponese di Ibaraki, nel periodo aprile 1993-marzo 1998 tra pedoni e due distinti gruppi di veicoli: quelli con frontale piatto, quasi perpendicolare alla strada, e quelli dotati di cofano (Figura 16).

Dei 101 casi analizzati, 33 coinvolgono veicoli del primo tipo e 68 quelli del secondo.

La velocità di media di impatto è di 25 km/h per i veicoli a frontale piatto e 35km/h per quelli con cofano.

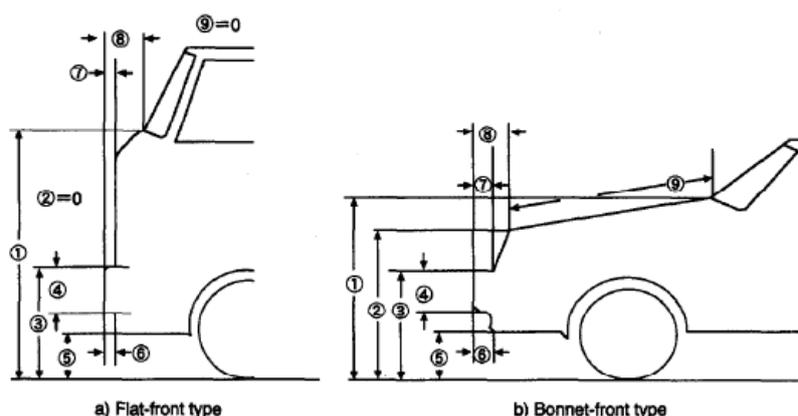


Table 2. The mean value of measurement of each front structure in the flat-front group (n=20) and the bonnet-front group (n=57)

| Front structures* | Flat-front group (mean±SD cm) | Bonnet-front group (mean±SD cm) |
|---|----------------------------------|------------------------------------|
| ①The height of end of front panel or bonnet | 120.7±22.54 | 88.4± 2.85 |
| ②The height of edge of bonnet | | 69.6± 5.91 |
| ③The height of front bumper | 64.0±10.12 | 51.2± 2.97 |
| ④The width of front bumper | 21.5± 7.66 | 15.1± 7.15 |
| ⑤The height of skirt | 30.8± 5.90 | 24.5± 4.80 |
| ⑥Bumper lead 1 | 4.1± 2.43 | 7.5± 5.39 |
| ⑦Bumper lead 2 | 6.7± 2.89 | 6.9± 2.37 |
| ⑧Bumper lead 3 | 17.6± 9.75 | 9.6± 2.70 |
| ⑨The length of bonnet | | 104.3±18.88 |

Figura 16 – Schema delle dimensioni della struttura del frontale per i due gruppi di veicoli analizzati nell’articolo “Patterns and mechanisms of pedestrian injuries induced by vehicles with flat-front shape” di Tanno et al.

La distribuzione percentuale delle lesioni subite dai pedoni è riportata nella tabella di Figura 17.

Lesioni alla testa e alle estremità inferiori sono comuni per entrambe le tipologie di veicoli.

Le lesioni alla cassa toracica sono sensibilmente più elevate per il gruppo a frontale piatto (30.3%) rispetto al gruppo a frontale con cofano (11.8%). Se si considera tutto il tronco (bacino o addome

oltre alla cassa toracica) la percentuale sale al 42.4% per il primo gruppo contro il 27.9% del secondo.

Table 1. The frequency of injuries in each body region in the flat-front group and the bonnet-front group

| Body regions | Flat-front group (n=33) | Bonnet-front group (n=68) |
|-------------------|----------------------------|------------------------------|
| Head | 23 (69.7%) | 41 (60.3%) |
| Face | 6 (18.2%) | 15 (22.1%) |
| Neck | 2 (6.1%) | 7 (10.3%) |
| Chest* | 10 (30.3%) | 8 (11.8%) |
| Abdomen | 3 (9.1%) | 7 (10.3%) |
| Pelvis | 7 (21.2%) | 11 (16.2%) |
| Upper extremities | 16 (48.5%) | 20 (29.4%) |
| Lower extremities | 20 (60.6%) | 43 (63.2%) |

*P<0.05, chi-square test

Figura 17 – Sempre dall’articolo di Tanno et al.: distribuzione percentuale delle lesioni riportate nei 33 casi di urto pedone contro veicoli a frontale quasi piatto e nei 68 casi contro veicoli con cofano

Le lesioni agli arti inferiori si presentano con percentuali simili per i due gruppi; se però si tiene conto delle sole fratture le percentuali variano. Per il primo gruppo sette fratture sono state osservate in sei incidenti (18.1%) mentre nel secondo gruppo si sono verificate 23 fratture in 18 incidenti (126.5%). Inoltre le fratture della gamba inferiore sono il 42.9% (3 su 7) per i frontali piatti e ben il 78.3% (18 su 23) per i frontali con cofano.

Nello studio è stata anche indagata la causa di questa differente ripartizione delle percentuali delle lesioni.

Per quanto riguarda i danni alla testa, lesioni severe classificate AIS3+ sono presenti in entrambi i casi (Figura 18). Nel caso dei veicoli con cofano esse sono tuttavia causate principalmente dal contatto con la cornice del parabrezza e/o il montante A; nel caso di veicoli a frontale piatto, le lesioni alla testa dovute al contatto con il suolo hanno una percentuale analoga a quelle causate dal veicolo stesso (si noti però la percentuale nulla associata alla zona intorno al parabrezza) e da cause sconosciute.

Questa differenza deve essere ricercata nella traiettoria post-impatto del pedone. Come già visto nel paragrafo 2.1 del presente capitolo, in una collisione contro un veicolo dotato di cofano il pedone “avvolge” il frontale contattando il cofano, il parabrezza e la sua zona circostante poiché il suo baricentro è posto ad una altezza superiore rispetto al bordo anteriore del cofano. Maggiore è la velocità di impatto o l'altezza del pedone, maggiore sarà la probabilità che la testa impatti la zona del parabrezza. Nel caso di frontali quasi piatti dopo il primo impatto, il pedone viene spinto in avanti e quindi buttato a terra.

Table 3. Distribution of causes of severe head injuries (AIS \geq 3) in adult pedestrian (over 10 years old)

| Causes of injury | Flat-front group (13 cases) | Bonnet-front group (41 cases) |
|---------------------------|--------------------------------|----------------------------------|
| Windshield | 0 (0%) | 2 (12%) |
| Windshield frame/A pillar | 0 (0%) | 7 (41%) |
| Other parts of vehicle | 2 (33%) | 1 (6%) |
| Road | 2 (33%) | 4 (24%) |
| Others | 0 (0%) | 3 (18%) |
| Unknown | 2 (33%) | 0 (0%) |
| Total No. | 6 (100%) | 17 (100%) |

Figura 18 – Dall’articolo di Tanno et al.: distribuzioni delle lesioni alla testa classificate AIS3+ in base alle diverse aree del frontale vettura e al suolo

Per i veicoli del primo gruppo le lesioni alla cassa toracica sono imputabili al contatto con il pannello anteriore, mentre nessuna causa significativa è stata osservata per la seconda tipologia di veicoli. Ancora una volta la causa è quindi da ricercarsi nella forma del frontale: la presenza di un pannello quasi perpendicolare al suolo infatti fa sì che il torso, e in particolare la cassa toracica, ricevano la maggior parte della forza di impatto. Questa condizione è infatti compatibile con la frequente presenza di fratture multiple della cassa toracica e lesioni agli organi interni per i pedoni investiti da veicoli del primo gruppo.

Le lesioni alla zona bacino/femore sono causati per il primo gruppo ancora dal pannello frontale mentre per il secondo dal bordo anteriore del cofano.

Infine, le lesioni alla parte inferiore delle gambe sono dovute in entrambi i gruppi alla presenza del paraurti.

Secondo Lane *et al.* e Kamiyama, la bassa incidenza di fratture alla tibia nel caso di veicoli appartenenti al primo gruppo può essere attribuito al fatto che la forza di impatto iniziale non è concentrata solo sulla gamba inferiore ma è distribuita su una superficie maggiore. Inoltre la struttura del paraurti influenza questo tipo di lesione. Iwadate *et al.* ha dimostrato come più il paraurti è stretto e lungo e maggiore è il rischio di frattura alla tibia. Nello studio di Tanno *et al.* i paraurti dei veicoli a frontale piatto sono tutti più larghi e corti rispetto a quelli montati su veicoli dotati di cofano.

Da quanto riportato in questi articoli si possono quindi fare le seguenti considerazioni:

- la testa è la parte statisticamente più colpita per tutti i tipi di veicolo presi in esame;
- all’aumentare dell’altezza dal suolo del bordo anteriore del cofano, la seconda parte del corpo a subire lesioni gravi è il torso;

- le estremità inferiori sono sempre coinvolte nell'urto ma nel caso delle automobili sono le gambe a subire le maggiori lesioni, mentre nel caso di veicoli con frontale alto o piatto è principalmente la parte alta del femore e del bacino.

4 Criteri di lesione

Nel precedente paragrafo si è visto come le parti del corpo di un pedone interessate dall'urto sono svariate: il loro maggiore o minore grado di coinvolgimento dipende da quali e quanti dei fattori descritti in questo capitolo intervengono nell'impatto.

Di seguito vengono riportati i principali criteri di lesione utilizzati in ambito automobilistico: essi sono stati sviluppati principalmente per valutare le lesioni che occorrono agli occupanti dei veicoli quando sono coinvolti in urti frontali e laterali. Solo per gli arti inferiori, come vedremo, sono stati introdotti criteri specifici per l'urto pedone.

Per completezza dell'argomento vengono riportati anche i criteri di lesione del collo, anche se dai dati documentati emergerebbe che questa parte del corpo del pedone di fatto non sostenga dei danni rilevanti.

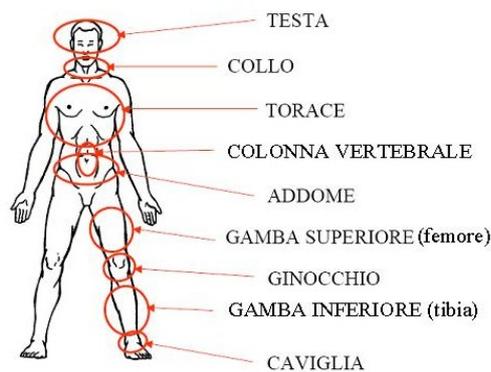


Figura 19

4.1 Criteri di lesione della testa

Il capo e la colonna vertebrale sono considerate le parti del corpo umano più critiche quando coinvolte in un impatto in quanto le lesioni al sistema nervoso centrale sono di natura irreversibile.

Il capo è composto dal viso e dalla testa. Il viso è la parte anteriore del capo e comprende il cranio facciale, la sua pelle, i muscoli, i vasi sanguigni e i nervi facciali. La testa, ovvero la parte centrale e posteriore del capo, comprende il cranio, la sua pelle (scalpo) ed il suo contenuto: cervello e meningi. Qui ci occuperemo solo delle lesioni alla testa come sopra definita.

Le lesioni vengono distinte tra lesioni alle strutture ossee e quelle alle parti molli intercraniche. Le lesioni alle ossa comprendono vari tipi di fratture. I danni al cervello consistono sia in lesioni diffuse che focali. In Tabella 2 sono elencate le lesioni più frequenti.

Le sollecitazioni che causano le lesioni della testa possono essere di tipo statico o dinamico.

| | Skull injuries | Focal injuries | Diffuse injuries |
|-----------------|---------------------|------------------------|--------------------------------------|
| | Vault fractures | Epidural hematoma | Mild concussion |
| | Linear fractures | Subdural hematoma | Classical cerebral concussion |
| | Depressed fractures | Contusion | Diffuse white matter shearing injury |
| | Basilar fractures | Intracerebral hematoma | Diffuse axonal injury |
| Hospitalization | | 50% | 40% |
| Death | | 2/3 | 1/3 |
| Disability | | + | ++ |

Tabella 2 – Dal testo “Injury Biomechanics” J.S.H.M Wismans at al. Eindhoven University of Technology

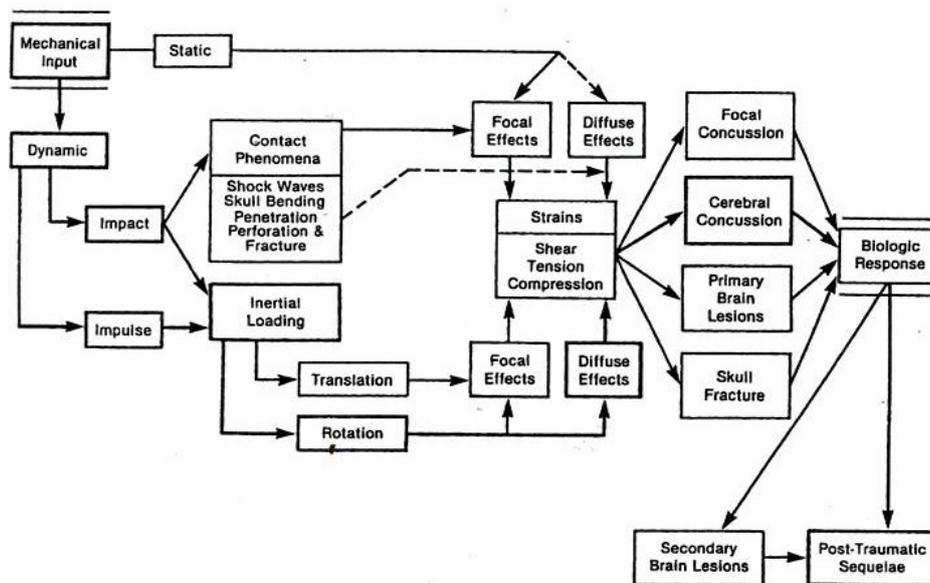


Figura 20 – Schema riassuntivo dei meccanismi di lesione e relative lesioni alla testa (Dal testo “Injury Biomechanics” J.S.H.M Wismans at al. Eindhoven University of Technology)

Se la testa viene sollecitata quasi-staticamente il cranio e il cervello si deformano assorbendo energia; una volta raggiunta la massima deformazione il cranio si rompe, in genere con molteplici fratture e notevoli danni al cervello.

Le sollecitazioni dinamiche, più comuni, si distinguono da quelle statiche per la durata nel tempo che è inferiore a 200ms (negli incidenti automobilistici la durata è inferiore a 50ms). Possono essere di due tipi: con contatto o senza contatto.

Le sollecitazioni dinamiche con contatto causano lesioni alla testa attraverso tre principali meccanismi: compressione, trasmissione di onde d'urto ed effetto inerziale. Le lesioni causate da sollecitazioni dinamiche senza contatto sono causate solo dall'effetto inerziale.

Le lesioni che ne derivano sono di differente tipo.

La compressione determina lesioni al cranio di tipo focale: in corrispondenza della zona dell'impatto il cranio può flettersi fino alla frattura della teca cranica con relativa contusione dei tessuti cerebrali circoscritti alla zona e/o con relativo ematoma epidurale dovuto a rottura di un vaso sanguigno meningeo.

Nella trasmissione per onde di urto si verificano lesioni di tipo focale in zone distanti dalla zona di impatto (le cosiddette "contrecoup injuries"). Ad esempio non è raro riscontrare la frattura della base del cranio in seguito a impatto alla volta del cranio.

Le lesioni per effetto inerziale, causate da sollecitazione dinamica con contatto e senza contatto, sono le più importanti e storicamente sono quelle più analizzate in campo automobilistico.

La testa, in quanto dotata di massa, a seguito di sollecitazione è accelerata o decelerata per effetto della sua inerzia. Questa accelerazione è sempre composta da una componente di traslazione ed una di rotazione. Si avrebbe solo la componente di traslazione o lineare se la linea di azione della forza passasse per il baricentro della testa. Questa affermazione è valida fintanto che è possibile ignorare l'azione di trattenimento del collo, che si suppone trascurabile nel breve intervallo di tempo nel quale la lesione ha luogo.

La forma della testa invece è alquanto lontana da quella sferica e pertanto la distanza della linea di azione della forza dal baricentro è variabile con il punto di impatto. Si può inoltre affermare che in generale la linea di azione di una forza applicata lateralmente alla testa avrà una distanza maggiore rispetto al baricentro che nel caso di forza applicata alla fronte o all'occipite. Questo significa che a parità di severità di impatto per un urto laterale l'accelerazione angolare della testa potrebbe risultare più elevata che per un urto frontale.

Le lesioni causate dall'effetto inerziale sono sia di tipo diffuso che di tipo focale (vedere Tabella 2).

Tra queste ricordiamo soprattutto l'ematoma subdurale (SDH, subdural hematoma) e la sua forma più acuta, l'ASDH, causate dalla lacerazione delle vene a ponte tra la superficie cerebrale e i seni venosi durali adiacenti, e la DAI (Diffuse Axonal Injury) lesione della materia bianca causata da forze di taglio, di cui la commozione cerebrale è una forma lieve.

Tutte queste lesioni sono causate dal movimento relativo tra cervello e cranio.

Quale sia la componente dell'accelerazione, lineare o rotazionale, la causa principale di queste lesioni è motivo di acceso dibattito tra i ricercatori, ancora oggi dopo decenni di studi e prove sperimentali.

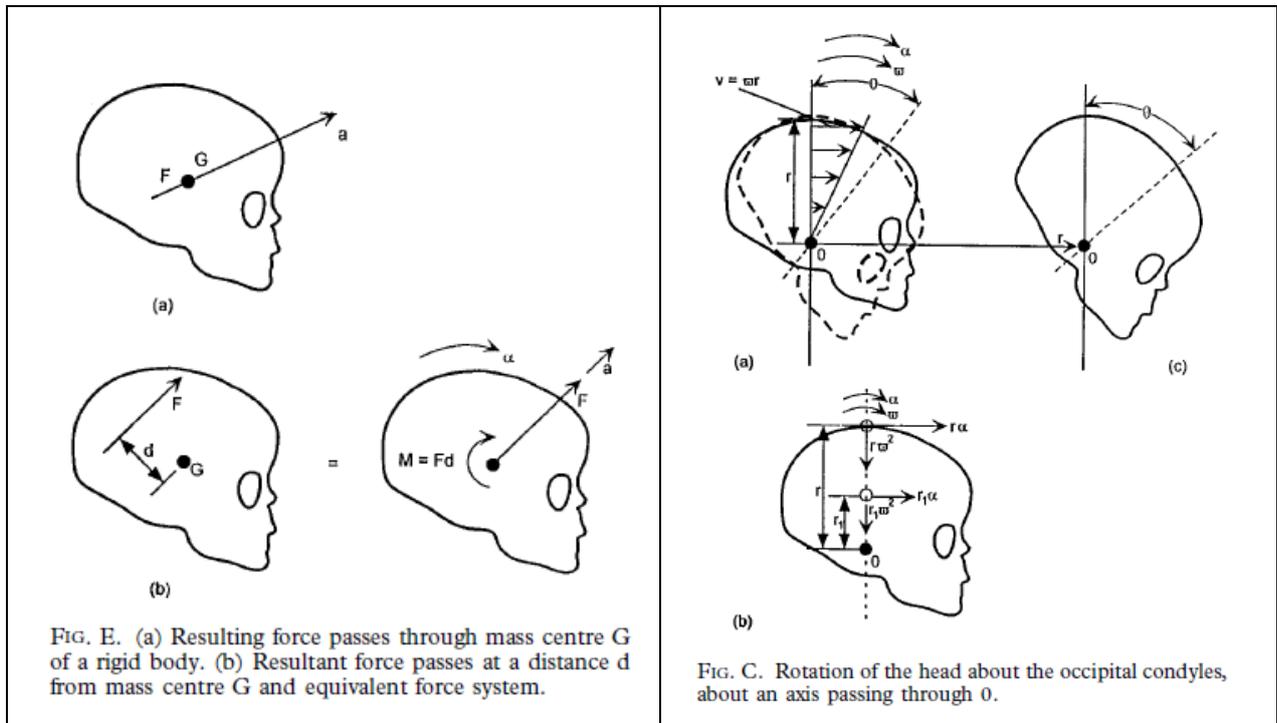


Figura 21 – Dall’articolo “Biomechanics and neuropathology of adult and pediatric head injury” - A. K. Ommaya, W. Goldsmith & L. Thibault - British Journal of Neurosurgery 2002

Già nel 1943 Holbourn, un fisico ricercatore al Dipartimento di Chirurgia dell’Università di Oxford, dimostrò che le lesioni alla testa sono per lo più causate dall’accelerazione angolare. Secondo questo studio questa accelerazione e non quella di traslazione è la probabile causa delle tensioni assiali e di taglio del cervello e quindi della commozione cerebrale. Successivi studi hanno dimostrato come l’accelerazione rotazionale sia alla base di lesioni ancora più severe come l’ematoma subdurale.

Tuttavia storicamente la grandezza meccanica utilizzata per quantificare le lesioni causate da impatti con contatto o senza contatto alla testa è l’accelerazione lineare, più studiata e comunemente utilizzata dalle normative e dai rating.

I limiti di questo parametro furono inizialmente basati sulla Wayne State University Tolerance Curve (WSTC). In Figura 22 vi è una approssimazione di questa: in ascissa è riportata la durata dell’impulso, in ordinata l’accelerazione da traslazione del cranio misurata sulla parte posteriore della testa durante l’impatto della fronte contro una superficie rigida.

I dati sperimentali utilizzati per definire questa curva sono:

- livelli di accelerazione per impulsi di breve durata (1-6ms) sufficienti a produrre fratture lineari del cranio di cadaveri (PMHS);

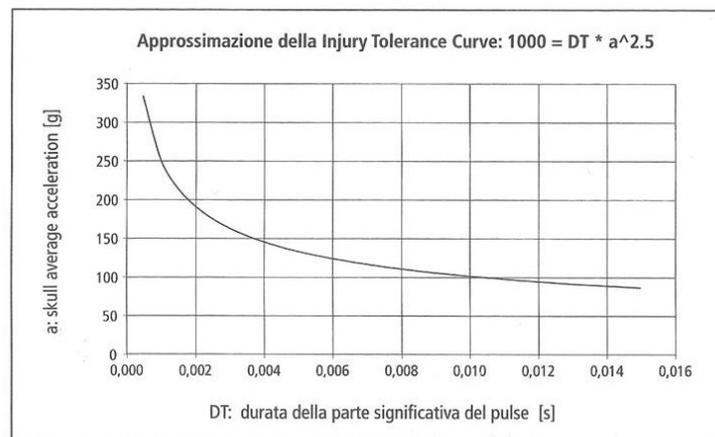


Figura 22 - Wayne State Tolerance Curve (da “La sicurezza passiva degli autoveicoli” – L.Piano – Hoepli)

- livelli di accelerazione per impulsi di media durata (6-10ms) da esperimenti su cadaveri e animali
- livelli di accelerazione per impulsi di lunga durata ottenuti da esperimenti con volontari in cui non si verificano lesioni al cervello.

La curva divide il piano in due parti: al di sopra di essa la combinazione di accelerazione e durata dell'impulso sono tali da determinare danni al cervello (AIS 3 o più elevati).

Osservando la curva si può dedurre che la testa può sostenere elevate accelerazioni ma per tempi brevi; viceversa accelerazioni più basse possono essere sostenute per tempi decisamente più alte.

Per superare la difficoltà di applicare la WSTC a curve di decelerazione complesse, nel 1966 Gadd pervenne ad un criterio dell'impulso mediato sul tempo chiamato il Gadd Severity Index (GSI) detto anche Severity Index (SI):

$$SI = \int_0^T a^{2.5} \times dt$$

dove “a” è l'accelerazione espressa in g misurata sull'occipite della testa e l'integrazione è estesa all'intero impulso di decelerazione. L'esponente 2.5 presente nella formula è la pendenza della retta che si ottiene rappresentando la curva WSTC in scala logaritmica nell'intervallo di tempo compreso tra 2.5ms e 50ms.

Gadd propose come limite il valore 1000: quando questo valore è superato è probabile una lesione di grado severo.

Una espressione modificata della formula di Gadd, nota come “Head Injury Criterion” (HIC) è stata proposta dall'NHTSA (National Highway Traffic Safety Administration) e successivamente

universalmente accettata come migliore interpretazione della WSTC. La sua espressione matematica è la seguente:

$$HIC = \max(T_0 \leq t_1 \leq t_2 \leq T_F) \left[\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right]^{2.5} \times (t_2 - t_1)$$

Dove:

- a è l'accelerazione risultante sulla testa espressa in g e misurata con un accelerometro triassiale posizionato nel baricentro della testa del manichino. Il segnale viene filtrato mediante un filtro CFC1000;
- t2 e t1 due istanti qualunque di tempo lungo la curva di decelerazione tali da rendere massimo il valore di HIC.

Nel 1986 il NHTSA propose di limitare l'intervallo per il calcolo dell'HIC a 36ms perché riconobbe che la probabilità di lesioni al cervello in eventi di lunga durata è bassa.

Tuttavia per meglio valutare la pericolosità degli urti di breve durata e mantenere la corretta misura degli eventi più lunghi è stata suggerita da più parti la riduzione dell'intervallo temporale massimo a 15ms.

Il limite da non superare è sempre fissato a 1000, valore corrispondente ad una probabilità del 15-20% di lesione AIS4+ nel caso di intervallo a 36ms.

Le limitazioni di questo criterio di lesione sono:

- soltanto l'accelerazione di traslazione è tenuta in conto;
- è valido soltanto per impatti con contatto;
- derivando dalla curva WSTC, tiene conto solo delle sollecitazioni in direzione anteriore-posteriore della testa.

Nonostante questi svantaggi l'HIC è il criterio più utilizzato per valutare le lesioni della testa ed è l'unico parametro utilizzato nell'industria automobilistica per sviluppare nuovi veicoli o per soddisfare i requisiti delle normative.

Prasad e Mertz hanno ricavato nel caso di una persona adulta le espressioni che determinano la probabilità di lesione AISx (con x che va da 1 a 6) in funzione del valore di HIC. In Figura 23 sono riportati i grafici dell'HIC calcolati su un intervallo rispettivamente di 36ms e 15ms in funzione della probabilità che si verifichi rispettivamente una lesione classificata come AIS3+ o AIS4+.

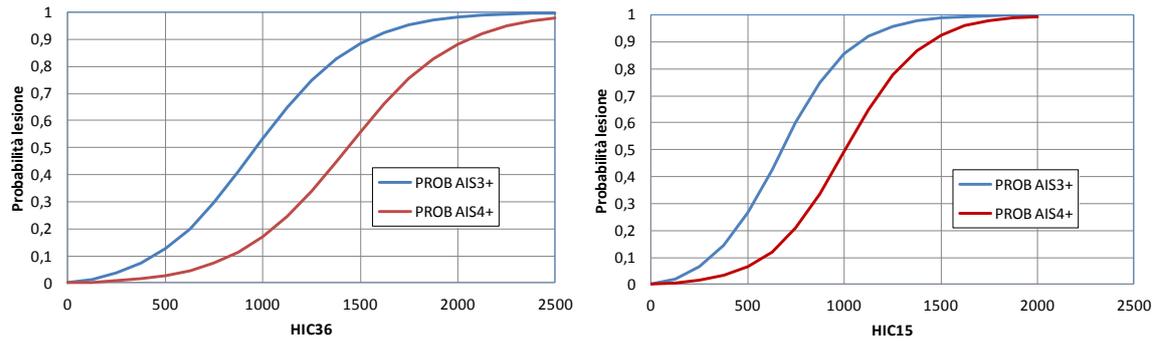


Figura 23 - Probabilità di lesioni alla testa in funzione del valore di HIC calcolate su intervalli di 36ms (sinistra) e 15ms (destra). Le espressioni di queste funzioni sono riportate nel testo “La sicurezza passiva degli autoveicoli” – L.Piano – Hoepli

Tuttavia da uno studio effettuato nel 1980 da Newman in cui l’HIC è stato calcolato a partire da ricostruzioni di incidenti utilizzando manichini antropomorfi, cadaveri e modelli matematici risulterebbe che i’HIC e l’AIS non correlano. Tra i vari motivi addotti vi è anche il fatto che l’unica accelerazione di cui si tiene conto è quella di traslazione.

Altri criteri di lesione della testa che utilizzano l’accelerazione di traslazione sono:

- Contiguous_3ms injury criterion
- Cumulative_3ms injury criterion

Il Contiguous_3ms è un criterio del tipo “*time at level*”: l’accelerazione massima risultante della testa non deve superare 80g per più di 3millisecondi consecutivi. Come per il calcolo dell’HIC anche in questo caso il segnale di accelerazione è filtrato con un filtro CFC1000. Questo parametro può essere utilizzato in aggiunta al valore di HIC poiché con esso si evidenziano meglio eventuali contatti contro strutture rigide che nell’HIC possono essere sottostimati essendo il segnale mediato su un intervallo temporale più lungo.

Il Cumulative_3ms è analogo al criterio precedente con la differenza che l’intervallo di tempo di 3ms non è necessariamente consecutivo.

Infine, la normativa europea impone che il picco massimo di accelerazione non superi 120g: quest’ultimo parametro è un indicatore della forza massima agente sulla testa che è bene non superi il valore di 6kN (a cui corrisponde un’accelerazione di circa 140g) per evitare la rottura delle ossa frontali del cranio.

Per tenere conto anche dell’accelerazione angolare della testa sono stati individuati dei valori limiti (Figura 24) e sviluppati anche dei criteri che tengono conto di questa grandezza. Nessuno di questi tuttavia ha incontrato l’approvazione da parte dei ricercatori. Di seguito si riportano i più noti.

Newman nel 1986 introdusse il GAMBIT (Generalized Acceleration Model for Brain Injury Tolerance), criterio che combina gli effetti di entrambe le accelerazioni:

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

Dove:

- $a(t)$ e $\ddot{\alpha}(t)$ sono i valori istantanei rispettivamente dell'accelerazione lineare e rotazionale;
- n , m e s sono costanti introdotte per soddisfare i dati accidentali del database di Kramer e Appel;
- a_c e $\ddot{\alpha}_c$ sono i valori critici delle accelerazioni: per $n=m=s= 2.5$, $a_c=250g$, $\ddot{\alpha}_c = 25.000$ rad/s².

Il valore $G=1$ rappresenta la probabilità del 50% di avere una lesione AIS3+.

| Tolerance thresholds for rotational acceleration and angular velocity. [20] | | |
|--|---------------------------|-------------------------|
| Tolerance threshold, 50% probability | Type of brain injury | Reference |
| $\alpha = 1800 \text{ rad/s}^2, \Delta t < 20\text{ms}$ $\omega = 30 \text{ rad/s}, \Delta t > 20\text{ms}$ | Cerebral concussion | Ommaya et al., 1967 |
| $\alpha < 4500 \text{ rad/s}^2, \Delta t < 20\text{ms}$ $\omega < 70 \text{ rad/s}$ | Rupture of bridging veins | Löwenhielm et al., 1975 |
| $\alpha < 3000 \text{ rad/s}^2$ | Brain surface shearing | Advani et al., 1982 |
| For $\omega < 30 \text{ rad/s}$: | | |
| AIS 5; $\alpha > 4500 \text{ rad/s}^2$ | | |
| For $\omega > 30 \text{ rad/s}$: | | |
| AIS 2; $\alpha > 1700 \text{ rad/s}^2$ | General injury | Ommaya et al., 1984 |
| AIS 3; $\alpha > 3000 \text{ rad/s}^2$ | | |
| AIS 4; $\alpha > 3900 \text{ rad/s}^2$ | | |
| AIS 5; $\alpha > 4500 \text{ rad/s}^2$ | | |

Figura 24 –Principali valori soglia individuati per velocità di rotazione e accelerazione angolare della testa. Fonte: “Pedestrian collisions with flat-fronted vehicles:injury patterns and importance of rotational accelerations as a predictor for traumatic brain injury” – F. Feist; C. Arregui-Dalmases

Altri studiosi (Newman, Lee, ecc) hanno definito ulteriori valori per i parametri n , m e s e per le soglie critiche e pertanto è possibile trovare in letteratura espressioni differenti per questo criterio.

Utilizzando simulazioni delle lesioni sostenute dagli occupanti coinvolti in incidenti automobilistici sono state ricavate delle espressioni che legano il criterio di GAMBIT con le probabilità di lesione valutate secondo scala AIS (Figura 25).

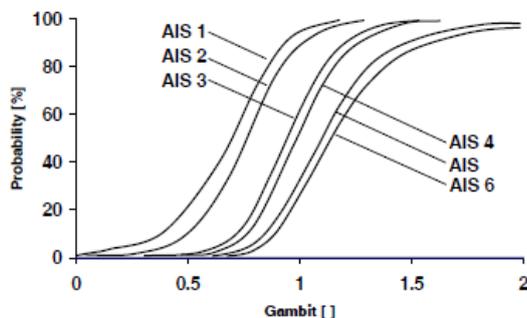


Figura 25 – Probabilità di severità di lesione della testa in funzione del criterio GAMBIT. Fonte: “Pedestrian collisions with flat-fronted vehicles: injury patterns and importance of rotational accelerations as a predictor for traumatic brain injury” – F. Feist; C. Arregui-Dalmases

Il criterio GAMBIT tuttavia non è mai stato estensivamente validato. Inoltre esso è stato criticato perché non tiene in debito conto nella sua espressione del fattore tempo ovvero della durata dell’impatto.

Di recente l’ente americano NHTSA ha introdotto un criterio denominato BrIC la cui espressione è la seguente:

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

dove ω_x, ω_y e ω_z sono le rotazionali della testa e ω_{xc}, ω_{yc} e ω_{zc} i valori critici.

Nelle prove sperimentali questo criterio viene calcolato inserendo nel baricentro della testa dei manichini antropomorfi degli accelerometri in grado di rilevare le velocità angolari.

Questo criterio non intende sostituire il più noto HIC, ma bensì completarlo. E’ noto infatti che rispetto a quanto avviene negli incidenti reali, l’HIC rilevato a calcolo tende a sottostimare le lesioni subite dalle vittime degli incidenti.

Altri criteri sono stati sviluppati negli anni per valutare le lesioni prodotte dagli effetti inerziali. Poiché il moto relativo tra cervello e cranio genera tensioni e deformazioni, queste grandezze meccaniche e non l’accelerazione vengono misurate (Figura 26).

In conclusione, il seguente commento fatto da Goldsmith nel 1981 continua ad essere ancora oggi attuale: “The state of knowledge concerning trauma of the human head is so scant that the community cannot agree on new and improved criteria even though it is generally admitted that present designations are not satisfactory”

| | |
|---|---|
| <i>Proposed local injury measures for brain tissue</i> | |
| ϵ_1 | <i>Gennarelli et al., 1989; Thibault, 1990; Galbraith et al., 1993; Bain et al., 1997; Bain and Meaney, 2000; Morrison et al., 2003</i> |
| $\epsilon \cdot \dot{\epsilon}$ | <i>Goldstein et al., 1997; Viano and Lovsund, 1999; King et al., 2003</i> |
| $\sigma_{vonMises}$ | <i>Shreiber et al., 1997; Miller et al., 1998; Anderson et al., 1999</i> |
| CSDM (Cumulative Strain Damage Measure) | |
| <i>Bandak and Eppinger, 1994; DiMasi et al., 1995; Takhounts et al., 2003</i> | |
| Strain Energy | |
| <i>Shreiber et al., 1997</i> | |

Figura 26 – Elenco dei criteri alternativi proposti negli anni per valutare le lesioni alla testa

4.2 Criteri di lesione del collo

Anatomicamente la colonna vertebrale può essere suddivisa in tre parti:

- tratto cervicale
- tratto dorsale o toracico
- tratto lombare

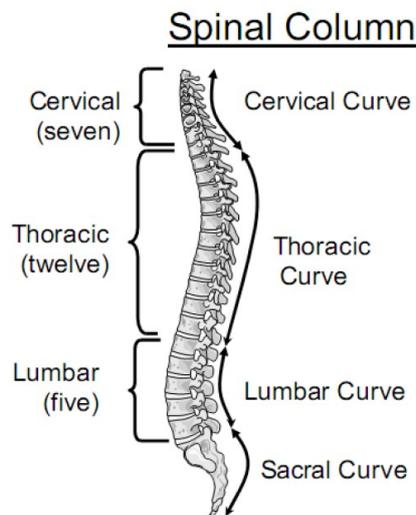


Figura 27

In campo automobilistico le lesioni al tratto dorsale e lombare non sono frequenti. Storicamente le lesioni a questa parte di colonna sono state prevalentemente studiate in campo aeronautico, in quanto frequenti tra i piloti in fase di espulsione. Tuttavia anche in questo caso il meccanismo di lesione analizzato è limitato alla sola compressione della colonna accompagnata da un momento di flessione in avanti. Purtroppo non è dato sapere se i pedoni coinvolti in incidenti automobilistici subiscono danni anche a queste parti e pertanto l'argomento non verrà qui approfondito.

Nei crash automobilistici la parte di spina dorsale maggiormente coinvolta negli urti è invece quella cervicale. Le sollecitazioni agenti su questa parte non sono mai dirette ma nella maggioranza dei casi sono dovute alle forze di contatto agenti sulla testa o a forze inerziali legate alla massa della stessa (dovute al trattenimento delle cinture di sicurezza).

I tipi di sollecitazioni che agiscono sul collo sono di vario tipo: i momenti sono quasi sempre presenti mentre l'entità delle forze assiali e di quelle di taglio dipendono dal punto di applicazione e dalla direzione della forza sulla testa. Ad esempio per impatti prossimi alla "corona", la componente di compressione è predominante; se invece la sollecitazione è contenuta in un piano obliquo si avrà meno compressione e più taglio.

I seguenti meccanismi di lesione sono da considerarsi prevalenti (si tenga presente che per flessione si intende il movimento in avanti del collo viceversa per quello di estensione come visibile in Figura 28):

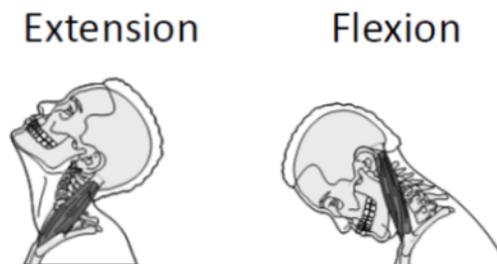


Figura 28 – Movimento di estensione e flessione del capo

Tenso-flessione nel piano sagittale - Una sollecitazione di questo tipo si ha ad esempio quando in un urto frontale la vettura decelera bruscamente, il corpo dell'occupante è trattenuto al sedile tramite le cinture di sicurezza e solo la testa è libera di muoversi in avanti. Negli esperimenti di laboratorio con primati ritenuti e sottoposti a decelerazioni in avanti si sono verificate le separazioni della vertebra atlanto-occipitale e di quelle C1 e C2 per valori di accelerazione di 120g. Le stesse lesioni si sono ottenute in cadaveri umani per valori di accelerazione di 34-38g.

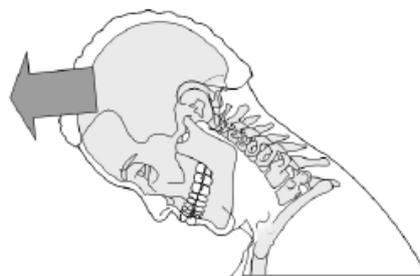


Figura 29 – Tenso-flessione del capo

Tenso-estensione nel piano sagittale - Un esempio classico di questa sollecitazione è rappresentato dal colpo di frusta: mentre il tronco è violentemente spinto in avanti, il capo viene “fiondato” all’indietro e il collo consensualmente iperesteso. Nel caso di sollecitazione lieve le lesioni interessano soltanto i tessuti molli; ma nei casi più severi si assiste a vere e proprie fratture. Altri esempi per questa sollecitazione si hanno quando il mento urta contro la plancia o quando la fronte colpisce il parabrezza. In quest’ultimo caso si può realizzare la frattura della vertebra C2 nota come frattura dell’impiccato.

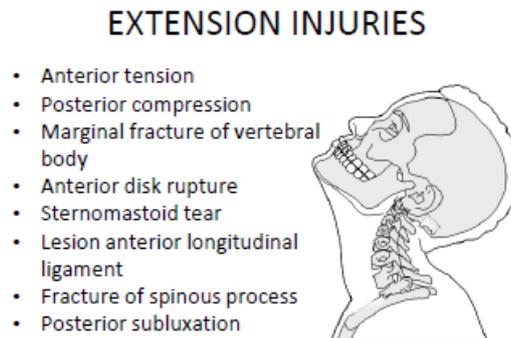


Figura 30 – Tenso-estensione del capo e relative lesioni

Compressione-flessione nel piano sagittale - Quando una forza è applicata al quadrante superiore-posteriore della testa o nella zona chiamata “corona” (crown impact in inglese) mentre la testa stessa è posizionata in avanti, il collo sarà soggetto ad un carico combinato di compressione e momento in avanti. Fratture comuni in questo caso si verificano nella parte anteriore del collo (fratture del cuneo anteriore), ma con carichi superiori si assiste a fratture esplosive o a dislocazioni della frattura; queste ultime due condizioni essendo instabili possono interessare anche il midollo spinale.

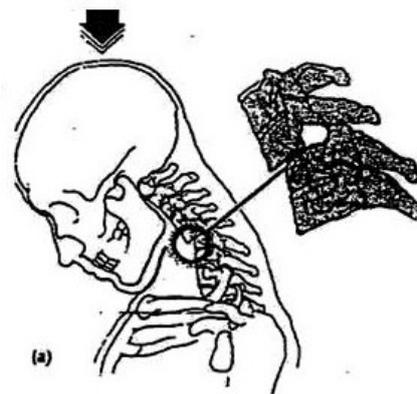


Figura 5 - Esempio di compressione-flessione

Compressione-estensione nel piano sagittale - Si verifica quando la testa impatta frontalmente mentre il collo è in estensione. Ciò determina la frattura di uno o più processi spinali.

COMPRESSION-EXTENSION

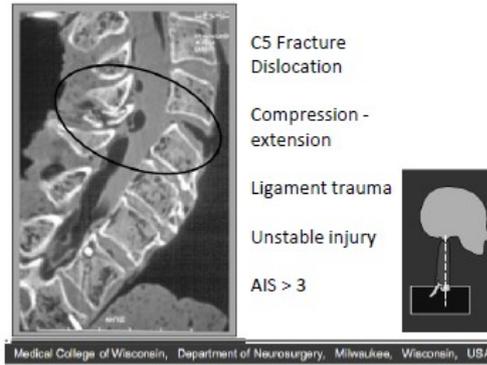


Figura 31 – Compressione estensione del capo

Flessione laterale - Quando la forza applicata alla testa o il carico inerziale ha una componente significativa fuori dal piano sagittale, il collo sarà soggetto ad un carico laterale o obliquo accompagnato da componenti assiali e di taglio. Lesioni caratteristiche di questo tipo di sollecitazione sono le fratture laterali a cuneo dei corpi vertebrali e le fratture agli elementi posteriori su un lato della colonna vertebrale.

Ogni qualvolta si verifica una flessione laterale o obliqua del collo, vi è la possibilità di torsione del collo: quest'ultima può essere responsabile di dislocazioni delle vertebre cervicali. Tuttavia carichi torsionali sul collo sono rari nel campo degli incidenti automobilistici.

Risulta chiaro dall'analisi fin qui svolta che la maggior parte delle informazioni reperibili in letteratura hanno come oggetto principale il comportamento del collo durante urti automobilistici frontali e posteriori (cioè urti nel piano sagittale dell'occupante). La maggior parte dei criteri sono stati quindi sviluppati per valutare le lesioni in questi scenari di collisione.

Tuttavia gli standard omologativi europei e americani per urto laterale (FMVSS 214 e ECE r 95) non specificano alcun requisito biomeccanico per questa parte del corpo, essendo le lesioni limitate e minori rispetto a quelle registrate dalla testa, dal torace e dal bacino.

Le grandezze meccaniche utilizzate per valutare le lesioni del collo sono costituiti da forze e momenti.

Si considerano quasi sempre le sollecitazioni alla sommità del collo, in corrispondenza del condilo occipitale, perché è la regione più debole.

L'EEVC ha proposto un insieme di criteri di lesione per il collo raggruppati sotto il nome di NIC_FORWARD, dove NIC è l'acronimo di Neck Injury Criteria e il termine FORWARD è stato aggiunto per distinguere questi criteri da quello denominato semplicemente NIC e utilizzato negli urti posteriori.

Si tratta di criteri del tipo "time at level" basate sulle seguenti sollecitazioni:

- trazione (Fz positiva)/ compressione (Fz negativa)
- taglio
- momento di estensione (MY negativo)/momento di flessione (MY positivo)

I segni positivo/negativo sono definiti in accordo al SAEJ211.

Per tensioni e taglio occorre, per un dato intervallo di tempo, non superare il livello di forza indicato nella curve di seguito riportate.

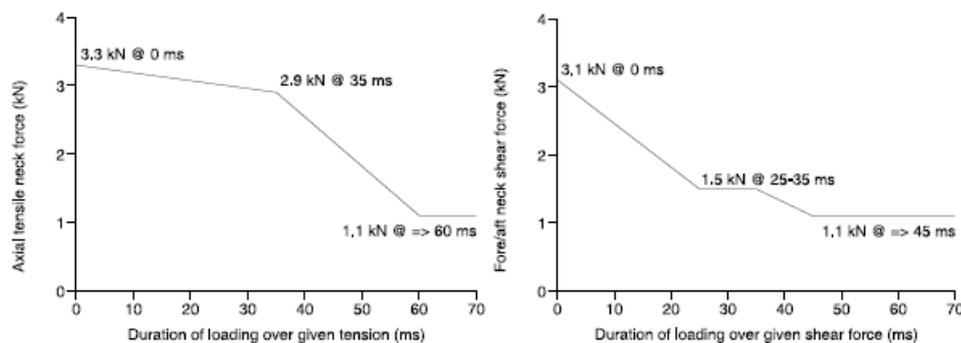


Figura 32 – “Neck tension and shear force performance criteria”

Per quanto riguarda il momento, questo non deve eccedere il valore di 57Nm in estensione.

Nessun valore limite è indicato per il momento di flessione.

Oltre ai valori agenti sul condilo occipitale possono essere valutati anche i momenti alla base del collo. In tale posizione i valori ammessi sono notevolmente superiori grazie alla maggior robustezza di questa parte del collo.

Poiché le lesioni al collo spesso intervengono per l’azione di più carichi combinati fra loro è stato sviluppato un ulteriore criterio denominato “Criterio Normalizzato di lesione al collo”, N_{ij} , determinato considerando i carichi di trazione/compressione ed estensione/flessione agenti in ogni istante sul condilo occipitale. La formula utilizzata è la seguente:

$$N_{ij} = \left| \frac{F_Z}{F_{ZC}} \right| + \left| \frac{M_Y}{M_{YC}} \right|$$

dove $F_z(t)$ è la forza di trazione o compressione rilevata all’istante generico t , F_{zc} è la corrispondente forza di trazione o compressione critica, $M_y(t)$ è il momento flettente (flessione o estensione) rilevato all’istante generico t al livello del condilo occipitale e M_{yc} il corrispondente momento flettente critico.

Notare che i due termini nell’espressione di N_{ij} sono sempre positivi, quindi si sommano aritmeticamente.

I valori critici di forza e momento sono delle costanti e dipendono dal percentile utilizzato nella prova sperimentale. Ad esempio per un 50%ile maschio lo Std. 208 prevede i seguenti valori:

| Parametro | | 50%ile maschio |
|--------------------|----|----------------|
| Fzc (trazione) | N | 6806 |
| Fzc (compressione) | N | 6160 |
| Myc (flessione) | Nm | 310 |
| Myc (estensione) | Nm | 135 |

Tabella 3 - Valori critici per il calcolo di N_{ij} specificati dal FMVSS 208 per il manichino 50%ile maschio

Quattro sono quindi le combinazioni di sollecitazione valutate in questo criterio:

- tensione-estensione (N_{TE})
- tensione-flessione (N_{TF})
- compressione-estensione (N_{CE})
- compressione-flessione (N_{CF})

Il valore N_{ij} di riferimento è 1.

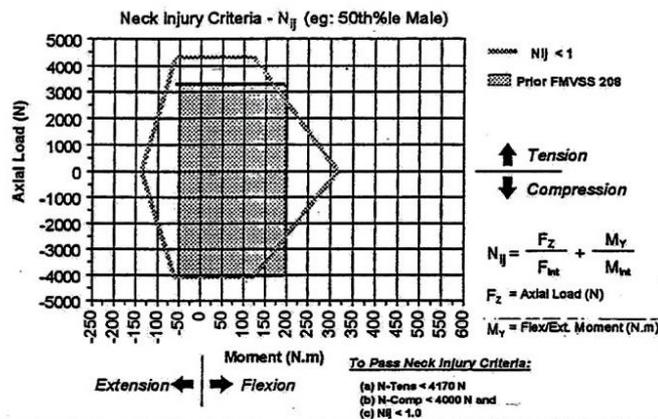


Figura 33

Poiché il parametro N_{ij} viene calcolato in ogni istante temporale, si ottiene una curva continua da cui si estraggono i massimi relativi alle combinazioni compressione-flessione, compressione-estensione, trazione-flessione e trazione-estensione. Di questi quattro valori si prende il massimo assoluto che diventa il riferimento per valutare il rischio di lesione al collo.

Numerosi altri criteri per valutare le lesioni subite dal collo sono stati sviluppati soprattutto per valutare il colpo di frusta in urto posteriore. I principali sono: Neck Injury Criteria - Rearward

(NIC_REARWARD), Neck injury predictor Nkm, Lower Neck Load Index (LNL). Essi non verranno qui ulteriormente descritti in quanto questo tipo di lesione, pur avendo costi sociali molto elevati, se subita da pedoni, può essere considerata a ragione di minore gravità rispetto alle altre.

4.3 Criteri di lesione del torace

Il torace è la parte superiore del busto: si estende dalla base del collo alle costole inferiori. Esso contiene e protegge gli organi vitali per la circolazione e la respirazione ovvero il cuore, i polmoni e i bronchi, la trachea, le grandi vene, i nervi ecc.

La parte esterna del torace consiste nella pelle, numerosi muscoli, grasso e altri tessuti molli.

La cassa o gabbia toracica è costituita posteriormente dalle 12 vertebre toraciche, anteriormente dallo sterno e sui lati da dodici paia di costole con le cartilagini costali. La sua dimensione, la forma e resistenza dipendono dall'età e dal sesso. In generale la sua forma è quella di un ovoide troncato con una profondità minore rispetto alla sua larghezza.

Lo sterno è un osso piatto e lungo posto nella parte anteriore del torace, direttamente sotto la pelle: si estende dalla prima costola superiore fino alla struttura molle della parete addominale.

Le coste si articolano posteriormente con le vertebre toraciche e in avanti con lo sterno; fanno eccezione le ultime due paia di coste, le cosiddette coste fluttuanti, che non raggiungono lo sterno. La giunzione delle coste con lo sterno non avviene direttamente, ma tramite l'interposizione di un segmento di cartilagine, chiamato cartilagine costale, che continua la forma della costa. Le prime sette coste sono fornite ciascuna di una propria cartilagine; esse sono dette coste sternali o vere. L'VIII, la IX e la X raggiungono lo sterno non direttamente con la loro cartilagine costale ma tramite la fusione di quest'ultima con la cartilagine della VII costa; sono dette pertanto coste asternali (o coste spurie).

La giunzione tramite cartilagine conferisce flessibilità all'intera cassa.

Infine le costole sono connesse l'una all'altra sia internamente che esternamente attraverso muscoli intercostali.

Il diaframma, un muscolo sottile a forma di cupola, segna il confine tra il torace e la cavità addominale. Parte delle coste inferiori sono situate al di sotto del diaframma e dunque proteggono parzialmente gli organi contenuti nell'addome: fegato, stomaco, milza pancreas e i reni.

Le lesioni al torace possono generarsi principalmente in due modi: per impatto o per penetrazione. Qui verranno prese in considerazione solo le sollecitazioni da impatto essendo le più comuni in ambito automobilistico.

Analogamente a quanto visto per la testa, tre sono meccanismi di lesione:

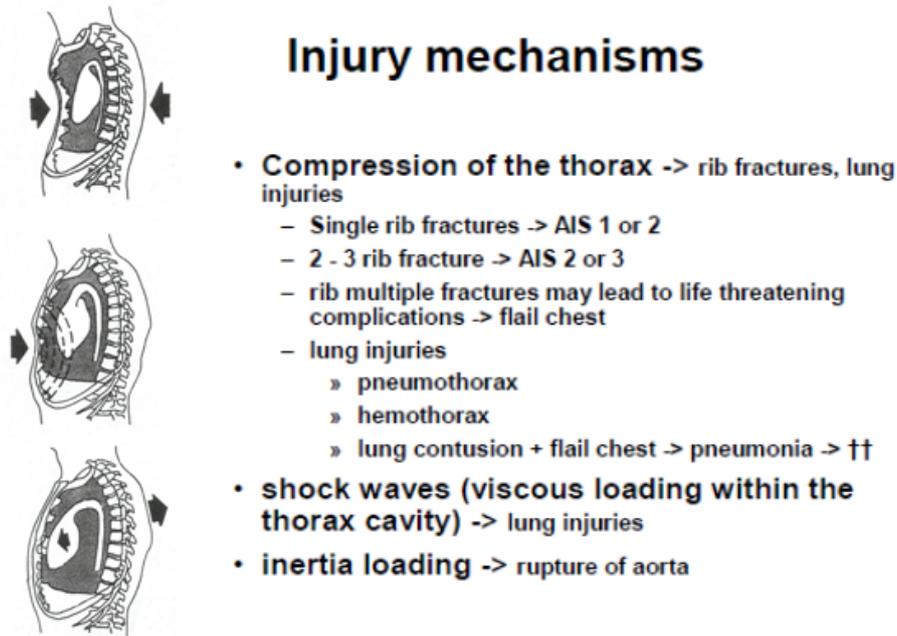


Figura 34 – Meccanismi di lesione del torace e relative lesioni

- Deformazione per compressione del torace: le lesioni si verificano quando i limiti in campo elastico sono superati. Questo può avvenire sia in caso di sollecitazione quasi-statica (deformazione lenta) sia per sollecitazione dinamica ad alta velocità. La compressione può determinare contusioni, lividi o rotture più severe a coste, ai polmoni, al cuore o alle grandi arterie;
- Trasmissione di onde d'urto generate da sollecitazione impulsiva (shock): causa lesioni agli organi interni quando i limiti visco-elastici sono superati. Le lesioni hanno luogo anche quando la deformazione della cassa è contenuta. Oltre a rotture e contusioni possono anche verificarsi fibrillazioni ventricolari;
- Effetto inerziale: l'accelerazione per inerzia può provocare lacerazioni e strappi delle strutture interne al torace, ad esempio delle grandi arterie.

Questi meccanismi possono presentarsi singolarmente o, più spesso, combinati fra loro.

Data la complessità con cui si realizzano le lesioni, le grandezze fisiche utilizzate nei criteri sono molteplici: accelerazione, forza, deformazione della cassa toracica, velocità di deformazione ecc.

I criteri di lesione vengono inoltre distinti in criteri per impatto frontale e impatto laterale. Il torace infatti ha un comportamento differente in queste due direzioni di sollecitazione, presentando una rigidità minore in direzione laterale.

Anche in questo caso, i criteri sono stati sviluppati principalmente per valutare i danni subiti dagli automobilisti.

L'accelerazione è un buon indicatore del rischio di lesione in urto frontale, specie quando il torace è protetto solo dall'airbag. Questo parametro è misurato con un accelerometro triassiale posto sulla colonna vertebrale e il segnale è filtrato CFC180. Il valore massimo è quello relativo all'intervallo di 3ms e il valore di riferimento è 60g (CONTIGUOUS_3MS). A questo valore corrisponde una lesione AIS 4+.

Come per la testa, anche per questo criterio sono state sviluppate delle espressioni per definire la probabilità di lesione quantificata secondo scala AIS in funzione della grandezza monitorata (in questo caso l'accelerazione). Nella figura sottostante (Figura 35) sono riportate le curve ottenute mediante due espressioni differenti: la prima è relativa a quella sviluppata da Prasad e Mertz nel 1997, la seconda è quella utilizzata nel rating USNCAP.

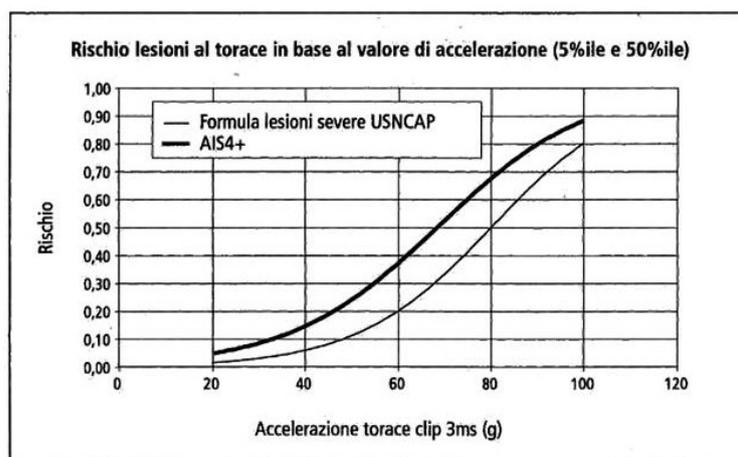


Figura 35 - Probabilità di lesioni al torace in funzione dell'accelerazione risultante (da "La sicurezza passiva degli autoveicoli" – L.Piano – Hoepli)

Tuttavia questo semplice criterio non è esente da critiche, prima fra tutte che il torace, essendo un sistema complesso discretizzabile come un insieme di masse, molle e smorzatori, non può essere considerato come un corpo costituito da una unica massa.

Un altro criterio molto semplice è quello basato sulla forza che non deve superare il valore di soglia di 8kN in impatto frontale. Questo criterio è utilizzato ad esempio nella normativa europea ECE R12 (prova di body block). Se la forza è applicata al solo sterno anziché a tutto il torace allora il limite scende a 3.3kN.

Altro parametro che viene utilizzato per valutare le lesioni al torace è lo schiacciamento delle costole (Compression Criterion (CC)). In urto frontale esso viene misurato come spostamento relativo tra sterno e colonna vertebrale mediante un potenziometro. Il segnale è filtrato CFC180. Il valore di riferimento dipende dal modo in cui sono compresse le costole: se lo schiacciamento è prodotto dal bag, quindi da un oggetto esteso, si può accettare per un maschio adulto di corporatura media una

deformazione di 65mm. La deformazione prodotta dalla cintura è solitamente più concentrata e quindi più lesiva: il corrispondente valore di riferimento è 50mm.

Nel caso di impatto laterale il valore di riferimento è 42mm.

Lo schiacciamento del torace è un parametro che predice meglio il rischio di lesione rispetto ad accelerazione o forza poiché la riduzione di dimensione della cassa in direzione frontale o laterale è strettamente legata alla compressione degli organi interni.

Il criterio viscoso (VC) è utilizzato per valutare il rischio di rottura delle costole tenendo conto sia dello schiacciamento sia della velocità di schiacciamento. Se infatti lo schiacciamento delle costole risulta essere una grandezza più valida rispetto ad accelerazione e forza per determinare le lesioni del torace, questo parametro è tuttavia risultato insufficiente per stimare correttamente le lesioni a velocità di impatto superiori ad una certa soglia. Viano nel 1988 dimostrò infatti che a parità di schiacciamento del torace, all'aumentare della velocità di impatto aumenta la severità delle lesioni.

Per impatti a velocità inferiore a 3 m/s il solo Compression Criterion appare sufficiente per valutare correttamente le lesioni del torace, ma per impatti a velocità superiore e fino a 30 m/s sia la compressione che la velocità di compressione delle costole devono essere tenuti in considerazione. Per velocità di impatto ancora più elevate solo la velocità di schiacciamento è importante.

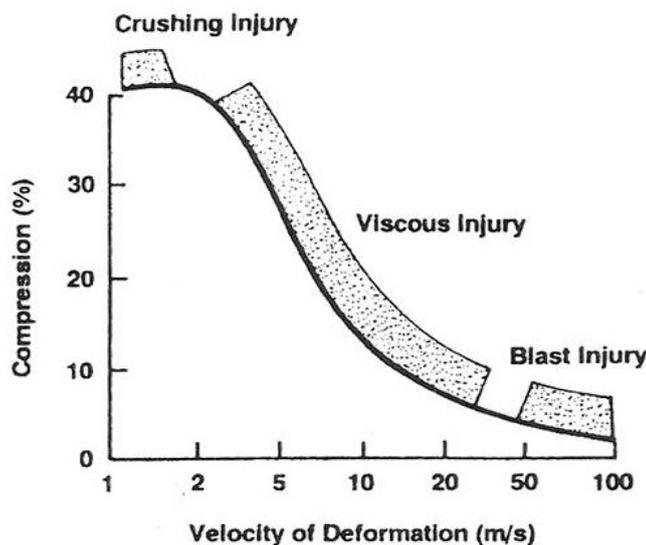


Figura 36

Questo risultato è valido sia per impatti frontali che laterali. Si riscontra inoltre analogo comportamento per gli impatti addominali.

L'espressione matematica di questo criterio è il prodotto della velocità di deformazione del torace, ottenuta differenziando nel tempo lo schiacciamento, per la funzione di compressione istantanea:

$$VC = \max(V(t) \times D(t)) = \max\left(\frac{dD(t)}{dt} \times \frac{D(t)}{D}\right)$$

- $D(t)$ è lo schiacciamento misurato all'istante t espresso in metri e filtrato CFC180;
- D è la profondità iniziale del torace per impatto frontale o metà della larghezza iniziale in caso di urto laterale;

Si misura in m/s essendo il prodotto di una velocità per un adimensionale.

La ricerca del valore massimo è fatta su tutto l'intervallo temporale dell'urto e il valore di riferimento è di 1.0m/s, valore per il quale lesioni AIS4+ hanno il 25% di probabilità di presentarsi.

Un ulteriore criterio risultante dalla combinazione di alcune grandezze sopra citate è utilizzata nel Combined Thoracic Index (CTI) dove si tiene conto contemporaneamente dell'accelerazione del torace (valore massimo calcolato su intervallo 3ms) e dello schiacciamento dello sterno attraverso la seguente espressione:

$$CTI = \frac{a(t)}{A_c} + \frac{D(t)}{D_c}$$

Con $a(t)$ è indicata l'accelerazione torace; A_c è il valore critico (90g per il 5%ile donna e il 50%ile maschio); $D(t)$ è lo schiacciamento dello sterno; D_c è il valore critico (103 mm per il 50%ile maschio). Il valore di riferimento è 1,0 e corrisponde ad un rischio AIS4+ del 6%. Questo criterio è utilizzato in urto frontale.

Per quanto riguarda la valutazione della lesione al torace in urto laterale si ricorda il Thoracic Trauma Index (TTI) proposto nel 1984. La sua espressione analitica è basata sull'accelerazione della parte inferiore della colonna toracica e delle costole. Esso tiene conto inoltre del peso e dell'età del soggetto.

La formulazione di questo criterio deriva da test effettuati su 84 cadaveri. Queste prove sperimentali hanno messo in evidenza come l'entità delle lesioni che interessano le parti del torace quali le costole e gli organi protetti dalle costole sono strettamente correlate al picco di accelerazione laterale della parte laterale della cassa toracica e dalla parte della colonna vertebrale in corrispondenza del torace. La sua espressione matematica è la seguente

$$TTI = 1.4 \times AGE + 0.5 \times (RIB_g + T12_g) \times \frac{MASS}{M_{STD}}$$

Dove:

- AGE è l'età del soggetto espressa in anni;

- RIBg è il valore massimo assoluto espresso in g della accelerazione in direzione laterale della 4° e 8° costola della cassa toracica dalla parte urtata;
- T12g è il valore massimo assoluto di accelerazione in direzione laterale espresso in g della 12° costola della cassa toracica dalla parte urtata;
- MASS è la massa espressa in kg del soggetto;
- M_{STD} massa di riferimento standard pari a 75kg.

Esiste una variante di questo criterio utilizzabile anche per i manichini antropomorfi e chiamato TTI(d). Per un manichino 50%ile avente una massa di 75kg la sua espressione matematica è:

$$TTI(d) = 0.5 \times (RIBg + T12g)$$

Lo standard FMVSS 214 prevede che non venga superato il valore di 85g per vetture a quattro porte e 90g per quelle a due porte.

La più importante critica mossa a questo criterio di lesione è che esso non è sviluppato su basi fisiche quanto piuttosto su basi statistiche: infatti la sua espressione altro non è che la somma di due picchi di accelerazione che oltretutto possono verificarsi anche in istanti diversi. Inoltre l'accelerazione non è un buon indicatore delle lesioni dei tessuti molli del torace e dell'addome.

Un riepilogo di limiti biomeccanici in urto laterale e frontale, criteri e normativa vigente riguardante il torace è riportato in Figura 38.

4.4 Criteri di lesione dell'addome

L'addome è più vulnerabile alle lesioni rispetto al torace poiché la protezione della gabbia toracica in questa zona è limitata o inesistente. Le lesioni avvengono mediante meccanismi del tutto analoghi a quanto visto per il torace. In letteratura sono presenti dati relativi per lo più all'ambito automobilistico: in particolare in urto frontale le lesioni addominali sarebbero il risultato dell'azione delle cinture di sicurezza mentre in urto laterale dell'intrusione delle porte.

Non esistono criteri di lesione specifici per questa parte del corpo per gli urti frontali, tuttavia il rischio di schiacciamento dell'addome da parte delle cinture è valutato mediante trasduttori di forza posti sulle creste iliache.

In urto laterale principalmente forze e schiacciamenti sono misurati.

La normativa europea (ECE r95) impone che il "Peak Abdominal Force" (APF), ovvero la risultante delle forze misurate tramite un trasduttore posto a 39mm sotto la superficie laterale dell'addome del manichino ES-2 (manichino 50%ile), sia inferiore a 2.5kN. Il test consumatori EuroNCAP prevede invece uno schiacciamento non superiore a 65mm.

La normativa americana (Std. 214) impone che venga misurato per il manichino SID-II's lo schiacciamento delle due costole addominali (32mm). Nel test IHSS invece schiacciamento, velocità di schiacciamento e il criterio VC devono essere rispettivamente inferiori a 34mm, 8.2 m/s e 1.0m/s.

4.5 Criteri di lesione del bacino

Il bacino costituisce il punto di collegamento tra la parte superiore del corpo e le estremità inferiori. Esso è costituito: in avanti e sui lati, dalle due ossa dell'anca congiunte anteriormente fra loro nella sinfisi pubica; posteriormente dall'osso sacro, collegato alle due ossa dell'anca tramite le articolazioni sacro-iliache, e inferiormente dal coccige.

Ciascun osso dell'anca è costituito a sua volta da tre grandi ossa, l'ileo, l'ischio e il pube, fuse tra loro. Il punto di incontro e di saldatura è in corrispondenza dell'acetabolo, grande cavità scavata sulla faccia esterna dell'osso dell'anca stessa deputata ad accogliere la testa del femore a cui è collegato tramite legamenti.

Il bacino è rivestito da molteplici muscoli e legamenti; esso inoltre ospita numerose strutture vascolari, vene e arterie (l'arteria iliaca, lombare e sacrale), oltreché alcuni organi quali parte dell'intestino (colon e retto), uretra e uretere e gli organi riproduttivi.

Il bacino dell'uomo e della donna sono differenti tra loro: quello femminile è più piccolo, più largo e più ovale, maggiormente inclinato in avanti; quello maschile è più spesso e pesante.

In urto frontale del veicolo, il bacino del guidatore può subire lesioni per via indiretta: i carichi elevati che arrivano dai femori possono determinare fratture dell'acetabolo.

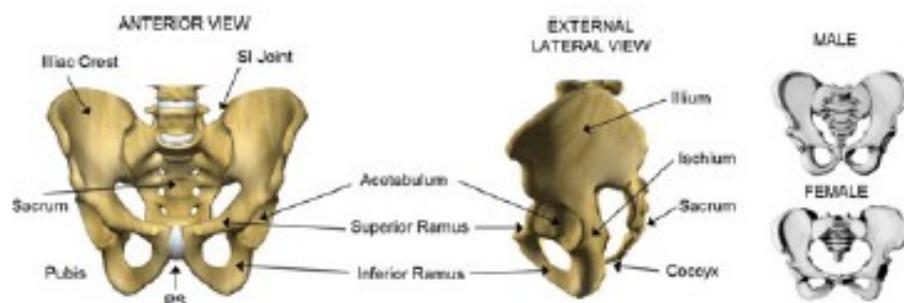


Figura 37 – Struttura anatomica del bacino

In urto laterale il meccanismo di lesione più frequente è quello di compressione diretta: sollecitazioni laterali al bacino possono determinare fratture alle parti ossee quali l'ala iliaca, sacro, ramo ischio-pubico.

| Thorax: Frontal impact injury tolerances | | |
|---|----------------------------------|----------------------------|
| Tolerance level | Injury level | Reference |
| Force | | |
| 3.3 kN to sternum | Minor injury | Patrick et al. (1969) |
| 8.8 kN to chest and shoulder | Minor injury | Patrick et al. (1969) |
| Acceleration (g's) | | |
| 60 | 3 ms limit for Hybrid II & III | FMVSS 208 |
| Deflection (mm) | | |
| 58 | No rib fracture | Stalnaker and Mohan (1974) |
| 76 | Limit for Hybrid III | FMVSS 208 |
| Compression (%) | | |
| 20 | Onset of rib fracture | Kroell et al. (1971, 1974) |
| 40 | Flail chest | Kroell et al. (1971, 1974) |
| 32 | Tolerance for rib cage stability | Viano (1978) |
| VCmax (m/s) | | |
| 1.0 | 25% probability of AIS >3 | Viano and Lau (1985) |
| 1.3 | 50% probability of AIS >3 | Viano and Lau (1985) |

| Thorax: Lateral impact injury tolerances | | |
|---|-----------------------------------|--|
| Tolerance level | Injury level | Reference |
| Force (kN) | | |
| 7.4—drop test | AIS = 0 | Tarriere et al. (1979) |
| 10.2—drop test | AIS = 3 | Tarriere et al. (1979) |
| 5.5—pendulum impact | 25% probability of AIS 4 | Viano (1989) |
| Acceleration (g's) | | |
| 45.2g T8y | 25% probability of AIS 4 | Viano (1989) |
| 31.6 g T12y | 25% probability of AIS 4 | Viano (1989) |
| 27.7g Upper sternum-X | 25% probability of AIS 4 | Cavanaugh et al. (1990) |
| TTI(d) (g's) | | |
| 85 | Max. in SID dummy for 4-door cars | FMVSS 214 |
| 90 | Max. in SID dummy for 2-door cars | FMVSS 214 |
| Compression (%) to half thorax | | |
| 35 | AIS 3 | Stalnaker et al. (1979) |
| 35 | AIS 3 | Tarriere et al. (1979) |
| 31 (includes arm) | 25% probability of AIS 4 | Cavanaugh et al. (1990) |
| Compression (%) to whole thorax | | |
| 38.4 | 25% probability of AIS 4 | Viano (1989) |
| VCmax (m/s) to half thorax | | |
| < 1.0 | AIS 0-2 | Cavanaugh et al. (1990) and unpublished data |
| > 1.0 | AIS 4,5 | |
| VCmax (m/s) to whole thorax | | |
| 1.47 | 25% probability of AIS 4 | Viano (1989) |

| Thorax - Crash Safety Legislation | |
|---|--|
| Frontal Collision EU (96/79/EG) | Frontal Collision USA (FMVSS 208) |
| Thorax Compression Criterion (ThCC): 50 mm Soft Tissue Criterion (VC): 1.0 m/s | 50% HII Chest acceleration: 60 g Thorax compression: 63 mm |
| | 5% HII Chest acceleration: 60 g Thorax compression: 52 mm |
| Side Collision EU (96/27/EG) | Side Collision USA (FMVSS 214) |
| RDC (Rib Deflection): 42 mm Soft tissue criterion (VC): 1.0 m/s | Thoracic Trauma Index (TTI): 85 g (4-door) 90 g (2-door) |

Figura 38 – Schema riassuntivo delle tolleranze e dei criteri biomeccanici utilizzati per valutare le lesioni al torace in impatto frontale e laterale

Nell'urto pedone il bacino può subire lesioni per l'impatto laterale contro un bordo anteriore del cofano rigido o contro il cofano stesso. In prima battuta il fenomeno può essere assimilato ad un urto laterale subito da un occupante di un veicolo anche se alcuni studi condotti da Ikeda *et al.* (2012) e Takahashi *et al.* (2011) dimostrano che esistono delle differenze tra le due tipologie di urto: diversità del componente urtato e quindi di caratteristiche di contatto (l'esterno del veicolo nel caso del pedone, la finizione interna della porta nel caso dell'occupante); differenze nella direzione di sollecitazione e di orientamento del femore rispetto al bacino nel momento dell'urto, ecc.

La frattura del bacino è associata ad un rischio di morte molto elevato: nella popolazione adulta essa è del 10-15% (Flint and Crayer 2010; Rice 2007). La frattura è raramente singola, normalmente sono presenti almeno due fratture dell'anello pelvico spesso accompagnate da grande perdita di sangue a causa della rottura delle numerose strutture vascolari presenti.

Poiché le lesioni al bacino comportano un rischio di mortalità o di disabilità molto elevata è importante capire quali sono i meccanismi di lesione e le tolleranze di questa parte del corpo.

Molteplici sono gli studi effettuati in tal senso e i risultati ottenuti sono spesso discordanti tra loro sia come tolleranze che come grandezza di riferimento adottato per meglio quantificare la lesione. Per un riepilogo completo degli studi principali effettuati si rimanda all'articolo "A review of pelvic fractures in adult pedestrians: experimental studies involving PMHS used to determine injury criteria for pedestrian dummy and component test procedures" di C. Arregui-Dalmases, J.R.Kerrigan et al. Di seguito ne riportiamo solo alcuni.

Cesari e Ramet (1982) e Cesari *et al.* (1980) hanno condotto test fisici di impatto sul bacino di 31 PMHS; l'impattore utilizzato è costituito da una massa di 17.3kg avente una velocità iniziale compreso tra 5.83m/s e 14.44m/s. I risultati ottenuti mostrano una buona correlazione con quelli rilevati da 90 incidenti stradali coinvolgenti pedoni anche se gli autori evidenziano come le fratture sui rami del bacino riprodotte si sono presentate solo sul lato impattato mentre nella realtà queste fratture sono bilaterali. Le tolleranze rilevate sono di 4kN per il 5%-ile donna e 10kN per il 50%-ile uomo.

Nel 1989 Viano effettua analisi su 12 PMHS mediante test su slitta a velocità comprese tra 6.7 e 9.0m/s utilizzando un piano rigido come superficie di impatto. Questo studio concluse che la compressione del bacino, e non la forza o l'accelerazione, coglierebbe meglio il rischio di lesione e che il 27% di compressione costituirebbe il 25% di probabilità di lesione severa del bacino.

Nel 2005 Snedecker *et al.* hanno realizzato 5 test fisici di urto pedone a 40km/h in cui ciascun PMHS era dotato con 10 estensimetri posizionati sul bacino. La tolleranza di 10kN come soglia per valutare il rischio di lesione proposta da Cesare e Ramet è stata confermata.

Per quanto riguarda le normative in campo automobilistico occorre fare distinzione tra urti frontali e laterali.

Nei test fisici di urto frontale normalmente un accelerometro triassiale è posto in corrispondenza del sacro dei manichini antropomorfi per misurare le accelerazioni ma nessun valore di soglia è specificato.

In urto laterale la normativa americana FMVSS 214 (2006) prescrive un picco di accelerazione di 130g rilevato al sacro. La normativa europea ECE r95, sempre in urto laterale, impone un limite massimo di 6kN per la forza misurata nella sinfisi pubica (PSPF, Pubic Symphysis Peak Force).

4.6 Criteri di lesione degli arti inferiori

Con il termine arto inferiore si intende l'insieme di anca, coscia, ginocchio, gamba, caviglia e piede.

In campo automobilistico lesioni agli arti inferiori possono occorrere sia agli occupanti di un veicolo coinvolto principalmente in un impatto frontale sia agli utenti più deboli della strada investiti da veicoli. Questo è l'unico caso in cui esistono studi specifici nel campo dell'urto pedone e soltanto di questi ci occuperemo in questo paragrafo.

Vediamo molto sinteticamente l'anatomia. Le strutture ossee più importanti dell'arto inferiore sono il femore e la tibia. Il femore è l'osso che sostiene la coscia e si articola prossimalmente con l'acetabolo dell'anca e distalmente con la tibia nell'articolazione del ginocchio. La tibia, insieme al perone, sostiene la gamba: entrambi decorrono paralleli verso il basso dove terminano con due processi denominati malleoli che si articolano con l'astragalo a formare l'articolazione della caviglia.

Le lesioni a carico degli arti inferiori dei pedoni non costituiscono un pericolo di vita per il soggetto investito come invece accade nel caso di lesioni alla testa o al torace. Tuttavia gli arti inferiori sono come si è visto una parte del corpo che viene spesso danneggiata, in modo talvolta molto serio, portando spesso a lunghi periodi di riabilitazione, a patologie degenerative dell'articolazione del ginocchio e/o determinando un certo grado di invalidità.

Sono due i tipi di carico che vengono considerati come cause significative delle lesioni agli arti durante un urto pedone: sforzo di taglio e flessione laterale.

Il primo carico è causato dall'impatto laterale e si verifica quando il paraurti o il bordo anteriore del cofano colpiscono l'arto. Sia il femore che la tibia possono essere interessati da questo tipo di sollecitazione, dipende dalla posizione relativa tra pedone e veicolo.

Il secondo tipo di carico determina la frattura delle ossa lunghe, femore, tibia e perone. La flessione infatti genera tensioni di compressione dal lato impattato della gamba e tensioni di trazione nella parte opposta; quando il carico supera la soglia di tolleranza, l'osso si rompe.

I carichi limite per femore e tibia sono stati ottenuti tramite prove sperimentali eseguite in differenti condizioni di carico. Fratture al femore per impatto laterale si realizzano per livelli di forza compresi tra 3kN e 10kN; molti ricercatori sono concordi nel ritenere che un valore medio per la tolleranza del femore possa essere di 4kN. Anche per quanto riguarda la tibia le opinioni sono piuttosto

controverse; Kajzer suggerisce che un carico di 4kN potrebbe essere un valore ragionevole e molti altri ricercatori sono d'accordo con questa affermazione. Per quanto riguarda le tolleranze alla flessione anche in questo caso i risultati sono discordanti. In Figura 39 sono riportati i valori rilevati dagli studi condotti in diversi anni.

Le lesioni al ginocchio possono essere causate da forze applicate direttamente all'articolazione o indirettamente da impatti e flessioni laterali applicati al femore e/o alla tibia. Esse comprendono la frattura delle superfici articolari e la rottura dei legamenti.

Summary of leg fracture tolerances found in literature.

| Shear force (kN) | Bending moment (Nm) | Reference |
|-----------------------|---------------------|--|
| Femur | | |
| 3.9 | 310 | Messerer (Males) ¹⁾ |
| 4.3 | 160 | Strømsøe, <i>et al.</i> (1995) ¹⁾ |
| 2.5 | 233 | Weber (Males) ¹⁾ |
| 2.6 | 224 | Yamada (1973) |
| 3.1 | | Kress <i>et al.</i> (1993) |
| 6.3 | 430 | Rodmell & Lawrence (1998) |
| 10.0 at 4 ms | 600 at 4 ms | Liu (2003) |
| 6.5 at 10 ms | 300 at 10 ms | |
| Tibia | | |
| 3.3 | 207 | Messerer (Males) ¹⁾ |
| 5.0 | 328 | Nyquist, <i>et al.</i> (1985) |
| 3.0 | 165 | Weber (Males) ¹⁾ |
| 2.7 | 194 | Yamada (1973) |
| 3.3-4.3 ²⁾ | | Kramer (1973) |
| 7.5 at 4 ms | 450 at 4 ms | Yang, <i>et al.</i> (1997) |
| 4.0 at 10 ms | 250 at 10 ms | |

¹⁾ Summarized by Nyquist (1985).

²⁾ Depending on the size of the impactor (5.7 - 8.5 inch diameter).

Figura 39 – Riepilogo dei limiti biomeccanici per femore e tibia reperibili in letteratura (da “Madymo Human Body Manuals” – Release 7.5)

Il caso più comune è quello del ginocchio che viene sollecitato lateralmente da una forza applicata poco al di sotto. In questo caso si verifica uno scorrimento a taglio tra le superfici articolari del ginocchio causato dall'inerzia del femore che tarda a muoversi. Questo scorrimento porta all'allungamento dei legamenti del ginocchio (crociato anteriore e posteriore) e a forze di contatto concentrate tra il condile mediale del femore e tra l'eminanza intercondiloidea della tibia. Se la

velocità di impatto è bassa lo scorrimento e la flessione laterale forzata del ginocchio può portare alla rottura di diversi legamenti o quanto meno al loro serio danneggiamento. Se la velocità di impatto è più elevata, localmente la tensione può superare il valore di tolleranza causando anche la frattura dell'eminanza intercondiloidea e/o la rottura della cartilagine del femore.

Quando il ginocchio è sollecitato lateralmente, il legamento collaterale mediale (MCL) è teso da una forza di trazione mentre una forza di compressione agisce sulla parte laterale dell'interfaccia articolare a causa del contatto dei due condili laterali. Se la rotazione eccede un certo angolo di rotazione si possono verificare lesioni ai legamenti. La rottura del legamento avviene prima della rottura dell'osso a causa della differente soglia di tolleranza.

C'è da osservare che nella realtà i carichi di taglio e flessione laterale si presentano sempre combinati fra loro.

In Figura 40 sono riportate le localizzazioni di alcune delle lesioni al ginocchio fin qui discusse mentre Figura 41 sono visibili i principali meccanismi che le determinano.

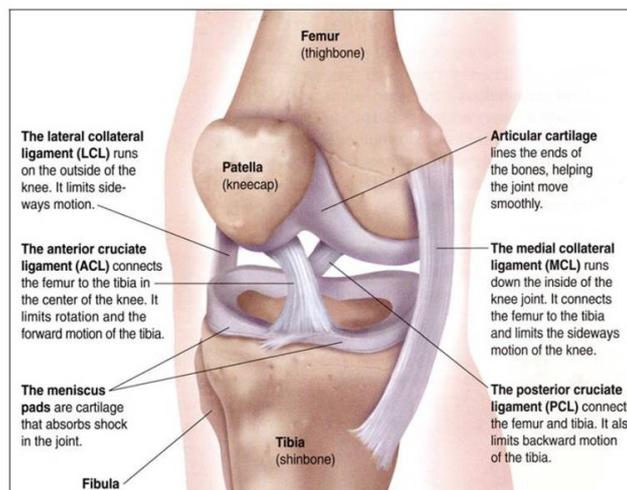


Figura 40 – Localizzazioni delle principali lesioni al ginocchio

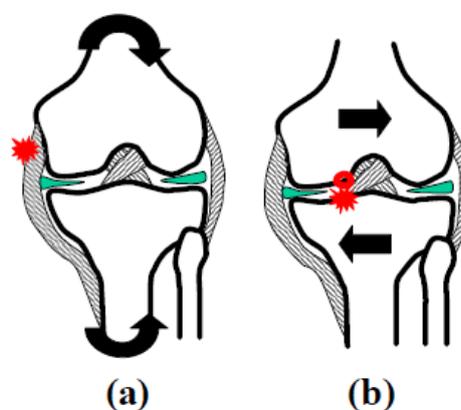


Figura 41 – Schema dei meccanismi di lesione del ginocchio: flessione (a) e taglio (b)

In Figura 42 sono riportati i criteri di lesione utilizzati dalla normativa europea di urto pedone (Commission of the European Communities, 2003,2007) per valutare le lesioni agli arti inferiori.

Lo spostamento relativo tra la parte superiore e la parte inferiore dell'arto a seguito di una sollecitazione laterale misurato al livello del ginocchio deve essere inferiore a 6mm. Questo criterio permette di valutare il rischio di lesione al legamento crociato. Lo spostamento angolare del ginocchio a seguito di flessione della gamba completa consente invece di valutare il rischio di lesione al legamento collaterale: il valore limite è di 19°. Infine per valutare il rischio di frattura della tibia derivante dall'applicazione di un carico diretto, viene misurata l'accelerazione: essa deve rimanere inferiore a 170g.

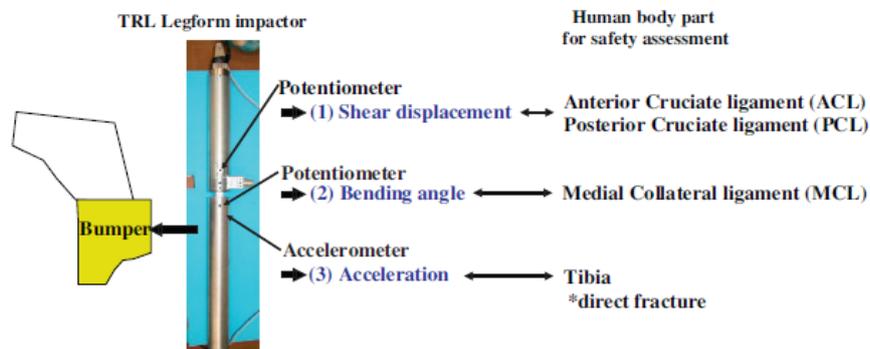


Figura 42 – Parametri utilizzati per valutare le lesioni dell'arto inferiore utilizzati nella normativa europea ECE r127

5 Biografia del capitolo

- “Design of a full-scale impact system for analysis of vehicle pedestrian collision” – Kam, Kerrigan, Meissner, Deng, Wang – SAE 2005-01-1875
- “Effects of pre-impact pedestrian position and motion on kinematics and injuries from vehicle and ground contact” – C.K.Simms; D.P. Wood – International Journal of Crashworthiness
- “Influence of vehicle body type on pedestrian injury distribution” – D.Longhitano, K. Bhalla, B. Henary – SAE Paper 2005-01-1876
- “Injury Biomechanics” - J.S.H.M Wismans at al. Eindhoven University of Technology
- “Pedestrian collisions with flat-fronted vehicles:injury patterns and importance of rotational accelerations as a predictor for traumatic brain injury” – F. Feist; C. Arregui-Dalmases
- “Patterns and mechanisms of pedestrian injuries induced by vehicles with flat-front shape” – Tanno et al. - Legal Medicine - 2000

- “La sicurezza passiva degli autoveicoli” – L. Piano – Hoepli
- “La sicurezza passiva dell’autoveicolo” – D. Bigi - Egaf
- “Biomechanics of closed head injury” - A. J. McLean and Robert W. G. Anderson
- “Biomechanics and neuropathology of adult and pediatric head injury” - A. K. Ommaya, W. Goldsmith & L. Thibault - British Journal of Neurosurgery 2002
- “A review of pelvic fractures in adult pedestrians: experimental studies involving PMHS used to determine injury criteria for pedestrian dummy and component test procedures” - Arregui-Dalmases, J. R. Kerrigan
- “Review of injury biomechanics in car-pedestrian collisions” – Jikuang Yang
- Collisioni veicoli-pedoni: dinamiche e parametri di riferimento – R. Colombrita; C. Donnini; S. Leonardi
- Madymo Manual – Theory
- “Compendio di anatomia umana” – L. Cattaneo – Monduzzi Editore
- Dispense Corso Crashworthiness – CISM, Udine 2000

Capitolo III

Modello per le simulazioni

1 Introduzione

Nel presente capitolo viene descritto il modello multibody della testata utilizzato nelle simulazioni di urto pedone.

2 Codice utilizzato per le simulazioni

Le simulazioni di urto pedone contro il frontale del tram sono state realizzate mediante il software Madymo v. 7.5. Questo software è stato preferito ad altri codici più diffusi in ambito crash come Ls-Dyna, Radioss, e Pam-Crash principalmente per due motivi:

- è l'unico software che combina, sfruttandone tutte le potenzialità, l'analisi multi-body con quella strutturale ad elementi finiti consentendo la realizzazione di simulazioni accurate e nel contempo veloci, anche senza l'utilizzo di un cluster di processori per il calcolo parallelo;
- ha un esteso database di modelli di manichini, impattori e barriere, costantemente aggiornati e correlati con i test sperimentali, in dotazione con il software stesso.

Queste caratteristiche rendono Madymo uno strumento molto efficace soprattutto per le analisi e le ottimizzazioni nel campo della sicurezza degli occupanti, nonché uno strumento versatile e rapido in fase di impostazione di un progetto.

3 Modelli della testata

Per ciascuna tipologia di profilo del frontale del tram individuata nel capitolo I, è stato realizzato un modello multibody con superficie esterna discretizzata mediante elementi di tipo "facet".

Gli elementi di tipo “facet” in Madymo sono elementi a tre e a quattro nodi i cui gradi di libertà sono tutti vincolati ad un corpo rigido “puntiforme”, il cosiddetto “body”, a cui vengono associate massa e inerzia del corpo (Figura 1).

In Madymo la superficie esterna di un body può essere realizzata in alternativa anche attraverso elementi geometrici quali ellissoidi, cilindri e piani ma l'utilizzo degli elementi “facet” consente di ottenere una maggiore accuratezza.

Per il modello della testata sono stati utilizzati elementi “facet” aventi lunghezza media di circa 10mm.

Il “body” al quale sono vincolati tutti i nodi della mesh, e che nel modello rappresenta il corpo del tram, è collegato tramite un giunto di traslazione al cosiddetto “REFERENCE SPACE” ovvero allo spazio inerziale. Questo consente al modello di muoversi solo nella direzione X (corrispondente all'asse longitudinale del tram).

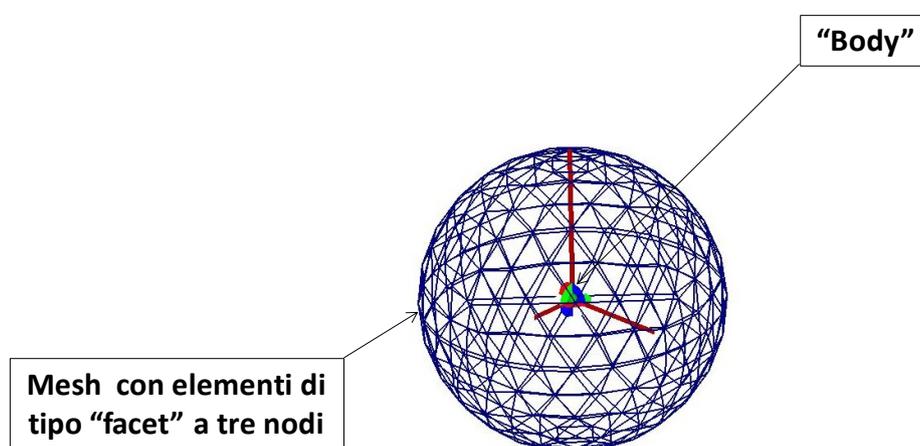


Figura 1– Esempio di modello Madymo multibody con geometria della superficie esterna discretizzata con elementi “facet”

Al fine di limitare i tempi di calcolo, è stata modellata soltanto la parte del frontale che durante l'investimento entra in contatto con il manichino.

Si fa presente che per tutti i modelli di testata utilizzati:

- l'altezza dal piano del ferro è posta a 250mm (dato assunto a seguito di misurazioni effettuate a partire dai disegni reperiti in rete);
- è stata considerata una curvatura in pianta (profilo XY) minima;
- è stata definita una versione base a partire dalla quale sono state ricavate delle varianti a cui non corrispondono necessariamente dei profili reali; esse sono state realizzate al solo scopo di effettuare ulteriori indagini pur nei limiti dei vincoli geometrici individuati nel primo capitolo.

Di seguito si riportano i profili analizzati:

Profilo di tipo A (Figura 2): a partire dal caso base (A1) avente una inclinazione analoga a quella della maschera del Sirio Goteborg (AnsaldoBreda), sono stati ricavati i profili A2 e A3 per successive rotazioni di 5°;

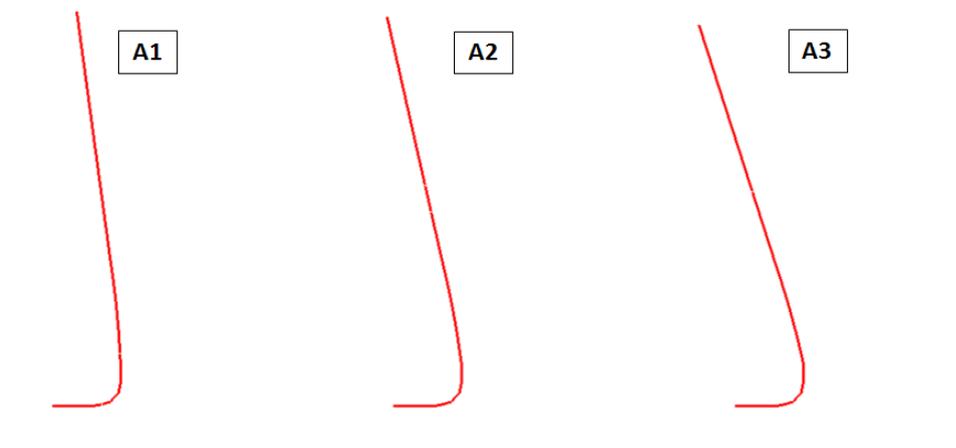


Figura 2 – Modelli maschera di tipo A

Profilo di tipo B (Figura 3): il profilo base B1 è relativo ad un “naso” di altezza sufficiente a ricoprire la superficie superiore del respingente posto ad altezza da terra di 800mm (Bombardier - Eurotram Milano); nel profilo B3 invece il “naso” arriva a lambire il profilo inferiore del cristallo frontale posizionato all’ altezza più elevata rispetto a terra (AnsaldoBreda - Sirio Milano; Siemens – Avenio Monaco). Il profilo B2 presenta una altezza del naso intermedia tra le altre due. Il pannello fari e il cristallo frontale sono stati mantenuti verticali. In tutti e tre i casi il “naso” è sporgente di circa 250mm dal parabrezza (come per la distanza dal piano del ferro, anche questo dato è stato assunto a seguito di misurazioni effettuate a partire dai disegni reperiti in rete);

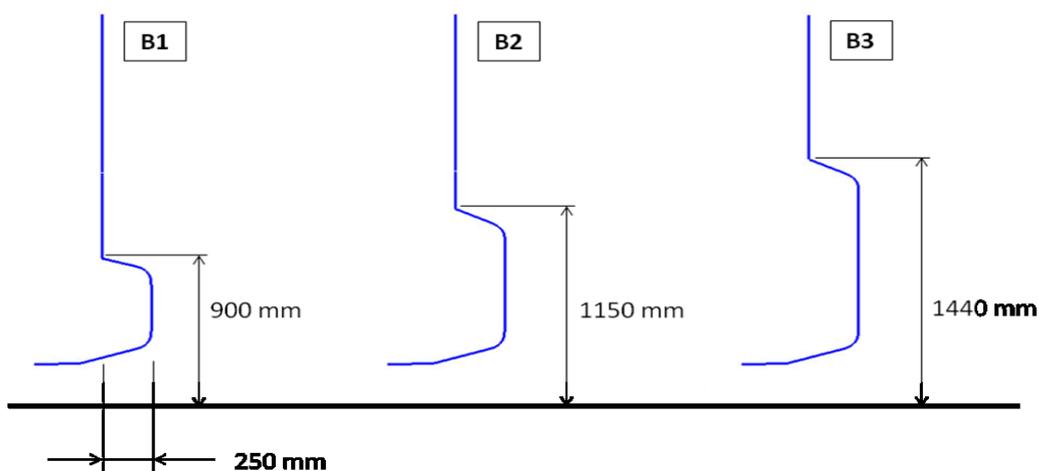


Figura 3 – Modelli maschera di tipo B

Profilo di tipo C (Figura 4): è il profilo dell'Alstom Citadis avente pannelli frontali verticali e cristallo curvo. In questo caso il bordo inferiore del cristallo è posto alla sua altezza dal piano del ferro più bassa, 1000mm. Il profilo C2 è ricavato da quello C1 per rotazione di 5° del solo vetro.

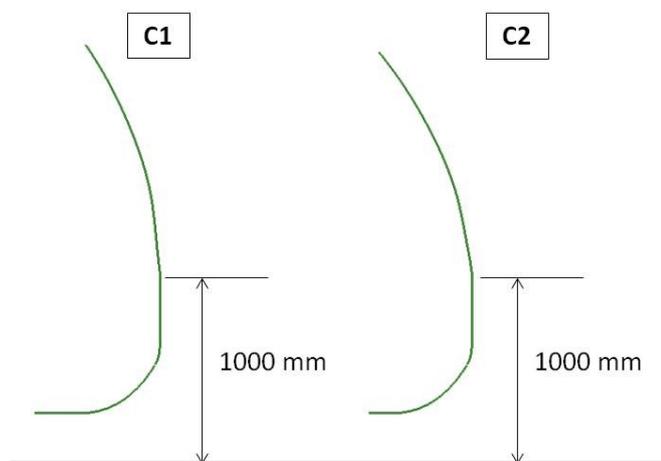


Figura 4 – Modelli maschera di tipo C

4 Caratteristiche di contatto del modello della testata

Le superfici esterne di un “BODY”, siano esse delle superfici geometriche o “facet”, possono essere rigide o deformabili, anche se questo concetto in Madymo è realizzato in modo molto differente rispetto a quello a cui siamo abituati nei solutori ad elementi finiti.

Per comprendere la differenza è possibile osservare le immagini riportate in Figura 5. Supponiamo di voler simulare l’impatto tra due superfici di cui una molto rigida ed una molto deformabile. Nel caso degli elementi finiti tradizionali (caso a), a seguito del contatto la mesh del corpo deformabile si deforma. Nel caso in cui queste due mesh siano invece le superfici esterne di due corpi multibody (caso b), in seguito al contatto quella deformabile rimane “indeformata” ma risulta compenetrata dall’altra superficie: l’entità della compenetrazione è misura della deformabilità del corpo.

Nel caso di simulazione multibody quindi la deformabilità di un corpo è una caratteristica espressa mediante una curva forza-penetrazione associata in vari modi: al materiale, alla superficie esterna o direttamente al contatto. Se non viene associata alcuna caratteristica, il codice Madymo considera il corpo come rigido.

Nei modelli multibody, il contatto tra superfici è di tipo “master-slave” elastico (“elastic characteristic contact model”), dove il “master” è un gruppo di segmenti di contatto definiti da elementi facet o da superfici (piani, cilindri o ellissoidi) e lo “slave” un gruppo di nodi di elementi facet oppure di ellissoidi.

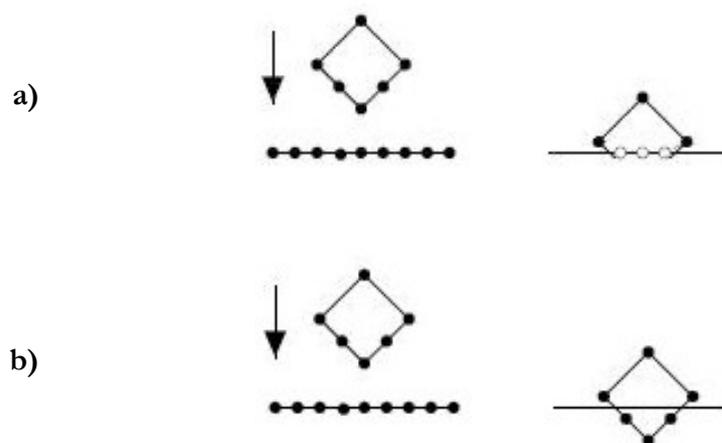


Figura 5– Modalità di deformazione di un corpo nel caso di elementi finiti “tradizionali” (caso a) e nel caso multibody (caso b)

Questo contatto tratta una delle superfici come rigida e l'altra come deformabile a seconda del “contact type” prescelto. Se il “contact type” è di tipo slave, allora sarà questa superficie ad essere considerata come deformabile (a patto che ad essa venga associata una caratteristica forza-penetrazione) e l'area di contatto, nel caso di elementi facet, sarà calcolata usando i segmenti di contatto connessi al set dei nodi slave; viceversa se si sceglie il tipo master.

Esiste anche un “contact type” di tipo “combined” che tiene conto di entrambe le caratteristiche di deformabilità ma che è computazionalmente più oneroso soprattutto se le superfici in contatto sono entrambe di tipo facet.

Nel “elastic characteristic contact model” vi sono due differenti modi per calcolare la forza di contatto tra i corpi: il “contact model FORCE” e il “contact model STRESS”.

Il “contact model FORCE” è utilizzato nei seguenti casi:

- contatti di tipo MB-MB (dove MB sta per multibody), ovvero contatto tra corpi le cui superfici esterne sono discretizzate solo mediante superfici geometriche;
- contatti di tipo MB-FE (dove FE sta per elementi finiti), ovvero contatto tra due corpi di cui uno avente superfici esterne di tipo geometrico e l'altro superfici discretizzate con elementi di tipo facet;

Il “contact model STRESS” è utilizzato solo nei contatti di tipo FE-FE ovvero nei contatti tra corpi le cui superfici sono discretizzate solo con elementi di tipo facet.

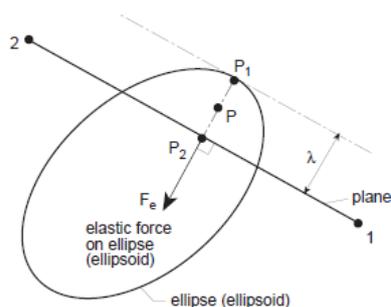


Figura 6 – Compenetrazione “ λ ” tra un piano ed un ellissoide utilizzata nel “contact model FORCE”. Fonte: Madymo Theory Manual

Nel “contact model FORCE” la deformabilità di un corpo è espressa come curva forza-penetrazione dove per penetrazione si intende quella di un nodo della mesh “facet” nella superficie geometrica di un altro corpo nel caso di contatto MB-FE o di una superficie geometrica in un’altra nel caso di contatto MB-MB; in entrambi i casi la forza risultante è indipendente dall’effettiva area di contatto ma è funzione solo della profondità della compenetrazione.

Nel “contact model STRESS” la forza di contatto è calcolata a partire da una curva “tensione-deformazione” $\sigma(\lambda/t)$ che nulla ha a che vedere con quella dei materiali degli elementi finiti. Tensione in quanto ora si tiene conto anche dell’area di contatto; deformazione in quanto la compenetrazione è espressa come percentuale dello spessore della superficie del corpo. L’espressione della forza di contatto dell’ i -esimo nodo è la seguente:

$$F_i = A_i \times \left(\sigma \left(\frac{\lambda_i}{t_i} \right) \right)$$

dove t è lo spessore della superficie, λ è la penetrazione dell’ i -esimo nodo e A_i è l’area associata all’ i -esimo nodo.

Il primo modello di forza è decisamente più semplice da ricavare e per questo più utilizzato ma i risultati sono più approssimati; il secondo modello è più complicato e meno versatile in quanto dipende dalla dimensione della mesh ma indubbiamente più accurato. Nella presente tesi verranno utilizzati entrambi i modelli.

La caratteristica di contatto da associare ad un corpo per entrambi i modelli viene determinata mediante un test di impatto di tipo quasi-statico o dinamico: il test può essere realizzato sia sperimentalmente che numericamente.

Supponiamo ad esempio di voler realizzare una simulazione multibody dell’interazione tra un manichino ed un sedile. Il sedile può essere simulato in maniera semplificata come un insieme di piani geometrici opportunamente disposti e collegati fra loro, oppure, in maniera più accurata, realizzando la superficie esterna mediante elementi “facet”. Se si ha a disposizione il componente

fisico, le caratteristiche di contatto da associare alle varie parti del modello possono essere ricavate attraverso prove sperimentali realizzate con un impattore avente geometria prossima a quella del torace/bacino del manichino spinto in diversi punti dello schienale e della seduta. Misurando forza e spostamento, per ciascun punto impattato, si ricavano curve forza-spostamento da associare al modello muti body del sedile.

In alternativa se si ha a disposizione un modello del sedile ad elementi finiti sperimentalmente correlato, è possibile riprodurre passo passo il medesimo test per via numerica.

Nel caso del “contact model FORCE” la procedura termina qui. Nel caso invece del “contact model STRESS” occorre fare un ulteriore passo, peraltro non descritto nei manuali di teoria.

Nella presente tesi verrà utilizzato un metodo analogo a quello proposto nell’articolo “Pedestrian collisions with flat-fronted vehicles: injury patterns and importance of rotational accelerations as a predictor for Traumatic Brain Injury (TBI)” di Feist *et al.*

La procedura descritta si riferisce al caso di un impatto testa contro parabrezza. La testa viene rappresentata mediante un ellissoide, mentre il parabrezza è modellato come superficie piana ad elementi “facet”. La curva forza-penetrazione $F(e)$ è fornita da un test sperimentale.

Nel contatto, l’ellissoide è la superficie “master” considerata rigida, mentre la superficie del piano è “slave”. A quest’ultima viene associato uno spessore t di 1m in modo da trasformare la deformazione λ/t in una penetrazione (e).

La penetrazione nominale del piano nell’ellissoide ad ogni step di calcolo è: $e_j = \Delta e \cdot j$, dove Δe è il passo scelto per il calcolo e j è il numero di passo. La penetrazione del nodo i al j -esimo step di calcolo è p_{ij} . L’area associata ad ogni step è A_j . Per una sfera di raggio r , l’area associata a un nuovo nodo che compenetra i^* è: $A_{i^*j} = \pi [(2 r \bullet e_j - e_j^2) - (2 r \bullet e_{i-1} - e_{i-1}^2)] / \cos(\alpha_{i^*j})$ dove α_{i^*j} è l’angolo tra il vettore dal nodo i^* al centro dell’ellissoide e la verticale al tempo j . Per il nodo 1, che ha sempre la più grande compenetrazione (p_{1j}) di tutti i nodi che compenetrano, la tensione σ_{1j} è calcolata tramite la formula: $F(e) = \sum \sigma_{ij} (p_{ij}) A_i$. Per tutti gli altri nodi la tensione σ_{ij} è interpolata dal precedente step j .

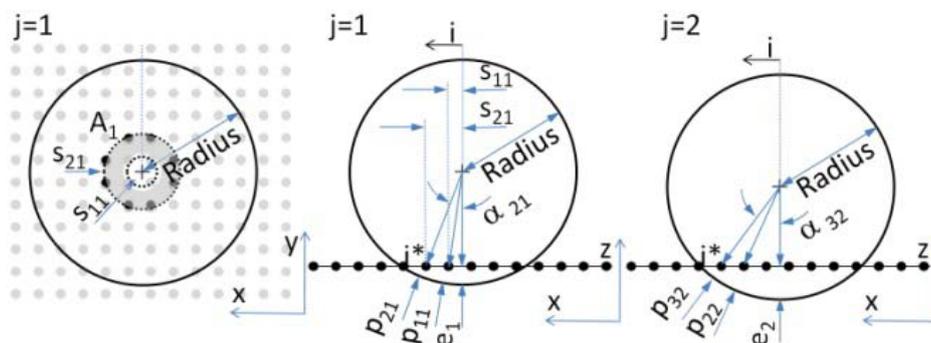


Figura 7 – Descrizione della procedura per convertire la curva forza-penetrazione in curva tensione-deformazione (Fonte: “Pedestrian collisions with flat-fronted vehicles: injury patterns and importance of rotational accelerations as a predictor for Traumatic Brain Injury (TBI)” di Feist *et al.*

4.1 Caratteristica di contatto del parabrezza

La caratteristica di contatto da associare al parabrezza del tram viene ricavata per via numerica, utilizzando la parte del codice Madymo basata sulla teoria classica degli elementi finiti.

Poiché non è disponibile un modello di parabrezza di tram correlato con test sperimentali, occorre realizzarne uno.

La superficie da modellare viene ricavata da disegni di tram reperiti in rete; per la tecnica di modellazione e per la legge/caratteristica del materiale si fa invece riferimento a quanto pubblicato in letteratura.

Come anticipato nel primo capitolo, il vetro stratificato è costituito dalla sovrapposizione di tre strati: due di vetro float e uno di materiale plastico (PVB) collocato in posizione intermedia.

Tutti e tre gli strati collaborano senza scorrimenti relativi. Tuttavia sottoponendo un provino a trazione è possibile individuare due fasi ben distinte della curva tensione-deformazione: una prima fase in cui il comportamento del laminato è controllato dalla componente vetrosa; una seconda fase, successiva alla rottura del vetro, dominata dalla parte plastica che consente notevoli deformazioni fino a pervenire a sua volta a rottura (Figura 10).

Per simulare questo comportamento, in letteratura sono descritte principalmente due tecniche.

La prima, ed anche la più utilizzata, prevede che nel modello siano presenti tutti gli strati. Per quanto riguarda la modellazione, gli articoli consigliano l'utilizzo di elementi di tipo "shell" o "brick" (nel caso del PVB gli elementi "shell" vengono sostituiti con elementi di tipo membrana), mentre il collegamento tra gli strati può avvenire tramite nodi collassati o tramite contatti di tipo "tied"; in alternativa i due strati di vetro possono essere ridotti ad uno solo con spessore raddoppiato (Figura 8).

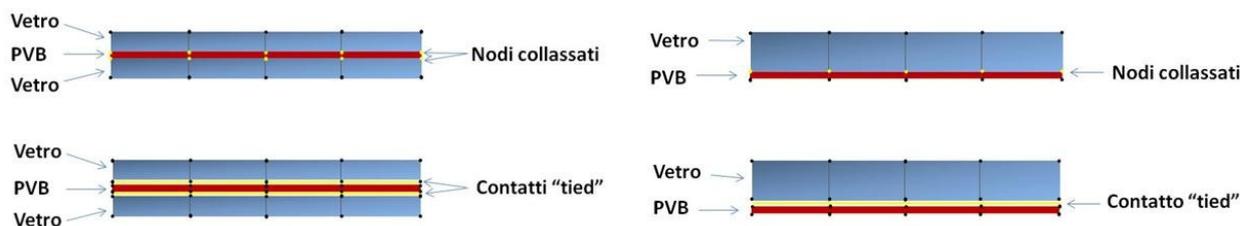


Figura 8 –Modelli ad elementi finiti più diffusi per la simulazione del vetro laminato; ciascun strato di vetro o PVB può essere modellato mediante elementi 2D o 3D

Anche per quanto riguarda la simulazione dei materiali la letteratura offre diverse indicazioni.

Il materiale vetro ha un comportamento fragile: superata la tensione di snervamento, la rottura avviene pressoché immediatamente con un allungamento molto piccolo. Il vetro può quindi essere simulato con una legge di materiale di tipo elastico o elasto-plastico a cui viene associato un criterio di rottura definito come deformazione massima.

Il PVB è un materiale plastico avente basso valore di tensione di snervamento ed elevato allungamento a rottura. La legge del materiale utilizzata per simularne il comportamento è in genere di tipo iperelastico: Mooney-Rivlin, Blatz-Ko, Ogden ecc. Per piccole deformazioni le prime due leggi approssimano bene il comportamento ottenuto dai test di laboratorio; per grandi deformazioni la legge di Ogden con termini di ordine superiore a sei, consente di avere correlazioni migliori (Figura 9). Per simulazioni più approssimate spesso viene utilizzato anche una legge di tipo elastoplastica. Il criterio di rottura per questo materiale viene inserito nel modello del materiale solo se sussistono grandi deformazioni.

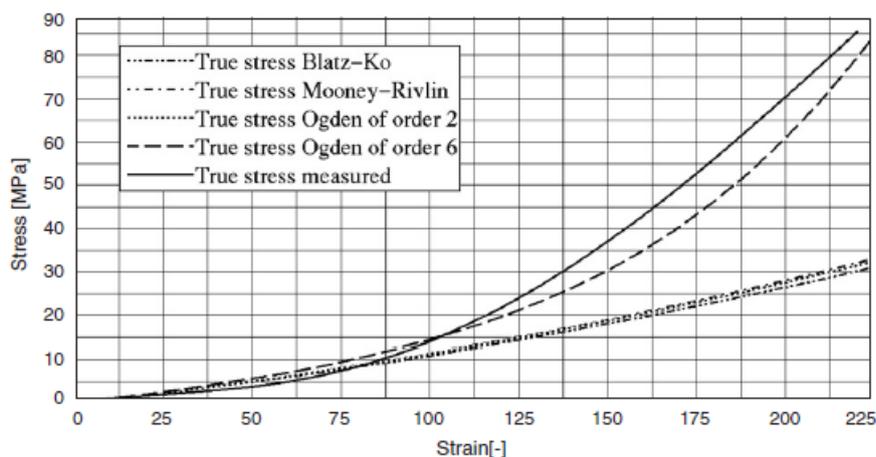


Figura 9 – Correlazione con i dati sperimentali per il PVB ottenuti con differenti leggi di materiale presenti nel codice Ls-Dyna (Timmel, Du Bois et al – “A finite element model for impact simulation with laminated glass”)

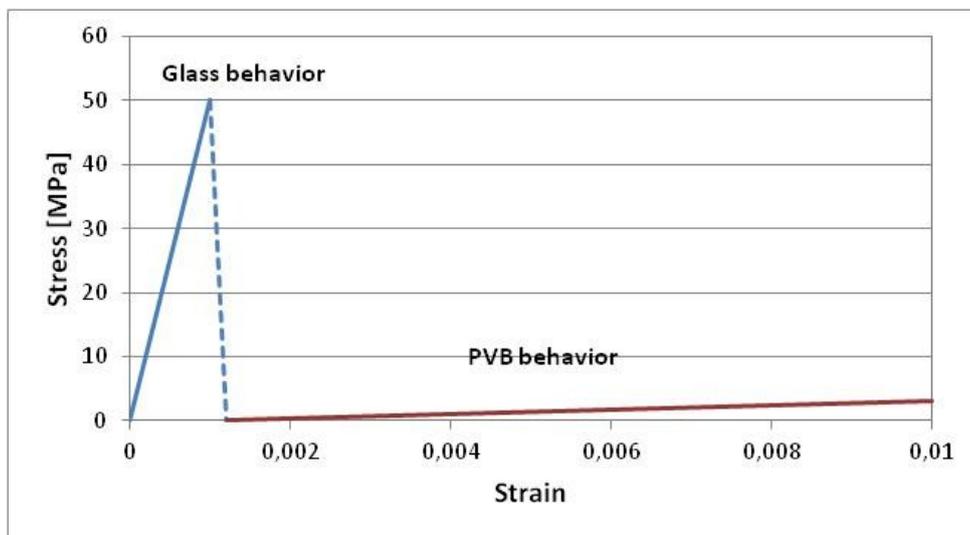


Figura 10 – Caratteristica tensione-deformazione semplificata di una prova di trazione di un provino di vetro laminato impiegato in ambito automobilistico. Si possono identificare le due fasi dominate rispettivamente dal materiale vetro e da quello plastico

Un' altra tecnica per simulare il comportamento del vetro stratificato è quella proposta da alcuni studiosi come Du Bois e Timmel nel 2007, e Peng *et al.* nel 2013. Essa è denominata “spalmata” (“smeared”) in quanto la rigidezza complessiva del parabrezza è ridistribuita tra due strati di spessore eguale, uno rappresentante la componente del vetro che si rompe (vetro in trazione), l'altro un insieme di PVB e la rimanente parte di vetro che continua a supportare il carico anche dopo la rottura (vetro in compressione).

Una volta scelta la tecnica di modellazione occorre correlare il modello ottenuto con un test sperimentale, in genere una prova di urto testa eseguito secondo la norma europea o secondo il test EuroNCAP.

Questa fase è necessaria non solo per verificare la bontà del modello ma per determinare alcuni parametri da inserire nelle leggi dei due materiali.

Per il materiale vetro, ad esempio, la tensione di snervamento e l'allungamento a rottura sono fatti variare entro un range di valori fisici in modo da individuare il primo picco di accelerazione della testa. In letteratura si possono quindi trovare valori per la tensione di snervamento compresi tra 30 e 70 MPa (ma si trovano anche casi con 100MPa!), mentre come deformazione massima per il criterio di rottura si hanno valori variabili da 0.007 a 0.03. Anche la dimensione della mesh influisce sul primo picco di accelerazione. Gli articoli suggeriscono una lunghezza media non superiore a 5mm.

Analogo discorso è applicabile ai dati del PVB.

Un riepilogo dei parametri necessari per ottenere una buona correlazione tra simulazione e sperimentazione per il caso di urto testa contro parabrezza è riportato in Figura 11.

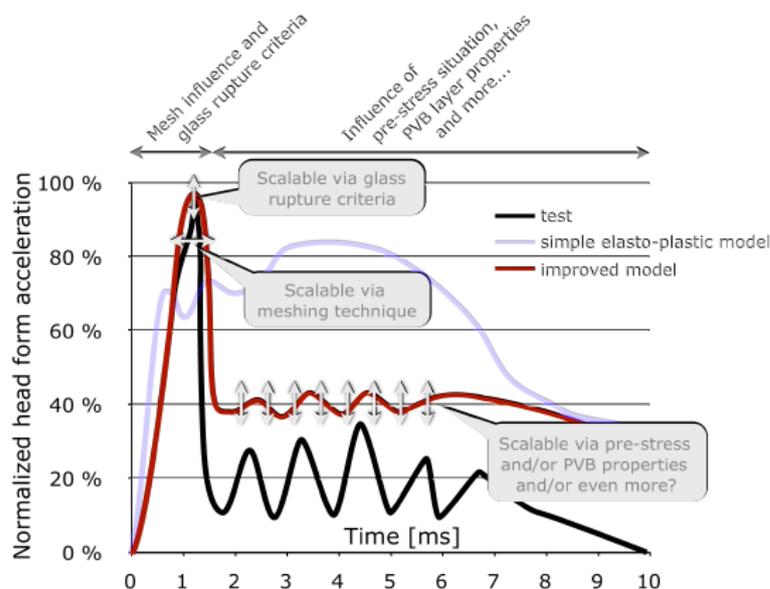


Figura 11 – Influenza dei parametri secondo l'analisi riportata nell'articolo “Advanced laminated glass modelling for safety FEA” – M. Konrad, M.Gevers – Ls-Dyna Forum, 2010. La curva rappresentata è quella tipica di accelerazione della testa che impatta un parabrezza

In assenza di dati sperimentali di “prima mano” la correlazione deve essere fatta con risultati di test fisici di impatto testa riportati in altri articoli, trascurando in prima battuta l’influenza della geometria del parabrezza e della tipologia di collegamento alla testata. Tuttavia non esistono articoli che trattano l’argomento in campo ferrotranviario, mentre abbondano quelli in ambito automotive.

In questo campo uno dei principali studi di riferimento è rappresentato da quello effettuato da Mizuno & Kajzer (2000). In questo studio si analizzano le risposte in termini di accelerazione/forza nel tempo ottenute impattando con simulacro testa adulto EEVC WG17 differenti punti del parabrezza di una Toyota Corolla (Figura 12 e Figura 13). Interessante notare come tutte le curve ottenute presentino due picchi: il primo, corrispondente ad una forza di circa 7.5kN, relativo alla rottura degli strati di vetro, praticamente uguale in tutti i punti del parabrezza ad eccezione della cornice; il secondo picco risulta crescente spostandosi dal centro del parabrezza verso le zone periferiche. Nello studio viene fornita anche una mappa dei valori di HIC ottenuti: le zone prossime alla cornice (“vasca dei pesci” e montanti A) sono particolarmente rigide e pertanto la gravità delle lesioni riportate dalla testa elevata; la zona centrale del parabrezza consente di ottenere valori per il criterio di lesione al di sotto della soglia critica.

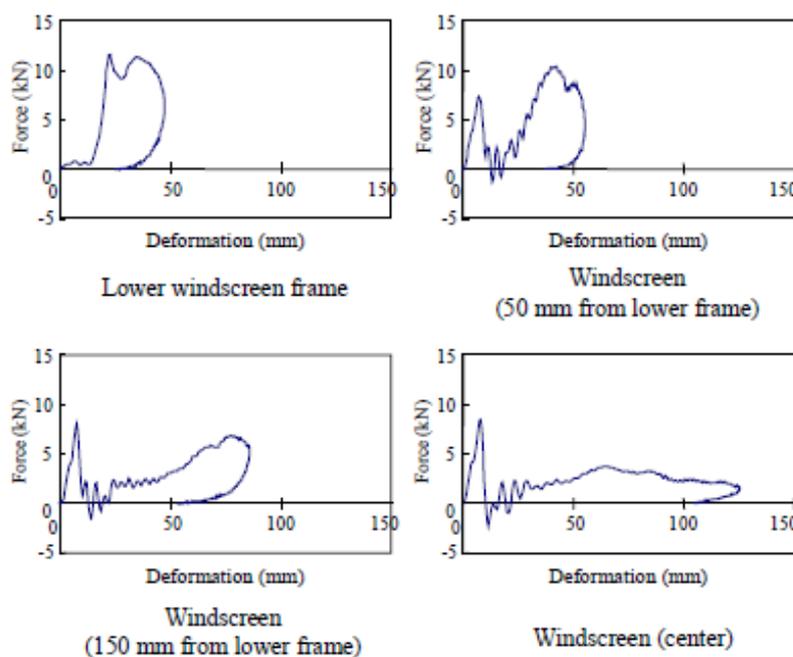


Figura 12 – Curve forza-deformazione per un parabrezza Toyota Corolla per impatto a 40km/h eseguiti in diversi punti. Fonte: “Pedestrian headform impact tests for various vehicle locations” – K.Mizuno, J.Kajzer

Riprodurre i risultati di questo studio per via numerica consentirebbe di ottenere un parabrezza correlato. Questi dati tuttavia non possono essere utilizzati per il nostro scopo tal quali in quanto,

anche trascurando il fattore geometrico (il cristallo di un tram è più grande e possiede una curvatura differente), esistono le seguenti limitazioni:

- Un parabrezza automobilistico ha spessore di circa 5mm (la stratificazione più comune è: 2.1mm vetro+0.76mm PVB+2.1mm vetro) decisamente inferiore a quello di un tram che può essere di 8÷10mm;
- La velocità di impatto con cui sono ricavate le curve sperimentali è di 40km/h; nella presente tesi la velocità massima del tram al momento dell'impatto è 30km/h ma la velocità della testa relativa al frontale può risultare nettamente inferiore a questo valore a seconda della geometria del profilo della maschera considerata;

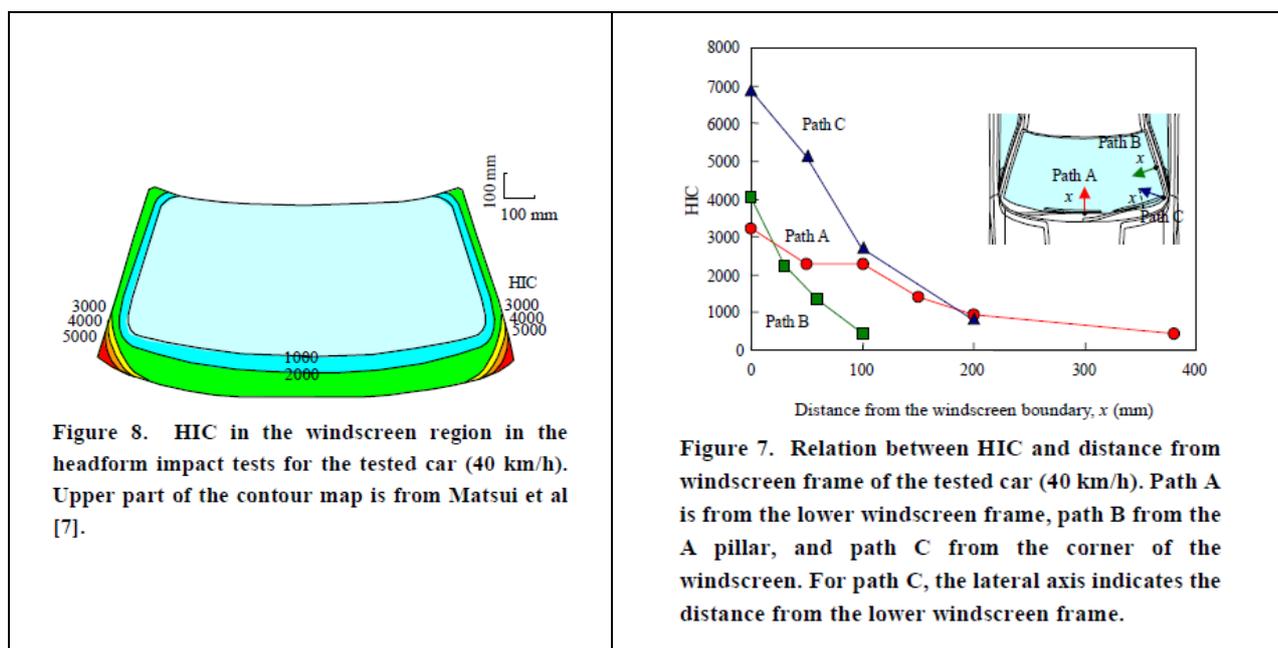


Figura 13 – Valori di HIC ottenuti tramite impatti eseguiti a 40km/h su parabrezza Toyota Corolla. Fonte: “Pedestrian headform impact tests for various vehicle locations” – K.Mizuno, J.Kajzer

Per ricavare la caratteristica di rigidità del parabrezza di un tram viene quindi seguita la seguente procedura:

- 1) Si realizza un modello FE di parabrezza automobilistico seguendo una delle tecniche precedentemente descritte;
- 2) Si effettua una simulazione di impatto testa a 40km/h con impattore EEVC nel punto centrale del parabrezza e si correla la curva forza-deformazione con quella ottenuta ad esempio da Mizuno e Kajzer nel medesimo punto;
- 3) Si realizza un modello FE di un parabrezza di un tram utilizzando per il codice di calcolo le card dei materiali vetro e PVB messi precedentemente a punto e si eseguono delle

simulazioni di urto testa variando la velocità di impatto iniziale da un minimo di 5km/h ad un massimo di 30 km/h.

Il parabrezza automobilistico è stato modellato nel seguente modo:

- 1 solo strato per il vetro con spessore complessivo di 4.2mm modellato mediante elementi shell “full integrated” aventi lunghezza media 10mm (il caso rappresentato in alto a destra nella Figura 8);
- 1 strato per il PVB con spessore 0.76mm modellato mediante elementi membrana aventi lunghezza media 10mm;

I due strati sono collegati mediante nodi collassati.

La scelta di avere due soli strati così come quella di avere una lunghezza media per gli elementi superiore a quella consigliata in letteratura, è determinata dalla necessità di avere tempi di calcolo contenuti quando la simulazione verrà effettuata con il parabrezza del tram, notevolmente più grande.

I nodi degli elementi disposti lungo il bordo hanno tutti i gradi di libertà vincolati.

Per i materiali sono stati utilizzati i dati riepilogati nella Tabella 1:

| Componente | Legge materiale | Parametri meccanici | Valori |
|--------------|-----------------|-------------------------|------------------------|
| VETRO | Elastica | Densità | 2500 kg/m ³ |
| | | Modulo di Young | 74GPa |
| | | Modulo di Poisson | 0.25 |
| | | Deformazione massima | 0.003 |
| PVB | Elasto-plastico | Densità | 950kg/m ³ |
| | | Modulo di Young | 50MPa |
| | | Modulo di Poisson | 0.4 |
| | | Tensione di snervamento | 20MPa |
| | | Modulo tangente | 20MPa |

Tabella 1 – Leggi dei materiali e relativi dati utilizzati rispettivamente per il vetro e il PVB

La simulazione è stata realizzata con il codice Madymo v. 7.5. L'impattore (presente nel database del codice) è il modello di testa adulto EEVC di 4.8kg. Esso è stato posizionato perpendicolarmente al parabrezza (Figura 14).

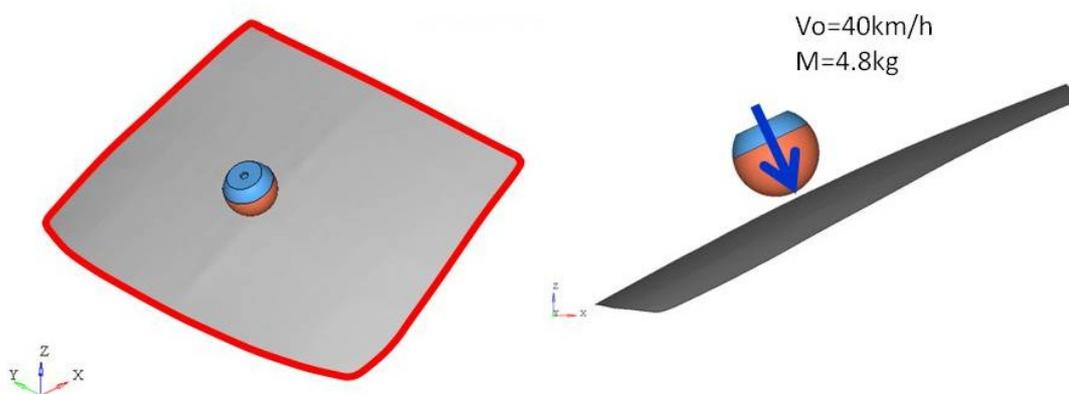


Figura 14 – Modello FE di un parabrezza di vettura di medie dimensioni

La curva accelerazione-tempo ottenuta è sovrapposta a quella riportata nell'articolo di Mizuno & Kajzer (Figura 15)

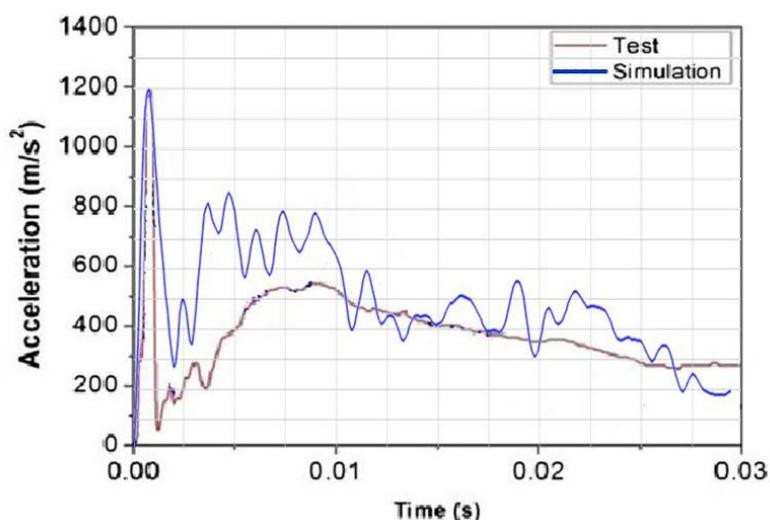


Figura 15 – Sovrapposizione delle curve accelerazione-tempo ottenute tramite urto testa a 40km/h: in rosso la curva ottenuta da Mizuno & Kajzer (“Test”); in blu (“Simulation”) la curva ottenuta mediante simulazione (filtrata CFC 1000)

Viene quindi modellato un generico parabrezza di un tram mantenendo inalterate la lunghezza media, la tecnica di modellazione e le condizioni al contorno. Anche la posizione relativa dell'impattore è invariata (Figura 16).

Non essendo nota l'esatta stratificazione di un parabrezza di un tram, si fa la seguente l'assunzione: 1° strato vetro: 4.2mm + strato PVB 1.52mm + 2°strato vetro 4.2mm (in pratica gli spessori del parabrezza automobilistico sono stati raddoppiati). Nel modello impiegato nelle simulazioni quindi lo strato di vetro avrà spessore complessivo di 8.4mm.

Vengono simulati impatti alle seguenti velocità: 5km/h, 10km/h, 15km/h, 20km/h, 25 km/h, 30 km/h.

Per quanto riguarda il posizionamento della testa in direzione Z, si è deciso di posizionare l'impattore un po' al di sotto del punto centrale, in ogni caso lontano dalla cornice, questo perché non è nota a priori l'altezza del bordo inferiore del cristallo dal piano del ferro essendo uno dei parametri indagati nella presente tesi. Occorrerà ricordare che qualora la scelta dovesse ricadere sull'altezza maggiore (circa 1400 mm) la testa del manichino 50esimo%ile impatterebbe poco al di sopra della cornice e pertanto la curva forza-penetrazione risulterà diversa.

In Figura 17 sono riportate le curve accelerazione-tempo ricavate. A titolo di confronto con il caso di parabrezza di automobile, viene riportata anche la curva ottenuta per impatto a 40km/h: si può notare come l'accelerazione massima sia più che raddoppiata mentre l'HIC ottenuto è più del doppio di quello ottenuto per il parabrezza automobilistico.

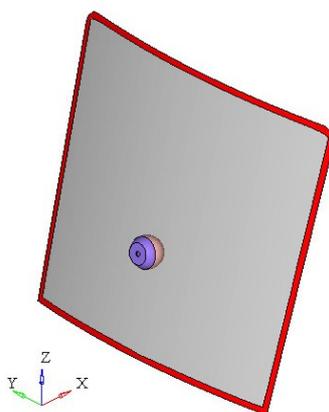


Figura 16 – Modello FE di un generico parabrezza di tram utilizzato per le simulazioni

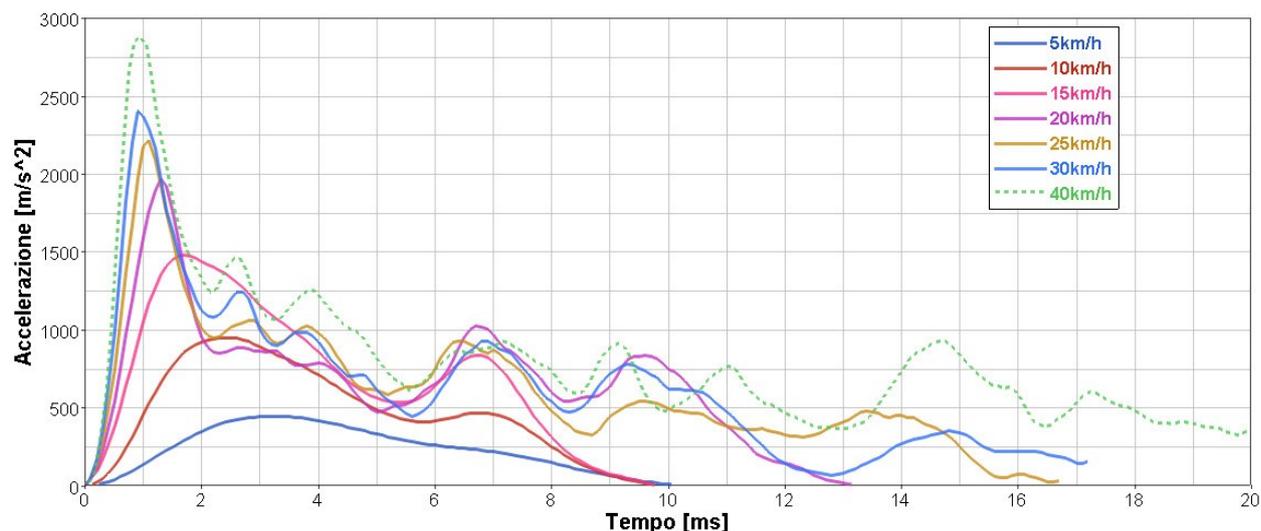


Figura 17 – Curve accelerazione vs. tempo di simulazioni impatto testa contro generico parabrezza di un tram a diverse velocità

In Tabella 2 sono riepilogati i valori di accelerazione massima e di HIC per ciascuna velocità esaminata. A partire da questi risultati si possono fare le seguenti considerazioni.

Fino alla velocità di 15km/h non si verifica la rottura del vetro. Per velocità superiori la rottura è sempre presente, anche se talvolta in maniera non molto evidente.

Per quanto riguarda il valore di HIC si può affermare che esso è già elevato a basse velocità: un valore di 613.26 a 15km/h comporta una probabilità pari al 40% di lesione AIS3+ e del 11% di lesione AIS4+. In ogni caso, a parità di velocità di impatto i valori di HIC sono più elevati rispetto a quelli rilevati in campo automobilistico.

| Velocità impatto [km/h] | Max. accelerazione [m/s ²] | Rottura vetro | HIC15 |
|----------------------------|---|---------------|--------|
| 5 | 454.25 | NO | 44.32 |
| 10 | 962.3 | NO | 234.69 |
| 15 | 1489.38 | NO | 613.26 |
| 20 | 1976.52 | SI | 694.46 |
| 25 | 2225.39 | SI | 761.39 |
| 30 | 2411.41 | SI | 866.24 |
| 40 | 2877.12 | SI | 1263.3 |

Tabella 2 – Valori di HIC e di massima accelerazione calcolati per le curve riportate in Figura 17

Purtroppo, come detto, non è stato possibile reperire in letteratura studi che suffragassero i risultati fin qui ottenuti. Tuttavia si sono utilizzati due articoli di seguito discussi che riportano risultati utili per inquadrare il problema.

Un articolo che tratta l'argomento in maniera molto simile a quanto fin qui effettuato, è quello relativo ad un'analisi condotta da Munsch *et al.* sui cristalli laterali anteriori di un'automobile.

Nell'articolo "Lateral glazing characterization under head impact: experimental and numerical investigation", Munsch analizza i risultati ottenuti eseguendo una serie di test fisici in cui una testa di un manichino Hybrid III avente massa 4.53Kg, viene "sparata" contro i cristalli laterali di una Volvo S80. I vetri testati hanno una stratificazione identica a quella di un parabrezza (vetro 2.1mm+ PVB 0.76mm+vetro 2.1mm) mentre la velocità di impatto con cui sono eseguiti i test è variabile in un intervallo tra 2.9m/s a 11.3m/s.

I risultati dei test sono riportati nella tabella di Figura 18. Osservando quelli riportati nella tabella a sinistra si può affermare che:

- per velocità inferiori a 5m/s (test n°1-4) non si verifica mai rottura del vetro laminato;
- per velocità superiori a 7.5m/s (test n°13-15) si verifica sempre la rottura del vetro laminato;
- per velocità comprese tra 5 e 7.5m/s (test n°5-12) la rottura non è prevedibile;

Ciò confermerebbe l'esistenza di un intervallo di velocità per il quale la probabilità di rottura del vetro è compresa tra 0 e 100.

Altra considerazione importante che emerge da questa analisi è che se il vetro si rompe, il valore di HIC risulta più basso. Paradossalmente si possono ottenere HIC superiori a 1000 a velocità di impatto basse, per via della mancata rottura, e HIC al di sotto della soglia critica per velocità di impatto elevate. La rottura di un vetro laminato è dunque un fenomeno auspicabile (a patto ovviamente che il film plastico non si rompa).

| Test n° | v [m/s] | γ_{max} [g] | HIC |
|---------|---------|--------------------|------|
| 1 | 2,9 | 503 | 2827 |
| 2 | 3,4 | 545 | 4041 |
| 3 | 3,9 | 429 | 1015 |
| 4 | 4,0 | 511 | 2264 |
| 5 | 5,0 | 104 | 101 |
| 6 | 6,3 | 428 | 2892 |
| 7 | 6,4 | 126 | 148 |
| 8 | 6,8 | 139 | 211 |
| 9 | 7,4 | 483 | 1893 |
| 10 | 7,4 | 306 | 1374 |
| 11 | 7,4 | 324 | 1383 |
| 12 | 7,4 | 402 | 1177 |
| 13 | 8,5 | 284 | 702 |
| 14 | 8,9 | 98 | 249 |
| 15 | 11,3* | 143 | 2041 |

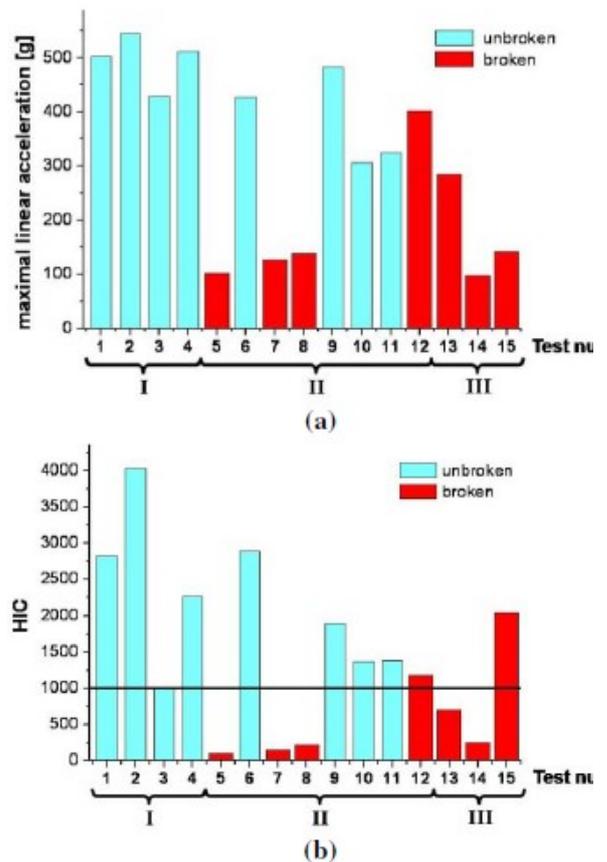


Figura 18 – A sinistra: riepilogo dei test fisici: le colonne sono rispettivamente la velocità di impatto, l’accelerazione massima e il valore di HIC; le righe in grigio sono relative ai test in cui si è verificata la rottura del vetro – A destra, in alto e in basso, istogrammi dell’accelerazione massima e del valore di HIC: è possibile individuare i tre intervalli di probabilità di rottura del vetro. Fonte: “Lateral glazing characterization under head impact: experimental and numerical investigation” – Munsch et al.

Nello stesso articolo vengono inoltre indagate eventuali influenze di alcuni parametri dei materiali del laminato: spessore e tensione di snervamento del vetro e spessore e tensione di snervamento del PVB. Un test fisico eseguito a 10m/s viene riprodotto mediante simulazione; con questo modello numerico correlato vengono effettuate in totale 16 simulazioni in cui vengono aumentati o diminuiti del 30% i valori dei parametri indagati, a parità di velocità di impatto. Per ciascuna combinazione di valori, vengono valutati l'accelerazione massima e il valore di HIC corrispondente; entrambi vengono poi confrontati con quelli ricavati nel caso di riferimento.

I risultati ottenuti mediante questa sensibilità sono riportati in Figura 19.

Questo studio parametrico evidenzia come lo spessore del vetro sia il fattore che influisce maggiormente sul valore massimo dell'accelerazione della testa e quindi sul valore di HIC: più spesso è il vetro, maggiore sarà il valore di HIC e quindi la probabilità di rischio di lesione severa. La tensione di snervamento del vetro avrebbe una influenza minore, mentre i parametri riguardanti il PVB sarebbero trascurabili.

Table 9. Simulation protocol indicating for each of the 17 simulations, the window characteristics retained: +/- stand +30% or -30% of the reference window properties values.

| | REF | S1 | S2 | S3 | S4 | S5 | S6 | S7 | S8 | S9 | S10 | S11 | S12 | S13 | S14 | S15 | S16 |
|---|------|----|----|----|----|----|----|----|----|----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|
| A (Glass thickness - mm) | 2,1 | - | + | - | + | - | + | - | + | - | + | - | + | - | + | - | + |
| B (PVB thickness - mm) | 0,76 | - | - | + | + | - | - | + | + | - | - | + | + | - | - | + | + |
| C (Glass elastic limit - MPa) | 50 | - | - | - | - | + | + | + | + | - | - | - | - | + | + | + | + |
| D (PVB elastic limit - MPa) | 20 | - | - | - | - | - | - | - | - | + | + | + | + | + | + | + | + |

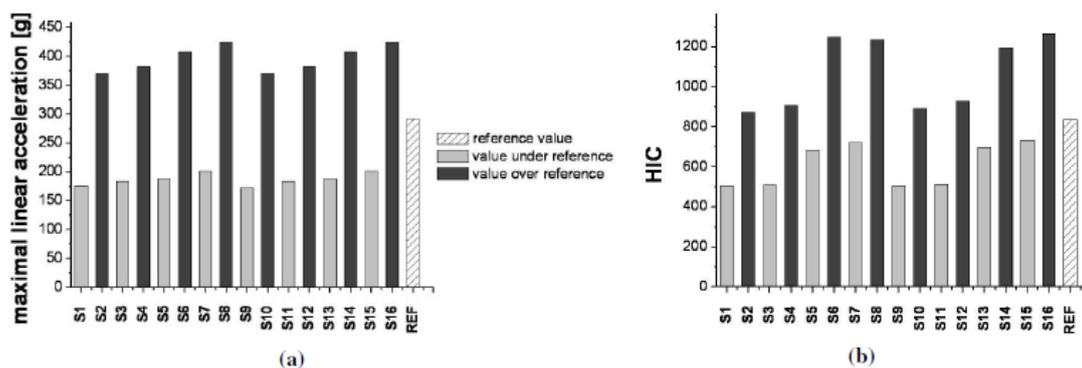


Figura 19 – Tabella in alto: riepilogo delle 17 simulazioni: nella prima colonna sono indicati i valori di riferimento di ciascun parametro; nelle colonne successive sono riportate le diverse combinazioni simulate dove con +/- sono indicati l'aumento o la diminuzione del 30% rispetto al valore di riferimento – Istogrammi in basso: si può osservare come la diminuzione del 30% dello spessore del vetro porti sempre ad ottenere accelerazioni e valori di HIC inferiori a quelli di riferimento; viceversa si ottiene aumentando del 30%. . Fonte: “Lateral glazing characterization under head impact: experimental and numerical investigation” – Munsch et al.

Ovviamente i risultati di questa ricerca sono strettamente dipendenti dal fatto che il vetro indagato è quello laterale del guidatore, quindi un vetro con superficie più piccola, vincolato diversamente e avente curvatura differente rispetto ad un parabrezza. Inoltre l'impattore utilizzato, la testa del manichino Hybrid III, ha geometria diversa rispetto a quello usato nella normativa pedone.

Tuttavia, anche se con valori non eguali, le considerazioni possono essere estese anche al vetro laminato di un parabrezza.

Relativamente al discorso dell'auspicabilità della rottura del vetro, riportiamo un ulteriore approfondimento. Nell'articolo "Observation of different windscreen glass fracture modes during headform impactor tests" (2005) Ries analizza i risultati di una serie di urti fisici eseguiti alla stessa velocità e nello stesso punto, quello centrale, di un medesimo parabrezza (quindi identica geometria, stesso collegamento a scocca ecc); solo l'angolo di inclinazione è variato.

In questo studio Ries osserva che esistono almeno due modalità di rottura del parabrezza:

- rottura istantanea, immediatamente dopo il contatto (I tipo);
- rottura che avviene dopo un'ampia flessione del parabrezza (II tipo)

Nel primo caso la curva di accelerazione presenterà un primo picco elevato e stretto; nel secondo invece il primo picco sarà più ampio (Figura 20).

Per Reis la modalità di frattura del parabrezza quindi:

- è un fenomeno non prevedibile;
- dipende da parametri intrinseci del materiale vetro e dalla sua lavorazione (stati tensionali, difetti ecc.) e non dalla direzione di impatto (35° o 65°);
- influenza la variabilità del valore di HIC: per la prova a 65° riportata in Figura 20 il valore di HIC varia da un minimo di 410 (primo picco stretto) ad un massimo di 1084 (primo picco ampio).

Questo significa che alle conclusioni di Munsch, ovvero che la rottura del parabrezza è un fenomeno favorevole soprattutto a velocità elevate, occorre aggiungere che per essere tale essa deve avvenire nei primissimi millisecondi di impatto.

Tornando ai risultati ottenuti tramite le simulazioni di impatto testa su parabrezza di tram possiamo, alla luce di quanto riportato negli articoli, fare le seguenti considerazioni.

- Il parabrezza di un tram ha spessore quasi doppio rispetto a quello delle automobili: questo giustifica il fatto che a parità di velocità di impatto, i valori di HIC registrati siano più elevati anche quando il vetro si rompe;

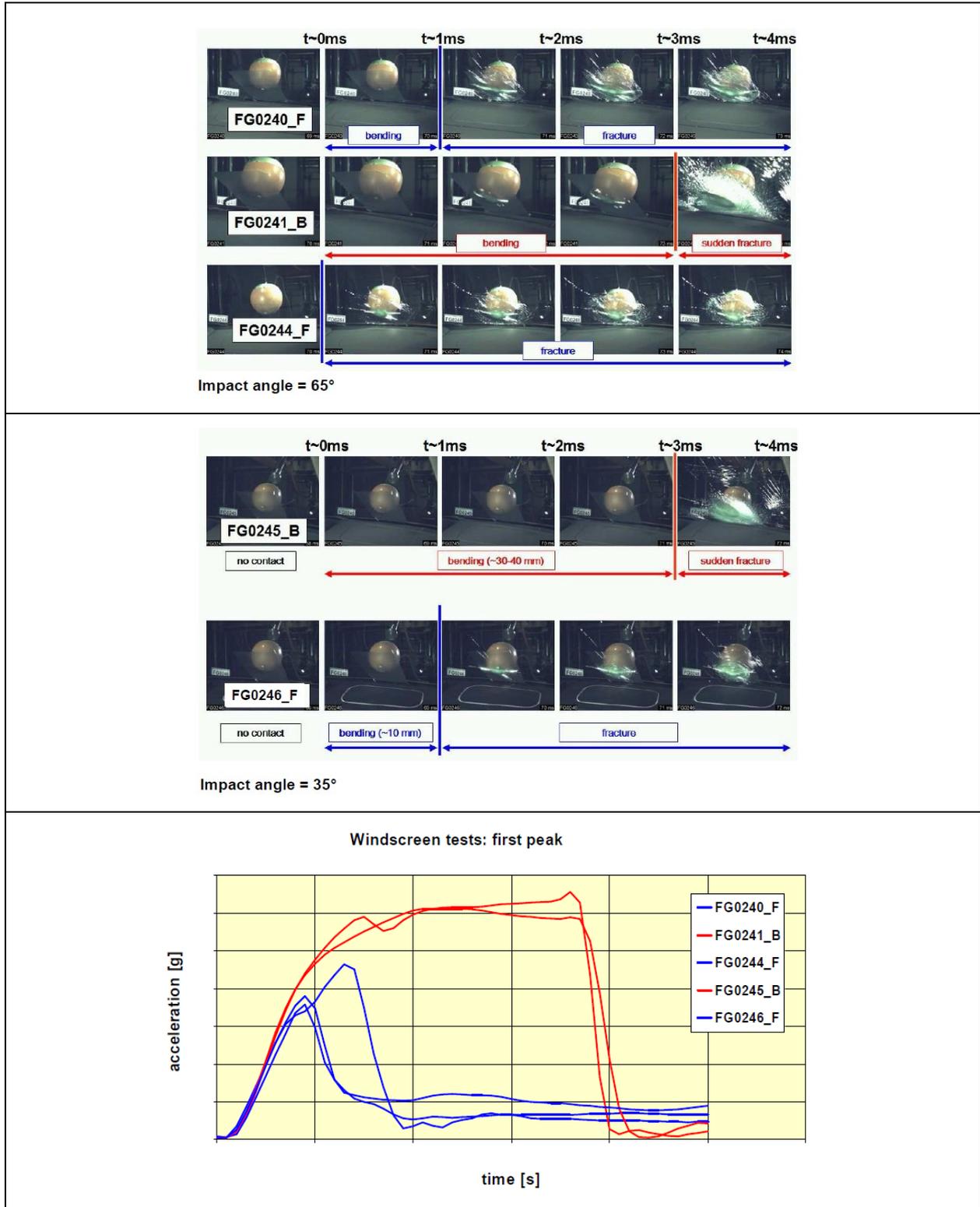


Figura 20 – Andamento del primo picco di accelerazione ottenuto nelle prove sperimentali sopra evidenziate; nei test con angolo di impatto a 65° una prova su tre presenta una rottura del tipo II; nei test con angolo di impatto a 35° una prova su due presenta una rottura del tipo II. Tutti i test sono stati eseguiti alla velocità di 35 km/h. Fonte: “Observation of different windscreen glass fracture modes during headform impactor tests” (2005) - Ries

- le simulazioni sono state effettuate impattando una zona centrale del parabrezza; se l'urto della testa avvenisse in prossimità della cornice, il valore di HIC, e quindi il rischio di lesione, sarebbe più elevato;
- coerentemente ai risultati di Munsch, sono stati individuati degli intervalli di velocità per i quali la rottura è rispettivamente improbabile (<15km/h) e certa (>20km/h); non è stato individuato l'intervallo in cui la rottura non è prevedibile. Il motivo è da ricercarsi nel fatto che la simulazione è un fenomeno deterministico, mentre il comportamento reale del vetro è probabilistico;
- anche quando la rottura del vetro ha luogo, non è detto che essa avvenga nei primi millisecondi di impatto; in particolare l'elevata altezza e larghezza e la differente curvatura del parabrezza del tram potrebbero favorire l'insorgere della rottura dopo un tempo maggiore, con relativo aumento del valore di HIC. Si fa qui presente che tutte le tecniche di simulazione descritte a inizio paragrafo vengono "tarate" su rotture del I tipo e pertanto non possono cogliere anche quelle del II tipo;

Tutto questo ci porta a fare l'ipotesi che nella realtà i valori di HIC potrebbero essere più alti di quelli riportati in Tabella 2 e che quindi nel caso del tram il parabrezza costituisca un componente a rischio di lesione per la testa del pedone decisamente più elevato rispetto a quello impiegato in campo automobilistico.

Al fine di essere conservativi si decide di non inserire nelle simulazioni la rottura del cristallo; pertanto la caratteristica da associare a questo componente viene ricavata considerando il componente come infrangibile.

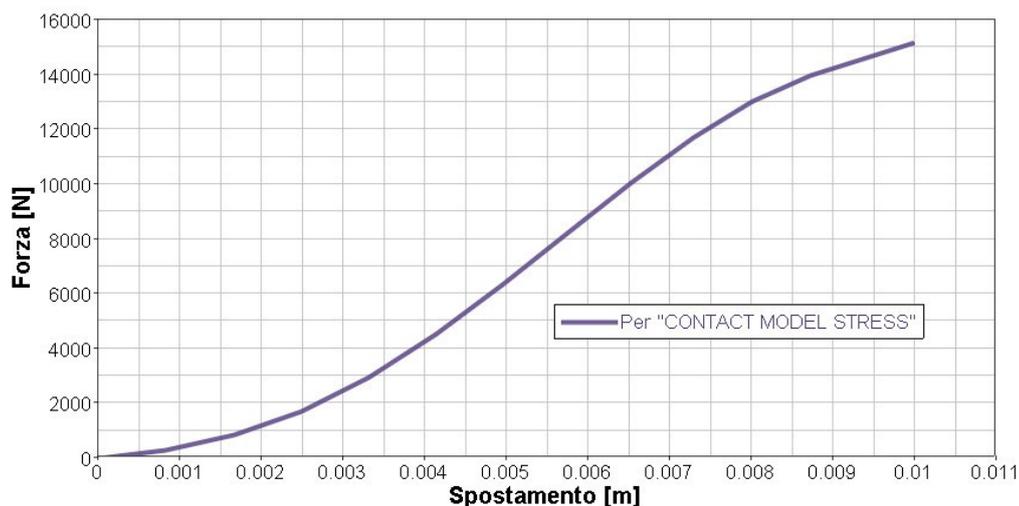


Figura 21 – Curva forza vs spostamento della testa per impatto contro parabrezza di tram definita per il “contact model force”

A partire dalle curve riportate in Figura 17, si ricavano quelle forza-spostamento dell'impattore, dopo aver rilanciato i casi in cui si verifica la rottura del parabrezza. In Figura 21 è riportata la curva forza-penetrazione scelta per definire la caratteristica del "contact model FORCE". La curva tensione-deformazione da utilizzarsi nel "contact model STRESS" viene ricavata a partire da questa, seguendo la procedura indicata nel paragrafo 4 in cui però l'ellissoide viene sostituito con la testa del manichino pedone "FACET". La sostituzione si è resa necessaria in quanto questo modello di forza è fortemente dipendente dalla geometria e dalla dimensione della mesh. Il piano è rappresentato da una superficie ad elementi "facet" aventi lunghezza media di 10mm (la stessa dimensione impiegata per il modello del parabrezza del tram).

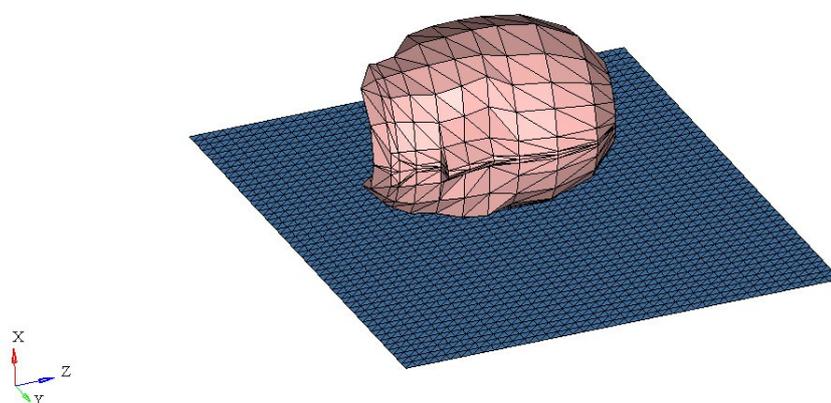


Figura 22 – Modello semplificato utilizzato per ricavare la curva "stress-strain" da associare al parabrezza "facet" del frontale del tram

I risultati ottenuti sono stati un po' modificati per eliminare il contributo della deformabilità dell'impattore ed avere in questo modo la caratteristica del solo vetro. La funzione ricavata è la seguente (Figura 23):

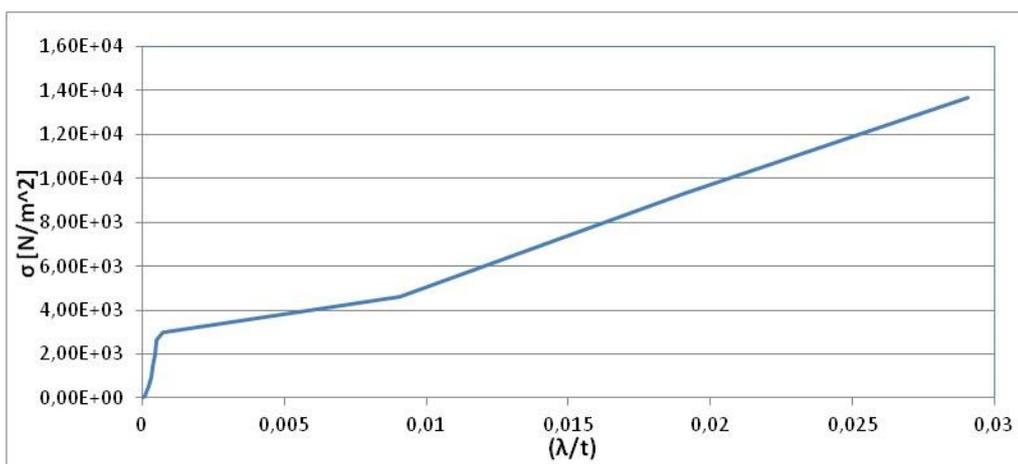


Figura 23 – Curva "stress-strain" da associare al parabrezza "facet" della maschera

In Tabella 3 sono riportati i valori a confronto ottenuti rispettivamente con il modello fe e quello “facet”:

| Velocità impatto [km/h] | Max. accelerazione [m/s ²] | | HIC ₁₅ | |
|----------------------------|--|--|---------------------------------|--|
| | Con modello fe senza rottura | Con modello semplificato “facet” | Con modello fe senza rottura | Con modello semplificato “facet” |
| 5 | 454.25 | 264.7 | 44.32 | 12.9 |
| 10 | 962.3 | 1295.2 | 234.69 | 349.6 |
| 15 | 1489.38 | 1348.5 | 613.26 | 492.5 |
| 20 | 2060.21 | 1904.2 | 1204.0 | 1026.3 |
| 25 | 2650.4 | 2629.9 | 2014.3 | 2083.4 |
| 30 | 3248.27 | 3391.1 | 3507.6 | 3662.2 |

Tabella 3 – Accelerazione massima e HIC ricavati rispettivamente dalle simulazioni con parabrezza del tram senza rottura ad elementi finiti e con modello semplificato a facet, a confronto

4.2 Caratteristica di contatto dei pannelli frontali della maschera

La rigidità dei pannelli frontali della testata dipende da molti fattori: materiale con cui sono costruiti; geometria; tipo di connessione alla struttura ecc. Essa pertanto andrebbe valutata caso per caso.

Alcune immagini reperite in internet di tram coinvolti in incidenti frontali contro automobili mostrano come questi pannelli siano in generale decisamente rigidi.

Per questi componenti si è quindi deciso di non associare alcuna caratteristica di contatto. Oltretutto questo consente di risparmiare notevole tempo di calcolo tenuto conto che questi componenti, anche nei modelli semplificati, sono molto estesi e molteplici sono le parti del manichino che vi entrano in contatto.

Nell’impatto contro i pannelli verrà presa in considerazione quindi soltanto la deformabilità del manichino.

5 Modello di manichino pedone

Il software Madymo dispone nel suo database di due tipologie differenti di modelli di pedone: il modello “FACET” e il modello a “ELLISSOIDI” (Figura 24).

Nella presente tesi sono stati utilizzati entrambi i manichini: il modello “FACET” è stato impiegato nell’analisi di impatto contro la testata del tram (primo impatto) poiché più accurato come geometria esterna e soprattutto più dettagliato dal punto di vista biomeccanico; il modello a “ELLISSOIDI” è stato utilizzato nella fase di analisi di impatto al suolo (secondo impatto) poiché, dati i tempi lunghi richiesti per questa simulazione, questo tipo di manichino è più adatto essendo più “leggero” dal punto vista computazionale.

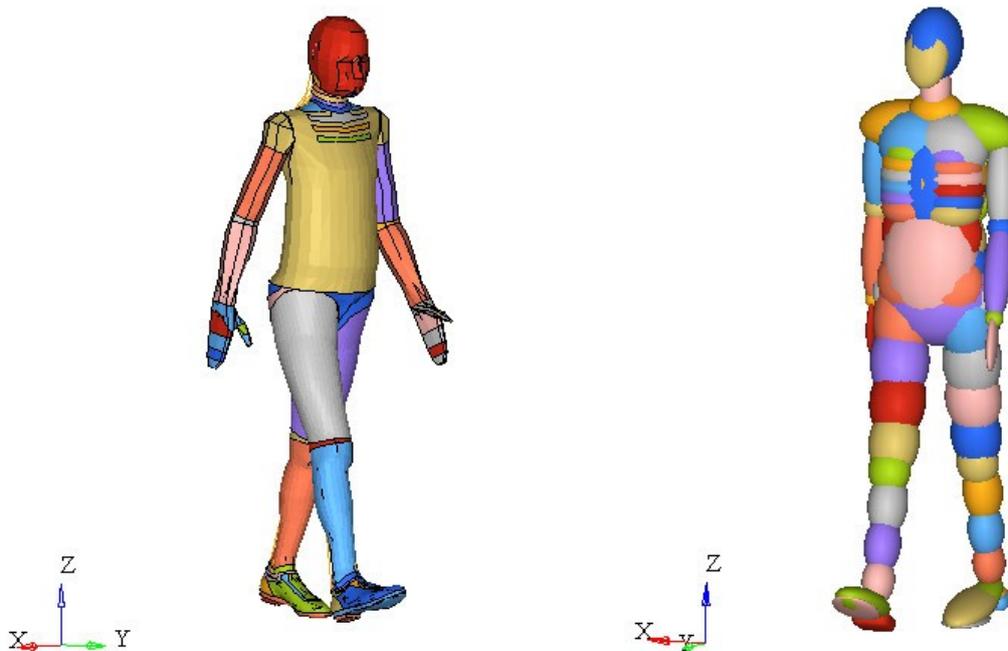


Figura 24 – Modelli Madymo del pedone: a sinistra il modello “FACET” e a destra quello ad “ELLISSOIDI”

Entrambi i modelli pedone appartengono al gruppo degli “human models” di Madymo.

Tutti gli “human models” condividono uno scheletro costituito principalmente da catene di corpi rigidi collegati da giunti cinematici (solo per il modello “FE” lo scheletro può essere commutato da rigido a deformabile). Le proprietà inerziali dei corpi rigidi, così come gli intervalli di movimento dei giunti cinematici, sono basati su dati biomeccanici pubblicati in letteratura e largamente validati tramite test statici e dinamici condotti su volontari e cadaveri (PMHS).

Ciò che differenzia i vari “human models” presenti nel database di Madymo è la geometria esterna: nel caso degli “human models” utilizzati come modelli degli occupanti dei veicoli, le superfici esterne sono discretizzate mediante elementi facet o fe; nel caso di modelli per pedoni, attraverso l’uso di ellissoidi o elementi facet.

Nel primo caso, la scelta è stata determinata dalla necessità di una maggiore accuratezza per il contatto tra la pelle del manichino e gli elementi quali cinture di sicurezza ed airbag. Nel caso del manichino pedone invece è stata inizialmente predominata la necessità di avere un modello veloce,

robusto e facile da scalare ad altre dimensioni del corpo, requisiti meglio soddisfatti da un modello ad ellissoidi: il manichino pedone realizzato con elementi facet infatti è stato introdotto solo recentemente.

Dei due manichini pedone verrà qui descritto in dettaglio soltanto la versione “FACET”.

Questo manichino è presente nel database soltanto nella versione 50-esimo percentile, al contrario del modello ad ellissoide presente anche nelle versioni 95-esimo e 5 percentile oltre che bambino di 6 e 3 anni.

L’antropometria di questo modello è stato ottenuta dai valori medi della popolazione maschile occidentale compresa tra i 18 e i 70 anni i cui dati sono stati raccolti nel database RAMSIS.

E’ costituito da 186 corpi (178 rigidi e 8 flessibili) organizzati in nove rami. Il primo ramo connette la testa e la colonna vertebrale al bacino. Due rami connettono le estremità inferiori al bacino. Rami separati connettono la patella, le dita e altre ossa del piede. Due rami connettono le estremità superiori alla spina dorsale. Ulteriori due rami infine costituiscono le mani.

La testa e le vertebre cervicali (C1-C7) sono costituiti da corpi rigidi modellati con elementi di tipo “facet”. La geometria di questi componenti è stata ottenuta mediante digitalizzazione degli scheletri dei cadaveri 50esimi percentili utilizzati nel progetto europeo HUMOS.

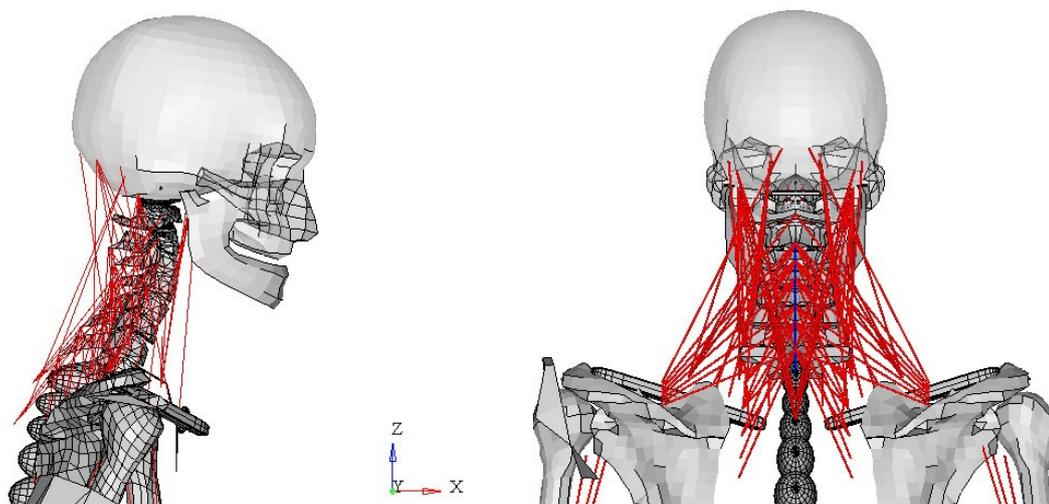


Figura 25

I dischi intervertebrali sono realizzati con collegamenti di tipo molla-smorzatore posti tra le vertebre ed aventi caratteristiche di rigidità tratte da studi presenti in letteratura (Moroney et al., 1988, Pintar et al. 1986a, Eberlein et al. 1999, Camacho et al. 1997). I contatti tra i processi spinali sono modellati tramite collegamenti di tipo molla-smorzatore aventi soltanto resistenza a compressione. I contatti tra il cranio (OC) e la vertebra C1 così come tra le vertebre C1 e C2 sono modellati mediante un contatto di tipo “FE-FE” con opportuna curva tensione-penetrazione: le zone di

interfaccia sono state realizzate con una mesh molto dettagliata. I legamenti che circondano il dente della vertebra C2 e l'articolazione a capsula posseggono una resistenza a trazione e a taglio e sono modellati con collegamenti di tipo Kelvin (molle e smorzatori posti in parallelo). Anche i legamenti della nuca sono modellati con questi elementi.

Il modello del collo include anche 68 paia di muscoli (parte destra e sinistra), attaccati nelle posizioni indicate dai libri di anatomia (Figura 25). Ciascun elemento "muscolo" è diviso in segmenti supportati dalla vertebra attraverso punti "carrucola" che ne consentono lo scorrimento sulla vertebra stessa.

Il tratto lombare e toracico della colonna vertebrale sono stati realizzati in modo da garantire un comportamento biofedele in un ampio intervallo di sollecitazioni. Le vertebre sono costituite da ellissoidi rigidi connessi fra loro attraverso giunti aventi opportune caratteristiche di rigidità a rotazione e a traslazione (Figura 26). Globalmente questi giunti simulano il comportamento dei dischi intervertebrali, dei legamenti e dei muscoli. In posizione neutrale, la colonna vertebrale presenta la curvatura di una persona in posizione eretta.

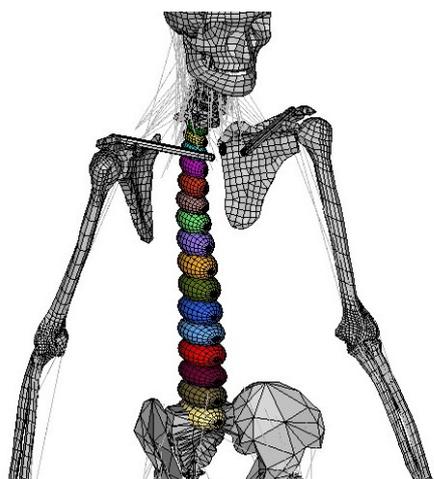


Figura 26 – Particolare della colonna vertebrale

In caso di impatto il torace e l'addome si deformano tridimensionalmente e in maniera complessa sia a causa del contatto che a causa della deformazione della colonna vertebrale. Questo comportamento è stato ottenuto mediante l'impiego di corpi flessibili, particolari corpi rigidi in grado di descrivere in maniera molto efficiente deformazioni tridimensionali con pochi gradi di libertà.

Nel modello "FACET", 4 corpi flessibili sono stati utilizzati per il torace e l'addome, conferendo al tronco del manichino un aspetto a "fette". La geometria di ciascun corpo flessibile è determinata dalla posizione dei nodi della mesh della pelle esterna. A ciascun nodo è associata una massa puntiforme. I corpi flessibili sono connessi al corpo rigido della vertebra più prossima. Essi sono in grado di deformarsi in tre modi predefiniti: un modo frontale e due modi laterali (destra e sinistra)

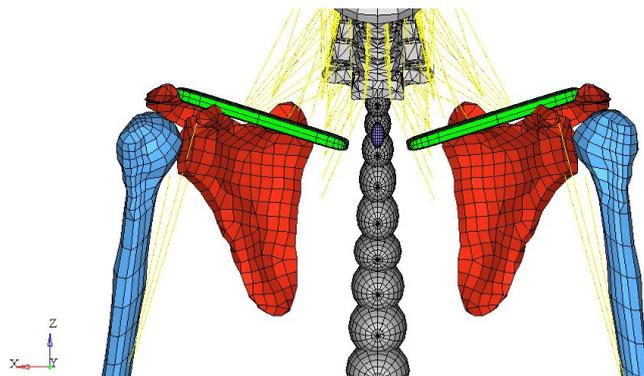


Figura 27 – Particolare della modellazione della spalla del manichino pedone “facet”

Le spalle ed le estremità superiori sono state realizzate conformemente ad un modello sviluppato nell’ambito del progetto europeo APROSYS.

Questa articolazione è stata realizzata mediante giunti che connettono omero, scapola, clavicola e sterno. Le ossa costituenti lo scheletro di queste parti sono state realizzate mediante corpi rigidi (Figura 27): per la clavicola è stato utilizzato un ellissoide mentre per la scapola la geometria esterna è stata modellata in dettaglio mediante elementi “facet”.

La clavicola e lo sterno si deformano quando la spalla è sottoposta a sollecitazione. Questo comportamento è realizzato mediante un giunto che oltre a consentire la rotazione permette anche traslazioni relative tra sterno e clavicola. Le articolazioni acromio-clavicolare e scapolo-omeroale sono realizzate mediante giunti sferici. L’articolazione del gomito è invece realizzata con un giunto di tipo cilindrico ad un solo grado di libertà.

Nel corpo umano la scapola contatta la parte posteriore del torace: essa può infatti scivolare lungo il piano di scorrimento scapulotoracico. Forze generate dai muscoli sono necessarie a mantenere questo contatto e a stabilizzare il cingolo scapolare. Questa complessa interazione tra spalla e torace è simulata con un gruppo di collegamenti: la scapola è connessa alle vertebre T1 e T7 della colonna attraverso degli elementi molla-smorzatore, in modo tale che il carico trasmesso dalla spalla alla spina dorsale è realizzato oltre che da connessioni scheletriche (scapola-clavicola-sterno-costole-spina) anche da questi vincoli aggiuntivi.

I principali muscoli delle estremità superiori sono inoltre presenti nel modello.

Come per la spalla, anche le ossa dell’omero, del radio e dell’ulna sono corpi rigidi modellati mediante elementi “facet”.

Per quanto riguarda le estremità inferiori, i giunti che collegano queste ultime al bacino sono simulati tramite giunti sferici con opportune caratteristiche di rigidezza e smorzamento nelle tre rotazioni. Il giunto del ginocchio che connette la coscia alla gamba è modellato con giunto di tipo “libero” con opportune caratteristiche sia nelle traslazioni che nelle rotazioni: in questo modo questa articolazione

possiede tutti i gradi di libertà dell'articolazione reale e può consentire la deformazione a taglio molto comune nell'impatto pedone.

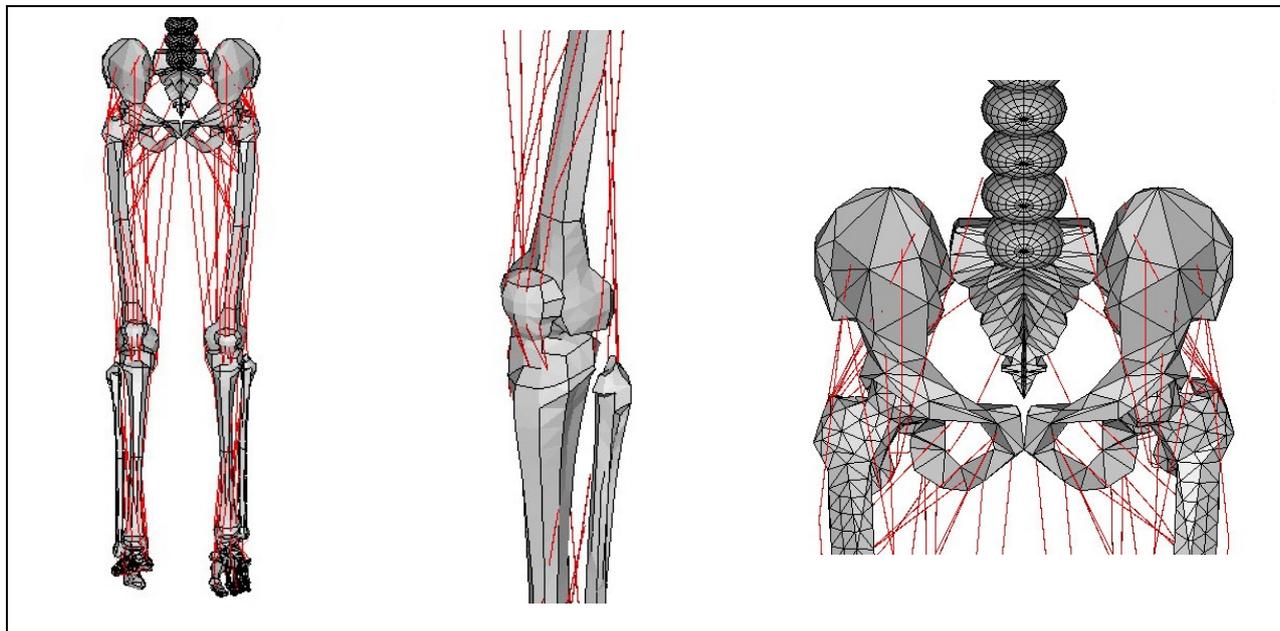


Figura 28 – Estremità inferiori del manichino “facet”: particolare dell'articolazione del ginocchio e del bacino.

L'articolazione della caviglia è stata modellata con un giunto sferico.

Lo scheletro del piede è modellato in maniera molto dettagliata (Figura 29); i giunti colleganti le singole ossa sono tuttavia bloccati poiché essi non influenzano il comportamento del pedone quando di fatto sono presenti le scarpe.



Figura 29 – Dettaglio del modello del piede per il manichino “FACET”

Al contrario la flessione e la frattura delle ossa delle estremità inferiori influenzano la cinematica del pedone. Per tenere conto di questo in entrambi femore e tibia sono stati inseriti giunti di tipo sferico aventi opportune caratteristiche a rotazione per simulare la flessione e la frattura. La rigidità a flessione è ipotizzata costante per tutto l'osso e pertanto la stessa caratteristica è utilizzata per tutti i giunti. Nell'urto contro automobili, le fratture interessano soprattutto la gamba: quindi solo un

giunto per simulare la frattura è stato inserito nel femore in posizione centrale mentre ben tre sono presenti sulla tibia. Questi giunti sono inizialmente bloccati; essi si attivano solo quando un segnale di forza/momento supera un valore predefinito. Questo valore di soglia è basato sul 50% di rischio di lesione, ma può comunque essere variato dall'utente in modo da adattarlo alle caratteristiche della popolazione che si sta analizzando (ad esempio quella anziana). Quando il valore di tolleranza è superato, la resistenza angolare è posta a zero ed entrambe le parti dell'osso fratturato sono libere di ruotare relativamente l'una all'altra.

| Signal | Identifier | Degree of freedom | | | Filter |
|------------------------------------|--------------------|-------------------|-----------------|----------|---------|
| | | D1/R1 | D1/R2 | D1/R3 | |
| Head angular acc. | HeadCG_acc | Roll right | Pitch down | Yaw left | CFC1000 |
| T1 angular acc. | T1_acc | Roll right | Pitch down | Yaw left | CFC1000 |
| Head w.r.t IS angular displacement | Head_ang | Roll right | Pitch down | Yaw left | CFC1000 |
| T1 w.r.t IS angular displacement | T1_ang | Roll right | Pitch down | Yaw left | CFC1000 |
| Head w.r.t. T1 angular position | Head_T1_ang | Roll right | Pitch down | Yaw left | CFC1000 |
| Left/Right knee bending/torsion | KneeS_ang | Flexion | Lateral bending | Torsion | CFC1000 |
| Head CG acc. w.r.t IS | HeadCG_acc | x | y | z | CFC1000 |
| Head OC acc. w.r.t IS | HeadOC_acc | x | y | z | CFC1000 |
| C1 acc. w.r.t IS | C1_acc_CFC60 | x | y | z | CFC60 |
| T1 acc. w.r.t IS | T1_acc | x | y | z | CFC1000 |
| | T1_acc_CFC60 | x | y | z | CFC60 |
| T12 acc. w.r.t IS | T1_2_acc | x | y | z | CFC1000 |
| Sternum acc. w.r.t IS | Sternum_acc | x | y | z | CFC1000 |
| | Sternum_acc_CFC180 | x | y | z | CFC180 |
| Pelvis acc. w.r.t IS | Pelvis_acc | x | y | z | CFC1000 |
| Left/Right femur acc w.r.t IS | FemurnS_acc | x | y | z | CFC1000 |
| Left/Right tibia acc. w.r.t IS | TibianS_acc | x | y | z | CFC1000 |

IS: Inertial System

Figura 30 - Principali output biomeccanici in termini di accelerazione disponibili per il manichino "FACET"

In totale in ciascuna estremità inferiore sono presenti 43 muscoli, mentre 11 sono i legamenti inseriti nella caviglia e nel piede. I legamenti nella caviglia sono necessari per stabilizzare il giunto della caviglia stessa. Le geometrie del bacino, del femore, della tibia, della patella e del perone sono state prese dalla studio di Delp *et al.* (1996) e opportunamente scalate. Queste parti sono tutte rigide con superfici esterne meshate a "facet".

Il manichino pedone è dotato anche di scarpe. Esse sono modellate come corpo rigido connesso tramite un giunto di tipo "libero" al piede; inoltre un contatto tra scarpa e piede è definito, anche se un movimento relativo tra le due parti è consentito, proprio come nella realtà.

Infine, tutta la superficie esterna del manichino pedone è realizzata con una mesh a elementi triangolari di materiale nullo. La pelle è suddivisa in diverse sezioni supportate dal più vicino corpo rigido. Nella zona del torace e dell'addome questa pelle è supportata da corpi rigidi flessibili, come

precedentemente detto. Parti diverse della pelle posseggono caratteristiche di contatto differenti, validate mediante test sperimentali.

| Signal | Identifier | Degree of freedom | | | Filter |
|---|-----------------|-------------------|-------|-------|--------|
| | | D1/R1 | D1/R2 | D1/R3 | |
| Sternum displacement/velocities w.r.t T1 | Sternum_T1_dvl | x | y | z | CFC600 |
| Chest deflection velocity at rib <i>n</i> w.r.t spine | Ribsn_Spine_dvl | x | | | CFC180 |
| Lateral chest deflection velocity at left rib <i>n</i> w.r.t spine | RibnL_Spine_dvl | y | | | CFC180 |
| Lateral chest deflection velocity at right rib <i>n</i> w.r.t spine | RibnR_Spine_dvl | y | | | CFC180 |

Figura 31 – Principali output biomeccanici in termini di velocità disponibili per il manichino “FACET”

| Signal | Identifier | Degree of freedom | | | Filter |
|-------------------------------|-----------------------------|-------------------|------------|----------|---------|
| | | D1/R1 | D1/R2 | D1/R3 | |
| Upper neck force | NeckUp_Ice_F_CFC600 | x | y | z | CFC600 |
| Upper neck force | NeckUp_Ice_F | x | y | z | CFC1000 |
| Upper neck torque | NeckUp_Ice_T | Roll right | Pitch down | Yaw left | CFC600 |
| Head OC force | HeadOC_Ice_F | x | y | z | CFC1000 |
| Head OC torque | HeadOC_Ice_T | Roll right | Pitch down | Yaw left | CFC600 |
| <i>C_n</i> force | <i>C_n</i> _Ice_F | x | y | z | CFC1000 |
| <i>C_n</i> torque | <i>C_n</i> _Ice_T | Roll right | Pitch down | Yaw left | CFC600 |
| <i>T_n</i> force | <i>T_n</i> _Ice_F | x | y | z | CFC1000 |
| <i>T_n</i> torque | <i>T_n</i> _Ice_T | Roll right | Pitch down | Yaw left | CFC600 |
| <i>L_n</i> force | <i>L_n</i> _Ice_F | x | y | z | CFC1000 |
| <i>L_n</i> torque | <i>L_n</i> _Ice_T | Roll right | Pitch down | Yaw left | CFC600 |
| Left/Right hip force | HipS_Ice_F | x | y | z | CFC600 |
| Left/Right femur force | FemurS_Ice_F | x | y | z | CFC600 |
| Left/Right femur torque | FemurS_Ice_T | x | y | z | CFC600 |
| Left/Right upper tibia force | TibiaUpS_Ice_F | x | y | z | CFC600 |
| Left/Right upper tibia torque | TibiaUpS_Ice_T | x | y | z | CFC600 |
| Left/Right mid tibia force | TibiaMidS_Ice_F | x | y | z | CFC600 |
| Left/Right mid tibia torque | TibiaMidS_Ice_T | x | y | z | CFC600 |
| Left/Right low tibia force | TibiaLowS_Ice_F | x | y | z | CFC600 |
| Left/Right low tibia torque | TibiaLowS_Ice_T | x | y | z | CFC600 |

Figura 32 - Principali output biomeccanici in termini di forza disponibili per il manichino “FACET”

| Signal | Identifier | Filter |
|--|----------------------------|------------------------------------|
| Head Injury Criterion 15ms | HIC15_inj | CFC1000 |
| Head Injury Criterion 36ms | HIC36_inj | CFC1000 |
| Contiguous 3ms criterion | | |
| Head | Con3ms_HeadCG_inj | CFC1000 |
| Chest filtered | Con3ms_Sternum_CFC180_inj | CFC180 |
| Chest | Con3ms_Sternum_inj | CFC1000 |
| T1 | Con3ms_T1_inj | CFC1000 |
| T12 | Con3ms_T12_inj | CFC1000 |
| Pelvis | Con3ms_Pelvis_inj | CFC1000 |
| Cumulative 3ms criterion | | |
| Head | Cum3ms_HeadCG_inj | CFC1000 |
| Chest filtered | Cum 3ms_Sternum_CFC180_inj | CFC600 |
| Chest | Cum 3ms_Sternum_inj | CFC1000 |
| T1 | Cum 3ms_T1_inj | CFC1000 |
| T12 | Cum 3ms_T12_inj | CFC1000 |
| Pelvis | Cum 3ms_Pelvis_inj | CFC1000 |
| Viscous Injury Response Criterion for rib layer <i>n</i> | VCRibsn_inj | CFC600 |
| Lateral Viscous Injury Response Criterion for rib layer <i>n</i> | VCRibsnL_inj | CFC600 |
| Lateral Viscous Injury Response Criterion for rib layer <i>n</i> | VCRibsnR_inj | CFC600 |
| Neck NIC Forward | | |
| Tension | FNICTension_inj | CFC1000 |
| Shear | FNICShear_inj | CFC1000 |
| Bending | FNICBending_inj | CFC1000 (force) CFC600 (torque) |
| Neck NIC Rearward | NIC_rearward_C1_T1 | CFC600 (torque) CFC60 |
| Neck combined injury criteria | | |
| Nij Tension-extension | NTE_inj | CFC600 (force) CFC600 (torque) |
| Nij Tension-flexion | NTF_inj | CFC600 (force) CFC600 (torque) |
| Nij Compression-extension | NCE_inj | CFC600 (force) CFC600 (torque) |
| Nij Compression-flexion | NCF_inj | CFC600 (force) CFC600 (torque) |
| Nkm Flexion-anterior | NFA_inj | CFC600 (force) CFC600 (torque) |
| Nkm Extension-anterior | NEA_inj | CFC600 (force) CFC600 (torque) |
| Nkm Flexion-posterior | NFP_inj | CFC600 (force) CFC600 (torque) |
| Nkm Extension-posterior | NEP_inj | CFC600 (force) CFC600 (torque) |
| Combined Thoracic Index | CTI_inj | |
| Left Femur Force Criterion | FFCL_inj | CFC600 |
| Right Femur Force Criterion | FFCR_inj | CFC600 |

Figura 33 – Criteri di lesione predefiniti disponibili per il manichino “FACET”

Il modello di manichino è stato validato mediante correlazione con risultati derivanti da una estesa campagna di prove sperimentali. Tre categorie principali di test sono state utilizzate: test di impatto, test su slitta e test full-scale. I primi sono stati effettuati per validare la risposta biomeccanica dei singoli segmenti corporei (vedere tabella riportata in Figura 34); gli altri due per validare il comportamento globale del manichino. Per i test a bassa severità di lesione sono stati utilizzati

volontari, mentre i test ad elevata severità di lesione sono stati effettuati su cadaveri (i cosiddetti PMHS – “post mortem human substitute”).

| TEST | | | | REFERENCE |
|----------|-------------------------------|-------------|---------------|---|
| Segment | Description | Test Object | Specification | |
| Head | 2 frontal impact | PMHS | 2.0,5.5m/s | Melvin (1985), Don <i>et al.</i> (2003) |
| Shoulder | 2 lateral impact | PMHS | 4.5, 5.5 m/s | ISO TR9790 (19997), Meyer <i>et al.</i> (1994) Lizee <i>et al.</i> (1998) |
| Thorax | 9 frontal impact | PMHS | 3.4-9.9m/s | Bouquet <i>et al.</i> (1994), Neathery (1974), Kroell <i>et al.</i> (1971, 1974, 1976), Nahum <i>et al.</i> (1970,01975) |
| | 2 lateral impact | PMHS | 3.3, 5.9m/s | Bouquet <i>et al.</i> (1994), Lizee <i>at al.</i> (1998) |
| | 1 frontal impact | Volunteer | 1.83 m/s | Muggenthaler <i>et al.</i> (2005), Cappon (2007) |
| Abdomen | 3 frontal impact | PMHS | 6.9-9.4 m/s | Cavanaugh (1986), GESAC (2001), Nusholtz & Kaiker (1995) |
| | 2 rigid drop tests on armrest | PMHS | 4.4-6.3 m/s | ISO TR 9790 (1997) |
| | 3 oblique impact | PMHS | 4.8-9.4m/s | Viano (1989) |
| Pelvis | 4 lateral impact | PMHS | 3.6-9.8 m/s | Bouquet <i>et al.</i> (1994) Viano (1989) |
| Leg | 4 lateral impact | PMHS | 15,20 m/s | Kajzer (1990), Kajzer (1993) |

Figura 34 – Test di impatto su segmenti corporei utilizzati per validare il manichino “FACET”

| TEST | | | | REFERENCE |
|-----------|--------------------|-------------|---------------|--------------------------------|
| Direction | Description | Test Object | Specification | |
| Frontal | Rigid seat on sled | Volunteers | 15 g peak | Thunnisen <i>et al.</i> (1995) |
| Rear | Rigid seat on sled | Volunteers | 3.6 g peak | Ono <i>et al.</i> (1999) |
| Rear | Rigid seat on sled | PMHS | 9-12 g peak | Bertholon <i>et al.</i> (2000) |
| Lateral | Rigid seat on sled | Volunteer | 7 g peak | Ewing <i>et al.</i> (1972) |
| Lateral | Rigid seat on sled | PMHS | 6.3, 8.7 m/s | Irwin <i>et al.</i> (1993) |
| Vertical | Rigid seat on sled | Volunteers | 6, 10 g peak | Miller <i>et al.</i> (1989) |
| Rollover | Car seat on sled | Volunteers | rotation | Cappon <i>et al.</i> (2007) |
| Lateral | Car seat on sled | Volunteers | -2.5,-4 g | Meijer <i>et al.</i> (2003) |
| Lateral | Pedestrian impact | PMHS | 25-39 km/h | Ishikawa <i>et al.</i> (1993) |
| Frontal | Car seat in car | Volunteers | Braking (<1g) | Schoeneburg (2011) |

Figura 35 – Test su slitta utilizzati per validare il manichino “FACET”

6 Allestimento della simulazione di urto

6.1 Posizione iniziale del manichino

Da uno studio condotto nel 2003 da D. Otto nell’ambito del progetto SAFETRAM in cui vengono esaminati 207 incidenti con tram avvenuti nella città di Hannover tra il 1985 e il 2001, di cui 95 contro pedoni, 29 contro ciclisti, 59 contro automobili e 14 contro camion, si evince che la tipologia più frequente di collisione tra tram e pedone è quella in cui il pedone incrocia un tram arrivando da destra (Figura 36).

In accordo con questo dato, il manichino pedone è stato dunque posizionato perpendicolarmente, con il lato sinistro che fronteggia la testata del tram, con le gambe in “mid-stance” ovvero nella fase di camminata con entrambi i piedi poggiati a terra e le braccia poste in opposizione rispetto agli arti inferiori. Per gli angoli di rotazione delle gambe e delle braccia sono stati utilizzati i valori del manichino pedone di tipo “facet” presente nel database di Madymo.

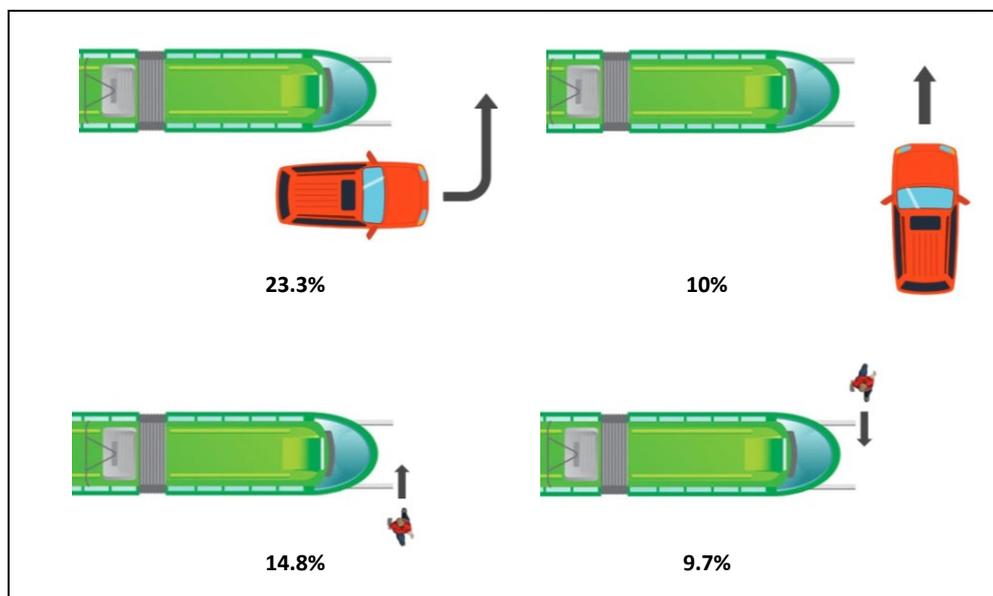


Figura 36 – Percentuali di incidenti tra tram e auto e tra tram e pedoni rilevati nello studio di D. Otto (2003) – Progetto SAFETRAM

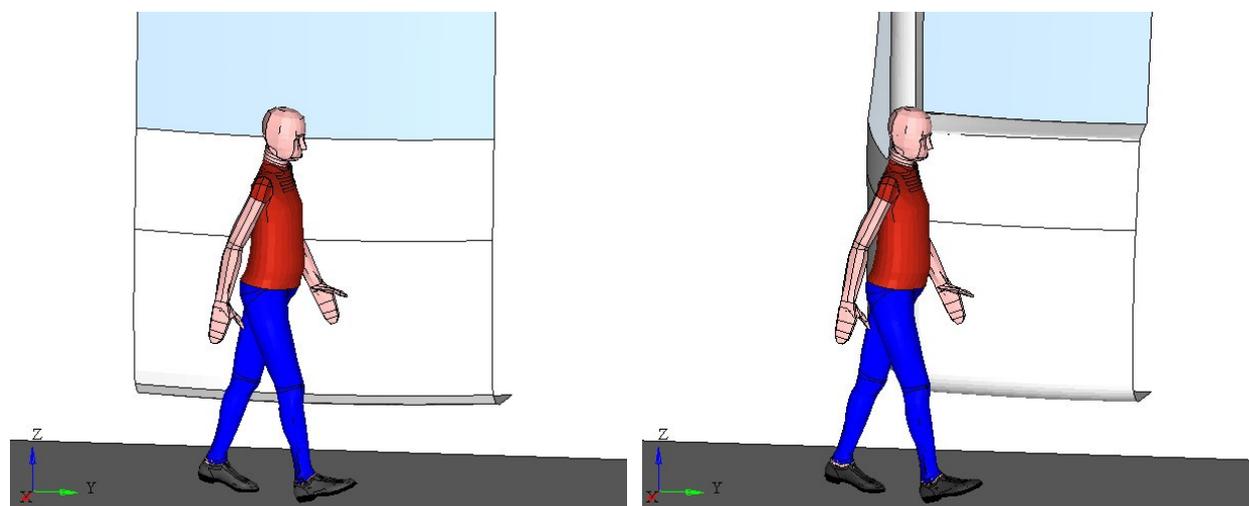


Figura 37 –Modello di pedone posizionato per le simulazioni di urto: posizione centrale e laterale

Nelle simulazioni si prendono in considerazione due posizioni del manichino rispetto al frontale: in mezzzeria e sullo spigolo esterno (Figura 37).

6.2 Accelerazione di gravità

Al manichino viene applicato un campo di accelerazione gravitazionale per tutta la durata della simulazione. L'impatto contro il frontale è ritardato di 25 ms in modo da consentire al manichino di assestarsi sotto l'azione della gravità traslando in Z e ruotando con le caviglie fino a quando l'equilibrio tra il peso e la forza di reazione tra scarpa e suolo viene raggiunta.

6.3 Contatti pedone-frontale tram

Nelle simulazioni di primo impatto, il parabrezza è deformabile mentre il resto del frontale è considerato rigido. Con il manichino pedone di tipo "FACET" il contatto viene posto nel seguente modo:

- Manichino: slave
- Frontale: master

Tra testa e parabrezza viene usato un "contact type=COMBINE" mentre tra manichino e frontale tram un "contact type=SLAVE".

Nelle simulazioni per lo studio dell'effetto del secondo impatto, tutto il frontale del tram viene considerato rigido e solo la caratteristica di contatto del manichino viene tenuta in conto. Il manichino pedone è ora di tipo "ELLIPSOID" quindi:

- Manichino: master
- Frontale: slave

Il "contact type" è MASTER.

In entrambe le simulazioni l'attrito tra il manichino e il frontale è di 0.3.

6.4 Contatto pedone-suolo

Il suolo è definito mediante un piano coincidente con il piano del ferro della rotaia.

Nelle simulazioni di primo impatto nessuna caratteristica di contatto è associata a questa superficie che pertanto viene considerata nella simulazione come rigida; nel contatto con il suolo viene quindi tenuta in conto solo la deformabilità del manichino.

Nelle simulazioni di secondo impatto viene associata la caratteristica con rigidità più bassa tra quelle riportate nell'articolo di Feist [3] (Figura 38). In questo caso il "contatto type" definito tra manichino e suolo è di tipo "COMBINE".

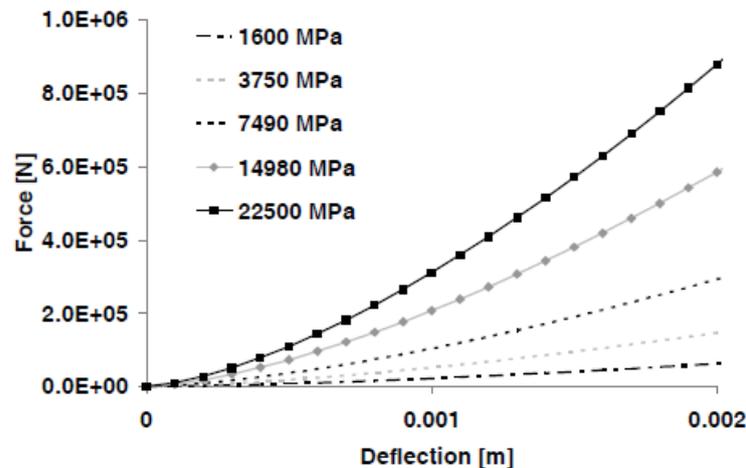


Figura 38 – Curve forza-penetrazione per diverse tipologie di asfalto. Fonte: “Pedestrian collision with flat-fronted vehicles: injury patterns and importance of rotational acceleration as a predictor fro traumatic brain injury” – Feist, Gugler *et al.*

Nelle simulazioni due differenti coefficienti di attrito sono stati definiti per il contatto tra manichino e suolo: 0.67 per il contatto tra suolo e scarpe; 0.5 per il contatto tra suolo e corpo.

6.5 Velocità di impatto e rateo di decelerazione tram

Le statistiche dimostrano che gli incidenti tra tram e pedoni avvengono con più frequenza in corrispondenza delle fermate. Le velocità dei tram nei tratti di avvicinamento e in prossimità degli attraversamenti in generale è molto bassa, tra i 10 e i 20km/h. Verranno effettuate simulazioni a queste velocità; inoltre le analisi verranno anche estese alla velocità di 30km/h.

In caso di pericolo il conducente può attivare un freno di emergenza manuale che consente al tram di arrestarsi in tempi minori (ma decisamente più elevati rispetto al caso di un automobile o di un camion). Il rateo di frenata utilizzato nelle simulazioni per tutte le velocità è di 2.2 m/s^2 (dato riportato in [4]); il freno è attivato pochi istanti prima dell’impatto, ad una distanza di circa 0.150 m dal pedone, così da simulare una comparsa improvvisa dello stesso.

7 Criteri di lesione e parametri biomeccanici utilizzati

Per la testa si utilizza il criterio di HIC15 con valore target di 1000.

Per il collo viene utilizzato il “Criterio Normalizzato di lesione al collo”, Nij.

Per il torace viene usato il Criterio Viscoso; sia per urti laterali che frontali il valore di riferimento adottato è di 1m/s. Nel caso di impatto laterale questo valore è riferito a metà torace.

Per il bacino viene utilizzato il valore limite indicato dalla normativa americana FMVSS 214 dynamic - MDB (2006) di accelerazione massima di 130g misurata al sacro.

Per gli arti inferiori, vengono utilizzati i limiti biomeccanici per la frattura di femore e tibia già definiti nel modello del pedone. Per il femore: momento flettente massimo 430 Nm; forza di taglio 6kN. Per la tibia: momento flettente massimo 285 Nm; forza di taglio 4kN.

Per il ginocchio vengono utilizzati i valori definiti nella versione 1 della normativa europea ECE r127: 6mm massimi di spostamento relativo tra femore e tibia e 19° di rotazione massima.

8 Bibliografia del capitolo

- “Pedestrian headform impact tests for various vehicle locations” [1] – K.Mizuno, J.Kajzer
- “A finite element model for impact simulation with laminated glass” – M. Timmel, P.A. Du Bois, Kolling, Osterrieder;
- “Finite element modeling of crash test behavior for windshield laminated glass” – Yong Peng, Caroline Deck, Remy Willinger;
- “Aspect of passive safety of trams for pedestrians, Bicyclists and car occupants” [2] – D. Otto - 3rd International Symposium - Passive Safety of Rail Vehicles – Berlin 21-22 Marzo 2002
- “Pedestrian collision with flat-fronted vehicles: injury patterns and importance of rotational acceleration as a predictor fro traumatic brain injury” [3] – Feist, Gugler *et al.*
- “Protezione dei passeggeri, del conducente e del pedone per un veicolo urbano su rotaia” [4] – F. Pistocchini, M. Pirola – Tesi di laurea – Politecnico di Milano
- “Observation of different windscreen glass fracture modes during headform impactor tests” (2005)-Ries

Capitolo IV

Risultati simulazioni urti di primo impatto

1 Introduzione

Nel presente capitolo vengono analizzati i risultati delle simulazioni di primo impatto, ossia quello in cui un tram investe un pedone. I profili utilizzati per i frontali sono quelli individuati nei capitoli precedenti.

2 Urti centrali

Fra tutte le posizioni iniziali che il pedone può assumere relativamente al frontale del tram al momento dell'investimento, quella perfettamente centrale risulta essere la meno frequente. Tuttavia è un evento non remoto che può avvenire in caso di attraversamento veloce da parte del pedone.

2.1 Investimento a 10km/h

2.1.1 Profili di tipo A

Alcuni istanti salienti della dinamica dell'urto sono riportati in Figura 1.

A causa della inclinazione del frontale, nel contatto vengono dapprima interessati gli arti inferiori, successivamente bacino e spalla sinistra. Più il profilo è verticale, più questa sequenza di contatti risulta ravvicinata nel tempo.

La testa non urta mai il cristallo ad eccezione del caso A3 ma la velocità relativa al momento dell'impatto è molto bassa e l'HIC trascurabile.

I valori di accelerazione per il torace sono in generale bassi e tendono a diminuire al crescere dell'inclinazione del frontale, al contrario del bacino per il quale l'accelerazione incrementa all'aumentare dell'inclinazione (Figura 2).

Per quanto riguarda bacino e torace possiamo fare le seguenti considerazioni:

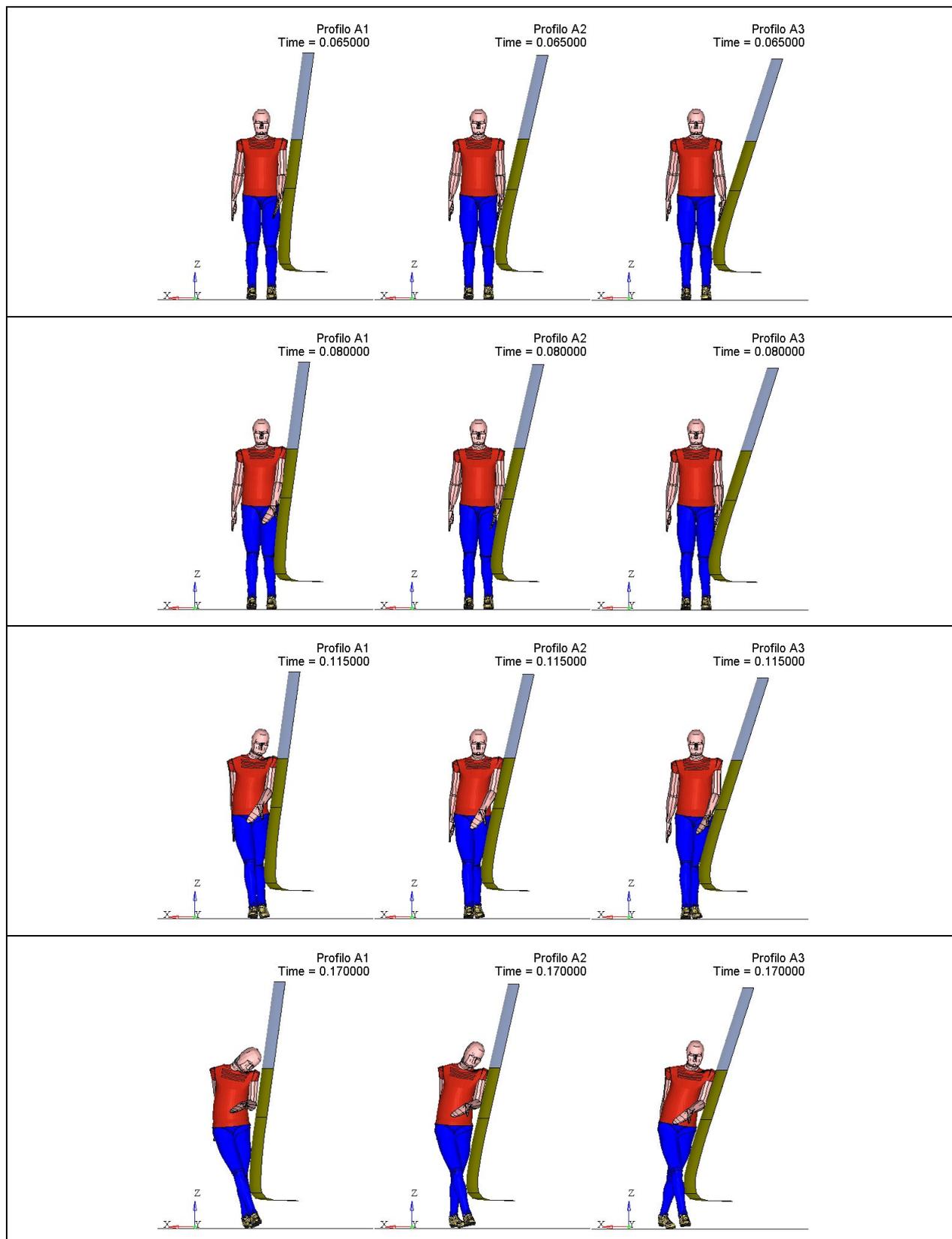


Figura 1 – Profili A: urto a 10km/h - animazioni

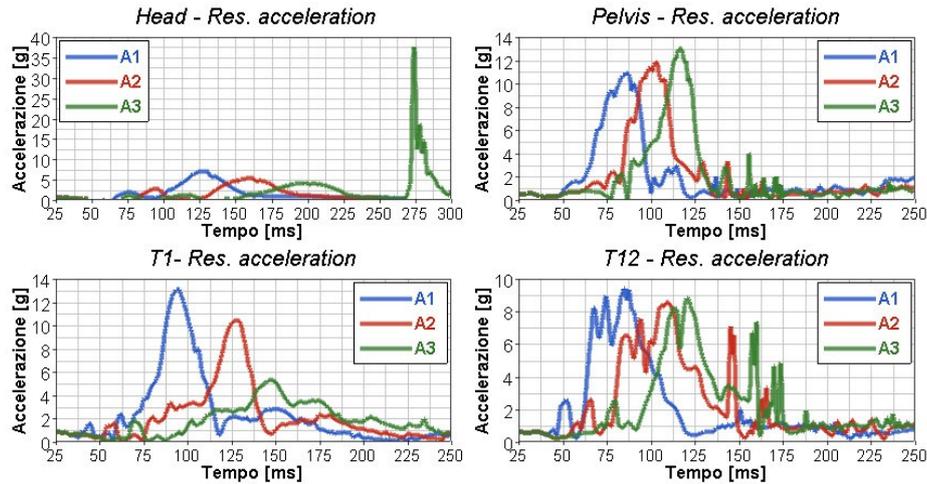


Figura 2 – Profili A: urto a 10km/h – accelerazioni

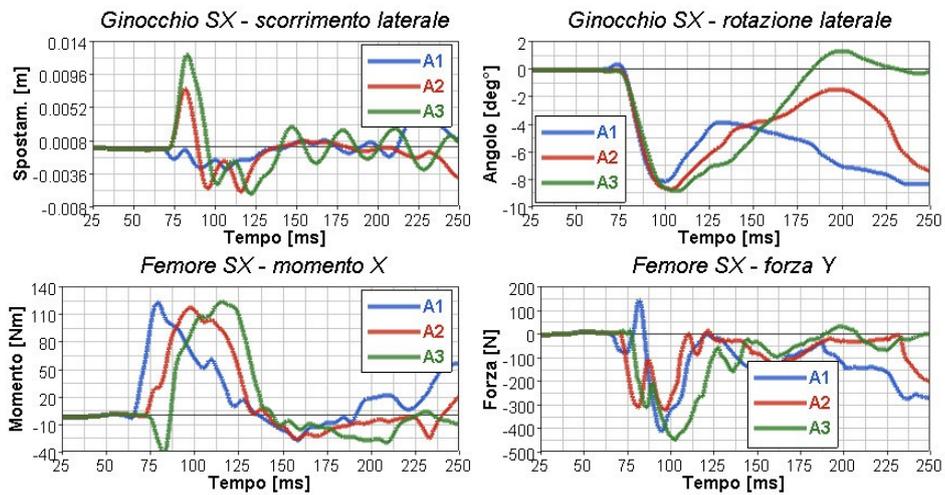


Figura 3 – Profili A: urto a 10km/h – sollecitazioni ginocchio e femore sinistro

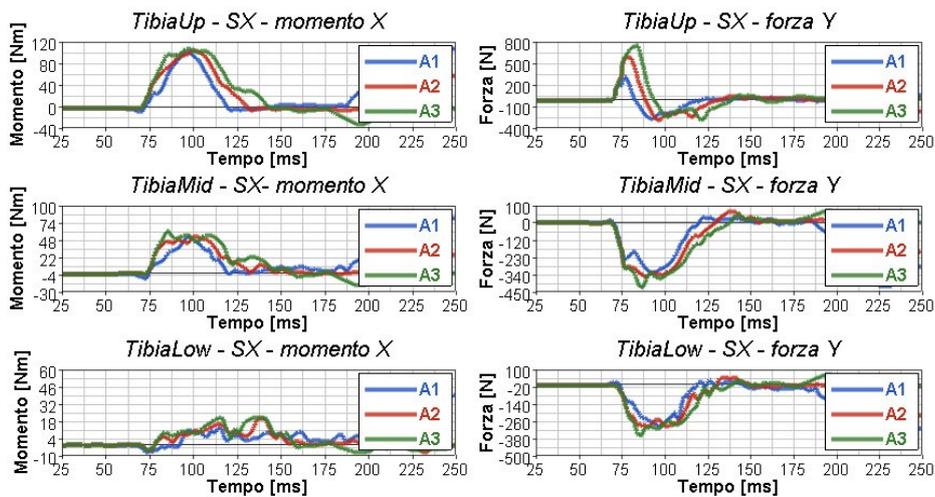


Figura 4 – Profili A: urto a 10km/h – momenti e forze tibia sinistra

- il profilo A1 fa registrare il più alto valore di accelerazione per T1 e quello più basso per il bacino; il risultato è dovuto al fatto che questo profilo coinvolge fin da subito la spalla sinistra del pedone, contribuendo a scaricare insieme all'estremità inferiori l'area del bacino;
- nei profili A2 e A3 è la parte inferiore del corpo del pedone ad essere prevalentemente sollecitata mentre il bacino interviene successivamente. Inoltre poiché questi due profili sono più inclinati, il pedone viene "caricato" sul frontale (soprattutto nel caso A3) piuttosto che proiettato in avanti come nel caso A1: questo si traduce in una maggiore accelerazione del bacino. Questo fenomeno è ulteriormente evidente, come vedremo, a velocità di investimento più elevate. Le due cinematiche sono descritte in dettaglio nella Figura 5 e nella Figura 6;
- In tutti e tre i casi l'accelerazione della testa è molto bassa ed è dovuta alla sola rotazione del collo (solo nel caso A3 si verifica l'impatto a fine urto);

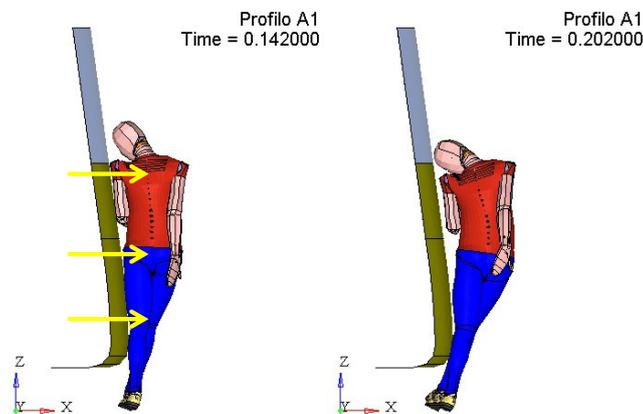


Figura 5 – Cinematica del pedone in caso di investimento con profilo tipo A1: il contatto quasi contemporaneo di tutto il corpo (in particolare della spalla) determina una spinta in avanti.

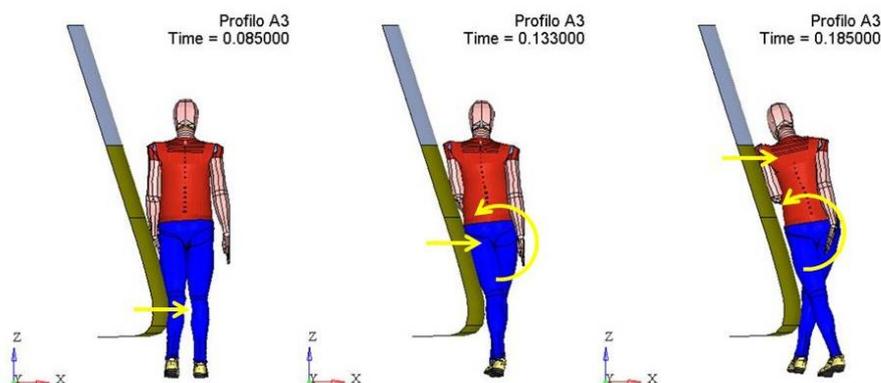


Figura 6 – Cinematica del pedone quando investito da tram con profilo tipo A3: il primo contatto avviene solo sulle estremità inferiori (sx) generando una rotazione che porta prima il bacino (centro) e poi la spalla (dx) del pedone in contatto con il frontale. Quest'ultimo avviene quando la parte inferiore del corpo inizia ad allontanarsi.

Per quanto riguarda invece gli arti inferiori possiamo osservare che più il frontale è inclinato e più la tibia risulta sollecitata, essendo questa la parte del corpo urtata per prima. Se il frontale del tram è più verticale come per A1, la forza di primo impatto viene ridistribuita anche sul femore: di questa condizione di carico beneficia tutta la gamba compresa l'articolazione del ginocchio che fa registrare il valore di scorrimento a taglio più basso.

2.1.2 Profili di tipo B

L'altezza via via più alta della "mensola" frontale dei profili di tipo B fa sì che nell'urto vengano coinvolti differenti segmenti corporei del pedone.

Il profilo B1 interessa inizialmente il femore sinistro, al di sotto del bacino; solo successivamente viene urtata anche la spalla (135ms) e la testa (190ms).

Il profilo B2 urta contemporaneamente tibia, femore sinistro e bacino, determinando una minore rotazione verso il frontale del pedone rispetto al caso B1 e maggiore spinta in avanti; solo successivamente la parte alta del corpo, in primis la spalla sinistra, viene coinvolta; per ultimo si ha l'impatto della testa contro il cristallo (200ms).

Come il profilo B2, anche il profilo B3 coinvolge nei primi istanti di investimento la parte inferiore del corpo tuttavia anche l'addome è interessato attraverso la spinta del braccio. La spalla viene coinvolta molto tardi nel fenomeno (125ms) così come la testa (265ms) che anziché impattare il cristallo come negli altri due casi si limita a sfiorare la parte alta del pannello anteriore e solo quando il corpo è in fase di allontanamento.

Alcuni istanti di animazione sono posti a confronto in Figura 7 dove per una più chiara visualizzazione della dinamica dell'impatto il braccio sinistro è stato posto in trasparenza.

Le curve di accelerazione dei casi analizzati mettono in evidenza quanto rilevato in apertura del paragrafo. In tutti e tre i casi comunque i valori massimi rimangono piuttosto bassi.

Per quanto riguarda le estremità inferiori le curve di forza e di momento rilevate su femore sinistro e tibia sinistra (Figura 10) mettono in evidenza come tra i tre profili analizzati il B1 è quello che determina una maggiore sollecitazione di questa parte del corpo a causa della geometria del frontale in questa zona. Anche in questo caso comunque i carichi sono bassi. Si noti inoltre come a causa della maggiore rotazione del corpo attorno all'asse Z indotta dal profilo B1, per questo caso si verifica anche un coinvolgimento dell'arto inferiore del lato non impattato.

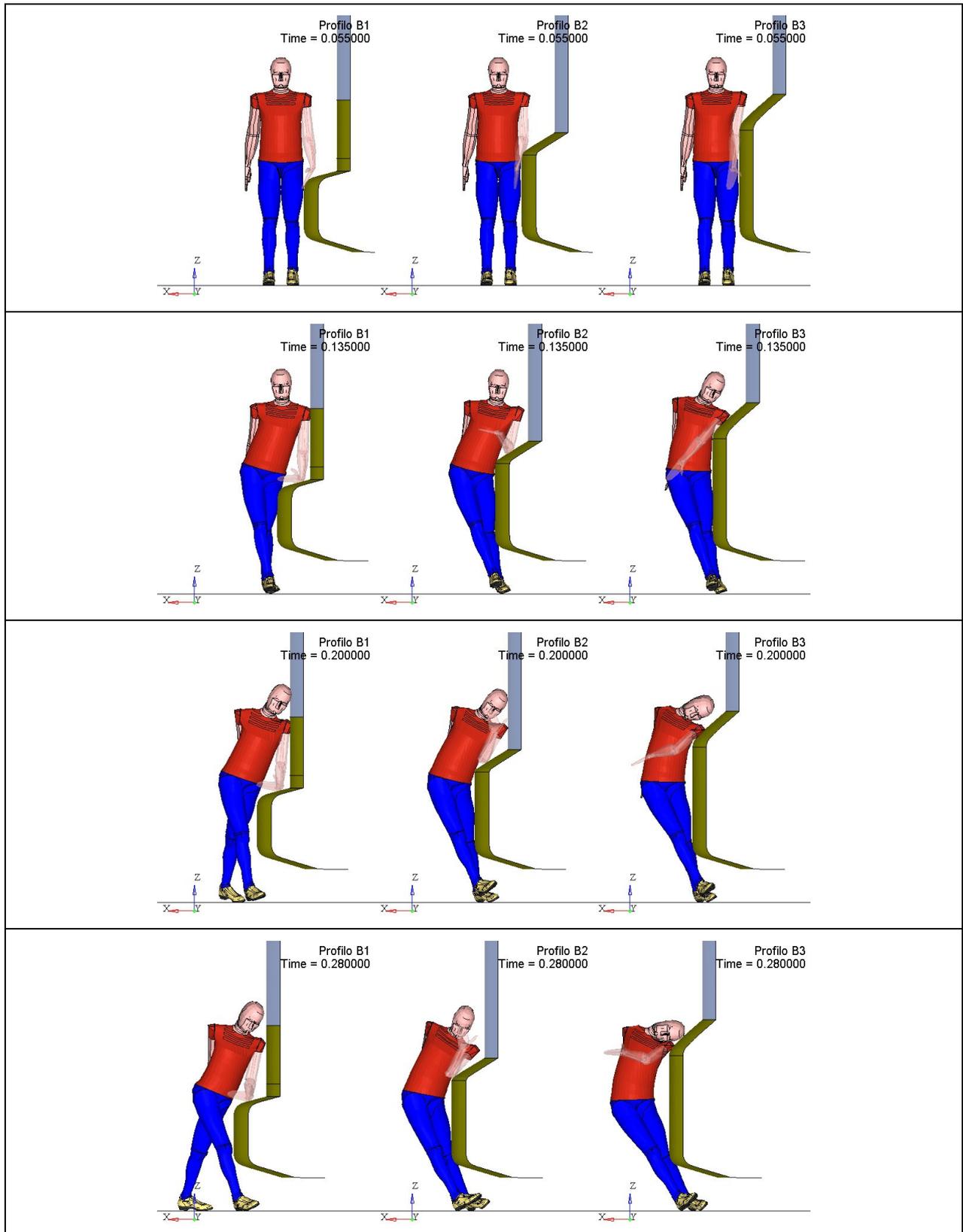


Figura 7 – Profili B: urto a 10km/h – animazioni

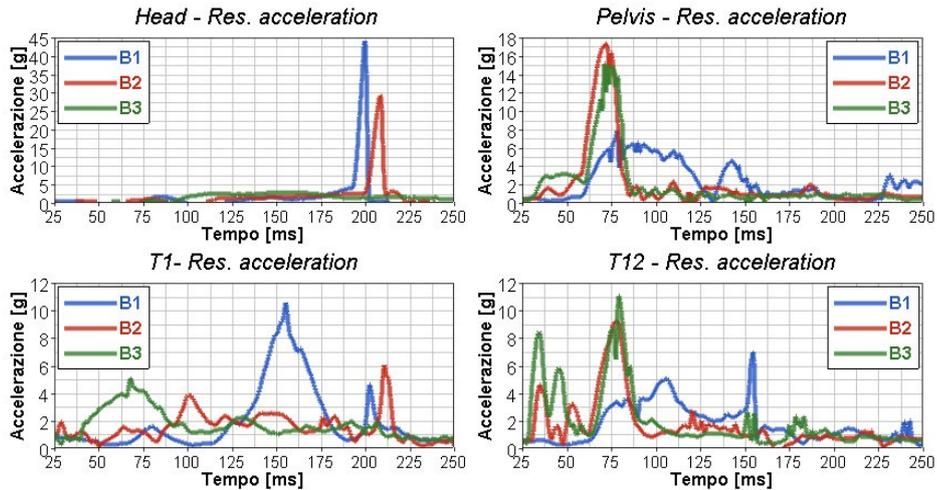


Figura 8 – Profili B: urto a 10km/h – curve di accelerazione

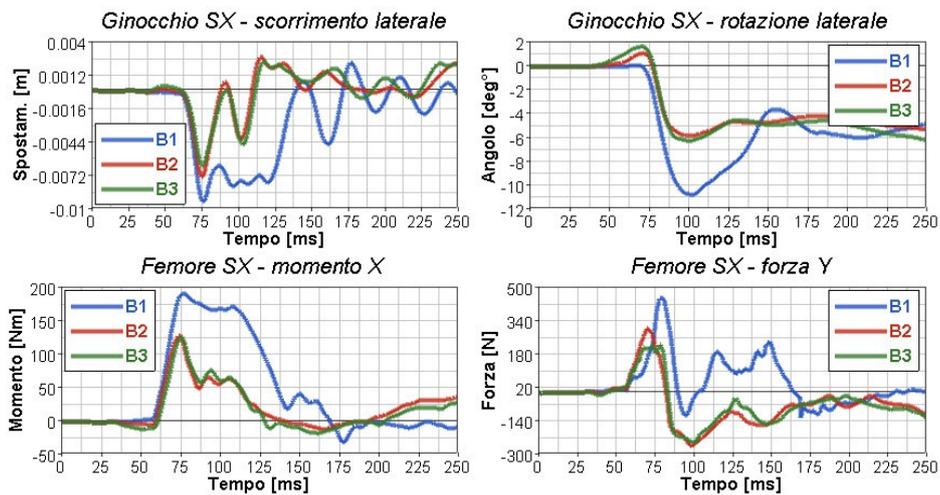


Figura 9 – Profili B: urto a 10km/h – sollecitazioni ginocchio e femore sinistro

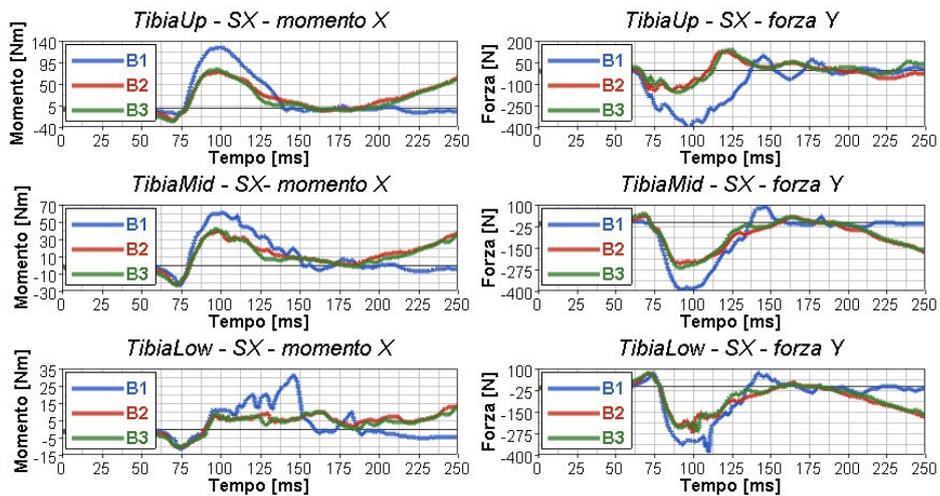


Figura 10 – Profili B: urto a 10km/h - momento e forza su tibia sinistra

2.1.3 Profili di tipo C

I profili di tipo C possono essere considerati una via di mezzo tra i casi A e B perché il frontale ha una superficie quasi verticale che interessa il corpo del pedone dal bacino alla spalla come nel caso B3 ma anche un cristallo avanzato come nel caso A1.

In Figura 11 sono riportati alcuni istanti di animazione.

A differenza del caso A1, la testa ora impatta il cristallo anche se a fenomeno quasi concluso quando la velocità relativa è bassa e i valori di HIC trascurabili. Il perché è da ricercarsi nella geometria del vetro che, in quanto curvo, risulta più avanzato in X. Nel caso C2 l'accelerazione è ulteriormente più bassa in quanto il cristallo è più inclinato.

Le accelerazioni di bacino e torace (Figura 12), le forze sul femore (Figura 13) e tibia (Figura 14) sono praticamente eguali poiché entrambi i profili condividono la medesima geometria della parte inferiore; unica differenza, nel caso C1 la spalla sinistra impatta prima del bacino essendo il cristallo più avanzato. Va sottolineato che i valori di accelerazione della testa rimangono comunque più bassi rispetto ai casi B1 e B2.

Per quanto riguarda le estremità inferiori, nei profili C il contatto avviene solo sul femore sinistro: i valori di momento per questa parte del corpo rimangono comunque più bassi rispetto al caso B1 perché la sollecitazione è estesa anche al bacino.

2.1.4 Riepilogo e conclusioni investimento a 10km/h

I risultati delle simulazioni dimostrano che a seguito dell'urto contro il tram a 10km/h il pedone non riporta lesioni significative in nessuno dei casi analizzati, segno che per velocità basse la geometria del frontale è ininfluenza, almeno per i casi analizzati. Si tenga conto che nei modelli della testata non sono stati inseriti elementi potenzialmente aggressivi come ad esempio il perno a vista del braccio del tergicristallo.

I valori ottenuti per i vari criteri di lesione sono riepilogati e posti a confronto nella tabella di Figura 15.

La testa in particolare non viene praticamente mai urtata se non nei casi in cui:

- la geometria del frontale favorisce l'avvicinamento del pedone anziché l'allontanamento;
- il cristallo è avanzato in direzione X.

Da questo punto di vista i profili B (B1 e B2 nello specifico) risultano i più aggressivi. Anche il profilo A3 fa registrare un valore alto di accelerazione ma questo è dovuto al fatto che la testa va a colpire la parte superiore del pannello frontale, rigido, poco al di sotto del cristallo.

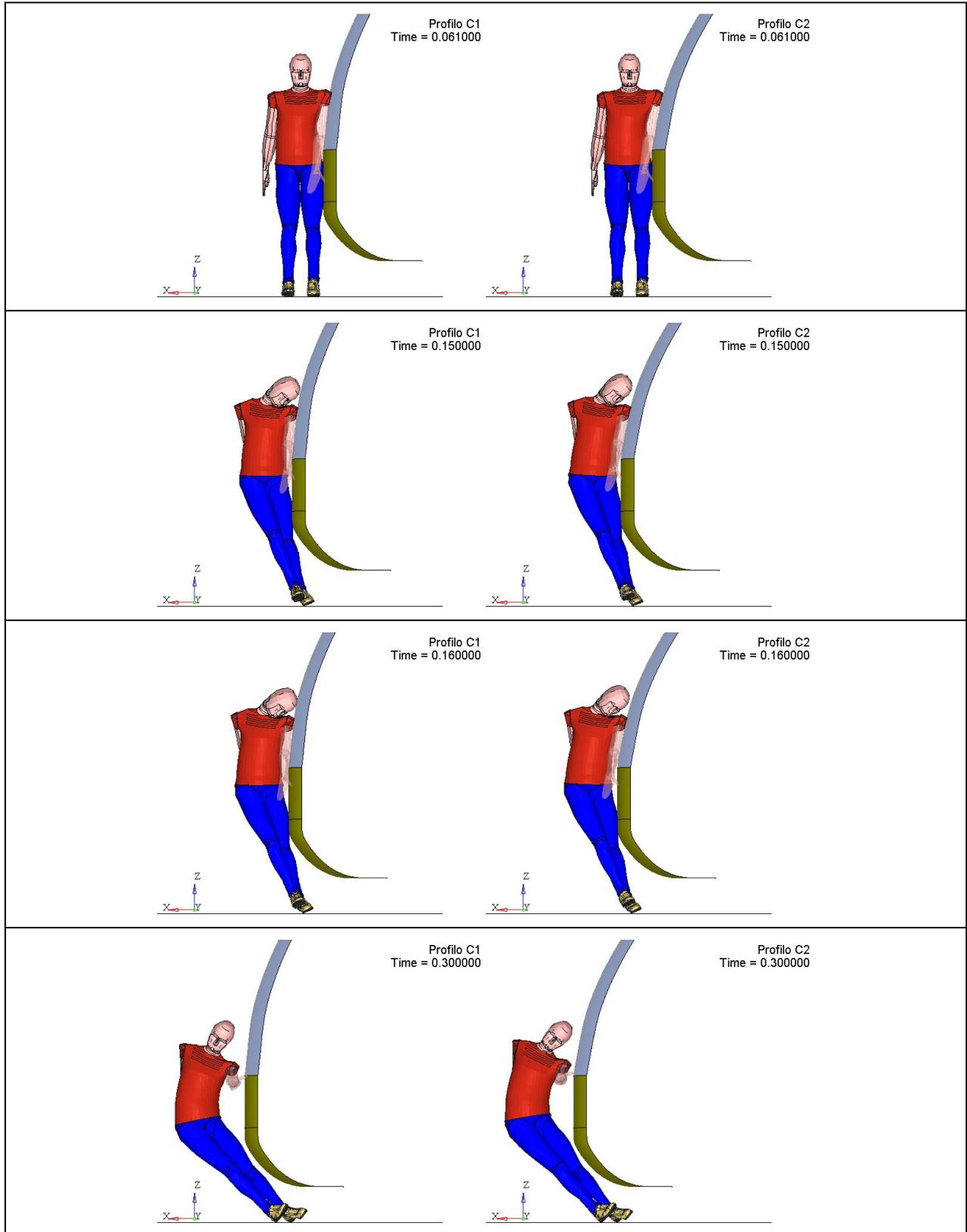


Figura 11 – Profili C: urto a 10km/h – animazioni

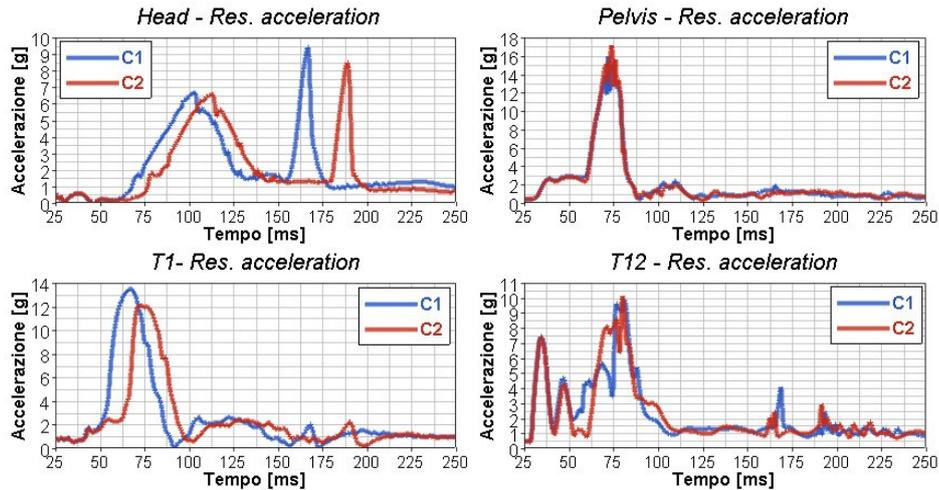


Figura 12 – Profili C: urto a 10km/h – curve di accelerazione

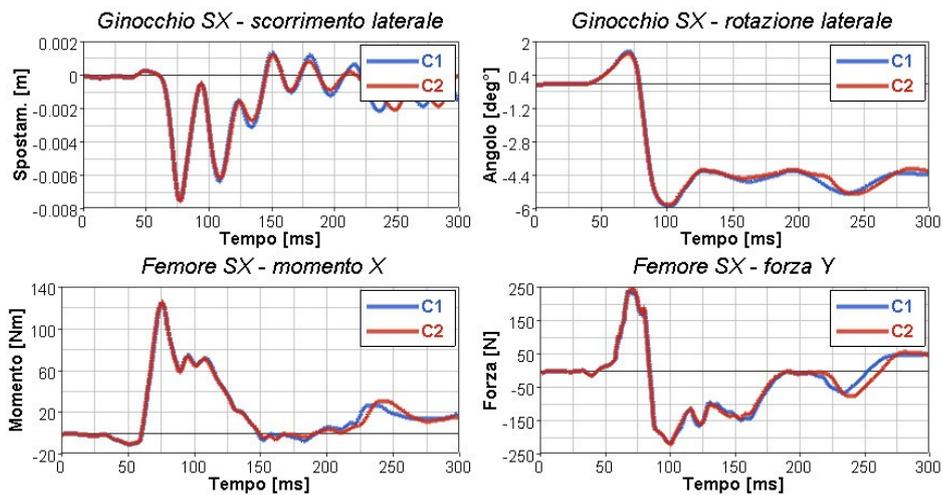


Figura 13 – Profili C: urto a 10km/h – sollecitazioni ginocchio e femore sinistro

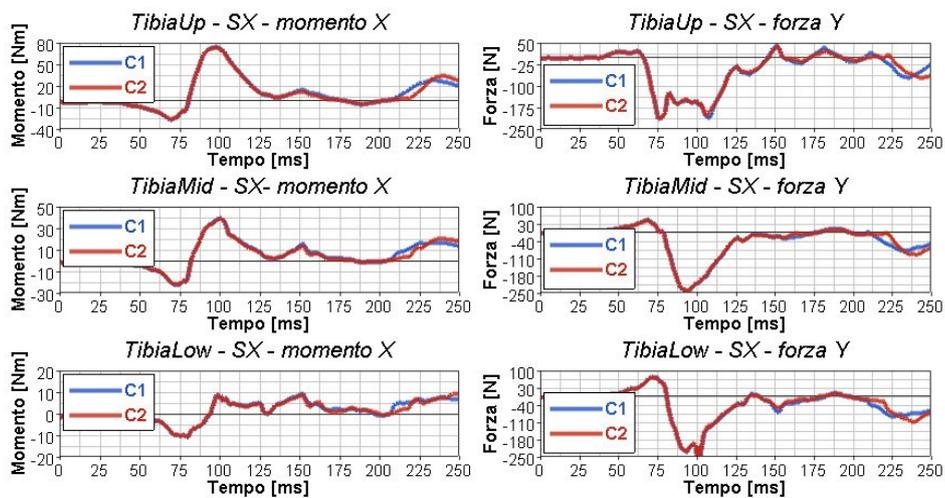


Figura 14 – Profili C: urto a 10km/h - momenti e forze su tibia sinistra

| Criteri di lesione | | Valori limite | A | | | B | | | C | |
|------------------------|-------------|---------------|-------------|-------------|-------|-------|-------|-------------|-------|-------|
| | | | A1 | A2 | A3 | B1 | B2 | B3 | C1 | C2 |
| HIC15 | | 1000 | no contatto | no contatto | 17,96 | 34,70 | 16,10 | no contatto | 1,40 | 1,40 |
| Nij | NTE | 1 | 0,07 | 0,05 | 0,04 | 0,04 | 0,02 | 0,03 | 0,06 | 0,06 |
| | NTF | 1 | 0,01 | 0,01 | 0,01 | 0,00 | 0,01 | 0,02 | 0,02 | 0,02 |
| | NCE | 1 | 0,01 | 0,01 | 0,02 | 0,03 | 0,03 | 0,01 | 0,01 | 0,02 |
| | NCF | 1 | 0,03 | 0,04 | 0,02 | 0,03 | 0,03 | 0,02 | 0,02 | 0,02 |
| VC (laterale) | VCRib2L | 1m/s | 0,17 | 0,10 | 0,04 | 0,00 | 0,02 | 0,08 | 0,11 | 0,05 |
| | VCRib3L | 1m/s | 0,18 | 0,11 | 0,05 | 0,00 | 0,01 | 0,08 | 0,17 | 0,16 |
| | VCRib4L | 1m/s | 0,19 | 0,15 | 0,05 | 0,01 | 0,02 | 0,09 | 0,15 | 0,15 |
| Bacino acc. Max | | 130g | 11,2 | 12,0 | 13,2 | 8,1 | 17,5 | 15,4 | 16,2 | 17,5 |
| Femore | Momento | 430Nm | 124,4 | 119,0 | 125,1 | 192,3 | 129,1 | 127,1 | 126,1 | 127,3 |
| | Taglio | 6000N | 406,7 | 315,7 | 442,7 | 455,2 | 310,6 | 240,4 | 245,8 | 257,1 |
| Tibia (Up) | Momento | 285Nm | 116,0 | 107,2 | 110,2 | 130,0 | 84,5 | 83,2 | 76,4 | 75,8 |
| | Taglio | 4000N | 362,4 | 614,2 | 773,8 | 383,6 | 135,2 | 148,0 | 210,2 | 208,3 |
| Ginocchio | Scorrimento | 6mm | 4,0 | 7,9 | 12,5 | 9,3 | 7,2 | 6,3 | 7,5 | 7,5 |
| | Rotazione | 19° | 8,3 | 8,6 | 8,7 | 10,7 | 5,8 | 6,5 | 5,8 | 5,8 |
| Acc. Max [g] | Testa | | 7,4 | 5,9 | 38,2 | 44,8 | 29,9 | 3,4 | 9,6 | 8,6 |
| | Torace T1 | | 13,3 | 10,6 | 8,4 | 11,0 | 6,7 | 5,4 | 13,7 | 12,3 |
| | Torace T12 | | 10,0 | 8,7 | 9,0 | 5,6 | 7,1 | 12,3 | 10,3 | 10,5 |
| | Bacino | | 11,2 | 12,0 | 13,2 | 8,1 | 17,5 | 15,4 | 16,2 | 17,5 |

Figura 15 – Riepilogo dei valori biomeccanici per gli impatti a 10km/h

2.2 Investimento a 20km/h

All'aumentare della velocità di investimento, aumentano le entità di sollecitazione ma in generale le sequenze di impatto non variano, risultando soltanto ravvicinate nel tempo. A differenza dei profili delle automobili infatti quelli dei tram come quelli dei camion o bus non consentono ampi volteggi o scivolamenti relativi tra il pedone ed il frontale a meno di elevate inclinazioni di quest'ultimo: le zone di impatto rimangono in generale pressoché le stesse a tutte le velocità.

2.2.1 Profilo A

In tutti e tre i casi si verifica l'urto della testa. Il profilo A1 fa registrare il valore di accelerazione più alto perché il cristallo risulta in posizione più avanzata.

Rispetto agli urti a 10km/h s'inverte l'ordine dei valori di accelerazione T1, crescente ora dal profilo A1 a quello A3. Il motivo è da ricercarsi nel fatto che la spinta sugli arti inferiori prima e bacino poi favorisce una rotazione del pedone verso il frontale che causa una maggiore sollecitazione della parte alta del torace.

Per quanto riguarda gli arti inferiori, il profilo A3 continua a far registrare i risultati peggiori ma la differenza tra i vari casi ora è meno evidente, ad eccezione per lo scorrimento a taglio del ginocchio.

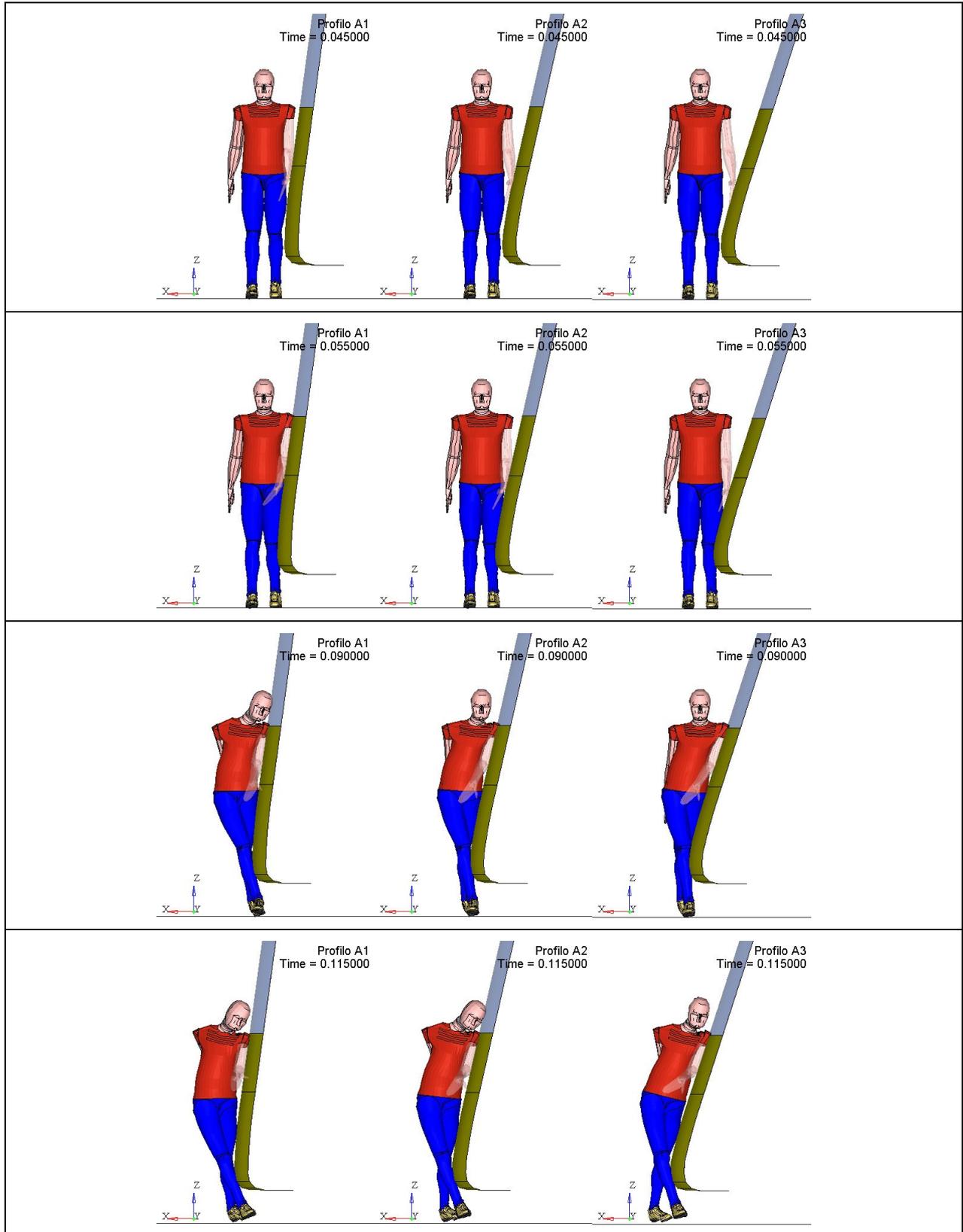


Figura 16 – Profili A: urto a 20km/h – animazioni

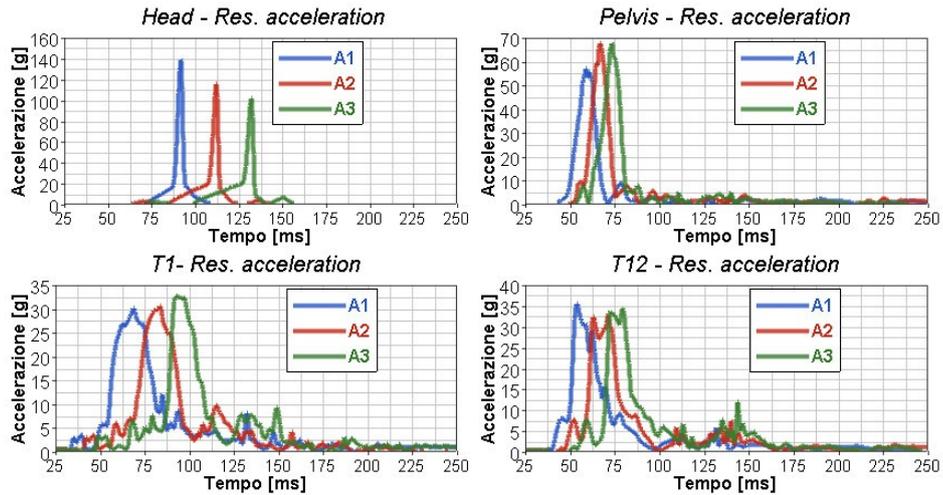


Figura 17 – Profili A: urto a 20km/h – accelerazioni

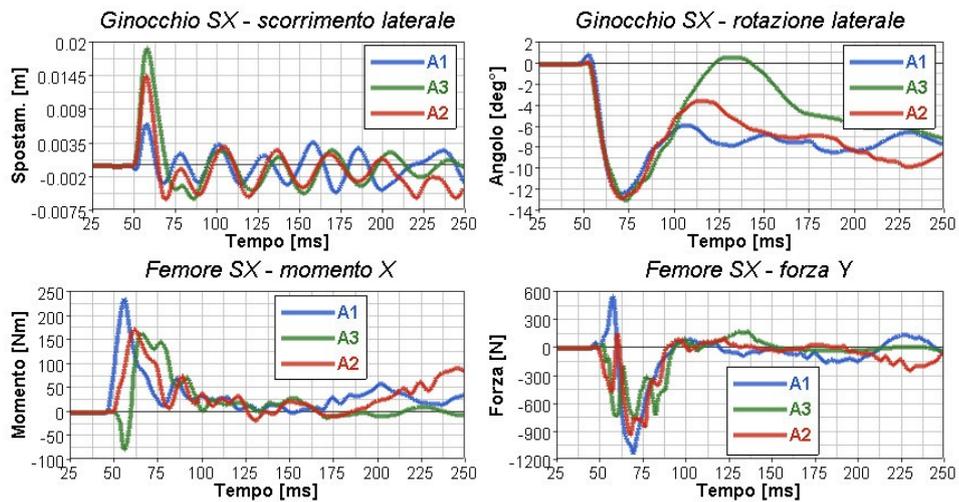


Figura 18 – Profili A: urto a 20km/h – sollecitazioni ginocchio e femore sinistro

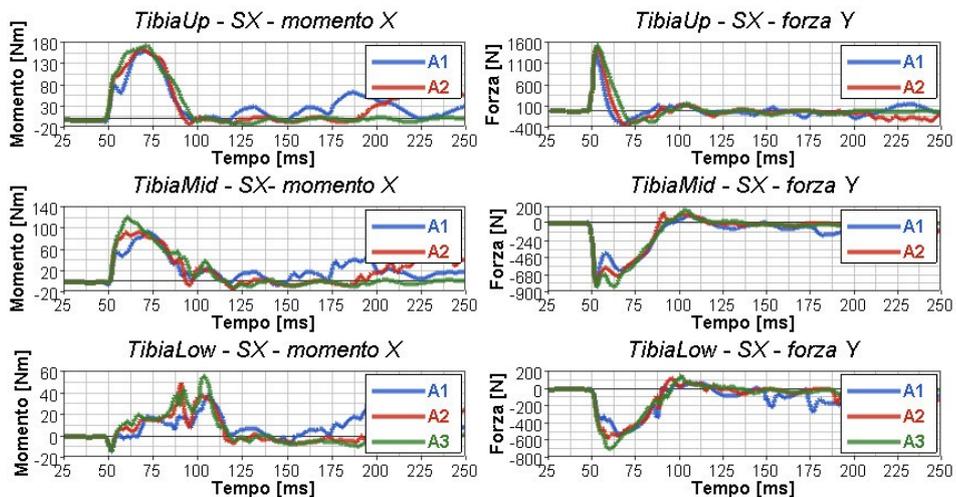


Figura 19 – Profili A: urto a 20km/h – momenti e forze su tibia sinistra

2.2.2 Profili B e profili C

Le osservazioni precedentemente effettuate per questi casi a 10km/h sono ancora applicabili: pertanto vengono soltanto riportate le immagini delle animazioni e delle curve poste a confronto (da Figura 21 a Figura 28).

2.2.3 Riepilogo e conclusioni investimento a 20km/h

Come per l'investimento a 10km/h anche in questo caso i valori dei criteri biomeccanici ottenuti dalle simulazioni sono tutti al di sotto dei valori di soglia (Figura 20): non si rilevano quindi danni importanti al pedone se non quelli al ginocchio.

Tuttavia valori di HIC15 superiori a 700 ottenuti per alcuni profili a questa velocità devono destare preoccupazione in quanto corrispondono al 53% di probabilità di riportare lesioni AIS3.

Anche per il torace alcuni profili fanno registrare valori prossimi a quelli limite senza peraltro superarli. Per il bacino invece i valori di accelerazione rimangono decisamente al di sotto della soglia critica in tutti i casi.

Le analisi effettuate suggeriscono alcuni interventi che possono migliorare i risultati:

- Per quanto riguarda le lesioni alla testa, ad esempio, il solo arretramento del punto di impatto in direzione X ottenuto aumentandone l'inclinazione del vetro, è sufficiente a ridurre il valore di HIC15 del 43.5% nel caso C2. Lo stesso risultato può essere ottenuto effettuando una traslazione del cristallo o combinando entrambe le azioni.

| Criteri di lesione | Valori limite | A | | | B | | | C | | |
|------------------------|---------------|--------|--------|--------|--------|--------|-----------|--------|--------|-------|
| | | A1 | A2 | A3 | B1 | B2 | B3 | C1 | C2 | |
| HIC15 | 1000 | 439,59 | 319,46 | 245,23 | 791,81 | 782,30 | 520,81(*) | 483,04 | 272,89 | |
| Nij | NTE | 1 | 0,20 | 0,22 | 0,21 | 0,05 | 0,08 | 0,18 | 0,24 | 0,26 |
| | NTF | 1 | 0,00 | 0,02 | 0,02 | 0,02 | 0,02 | 0,04 | 0,01 | 0,01 |
| | NCE | 1 | 0,05 | 0,06 | 0,08 | 0,02 | 0,06 | 0,13 | 0,07 | 0,08 |
| | NCF | 1 | 0,04 | 0,05 | 0,07 | 0,04 | 0,04 | 0,16 | 0,03 | 0,05 |
| VC (laterale) | VCRib2L | 1m/s | 0,80 | 0,73 | 0,48 | 0,34 | 0,03 | 0,36 | 0,70 | 0,54 |
| | VCRib3L | 1m/s | 0,92 | 0,84 | 0,59 | 0,47 | 0,07 | 0,55 | 0,83 | 0,90 |
| | VCRib4L | 1m/s | 1,04 | 0,92 | 0,84 | 0,43 | 0,16 | 0,61 | 0,90 | 0,92 |
| Bacino acc. Max | 130g | 58,0 | 68,7 | 68,4 | 25,0 | 77,9 | 70,1 | 68,5 | 71,6 | |
| Femore | Momento | 430Nm | 237,5 | 173,3 | 165,5 | 341,1 | 229,0 | 216,3 | 230,4 | 230,4 |
| | Taglio | 6000N | 1123,5 | 921,1 | 759,1 | 935,6 | 911,0 | 830,8 | 835,1 | 835,1 |
| Tibia (Up) | Momento | 285Nm | 161,5 | 165,9 | 173,8 | 240,9 | 143,5 | 142,0 | 140,9 | 140,9 |
| | Taglio | 4000N | 1339,8 | 1511,4 | 1563,8 | 773,6 | 710,8 | 775,0 | 602,9 | 602,9 |
| Ginocchio | Scorrimento | 6mm | 6,8 | 14,7 | 19,3 | 14,2 | 6,0 | 5,8 | 20,0 | 20,0 |
| | Rotazione | 19° | 12,3 | 12,8 | 13,0 | 19,5 | 10,1 | 10,1 | 10,0 | 9,8 |

(*) urto testa contro pannello frontale

| | | | | | | | | | |
|---------------------|------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| Acc. Max [g] | Testa | 153,1 | 125,3 | 104,4 | 167,6 | 171,0 | 158,8 | 141,4 | 107,9 |
| | Torace T1 | 30,6 | 31,0 | 33,1 | 27,8 | 20,1 | 20,5 | 28,0 | 30,1 |
| | Torace T12 | 36,2 | 33,3 | 34,9 | 23,6 | 30,8 | 31,9 | 31,9 | 30,1 |
| | Bacino | 58,0 | 68,7 | 68,4 | 25,0 | 77,9 | 70,1 | 68,5 | 71,6 |

Figura 20 – Riepilogo valori biomeccanici impatti a 20km/h

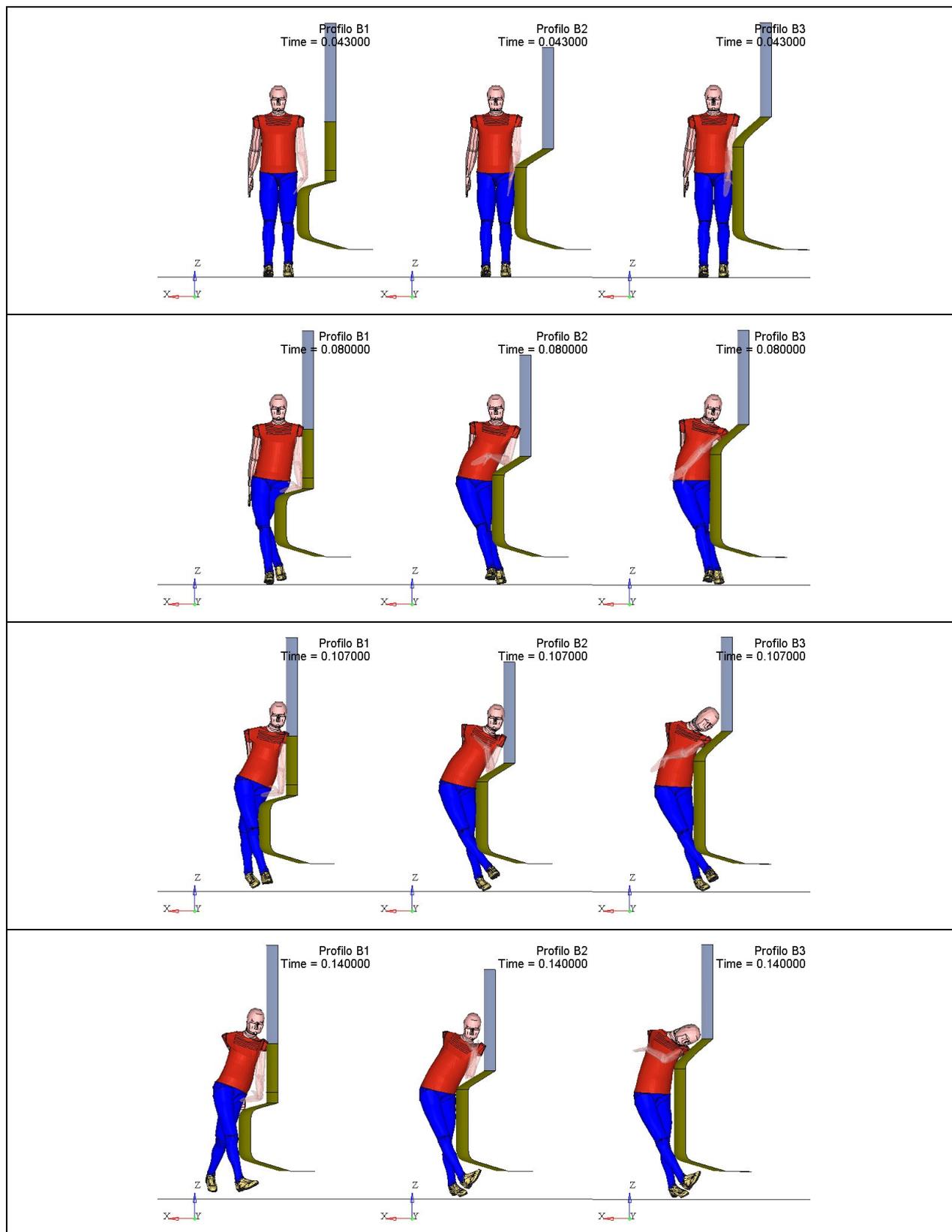


Figura 21 – Profili B: urto a 20km/h – animazioni

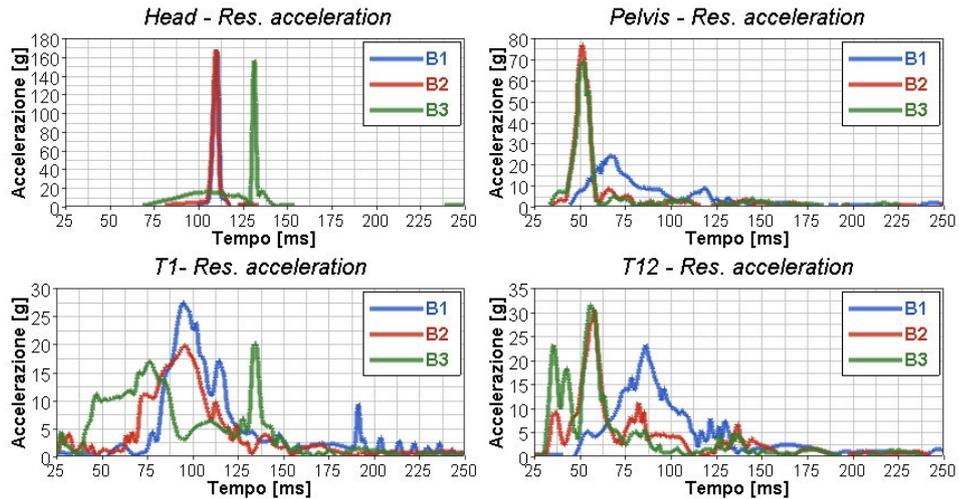


Figura 22 – Profili B: urto a 20km/h – curve di accelerazione

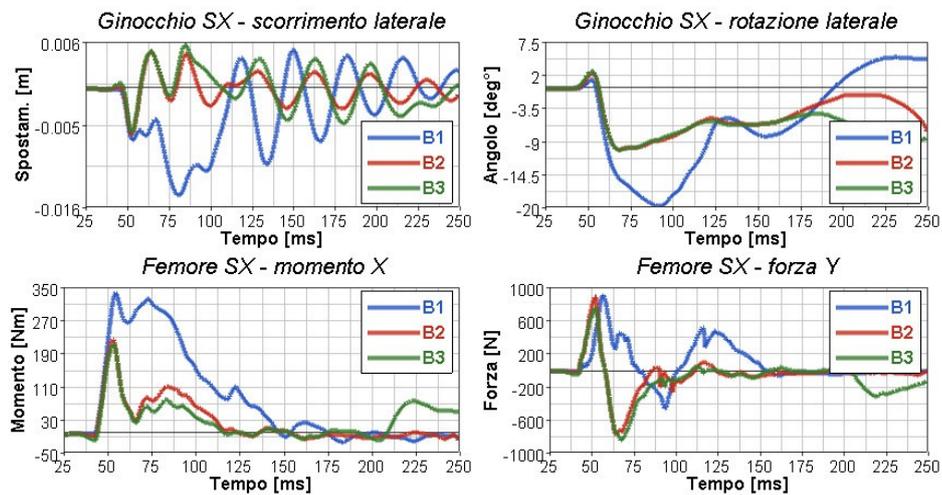


Figura 23 – Profili B: urto a 20km/h – sollecitazioni su ginocchio e femore sinistro

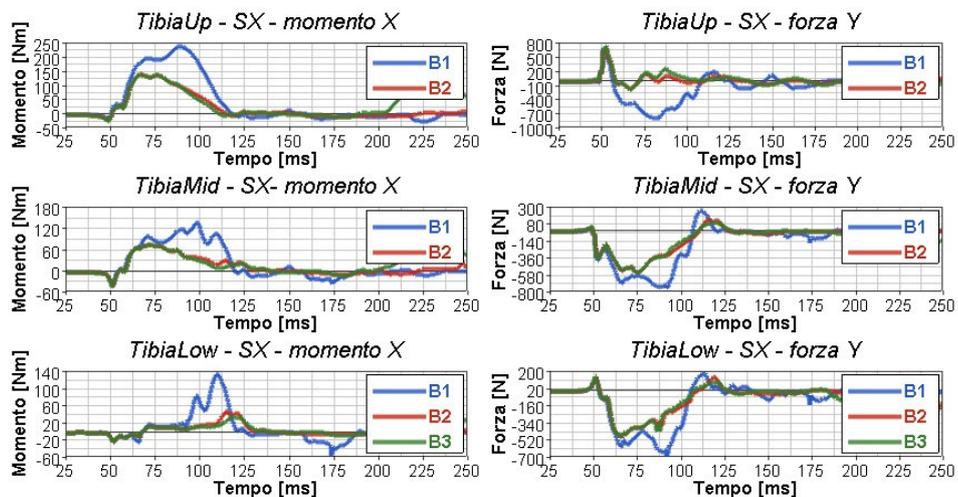


Figura 24 – Profili B: urto a 20km/h – momenti e forze su tibia sinistra

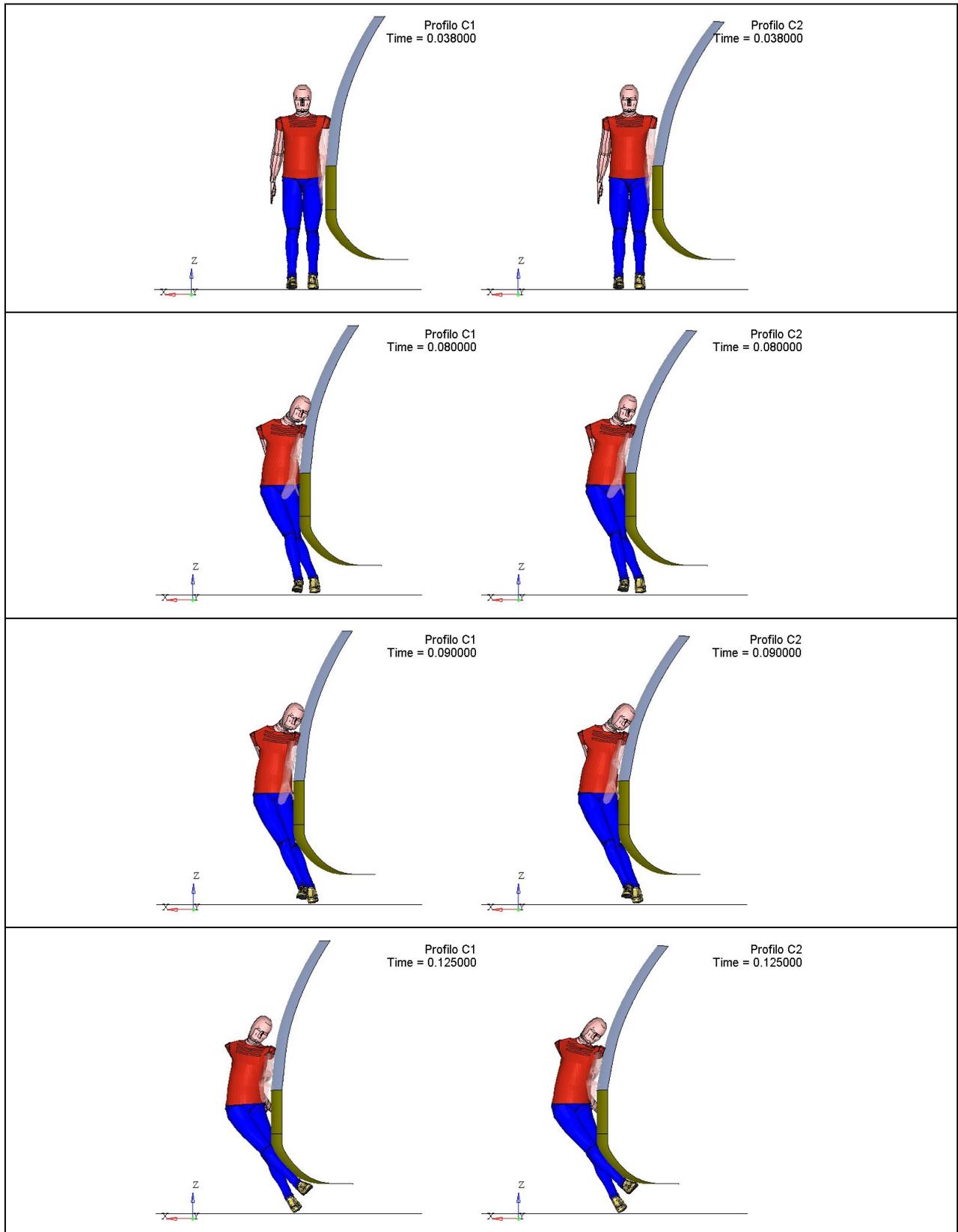


Figura 25 – Profili C: urto a 20km/h – animazioni

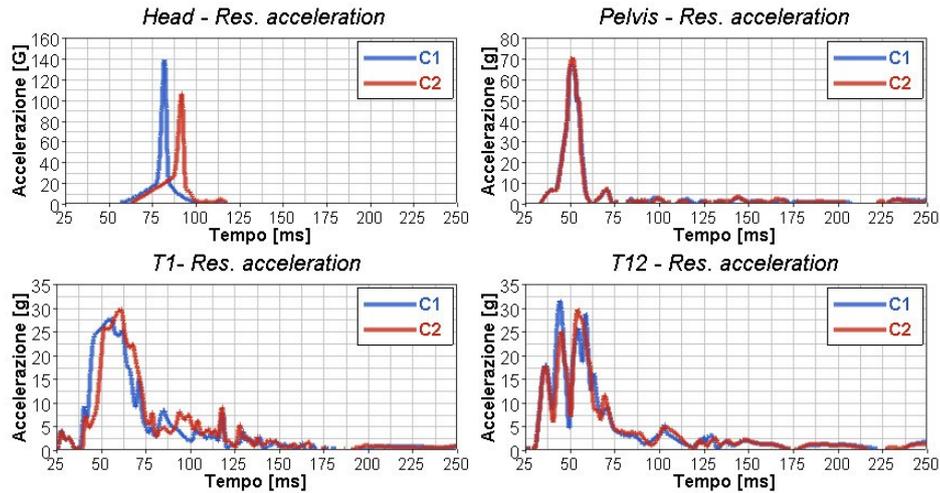


Figura 26 – Profili C: urto a 20km/h – curve di accelerazione

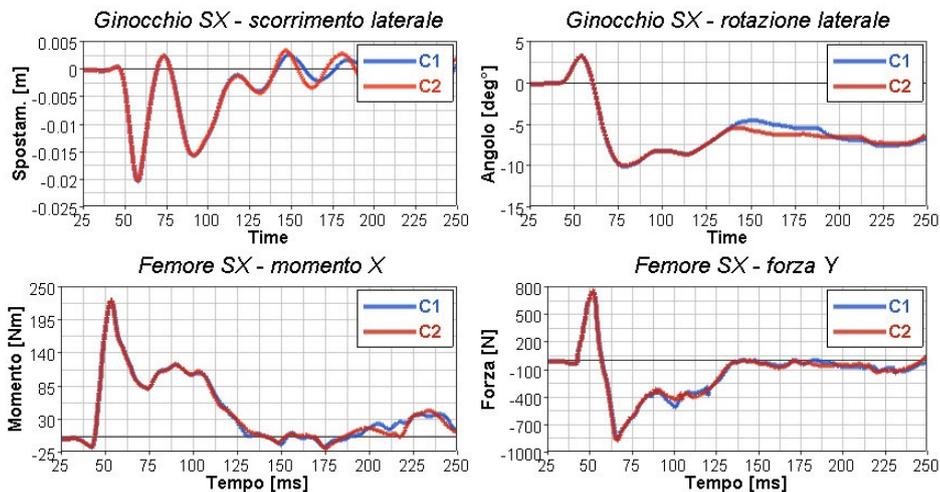


Figura 27 – Profili C: urto a 20km/h – sollecitazioni ginocchio e femore sinistro

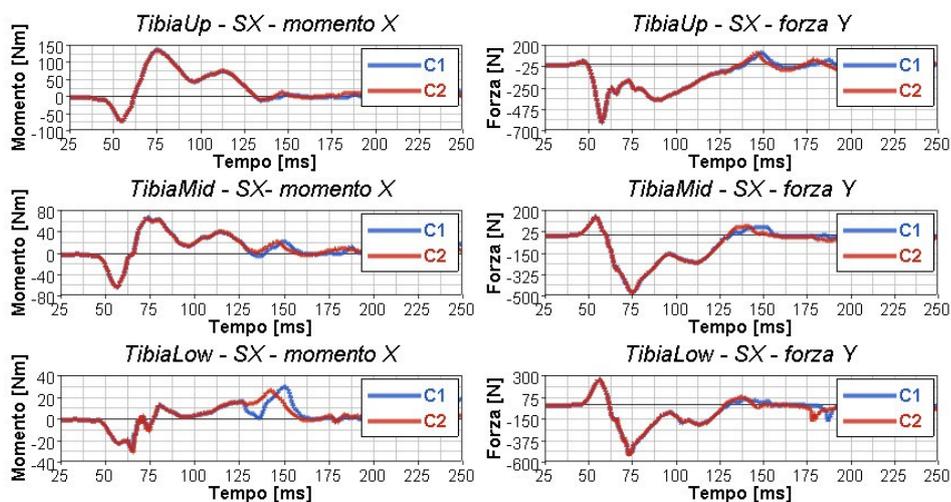


Figura 28 – Profili C: urto a 20km/h – momenti e forze su tibia sinistra

- Per le estremità inferiori, il profilo dovrebbe essere il più possibile verticale e arrivare al di sotto del ginocchio come nei casi B2 e B3 in cui il punto di impatto è posto a -50mm in Z dall'articolazione sinistra.
- Al fine di evitare velocità relative elevate della testa al momento dell'impatto occorre adottare profili XZ che non consentano ampie rotazioni del torso rispetto alla parte inferiore del corpo.

Per chiarire meglio l'ultimo punto si riporta un'ulteriore variante del profilo B1 in cui tutta la superficie verticale che contiene il cristallo è stata inclinata di 30° in maniera simile all'Alstom Citadis X05 (Figura 29). Questa modifica consente una maggiore rotazione del corpo del pedone, portando la testa ad avere una velocità relativa al momento dell'impatto di 5.19m/s contro i 4.94m/s del caso base. Il valore di HIC incrementa da 791.81 a 1091.7.

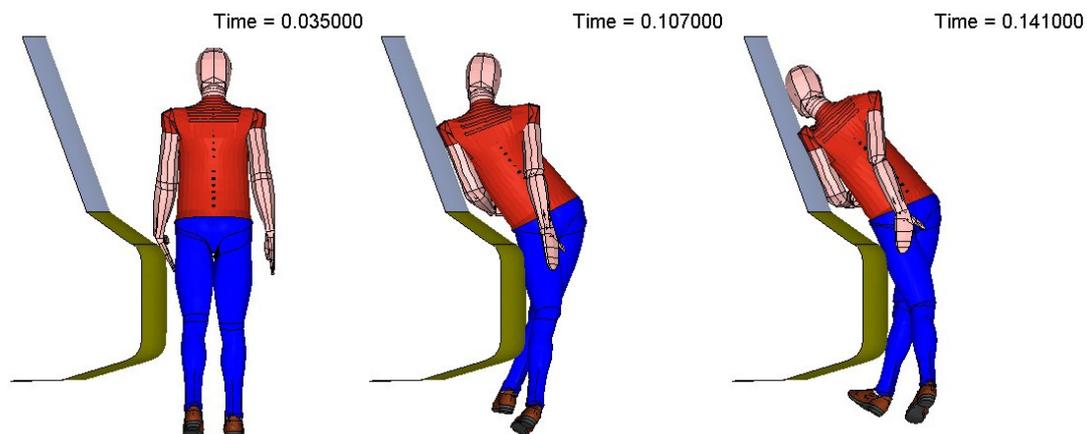


Figura 29

Un'ultima considerazione relativa al cristallo: l'altezza dal piano del ferro del suo bordo inferiore sembrerebbe un elemento influente, almeno per quanto riguarda il manichino 50esimo%ile a cui è ristretta l'analisi.

Possiamo quindi affermare che a partire dai 20km/h la geometria del frontale pur non costituendo un fattore fondamentale per la sopravvivenza del pedone, nel senso che sono molte le varianti geometriche che consentono di rispettare i target biomeccanici, è tuttavia un elemento a cui prestare attenzione soprattutto per i possibili danni alla testa.

Si ricorda qui che è importante garantire l'incolumità del pedone almeno fino a 20km/h, in quanto questa è la velocità massima a cui procede un tram nei tratti di avvicinamento alle fermate e in prossimità degli attraversamenti, ovvero nei luoghi dove statisticamente si verificano in maniera più frequente gli investimenti.

2.3 Investimento a 30km/h

Alle successioni già individuate nei precedenti paragrafi ora si aggiunge in maniera più evidente l'effetto dinamico dell'impatto: le spinte in avanti si accentuano così come le rotazioni all'indietro verso il frontale laddove la geometria lo consente.

2.3.1 Profili A

In Figura 32 si riportano come nei precedenti casi alcuni istanti delle animazioni per i profili A posti a confronto, mentre in Figura 33, Figura 34 e Figura 35 sono riportate rispettivamente le curve di accelerazione per la testa, il bacino, le vertebre T1 e T12, le curve di forza e di momento su femore sinistro e tibia sinistra oltre che la curva di rotazione e di scorrimento del ginocchio sinistro.

Per una maggiore comprensione della cinematica dell'impatto vengono anche riportate sovrapposte le medesime curve di accelerazione sopra citate (Figura 30).

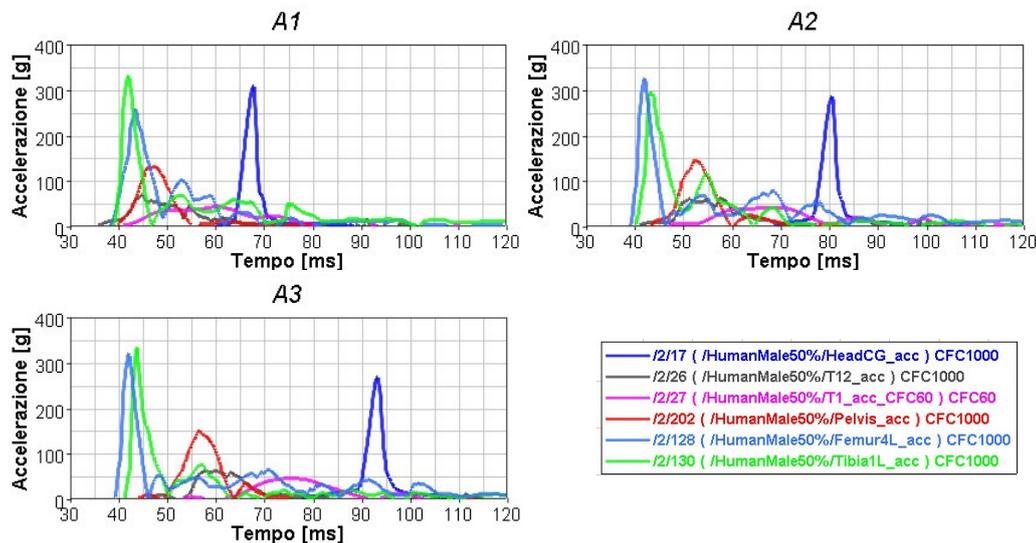


Figura 30 – Successioni di impatto per i diversi segmenti corporei del pedone investito a 30km/h

Come già osservato negli urti a 10 e 20km/h, per i profili di tipo A gli arti inferiori sono i primi ad essere impattati; il bacino viene coinvolto quasi contemporaneamente nel caso A1 o a distanza di tempo e in maniera quasi isolata nei restanti due casi. Analogo discorso vale per la vertebra T1.

A 30km/h è più evidente un altro fenomeno: la testa inizia a ruotare rispetto al torace dopo che l'accelerazione T1 raggiunge il picco massimo, ovvero quando la spalla raggiunge la massima deformazione consentita. Più tardi la spalla viene urtata e più tardi la testa verrà coinvolta nell'urto. Se il vetro si trova ad una distanza in direzione X ravvicinata al punto di impatto della spalla, e quindi alla testa, quest'ultima sarà inevitabilmente colpita con una forza maggiore poiché la sua velocità relativa posseduta in quell'istante sarà elevata. A parità di distanza cristallo-punto contatto

della spalla, l'entità della velocità relativa della testa al momento dell'impatto dipende se il profilo ha una geometria che facilita l'allontanamento o l'avvicinamento del corpo del pedone.

In Figura 31 sono riepilogati i valori di distanza testa/cristallo a inizio rotazione e velocità relativa della testa al momento dell'impatto per i profili A. Il caso A1 fa registrare il valore di accelerazione della testa più elevato perché la distanza è la minore fra tutti e tre i profili.

| PROFILI "A" - 30km/h | | | |
|---|---------|---------|---------|
| | A1 | A2 | A3 |
| Istante contatto spalla | 42ms | 52ms | 62ms |
| Istante max. deformazione spalla/inizio rotazione testa verso cristallo | 54ms | 66ms | 72ms |
| Distanza in direzione X della testa dal punto di contatto con il cristallo nell'istante di inizio rotazione | 119mm | 153mm | 204mm |
| Istante contatto testa-cristallo | 63ms | 76ms | 88ms |
| Velocità relativa della testa al momento dell'impatto | 7,78m/s | 7,41m/s | 7,19m/s |

Figura 31

2.3.2 Profili B

In Figura 36 si riportano alcuni istanti delle animazioni per i profili B posti a confronto, mentre in Figura 37, Figura 38 e in Figura 39, sono riportate rispettivamente le curve di accelerazione per la testa, il bacino, le vertebre T1 e T12, le curve di forza e di momento su femore sinistro e tibia sinistra oltre che la curva di rotazione e di scorrimento del ginocchio sinistro.

Rispetto ai medesimi casi a 10 e 20km/h si riscontrano le seguenti differenze:

- nel caso B3 la testa non urta più il pannello superiore ma il cristallo. Poiché quest'ultimo ha una posizione arretrata in direzione X e poiché, a differenza degli altri due casi, la spalla impatta il pannello superiore collocato in posizione più avanzata rispetto al piano del vetro, la velocità relativa della testa al momento dell'impatto è decisamente inferiore rispetto agli altri profili B;
- nel profilo B1 a causa della "mensola" collocata al di sotto del bacino si verifica la frattura del femore sinistro

2.3.3 Profili C

Analogamente ai precedenti casi, si riportano in Figura 40 alcuni istanti delle animazioni per i profili C posti a confronto, mentre in Figura 41, Figura 42 e in Figura 43, sono riportate rispettivamente le curve di accelerazione per la testa, il bacino, le vertebre T1 e T12, le curve di forza e di momento su femore sinistro e tibia sinistra oltre che la curva di rotazione e di scorrimento del ginocchio sinistro.

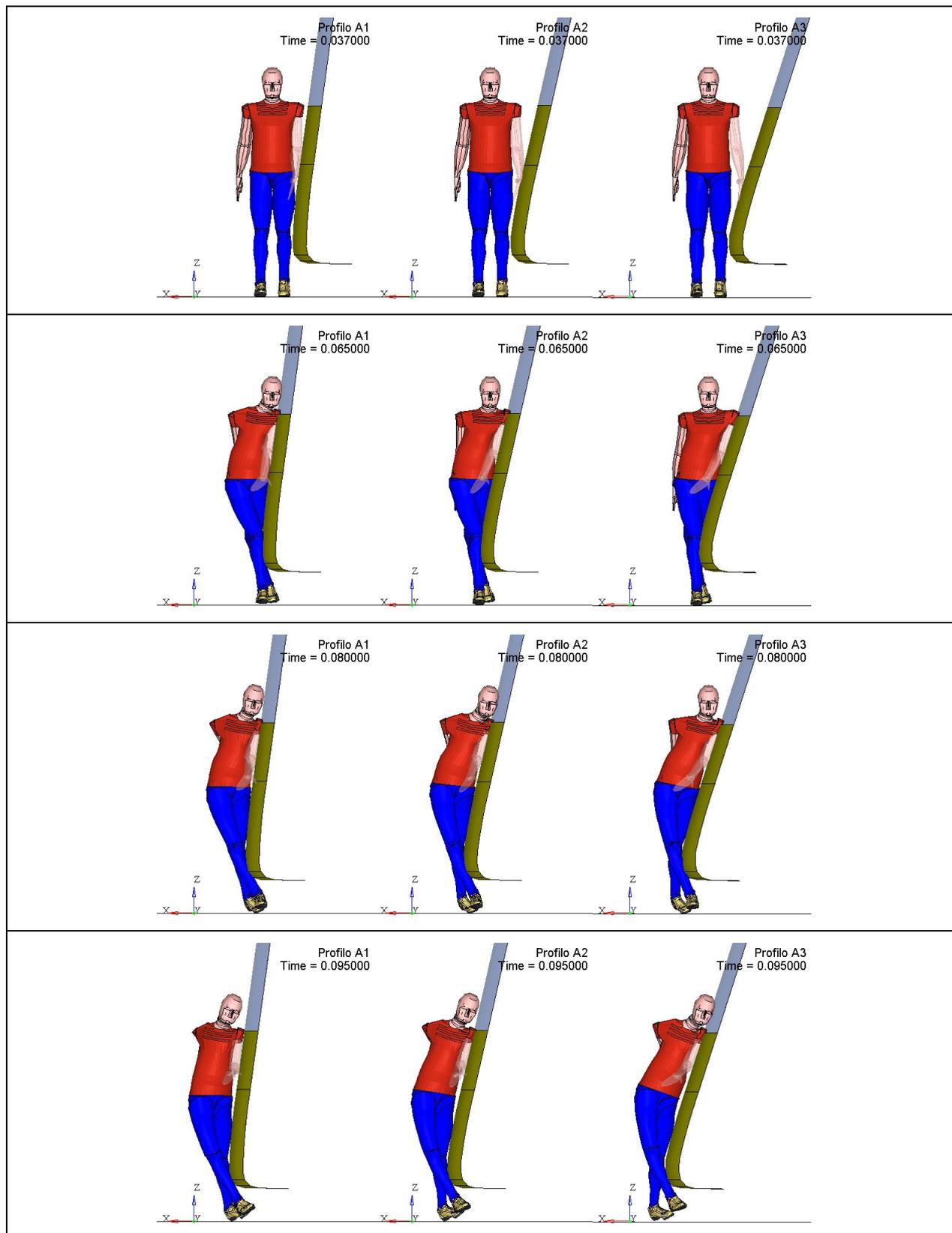


Figura 32 – Profili A: urto a 30km/h – animazioni

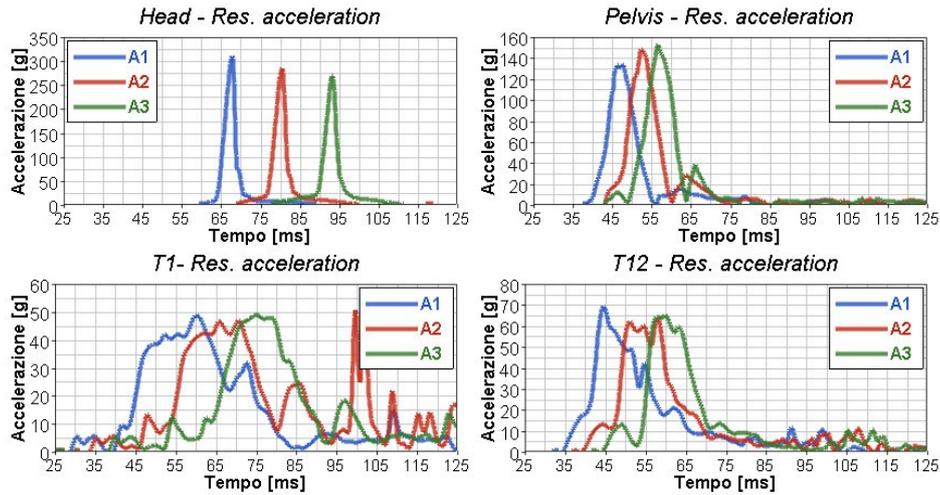


Figura 33 – Profili A: urto a 30km/h – curve di accelerazione

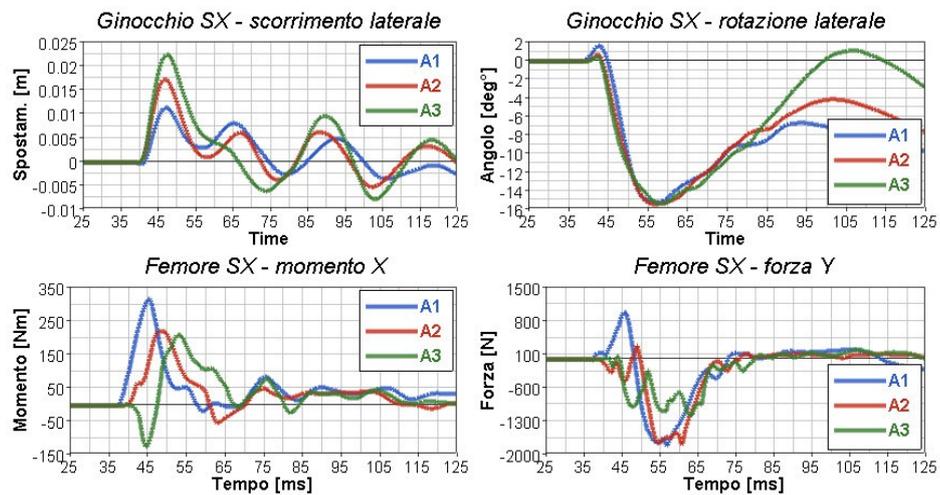


Figura 34 – Profili A: urto a 30km/h – sollecitazioni ginocchio e femore sinistro

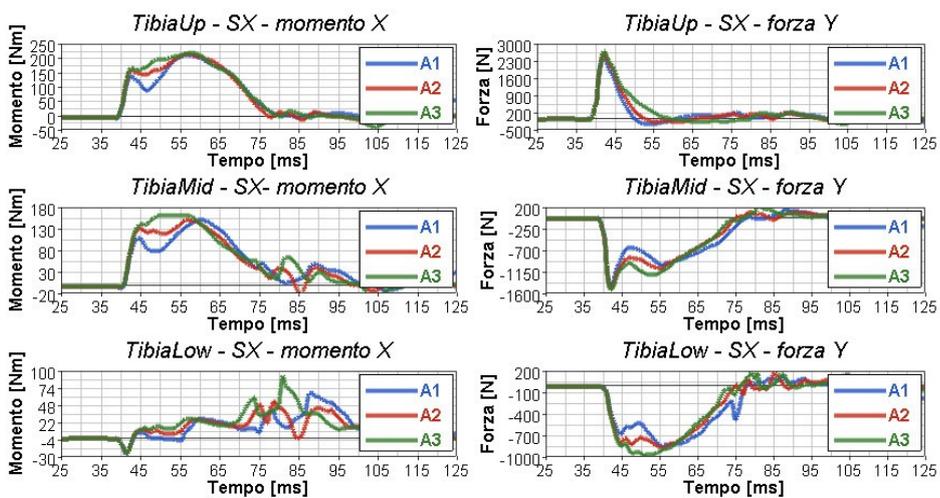


Figura 35 – Profili A: urto a 30km/h – momenti e forze su tibia sinistra

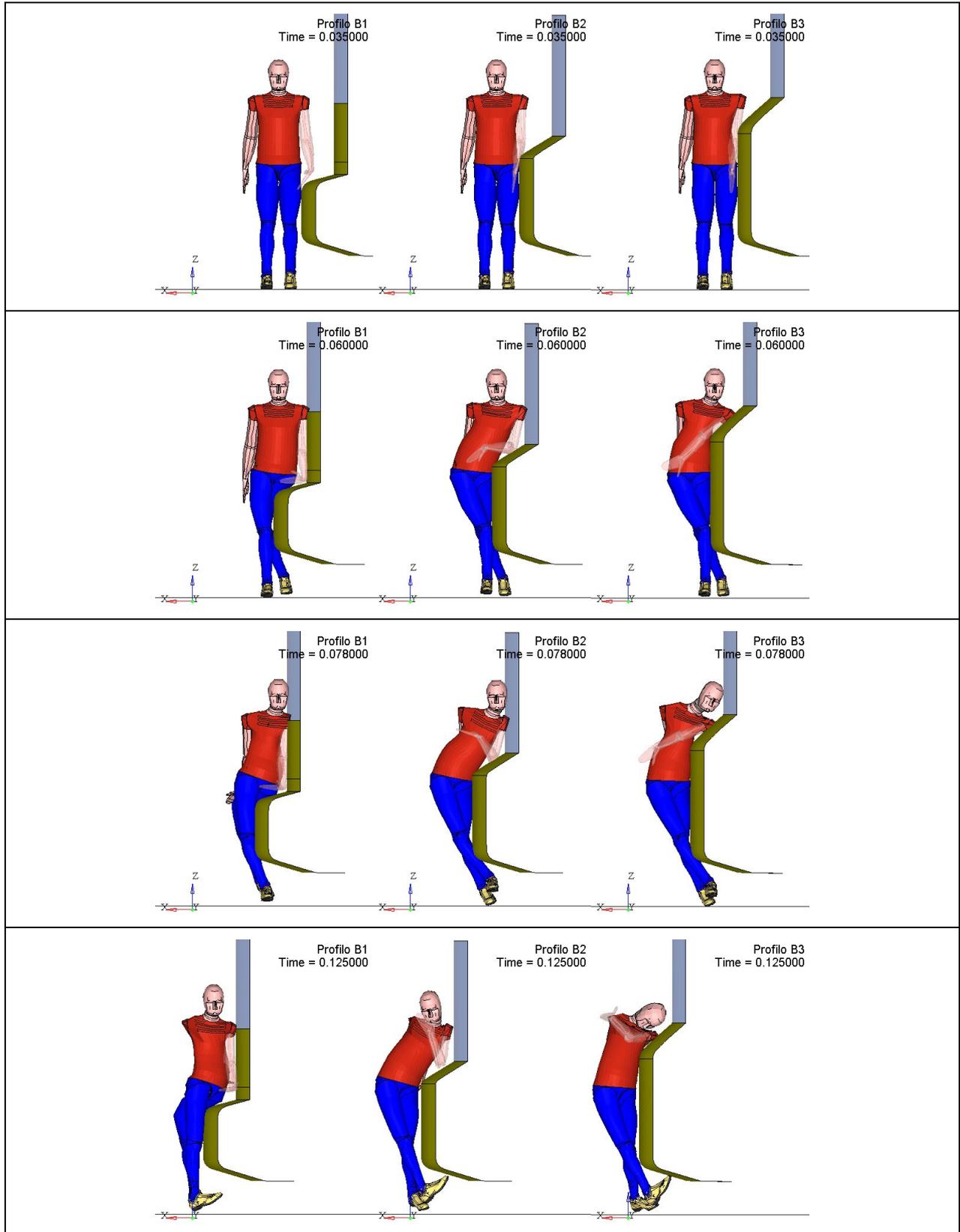


Figura 36 – Profili B: urto a 30km/h – animazioni

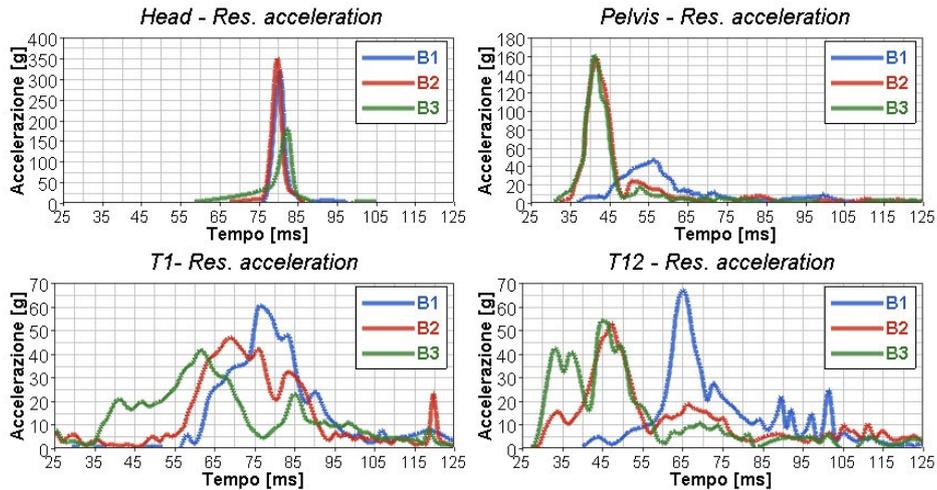


Figura 37 – Profili B: urto a 30km/h – curve di accelerazione

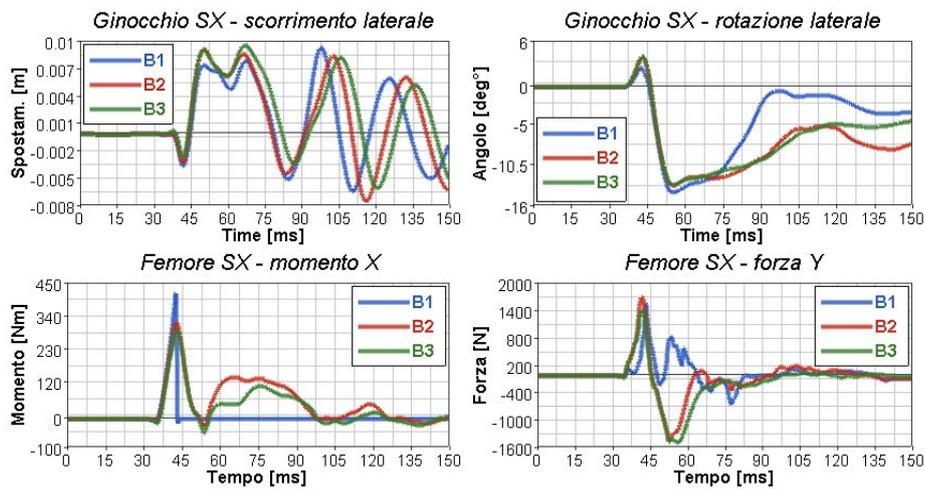


Figura 38 – Profili B: urto a 30km/h – sollecitazioni ginocchio e femore sinistro

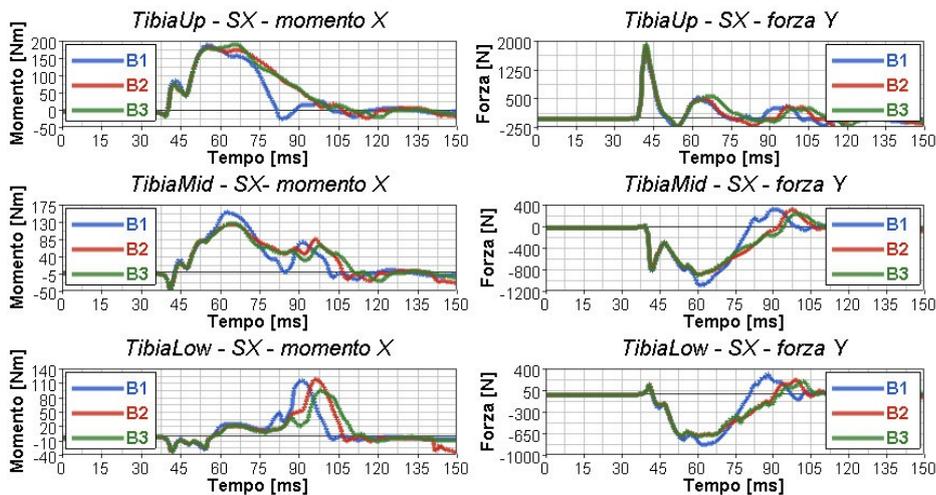


Figura 39 – Profili B: urto a 30km/h – momenti e forze su tibia sinistra

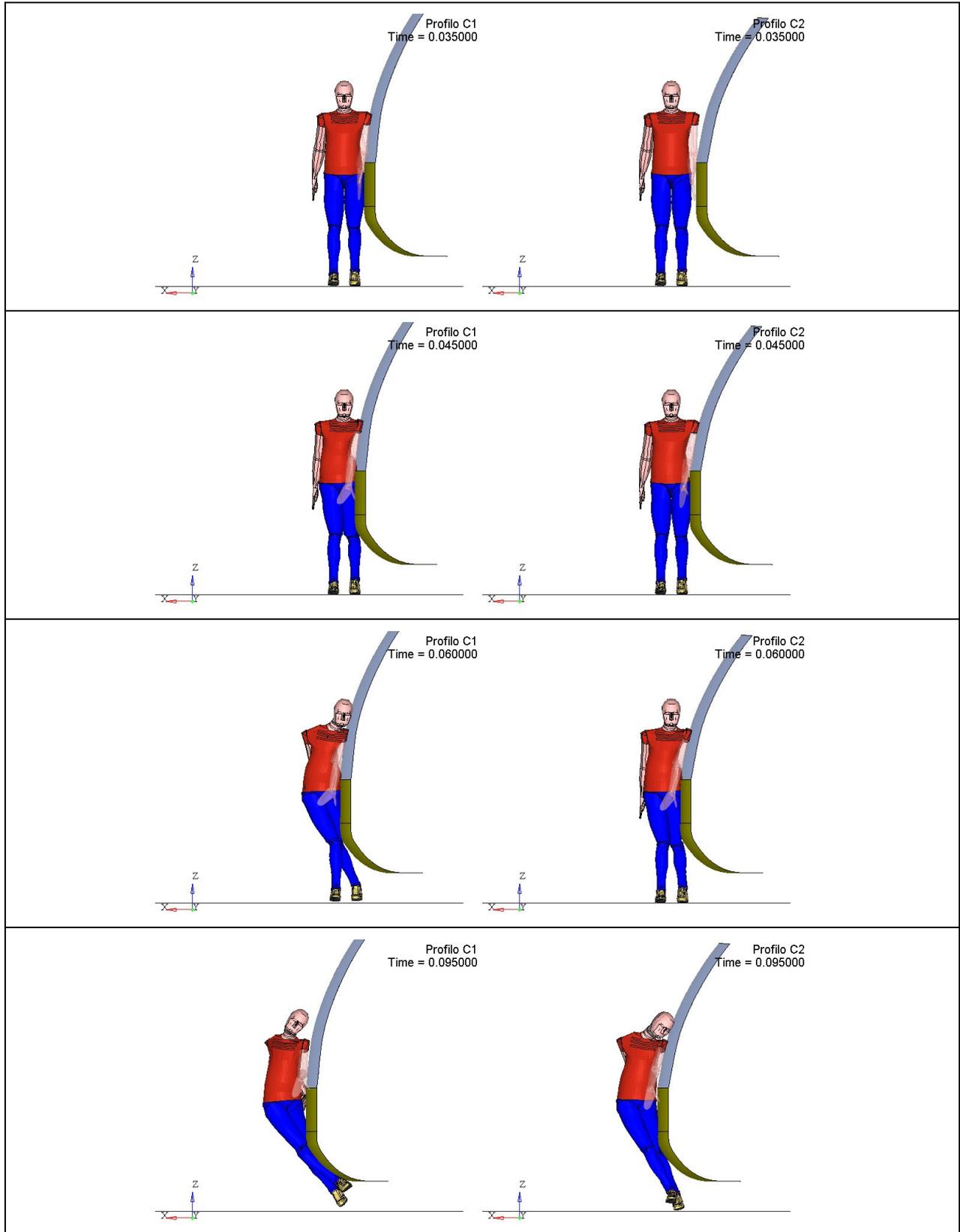


Figura 40 – Profili C: urto a 30km/h – animazioni

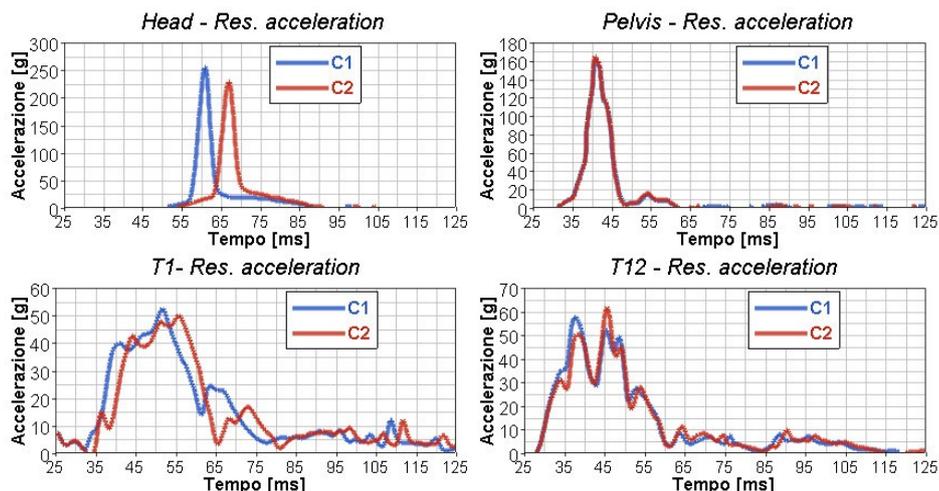


Figura 41 – Profili C: urto a 30km/h – curve di accelerazione

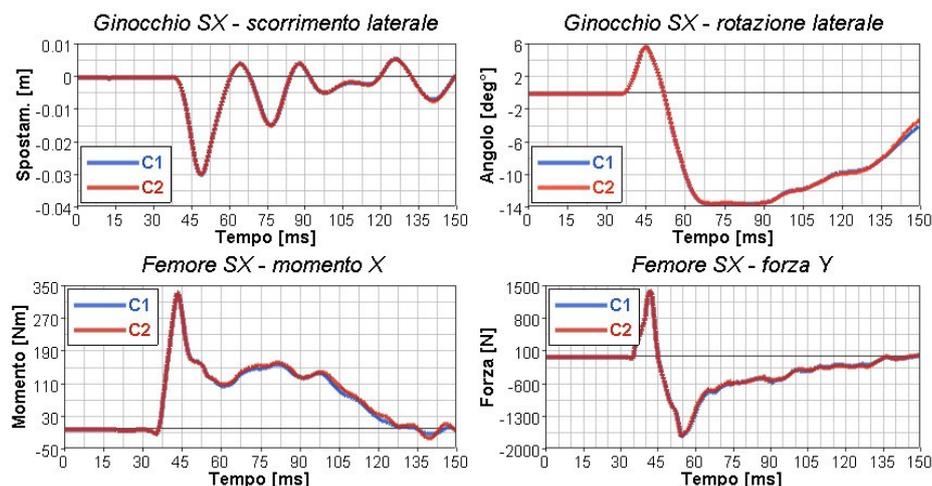


Figura 42 – Profili C: urto a 30km/h – sollecitazioni ginocchio e femore sinistro

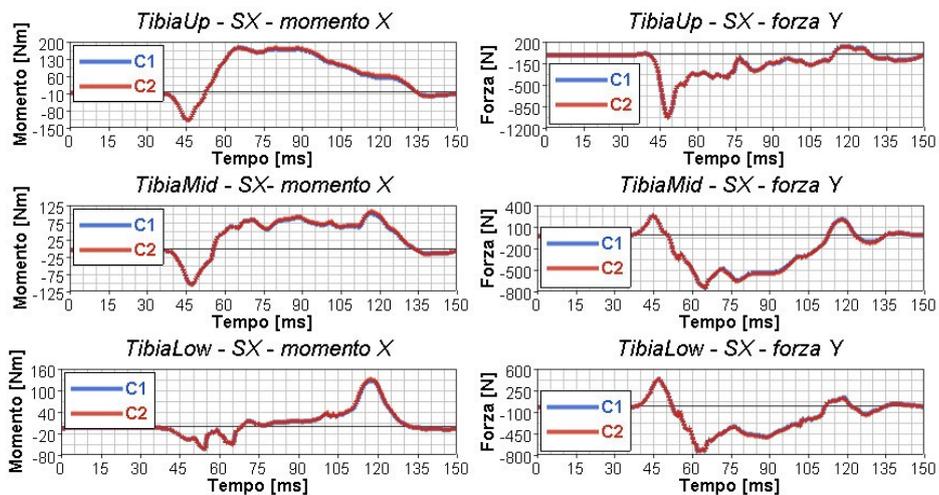


Figura 43 – Profili C: urto a 30km/h – momenti e forze su tibia sinistra

2.3.4 Riepilogo e conclusioni investimento a 30km/h

L'investimento a 30km/h risulta in generale un evento traumatico per il pedone che riporta lesioni gravi alla testa, alla cassa toracica e al bacino oltre che agli arti inferiori. I valori ottenuti per i criteri di lesione sono riepilogati in Figura 44.

| Criteri di lesione | | Valori limite | A | | | B | | | C | |
|------------------------|-------------|---------------|---------|---------|---------|---------|---------|--------|---------|---------|
| | | | A1 | A2 | A3 | B1 | B2 | B3 | C1 | C2 |
| HIC15 | | 1000 | 2842,40 | 2439,10 | 2146,50 | 3420,30 | 3680,20 | 977,96 | 2215,70 | 1815,40 |
| Nij | NTE | 1 | 0,16 | 0,27 | 59,19 | 0,06 | 0,26 | 0,42 | 0,25 | 0,41 |
| | NTF | 1 | 0,01 | 0,03 | 0,03 | 0,02 | 0,02 | 0,05 | 0,01 | 0,01 |
| | NCE | 1 | 0,03 | 0,04 | 0,04 | 0,06 | 0,07 | 0,11 | 0,10 | 0,10 |
| | NCF | 1 | 0,04 | 0,05 | 0,05 | 0,11 | 0,02 | 0,08 | 0,03 | 0,03 |
| VC (laterale) | VCRib2L | 1m/s | 1,78 | 1,57 | 0,06 | 1,26 | 0,05 | 1,05 | 1,49 | 1,36 |
| | VCRib3L | 1m/s | 2,05 | 1,99 | 1,65 | 1,53 | 0,17 | 1,48 | 2,01 | 1,89 |
| | VCRib4L | 1m/s | 2,52 | 2,31 | 2,04 | 1,81 | 0,45 | 1,05 | 2,41 | 2,10 |
| Bacino acc. Max | | 130g | 139,40 | 154,60 | 154,60 | 48,90 | 160,10 | 163,10 | 164,90 | 167,30 |
| Femore | Momento | 430Nm | 317,9 | 222,4 | 211,2 | 430,0 | 323,5 | 298,2 | 336,8 | 336,5 |
| | Taglio | 6000N | 1799,0 | 1781,6 | 1168,4 | 1579,8 | 1732,6 | 1469,6 | 1420,2 | 1418,7 |
| Tibia (Up) | Momento | 285Nm | 216,4 | 220,3 | 224,7 | 193,2 | 186,0 | 195,0 | 183,1 | 182,0 |
| | Taglio | 4000N | 2617,5 | 2743,4 | 2782,4 | 1858,9 | 1924,2 | 1970,7 | 1108,1 | 1108,1 |
| Ginocchio | Scorrimento | 6mm | 11,0 | 17,4 | 22,6 | 8,0 | 9,3 | 9,7 | 29,8 | 29,7 |
| | Rotazione | 19° | 15,1 | 15,4 | 15,4 | 14,1 | 13,2 | 13,1 | 5,8 | 5,8 |

| | | | | | | | | | |
|---------------------|------------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| Acc. Max [g] | Testa | 311,40 | 290,80 | 261,30 | 324,80 | 355,60 | 184,10 | 259,30 | 233,20 |
| | Torace T1 | 49,30 | 48,30 | 49,70 | 61,20 | 47,60 | 42,40 | 53,10 | 50,70 |
| | Torace T12 | 70,70 | 64,60 | 65,90 | 67,86 | 53,80 | 54,80 | 58,40 | 62,60 |
| | Bacino | 139,40 | 154,60 | 154,60 | 48,90 | 160,10 | 163,10 | 164,90 | 167,30 |

Figura 44 – Riepilogo valori biomeccanici impatti a 30km/h

Per quanto riguarda la testa, l'unico profilo che non fa registrare a questa velocità valori superiori al limite è il B3 per il quale la combinazione di spinta in avanti del corpo dal torace in giù e posizione del cristallo arretrato rispetto al punto di appoggio della spalla sinistra, porta ad avere una velocità relativa della testa al momento dell'impatto di soli 19.4km/h.

Si ricorda che i risultati di HIC sin qui ottenuti sono basati sull'ipotesi più conservativa, ovvero quella di un parabrezza che non si rompe; qualora per velocità comprese tra 25-30km/h ciò dovesse avvenire, il parametro di lesione della testa non supererebbe il valore critico in nessuno dei casi analizzati.

Per quanto riguarda il torace, il profilo che causa la minore sollecitazione è il B2 che favorisce il contatto nella sola zona del bacino e della spalla.

Il bacino è molto sollecitato in quasi tutti i casi con un peggioramento soprattutto per i frontali piatti e verticali: i valori di accelerazione rilevati sono ampiamente sopra la soglia. Unica eccezione è il caso B1 dove questa parte del corpo non viene impattata direttamente dal frontale.

Le estremità inferiori presentano al solito valori di forze e momenti molto elevati; nel profilo B1 si verifica addirittura la frattura del femore, questo a causa della “mensola” che urta il pedone al di sotto del bacino. Il valore di soli 8mm per lo scorrimento a taglio del ginocchio per questo caso potrebbe essere affetto da questa rottura.

Si ricorda qui che nelle simulazioni i pannelli del frontale di tram sono stati considerati rigidi. Nella realtà un minimo di cedevolezza di queste parti è presente: i valori di accelerazione del bacino e di forza/momento sulle estremità inferiori potrebbero essere quindi più bassi di quelli rilevati a calcolo.

2.4 Riepilogo e conclusioni urti primo impatto contro pedone in posizione centrale

Dall’analisi dei risultati fin qui ottenuti emergono alcune considerazioni.

Quando l’urto avviene a 10km/h o a 20km/h il pedone non riporta in generale lesioni serie indipendentemente dalla geometria del profilo; solo le estremità inferiori, in particolare le ginocchia, sembrerebbero riportare qualche danno, peraltro lieve. Questa affermazione ovviamente è limitata ai soli casi analizzati. Si ricorda inoltre che nei modelli utilizzati nelle simulazioni non sono presenti elementi sporgenti come ad esempio il tergicristallo che in alcuni tram ha il perno dello snodo a vista, non coperto dal pannello e collocato proprio al di sotto del bordo inferiore del vetro. Questo elemento è molto rigido e se colpito con la testa, anche a basse velocità, potrebbe causare dei danni.

A partire dai 30km/h invece testa, torace, bacino subiscono delle lesioni severe o gravi. Poiché questi danni sono presenti in quasi tutti i casi studiati verrebbe da pensare che anche per questa velocità di investimento la geometria del profilo è ininfluente, nel senso che nessuno dei profili analizzati sembrerebbe essere migliore di altri. Fa eccezione il B3 che però non corrisponde a nessun frontale reale ed è stato inserito nell’analisi semplicemente come caso estremo della posizione in Z della mensola frontale; il pannello superiore molto alto e poco inclinato rischia però di costituire un ostacolo alla visibilità del conducente.

In realtà le analisi svolte hanno messo in evidenza alcuni elementi su cui è importante intervenire per mitigare le lesioni nell’intervallo di velocità considerato (10÷30km/h).

Per quanto riguarda la testa:

- i profili più aggressivi risulterebbero quelli che posseggono contemporaneamente un elemento sporgente sul frontale, ovvero B1 e B2, e cristallo avanzato in direzione X;
- nel medesimo gruppo di profili A e C, quelli che posseggono un cristallo più inclinato e quindi un punto di impatto più arretrato per la testa fanno registrare valori di HIC più bassi;
- i profili C, pur avendo un cristallo in posizione più avanzata in X rispetto ai profili A fanno registrare valori di accelerazione della testa, e quindi HIC, più bassi. La spiegazione è da

ricercarsi nel fatto che i profili A essendo più inclinati favoriscono la rotazione del pedone verso il frontale, fenomeno più evidente ad alte velocità;

Per ridurre le lesioni alla testa i risultati suggeriscono alcune strade da percorrere:

- 1) favorire la rottura del cristallo frontale così come avviene per il parabrezza delle autovetture;
- 2) compatibilmente con la visibilità del conducente, posizionare il cristallo in posizione più arretrata possibile in modo da evitarne il contatto diretto o ritardare l'impatto a quando la velocità relativa della testa è ridotta;
- 3) dirottare l'impatto della testa verso altre zone del frontale come i pannelli superiori dei quali è possibile modificare la rigidità eventualmente ricoprendo la superficie con materiali più idonei a dissipare l'energia cinetica;
- 4) evitare profili che consentono eccessive rotazioni del pedone verso il frontale poiché questo si traduce in velocità relative della testa più elevate al momento dell'impatto.

La proposta al punto 1 può essere realizzata riducendo lo spessore del vetro. Tuttavia un cristallo esile potrebbe mettere a rischio il conducente del tram durante gli incidenti contro i mezzi pesanti disposti trasversalmente sulle rotaie o durante scontri frontali con altri tram.

Per i punti 2 e 4, l'analisi svolta sui profili di tipo A ha inoltre messo in evidenza l'importanza della distanza in direzione X tra il punto di impatto della spalla e quello della testa. Questi due punti non dovrebbero essere né troppo ravvicinati, in quanto la testa andrebbe ad urtare il cristallo quando la sua velocità relativa è ancora alta, né troppo distanziati per evitare danni al collo. Inoltre il punto di impatto della spalla non dovrebbe essere in generale troppo distante da quello della parte inferiore del corpo.

Per quanto riguarda il bacino, per ridurre la sollecitazione occorre avere profili che coinvolgano contemporaneamente anche le estremità inferiori in modo da redistribuire la forza di primo contatto. Tuttavia anche tra i casi di profili analizzati in cui questo accorgimento è presente, i risultati dimostrano che a 30km/h i valori di accelerazione per questa parte del corpo risultano essere sempre più alti del valore limite. Una leggera inclinazione del profilo all'altezza del bacino potrebbe diminuire il valore di picco a scapito però di un aumento dell'accelerazione della testa e della sollecitazione del torace causato da una maggiore rotazione all'indietro del pedone.

L'inserimento di schiume in questa zona potrebbe essere risolutivo per limitare i carichi.

Per quanto concerne il torace invece conviene non avere frontali troppo verticali in quest'area; evitare completamente un suo coinvolgimento nell'urto come avviene per i profili B1 e B2 potrebbe essere una soluzione efficace ma significherebbe mettere a rischio maggiormente la testa, soprattutto quando il cristallo è in posizione avanzata.

Infine per le estremità inferiori, la condizione ideale è rappresentata da un profilo praticamente verticale dal femore alla tibia. L'articolazione del ginocchio tuttavia non risulterebbe protetta da una

simile configurazione a causa dell'elevata rigidità dei pannelli. Occorrerebbe garantire in questa zona un minimo di deformabilità così come avviene per il paraurti delle auto, in modo da consentire una traslazione di tutto l'arto senza che avvengano movimenti relativi tra la parte alta e quella bassa della gamba.

A partire dai profili analizzati si è deciso di inserire alcuni degli interventi sopra indicati al fine di valutarne l'effettiva efficacia. Queste verifiche sono state effettuate contemporaneamente alle velocità di 20km/h e di 30km/h. Gli interventi volti al mitigare le lesioni alla testa del pedone a 30km/h, come vedremo, non sortiscono infatti lo stesso effetto nel caso di investimento a 20km/h. Quest'ultima rimane comunque la velocità principale a cui garantire l'incolumità del pedone essendo quella che il conducente deve mantenere nei tratti di avvicinamento alle fermate e in prossimità degli attraversamenti dove statisticamente gli investimenti dei pedoni avvengono con più frequenza.

A 30km/h la testa del pedone 50esimo%ile urta sempre il parabrezza indipendentemente dall'altezza del suo bordo inferiore (1000÷1400mm) e dalla geometria del frontale. Per limitare le lesioni l'unico intervento efficace a questa velocità consiste nell'arretrare il più possibile, compatibilmente con la visibilità del conducente e l'ergonomia del posto di guida, il cristallo frontale. Questo è un risultato importante tenuto conto che per questo componente non esistono altri fattori su cui agire.

A 20m/h la testa del pedone potrebbe non urtare il parabrezza specie quando questo è stato posto in posizione molto arretrata per mitigare le lesioni a 30km/h. In quest'ultimo caso l'impatto (se avviene) sarà contro il pannello superiore per il quale occorrerà predisporre degli opportuni accorgimenti data l'estrema rigidità della zona.

Per quanto riguarda torace e bacino invece, gli interventi sulla geometria del profilo a 30km/h per attenuare le entità delle lesioni riportate consentono una loro ulteriore riduzione per investimenti a velocità inferiori.

Il profilo sottoposto a modifiche è l'A1. Questo caso non causa particolari problemi al pedone alle velocità di 10 e 20km/h: i valori per i criteri di lesione sono infatti tutti al di sotto dei limiti. A partire dai 30km/h, come già visto, testa, torace e bacino riportano lesioni severe o gravi.

Come primo step il cristallo frontale è stato arretrato di 80mm e inclinato di 15° (Figura 45): questo intervento da solo ha consentito di abbassare il valore di HIC da 2842.4 a 893.6 a 30km/h, mentre per tutti gli altri criteri di lesione i valori rimangono quelli riportati nella tabella di Figura 44. La medesima soluzione fa però registrare alla velocità di 20km/h un valore di HIC pari a 601 contro i 439 del caso base (Figura 20). Il motivo del peggioramento è da ricercarsi nella presenza del gradino all'altezza del bordo inferiore del cristallo contro il quale va ad urtare la testa quando il corpo si sta ormai allontanando. Inclinando questa parte di 41° (angolo massimo compatibile con l'altezza in Z

del punto di impatto della spalla dal piano del ferro), la testa sfiora la maschera urtandola solo nella fase finale (Figura 46): il valore di HIC è ora di soli 38.2.

Essendo il pannello superiore quasi verticale, i valori per il criterio VC risultano per velocità di impatto di 30km/h superiori al limite di 1m/s. Per abbassare questi valori due sono le strade percorribili: intervenire sulla rigidità locale del pannello oppure aumentarne l'inclinazione. Entrambi gli interventi migliorano la prestazione anche a velocità inferiori.

Nel primo caso occorre scegliere materiali flessibili che consentano deformazioni locali, con un occhio di riguardo agli spazi sottostanti disponibili, oppure mantenere materiali rigidi ricoperti di schiume in grado di assorbire l'energia cinetica.

Nel secondo caso occorre tenere presente che una maggiore inclinazione del pannello può determinare per velocità inferiori a 30km/h lo spostamento della zona di impatto testa dal parabrezza alla parte superiore del pannello, per il quale potrebbe rendersi necessario un intervento sulla rigidità locale come sopra detto

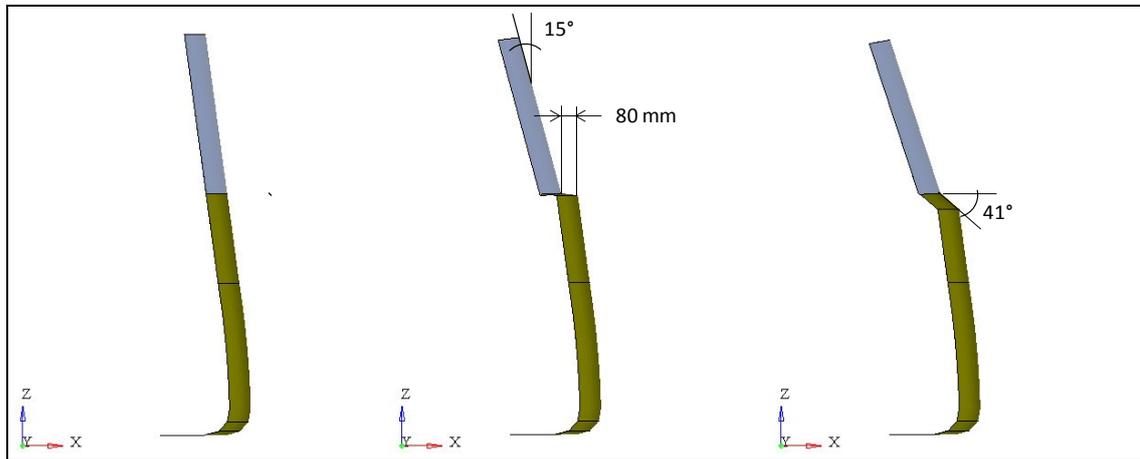


Figura 45 – Evoluzione del profilo A1

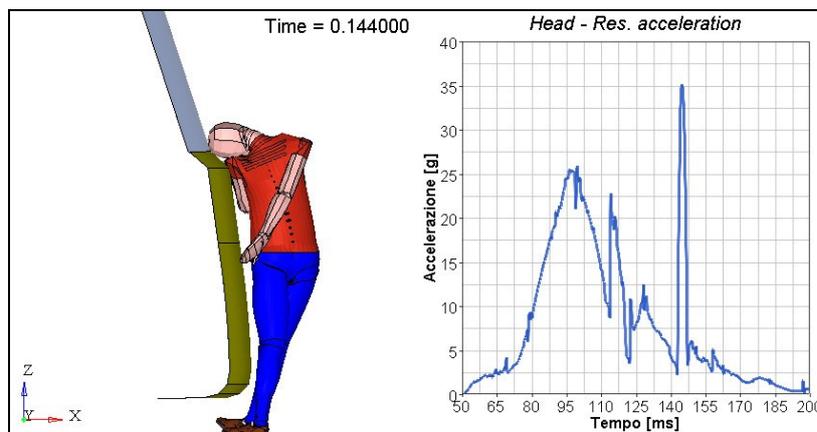
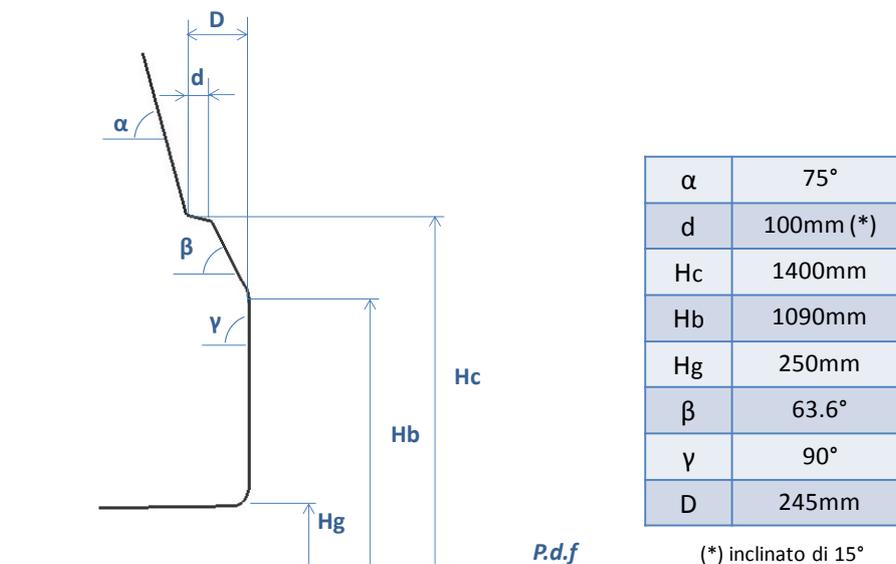


Figura 46 – Profilo A1 modificato: accelerazione della testa a 20km/h

Di seguito viene descritta una variante del profilo precedentemente ottenuto che per comodità d'ora innanzi chiameremo con la sigla V01. Le modifiche apportate sono le seguenti:

- il pannello superiore è stato maggiormente inclinato per limitare i valori di VC;
- il pannello inferiore è stato reso verticale fino all'altezza del bacino;
- il cristallo è stato arretrato di ulteriori 20mm

Gli ultimi due interventi sono stati inseriti per limitare la velocità relativa della testa al momento dell'impatto.



| | | 20km/h | 30km/h |
|------------------------|---------|--------|-----------------|
| HIC15 | | <1000 | 77,3 732,33 |
| VC (laterale) | VCRib2L | <1m/s | 0,25 0,67 |
| | VCRib3L | | 0,33 0,77 |
| | VCRib4L | | 0,31 0,8 |
| Bacino acc. Max | | <130g | 73,52 166,73 |

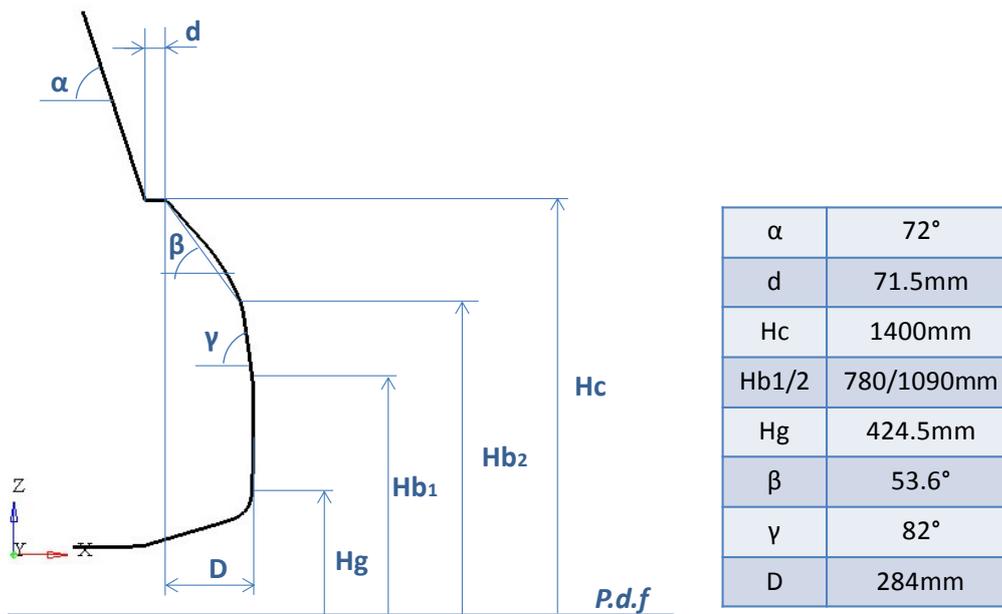
Figura 47 – Profilo V01

La geometria del nuovo profilo è riportata in Figura 47 insieme ai valori ottenuti dalle simulazioni a 20km/h e 30km/h. I parametri per le lesioni al torace sono diminuiti mentre ora a 30km/h l'accelerazione del bacino è aumentata (da 139.4g a 166.7g). Purtroppo a questa velocità di investimento è risultato impossibile portare questo valore al di sotto del target: una soluzione potrebbe essere quella suggerita dal profilo B1, ovvero creare un pannello inferiore sporgente in X fino alla parte alta del femore ma come si è già visto nelle precedenti simulazioni, questo porta a fratture del femore e velocità relative della testa e del torace al momento dell'impatto superiori.

A parte il valore fuori target a 30km/h dell'accelerazione del bacino, tutti gli altri parametri analizzati per questo caso sono al di sotto del limite.

Un'altra variante ottenuta, che d'ora innanzi chiameremo V02, è riportata in Figura 48. Questo profilo è più curvato del precedente e presenta una maggiore inclinazione del pannello a livello del torace e del bacino. Il valore del parametro "D" è ora di 284mm contro i soli 245mm del V01.

La maggiore profondità del V02 sposta il punto di impatto della testa a 10 e a 20km/h al pannello superiore. Poiché quest'ultimo è simulato come elemento molto rigido, il valore di HIC registrato a 20km/h è di 1367 (Figura 48), valore notevole tenuto conto che la velocità relativa della testa al momento dell'impatto calcolata nella direzione del contatto è di soli 12.7km/h. Si è dunque reso deformabile il pannello superiore realizzandolo in alluminio 6016 e con spessore 1.2mm (e ponendolo solo in contatto con la testa). Il picco di accelerazione ottenuto è di 110.24 g per un corrispettivo valore di HIC di 364.85 (Figura 49) e un'intrusione massima di soli 145mm (Figura 50).



| | | | 10km/h | 20km/h | 30km/h |
|------------------------|---------|-------|-----------|----------|--------|
| HIC15 | | <1000 | 124,5 (*) | 1367 (*) | 628,5 |
| VC (laterale) | VCRib2L | | 0,062 | 0,359 | 0,764 |
| | VCRib3L | <1m/s | 0,053 | 0,373 | 0,817 |
| | VCRib4L | | 0,067 | 0,336 | 0,864 |
| Bacino acc. Max | | <130g | 14,27 | 64,02 | 141,6 |

(*) contatto testa con pannello superiore

Figura 48 – Profilo V02

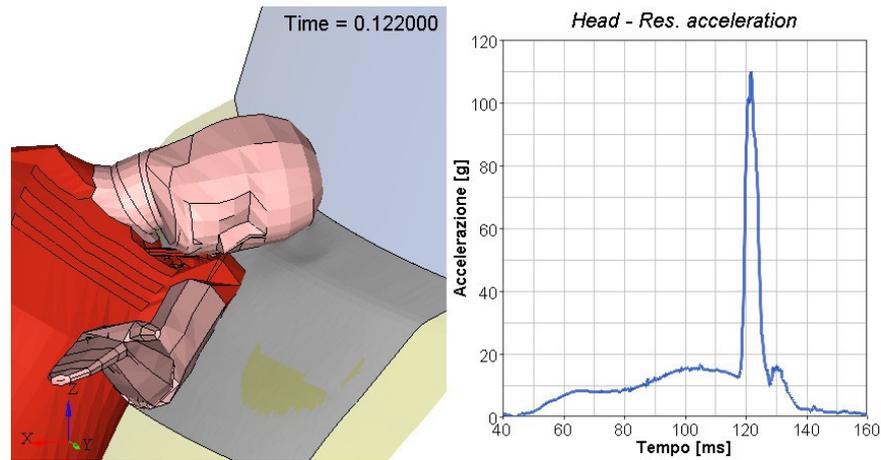


Figura 49 – Profilo V02 con pannello superiore realizzato in alluminio 6016, spessore 1.2mm

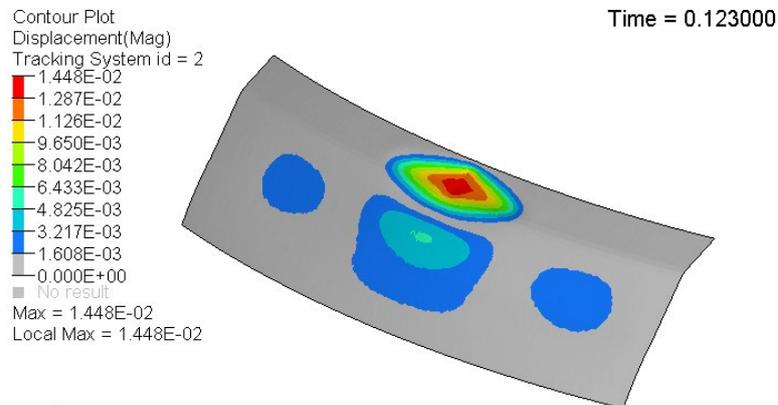


Figura 50 – Mappa spostamenti del pannello superiore in alluminio del profilo V02

Al fine di diminuire la sollecitazione sul bacino, un inserto in schiuma EPP con densità 45g/l e profondità 80mm è stato introdotto in questa zona: l'accelerazione massima del bacino scende a 84.05g, valore inferiore a quello critico (Figura 51) per la velocità di 30km/h.

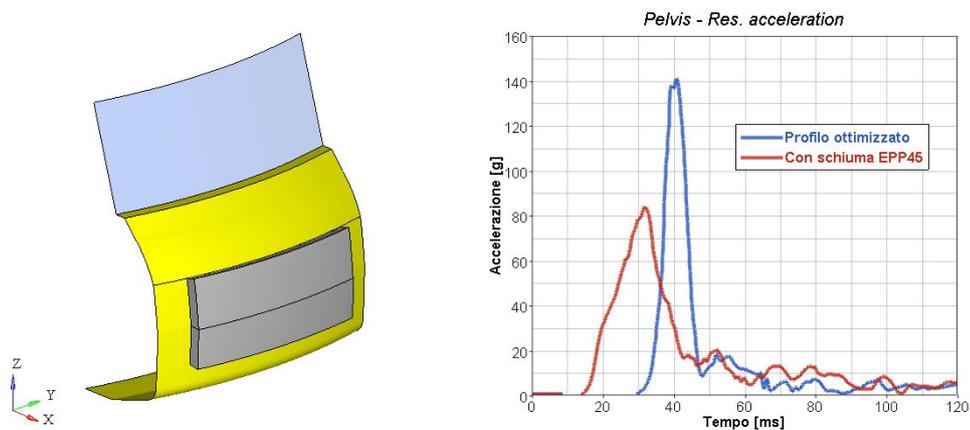


Figura 51 – Curva accelerazione del bacino con e senza inserto frontale in schiuma EPP 45g/l

L'inserimento di elementi schiumati sul frontale è da valutare complessivamente assieme al resto del profilo perché:

- se molto sporgenti, modificano il profilo XZ del frontale (il parametro “D” di Figura 48) interferendo con la visibilità del conducente;
- se efficaci a velocità di 30km/h potrebbero non esserlo a velocità inferiori; la schiuma potrebbe non comprimersi o comprimersi parzialmente venendo così a creare una sorta di gradino che aumenta la rotazione del pedone verso il frontale e l'avvicinamento della testa al cristallo;
- la loro collocazione potrebbe risultare aggressiva nei confronti di altri utenti più deboli quali ad esempio i bambini;

Una diminuzione del carico del bacino potrebbe essere ottenuta anche realizzando il pannello inferiore con materiali più flessibili e con maggiore assorbimento di energia come ad esempio il poliuretano stampato con tecnologia RIM (Reaction Injection Moulding). Occorre in questo caso prestare molta attenzione alla distanza tra gli elementi rigidi sottostanti della struttura, primo fra tutti il respingente, e la superficie del pannello.

Le analisi delle varianti V01 e V02 hanno permesso di identificare le variabili su cui occorre intervenire per limitare i danni al pedone 50esimo%ile: essi sono riepilogati in Figura 47 e Figura 48.

Per il cristallo frontale risultano come più volte detto fondamentali i parametri “ α ” e “d”. L'inclinazione del vetro dovrebbe essere sempre presente e con valore inferiore a 90°: i vetri verticali andrebbero evitati così come quelli con angolo superiore a 90°.

I parametri geometrici “ α ” e “d” sono inoltre strettamente connessi ai parametri “D”, “Hc” e “Hb”. Più è profondo il muso del frontale, ad esempio, e meno è necessario che il cristallo sia arretrato. Il parametro “Hb” definisce il punto di impatto in Z rispetto all'altezza del bacino: se inferiore (<890mm), il pedone tenderà a ruotare all'indietro e i valori di “ α ” e “d”, a parità degli altri parametri, dovranno essere maggiori per limitare le lesioni alla testa.

Il valore di “Hc” definisce l'altezza in Z del bordo inferiore del cristallo. Per “Hc” di 1400 mm distanze “d” di 80÷120mm e inclinazioni “ α ” del vetro di 15°÷20° hanno consentito di ottenere HIC<1000 anche per velocità di investimento di 30km/h.

L'angolo “ β ” definisce l'inclinazione del pannello superiore: le analisi dimostrano che al fine di ridurre le lesioni alla testa è importante arrestare in tempi brevi la rotazione del torace e quindi della spalla. Tuttavia profili troppo verticali in questa zona favoriscono le lesioni al torace. Anche per questo parametro dunque è necessario giungere ad un compromesso.

Infine il parametro “Hg” definisce la distanza del bordo del pannello inferiore dal piano del ferro: per le simulazioni si è visto che usare un valore massimo di 425 mm, corrispondente a urtare le estremità inferiori a circa 50÷60 mm al di sotto del ginocchio, è sufficiente a limitare i danni a questa

articolazione anche se non è stato possibile portare i parametri biomeccanici per questa parte al di sotto dei valori limite agendo solo sulla geometria.

I valori riportati per i parametri geometrici individuati sono puramente indicativi in quanto mancano per la loro corretta determinazione almeno due fattori fondamentali per la progettazione del frontale di un tram: i criteri per la visibilità del conducente (principalmente la posizione di guida per i vari percentili e il layout della consolle) e la posizione in X e in Z del respingente.

A titolo puramente indicativo si è sovrapposto il profilo del frontale V02 a quello del Sirio Goteborg (immagine presa dal sito di Argos Engineering S.r.l): la maggiore profondità di 70mm a livello dell'altezza bacino del primo caso potrebbe essere accettabile (Figura 52).

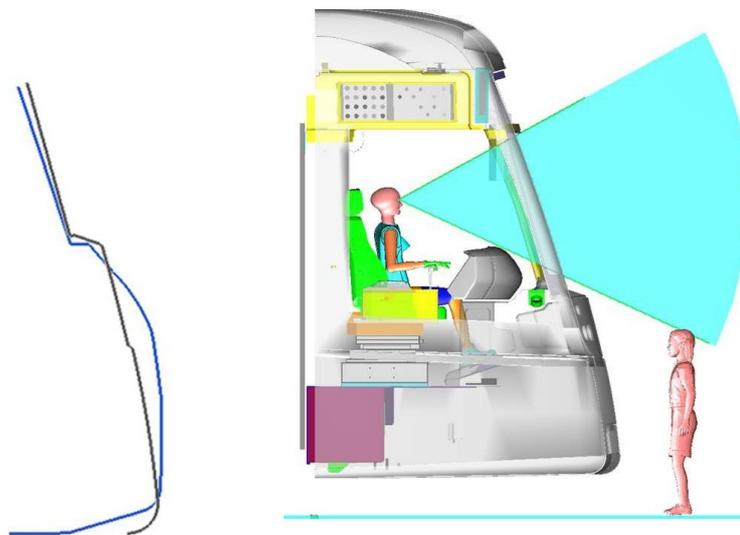


Figura 52

Per valori dell'altezza del bordo inferiore del cristallo "Hc" minori di 1400mm (si ricorda qui che il valore più basso individuato è di 1000mm), gli stessi valori precedentemente individuati sono difficilmente replicabili, poiché per questi profili la sola inclinazione del parabrezza deve garantire la distanza minima in X tra il punto di impatto della spalla e quello della testa. Al tal proposito si veda l'esempio riportato in Figura 53. Per questo profilo che ricorda vagamente quello dell' Alstom Citadis X05, a 20km/h i valori dei criteri di lesione ottenuti per testa, torace e bacino soddisfano i target; a 30 km/h il valore di HIC è ampiamente sopra i 1000. Inclinando di ulteriori 10° il cristallo, questo valore non solo non diminuisce ma anzi aumenta perché contemporaneamente si è allontanato in direzione X il punto di impatto della spalla (oltre che maggiormente inclinato il suo piano d'appoggio), consentendo una maggiore rotazione all'indietro del corpo del pedone. Un secondo tentativo è stato fatto introducendo una doppia inclinazione al vetro: il valore di HIC ora scende ma rimane sempre superiore a 1000.

E' parere dell'autrice della presente tesi che da questo punto di vista i profili XZ con "Hc" superiori a 1350mm siano da preferirsi. Non solo perché consentono di limitare le lesioni anche a velocità di

30km/h ma anche perché presentano ottime potenzialità di risultare meno aggressivi nei confronti di altri utenti più deboli della strada come i bambini, i 5%ili e i ciclisti non contemplati nella presente tesi (Figura 55).

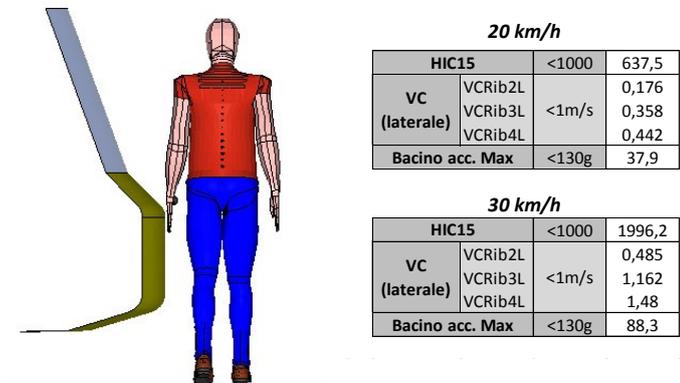


Figura 53

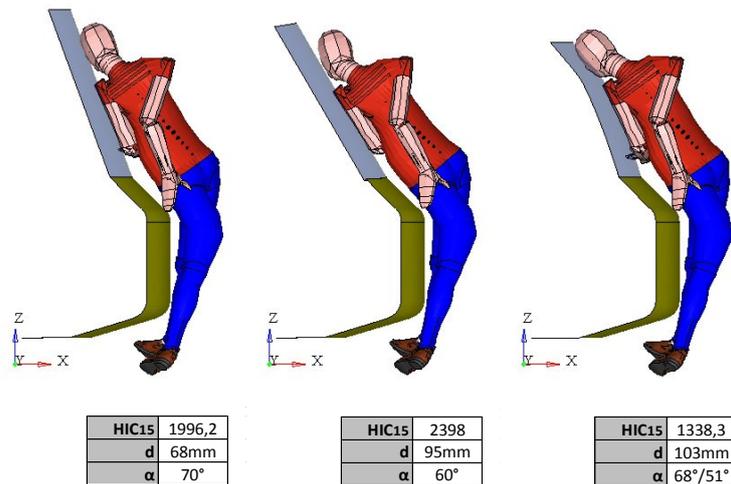


Figura 54 – Interventi effettuati al fine di diminuire il valore di HIC per un profilo con Hc=1000mm

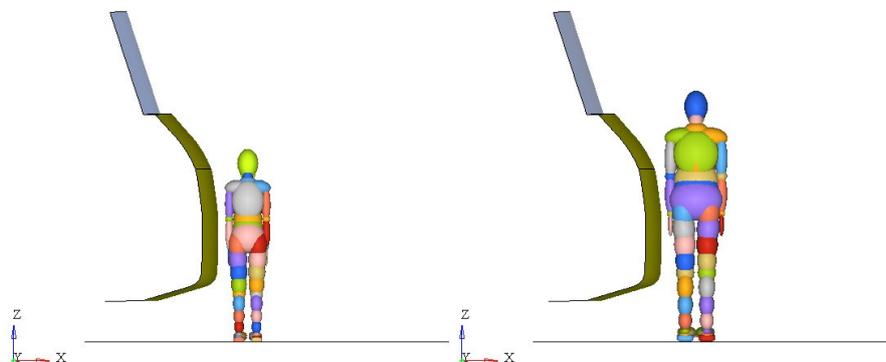


Figura 55 – Profilo V02 ottimizzato affiancato a manichino bambino 6 anni, a sinistra, e a manichino 5%ile donna, a destra.

Non è detto che non sia possibile ottenere analoghi risultati o addirittura risultati migliori partendo da altri tipi di profili, anche da quelli non analizzati. Quello che si è voluto qui dimostrare è che è possibile individuare degli accorgimenti che riducono l'aggressività nei confronti degli utenti più deboli della strada anche per veicoli come i tram.

3 Urti laterali

Più frequentemente l'investimento avviene quando il pedone ha appena intrapreso l'attraversamento della strada, ovvero quanto si trova in posizione laterale rispetto al frontale del tram.

L'urto perfettamente centrale infatti ha una probabilità minore di avvenire perché il conducente ha in questo caso più tempo per reagire e azionare il freno di emergenza.

In questo paragrafo vengono analizzati i risultati relativi all'urto "offsettato" del pedone contro un tram avente frontale con profilo XZ di tipo A e viaggiante alla velocità di 30km/h; in particolare vengono valutati gli effetti della geometria del profilo in pianta (profilo XY) e della geometria del montante del cristallo.

Per quanto riguarda il modello utilizzato per le simulazioni, sulla base di disegni e immagini reperiti in rete viene realizzato un modello simile al frontale del tram Sirio Göteborg di AnsaldoBreda (Figura 56).

La scelta di questo frontale è stata determinata da due fattori:

- un profilo in pianta (profilo XY) quasi piatto;
- presenza sullo spigolo di un montante esterno.

La modellazione è stata effettuata con i medesimi criteri utilizzati per la realizzazione dei modelli descritti nel Capitolo III. Il montante è stato considerato rigido come il resto dei pannelli; solo per il cristallo è stata inserita la caratteristica di contatto deformabile.



Figura 56– Modello ad elementi “facet” del frontale utilizzato per gli urti “offsettati”

3.1 Risultati confronto profilo XY piatto vs profilo XY curvo

Se si esclude la zona del montante laterale, nel caso di un frontale XY piatto qualsiasi posizione del manichino comporta risultati confrontabili con quelli ottenuti nella posizione $Y=0$, così come dimostrato nella già citata tesi “Protezione dei passeggeri, del conducente e del pedone per un veicolo urbano su rotaia” di F. Pistocchini e M. Pirola. I risultati per questo caso non verranno quindi di seguito riportati.

Se però si inserisce una curvatura nel piano XY della superficie della maschera, il comportamento del pedone investito cambia. In questo caso esso viene spinto non più frontalmente ma lateralmente, verso l'esterno veicolo. Maggiore è la curvatura, più accentuato risulterà questo comportamento anche per posizioni prossime a quella centrale. Questo fa sì che i valori dei parametri biomeccanici relativi a testa, torace e bacino varino, non necessariamente verso valori inferiori rispetto al caso con medesimo profilo XZ ma piatto. Per la diversa cinematica la testa, ad esempio, potrebbe andare a urtare componenti diversi oppure il torace potrebbe urtare non più lateralmente ma frontalmente con conseguente maggiore compressione dello sterno.

Per dimostrare quanto affermato è stata inserita nel modello base una curvatura nel piano XY (Figura 57). Il confronto è stato effettuato a parità di posizione relativa Y del pedone e di velocità di impatto (30km/h).

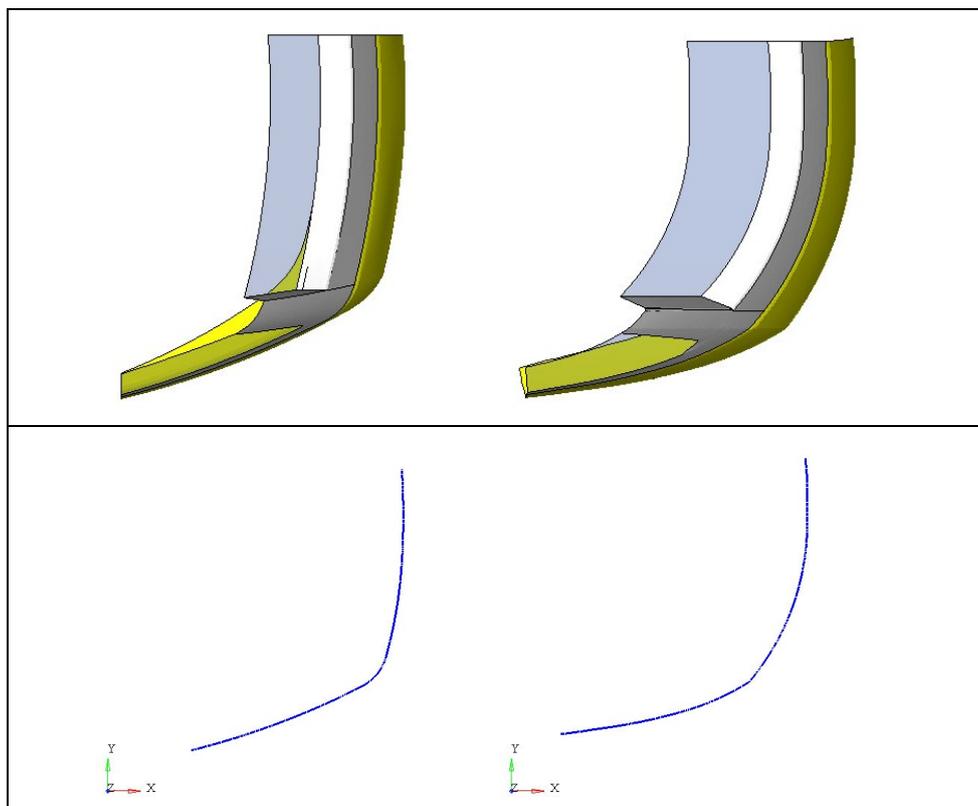


Figura 57 – Confronto tra maschera base con profilo piatto (a sinistra) e medesima maschera ma con profilo curvo (a destra)

Prendiamo il caso di un pedone posto a distanza $Y=-800\text{mm}$ dalla mezzeria. In Figura 58 sono riportati alcuni istanti delle animazioni relative alle due simulazioni poste a confronto.

La spinta verso l'esterno del pedone non è molto evidente se non al termine del fenomeno stesso. Interessante notare come il profilo più arcuato faccia ruotare il torso del pedone in senso antiorario, verso il pannello. Questa rotazione risulta tanto più accentuata quanto più il profilo della maschera è localmente curvato; per curvatures elevate le simulazioni hanno messo in evidenza casi in cui il pedone urta il cristallo o il pannello superiore non più con la parte laterale della testa ma con la faccia.

La differente cinematica del manichino causata dal caso con profilo XY piatto risulta evidente ponendo a confronto le curve di accelerazione della testa, della vertebra T1 e del bacino come visibile nella Figura 59, Figura 60 e Figura 61: nel presente esempio si verifica la diminuzione del picco in tutte le curve. In particolare la diminuzione dell'accelerazione del bacino è un risultato ottenuto in tutti i casi simulati.

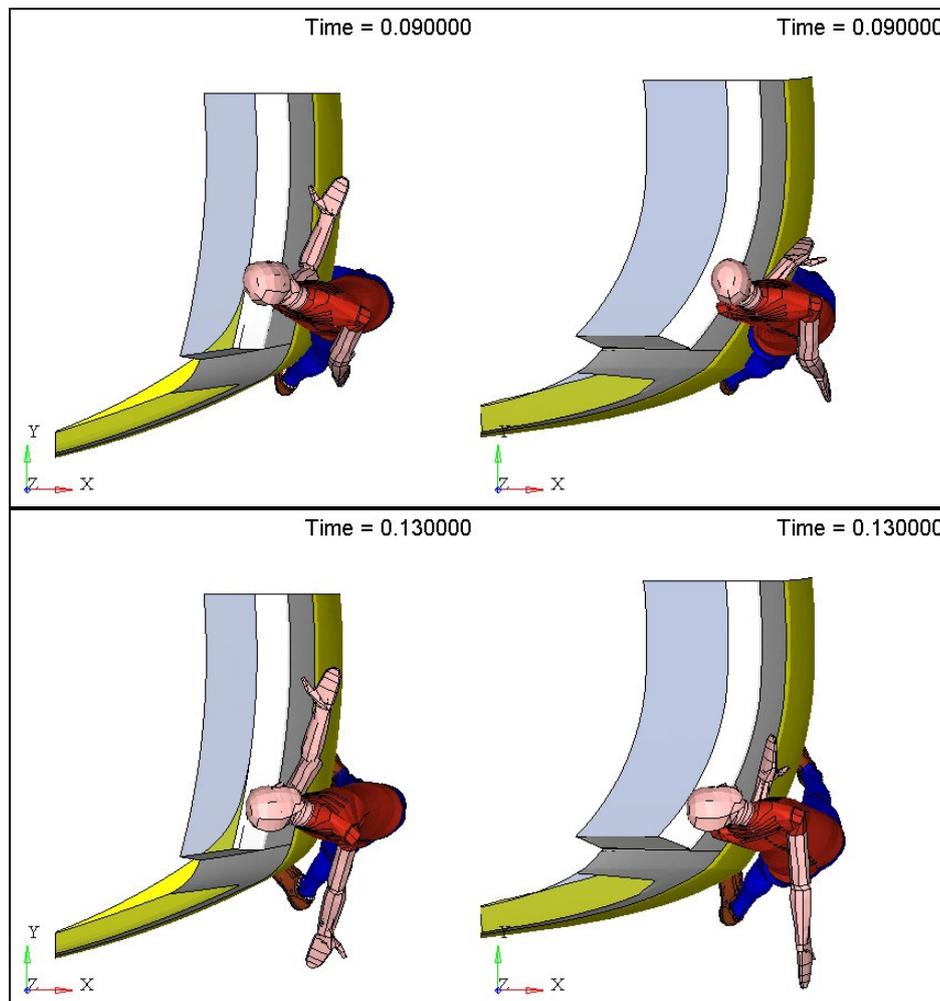


Figura 58 – Confronto tra le animazioni effettuate nel medesimo istante: a sinistra profilo XY piatto; a destra curvo

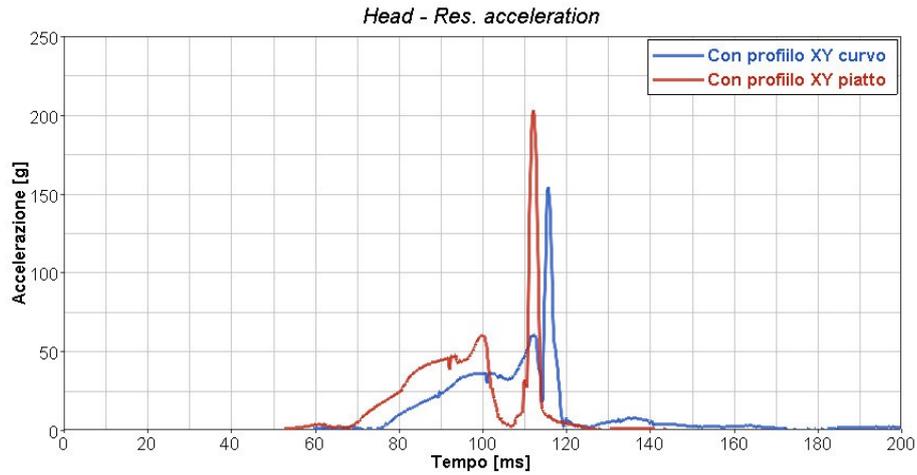


Figura 59 – Profilo XY curvo vs piatto: curve accelerazione testa

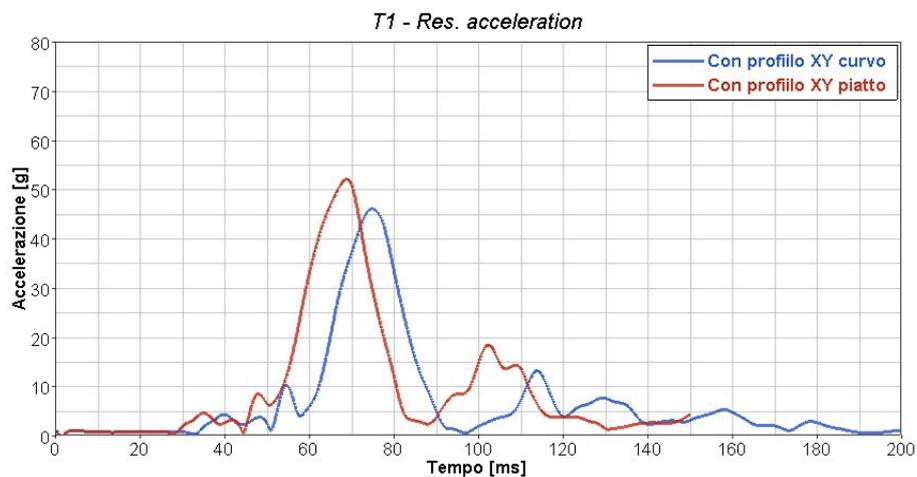


Figura 60 – Profilo XY curvo vs piatto: curve accelerazione torace T1

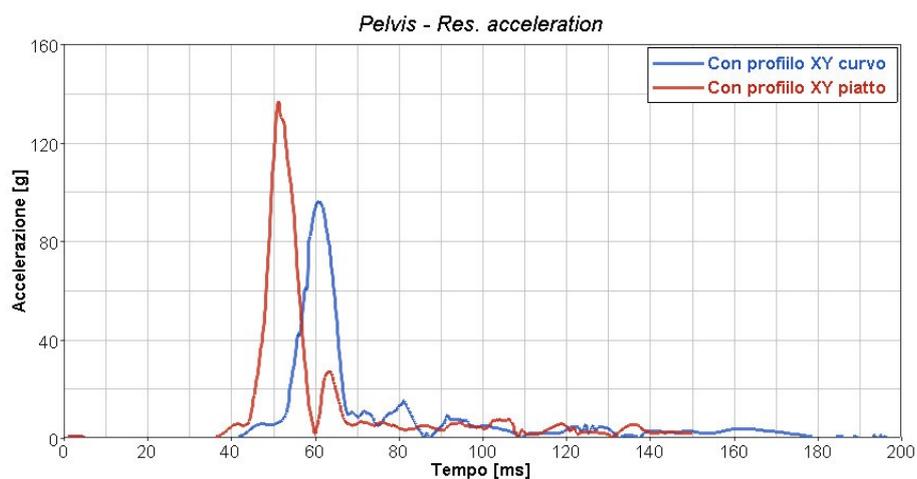


Figura 61 – Profilo XY curvo vs piatto: curve accelerazione bacino

Se si decide di realizzare una testata con un profilo in pianta non piatto, è necessario dunque ripetere la procedura per individuare i parametri riportati in Figura 48 anche per i profili ottenuti a sezioni aventi quote $Y \neq 0$ (Figura 62). Solo in questo modo è possibile determinare una geometria che consenta di rispettare i limiti biomeccanici su tutta la superficie del frontale. Questi profili andranno poi verificati a tutte le velocità di investimento.

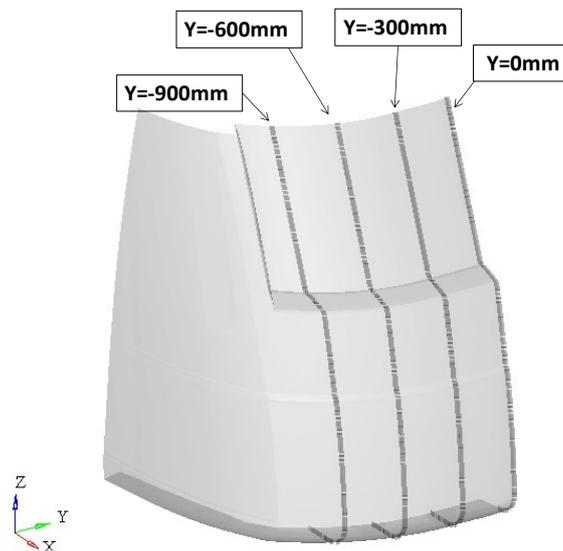


Figura 62 – Profili XZ da verificare a differenti quote Y; il passo di 300mm è stato scelto in base alla dimensione del manichino

Come esempio di applicazione di quanto appena detto, un frontale curvo è stato realizzato facendo traslare il profilo A1 ottimizzato per l’impatto a $Y=0$ lungo la curva visibile in Figura 63. Sono state fatte delle verifiche a $Y=-500\text{mm}$ e $Y=-1000\text{mm}$ alle velocità di 20km/h e 30km/h .

In Figura 64 sono riepilogati i risultati ottenuti e posti a confronto con il medesimo profilo XZ a $Y=0$. I valori sono in generale differenti rispetto al caso di riferimento a ulteriore dimostrazione che l’inclinazione locale del frontale modifica la cinematica dell’urto. In particolare essi sembrerebbero suggerire che a $Y=-500\text{mm}$ il parabrezza è più lontano dal punto di impatto della spalla; viceversa per gli urti a $Y=-1000\text{mm}$. La spiegazione salta all’occhio osservando la Figura 65: premettendo che già a $Y=0$ la spalla del pedone non è perfettamente a 90° rispetto alla maschera per via della posizione iniziale prescelta, a seconda della curvatura locale la testa ruota nello stesso piano della spalla ($Y=-500$) o in un piano ruotato rispetto ad esso ($Y=-1000\text{mm}$).

In ogni caso i valori per i criteri biomeccanici ottenuti sono quasi tutti al di sotto dei limiti: fanno eccezione i valori di HIC a 20km/h e quelli di VC a 30km/h per la sezione a $Y=-500\text{mm}$. Per entrambi l’adozione di un pannello superiore deformabile come quello utilizzato nell’esempio per l’ottimizzazione frontale dovrebbe essere sufficiente a riportare i risultati entro i target.

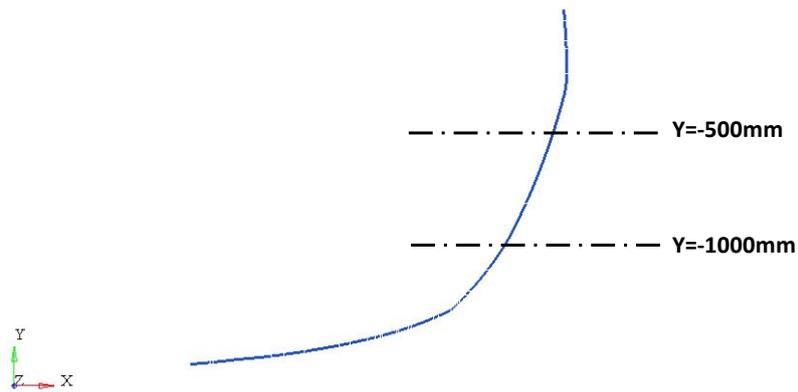


Figura 63 – Ipotesi di profilo XY per la maschera ottimizzata

| | | 20km/h | | | 30km/h | | |
|------------------------|---------|--------|------------|------------|--------|----------|-----------|
| | | Y=0mm | Y=-500mm | Y=-1000mm | Y=0mm | Y=-500mm | Y=-1000mm |
| HIC15 | <1000 | 77,3 | 2820,7 (*) | 633,5 (**) | 732,33 | 686,9 | 842,03 |
| VC (laterale) | VCRib2L | 0,25 | 0,31 | 0,21 | 0,67 | 1,03 | 0,91 |
| | VCRib3L | 0,33 | 0,31 | 0,15 | 0,77 | 1,14 | 0,66 |
| | VCRib4L | 0,31 | 0,3 | 0,26 | 0,8 | 1,36 | 0,79 |
| Bacino acc. Max | <130g | 73,52 | 42,4 | 31,9 | 166,73 | 100 | 94,6 |

(*) la testa va ad urtare il pannello superiore

(**) la testa urta sia il vetro che il pannello superiore

Figura 64 – Risultati degli urti “offsetati” su profilo XY curvo

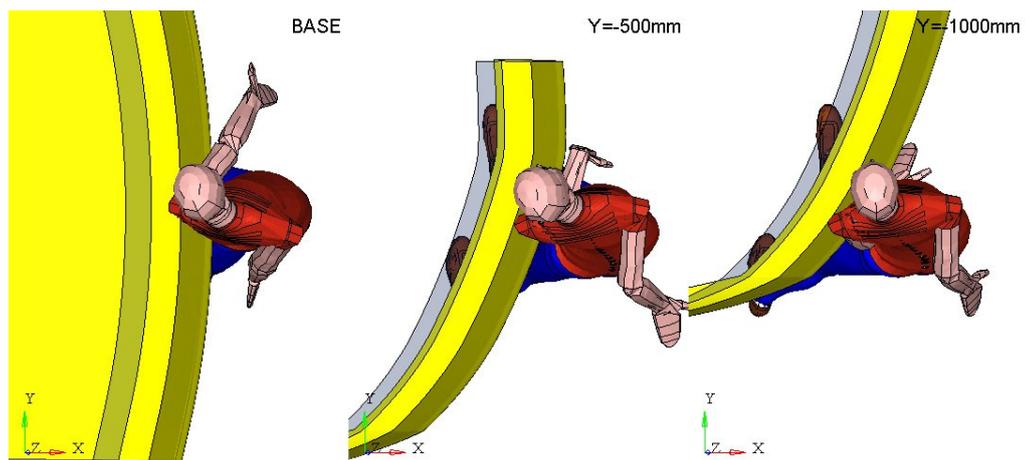


Figura 65

Tornando al caso di Figura 56, spostando ulteriormente il pedone, la testa va ora ad urtare il montante. Questo componente, come già detto, è estremamente aggressivo perché molto rigido. Nel caso del Sirio Goteborg esso inoltre fuoriesce rispetto alla superficie del cristallo, formando un gradino.

Sia nel caso con profilo XY piatto che curvo i valori di accelerazione della testa ottenuti sono estremamente elevati (Figura 66). La differenza di picco riscontrata nei due casi potrebbe non dipendere solo dalla differente curvatura del frontale ma anche dal differente punto di impatto (più o meno vicino allo spigolo).

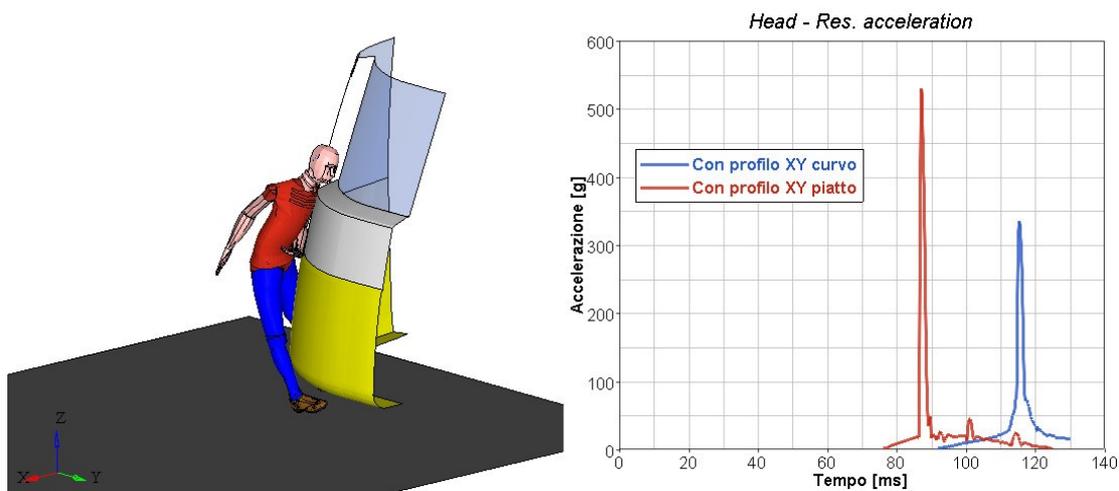


Figura 66 – Accelerazioni della testa per urto contro montante laterale nel caso di profilo curvo (linea blu) e piatto (linea rossa)

Le simulazioni dimostrano come un montante prominente risulti pericoloso non solo quando urtato direttamente ma anche quando il pedone impatta con la testa in prossimità dello stesso. Per chiarire meglio questo concetto si vedano le animazioni riportate in Figura 67. Il profilo XY curvo favorisce lo scivolamento del pedone verso l'esterno testata; questo movimento tuttavia è impedito a livello del capo dalla presenza del gradino del montate: la curva di accelerazione mostra chiaramente i due picchi. Il valore di HIC rilevato è di 1552 ed è causato solo dal secondo urto, quello appunto contro il montante.

Poiché non è possibile eliminare strutturalmente questo componente occorre realizzare interventi per limitarne l'aggressività.

La sua prominza dovrebbe essere innanzitutto limitata il più possibile e gli spigoli vivi sostituiti con raccordi aventi raggi elevati. Ciò significa avere un montante a filo o quasi con il cristallo frontale. La superficie del montante visibile in facciata dovrebbe essere la più sottile possibile in modo da limitare la zona di impatto della testa con un elemento così rigido; inoltre questo elemento andrebbe posto il più lateralmente possibile. Altro intervento suggerito: rivestirlo con materiale in grado di mitigare l'impatto della testa assorbendo parte della sua energia cinetica.

Qualunque sia la soluzione adottata, essa non deve in alcun modo interferire con la visibilità del conducente.

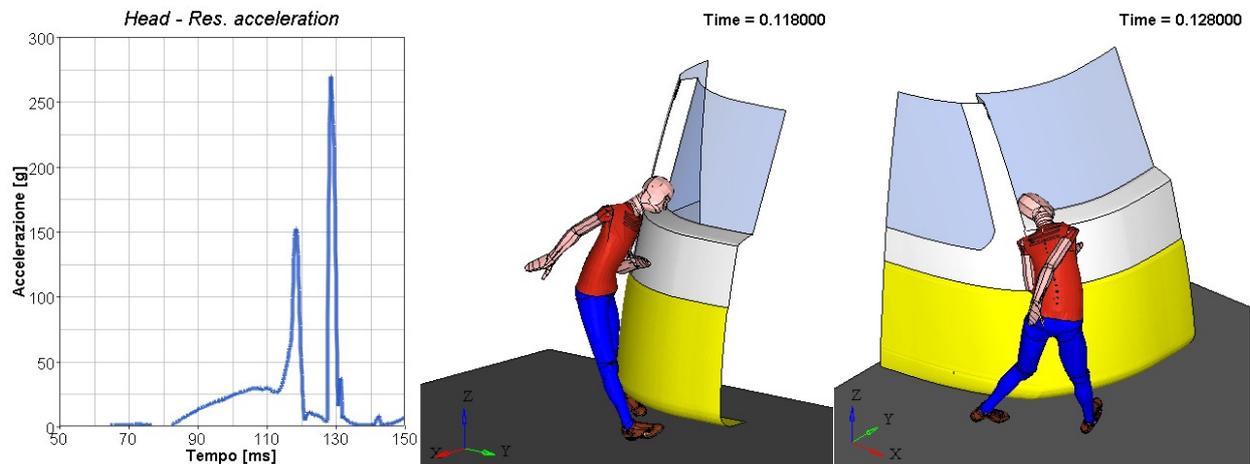


Figura 67

4 Raccomandazioni generali

Sul frontale del tram sono presenti alcuni elementi potenzialmente aggressivi per i quali non verrà data una analisi dettagliata ma solo indicazioni del tutto generali.

Tergicristallo: questo componente è situato al di sotto del bordo inferiore del cristallo, quasi sempre in posizione centrale, raramente in posizione leggermente laterale. Come già anticipato nel primo capitolo esistono due differenti versioni: quelli con snodo a vista (Figura 68) e quelli con snodo coperto dal pannello superiore. I primi sono assolutamente da evitare: il perno è molto rigido ed è collocato in una zona dove la testa del 50esimo%ile ha molta probabilità di impattare quando il bordo inferiore del cristallo (“Hc” della Figura 47) si trova ad una altezza di 1400mm. Nella soluzione coperta dal pannello, quest’ultimo deve essere piatto nella zona e sufficientemente distanziato dal sottostante braccio.

Gruppo proiettori: andrebbero spostati il più lateralmente possibile, nelle zone del pannello superiore dove la testa ha poca probabilità di impattare o più probabilità di scivolare via; non devono formare gradini o spigoli con la superficie esterna della testata.

In generale parti sporgenti e spigoli vivi nella zona di impatto della testa sono da evitarsi così come le zone accessibili da una sfera di 100mm di diametro. Tutti i raccordi del frontale dovrebbero essere realizzati con raggi elevati, almeno 30mm nella zona di impatto della testa.



Figura 68 – Esempio di tergicristallo con perno a vista

Capitolo V

Risultati simulazioni urti di secondo e terzo impatto

1 Introduzione

I veicoli con frontale piatto o quasi-piatto come i bus, i camion e ovviamente i tram hanno la caratteristica di ridurre o eliminare la fase di caricamento del pedone investito a vantaggio di una maggiore fase di proiezione in avanti. Il pedone quindi dopo aver urtato il frontale subirà un secondo impatto contro la strada. E poiché i tempi di arresto dei tram sono elevati anche a basse velocità, il rischio di essere travolto nuovamente e di essere coinvolto in un terzo impatto è molto alto.

Il secondo e l'eventuale terzo impatto sono eventi estremamente lesivi per il pedone, niente affatto secondari come gravità agli urti di primo impatto e meriterebbero una trattazione completa a parte.

Nel presente capitolo vengono descritti brevemente i risultati relativi a due dei profili presentati nel precedente capitolo, in una versione modificata: il C1 e il B1. Essi sono stati scelti in quanto rappresentano due situazioni limite fra tutti i casi analizzati: rispettivamente massima spinta in avanti e massima rotazione all'indietro del pedone. Per entrambi vengono presentati i risultati per l'investimento a 10, 20 e 30 km/h con manichino in posizione centrale; per il B1 si sono effettuati urti anche con pedone in posizione laterale. Per quest' ultima simulazione è stata utilizzata la maschera con profilo XY curvo.

1.1 Urti centrali

La dinamica del pedone nel secondo impatto è in generale alquanto complessa. I due casi di seguito analizzati sono sicuramente insufficienti ad esaurire l'intero argomento, essi hanno tuttavia permesso di individuare alcuni importanti elementi.

Come per il primo impatto, anche per il secondo impatto la velocità è un fattore estremamente importante. Quando l'investimento avviene a basse velocità il pedone si limita ad "avvolgere" parzialmente il frontale del tram e a cadere a breve distanza a terra; per velocità più elevate esso

viene proiettato in avanti con forza e l'impatto al suolo risulta decisamente più lesivo. Le statistiche indicano che a 10km/h è difficile che il pedone riporti lesioni severe, tuttavia esistono casi in cui anche a questa velocità i danni riportati non sono trascurabili. Questo perché negli urti di secondo impatto è molto importante “come” e “dove” cade a terra il pedone: se è la testa ad urtare per prima il suolo le lesioni saranno elevate, anche a basse velocità; se la spalla collide con l'asfalto prima della testa, quest'ultima sarà maggiormente protetta e il valore di HIC più basso anche ad alte velocità di investimento.

Ricondurre la modalità con cui il pedone urta il suolo a qualche fattore non è sempre facile, così come è peraltro evidenziato nei pochi studi reperiti in letteratura. La geometria del profilo del frontale sembrerebbe giocare in questo senso un ruolo importante.

Ad esempio la maggiore spinta ricevuta all'altezza della spalla nei profili XY quasi verticali determina ad alte velocità una rotazione in avanti del corpo, con la testa che cade sull'asfalto dalla parte opposta rispetto ai piedi, rivolti al frontale. Viceversa con i profili XZ che agevolano il caricamento o addirittura il volteggio.

Inoltre, la tipologia del profilo combinato con la posizione iniziale delle gambe del pedone favorisce la rotazione del pedone intorno al suo asse Z in senso orario o antiorario.

1.1.1 Investimento a 10km/h

La cinematica è molto simile in entrambi i casi: il pedone avvolge il frontale, maggiormente nel caso B1; successivamente si ha la proiezione in avanti e a seguire la caduta a terra, con l'urto prima del bacino, poi della schiena e infine della testa (Figura 1). In entrambi i casi il manichino a fine fenomeno viene nuovamente investito anche se parzialmente.

In Figura 2 sono riportate le curve della forza di contatto tra il manichino e il frontale: nel caso di profilo C1 il picco è decisamente maggiore. Si tenga conto che il frontale è considerato nei calcoli come rigido dunque queste forze sono sovrastimate.

Anche la componente Z della velocità della testa al momento dell'urto contro il suolo è decisamente maggiore nel caso C1 (Figura 3): il massimo è di 7.45m/s contro i 2m/s per il B1.

In Figura 4 sono riportate infine le curve di accelerazione del bacino: anche in questo caso il C1 fa registrare il valore più elevato ma comunque sotto la soglia.

Possiamo quindi concludere che se la maggiore spinta in avanti generata dal frontale del tram è un elemento favorevole per gli urti di primo impatto in quanto allontana maggiormente il pedone, non lo è altrettanto per quelli di secondo poiché in generale aumenta la probabilità di riportare lesioni.

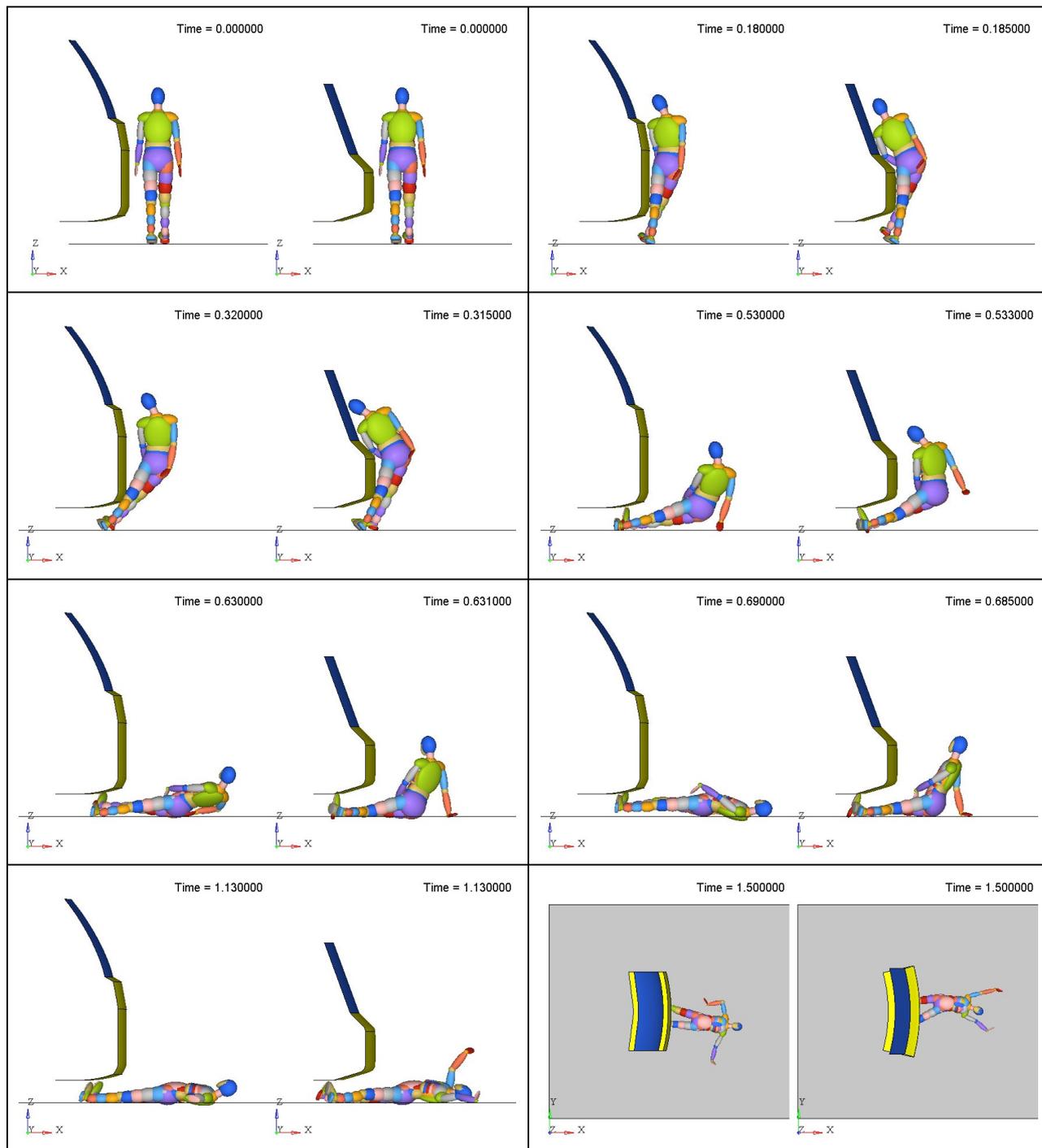


Figura 1 – Confronto animazioni per investimento a 10km/h con profili modificati rispettivamente C1, a sinistra, e B1, a destra.

1.1.2 Investimento a 20km/h

In Figura 5 sono riportate le immagini delle animazioni poste a confronto delle simulazioni ottenute per il caso C1 e B1 modificati. Interessante osservare come nel caso del profilo B1 il manichino si

“segga” sulle gambe senza urtare con la testa il suolo anziché sdraiarsi come avviene per il caso C1, a riprova del fatto che risulta alquanto complicato prevedere la cinematica del pedone per gli urti di secondo impatto.

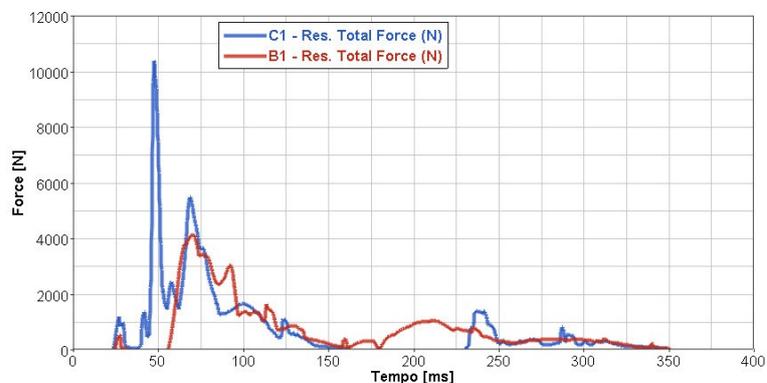


Figura 2 – Investimento a 10km/h: curve di forza di contatto tra manichino e frontale

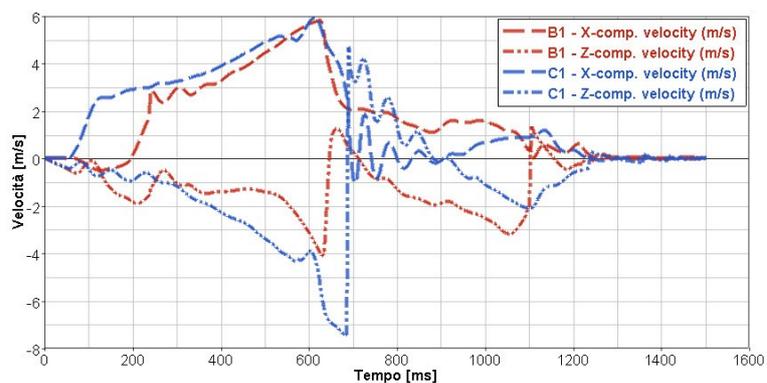


Figura 3 – Investimento a 10km/h: componenti della velocità in direzione X e Z della testa rispettivamente per i casi B1 e C1

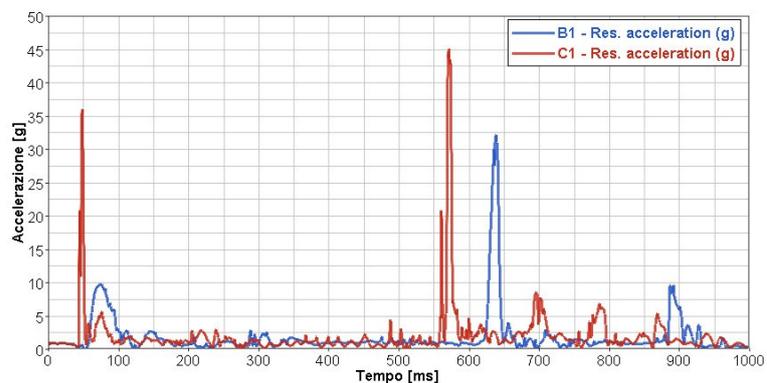


Figura 4 – Investimento a 10km/h: accelerazione risultante del bacino

Sulla base delle curve di velocità della testa si potrebbe affermare che anche per questo scenario il profilo B1 è più favorevole ma il fatto che il pedone stia per essere nuovamente investito mentre è seduto con il viso e il torace rivolti al frontale del tram potrebbe sovvertire questo risultato.

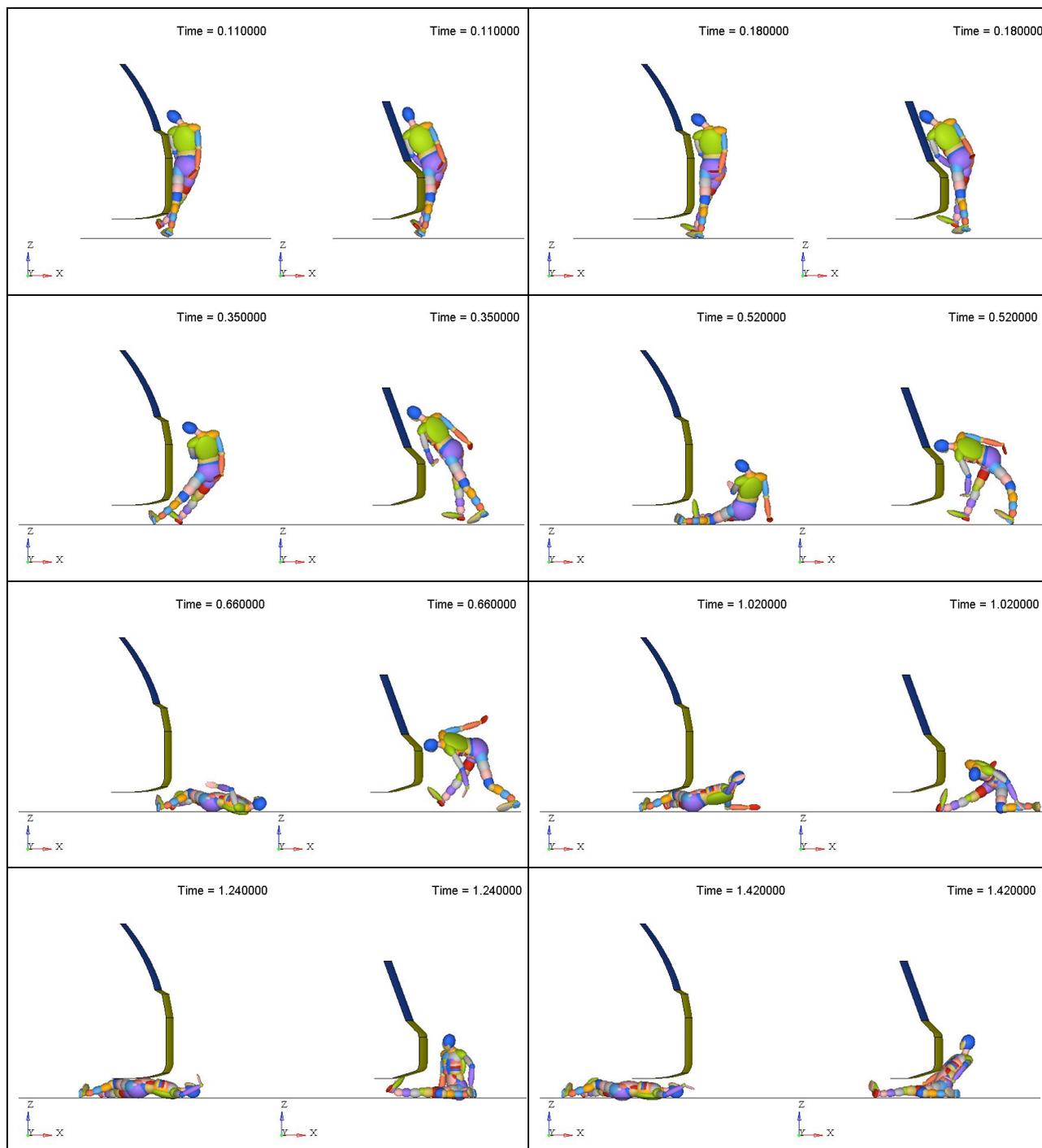


Figura 5 – Confronto animazioni per investimento a 20km/h per profili rispettivamente C1, a sinistra, e B1, a destra, modificati

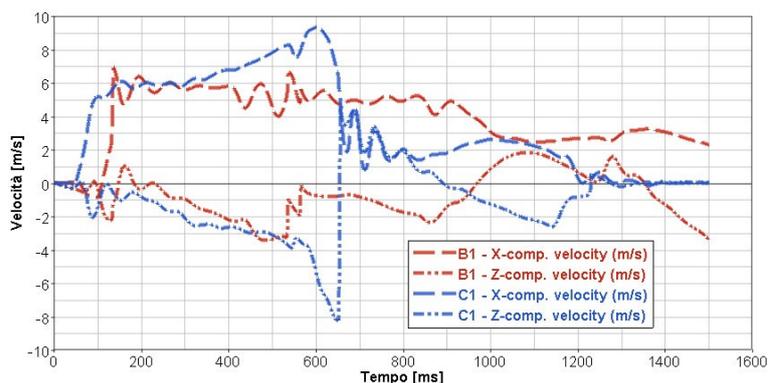


Figura 6 – Investimento a 20km/h: componenti della velocità della testa rispettivamente per i casi B1 e C1

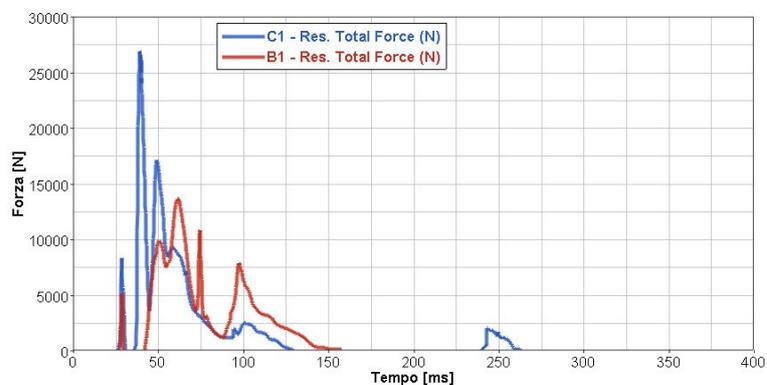


Figura 7 – Investimento a 20km/h: curve di forza di contatto tra manichino e frontale

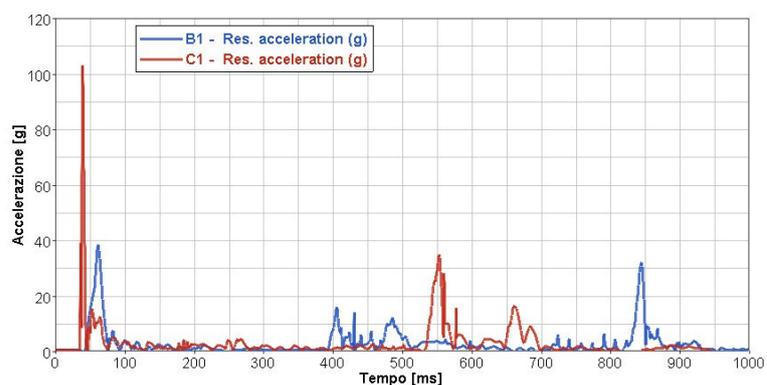


Figura 8 – Investimento a 20km/h: accelerazione risultante del bacino

1.1.3 Investimento a 30km/h

A velocità elevate si verifica quanto descritto in apertura di paragrafo ovvero nel caso del profilo che agevola il caricamento il pedone cade con la testa rivolta verso il frontale (Figura 9).

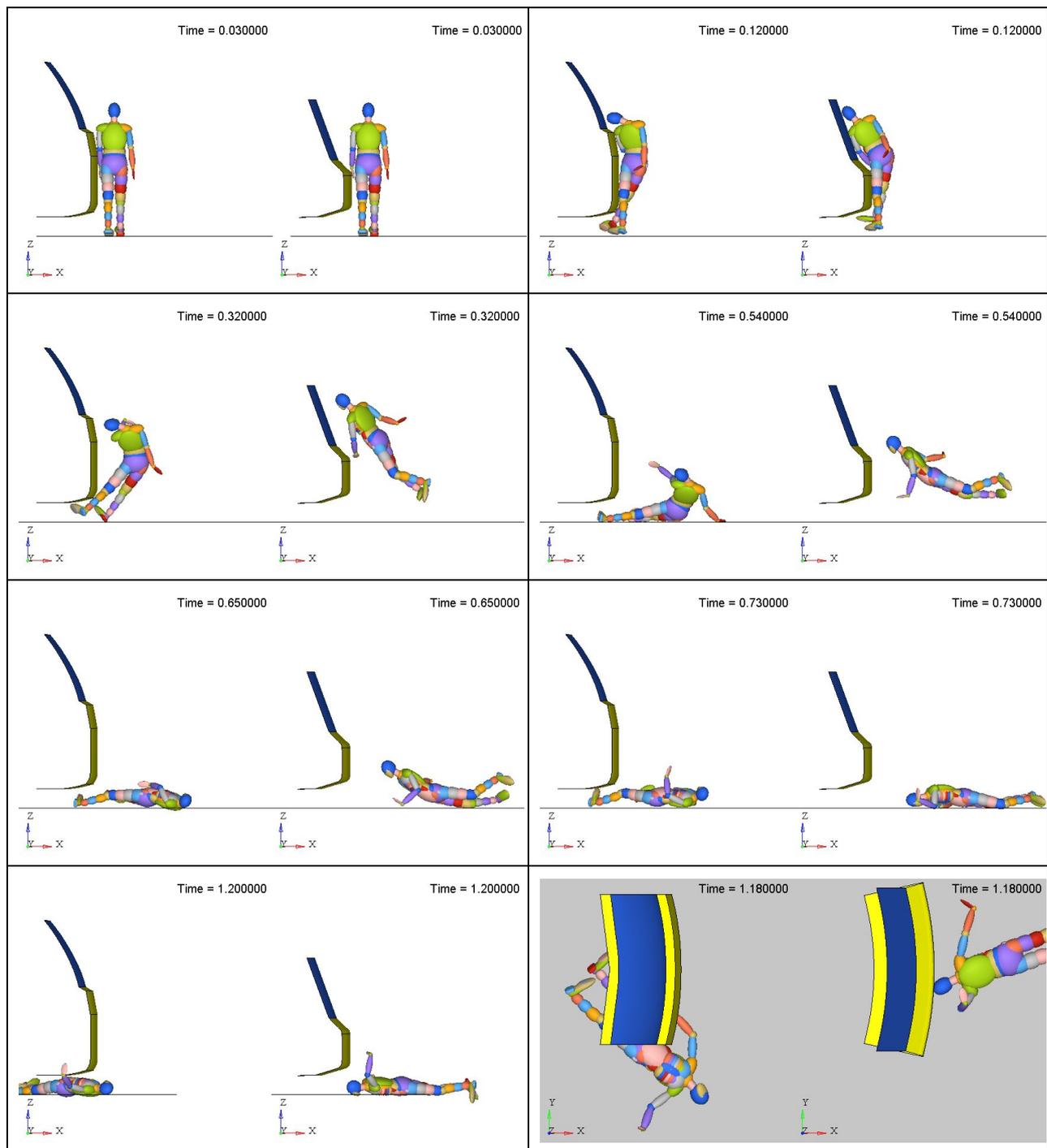


Figura 9 – Confronto animazioni per investimento a 30km/h per profili rispettivamente C1, a sinistra, e B1, a destra, modificati

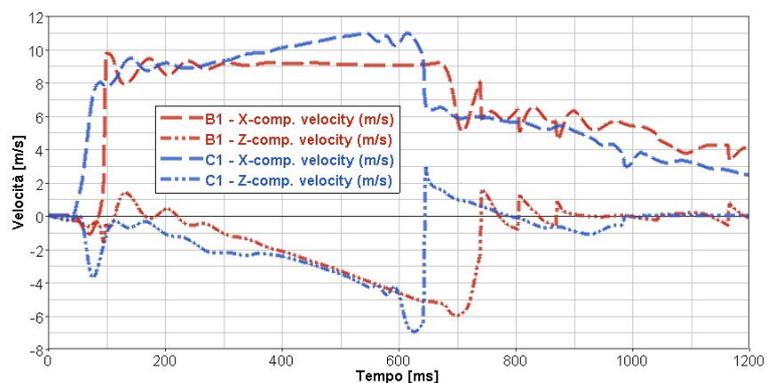


Figura 10 – Investimento a 30km/h: componenti della velocità della testa rispettivamente per i casi B1 e C1

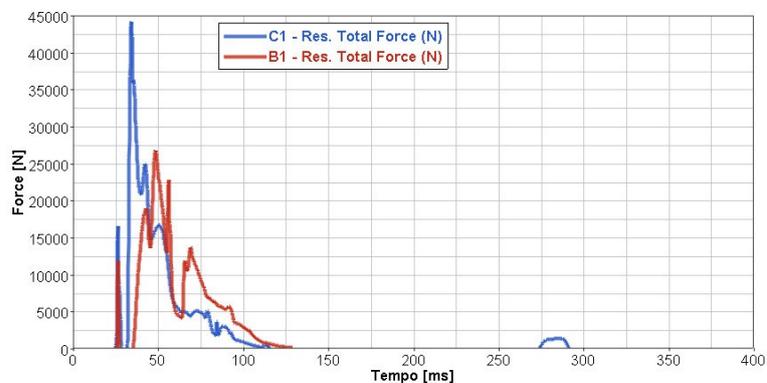


Figura 11 – Investimento a 30km/h: curve di forza di contatto tra manichino e frontale

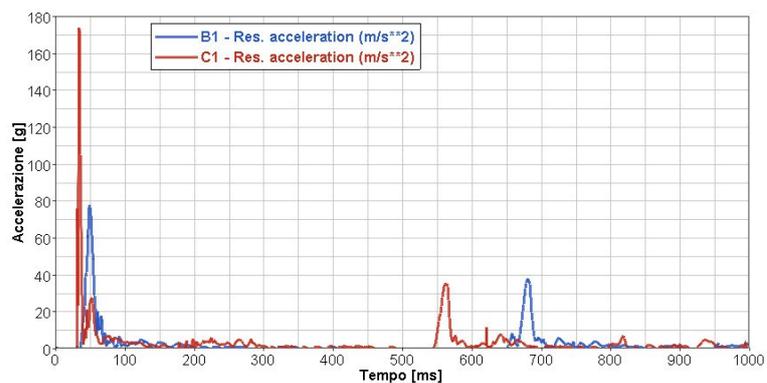


Figura 12 – Investimento a 30km/h: accelerazione risultante del bacino

Per entrambi i profili il secondo impatto risulta essere molto lesivo. Tuttavia mentre per il profilo B1 la velocità della testa al momento dell'urto contro il suolo aumenta all'aumentare della velocità di investimento, nel caso C1 i valori della velocità sono sempre elevati.

Il pericolo di essere nuovamente travolti dal tram è altamente probabile in entrambi i casi.

1.2 Urti laterali

In Figura 13 sono riportate le immagini relative ad alcuni istanti delle simulazioni effettuate con profilo B1 curvo rispettivamente a 10, 20 e 30 km/h.

L'aspetto più importante che salta immediatamente all'occhio è che questo tipo di profilo offre il vantaggio di proiettare il pedone in direzione esterna alla testata, scongiurando il rischio di un successivo coinvolgimento in un eventuale terzo impatto.

1.3 Conclusioni urti secondo impatto

Nella tabella di Figura 14 sono riportati i valori di HIC15, di VC e le accelerazioni massime del bacino per i casi di urto frontale e laterale precedentemente analizzati. Sono state inserite anche le velocità della testa al momento della collisione con il suolo: per semplicità è stata considerata solo la componente in direzione Z. Per quanto riguarda il parametro di lesione della testa è doveroso fare una precisazione. L'entità di questo valore è determinato oltre che dalla velocità relativa al momento dell'impatto anche dalla rigidità del suolo. Per l'asfalto, i valori reperiti in letteratura hanno portato a HIC molto elevati, incompatibili con la sopravvivenza del pedone già a 10km/h. Poiché le statistiche dimostrano che a questa velocità il pedone tutt'al più patisce lesioni severe ma non mortali, si è deciso di utilizzare una rigidità di soli 6kN/mm, più simile a quella di un normale terreno. I risultati ottenuti vanno quindi considerati in relativo e non in assoluto.

Per il torace viene utilizzato sempre il criterio VC per definire le lesioni.

I dati confermerebbero che per investimenti a 10 e a 20km/h i profili che favoriscono un caricamento del pedone fanno registrare minori lesioni alla testa, unica parte del corpo a subire danni poiché i valori di accelerazione per bacino e torace rimangono entro i limiti. I profili quasi verticali invece risultano alquanto aggressivi per la testa anche a basse velocità di collisione.

A 30km/h, i risultati ottenuti sarebbero da indagare in maniera più approfondita in quanto i valori per la testa e per il bacino ottenuti per B1 e B1 curvo sono bassi tenuto conto della velocità di investimento. In ogni caso essi sono, almeno per la testa, inferiori a quanto fatto registrare dal profilo C1. Molto interessanti sono anche i risultati ottenuti per l'impatto laterale: la presenza di una curvatura in pianta del frontale sembrerebbe diminuire la severità del secondo impatto, anche se a 30km/h il minor valore di HIC potrebbe essere causato da una sollecitazione maggiore al bacino del pedone.

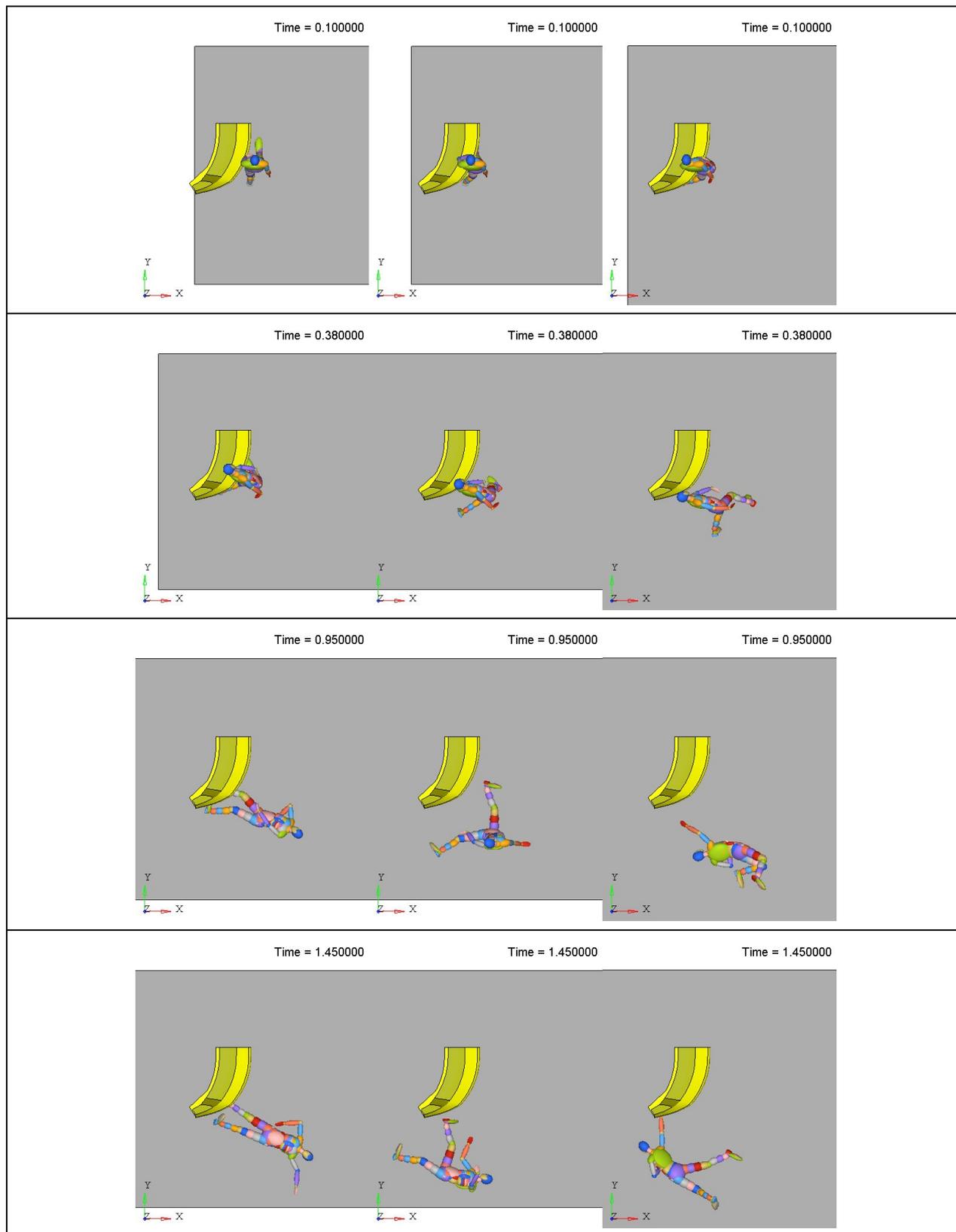


Figura 13 – Animazioni con profilo B1 modificato curvo rispettivamente a 10km/h (sx), 20km/h (centro) e 30km/h (dx)

| | | 10km/h | | | 20km/h | | | 30km/h | | |
|---|-------|----------|----------|----------|----------|-----------------|----------|----------|----------|----------|
| | | C1 | B1 | B1 curvo | C1 | B1 | B1 curvo | C1 | B1 | B1 curvo |
| HIC15 (secondo impatto) | <1000 | 6307,5 | 235,2 | 1454,5 | 7762,3 | <i>no cont.</i> | 810,3 | 4107,5 | 1120 | 855,24 |
| Velocità testa in direzione Z al momento dell'impatto (m/s) | | 7,4 | 2 | 3,8 | 8,22 | <i>no cont.</i> | 2,84 | 6,5 | 2,96 | 3,32 |
| VC (frontale) | 1m/s | 5,60E-03 | 1,13E-03 | 2,12E-03 | 1,38E-02 | 9,63E-04 | 6,76E-03 | 3,38E-03 | 5,60E-03 | 6,31E-03 |
| Bacino acc. max [g] | | 45 | 32,3 | 24,68 | 35,1 | 32,4 | 55,6 | 35,4 | 37,8 | 177,6 |

Figura 14 – Valori per i criteri di lesione per urti secondo impatto

I risultati ottenuti vanno dunque in controtendenza a quanto visto per gli urti di primo impatto per i quali i risultati migliori sono stati ottenuti con profili che allontanano il pedone.

Studi effettuati sui frontali di camion hanno dimostrato come l'impiego di uno strato di schiuma tipo PUR o EPP di adeguata densità su tutta la superficie consente non solo di ridurre le lesioni del pedone riportate durante il primo impatto ma anche quelle causate dal secondo impatto.

Questa potrebbe essere quindi una efficace soluzione per mitigare gli impatti al suolo almeno per basse velocità anche con profili più verticali.

1.4 Raccomandazioni generali per urti di terzo impatto

Nel caso in cui si verificasse un secondo investimento del pedone, quando quest'ultimo è ormai a terra, è necessario predisporre degli interventi atti a limitare gli eventuali danni.

Per evitare che il malcapitato finisca sotto il tram occorre che i pannelli inferiori, frontali e laterali, arrivino quasi all'altezza del piano del ferro o al più ad una distanza di 150÷200mm in modo da limitare lo spazio in cui il pedone 50esimo%ile potrebbe infilarsi. Le simulazioni evidenziano infatti come una distanza di 250mm sia sufficiente per consentire al pedone sdraiato a terra, in posizione prona o supina, di passare al di sotto del pavimento del tram (Figura 15).

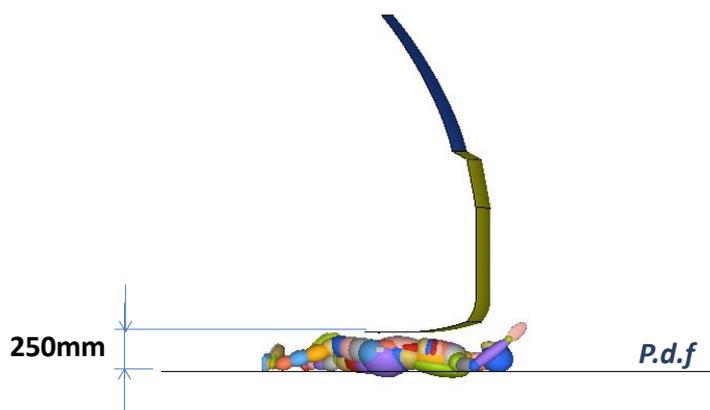


Figura 15 – Distanza minima sufficiente a consentire al pedone 50esimo%ile di finire sotto il pavimento cabina quando si trova a terra in posizione prona o supina

Laddove questo non fosse possibile, alcune case costruttrici dotano il tram di un meccanismo a barra orizzontale (il cosiddetto “catcher”) montato dietro il frontale, che può trovarsi già in posizione o azionarsi in caso di emergenza. Questo dispositivo non dovrebbe a sua volta avere una geometria aggressiva nei confronti del pedone e dovrebbe essere esteso per tutta la larghezza del tram. Un esempio un po’ obsoleto è riportato in Figura 16.

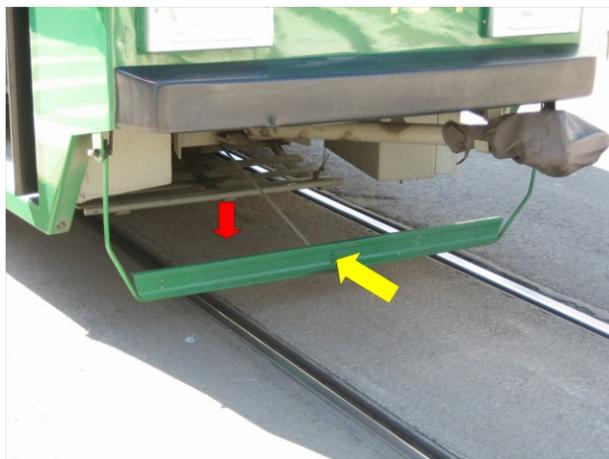


Figura 16 – Dispositivo preposto ad evitare che il pedone finisca sotto il tram. Quando il pedone urta la barra indicata con la freccia gialla, la protezione indicata con la freccia rossa si abbassa (da “Wikipedia” – Tram accident)

Quando anche quest’ultimo sistema di sicurezza non dovesse essere presente occorre predisporre l’area sotto il pavimento cabina in modo da presentare il minor rischio possibile per il pedone.

In Figura 17 è possibile osservare come si presenta quest’area: in primo piano è presente l’accoppiatore mentre in secondo piano si intravede la struttura a rostro preposta alla protezione del carrello. Sono presenti inoltre molte staffe a sbalzo e numerosi cavi penzolanti.



Figura 17 – Sotto-cabina del tram Cityway Alstom-Fiat Ferroviaria di Torino: sono chiaramente visibili l’accoppiatore e il rostro per la protezione del carrello

Tutti questi elementi andrebbero posizionati per sicurezza ad una distanza superiore a 250mm perché il pedone potrebbe ruotare o disporsi su una spalla. L'ideale sarebbe coprire tutto il pianale con un fondo piatto fino al carrello, posto ad una distanza dal piano del ferro di almeno 300mm.

In nessun caso il pedone disteso a terra deve finire sotto le ruote del carrello: occorrerebbe predisporre una paratia di protezione oppure in caso di presenza del rostro come nel caso del Cityway Alstom-Fiat Ferroviaria di Torino, sfruttare questa struttura ricoprendola adeguatamente di materiale morbido. Le ruote del carrello andrebbero coperte anche all'esterno: nel caso ad esempio in cui il pedone non venisse allontanato a sufficienza di lato durante un investimento, esso potrebbe essere agganciato dalle parti meccaniche del carrello e quindi trascinato sotto le ruote (Figura 18).



Figura 18 – Cityway Alstom-Fiat Ferroviaria: esempio di carrello privo di coperture laterali

1.5 Bibliografia

- “Vehicle related influence of post-car impact pedestrian kinematics on secondary impact” – M. Hamacher, R. Pass – IRCOBI Conference 2012
- “The influence of vehicle front-end design on pedestrian ground impact” – G. Crocetta, C. Simms
- “Studio di ottimizzazione di superfici adattive per la protezione di pedoni in caso di urto contro autotreno” – M. Avalle, G. Belingardi, A. Giorda – AIAS XXXVI Convegno Nazionale

Conclusioni

Scopo della presente tesi è stata l'individuazione di linee guida che possano aiutare i progettisti a disegnare frontali di tram meno aggressivi nei confronti dei pedoni.

L'attività si è concentrata soprattutto sugli urti di primo impatto: un' analisi degli urti di secondo impatto è stata svolta marginalmente al solo scopo di verificare le indicazioni fornite per il primo impatto. Per quanto riguarda gli urti denominati di terzo impatto, ovvero quelli in cui il tram, non riuscendo ad arrestarsi, investe nuovamente il pedone quando questo si trova già a terra, sono state date indicazioni di carattere generale.

Le simulazioni di urto pedone sono state svolte alle velocità di 10, 20 e 30km/h.

E' importante per i tram non procurare lesioni ai pedoni almeno fino a 20km/h poiché questa è la massima velocità a cui procede il tram nei tratti di avvicinamento alle fermate e in prossimità degli attraversamenti, ovvero nei luoghi dove è più alta la presenza di persone e quindi statisticamente più elevata la probabilità di investimenti. Si è voluto tuttavia indagare la possibilità di rendere meno aggressivo il frontale anche a 30km/h poiché questa è la velocità con cui più spesso questi mezzi circolano in città anche sui tratti di strada ad uso promiscuo (si pensi a centri cittadini) dove può verificarsi un improvviso attraversamento.

L'analisi è stata rivolta a identificare innanzitutto i fattori geometrici su cui agire per limitare le lesioni; solo laddove questo approccio non è stato sufficiente, interventi sulla rigidità locale, ovvero tramite la scelta di opportuni materiali, sono stati presi in considerazione.

I risultati delle simulazioni hanno messo in evidenza come negli urti di primo impatto a 10 e a 20 km/h in generale il pedone non riporti lesioni serie o gravi; a soffrire sono soprattutto gli arti inferiori, in particolare l'articolazione del ginocchio. E' più probabile che a queste velocità il pedone possa riportare danni dal secondo impatto a terra, soprattutto se è la testa a toccare per prima il suolo.

Questo consente ai progettisti di poter avere più libertà nelle scelte stilistiche delle testate. Tuttavia alcuni accorgimenti a livello di geometria devono essere presi, principalmente per proteggere la testa che è in assoluto la parte del corpo più a rischio. Per questa parte infatti valori elevati, anche se al di sotto del limite, del parametro di HIC sono stati rilevati per alcune tipologie di frontali.

Per avere valori accettabili di HIC occorre:

- limitare l'effetto di caricamento o di volteggio del pedone sul frontale, a favore di un maggiore effetto di spinta in avanti. Questo si ottiene realizzando profili che urtano il pedone ad altezza pari o superiore al suo centro di gravità;
- arretrare e/o inclinare il cristallo frontale in modo da aumentare la distanza tra il punto di impatto della spalla e quello della testa;

Nel caso la geometria del frontale favorisse l'urto della testa contro il pannello superiore occorrerà rendere sufficientemente deformabile questa parte, adottando adeguati materiali per la sua realizzazione o rivestendolo di schiume. Nel primo caso occorrerà porre attenzione anche alle distanze disponibili dai sottostanti componenti rigidi. Un pannello superiore così concepito aiuterebbe ulteriormente anche il torace che tuttavia, come il bacino, a queste velocità non è molto sollecitato.

L'investimento a 30km/h è risultato un evento traumatico per il pedone che riporta praticamente in tutti i casi analizzati lesioni gravi alla testa, al torace e al bacino.

I risultati delle analisi hanno indicato come a questa velocità intervenire solo sui parametri geometrici non è più sufficiente ed occorre lavorare anche sulla rigidità locale.

Per quanto riguarda la testa, essa va ad urtare sempre il cristallo frontale indipendentemente dalla distanza del suo bordo inferiore dal piano del ferro e dalla geometria del frontale. Per limitare le lesioni, l'unico intervento efficace consiste nell'arretrare/inclinare il più possibile il vetro, compatibilmente con la visibilità del conducente e l'ergonomia del posto di guida. Questo è un risultato importante tenuto conto che per questo componente non esistono altri fattori su cui agire.

Per i casi analizzati si è visto che distanze di 80÷120mm e inclinazioni di 15°÷20° sono sufficienti ad abbassare il valore di HIC sotto il valore limite.

Analogamente ai casi a 10 e a 20 km/h, le simulazioni hanno evidenziato come i profili che favoriscono una maggiore proiezione in avanti del pedone sono da preferirsi per contenere i danni alla testa. Questo significa realizzare dei pannelli inferiori per lo più verticali fino almeno all'altezza del bacino del manichino 50 percentile maschio adulto.

Per limitare le lesioni al torace è importante che il pannello superiore, soprattutto quando rigido, non sia molto verticale. Le analisi hanno dimostrato come già una inclinazione 26° sia sufficiente a ottenere valori per il parametro VC al di sotto dei limiti. Tuttavia angoli elevati potrebbero risultare addirittura controproducenti poiché porterebbero ad avere una velocità relativa della testa al momento dell'impatto più elevata.

I valori dei parametri geometrici sopra riportati non vanno presi in senso assoluto ma vanno ovviamente valutati caso per caso considerando complessivamente tutto il frontale e tenendo conto anche dei requisiti per la visibilità del conducente e la posizione del respingente.

Per quanto riguarda infine il bacino, le simulazioni hanno evidenziato come a 30km/h il solo intervento sulla geometria è insufficiente a ridurre le lesioni di questa parte del corpo e che occorre lavorare anche sulla rigidità locale, ad esempio inserendo dei componenti in schiuma. Questi ultimi sono da dimensionare complessivamente assieme al resto del profilo perché:

- se molto sporgenti, modificano il profilo XZ del frontale interferendo con la visibilità del conducente;
- se efficaci a velocità di 30km/h potrebbero non esserlo a velocità inferiori nel senso che la schiuma potrebbe non comprimersi o comprimersi parzialmente venendo così a creare una sorta di gradino che aumenta la rotazione del pedone verso il frontale e l'avvicinamento della testa al cristallo;
- la loro collocazione potrebbe risultare aggressiva nei confronti di altri utenti più deboli quali ad esempio i bambini;

E' chiaro quindi che a 30km/h le limitazioni allo stile della testata risultano più numerose che a 20km/h.

In particolare l'altezza del bordo inferiore del cristallo non dovrebbe essere inferiore a 1350-1400mm dal piano del ferro. Per altezze minori infatti la sola inclinazione del parabrezza dovrebbe realizzare la distanza minima in direzione X tra il punto di impatto della spalla e quello della testa necessaria a ottenere valori di HIC inferiori a 1000 anche a questa velocità.

Un elemento importante che è emerso dall'attività di simulazione è che i parametri geometrici ottimali alla velocità di 30km/h, ovvero quelli che consentono di limitare i danni alla testa del pedone, non necessariamente sortiscono lo stesso effetto a 20km/h. Infatti diminuendo la velocità di investimento il punto di impatto della testa, specie se il parabrezza è stato collocato in posizione molto arretrata, potrebbe spostarsi verso altri componenti per i quali occorre predisporre ulteriori interventi. In fase di verifica a calcolo, occorre quindi simulare l'urto pedone a tutte le velocità di investimento.

Sempre per quanto riguarda il primo impatto e' stato inoltre indagato l'effetto della curvatura in pianta del frontale. Il vantaggio offerto da un profilo XY curvo anziché piatto, confermato anche dalle simulazioni di urto di secondo impatto, è quello di ridurre la proiezione in avanti del pedone investito a favore di una sua maggiore spinta laterale. Questo comportamento è già evidente alle basse velocità ed è molto importante perché riduce la possibilità di un secondo investimento del pedone quando questo è già a terra.

Per quanto riguarda le lesioni subite dal pedone, la curvatura in pianta sortisce effetti non sempre positivi. Le analisi dimostrano infatti che una curvatura accentuata può innescare, a seconda della posizione iniziale delle gambe e del busto del pedone, una maggiore rotazione del torace portando il capo ad urtare il cristallo non più di lato ma di fronte. Il bacino al contrario sembrerebbe

avvantaggiato, poiché i valori di accelerazione registrati risultano inferiori rispetto al profilo piatto, almeno per i casi analizzati.

Questo risultato suggerisce come per il frontale del tram i parametri geometrici/interventi su rigidità che minimizzano le lesioni del pedone vadano individuati, sezione per sezione, per differenti posizioni relative del pedone in direzione Y e non solo quando questo si trova in posizione centrale.

Infine sono stati analizzati i montanti laterali. Questi componenti, al pari di quelli presenti sulle automobili, sono estremamente aggressivi per i pedoni in quanto molto rigidi. Poiché non possono essere eliminati essi andrebbero posizionati il più esternamente possibile e ricoperti con materiali atti a dissipare energia. Inoltre andrebbero realizzati in modo da costituire una superficie senza soluzione di continuità con il cristallo frontale. Un montante prominente infatti risulta pericoloso per la testa non solo quando urtato direttamente ma anche quando l'impatto avviene nelle sue vicinanze poiché, soprattutto se il profilo in pianta del cristallo è curvo, ne impedisce lo scivolamento verso l'esterno provocando un secondo urto. La prominente andrebbe quindi limitata e i raccordi realizzati con raggi elevati.

In generale le parti sporgenti e gli spigoli vivi nella zona di impatto testa sono da evitarsi. Il tergicristallo ad esempio andrebbe realizzato il modo che lo snodo del braccio non sia a vista ma nascosto dietro un pannello. Questo elemento è infatti molto rigido e se urtato anche a basse velocità potrebbe causare danni.

Come anticipato in apertura, a verifica delle indicazioni fornite per gli urti di primo impatto sono state eseguite delle simulazioni di secondo impatto.

Questi urti sono eventi complessi che determinano lesioni serie per il pedone anche a basse velocità. Pertanto non andrebbero classificati come "secondari" e meriterebbero una trattazione completa a parte.

L'analisi condotta su due profili non ottimizzati aventi caratteristiche geometriche differenti fra loro ha messo in luce come la geometria del profilo sia un parametro importante ai fini dell'entità dei danni inflitti al pedone. In particolare un profilo che favorisce la proiezione in avanti determinerebbe lesioni anche gravi già a bassa velocità, specie se l'urto a terra avviene prima con la testa. Questo risultato va nella direzione opposta a quanto ottenuto dai calcoli di primo impatto.

Tuttavia per velocità di 30km/h le lesioni riportate dal pedone nella collisione diretta contro il frontale, quando non ottimizzato, sono di entità paragonabile se non addirittura superiori per il bacino e il torace rispetto agli urti contro il suolo.

Per realizzare una geometria del frontale che mitighi le lesioni riportate dal pedone in entrambi gli scenari e per tutte le velocità esaminate occorre dunque trovare un compromesso. Ad esempio si potrebbe realizzare un profilo che consenta il caricamento del pedone ed eventualmente proteggere la testa nel primo impatto arretrando il più possibile il cristallo dal punto di contatto della spalla.

In alternativa, studi effettuati sui frontali di camion hanno dimostrato come l'impiego di uno strato di schiuma tipo PUR o EPP di adeguata densità su tutta la superficie consente non solo di ridurre le lesioni del pedone riportate durante il primo impatto ma anche quelle causate dal secondo impatto. Questa potrebbe essere quindi una efficace soluzione per mitigare gli urti al suolo almeno per basse velocità anche adottando profili dei frontali più verticali.

Per quanto riguarda gli urti di terzo impatto occorre, come visto, cercare di allontanare il più possibile lateralmente il pedone adottando dei profili in pianta curvi. Nel caso che questo non fosse sufficiente (situazione verosimile soprattutto quando il passante si trova al momento dell'impatto in posizione centrale rispetto al frontale) occorre evitare che il pedone finisca sotto il tram e soprattutto sotto le ruote del carrello. Per questo motivo i pannelli anteriori e laterali dovrebbero avere il bordo inferiore quasi a filo del piano del ferro e comunque a non più di 150÷200mm, distanza massima che impedisce ad un manichino 50 percentile maschio adulto sdraiato a terra in posizione prona o supina di infilarsi completamente sotto la cabina guida.

Per sicurezza tutti i componenti presenti sotto la cassa, prima di tutto l'accoppiatore, andrebbero collocati ad una distanza da terra superiore a 300mm. L'ideale sarebbe rivestire completamente la sottostante zona a sbalzo del pavimento fino al carrello con un fondo o con dei pannelli. Particolare attenzione deve essere posta al infine alle ruote del carrello che devono essere coperte da protezioni anche laterali oltreché frontali.

Il lavoro svolto ha consentito di approfondire la conoscenza di un argomento quale l'urto pedone contro un frontale di tram poco conosciuto e tuttora in evoluzione.

In particolare è stato messo in luce che è possibile realizzare dei frontali non aggressivi che riducono le lesioni riportate dal pedone nell'urto di primo impatto fino a velocità di investimento di 30km/h. Questo è un primo risultato, necessariamente incompleto data la complessità del problema. Altre analisi andrebbero compiute per tenere in debito conto di tutti i fattori che intervengono e di tutti gli scenari di urto. Ad esempio andrebbero eseguite simulazioni anche tenendo conto di altre tipologie di utenti della strada come il 5 percentile donna, il bambino di 6 anni o i ciclisti (è un caso di investimento frequente soprattutto nel nord Europa).

Inoltre andrebbe dimensionato il frontale del tram anche per l'urto contro un'automobile ferma di traverso sui binari, incidente stradale molto lesivo per gli occupanti dell'auto e per il quale allo stato attuale non sono state prese delle efficaci contromisure.