

CONFRONTO TRA HYBRID III E MODELLO DI CORPO UMANO IN LESIONI ALLA TESTA IN IMPATTI CON PENDOLO E TEST DI CADUTA VERTICALE

BENEDETTA AROSIO¹, DAVIDE BENETTON¹, MARIO MONGIARDINI², GARRETT MATTOS², RAPHAEL GZERBIETA², MARCO ANGHILERI¹

[1] *La.S.T., Laboratorio di Sicurezza Passiva, Dipartimento di Scienze e Tecnologie Aerospaziali, Politecnico di Milano, Milano*

[2] *Transport and Road Safety (TARS) Research Center, University of New South Wales, Sydney, Australia*

Sommario

Lo scopo di questo lavoro è l'indagine e la comparazione tra Hybrid III e modello di corpo umano THUMS (Total Human Model for Safety) rispetto al comportamento di testa, collo e cervello in due differenti scenari di impatto. I due scenari considerati sono: impatti contro la testa in tre direzioni e drop test (test di caduta verticale) a tre altezze. Le risposte della testa sono state valutate attraverso il valore di HIC e le accelerazioni lineari. Per il modello di THUMS sono stati analizzati anche i danni al cervello.

I test sperimentali sono stati condotti con un modello di manichino Hybrid III 50° percentile. I risultati ottenuti sono stati utilizzati per confrontare le risposte dei due modelli a Elementi Finiti considerati.

Le simulazioni sono state svolte usando il codice non lineare esplicito e elementi finiti LS-DYNA.

Per valutare le accelerazioni e le forze in THUMS è stato necessario modellare appositi sensori. Un'analisi di sensitività è stata condotta analizzando diverse posizioni e diverse modalità per la modellazione di tali sensori per le misurazioni cinematiche.

A causa della grande sensibilità di THUMS in relazione alla posizione dove le forze nel collo sono misurate, si consiglia di integrare degli elementi atti alla misurazione di forze in THUMS in posizioni standard. La parte alta del collo è risultata come la più appropriata per le misurazioni delle forze.

Il comportamento di THUMS nelle situazioni analizzate è risultato essere più simile al comportamento umano di quanto lo fosse il manichino Hybrid III, il quale soprattutto in impatti non frontali fornisce risultati poco affidabili.

Keywords: lesioni alla testa, lesioni al cervello, Hybrid III, LS-DYNA, THUMS

INTRODUZIONE

Lesioni alla colonna vertebrale e alla testa, come trauma cranico (TBI, Traumatic Brain Injury) si possono riscontrare in diverse circostanze e portano molto spesso a gravi conseguenze. Per questo motivo la risposta di testa e collo in impatti è stata approfonditamente investigata in studi con animali [1], cadaveri [2], e volontari [1].

L'introduzione di manichini come simulacri di esseri umani ha dato inizio a un nuovo metodo per lo studio della risposta di un corpo umano in situazioni gravose. Un'importante innovazione legata all'introduzione dei manichini antropomorfi è la possibilità di ripetibilità dei test condotti. La necessaria durabilità che caratterizza un manichino antropomorfo, però, limita la biofedeltà di tale strumento; questa limitazione si riflette anche nel modello numerico di manichino, il quale è l'esatta riproduzione a elementi finiti della controparte sperimentale.

Tuttavia, l'introduzione di modelli numerici di manichino ha portato a una drastica riduzione di tempi e costi: una volta che il modello numerico è validato sulla base del corrispettivo sperimentale, lo si può utilizzare per l'analisi di innumerevoli scenari.

Va sottolineato però che i modelli numerici risultano inutilizzabili se non accuratamente correlati con la controparte sperimentale.

La prima parte dello studio descritto in questo articolo si basa proprio su questo: il confronto tra i test sperimentali condotti su testa e collo di Hybrid III sperimentale e la replica di tali test con la controparte numerica (LSTC.H3 103008V1.0 Rigid FE 50th, scaricabile dal sito di Livermore Software Technology Corporation (LSTC), e parzialmente modificato al Laboratorio di Sicurezza dei Trasporti, La.S.T.).

La seconda parte di questo studio si occupa dell'analisi delle differenze nelle risposte di modello di manichino e modello di corpo umano, con particolare attenzione alla risposta di testa e collo.

Diversi modelli matematici di corpo umano sono stati recentemente sviluppati per ottenere previsioni realistiche del comportamento di un essere umano in situazioni di crash e per aumentare la comprensione delle lesioni a seguito di fenomeni di impatto. I modelli di corpo umano sono alternative convenienti a cadaveri e permettono di evitare le problematiche etiche associate all'uso di questi ultimi. I modelli di corpo umano forniscono un efficiente metodo per la ricostruzione di numerosi test senza le sfide in termini di tempi e costi, legate a prove sperimentali. Modelli numerici di corpo umano hanno inoltre la potenzialità di predire danni fisicamente non osservabili in un modello di manichino, come le dinamiche di lesione che si possono verificare nel cervello (pressione intracranica, deformazione, danno a tessuti localizzati).

Uno dei modelli a elementi finiti di corpo umano recentemente sviluppato è il Total HUMAN Model for Safety (THUMS), implementato dal centro di ricerca e sviluppo di Toyota. THUMS è stato continuamente migliorato dalla sua prima comparsa nel 1997 ed è uno dei modelli di corpo umano più dettagliato commercialmente in circolazione. È stato utilizzato il metodo della Tomografia Computerizzata ad alta risoluzione (HRCT) per rappresentare accuratamente la geometria di un corpo umano comprensivo dei suoi organi interni. La base dati è proveniente da un essere umano di 39 anni di media corporatura [3]: THUMS infatti rappresenta un modello di uomo medio.

A partire dalla versione 4 è possibile simulare non solo la frattura delle ossa e i danni agli organi interni, ma anche le lesioni al cervello. In questo studio THUMS Versione accademica 4.02, AM50 (uomo medio, 50° percentile) versione pedone (standing) è stata utilizzata. Essa è caratterizzata da una mesh più fitta e da una stabilità numerica migliore rispetto alla versione precedente [3]. L'uomo medio 50° percentile di THUMS ha un'altezza di 1.73 m e un peso di 77.3 kg, con un Indice di Massa Corporea (BMI) pari a 25.8 kg/m².

È interessante notare come solitamente nei database di incidenti, vengano notificati solamente gli indici di severità attraverso i criteri di lesione. Una delle ragioni principali per la grande diffusione dei criteri di lesione è il fatto che essi possono facilmente essere registrati attraverso i dati provenienti dal manichino Hybrid III.

Anche con la controparte numerica dei manichini Hybrid II, la valutazione dei criteri di lesione risulta altrettanto semplice.

Tuttavia questi parametri presentano alcune limitazioni: sono riferiti a danni localizzati in aree specifiche, come il baricentro della testa o la parte superiore o inferiore del collo, dove sono posti i sensori che misurano le grandezze cinematiche. Ad esempio, la risposta fisica del collo a un impatto è notoriamente variabile a livello intra cervicale, dal momento che il collo si muove in modo differente nella parte superiore e inferiore; questa variabilità non è contemplata e non è possibile apprezzarla attraverso i dati in uscita dal modello di manichino. Questo non è un limite nel THUMS, il cui comportamento somiglia a quello di un essere umano.

THUMS può essere considerato come un degno sostituto di Hybrid III in simulazioni di crash test, una volta effettuata una valida e affidabile correlazione tra criteri di lesione classici e risposte di THUMS in diversi scenari.

Le analisi svolte in questo studio possono essere considerate come un primo passo in questa direzione. Molte analisi e paragoni in aggiunta a questi sono però ancora necessari per poter introdurre THUMS in sostituzione al modello di Hybrid III, o quantomeno affiancare i due modelli.

METODOLOGIA

Il confronto tra Hybrid III sperimentale, il suo modello numerico e THUMS è stato effettuato considerando impatti con pendolo contro testa e collo in tre diverse direzioni, e impatti di caduta verticale di tutto il corpo a tre diverse altezze.

Tutti i test sperimentali sono stati svolti con un manichino antropomorfo Hybrid III 50°percentile, il quale è considerato come strumento affidabile per la stima di risposte di un essere umano sia in condizione inerziali che sottoposto a carichi [4].

I test sperimentali svolti hanno come scopo primario la creazione di un insieme di dati relativi alla risposta di un manichino in configurazioni semplici, in modo da poter verificare l'affidabilità del modello numerico usato nelle simulazioni.

Per gli impatti su testa in ambito numerico, la testa e il collo del modello Hybrid III e di THUMS (v4.02, pedestrian model) sono stati isolati dal resto del corpo. L'intero corpo dei modelli è invece stato utilizzato per i test di caduta verticale.

Le simulazioni sono state condotte utilizzando il solutore esplicito non lineare a elementi finiti LS-DYNA, versione 971 R8.0.

Le accelerazioni nella testa e le forze e i momenti nel collo sono stati misurati in tutti i test svolti, sia sperimentali che numerici. Tali grandezze sono state registrate per poter calcolare i criteri di lesione, che legano le risposte meccaniche dei manichini in un impatto a livelli di rischio e di lesione che si possono riscontrare in tale impatto. Quindi, il calcolo di accelerazioni nella testa e forze nel collo è fondamentale per capire ed eventualmente cercare di predire i danni a testa e collo conseguenti a un evento di impatto.

Le simulazioni con THUMS sono state precedute da analisi di sensitività condotte per valutare posizione e modalità di modellazione di elementi atti alla misurazione di forze e accelerazioni.

Test Sperimentali

Le prove sperimentali si sono interamente svolte al Laboratorio di Sicurezza dei Trasporti La.S.T. del Politecnico di Milano. Si è fatto uso in tutte le prove del manichino antropomorfo Hybrid III 50° percentile, disponibile in laboratorio.

Queste analisi sono state svolte investigando la risposta di testa e collo del manichino antropomorfo: i principali criteri di lesione per testa e collo sono stati calcolati e confrontati con quelli provenienti dalle simulazioni numeriche.

La testa di Hybrid III (Figura 1) è stata strumentata in accordo con il Code of Federal Regulations [5]:

- Una terna accelerometrica nella testa per la valutazione delle accelerazioni lineare in direzione x, y e z; le accelerazioni sono misurate in g;
- Una cella di carico, modello IF-205, nella parte superiore del collo per la valutazione delle forze e dei momenti nelle tre direzioni (x, y, z); le forze sono misurate in N e i momenti in Nm.

I dati sono stati raccolti utilizzando un DAS (Data Acquisition System) e poi processati in base alle direttive SAE J211 [6].

I test svolti si possono dividere in due gruppi:

- Test di impatto con pendolo contro testa e collo;
- Test di caduta verticale dell'intero corpo in analisi.

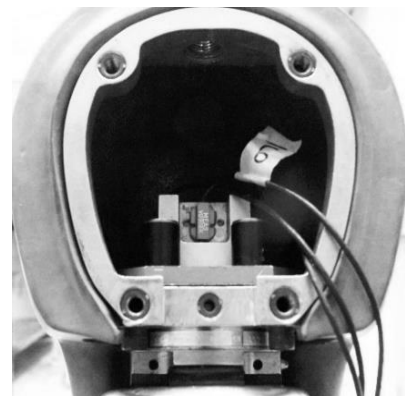


Figura 1. Strumentazione nella testa del manichino Hybrid III

Test di impatto con pendolo

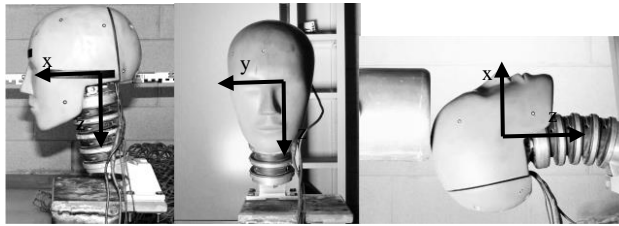


Figura 2. Configurazione delle prove sperimentali di impatto con pendolo. Figura 3. Impattatore usato nelle prove sperimentali.

Le caratteristiche geometriche di testa e collo sono riportate in Tabella 1. La testa è costituita da una parte rappresentante il cranio, la cui sezione posteriore, in corrispondenza della nuca, si può rimuovere per permettere l'accesso alla strumentazione [7]. Entrambe queste parti sono di alluminio e sono ricoperte da gomma vinilica che rappresenta la pelle.

Tabella 1. caratteristiche geometriche di testa e collo

	Massa [kg]	Diametro [mm]	Larghezza [mm]	Lunghezza [mm]
Testa	4.54	190	155	203
Collo	1.54	82.3	-	123.8

Il collo di Hybrid III è costituito da dischi di alluminio cui sono interposti dischi di gomma, che rappresentano le vertebre e che dovrebbero conferire al collo del manichino una risposta molto simile a quella del collo umano.

Un cavo di acciaio percorre l'asse verticale del collo e agisce limitandone la rotazione laterale [19].

Per tutte le prove sperimentali si è seguito lo stesso procedimento: l'impattatore (Figura 3) è stato sollevato a una determinata quota, e da lì rilasciato affinché colpisse la testa nella posizione voluta. La velocità del pendolo è stata determinata grazie a semplici considerazioni fisiche (velocità funzione della quota, della posizione di vincolo e della distanza percorsa) e confermata dai video ad alta velocità registrati durante le prove (400 fps).

Per analizzare e poi confermare la ripetibilità delle prove, ogni scenario è stato riprodotto tre volte. Si riporta, a titolo d'esempio, le forze e le accelerazioni in direzione x registrate nelle tre prove di impatto frontale (Figura 4); le grandezze registrate sono state post-processata in Matlab®. Il sistema di riferimento adottato è rappresentato in Figura 3 [20].

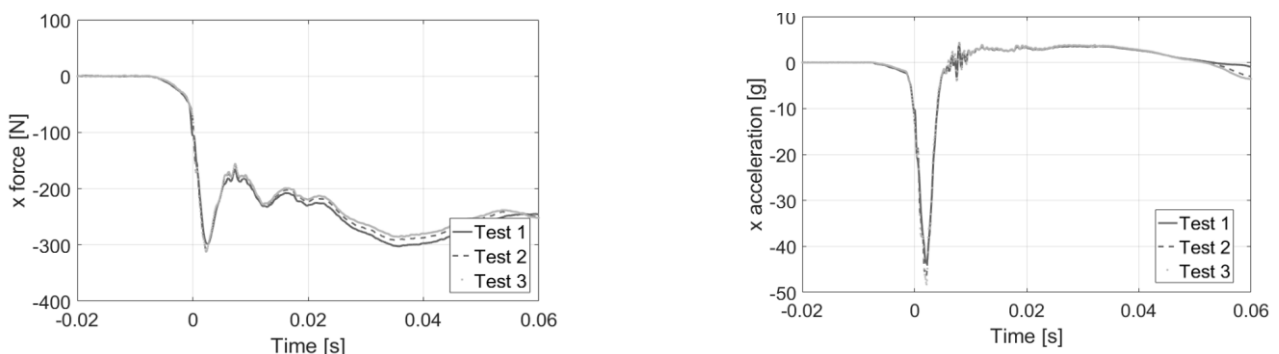


Figura 4. Test di impatto frontale: forze (sinistra) e accelerazioni (destra) in direzione x

Tutti i segnali registrati sono stati filtrati in accordo alla normativa SAE J211 [6]:

- Accelerazioni filtro CFC1000;
- Forze e momenti filtro CFC600.

I picchi delle accelerazioni lineari nelle tre direzioni e il valore di HIC_{15} sono stati calcolati in ogni prova e paragonati con i risultati delle prove numeriche.

Test di caduta verticale

I test di caduta verticali sono stati effettuati variando tre configurazioni relativamente all'altezza di caduta e due configurazioni relativamente all'inclinazione del piano di impatto. Inoltre, nelle prove di impatto con il piano inclinato (inclinazione di 15° rispetto l'orizzontale), tre differenti scenari sono stati indagati: il manichino è stato fatto cadere in tre configurazioni differenti rispetto all'orientazione dello stesso attorno al suo asse longitudinale (Figura 5).

Anche per questi test, ogni scenario è stato replicato tre volte per valutarne la ripetibilità.

Il manichino è stato appeso tramite i piedi all'altezza desiderata e un meccanismo di sgancio rapido ne ha permesso la caduta. La posizione iniziale del manichino è tale in modo tale che il primo punto ad impattare contro il terreno fosse la testa.



Figura 5. Configurazione dei test di caduta verticale.

Braccia e gambe del manichino sono state legate con nastro adesivo rispettivamente al corpo e tra loro, in modo da evitare la potenziale asimmetria legata ai movimenti degli arti lontano dall'asse longitudinale in fase di caduta.

Come atteso, le accelerazioni nella testa aumentano all'aumentare della quota di caduta; inoltre, il picco massimo di accelerazione si sposta nel tempo all'aumentare dell'altezza di caduta. Un andamento analogo lo si registra per le forze nel collo (Figura 6).

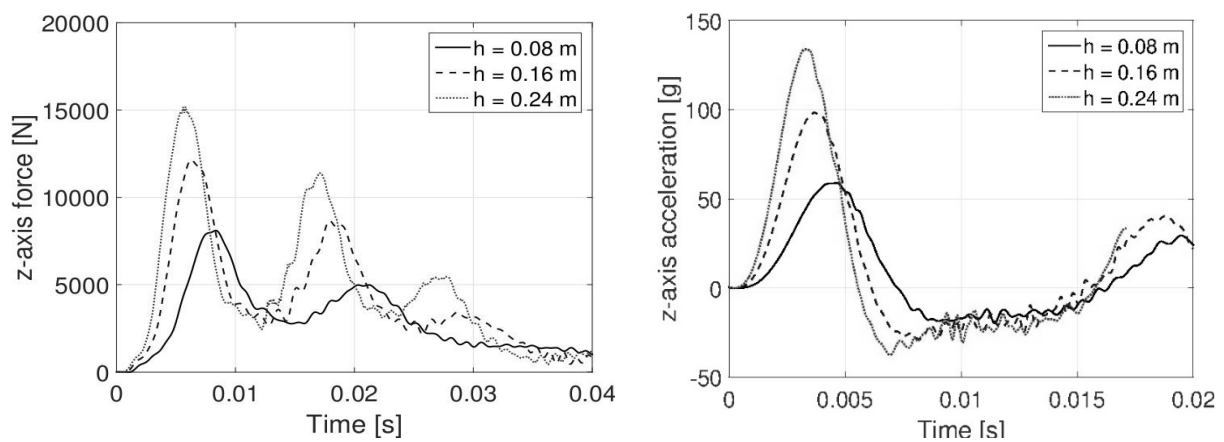


Figura 6. Test di caduta verticale su piano orizzontale: forze (sinistra) e accelerazioni (destra) in direzione z nelle tre diverse quote.

Ricostruzione numerica con Hybrid III e THUMS

Per definizione, Hybrid III e THUMS sono due modelli a elementi finiti di strutture differenti. Analogamente al corrispondente sperimentale, il modello numerico di Hybrid III presenta numerosi elementi devoti alla misurazione di forze, momenti e accelerazioni. Di contro, in quanto THUMS rappresenta un modello di corpo umano e non di manichino, esso non presenta alcuna strumentazione integrata.

Nel modello di Hybrid III le accelerazioni sono misurate attraverso un elemento accelerometrico posizionato nel baricentro della testa, mentre forze e momenti, misurati attraverso una cella di carico nella parte superiore del collo nel manichino sperimentale, sono ottenuti attraverso la reazione ai carichi di giunzioni cinematiche poste in corrispondenza del piano del condilo occipitale.

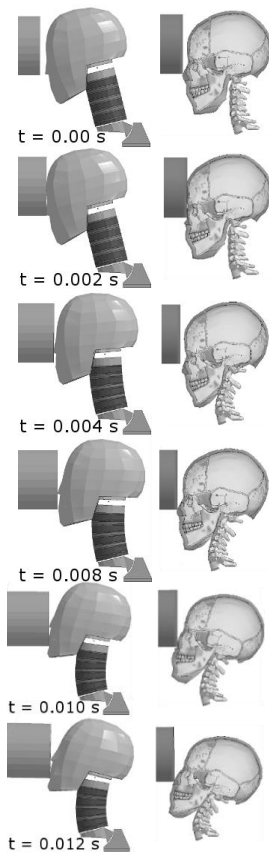


Figura 7. Simulazioni dei test di impatto frontale: Hybrid III (sinistra), THUMS (destra).

Il confronto tra il modello di Hybrid III e il suo corrispettivo numerico ha confermato quanto già descritto da Sances et al. [8] e Paver et al. [9], che le forze nel collo di Hybrid III (sia nel manichino sperimentale che nel modello a elementi finiti) sono decisamente maggiori delle forze misurate nel collo di cadaveri; in particolare il collo di Hybrid III risulta essere:

- In estensione: 3-4 volte più rigido
- In flessione: 3-5 volte più rigido;
- In flessione laterale: 5-6 volte più rigido.

Per questo motivo, un fattore di scala pari a 4,5 è stato ritenuto appropriato per la valutazione comparata delle forze nel collo di Hybrid III e THUMS.

Il comportamento più rigido del collo di Hybrid III rispetto al comportamento del THUMS è qualitativamente apprezzabile in Figura 7.

Per compensare l'assenza di strumentazione in THUMS, è stata condotta un'analisi di sensitività per la valutazione sia della tipologia degli elementi da modellare, che per la scelta della posizione di questi.

Per quanto riguarda le accelerazioni, si è pensato fosse necessario il valore delle accelerazioni lineari nel baricentro della testa, in modo da poterle comparare con quanto già registrato nel modello di Hybrid III. Si è quindi effettuata una simulazione per determinare la posizione del baricentro della testa di THUMS. È stato definito un sistema di riferimento centrato in esso e un elemento atto alla misurazione delle accelerazioni è stato modellato in LS-DYNA in prossimità del baricentro della testa.

È stata condotta un'analisi di sensitività relativamente alla posizione dell'elemento accelerometro modellato in LS-DYNA e alla parte rigida cui

associare tale elemento. In LS-DYNA la definizione di elemento accelerometro richiede la presenza di tre nodi, i quali definiscono il sistema di coordinate locali in cui vengono definite le accelerazioni, e l'associazione di essi a una parte rigida. A causa della presenza di una sola parte rigida nel piano sagittale in prossimità del baricentro della testa di THUMS, due diverse parti rigide sono state definite e i risultati provenienti dalle due modellazioni sono stati comparati per analizzare la relazione tra i valori di accelerazione e la posizione della parte rigida scelta. Al fine di adottare la migliore soluzione, un'attenta analisi è stata condotta analizzando le risposte dell'elemento accelerometro introdotto in configurazioni differenti.

A seguito di tale analisi l'approccio seguito è stato quello di riferire l'elemento accelerometro e i nodi del sistema di riferimento locale alla parte rigida posta in prossimità del baricentro della testa di THUMS (Figura 8). Questa parte è stata appositamente creata unendo due parti già esistenti poste una alla destra e l'altra alla sinistra del piano sagittale; queste due parti sono state unite in una nuova parte, resa rigida per lo scopo.

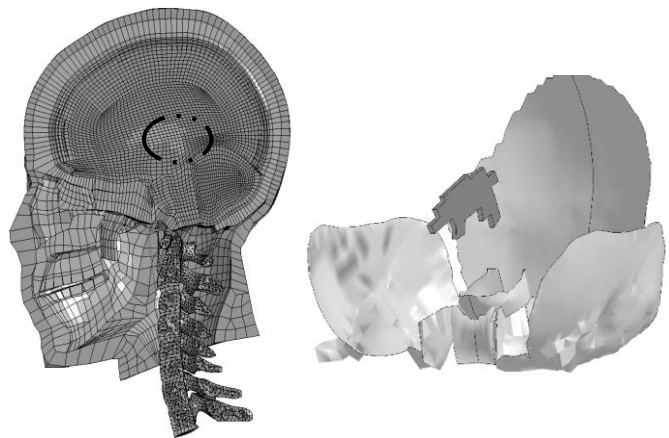


Figura 8. Parti selezionate per la definizione di elemento accelerometro in LS-DYNA.

Per compensare poi l'assenza di elementi atti alla misurazione di forze, due differenti tecniche sono state adottate per la misurazione delle forze in ciascun livello cervicale. Entrambe queste tecniche si basano sulla definizione di *cross section* in LS-DYNA. Questa metodologia per il calcolo delle forze è stata precedentemente validata per l'analisi e la valutazione della risposta del collo del modello GHBM (Global Human Body Model Consortium) in simulazioni di impatto con elicottero [13].

Tre diverse tipologie di sezioni (Figura 9) sono state definite in corrispondenza di ciascuna vertebra cervicale della spina dorsale (ad eccezione della parte alta del collo, dove la forma delle prime due vertebre ha portato a una definizione leggermente diversa dei piani delle sezioni per il calcolo delle forze) per calcolare il contributo in forza da diverse componenti anatomiche del collo. In particolare le tre sezioni possono essere classificate come segue:

- Sezioni nelle vertebre: definite attraverso l'opzione *set* in LS-DYNA; la sezione attraversa elementi appartenenti a vertebre. Quindi sette sezioni vertebrali sono state definite, a partire dalla C1 fino alla C7, più una sezione aggiuntiva per la parte alta della vertebra C2. Queste sezioni valutano il contributo in forza delle vertebre;
- Sezioni nei Dischi Intervertebrali (IVDs): anche per queste sezioni si è usata l'opzione *set* nella loro definizione; esse attraversano gli elementi che modellano i dischi intervertebrali, a partire dal primo presente tra la vertebra C2 e C3 fino all'ultimo tra la vertebra C6 e C7. Le sezioni intervertebrali sono solamente cinque in quanto non sono presenti dischi intervertebrali tra le prime due vertebre;
- Sezioni planari: la definizione di queste sezioni differisce dalle precedenti in quanto si seleziona l'opzione *plane* di LS-DYNA. Cinque piani sono stati definiti in corrispondenza dei cinque livelli dei dischi intervertebrali. Le sezioni planari permettono di valutare il contributo di legamenti, muscoli, pelle e tessuti molli nel computo delle forze nel collo. Le sezioni planari selezionano automaticamente l'insieme di elementi attraverso i quali valutare le forze, una volta definito il piano e le parti da tagliare con esso; la selezione di parti permette di non valutare forze aggiuntive indesiderate. Se nessuna parte viene assegnata al piano, il solutore include automaticamente tutte le parti del modello e in particolare gli elementi delle parti che giacciono sul piano concorrono alla valutazione delle forze.

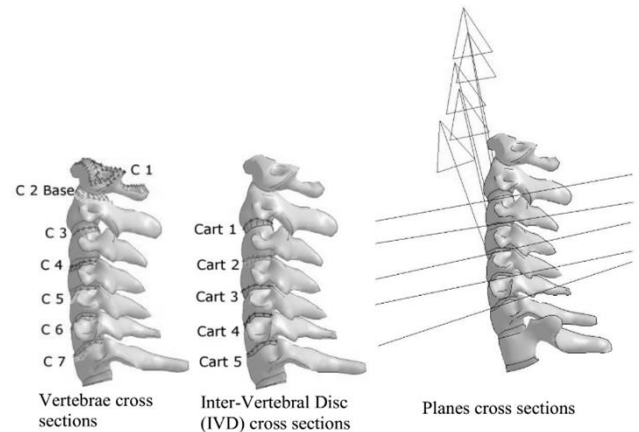


Figura 9. Sezioni nel collo.

Una volta svolta l'analisi dei risultati provenienti dalle simulazioni [20], si è scelto di considerare solamente le sezioni superiore e inferiore (Cart1 e Cart 5 in Figura 9) legate ai dischi intervertebrali per la valutazione di forze e momenti.

I risultati delle simulazioni [20] hanno evidenziato come la misurazione di forze e momenti nel collo di THUMS vari significativamente in funzione della posizione dove tali dati sono registrati. D'altro canto, a causa del basso livello di biofedeltà del manichino Hybrid III, sia sperimentale che corrispettivo numerico, la posizione dove posto il sensore non influenza eccessivamente la misurazione stessa. Il paragone tra il modello THUMS e il modello a elementi finiti di Hybrid III ha riguardato le accelerazioni lineari nella testa, il valore di HIC e le forze nel collo.

RISULTATI

I risultati di questo studio indicano come il modello a elementi finiti di Hybrid III, con alcuni adattamenti, possa rappresentare discretamente la risposta del corrispettivo modello sperimentale per impatti frontali; in Tabella 3 sono riportati valori di HIC e di accelerazioni.

Una differenza non trascurabile però si nota tra il modello numerico e lo sperimentale per impatti non frontali (Tabella 3).

Tabella 3. HIC: confronto tra Hybrid III numerico e sperimentale in impatti a $v = 1.428$ m/s.

Direzione	HIC sperimentale	HIC numerico
Frontale	21.3	22.3
Laterale	17.2	28.8
Dall'alto	21.6	76.8

Confrontando con i risultati provenienti dalle simulazioni con Hybrid III, il comportamento di testa e collo di THUMS nelle simulazioni analizzate permette di evidenziare alcuni aspetti importanti:

- Il comportamento di Hybrid III, in particolare le forze nel collo, è molto diverso da quanto riscontrato con PMHS così come rispetto al comportamento di THUMS; il collo di Hybrid III mostra una maggiore rigidità in ogni scenario analizzato;
- Le risposte di Hybrid III (HIC) in impatti frontali sono piuttosto simili alle risposte di THUMS (quindi di cadaveri -PMHS-) ma per impatti non frontali le differenze sono elevate;
- Conseguenza dei risultati sopra elencati, i valori di HIC del manichino antropomorfo Hybrid III possono essere considerati accettabili solamente per impatti frontali (Tabella 4).

Tabella 4. HIC: confronto tra Hybrid III e THUMS in diverse configurazioni.

Velocità [m/s]	Direzione	Hybrid III	THUMS
1.248	Frontale	22.3	30.54
	Laterale	28.8	66.70
	Dall'alto	76.8	66.8
3	Frontale	185.55	432.3
	Laterale	324.1	737.5
	Dall'alto	4315.9	650
3.5	Frontale	823.5	712.9
	Laterale	583.7	1083.9
	Dall'alto	4742.7	1065
4	Frontale	1699.9	1069.5
	Laterale	835.4	1547.2
	Dall'alto	1400.8	1599

I risultati di questo studio sono basati su un modello di corpo umano maschile adulto con caratteristiche appartenenti al 50° percentile; lavori futuri dovrebbero includere analisi relative a prove di impatto e prove di caduta verticale con anche altri modelli (5° percentile, 95° percentile) per ampliare lo spettro di indagine e verificare quanto qui riscontrato.

CONCLUSIONI

Per impatti con pendolo, una discreta correlazione è stata verificata tra il modello di manichino antropomorfo Hybrid III e il suo corrispettivo numerico solamente in condizioni di impatto frontale. Nonostante le analisi relative al comportamento di un corpo umano durante un fenomeno di impatto siano caratterizzate da numerosi parametri aleatori, lo sviluppo di un modello a elementi finiti di corpo umano, come THUMS, può rivelarsi molto utile nello studio per la sicurezza passiva e nell'analisi del comportamento umano in situazioni di impatto. THUMS può aiutare a comprendere più a fondo i meccanismi di lesione cui è soggetto un corpo umano in un evento di crash attraverso ricostruzioni affidabili dello stesso.

Grazie alle analisi dello studio svolto, si suggerisce di integrare sensori virtuali nel modello THUMS, in modo da permettere la valutazione di criteri di lesione basati su grandezze cinematiche. Queste misurazioni, se combinate con valutazioni analitiche (pressione nel cranio, deformazioni, stato di sforzo [20]) permettono una migliore definizione delle conseguenze sul corpo umano. Queste valutazioni analitiche sono possibili in un modello come THUMS, ma non in modelli di manichini.

La valutazione delle lesioni e quindi la loro prevenzione se basata solamente su valori di HIC, il cui valore limite deriva da prove condotte sul manichino antropomorfo Hybrid III, potrebbe fornire interpretazioni errate relativamente alla severità di un evento o una stima errata riguardo all'intensità del possibile trauma conseguente l'evento. Questo soprattutto in scenari non frontali, dove Hybrid III risulta essere meno affidabile.

Si invita quindi a effettuare un'analisi comparata valutando più di un criterio di lesione, considerando non solo criteri empirici ma anche analitici.

RINGRAZIAMENTI

Questo lavoro, in particolare le simulazioni svolte con il modello THUMS, è stato svolto in collaborazione con l'università UNSW di Sydney, che ha permesso l'utilizzo del cluster Katana di proprietà della facoltà di Scienze.

BIBLIOGRAFIA

1. A. Eichberger, M. Darok, E. P. Leinsinger and H. Steffan, 'Neck injury criterion validation using human subjects and dummies.', 2000, *Frontiers in Wiplash Trauma*, pp. 409-434.
2. A. M. Loyd, R. W. Nightingale, Y. Song, J. F. Luck, H. Cutcliffe, B. S. Myers and C. Bass, 'The response of the adult and ATD heads to impacts onto a rigid surface.', June 2014, *Accident Analysis and Prevention*.
3. THums AM 50 Pedestrian/Occupant Model, Academic Version 4.02 20150527, May 2015, TOYOTA MOTOR CORPORATION, Toyota Central R&D Labs. Inc..
4. P. J. Bishop, R. Wells, 'The Hybrid III Anthropometric Neck in the Evaluation of Head First Collisions', SAE Technical Paper, 860201, 1986.
5. National Highway Transport Safety Administration, 'Test condition and instrumentation', 49.B C.F.R. 572.11, 1977.
6. National Highway Transport Safety Administration, 'Head restraint', 49 C.F.R. 571.202a, 2009.
7. Humanetics® online documentation, <http://www.humaneticsatd.com/crash-test-dummies/frontalimpact/hybrid-iii-50th>.
8. J. A. Sances, F. Carlin, S. Kumaresan, 'Biomechanical Analysis of Head-Neck Force in Hybrid III Dummy During Inverted Vertical Drops.', 2001, *Biomechanical Science Instrumentation*, pp. 459-494.
9. J. G. Paver, D. Friedman, G. Mattos, J. Caplinger, 'The development of IARV's for the Hybrid III Neck Modified for Dynamic Rollover Crash Testing.', 2010, Icrash.
10. A. M. Loyd, W. Nightingale, Y. Song, J. F. Luck, H. Cutcliffe, B. S. Myers and C. Bass, 'The response of the adult and ATD heads to impacts onto a rigid surface.', June 2014, *Accident Analysis and Prevention*.
11. N. Yoganandan, Jr. A. Sances and F. Pintar, 'Biomechanical Evaluation of the Axial Compressive Responses of the Human Cadaveric and Manikin Necks.', August 1989, *Journal of biomechanical engineering*.
12. F. A. Pintar, A. Sances, N. Yoganandan, J. Reinartz, D. J. Maiman, J. K. Suh, G. Unger, J. F. Cusick, S. J. Larson, 'Biodynamics of the Total Human Cadaveric Cervical Spine.', 2010, SAE Technical Paper.
13. N. A. White, 'Simulated Automobile and Rotarywing Aircraft Impacts: Dynamic Neck Response After Surgical Treatment for Cervical Spondylosis.', 2013, *PhD Thesis*, Virginia Polytechnic Institute and State University, Blacksburg, VA.
14. E. G. Takhounts, M. J. Craig, K. Moorhouse, J. McFadden, V. Hasija, 'Development of Brain Injury Criteria (BrIC).', November 2013, *Stapp Car Crash Journal*, Vol. 57, pp 243-266.
15. F. A. Bandak, R. H. Eppinger, 'A Three Dimensional Finite Element Analysis of the Human Brain Under Combined Rotational and Translational Acceleration.', 1994, Warrendale, PA: Society of Automotive Engineers, SAE Technical Paper.
16. M. Lashkari, F. Frahmand, K.Kangarlou, 'Finite Element Modelling of the Human Brain Under Impact Conditions.', 2013, *IRJABS, Internationale Research Journal of Applied and Basic Sciences*, pp 875-881.
17. A. Rezaei, G. Karami, and M. Ziekewski, 'Examination of brain injury thresholds in terms of the severity of head motion and the brain stresses', *IBIA, International Brain Injury Association*, Fargo, ND, North Dakota State University, Mechanical Engineering Department.
18. E. G. Takhounts, R. H. Eppinger, J. Q. Campbell, R. E. Tannous, E. D. Power, and L. S. Shook, 'On the development of the SIMon finite element head model.', October 2003, *Stapp Car Crash Journal*
19. E. K. Spittle, D. Jo Miller, B. W. Shipley, Jr. Ints Kaleps, 'Hybrid II and Hybrid III dummy neck properties for computer modelling', Vulnerability Assessment Branch, Biodynamics & Biocommunications Division, February 1992.

20. B. Arosio, 'Anthropomorphic Test Device and Total Human Model Head and Neck Injury Analysis based on Experimental and Numerical Activities', Master Thesis, Politecnico di Milano, December 2015.
21. L. Zhang, A. I. King, K. H. Yang. 'A proposed injury threshold for mild traumatic brain injury', in *Journal of Biomechanical Engineering*, pp 226–236, April 2004.