

MODELLI DI SIMULAZIONE A SUPPORTO DELLA TECNOLOGIA DELLE BARRIERE STRADALI

S. Leonardi (*), G. Pappalardo()**

*Dipartimento di Ingegneria Civile e Ambientale, Università di Catania, Viale Andrea Doria 6, 95125 - Catania
tel.0957382202 fax 0957382247*

() e-mail: sleona@dica.unict.it*

*(**) e-mail: giusy.pap@dica.unict.it*

Sommario

Le problematiche relative alla sicurezza dei trasporti sono molteplici e, per la loro risoluzione, è richiesto il supporto di modelli di simulazione in grado di sintetizzare in schemi logici tutti quei parametri deducibili da un'attenta analisi della realtà.

E' universalmente riconosciuto che il livello di pericolosità delle strade è condizionato dall'interazione di quattro fattori: uomo, veicolo, strada, ambiente. Un aspetto che merita particolare attenzione è quello legato agli interventi di sicurezza passiva, ovvero quelli preposti alla riduzione delle conseguenze (a persone ed oggetti) degli urti. In questo contesto, gli elementi dell'arredo stradale che devono garantire un adeguato livello di sicurezza sono le barriere di sicurezza.

La Normativa che regola i criteri di omologazione dei dispositivi di ritenuta stradali, basandosi su prove standardizzate, lascia fuori, a nostro giudizio, gran parte delle questioni derivanti dalla variabilità della sfera del reale.

Nel presente contributo, si propone un modello analitico adeguato a fornire uno spettro più ampio di giudizi sulle modalità di urto. In particolare, lo sforzo degli autori si è concentrato sulla deduzione di formulazioni che mettessero in conto le implicazioni sulla traumatologia da incidenti, derivanti da studi affrontati con il rigore della scienza medica da Istituti di ricerca nazionali e internazionali.

Parole chiave: sicurezza, barriere stradali, modelli, traumatologia, tecnologia

1. Premessa

L'urto di un'automobile contro un ostacolo è un evento estremamente celere: l'urto frontale contro una barriera, dal primo contatto fino al massimo schiacciamento, dura approssimativamente un decimo di secondo. La variazione di velocità degli occupanti del veicolo sul tempo, durante la fase di collisione di un veicolo, definisce l'accelerazione $A(t)$ in un dato momento.

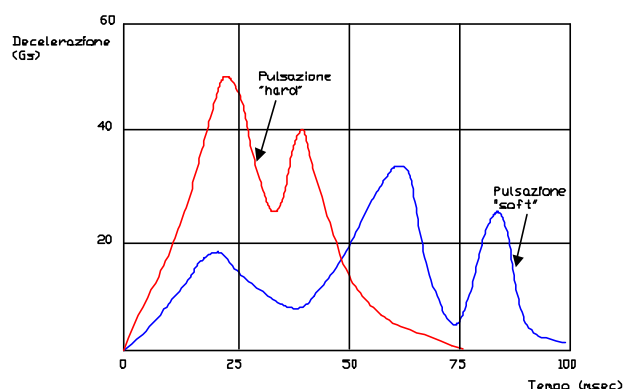


Figura 1: confronto tra le pulsazioni “hard” e “soft” (Velocità d’urto = 50 Km/h)

La figura 1. mostra gli esempi di pulsazioni, in caso di urti frontali contro una barriera alla velocità di 50 Km/h. Si nota come la decelerazione non rimane costante nel tempo, ma, nella realtà, evidenzia dei picchi e delle valli che riflettono la rigidità di una particolare sezione del corpo del veicolo, che si deforma nel tempo. Il veicolo con una pulsazione d’urto “hard” ha un’elevata decelerazione iniziale. Per il veicolo con pulsazione d’urto “soft”, le decelerazioni di punta sono più basse e distribuite su un maggiore intervallo temporale.

Dall’analisi di tali curve si capisce come sia importante determinare come tali decelerazioni subite dall’uomo si trasformino in danni. Dal confronto tra i livelli dell’accelerazione e i limiti imposti dalla letteratura si evince come molti urti potrebbero garantire la sopravvivenza se gli occupanti subissero le stesse pulsazioni del veicolo. Sfortunatamente, è impossibile raggiungere tali obiettivi per un occupante sprovvisto di dispositivi di protezione e molto difficile per un occupante dotato di tutti i sistemi di sicurezza (cinture di sicurezza, air bag).

Esiste una relazione generale tra la variazione di velocità del veicolo (ΔV) durante l’urto e la severità dei danni. Gli incidenti mortali possono verificarsi anche per bassi valori di ΔV , ad esempio circa il 50% avviene per valori di ΔV pari a 50 Km/h. Per ΔV di 80 Km/h, un urto è virtualmente “non sopravvivibile”. Ciò è dovuto al fatto che le attuali accelerazioni che incombono sugli occupanti sono più alte di quelle delle pulsazioni d’urto del veicolo.

Analizzando la figura 2., è possibile riscontrare tre intervalli temporali di particolare interesse.

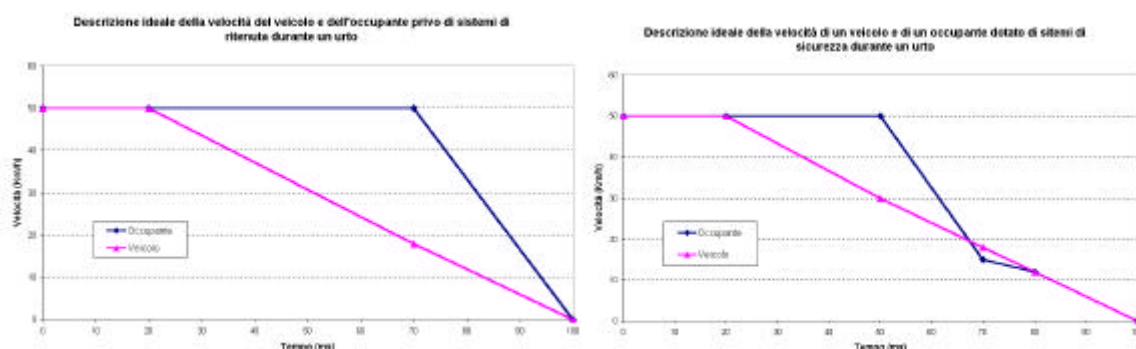


Figura 2: variazione ideale della velocità del veicolo e dell’occupante

Il primo intervallo $\Delta 1$ descrive il periodo (approssimativamente di 20 ms) tra l’inizio e la fine dell’urto quando inizia il moto relativo tra l’occupante e il sedile. Il secondo intervallo $\Delta 2$ descrive il tempo tra l’inizio del movimento dell’occupante e il contatto iniziale con alcuni

componenti interni del veicolo e culmina in una *seconda collisione*, tra l'occupante ed l'interno del veicolo o i sistemi di ritenuta. Il terzo intervallo $\Delta 3$ rappresenta la durata (30 – 40 ms) di tale *seconda collisione*. Notiamo che una *terza collisione* avviene anche durante quest'ultimo intervallo, quando gli organi interni entrano in contatto con la struttura rigida del corpo. Una *quarta collisione* potrebbe avvenire se l'occupante è catapultato all'indietro dopo la *seconda collisione* dal sistema di ritenuta o da altri componenti del veicolo, il quale, in questi casi, agisce come una molla piuttosto che dissipare tutta l'energia.

Nel presente studio ci si propone di trasferire le problematiche relative ai danni subiti dagli occupanti dopo un urto contro un ostacolo al caso degli urti contro le barriere metalliche. Lo sforzo degli scriventi si concentrerà in particolare sulla ricerca di quei parametri associati al livello di danno, causato da incidenti stradali, che, meglio, si prestano ad essere utilizzati come parametri di giudizio del grado di efficacia delle barriere e del livello di validità delle normative, che regolamentano la progettazione, l'omologazione e l'installazione dei dispositivi dei sistemi di ritenuta. L'utilizzo di un software di simulazione, opportunamente elaborato servirà a supporto delle considerazioni critiche e propositive che verranno svolte nel presente studio.

2. Limiti ammissibili per il corpo umano

Nel caso di urto frontale o inclinato, il conducente del mezzo risulta proiettato in avanti ed esposto a violenti urti del torace contro il volante, del capo contro il parabrezza, i montanti ed il tetto dell'abitacolo, delle ginocchia e delle gambe contro il cruscotto, dei piedi contro la pedaliera.

Si possono pertanto riscontrare le seguenti lesioni:

- ❖ fratture dello sterno e delle coste;
- ❖ contusioni e lacerazioni cardiache;
- ❖ rotture dei grossi vasi, specie dell'aorta;
- ❖ lesioni cranio – facciali e meningoencefaliche;
- ❖ fratture delle rotule e dei piatti tibiali associate o meno a lesioni capsulo – legamentose delle ginocchia;
- ❖ fratture dei femori e degli acetaboli (lussazione anca);
- ❖ fratture tarso – metatarsiali;
- ❖ lussazione tibio – astragaliche (per violenta pressione sui pedali).

Esistono, in letteratura, delle procedure per la valutazione analitica dei danni subiti da un veicolo in caso di urto. L'unico criterio per la determinazione dei danni alla testa degli occupanti ammesso dal NHSTA (National Highway Traffic Safety Administration) è l'Head Injury Criterion (**HIC**), adottato da circa venticinque anni e nato come un adattamento della **Wayne State Head Injury Tolerance Curve**, che fu presentata per prima da Lissner (1960) e proveniva dall'analisi di dati militari e da prove su teste di cadaveri; in queste ultime, le fronti avevano un impatto contro una superficie rigida ed imbottita. Essa determina una relazione tra l'accelerazione massima, la durata della pulsazione e l'inizio dell'urto. J. Versace (1971) propose l'HIC che venne in seguito modificato dalla NHTSA per adattarlo a risultati ottenuti con i volontari. L'espressione finale dell'HIC è la seguente:

$$HIC = \max \left(\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a_{res} dt \right)^{2.5} (t_2 - t_1) \quad (1)$$

dove t_1 e t_2 sono due tempi arbitrari e a_{res} è la risultante dell'accelerazione della testa.

Il valore dell'HIC varia tra 246 e 1000, in funzione delle curve caratteristiche di decelerazione (fig. 3.).

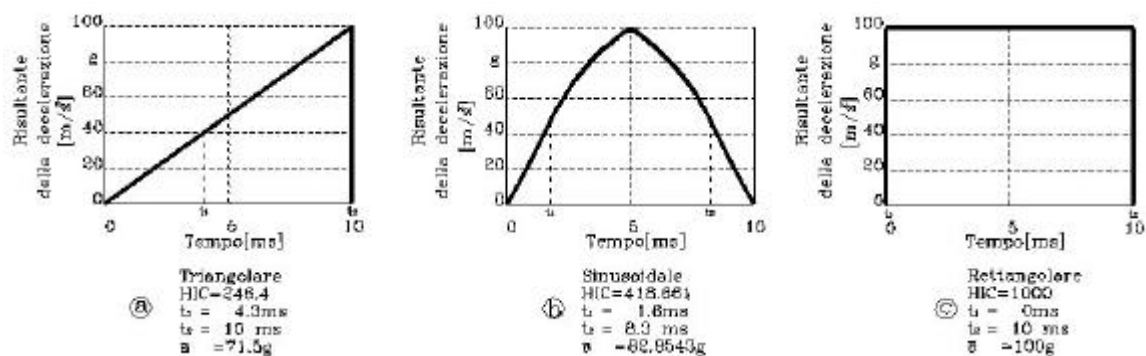


Figura 3: esempi per il calcolo dell'HIC.

Se, ad esempio, è presente una curva di tipo rettangolare, il cervello è sollecitato dalla massima decelerazione, che è efficace per tutto il periodo dell'incidente. Nel caso in cui la curva caratteristica sia di tipo sinusoidale, la decelerazione aumenta gradatamente, raggiunge un valore massimo e decresce di nuovo gradatamente: in questo modo la sollecitazione al cervello è più bassa. La curva triangolare mostra la soluzione migliore perché la decelerazione aumenta uniformemente fino al massimo ed in seguito decresce rapidamente fino ad annullarsi.

Nella (1) la quantità t_2-t_1 può essere sostituita dal valore Δt . La (1) diventa:

$$HIC * g = \Delta t \left[\frac{1}{\Delta t} \int_{t_1}^{t_1+\Delta t} a g dt \right]^{2.5} \quad (2)$$

Possiamo sostituire l'integrale con la variazione di velocità che si verifica nell'intervallo di tempo Δt :

$$HIC = \Delta t \left[\frac{\Delta V}{g \Delta t} \right]^{2.5} \quad (3)$$

Per la procedura NHTSA, Δt deve essere minore di 36 ms, ma da studi effettuati utilizzando i dati provenienti da prove ATD (Anthropometric Test Devices) si nota che tale valore oscilla intorno a 12 ms. Scelto $\Delta t=12 \text{ ms}$, $a=10 \text{ m/s}^2$ e $\Delta V=V_0-V_C$ (dove V_0 è la velocità del veicolo prima dell'impatto e V_C è la velocità d'impatto comune sia al veicolo che all'occupante, posto che la testa di questi sia a contatto con la portiera già prima dell'impatto), dobbiamo imporre che:

$$\mathbf{HIC < 1000}$$

per i limiti fissati dalla procedura NHTSA.

I traumi del torace da impatto frontale sono dovuti principalmente alla pressione esercitata durante l'impatto dal tratto a bandoliera della cintura di sicurezza.

La cintura incrocia il torace, aderendogli e passa sopra la spalla, a ridosso della clavicola.

Inoltre buona parte delle lesioni in soggetti non cinturati si verificano per traumi diretti, quali l'urto contro il volante ed il cruscotto.

Gli effetti di un trauma toracico possono essere:

- ❖ contusione parietale semplice o con ematoma;
- ❖ frattura isolata dello sterno;
- ❖ fratture costali o volet toracico;
- ❖ lesione del diaframma;
- ❖ contusione del cuore.

L'energia applicata sulla parete anteriore del torace può comunque coinvolgere gli organi all'interno: lesioni degli organi endo - toracici con prognosi gravissima possono avvenire senza evidenza di fratture sternali o costali a causa dell'elasticità della gabbia toracica.

Tuttavia nel caso di fratture costali l'energia d'impatto viene dissipata parzialmente e ciò pertanto diminuisce l'entità di energia trasferita agli organi interni, tanto da ridurre in maniera considerevole la possibilità di lesioni. Il criterio per calcolare i danni al torace proposto dal NHTSA, nel caso d'impatto frontale, inizialmente si basava sulla risultante dell'accelerazione toracica misurata sul dummy Hybrid II; si notò, però, che questo dummy non aveva la capacità di misurare la deformazione della cassa toracica. Di conseguenza l'unico parametro utile era l'accelerazione. Attualmente Hybrid III ha permesso di poter calcolare la deformazione in presenza sia d'air bag, sia di cinture di sicurezza: si è fissato un limite di 51 millimetri per le cinture e di 76 millimetri per gli air bag. Alla fine degli anni 90 il limite di 76 mm è stato adottato sia per solo air bag, sia per la presenza del complesso airbag – cinture di sicurezza. L'indice che consente di avere un valore dei danni subiti in caso di impatto è il "Thoracic Trauma Index (TTI)":

$$TTI = 0.5(G_R + G_{LS})$$

dove G_R è la massima accelerazione della costola e G_{LS} è il massimo valore dell'accelerazione nella parte più bassa della colonna vertebrale.

Questo indice è basato interamente su prove eseguite su cadaveri: questi, muniti di strumenti, vengono lanciati a diverse velocità contro muri rigidi ed imbottiti.

I valori standard di tale indice variano tra 85 e 90. I valori limite relativamente al torace sono riassunti nella tabella 1. E' possibile far riferimento ad una procedura analitica per calcolare il TTI; le leggi della cinematica consentono di evincere la seguente relazione:

$$V_f = V_i + a\Delta t$$

dove:

V_f = velocità finale del torace; V_i = velocità iniziale del torace; a = accelerazione media del torace; Δt = tempo d'urto (generalmente minore di 15 ms).

VALORI LIMITE	PROVE	DESCRIZIONE
s= 50.8 mm s= 76.2 mm	FMVSS 208	Impatto frontale; compressione del torace relativamente alla colonna vertebrale, corrispondente valore in caso d'uso di un sistema air- bag
$a_{3ms} = 60g$	FMVSS 208	Impatto frontale (risultante dell'accelerazione toracica di un dummy)
$a_{3ms} = 50g$	FMVSS 213	Esame del dispositivo di ritenuta nel caso di bambini (risultante dell'accelerazione toracica di un dummy bambino)
F= 11100 N	FMVSS 203 EWG 74/297 ECE R 21	Forza esercitata dalla cintura di sicurezza in caso d'incidente
TTI= 85g (4 porte) TTI= 90g (2 porte)	FMVSS 214	Impatto laterale (calcolo delle accelerazioni della costola e della colonna vertebrale)

Tabella 1: limiti massimi per torace.

Posto che l'accelerazione media della costola dell'ATD (Antropometric Test Devices) sia uguale a TTI quando l'ATD è a contatto con la portiera si ottiene:

$$TTI * g = \frac{V_f - V_i}{\Delta t} = \frac{\Delta V}{\Delta t} < 90g$$

Il criterio per la determinazione dei danni al bacino è dato dal parametro P_y , pari a:

$$(P_y * g)_{\max} = \left[\frac{\Delta V}{\Delta t} \right]_{\max} \leq 1300m/s^2$$

dove $\Delta t = 10$ ms. E' l'unica misura esistente per gli arti inferiori, malgrado danni presenti in questi sono frequenti, costosi ed inabilitanti. Il limite massimo per le forze agenti sul femore è stato fissato a 10000 N.

Un parametro indicativo dei danni subiti complessivamente dopo un urto è l'**Abbreviated Injuri Scale (AIS)**: questo è un sistema di valutazione anatomica, introdotto per la prima volta nel 1969. Da allora è stato sempre revisionato ed aggiornato in maniera tale da garantire un'accurata classifica della severità delle ferite. L'ultimo aggiornamento risale al 1990 da parte della "Association for the Advancement of Automotive Medicine".

VALORI	VALUTAZIONE AIS	TIPO DI DANNO	REGIONI INTERESSATE
1	Lieve	Distorsioni, lievi contusioni, abrasioni.	Estremità inferiori e superiori, volto.
2	Moderato	Slogature, lacerazioni, contusioni, lievi fratture.	Estremità inferiori e superiori, volto, testa.
3	Serio	Fratture, rotture, gravi contusioni, commozioni cerebrali.	Estremità inferiori e superiori, volto, testa, addome.
4	Severo	Gravi lacerazioni, gravi contusioni, fratture multiple.	Torace, cervello.
5	Critico	Vari.	Cervello.
6	Mortale	Vari.	Torace, colonna vertebrale.

Tabella 2: abbreviated Injuri Scale

Le ferite sono classificate con una scala di valori, che vanno da 1 a 6. L'AIS rappresenta il "pericolo per la vita", associato con una ferita e ciò significa che non rappresenta una misura completa della severità. Si ha, quindi (tab. 2.):Un individuo, in un incidente, può subire diverse ferite, che possono avere valori differenti d'AIS. Per tale motivo, si preferisce calcolare un unico valore che tenga conto della totalità delle varie ferite. Vengono, quindi, introdotti lo **Injuri Severity Score (ISS)** e il **Maximum AIS (MAIS)**. L'ISS tiene conto delle differenti parti ferite del corpo e della severità di queste per ogni regione corporale. Per poterlo calcolare, bisogna individuare tre parti del corpo maggiormente ferite: noto l'AIS di ciascuna di esse, i tre numeri vengono elevati al quadrato e sommati. Se il risultato di tale operazione è minore rispetto l'AIS di ciascuna regione, allora si tiene in considerazione solo questo valore di severità. I valori dell'ISS sono compresi tra un minimo pari ad uno ed un massimo pari a 75 (fig.4). Si nota che una persona, con almeno una ferita pari ad AIS=6, riceve automaticamente un ISS pari a 75. Il MAIS è, semplicemente, il valore più alto di severità (fig. 4.). Per esempio, se un passeggero ha ricevuto un colpo di frusta (di severità 1), una commozione cerebrale (di severità 2) ed una frattura del femore (di severità 3), il valore del MAIS sarà 3 (l'ISS, in questo caso, vale: $3^2+2^2+1=14$).

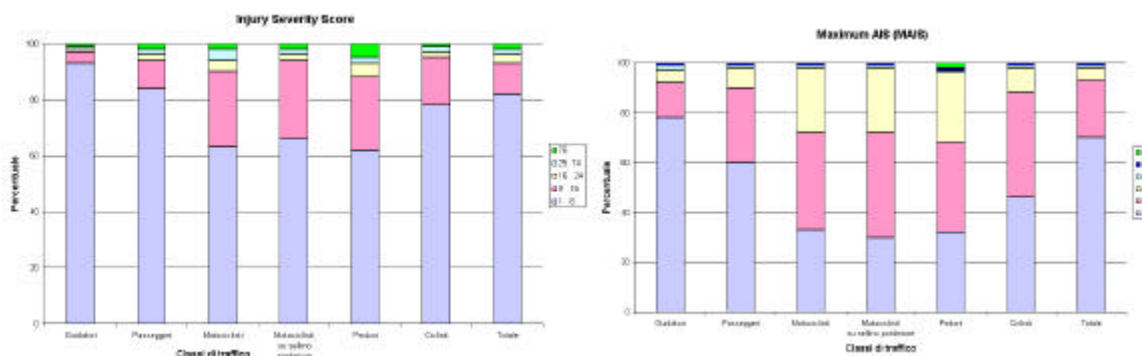


Figura 4: componenti del traffico, Injuri Severity Score e Maximum AIS.

3. Modello matematico

Nell'ambito di una serie di ricerche svolte presso il dipartimento di Ingegneria Civile e Ambientale dell'Università degli Studi di Catania, si è sviluppato un modello analitico per la simulazione dell'urto dei veicoli contro le barriere di sicurezza. Partendo dal modello proposto da R.H.Macmillan, basato su una schematizzazione in cui l'urto dei veicoli avviene frontalmente contro un ostacolo rigido, si è elaborata una procedura mirata all'ampliamento del campo di validità del modello medesimo. In particolare si sono introdotte opportune modifiche in grado di consentire la simulazione dell'impatto dei veicoli al variare dei seguenti parametri:

1. la rigidità complessiva della barriera;
2. l'angolo di impatto.



Figura 5: particolare di una barriera a tripla onda.

Le effettive caratteristiche di flessibilità della barriera dipendono non soltanto dal modulo di elasticità dell'acciaio di cui sono costituiti sia il nastro che i paletti ma anche da altri elementi; in particolare bisogna prendere in considerazione la "risposta" all'urto dei distanziatori e la profondità e le modalità d'infissione dei paletti.

Si tratta di una serie di parametri che determinano l'efficacia di quell'"effetto catenaria" che costituisce appunto la peculiarità delle barriere metalliche.

Utilizzando i dati di "crash" relativi ad una serie di barriere (bordo ponte H3, bordo ponte H2, bordo ponte B3, bordo laterale H4b, bordo laterale H1, bordo laterale B2, bordo laterale H2), si è elaborata una procedura in cui le formulazioni di Macmillan sono state adeguatamente modificate a mezzo di fattori correttivi deducibili direttamente dai dati sperimentali. In quest'ottica, *il modello da noi approntato può essere correttamente utilizzato soltanto se opportunamente "tarato" con i dati provenienti dalle prove di crash.*

Con la metodologia elaborata è possibile calcolare in primo luogo il cosiddetto **modulo di deformazione della barriera (K_b)**; si tratta di un coefficiente che deve mettere in conto l'influenza dei parametri che determinano l'effetto catenaria della barriera e che, nel contesto del modello matematico, è rappresentato da un fattore moltiplicativo del modulo di schiacciamento del veicolo (K).

In secondo luogo ci si è svincolati dall'ipotesi di urto frontale; a tal fine si è agito sull'entità del modulo del vettore velocità, in tutte quelle relazioni in cui esso determina la variabilità delle accelerazioni e degli schiacciamenti subiti dal veicolo. In particolare come si evince dalla figura 6., si è fatto riferimento alla componente $V_1 \cdot \sin \alpha$, essendo α l'angolo di impatto e V_1 la velocità del veicolo prima dell'urto.

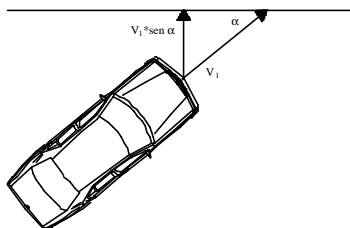


Figura 6: deduzione della componente del vettore velocità.

La possibilità di simulare l'urto inclinato è importante anche in virtù del fatto che il processo di taratura del modello analitico avviene considerando il sistema di accelerazioni che si manifesta corrispondentemente ad un angolo di impatto $\alpha = 20^\circ$; pertanto, l'iter procedurale che porta alla determinazione del modulo di deformazione della barriera (K_b), deve avere inizio prendendo in considerazione la componente inclinata del vettore velocità.

La deduzione del modulo K_b avviene pertanto a mezzo della seguente procedura a cascata:

- ❖ acquisizione dei dati relativi alle tre componenti dell'accelerazione che, in una prova di crash su barriera, vengono registrati in corrispondenza di un punto del veicolo posto in prossimità del baricentro;
- ❖ calcolo del modulo complessivo dell'accelerazione, mediante la composizione algebrica delle tre componenti valutate al punto precedente;
- ❖ attivazione di un processo iterativo che prevede l'utilizzo combinato di una serie di equazioni al fine di esprimere la legge di variazione nel tempo dell'accelerazione, imponendo che il valore massimo ricavato analiticamente sia uguale a quello dedotto sperimentalmente. L'uguaglianza appena enunciata ($a_{\max(\text{analitico})} = a_{\max(\text{sperimentale})}$) funge anche da condizione di base per calcolare sia il coefficiente di restituzione (e^*) sia il modulo di deformazione della barriera (K_b).

In definitiva, il processo iterativo di taratura del modello si arresta non appena si attinge al valore del modulo K_b che, coerentemente con i valori di e^* , permette il soddisfacimento dell'uguaglianza tra i valori massimi delle accelerazioni (quella reale e quella simulata analiticamente) che si manifestano nell'intervallo di tempo in cui si espletano le modalità dell'urto.

La figura 7. rappresenta, infine, il diagramma di flusso che schematizza la procedura per la valutazione dell'urto inclinato di un veicolo contro una barriera di sicurezza avente caratteristiche complessive di deformabilità tali da consentirne una risposta del tipo "ad effetto catenaria".

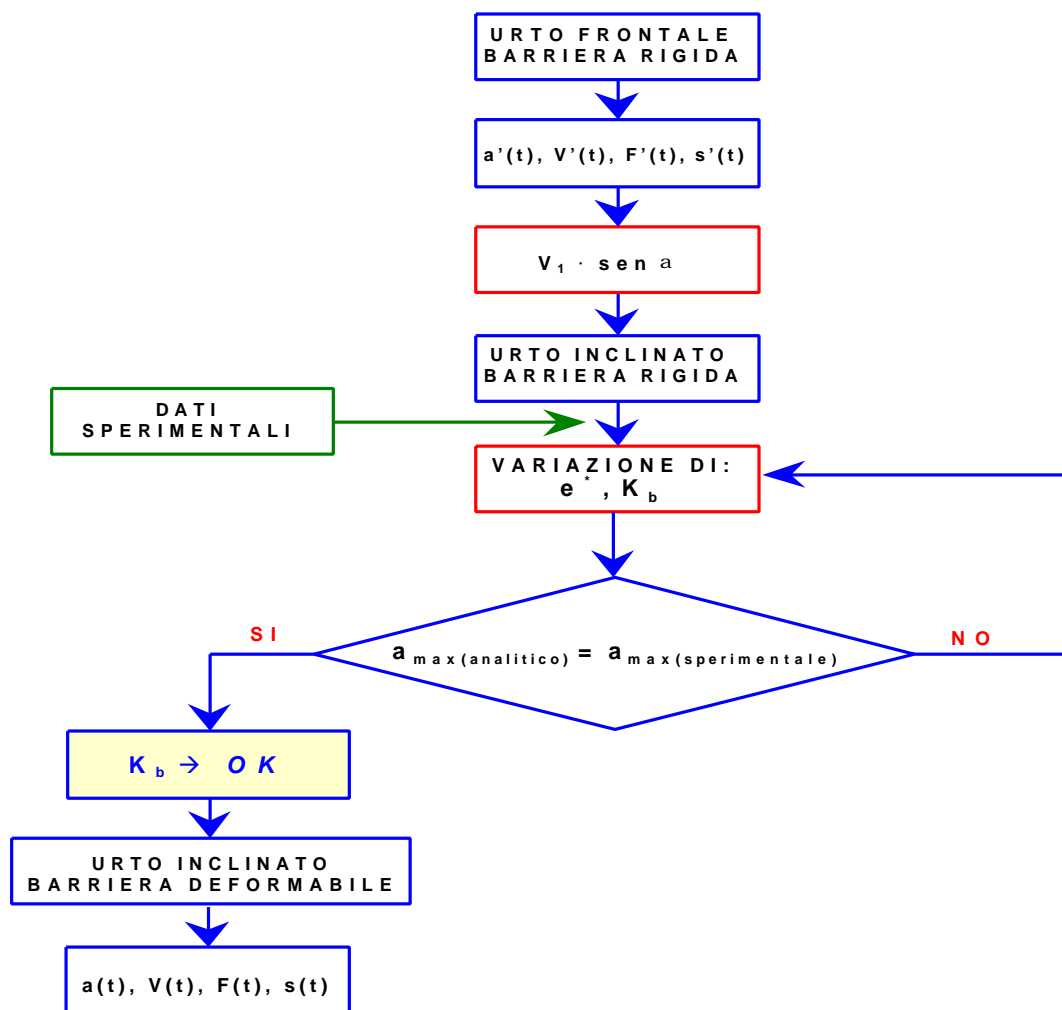


Figura 7: diagramma di flusso relativo al modello di simulazione dell'urto inclinato di un veicolo contro una barriera deformabile.

A supporto di tale modello di simulazione, è stato elaborato un software in grado di calcolare tutti i parametri necessari per la valutazione dei danni occorrenti agli occupanti un veicolo.

E' nato così il software S.U.B.S. (Simulazione degli Urti contro le Barriere di Sicurezza): è un'applicazione che gira sotto Microsoft Excel® e sostanzialmente si fonda sull'assemblaggio di una serie di fogli di lavoro tra loro collegati (fig. 8).⁽¹⁾

Il modello elaborato contiene poi una procedura per la valutazione dell'Indice A.S.I. (Acceleration Severity Index).

Tale indicatore esprime il livello di accelerazioni subite dagli occupanti del veicolo partendo dai risultati forniti dagli accelerometri montati all'interno del veicolo collidente lungo i tre assi principali:

$$ASI(t) = \left[\left(\frac{\bar{a}_x}{\hat{a}_x} \right)^2 + \left(\frac{\bar{a}_y}{\hat{a}_y} \right)^2 + \left(\frac{\bar{a}_z}{\hat{a}_z} \right)^2 \right]^{\frac{1}{2}}$$

⁽¹⁾ Leonardi S., Pappalardo G. (2000) Analisi critica delle attuali norme sull'omologazione delle barriere di sicurezza stradali. Atti del X Convegno SIIV, Acireale (CT)

dove $\bar{a}_x, \bar{a}_y, \bar{a}_z$ sono le accelerazioni massime tollerabili dal corpo umano lungo gli assi di riferimento x, y, z; $\overline{a}_x, \overline{a}_y, \overline{a}_z$ sono le accelerazioni rilevate sul veicolo in un intervallo di $d = 50$ ms esprimibili come: $\overline{a}_x = \frac{1}{d} \int_t^{t+d} a_x dt$; $\overline{a}_y = \frac{1}{d} \int_t^{t+d} a_y dt$; $\overline{a}_z = \frac{1}{d} \int_t^{t+d} a_z dt$.

I valori di riferimento per quanto riguarda le accelerazioni tollerabili dagli occupanti sono: $\bar{a}_x = 12g$; $\bar{a}_y = 9g$; $\bar{a}_z = 10 g$; con $g = 9.81 \text{ m/s}^2$.

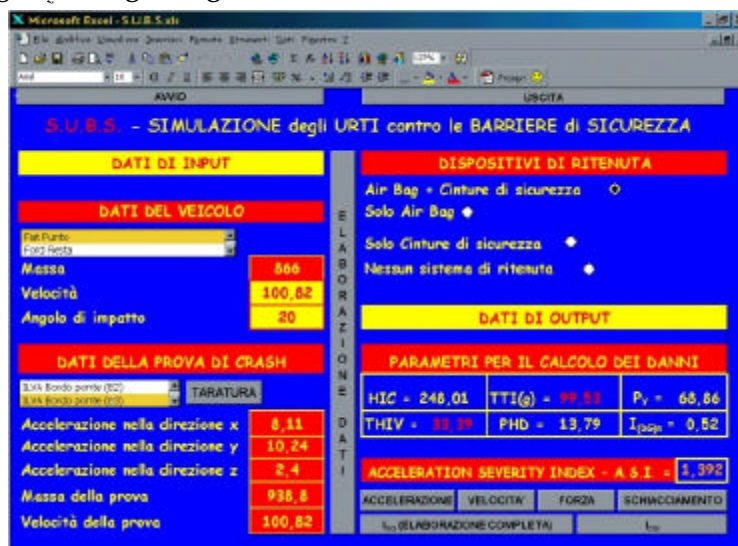


Figura 8: schermata del software S.U.B.S.

In funzione dei valori dell'ASI, si è ritenuto opportuno definire una scala, rappresentata dalla "Classe di Severità S", con la quale esprimere la severità degli impatti, in termini di accelerazioni a carico degli occupanti.

Tale classe è caratterizzata da un pedice crescente all'aumentare del valore dell'indice A.S.I.. Le barriere analizzate sono quelle riportate nella seguente tabella (tab. 3.):

Tipo di barriera	Indice A.S.I.	Classe di Severità	Tipo di barriera	Indice A.S.I.	Classe di Severità
Bordo ponte H3 (B2)	1.2	Bordo ponte S ₁	Bordo laterale H4b (B3)	0.88	Bordo laterale S _{1(b)}
Bordo ponte H2 (B1)	1.3	Bordo ponte S ₂	Bordo laterale H1 (A3)	0.9	Bordo laterale S _{1(a)}
Bordo ponte B3	1.33	Bordo ponte S ₃	Bordo laterale B2	0.97	Bordo laterale S ₂
			Bordo laterale H2 (B1)	1.0	Bordo laterale S ₃

Tabella 3: classi di Severità per le barriere di tipo bordo ponte e bordo laterale.

Per ognuna di tali barriere è stato calcolato il valore del modulo di deformazione K_b ; i risultati di tale elaborazione sono riassunti nella tabella 4.

Tipo di barriera	Modulo di deformazione della barriera K_b
Bordo ponte S ₁	0.28
Bordo ponte S ₂	0.33
Bordo ponte S ₃	0.38
Bordo laterale S _{1(a)}	0.13
Bordo laterale S _{1(b)}	0.14
Bordo laterale S ₂	0.17
Bordo laterale S ₃	0.20

Tabella 4: valori del modulo di deformazione delle barriere analizzate.

Mediante il software S.U.B.S. è stato poi possibile analizzare l'andamento dell'Indice A.S.I. per le diverse tipologie di barriere analizzate in questo studio.

Considerando dapprima tale andamento al variare dell'angolo d'impatto, otteniamo i risultati espressi nella figura 9..

I valori limite considerati sono quelli imposti dalla normativa: ricordiamo infatti che tutte le barriere ed i dispositivi di ritenuta di tutte le classi devono corrispondere ad un indice A.S.I. minore o uguale ad 1, ottenuto con un'autovettura.

E' ammesso un indice A.S.I. fino a 1.4 per le barriere ed i dispositivi destinati a punti particolarmente pericolosi nei quali il contenimento del veicolo in svio diviene un fattore essenziale ai fini della sicurezza.

Dall'analisi di tale andamento (fig. 9.) possiamo dedurre le seguenti considerazioni:

- ◆ le barriere del tipo "bordo laterale" risultano verificate fino ad angoli d'impatto di 20°. Superando tale limite (che per questo tipo è di 1), l'indice A.S.I. ha un andamento crescente fino a raggiungere valori fino a 2.6, nel caso della barriera di classe S₃;
- ◆ le barriere del tipo "bordo ponte", per le quali il limite è posto pari a 1.4, sono anch'esse verificate per angoli d'impatto non superiori a 20°. Per valori superiori il range di variazione dell'indice A.S.I. si mantiene tra 1.5 ed 3.5, triplicando nel caso della barriera di classe S₃ il valore limite ammissibile.

Considerando la variazione dell'indice A.S.I., mantenendo costante l'angolo d'impatto (20°) e variando la velocità, otteniamo i risultati espressi nella figura 10..

Si possono svolgere le seguenti osservazioni:

- ◆ le barriere di tipo "bordo laterale" raggiungono il valore limite pari all'unità per velocità di 95 Km/h (nel caso di quella appartenente alla classe S₃). All'incrementarsi delle velocità, presentano un indice A.S.I. che si mantiene al di sotto della seconda soglia (pari a 1.4). Il comportamento migliore compete alla barriera classe S_{1(a)}: solo per valori elevati (130 Km/h) mette a rischio gli occupanti del veicolo con non tollerabili valori dell'indice A.S.I.;
- ◆ le barriere di tipo "bordo ponte" manifestano un comportamento maggiormente critico: già alle basse velocità (70 Km/h) raggiungono il primo limite ed all'incrementarsi di questa il valore dell'A.S.I. cresce linearmente, superando la seconda soglia. Nel caso particolare della classe S₃, in corrispondenza delle condizioni estreme, si raggiunge un valore prossimo a 1.8.

Dall'analisi dell'andamento dell'indice A.S.I. si può evincere come esso venga "agevolmente" superato e non più soddisfatto non appena variano le modalità di prova. Inoltre i risultati di questa simulazione mettono in risalto le prestazioni troppo elevate, in termini di resistenza, da parte delle barriere "super resistenti", come già più volte fatto osservare da altri studiosi del settore.

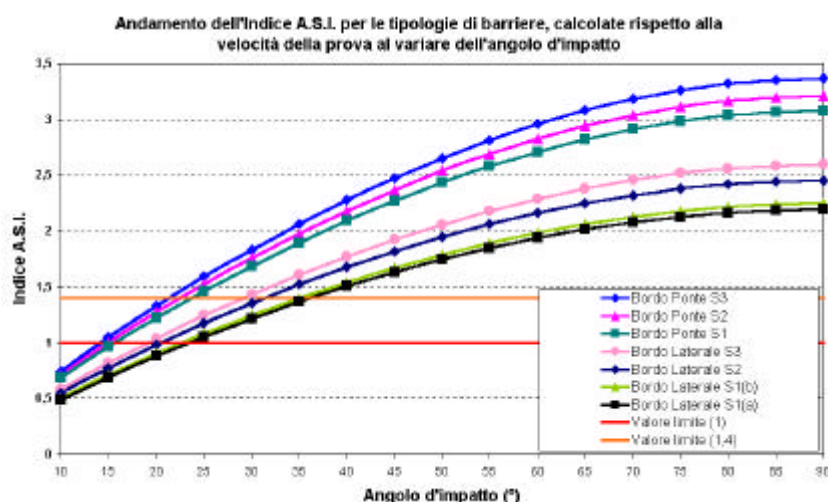


Figura 9: andamento dell'Indice A.S.I. per le tipologie di barriere, calcolate rispetto alla velocità della prova al variare dell'angolo d'impatto.

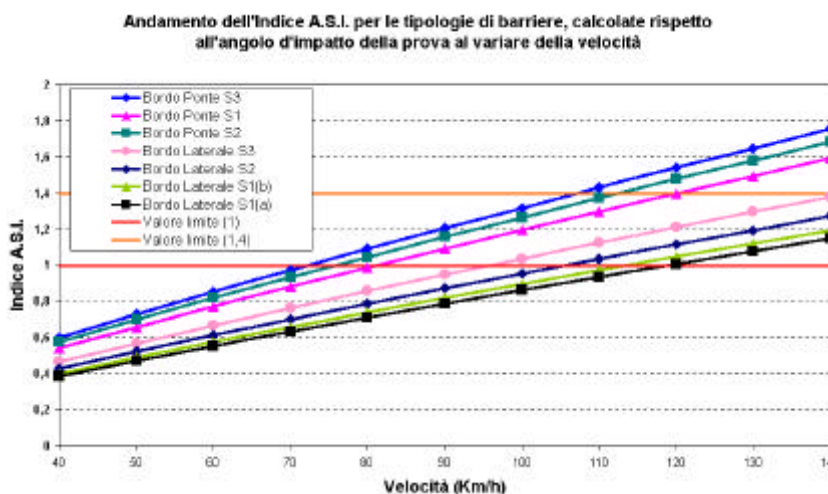


Figura 10: andamento dell'Indice A.S.I. per le tipologie di barriere, calcolate rispetto all'angolo d'impatto della prova al variare della velocità.

4. Valutazione degli indici HIC, TTI, P_y nel contesto del modello elaborato

Il modello analitico elaborato in base ai criteri esposti precedentemente consente di valutare il sistema di forze e di accelerazioni che si innescano quando un veicolo urta contro una barriera deformabile.

E' possibile pertanto calcolare gli indici HIC, TTI, P_y , che sono in grado di quantificare i danni potenziali agli occupanti un veicolo che impatta contro una barriera metallica. Abbiamo calcolato, dapprima, l'indice HIC, al variare della velocità e dell'angolo d'impatto, per quattro tipologie di barriere (due di tipo bordo laterale, due di tipo bordo ponte).

E' possibile trarre le seguenti considerazioni:

- le barriere di tipo "bordo laterale" garantiscono un adeguato livello di protezione alla testa degli occupanti. Mentre per quella di classe S_{1a} il valore limite non viene mai raggiunto, per la barriera di classe S_2 il limite ammissibile viene superato solo per velocità superiori a 70 Km/h ed elevati angoli d'impatto (superiori a 40°);

- le barriere del tipo “bordo ponte” manifestano, invece, il peggior livello di protezione per gli occupanti il veicolo. Si rileva, in particolare come l'indice HIC possa raggiungere valori pari a 6 volte il limite massimo ammissibile. Per la barriera di tipo S3 si nota, inoltre, come le curve, descrittrici dell'andamento dell'indice, già alla velocità di 90 Km/h si trovano al di sopra della retta indicativa del valore ammissibile, per tutti gli angoli d'impatto sopra i 50°.
- Riportiamo di seguito i diagrammi relativi ai risultati ottenuti (figg. 11./12./13./14.).

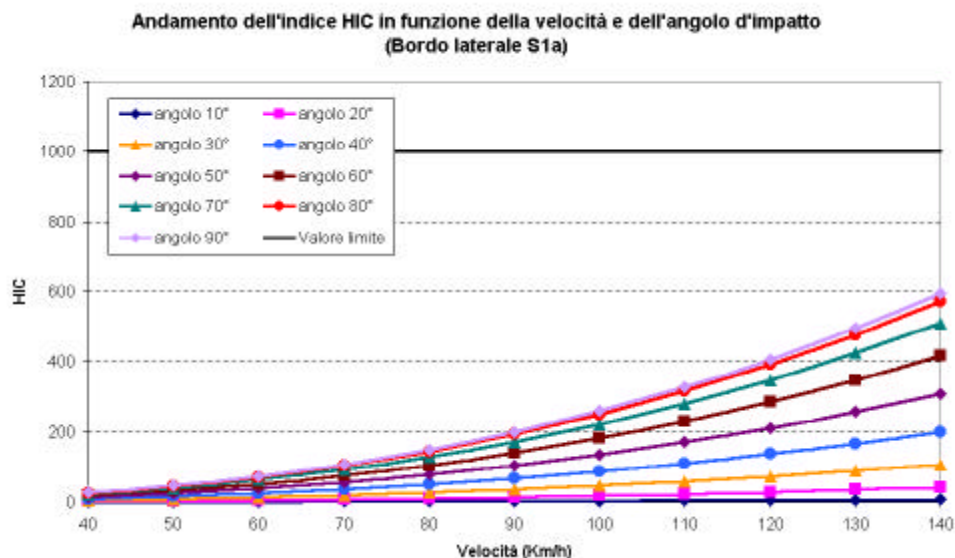


Figura 11: andamento dell'indice HIC per la barriera bordo laterale classe S_{1a}, calcolato al variare dell'angolo d'impatto e della velocità.

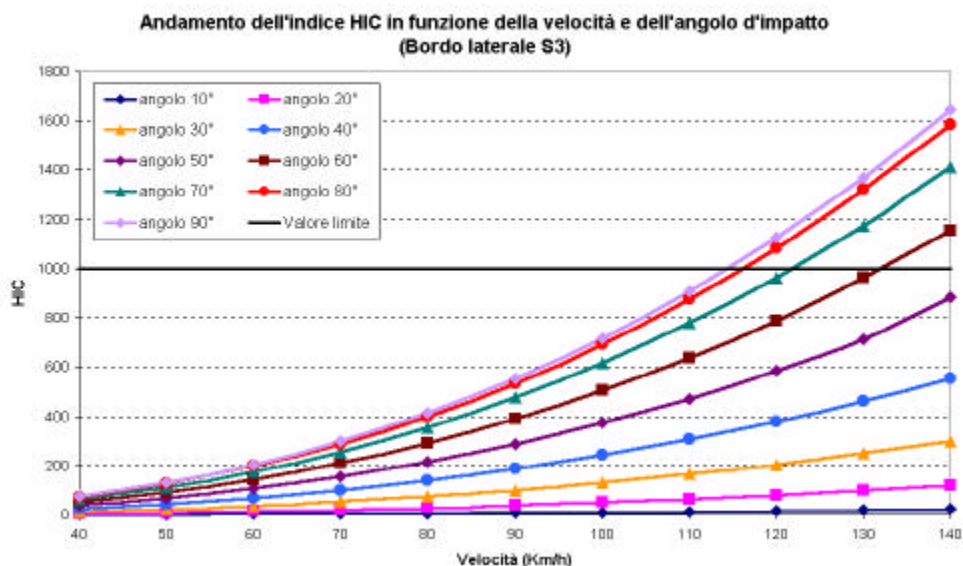


Figura 12: andamento dell'indice HIC per la barriera bordo laterale classe S₃, calcolato al variare dell'angolo d'impatto e della velocità.

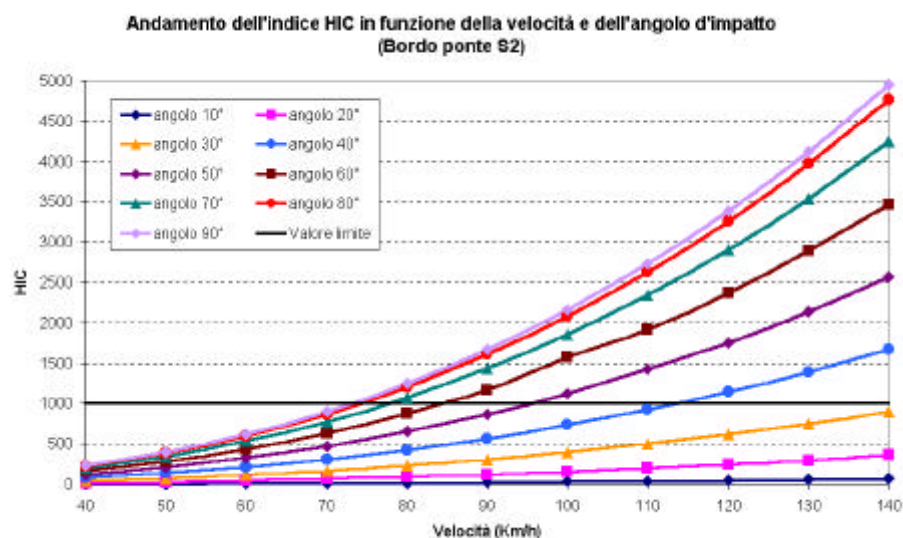


Figura 13: andamento dell'indice HIC per la barriera bordo ponte classe S₂, calcolato al variare dell'angolo d'impatto e della velocità.

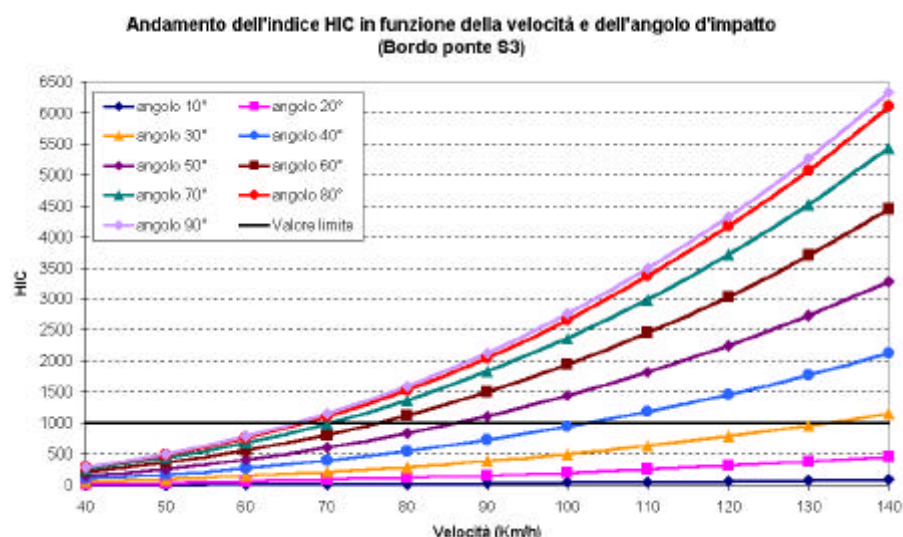


Figura 14: andamento dell'indice HIC per la barriera bordo ponte classe S₃, calcolato al variare dell'angolo d'impatto e della velocità.

Dalle elaborazioni effettuate sull'andamento dell'indice TTI, in funzione della velocità e dell'angolo d'impatto, si è notata la scarsa influenza di quest'ultimo sulle variazioni assunte da tale indice.

Analizzandole, quindi, al variare del parametro velocità, per un angolo di 20°, si evince come le barriere di tipo "bordo laterale" offrono un buon grado di protezione del torace, mantenendo l'indice TTI sempre al di sopra del valore limite.

Le barriere di tipo "bordo ponte", invece, manifestano un comportamento maggiormente critico: in particolare, nel caso della barriera di classe S₃, tale indice raggiunge il limite ammissibile già alla velocità di 100 Km/h.

Quest'ultima osservazione conferma l'opportunità di garantire, già a partire dalle prove di crash, la spostabilità delle barriere da ponte al fine di simulare il reale comportamento delle barriere messe in opera.

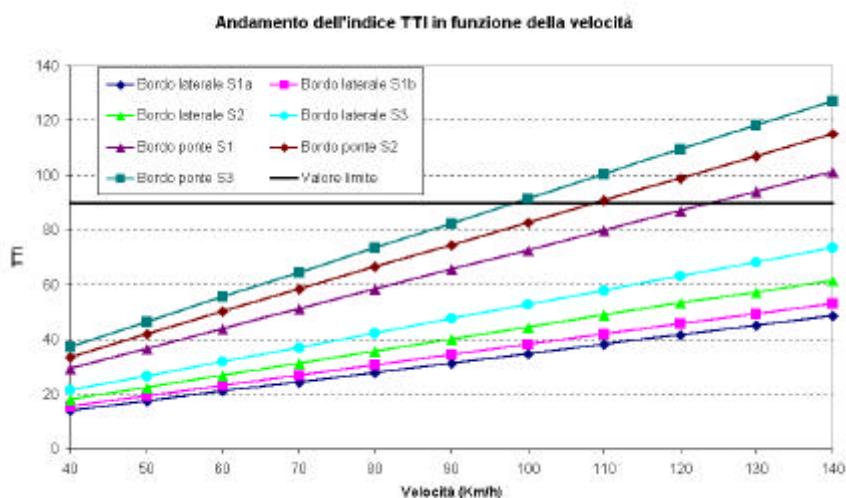


Figura 15: andamento dell'indice TTI per le tipologie di barriere analizzate, al variare della velocità per un angolo d'impatto di 20°.

Anche nel caso dell'indice P_y , l'angolo d'impatto fornisce una dipendenza trascurabile; si nota piuttosto un suo andamento crescente linearmente con la velocità. Malgrado ciò, tutte le barriere analizzate presentano un ottimo comportamento nei confronti della protezione della cintura pelvica: infatti, in nessuno dei casi analizzati, si arriva al raggiungimento del valore limite ammissibile.

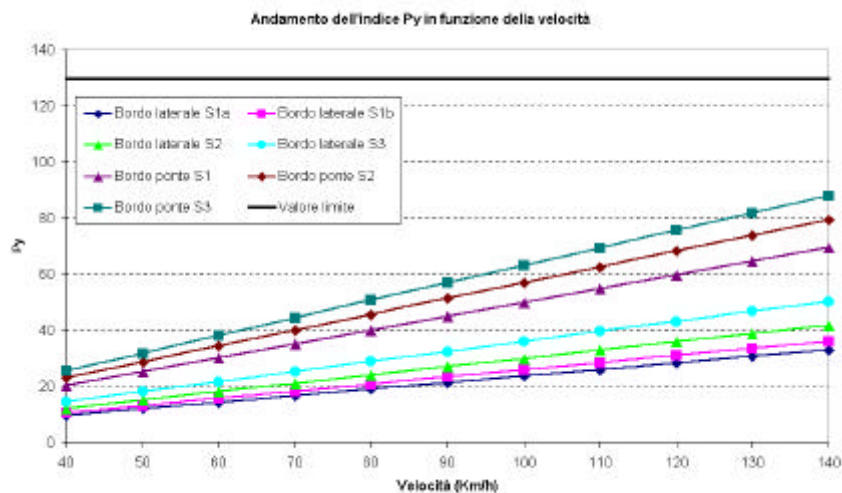


Figura 16: andamento dell'indice P_y per le tipologie di barriere analizzate, al variare della velocità per un angolo d'impatto di 20°.

4. Conclusioni

Le metodologie di studio basate sulla simulazione numerica degli eventi, hanno sempre affascinato gli studiosi di varie discipline. In particolare, il confronto tra il risultato di una simulazione e quello dedotto da un'indagine sperimentale è un'attività frequente e la cui positività dei riscontri è un risultato sicuramente auspicabile.

Nell'ambito del presente studio si è voluto applicare un modello di simulazione del comportamento degli elementi di ritenuta, al fine di evidenziare, oltre all'utilità delle metodologie di simulazione medesime, anche alcuni aspetti della normativa che, a nostro avviso, andrebbero rivisti.

Nello specifico, anche grazie al supporto di dati delle prove di crash recentemente realizzati in Italia, si è impostata una metodologia in grado di simulare gli effetti sul conducente e sui passeggeri dei veicoli che urtano contro gli elementi di ritenuta. Da tale indagine si è potuto notare come, l'introduzione di alcuni indicatori del danno sugli utenti, renda necessaria la rivisitazione di alcuni "passaggi" della normativa sulla costruzione, omologazione e classificazione delle barriere stradali, soprattutto al fine di evitare che le conseguenze sull'uomo per effetto degli impatti contro le barriere risultino oltremodo perniciose.

Tale ricerca si inquadra nell'ottica delle moderne tendenze di progetto mirate alla ricerca di metodi progettuali che mettano in conto parametri atti a descrivere meglio l'influenza del fattore umano nei vari stadi di progetto e di riqualificazione delle infrastrutture di trasporto.

Si ritiene, infatti, che tali metodologie, opportunamente supportate da modelli di simulazione, oltre a rappresentare il futuro della ricerca, rappresentino uno strumento praticamente indispensabile nell'ambito della definizione e della revisione di norme, in base a criteri traducibili in interventi progettuali sempre meno distanti dalle reali aspettative degli utenti.

Riferimenti bibliografici

Copes WS, Sacco WJ, Champion HR, Bain LW (1989), *Progress in Characterising Anatomic Injury*. Proceedings of the 33rd Annual Meeting of the Association for the Advancement of Automotive Medicine, Baltimore (USA)

An. Costanzo, F. De Angelis, Al. Costanzo, L. Serafini (2000), *Traumi del torace da impatto: è possibile prevenirli?*. Atti del XII Congresso Nazionale Soc.I.Tra.S. (Società Italiana di Traumatologia della Strada)

Lamm R., Psarianos B., Maiaender T. (1999), *Highway Design and Traffic Safety Engineering Handbook*. McGraw – Hill Handbooks

Lazazzera M., Marsella L.T. (1996), *Le invalidità nei traumi frontali. Considerazioni medico – legali e medico – sociali*. Atti del XII Congresso Nazionale Soc.I.Tra.S. (Società Italiana di Traumatologia della Strada).

Leonardi S., Pappalardo G. (2000) *Analisi critica delle attuali norme sull'omologazione delle barriere di sicurezza stradali*. Atti del X Convegno SIIV, Acireale (CT)

Leonardi S., Pappalardo G. (2000), *Analisi critica delle caratteristiche prestazionali delle barriere di sicurezza*. Quaderno n° 110, Istituto di Strade Ferrovie ed Aeroporti, Università degli Studi di Catania

Pappalardo G. (2000), *Analisi critica dei dati sperimentali sul comportamento dei veicoli che urtano contro le barriere di sicurezza ed elaborazione di un modello di simulazione a supporto dei criteri di omologazione degli elementi stradali di ritenuta*. Tesi di laurea Università degli Studi di Catania. Facoltà di Ingegneria. Dipartimento di Ingegneria Civile e Ambientale

Peacock B., Karwowski W. (1993), *Automotive Ergonomics*. Taylor & Francis

Ray M. H., Hiranmayee K. (2000), *Evaluation Human Risk in Side Impact Collisions with Roadside Objects*. Transportation Research Board, 79th Annual Meeting