



Universitatea
Transilvania
din Braşov



Universitatea
Transilvania
din Braşov

ŞCOALA DOCTORALĂ INTERDISCIPLINARĂ
Facultatea: Inginerie Mecanică

Ing. Ovidiu Andrei CONDREA

CERCETAREA ŞI MODELAREA IMPACTULUI AUTOVEHICUL-BICICLIST

RESEARCH AND MODELLING OF THE VEHICLE-CYCLIST IMPACT

Rezumat / Abstract

Conducător ştiinţific
Prof.dr.ing. Anghel CHIRU

BRAŞOV, 2021

D-lui (D-nei)

COMPONENȚA

Comisiei de doctorat

Numită prin ordinul Rectorului Universității Transilvania din Brașov

Nr. din

PREȘEDINTE:	Prof.dr.ing. Ioan Călin ROȘCA
CONDUCĂTOR ȘTIINȚIFIC:	Prof.dr.ing. Anghel CHIRU
REFERENȚI:	Prof.dr.ing. Eugen Victor Cristian RUSU
	Prof.dr.ing. Laurențiu MANEA
	Prof.dr.ing. Adrian ȘOICA

Data, ora și locul susținerii publice a tezei de doctorat:, ora, sala

Eventualele aprecieri sau observații asupra conținutului lucrării vor fi transmise electronic, în timp util, pe adresa ovidiu.condrea@unitbv.ro

Totodată, vă invităm să luați parte la ședința publică de susținere a tezei de doctorat.

Vă mulțumim.

CUPRINS

LISTA DE NOTAȚII	5
LISTA DE ABREVIERI	7
INTRODUCERE	8
1. ASPECTE GENERALE PRIVIND ACCIDENTELE RUTIERE	10
1.1 Accidentele rutiere – context actual și generalități	10
1.2 Clasificarea accidentelor rutiere și a celor vehicul-biciclist	10
1.3 Accidentele vehicul-biciclist – elemente statistice și particularități	11
1.4 Criterii de vătămare și toleranțe ale corpului uman	14
1.4.1 Vătămări specifice capului	14
1.4.2 Vătămări specifice gâtului	15
1.5 Sisteme de siguranță pasivă pentru bicicliști	16
1.5.1 Căști de protecție	17
1.5.2 Airbaguri cască	17
1.5.3 Airbaguri externe	18
1.6 Concluzii	18
1.7 Obiectivele tezei de doctorat	19
2. PARTICULARITĂȚILE IMPACTULUI VEHICUL-BICICLIST	21
3. MODEL MATEMATIC PENTRU STUDIUL IMPACTULUI VEHICUL-BICICLIST	22
3.1 Noțiuni teoretice și principii de bază pentru elaborarea modelului	22
3.2 Ipoteze de lucru adoptate pentru elaborarea modelului matematic	26
3.3 Model matematic pentru studiul impactului vehicul-biciclist	28
3.3.1 Stadiul actual al cercetărilor referitoare la modelarea matematică a impactului vehicul-biciclist	28
3.3.2 Structura modelului matematic	28
3.3.3 Parametrii de intrare-ieșire ai modelului matematic	30
4. PLANIFICAREA ȘI ORGANIZAREA EXPERIMENTELOR	32
5. ECHIPAMENTE, PROGRAME ȘI PROCEDURI UTILIZATE PENTRU ACHIZIȚIA ȘI PRELUCRAREA DATELOR EXPERIMENTALE	34
5.1 Echipamente utilizate pentru achiziția datelor experimentale	34
5.1.1 Măsurarea vitezei de deplasare prin intermediul sistemelor GPS	34
5.1.2 Măsurarea accelerației capului și toracelui M.A.T. cu sistemul PicDAQ5	35
5.1.3 Măsurarea accelerației autovehiculului cu sistemele PicDAQ, CDL-01 și CDL-02	35
5.2 Proceduri folosite pentru prelucrarea datelor experimentale	36
5.2.1 Noțiuni generice referitoare la erorile de măsurare	36
5.2.2 Calibrarea accelerometrelor utilizate în cadrul experimentelor	37
5.2.3 Filtrarea datelor	37
5.3 Aplicații ale programelor pentru prelucrarea datelor experimentale	39
5.3.1 Prelucrarea accelerației cu programul PocketDAQ Analyzer	39
5.3.2 Prelucrarea accelerației cu programul Accele	39
5.3.3 Prelucrarea vitezei prin intermediul programului NMEA	40
5.3.4 Prelucrarea înregistrărilor video cu programul Tracker Video Analysis and Modelling	

Tool	40
6. ACHIZIȚIA, PROCESAREA ȘI INTERPRETAREA DATELOR EXPERIMENTALE	41
6.1 Achiziția și prelucrarea datelor experimentale	41
6.1.1 Achiziția și prelucrarea datelor experimentale aferente VBR	41
6.1.2 Achiziția și prelucrarea datelor experimentale aferente VBM	42
6.1.3 Achiziția și prelucrarea datelor experimentale aferente VBC	43
6.1.4 Achiziția și prelucrarea datelor experimentale aferente VBE	45
6.2 Calculul criteriilor de vătămare HIC și NIC	46
6.2.1 Calculul criteriilor de vătămare aferente VBR	46
6.2.2 Calculul criteriilor de vătămare aferente VBM	46
6.2.3 Calculul criteriilor de vătămare aferente VBC	47
6.2.4 Calculul criteriilor de vătămare aferente VBE	47
6.2.5 Analiza valorilor criteriilor de vătămare	47
6.3 Validarea modelului matematic prin raportare la datele experimentale	48
6.4 Analiza comparativă a predicțiilor modelului matematic și simulărilor	50
6.5 Evaluarea rezultatelor în raport cu informațiile existente în literatura de specialitate	52
6.6. Evaluarea influenței vitezei vehiculului, în momentul impactului, asupra cinematicii și vătămării bicicliștilor	54
6.7 Concluzii	56
7. SISTEME DE SIGURANȚĂ PASIVĂ PENTRU BICICLIȘTI	57
7.1 Airbaguri cască și airbaguri externe pentru protecția bicicliștilor	57
7.2 Cercetarea influenței vitezei de impact asupra timpului de declanșare al airbagurilor cască	59
8. PROCEDEE DE RECONSTRUCȚIE A IMPACTULUI VEHICUL-BICICLIST	62
8.1 Metodologie de evaluare a parametrilor accidentului vehicul-biciclist folosind înregistrarea unei videocamere	62
8.2 Procedură de reconstrucție a accidentelor: vehicul-biciclist în cazul perforării parbrizului	66
8.3 Metodă de reconstrucție a impactului dintre vehicul și biciclist echipat cu airbag cască	70
9. CONCLUZII GENERALE, CONTRIBUȚII PERSONALE ȘI DIRECȚII VIITOARE DE CERCETARE	73
9.1 Concluzii finale	73
9.2 Contribuții personale	75
9.3 Direcții viitoare de cercetare	76
BIBLIOGRAFIE	77
ABSTRACT	84

CUVÂNT ÎNAINTE

Iată că, după o perioadă lungă și aparent interminabilă, teza de doctorat a fost finalizată, motiv pentru care țin să adresez cuvinte de grațitudine tuturor celor care m-au sprijinit în cadrul stagiaturii.

În primul rând, doresc să adresez mulțumiri sincere domnului Prof. Dr. Ing. Anghel CHIRU, pentru îndrumarea oferită de-a lungul acestor ani și coordonarea activităților științifice realizate, pentru sprijinul necondiționat și pentru introducerea mea într-o „nouă lume”, pentru toate acestea rămânându-i recunoscător.

Doresc să mulțumesc comisiei de îndrumare, respectiv domnului Prof. Dr. Ing. Nicolae ISPAS, domnului Prof. Dr. Ing. Sorin VLASE și domnului Prof. Dr. Ing. Adrian Ovidiu ȘOICA, pentru recomandările, soluțiile extrem de utile și direcțiile de investigație oferite pe parcursul cercetării, precum și pentru ajutorul acordat în elaborarea și corectarea tezei de doctorat.

Nu-mi pot imagina cum aș fi reușit să ajung aici fără sprijinul, colaborarea și prietenia domnului domnului Lect. Dr. Ing. George TOGĂNEL și Lect. Dr. Ing. Daniel Dragoș TRUȘCĂ, alături de care am reușit să îndeplinesc cele mai complexe sarcini ale programului doctoral, respectiv realizarea testelor experimentale de coliziune și valorificarea rezultatelor. Cele mai frumoase amintiri, care îmi vor rămâne din acești ani, vor fi în mod sigur reprezentate de zilele petrecute în poligon, cu toate eforturile depuse, stresul și emoțiile generate pe parcursul desfășurării testelor, dar și satisfacția ulterioară realizării cu succes a acestora.

Mulțumesc domnului Conf. Dr. Ing. Dinu COVACIU pentru îndrumările utile, corecturile și numeroasele explicații oferite fără ezitare, cu benevolență și răbdare, pe parcursul acestor ani. De asemenea, mulțumesc dânsului pentru sprijinul acordat în cadrul etapei de prelucrare a datelor.

Doresc să adresez sincere mulțumiri domnului Conf. Dr. Ing. Alexandru PETRESCU, pentru îndrumările oferite și pentru orientarea mea către domeniul accidentologiei, încă de pe băncile facultății, precum și pentru punerea permanentă la dispoziție a programului PC Crash, care mi-a facilitat foarte mult activitatea de cercetare întreprinsă.

Nimic din toate acestea nu ar fi fost posibil fără căldura sufletească, sprijinul necondiționat și încurajările părinților mei, care m-au ajutat să mă susțin, din punct de vedere moral și financiar, pe parcursul doctoratului.

Mulțumesc, în mod deosebit, Anastasiei, pentru sprijinul necondiționat oferit permanent, încurajările și pozitivitatea debordantă, ce m-au motivat în cele mai grele momente.

Nu în ultimul rând, doresc să mulțumesc mătușii mele, Prof. Dr. Rodica VLĂDOIU, precum și domnului Lect. Dr. Florin MOSCALU, pentru ajutorul și asistența oferite cu celeritate în primii ani ai stagiaturii.

LISTA DE NOTAȚII

HIC	Criteriul de vătămare a capului	[-]
a	Accelerația rezultantă a capului	[m/s ²]
t_1, t_2	Intervalul de timp selectat pentru calculul HIC/Intervalul de timp al ciocnirii	[s]
NIC	Criteriul de vătămare a gâtului	[m ² /s ²]
a_{rel}	Accelerația relativă a capului față de vertebra toracală T1	[m/s ²]
v_{rel}	Viteza relativă a capului față de vertebra toracală T1	[m/s]
a_x^{T1}	Accelerația longitudinală a vertebrei toracale T1	[m/s ²]
a_x^C	Accelerația longitudinală a capului	[m/s ²]
\vec{F}	Rezultanta forțelor aplicate	
\vec{F}_1	Rezultanta forțelor exterioare	
\vec{P}	Percuție mecanică	
P_d	Percuția din timpul fazei de destindere	[Kg · m/s]
P_c	Percuția din timpul fazei de comprimare	[Kg · m/s]
k	Coeficientul de restituire a percuției	[-]
\vec{H}	Impuls mecanic	
\vec{H}_0	Impulsul inițial	
\vec{H}_1	Impulsul final	
m	Masa punctului material / sistemului de puncte materiale	[kg]
\vec{u}	Viteza postimpact a punctului / sistemului de puncte materiale	
\vec{v}	Viteza preimpact a punctului / sistemului de puncte materiale	
v_1	Viteza inițială a primului corp / autovehiculului	[m/s]
v'_1	Viteza finală a primului corp / autovehiculului	[m/s]
v_2	Viteza inițială a celui de-al doilea corp	[m/s]
v'_2	Viteza finală a celui de-al doilea corp	[m/s]
\vec{a}	Accelerația punctului material	
F_1	Forța care acționează asupra primului corp	[N]
F_2	Forța care acționează asupra celui de-al doilea corp	[N]
m_1, m_2	Masele celor două corpuri implicate în coliziune	[kg]
E	Energia mecanică a sistemului	[J]
E_c	Energia cinetică a sistemului	[J]
E_p	Energia potențială a sistemului	[J]
E_{c1}	Energia cinetică inițială a sistemului	[J]
E'_{c1}	Energia cinetică finală a sistemului	[J]
E_{p1}	Energia potențială inițială a sistemului	[J]
E'_{p1}	Energia potențială finală a sistemului	[J]
L_{nec}	Lucrul mecanic al forțelor neconservative	[J]
v_c	Viteza comună a celor două corpuri în momentul coliziunii	[m/s]
a_v	Accelerația autovehiculului	[m/s ²]
S	Spațiul parcurs de autovehicul	[m]

μ	Coeficientul de frecare biciclist-sol	[-]
β	Unghiul de înclinare al drumului	[rad]
v_0	Viteza relativă a autovehiculului față de biciclist în momentul impactului	[m/s]
D_c	Distanța teoretică de proiectare a biciclistului	[m]
$D_{c,r}$	Distanța de proiectare a biciclistului obținută pe cale experimentală	[m]
s_0	Distanța de la centrul de greutate al biciclistului la extremitatea frontală a vehiculului la momentul impactului primar	[m]
s_1	Spațiul parcurs de biciclist în cadrul fazei de contact cu vehiculul	[m]
s'_1	Spațiul parcurs de biciclist în cadrul subfazei de transport	[m]
s_2	Spațiul parcurs de biciclist în cadrul fazei de zbor	[m]
s_3	Spațiul parcurs de biciclist în cadrul fazei de contact cu solul	[m]
t_0	Momentul impactului primar	[s]
t_1	Momentul impactului secundar	[s]
t'_1	Momentul desprinderii biciclistului de autovehicul	[s]
t_2	Momentul primului contact biciclist-sol	[s]
t_3	Momentul opririi biciclistului în poziție finală	[s]
m_b	Masa bicicletei	[kg]
m_B	Masa biciclistului	[kg]
m_v	Masa autovehiculului	[kg]
v'_0	Viteza postimpact a ansamblului autovehicul-bicicletă-biciclist	[m/s]
v	Viteza ansamblului autovehicul-biciclist la momentul impactului secundar	[m/s]
v'	Viteza ansamblului autovehicul-biciclist la momentul desprinderii biciclistului de vehicul	[m/s]
v_B	Viteza biciclistului la momentul desprinderii de autovehicul	[m/s]
α	Unghiul de proiectare a biciclistului la momentul desprinderii de autovehicul	[rad]
η	Factor de impact	[-]
a_{Bx}	Accelerația biciclistului pe axa X	[m/s ²]
a_{By}	Accelerația biciclistului pe axa Y	[m/s ²]
v_{Bx}	Viteza biciclistului pe axa X la momentul desprinderii de autovehicul	[m/s]
v_{By}	Viteza biciclistului pe axa Y la momentul desprinderii de autovehicul	[m/s]
h	Înălțimea biciclistului la momentul desprinderii de autovehicul	[m]
Δx	Eroarea absolută de măsurare	[U.M.]
δx	Eroarea relativă de măsurare	[%]
i, k	Indicele aferent măsurătorii	[-]
n	Numărul total de măsurători efectuate	[-]
x_i	Valoarea măsurată	[u.m.]
x_r	Valoarea reală	[u.m.]
$p(x)$	Funcția densității de repartiție	[-]
a_i, b_k	Coeficienții filtrului	[-]
$x(n)$	Valorile de intrare ale filtrului	[u.m.]
$y(n)$	Valorile filtrate	[u.m.]

N, M	Coeficienți ce definesc ordinul filtrului	[-]
ω_d	Frecvența de tăiere a filtrului digital	[Hz]
ω_a	Frecvența de tăiere a filtrului analog	[Hz]
T	Perioada de eșantionare a semnalului	[s]

LISTA DE ABREVIERI

VBR	Experiment 1: vehicul-biciclist; viteză redusă.
VBM	Experiment 2: vehicul-biciclist; viteză medie.
VBC	Experiment 3: vehicul-biciclist; viteză medie; airbag cască.
VBE	Experiment 4: vehicul-biciclist; viteză medie; airbag extern.
AIS	Abbreviated Injury Scale
WSTC	Wayne State Tolerance Curve
JHTC	Japan Head Tolerance Curve
GSI	Gadd Severity Index
HIC	Head Injury Criterion
NIC	Neck Injury Criterion
WAD	Wrap Around Distance
M.A.T.	Manechin antropomorf de testare
CFC	Channel Frequency Class
TJI	Filtru Trece-Jos Ideal

INTRODUCERE

Bicicliștii reprezintă o componentă a traficului rutier. Ei au obligații similare cu ale conducătorilor de vehicule și un grad de vulnerabilitate apropiat de cel al pietonilor. Cercetările accidentologice cu privire la impactul autovehicul-biciclist sunt insuficient dezvoltate în prezent în raport cu cele dedicate coliziunilor în care sunt implicați ocupanți sau pietoni. În cazul bicicliștilor, în prezent nu există standarde de testare la impact sau perspective de generare a acestora.

La nivelul Uniunii Europene, România deține în prezent cea mai ridicată rată de deces a bicicliștilor și cea mai mare proporție de decese bicicliști raportată la numărul total de decese provenite din accidente rutiere. Aceste statistici evidențiază necesitatea accentuării eforturilor de cercetare a impacturilor vehicul-biciclist pentru generarea de soluții tehnice care să asigure creșterea nivelului de siguranță a bicicliștilor în trafic și diminuarea potențialului de vătămare al acestora.

Scopul lucrării este de a analiza și evalua gradul de vătămare a bicicliștilor în coliziunile longitudinal-anterioare, precum și dezvoltarea unor procedee de reconstrucție a accidentelor vehicul-biciclist cu modele matematice și metode inovative.

Pentru aceasta au fost formulate următoarele obiective:

- Evaluarea experienței și expertizei acumulate de specialiștii în domeniul accidentelor vehicul-biciclist;
- Elaborarea unui model matematic pentru determinarea distanței de proiectare a biciclistului și evaluarea parametrilor cinematici: spațiu și viteză, pentru biciclist și autovehicul;
- Stabilirea gradului de vătămare a capului și gâtului biciclistului și a legilor de variație ale valorilor criteriilor de vătămare în raport cu viteza autovehiculului în momentul impactului;
- Analiza sistemelor de siguranță pasivă pentru bicicliști și dezvoltarea unui nou concept de protecție pasivă;
- Conceperea unei metode de analiză și reconstrucție a accidentelor vehicul-biciclist;
- Cercetarea în medii virtuale a unor cazuri particulare de impact vehicul-biciclist (impact cu perforare parbriz; impact cu airbag cască); conceperea unor metode de simulare, validate prin raportare la datele experimentale, care să asigure reconstrucția accidentelor de acest tip;
- Formularea pe baza experienței acumulate a unor modele, soluții și concepte utile specialiștilor în domeniul accidentologiei;
- Diseminarea rezultatelor cercetărilor prin articole publicate în reviste de specialitate și buletinele unor congrese internaționale de prestigiu.

Sintetic, conținutul tezei de doctorat este următorul:

În Capitolul 1 se face o descriere a accidentologiei în context european și o analiză a stadiului actual al cercetărilor impactului vehicul-biciclist (date statistice, criteriile de vătămare și toleranțele corpului uman). De asemenea, sunt prezentate motivele care au determinat formularea tezei de doctorat și obiectivele acesteia.

În Capitolul 2 este descrisă cinematica accidentelor vehicul-biciclist prin prisma impacturilor ce se produc, fazelor cinematice și diferitelor tipuri de mișcări postimpact ale biciclistului.

Capitolul 3 conține modelul matematic, elaborat pentru determinarea distanței de proiectare a biciclistului. Parametrii de intrare ai modelului matematic sunt: masele corpurilor; viteza și decelerația vehiculului; timpul, viteza, înălțimea și unghiul de desprindere a biciclistului de vehicul; elementele ce definesc starea căii de rulare (coeficient de frecare, pantă).

În Capitolul 4 este prezentat modul de planificare a testelor experimentale în acord cu modelul matematic elaborat. Distanțele de proiectare și pozițiile finale ale biciclistului și bicicletei, postura biciclistului, poziționarea zonei de impact și particularitățile cinematice ale fiecărui experiment realizat sunt de asemenea prezentate în acest capitol.

În Capitolul 5 sunt descrise echipamentele și procedurile utilizate pentru experimente. De asemenea, sunt prezentate programele utilizate pentru prelucrarea datelor achiziționate.

În Capitolul 6 sunt analizate datele achiziționate în urma testelor experimentale, valorile calculate ale criteriilor de vătămare și este analizată influența vitezei de impact a vehiculului asupra potențialului de vătămare a bicicliștilor. Corelarea predicțiilor modelului matematic cu datele obținute pe cale experimentală, prin simulare și cu cele existente în literatură este evidențiată în partea a doua a capitolului.

Capitolul 7 este dedicat analizei comparative a sistemelor de protecție pasivă pentru bicicliști (airbag extern și airbag cască).

În Capitolul 8 este descrisă o metodologie de reconstrucție a accidentelor vehicul-biciclist pe baza înregistrărilor video. De asemenea, mai sunt prezentate metode de simulare multicorp a unor cazuri particulare de impact vehicul-biciclist (impact cu perforare parbriz și impact cu airbag cască).

În Capitolul 9 sunt redată concluziile finale ale lucrării, contribuțiile originale ale autorului și modalitățile prin care au fost diseminate rezultatele cercetării. Direcțiile viitoare de cercetare propuse de autor, în baza rezultatelor obținute în această lucrare, sunt formulate la finalul capitolului.

Lucrarea mai conține bibliografia utilizată în cadrul cercetărilor.

1 ASPECTE GENERALE PRIVIND ACCIDENTELE RUTIERE

1.1. Accidentele rutiere – context actual și generalități

Accidentul rutier este definit ca un eveniment neprevăzut produs pe un drum public, ce constă în coliziunea a minim două vehicule ori a unui vehicul cu un obstacol, pieton sau biciclist, în urma căruia sunt generate vătămări corporale, decese sau pagube materiale.

În 2016, accidentele rutiere au cauzat 1,35 milioane decese la nivel global, iar numărul total al acestora tinde să crească de la an la an. Rata de deces raportată la 100.000 persoane se află într-un proces minor de diminuare de la an la an, însă numărul de accidente și de decese rezultate prezintă un trend ascendent datorită creșterii accentuate a populației globale și a flotei de autovehicule (World Health Organization, 2018).

În România, numărul deceselor provenite din accidente rutiere a înregistrat o scădere semnificativă în perioada 2008-2011, însă, din 2011 până în prezent, nu au mai fost identificate diminuări, numărul persoanelor decedate menținându-se aproximativ constant, în jurul valorii de 2000, astfel cum este prezentat în Fig. 1.1 (Eurostat, 2020).

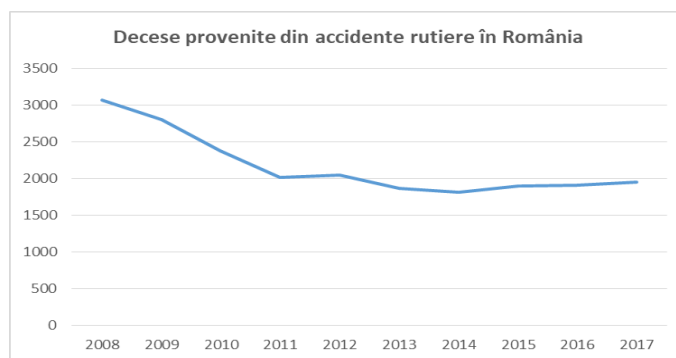


Fig. 1.1. Numărul total de decese provenite din accidente rutiere în România în perioada 2008-2017 (Eurostat, 2020)

1.2. Clasificarea accidentelor rutiere și a celor vehicul-biciclist

Accidentele rutiere sunt complexe, clasificarea acestora fiind făcută în funcție de multiple criterii, astfel:

- În funcție de participanții la trafic implicați în coliziune, accidentele pot fi:
 - Vehicul – vehicul;
 - Vehicul – biciclist;
 - Vehicul – pieton;
 - Vehicul – obstacol sau elemente din decor.
- Prin raportare la consecințele generate în urma evenimentului, accidentele pot fi:
 - Grave, soldate cu vătămări sau decese;
 - Ușoare, soldate doar cu pagube materiale.

- Factorii determinanți în producerea unui accident rutier pot fi:
 - Umani;
 - Deficiențe ale sistemelor funcționale ale vehiculelor;
 - Fortuiți externi.

Tipologiile accidentelor în care sunt implicate vehicule cu două roți (biciclete, motociclete) sunt standardizate și clasificate în șapte categorii de configurații de impact (Otte, 1980). În Fig. 1.2 sunt prezentate cele șapte categorii de configurații de impact în funcție de indicele caracteristic și părțile vehiculelor aflate în contact.

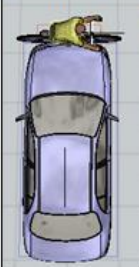
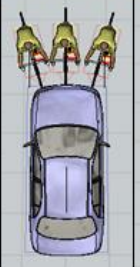

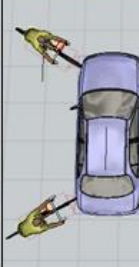

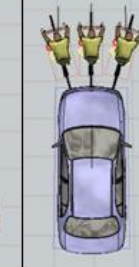

Indice	1	2	3	4	5	6	7
Tip coliziune	Frontal autoturism - lateral bicicletă	Frontal autoturism - frontal bicicletă	Lateral autoturism - frontal bicicletă	Colț autoturism - frontal bicicletă	Spate autoturism - frontal bicicletă	Frontal autoturism - spate bicicletă	Frontal bicicletă - obstacol
Configurație impact							

Fig. 1.2 - Configurațiile de impact standardizate pentru accidente vehicul-biciclist (Otte, 1980)

1.3. Accidentele vehicul-biciclist – elemente statistice și particularități

Bicicliștii reprezintă una dintre componentele fragile ale traficului rutier, fiind încadrați în categoria participanților vulnerabili în trafic. Această categorie reprezintă 54% din totalul deceselor provenite din accidente rutiere (World Health Organization, 2018).

În Uniunea Europeană, numărul total de decese bicicliști a înregistrat o scădere semnificativă în perioada 2007-2016 de 24%, respectiv aproximativ 9000 de decese. Este îngrijorător însă faptul că în perioada 2010-2016 nu a mai fost înregistrat un trend descendent, numărul deceselor menținându-se constant, în jurul valorii de 30000. În comparație cu evoluția numărului total de decese provenite din accidente rutiere, în aceeași perioadă, numărul de bicicliști decedați a scăzut ușor (Fig. 1.3), ceea ce determină necesitatea îmbunătățirii siguranței în trafic a bicicliștilor.

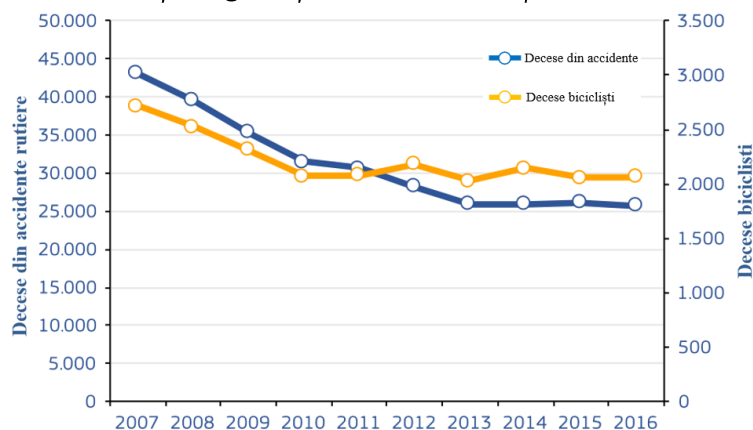


Fig. 1.3. Numărul total de decese provenite din accidente rutiere și decese bicicliști la nivelul UE în perioada 2007-2016 (European Commission, 2018)

Proporția de decese bicicliști raportată la numărul total de decese provenite din accidente rutiere este mai ridicată în România față de media înregistrată la nivelul Uniunii Europene, ceea ce denotă o rată de accidentare mai ridicată a bicicliștilor în România și un nivel insuficient de siguranță în trafic a acestora, astfel cum este prezentat în Fig. 1.4 (European Commission, 2018).

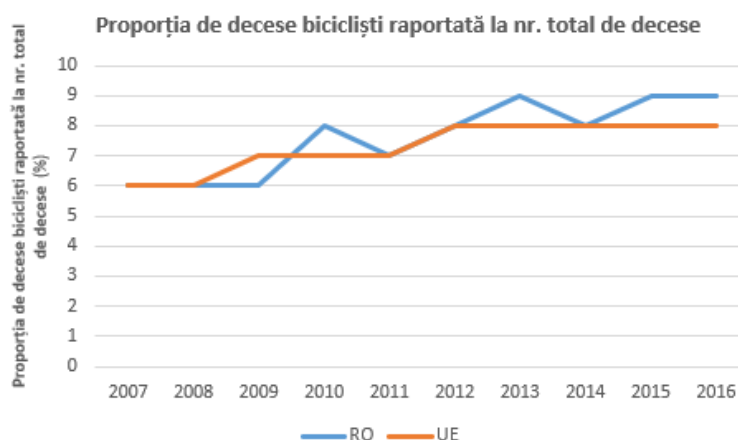


Fig. 1.4. Numărul total de decese și rata de deces globală în perioada 2007-2016 (European Commission, 2018)

În România, numărul anual de decese bicicliști se menține, în prezent, la aproximativ 180 (Fig. 1.5), similar cu situația înregistrată în anii 2007, 2008 și 2010 (European Commission, 2018).

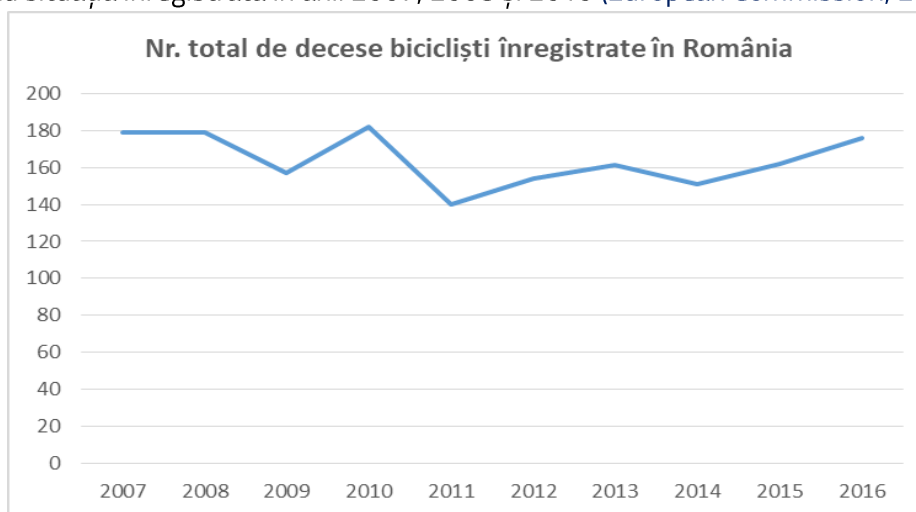


Fig. 1.5. Numărul anual de decese bicicliști înregistrate în România în perioada 2007-2016 (European Commission, 2018; EAC, 2020)

În Uniunea Europeană, din punct de vedere al ratei de deces a bicicliștilor raportată la 1 milion locuitori pentru anul 2016, România este poziționată pe primul loc, având o rată de 8,9, mai mare decât dublul ratei medii înregistrate la nivelul Uniunii Europene (European Commission, 2018). Aceste statistici sunt deosebit de îngrijorătoare și ilustrează nivelul ridicat de vulnerabilitate și siguranța redusă a bicicliștilor în traficul din România.

Un studiu al Comisiei Europene intitulat ASPECSS a determinat, în baza unui eșantion de 19172 accidente cu bicicliști (obținut din datele deținute de SaveCAP, TNO, BRON și STASS19),

distribuția accidentelor în care s-au înregistrat decese sau vătămări grave. În funcție de configurația impactului au fost definite 5 grupe (Fig. 1.6). Acestea au generat un anumit număr de decese, vătămări grave minore - Tabelul 1.1 (European Comission, 2011).

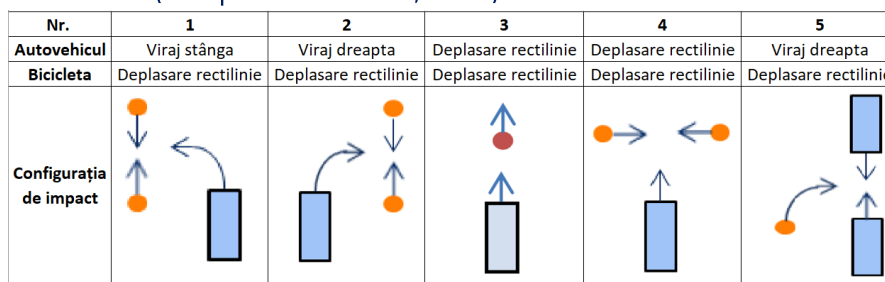


Fig. 1.6 - Configurațiile de impact vehicul-biciclist conform ASPECSS (European Comission, 2011)

Nr. configurație de impact	Gradul de severitate al vătămarilor			Nr. total victime	% Decese + Vătămări grave
	Decese	Vătămări grave	Vătămări minore		
1	1	180	1729	1910	9%
2	3	519	3180	3702	14%
3	41	307	1698	2046	17%
4	27	786	4578	5391	15%
5	16	198	919	1133	19%
Altele	116	2699	16357	19172	15%

Tabelul 1.1 - Distribuția accidentelor autovehicul-biciclist în care s-au înregistrat decese, vătămări grave sau vătămări minore conform ASPECSS (European Comission, 2011)

Proporția cea mai ridicată de decese și vătămări grave a fost înregistrată pentru coliziunile când biciclistul efectuează o manevră de virare neasigurat (tipul 5), obturând astfel culoarul de deplasare al autovehiculelor. Coliziunile laterale (tipul 4 și 5) au determinat cumulativ 34% din decese și vătămări grave.

Coliziunile longitudinal-anterioare (tipul 3) reprezintă 17% din numărul total de cazuri.

Prin raportarea, pentru fiecare tipologie de impact, a numărului de bicicliști decedați la numărul de bicicliști vătămați minor în Japonia, Maki (Maki, 2001) a arătat că, în cazul coliziunilor longitudinal-anterioare, bicicliștii prezintă cele mai mari riscuri de producere a unor vătămări tanatogeneratoare (de aproximativ 3,4 ori mai mari decât riscurile producerii unor vătămări minore), în timp ce coliziunile de tip frontal prezintă cele mai mari probabilități de producere a unor vătămări minore, astfel cum este prezentat în Fig. 1.7. Coliziunile în care bicicliștii sunt loviți în lateral prezintă riscuri aproximativ egale de a determina vătămări minore, grave sau tanatogeneratoare.

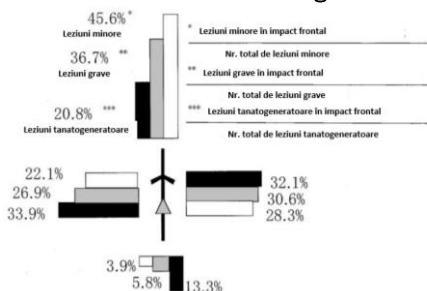


Fig. 1.7 – Distribuția vătămarilor bicicliștilor în funcție de mecanismul de impact și gradul de vătămare (Maki, 2001)

1.4. Criterii de vătămare și toleranțe ale corpului uman

Scala AIS (Abbreviated Injury Scale) reprezintă un sistem de cuantificare a gradului de severitate al vătămarilor, consensual acceptat la nivel global, ce încorporează terminologia medicală existentă, în prezent, într-un format standardizat. Vătămarile specifice fiecărei zone anatomice sunt clasificate, în funcție de tip, locație și severitate, în baza unor indici numerici cu valoarea minimă 1. Valoarea indicelui AIS crește cu gradul de severitate al vătămarilor astfel cum este prezentat în tabelul 1.2. (AAAM, 2018).

<i>Indice AIS</i>	<i>Clasificare vătămări</i>	<i>Probabilitate deces (%)</i>
1	<i>Minore</i>	<i>0</i>
2	<i>Moderate</i>	<i>1-2</i>
3	<i>Grave</i>	<i>8-10</i>
4	<i>Severe</i>	<i>5-50</i>
5	<i>Critice</i>	<i>5-50</i>
6	<i>Maximale (netratabile)</i>	<i>100</i>

Tabelul 1.2 - Corelarea dintre indicele AIS și gradul de severitate al vătămarilor (AAAM, 2018)

1.4.1. Vătămări specifice capului

Capul reprezintă zona cea mai sensibilă a corpului uman, iar vătămarile sale sunt întâlnite la toate categoriile de participanți la trafic implicați în accidente rutiere.

Vătămarile capului se produc atunci când craniul se fracturează și creierul este deplasat, comprimat sau rupt din/în interiorul cutiei craniene. Impacturile la nivelul capului pot produce o deformare zonală a craniului ce poate fi cu sau fără fractură, precum și vătămări suplimentare ale țesuturilor intracraniene (Melvin, 2002). Principalele mecanisme de vătămare ale capului, ce conduc la decese, sunt traumatisme cranio-cerebrale: fracturi de craniu, contuzii axonale difuze, rupturi ale venelor creierului și leziuni neurologice focale (Eppinger, 2000).

Vătămarile creierului pot surveni în mod direct, în urma unui contact, sau indirect prin mișcarea inerțială a capului și gâtului, atunci când partea inferioară a corpului este decelerată. Vătămarea capului și a creierului este cauzată de forțele aplicate capului și de mișcarea rezultantă a acestuia. Forțele pot fi de două tipuri; forțe externe directe aplicate capului sau forțe interne indirecte induse de mișcarea întregului corp.

În prezent, criteriul HIC este utilizat de către cercetătorii în biomecanică și fiziologie. HIC este frecvent utilizat în cadrul experimentelor de impact cu manechine și are rolul de a cuantifica, în termeni simpli, adimensionali (valori de ordinul sutelor sau miilor), probabilitatea de fracturare a craniului și de producere a vătămarilor subsecvente (relația 1.1):

$$HIC_{36} = \left\{ \left[\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right]^{2.5} (t_2 - t_1) \right\}_{max} \quad (1.1)$$

Ecuția ce definește criteriul HIC a fost obținută prin regresia curbei WSTC. Inițial, a fost definită pe intervale de timp de maxim 36ms. Hertz (Hertz, 1993) a determinat curba de probabilitate a apariției fracturilor craniene în funcție de valoarea HIC (Fig. 1.13). Aceasta arată că pentru o valoare a

HIC=500 există o probabilitate de 20%, pentru un HIC=1000 există o probabilitate de 50%, iar pentru un HIC=2000 există o probabilitate de 80% de apariție a fracturilor craniene (Hertz, 1993; Simms, 2009).

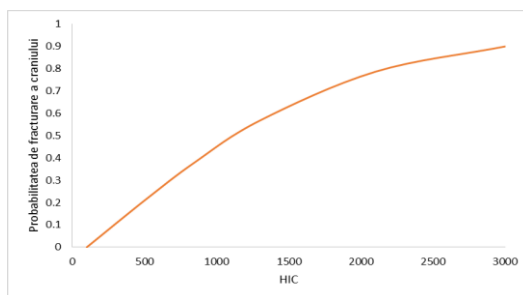


Fig. 1.8.- Probabilitatea de fracturare a craniului în funcție de valoarea HIC (Hertz, 1993; Simms, 2009)

Începând cu anul 2000, NHTSA a adoptat noi limite pentru HIC și a redus intervalul de timp selectat, pentru care variația accelerației liniare rezultante a capului este maximă, la 15ms (HIC₁₅). În tabelul 1.3 sunt ilustrate limitele HIC₁₅ adoptate de către NHTSA pentru diferite tipuri de manechine (McHenry, 2004).

Tip manechin	Bărbat adult	Femeie adult	Copil de 6 ani	Copil de 3 ani	Copil de 1 an
Limită HIC ₁₅	700	700	700	570	390

Tabelul 1.3 - Limitele HIC₁₅ adoptate de către NHTSA (McHenry, 2004)

Studii experimentale pe cadavre umane au permis determinarea corelației dintre indicii scalei AIS și valorile criteriului de vătămare HIC, Fig. 1.9 (Prasad, 1985).

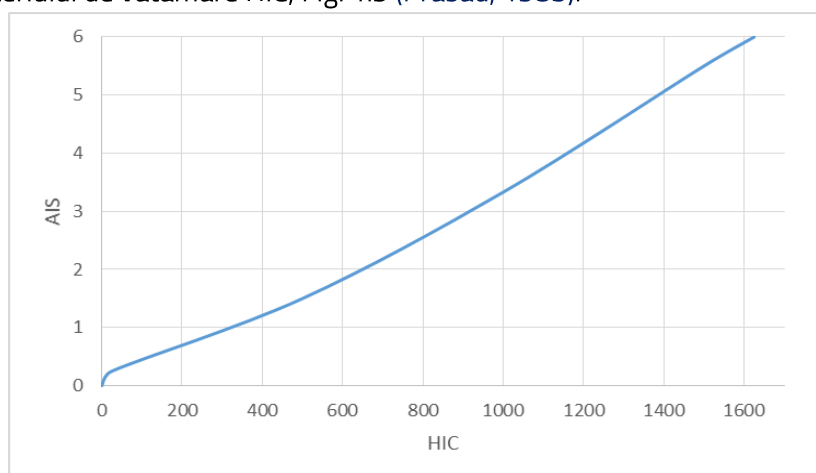


Fig. 1.9 – Relația de dependență dintre scala AIS și valorile criteriului HIC (Prasad, 1985)

1.4.2. Vătămări specifice gâtului

Coloana vertebrală umană reprezintă un sistem complex din punct de vedere mecanic. Ea este împărțită în cinci segmente: coccigian, sacral, lombar, toracal și cervical. Gâtul reprezintă coloana vertebrală cervicală. Deși studiile indică puține vătămări tanatogeneratoare la nivelul gâtului în comparație cu zona capului, deseori vătămările coloanei cervicale produc urmări grave, cu efect imobilizant sau paralizic, ce pot avea caracter temporar sau permanent.

Există o gamă largă de mecanisme de vătămare a gâtului, date de componența și structura complexă a coloanei cervicale, dar și de postura gâtului în momentul producerii impactului. Gâtul poate fi vătămat direct, prin contact mecanic, sau indirect, datorită inerției capului sau toracelui.

În accidentele rutiere, gâtul este frecvent vătămat în 4 moduri, ce sunt clasificate după tipul încărcării axiale a gâtului (comprimare/tensionare) și mișcarea postimpact efectuată de gât (flexie/extensie). În general, la nivelul gâtului acționează o forță axială și un moment încovoietor în plan vertical sau sagital.

Criteriul de vătămare a gâtului NIC (Neck Injury Criterion) a fost propus în 1996 de către Bostrom (Bostrom, 1996) și este considerat unul dintre cei mai buni indicatori pentru leziunile ganglionilor cervicali, ce sunt produse în urma variației de presiune din canalul vertebral, dar și al vătămarilor produse prin mecanism whiplash (Munoz, 2005). Criteriul NIC ia în calcul accelerațiile longitudinale ale capului și vertebrei toracale T1. Pentru evaluare se utilizează valoarea maximă înregistrată în primele 150 ms (NIC_{max}):

$$NIC = 0,2 a_{rel} + v_{rel}^2 \quad (1.2)$$

$$a_{rel} = a_x^{T1} - a_x^{Cap} \quad (1.3)$$

$$v_{rel} = \int a_{rel} dt \quad (1.4)$$

În baza unor cercetări biomecanice privind siguranța ocupanților a fost determinată o corelație dintre scala AIS și criteriul NIC, ce este prezentată în tabelul 1.4. Valoarea de $15 \text{ m}^2/\text{s}^2$ a criteriului NIC corespunde indicelui 1 al scalei AIS caracteristic vătămarilor minore ale gâtului (Bostrom et al, 1996; Wheeler et. al, 1998). Peste această valoare a criteriului se produc vătămări moderate sau severe, ce pot produce decese și pot genera imobilizări temporare sau permanente.

Indice AIS	Tip vătămare	Tip leziune cervicală	Probabilitatea de deces (%)	Valoarea criteriului NIC (m^2/s^2)
1	Minoră	Întinderi musculare	0	< 15
2	Moderată	Dislocări, hernie de disc	1-2	> 15
3	Gravă	Leziuni vertebre C1 și C2, hernie de disc	8-10	

Tabelul 1.4 – Legătura dintre scala AIS și criteriul de vătămare NIC

1.5. Sisteme de siguranță pasivă pentru bicicliști

În prezent, echipamentele de protecție pasivă pentru bicicliști sunt reprezentate de căștile tradiționale și de airbagurile de tip cască. Sistemele de siguranță pasivă prin airbaguri externe, montate pe autovehicul, reprezintă un alt concept ce poate oferi protecție bicicliștilor, deși au fost concepute pentru protecția pietonilor.

1.5.1. Căști de protecție

Căștile de protecție reprezintă soluția clasică pentru protejarea bicicliștilor. Ele au fost studiate și optimizate datorită capacității de absorbție a energiei impactului. Aceste echipamente de protecție sunt fabricate prin turnare din polistiren expandat sau poliuretan. Parametrii de siguranță ai căștilor de protecție sunt dați de deformația critică și forța critică pe care aceasta poate să le preia. Recent au fost dezvoltate modele de căști de protecție MIPS cu o structură complexă. Ele prezintă două straturi (interior și exterior) articulate între ele. Astfel, în timpul unui impact, în afară de energia disipată de suprafața exterioară a căștii se mai disipă o cantitate datorită rotirii structurii interioare. Astfel se pot diminua leziunile capului cauzate de mișcarea de rotație. Kleiven (Kleiven, 2006) a arătat că eforturile intracraniene sunt mult mai reduse în cazul utilizării căștilor MIPS datorită atenuării șocurilor cauzate de mișcarea de rotație, astfel cum este prezentat în Fig. 1.10.

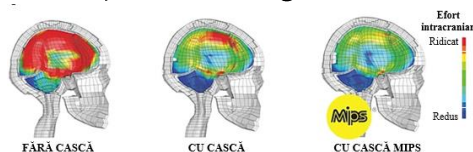


Fig. 1.10 – Comparație între eforturile intracraniene ale bicicliștilor pentru diferite sisteme de protecție (Kleiven, 2006)

1.5.2. Airbaguri cască

Airbagurile de tip cască reprezintă echipamente de protecție pasivă pentru bicicliști. Dezvoltate recent, într-o abordare neconvențională, constituie singura alternativă a bicicliștilor la căștile tradiționale. Airbagul cască nedeclanșat are forma unei eșarfe și este conceput a fi purtat în jurul gâtului, cu un sistem de prindere cu fermoar. Sistemul conține două airbaguri distincte, destinate protejării capului și respectiv gâtului. Fiecare airbag este compus din două straturi: cel exterior definește forma airbagului și volumul maxim ce poate fi atins, iar cel interior este compus din elemente elastice elongate ce au rolul de a înconjura gâtul și capul cu excepția feței (Fig 1.18), (Olsson, 2013). Deoarece sistemul este poziționat pe biciclist în momentul declanșării, pentru umflarea airbagului este utilizat un sistem cu gaz rece, astfel încât să nu producă leziuni (Alstin, 2013). Sistemul de declanșare conține un microsenzor și componente electronice.



Fig. 1.11 - Principiul de funcționare al airbagului cască (Hovding, 2020)

Prin teste de aruncare verticală și oblică a fost demonstrat că airbagurile cască au performanțe mai bune decât căștile tradiționale, generând valori HIC de aproximativ opt ori mai reduse atunci când presiunea interioară a airbagului este optimizată (Kurt et. al, 2017) și accelerații maxime ale capului de trei ori mai mici (Stigson, 2017). În plus, în majoritatea cazurilor, airbagurile cască au diminuat de trei ori valoarea accelerației unghiulare maxime a capului în comparație cu căștile de protecție de tip MIPS (Stigson, 2017).

1.5.3. Airbaguri externe

Airbagurile externe pentru vehicule au fost proiectate în ultimii ani. Ele sunt integrate în sisteme avansate de protecție pasivă. Kietlinsky a arătat că performanțele individuale ale airbagurilor externe pot fi evaluate printr-o diminuare, de 30 - 40%, a valorilor criteriilor de vătămare ale VRU și o scădere cu 80% atunci când funcționează în tandem cu sistemele autonome de frânare de urgență (Kietlinsky, 2017).

Într-un studiu realizat de TNO se arată că optimizarea airbagurilor externe poate conduce la o diminuare de 75% a valorilor HIC pentru bicicliști (Rodarius, 2008).

Airbagurile externe sunt proiectate astfel încât să funcționeze în tandem cu sistemele de capotă activă ce diminuează valoarea forței de impact. Montajul airbagurilor externe se face în zona situată între capotă și rama inferioară a parbrizului, înlocuind grila de plastic adiacentă acestuia. Un senzor de contact, realizat din accelerometre dispuse în bara de protecție, are rolul de declanșare al airbagului. Forma unui airbag extern este "U", astfel încât să acopere partea inferioară a parbrizului și stâlpul A. Acestea sunt zonele cele mai rigide ce produc leziuni ale capului (Fig 1.12).

Variante diferite de airbaguri externe sunt disponibile, principala diferență constând în volumul acestuia și aria profilului lui frontal. Ele sunt dedicate, exclusiv, protejării pietonilor sau participanților vulnerabili în trafic. În prezent, nu există sisteme de airbaguri externe care să ofere protecție pentru impacturi ale capului în partea superioară a parbrizului.



Fig. 1.12 - Principiul de funcționare al airbagurilor externe (Rodarius, 2008)

1.6. Concluzii

Studiile întreprinse au permis formularea următoarelor opinii și concluzii referitoare la impactul vehicul-biciclist:

- Deși numărul de victime datorat accidentelor rutiere a scăzut la nivelul Uniunii Europene în anii 2010-2016, cel al deceselor bicicliștilor s-a menținut aproximativ constant (cca 30000 decese/an). Rezultă astfel un nivel scăzut de siguranță a bicicliștilor în trafic care nu a fost influențat de inițiativele și măsurile luate pentru diminuarea consecințelor accidentelor rutiere;
- România deține în prezent cea mai ridicată rată de deces a bicicliștilor din Uniunea Europeană (8,9 decese / 1 milion locuitori), precum și cea mai mare proporție de decese bicicliști raportată la numărul total de decese provenite din accidente rutiere din Uniunea Europeană (9%). Deci, este evidentă necesitatea îmbunătățirii siguranței active și pasive a bicicliștilor în trafic;
- Cercetările indică faptul că tipologia de impact vehicul-biciclist cel mai frecvent întâlnită și supusă studiilor accidentologice este coliziunea de tip lateral;
- Riscul cel mai mare de producere a vătămarilor tanatogeneratoare ale bicicliștilor este atribuit coliziunilor longitudinal-anterioare. Această tipologie de impact nu este abordată în prezent, motiv pentru care a fost propusă ca model de studiu pentru teza de doctorat.

- Evaluarea potențialului de vătămare a bicicliștilor se realizează prin intermediul criteriilor consacrate. Ele au rolul de a corela un parametru biomecanic specific pentru obținerea unor probabilități de vătămare;

- Criteriul de vătămare a capului HIC se poate determina prin raportarea la un interval de timp de 36ms, respectiv 15ms. Valorile criteriilor HIC sunt corelate cu probabilitatea de fracturare a craniului (P=20% pentru $HIC_{36}=500$; P=50% pentru $HIC_{36}=1000$ și $HIC_{15}=700$; P=80% pentru $HIC_{36}=2000$);
- Criteriul de vătămare a gâtului NIC se determină în baza valorilor accelerațiilor longitudinale ale capului și vertebrei toracale T1. Valoarea limită a criteriului, $NIC=15 \text{ m}^2/\text{s}^2$, marchează pragul la care apar vătămrile moderate ale gâtului, cu o probabilitate de deces caracteristică de 1-2%;

- Recent au fost introduse pe piață noi sisteme de siguranță pasivă pentru bicicliști (airbaguri cască și airbaguri externe). Ele au un potențial mai ridicat de asigurare a siguranței bicicliștilor în raport cu căștile de protecție tradiționale;

- Airbagurile externe au fost testate și implementate cu succes pentru siguranța pasivă a pietonilor de către Volvo, Autoliv și TNO. Mulți producători de autovehicule au brevetat sisteme originale de airbaguri externe (Mercedes, General Motors), însă eficiența lor în cazul impacturilor vehicul-biciclist este limitată datorită poziționării în zona inferioară a parbrizului.

1.7. Obiectivele tezei de doctorat

Statisticile cu privire la gradul de victimizare a bicicliștilor în urma accidentelor rutiere nu indică o evoluție pozitivă, în ciuda faptului că în ultimele decenii au fost înregistrate progrese semnificative în domeniul siguranței pasive și în trafic. În prezent, accidentele vehicul-biciclist sunt analizate, în literatură, prin prisma configurațiilor de impact cel mai des întâlnite, respectiv coliziuni laterale. Coliziunile longitudinal-anterioare, dar și alte tipuri de configurații de impact sunt insuficient studiate, existând o tendință de asimilare a acestora cu cele laterale. Această asimilare nu este însă justificată datorită diferențelor cinematice și dinamice ce apar în diferitele configurații de impact vehicul-biciclist, datorită orientării și vitezei ansamblului bicicletă-biciclist din momentul impactului. În consecință, este necesară analiza distinctă a configurațiilor de impact vehicul-biciclist. În cadrul tezei de doctorat a fost aleasă pentru cercetare configurația longitudinal-anterioară de impact, care deși nu este cea mai frecventă, este indicată în literatură ca fiind cea care conduce la situații fatale (European Commission, 2011; Maki, 2001).

Pentru diminuarea gradului de victimizare a bicicliștilor este necesară creșterea nivelului de siguranță al acestora în trafic, reducerea potențialului ridicat de vătămare, inovarea și optimizarea soluțiilor de siguranță pasivă.

De asemenea, sunt necesare modele matematice și metode de reconstrucție a accidentelor vehicul-biciclist, aplicabile pentru specialiștii în accidentologie, care să acopere gama de particularități cinematice ale impacturilor, inclusiv cele care implică sisteme de siguranță pasivă.

În baza celor expuse anterior, au fost stabilite obiectivele tezei de doctorat:

1. Evaluarea experienței și expertizei acumulate, până în prezent, de specialiștii din domeniul accidentelor vehicul-biciclist, referitoare la: accidentele vehicul-biciclist în România, Uniunea

Europene și la nivel global; particularitățile cinematice ale coliziunilor vehicul-biciclist; influența configurației impactului asupra cinematicii biciclistului și gradului de vătămare al acestuia; stadiul cercetărilor biomecanice: mecanismele de vătămare ale bicicliștilor, criteriile de vătămare consacrate și toleranțele corpului uman;

2. Efectuarea unor teste experimentale de coliziune corelate cu tema cercetării și configurația de impact aleasă pentru analiză, în baza cărora să se poată valida modelul matematic elaborat, criteriile de vătămare și analiza comportamentului cinematic al biciclistului;

3. Conceperea și validarea unui model matematic utilizat pentru determinarea distanței de proiectare a biciclistului, în condiții de frânare preimpact a autovehiculului. Modelul matematic trebuie să țină cont de următorii parametri de intrare: viteza și decelerația vehiculului, viteza de deplasare a ansamblului bicicletă-biciclist, distanța dintre extremitatea frontală a vehiculului și biciclist la momentul impactului primar, timpul de debut al fazei de zbor a biciclistului și viteza acestuia la momentul desprinderii de vehicul, înălțimea față de sol la care se află centrul de greutate al biciclistului la momentul desprinderii de vehicul, unghiul de proiectare a biciclistului, coeficientul de frecare biciclist-sol, unghiul de înclinare al drumului.

4. Stabilirea gradului de vătămare a capului și gâtului biciclistului, în funcție de viteza de impact a autovehiculului, prin raportare la criteriile de vătămare consacrate în literatură. Pentru rezolvarea acestui obiectiv trebuie calculat criteriul de vătămare a capului HIC15 și HIC36, pe baza procesării datelor achiziționate în cadrul experimentelor și cel de vătămare a gâtului NIC folosind valorile accelerațiilor longitudinale ale capului și toracelui biciclistului. De asemenea, se vor stabili legile de variație ale criteriilor de vătămare HIC și NIC, în raport cu viteza autovehiculului în momentul impactului.

5. Analiza opțiunilor de siguranță pasivă cu airbag pentru bicicliști. Evaluarea experimentală a performanțelor acestor sisteme prin raportare la valorile calculate ale criteriilor de vătămare a capului și gâtului. Dezvoltarea unui nou concept de siguranță pasivă pentru bicicliști, prin reconfigurarea zonei de amplasare a airbagurilor externe pentru pietoni pe rama superioară a parbrizului.

6. Concepția unei metodologii de reconstrucție a accidentelor vehicul-biciclist folosind datele înregistrate video de către autovehicule aflate în mișcare. Metodologia trebuie să includă o etapă de analiză video pentru procesarea înregistrării și un ansamblu de proceduri menite să corecteze valorile determinate.

7. Conceperea unor metodologii specifice de simulare multicorp pentru cazuri particulare de impact vehicul-biciclist. Impacturile care duc la perforarea parbrizului vehiculului reprezintă cazuri particulare frecvent întâlnite. Impacturile dintre vehicule și bicicliști echipați cu airbaguri cască constituie, de asemenea, cazuri particulare de impact. Incidența acestora este preconizată că va fi mult mai mare în viitor, datorită apariției acestor sisteme pe piață.

8. Formularea pe baza experienței acumulate de recomandări, concluzii, contribuții personale și direcții viitoare de cercetare utile specialiștilor în domeniul accidentologiei;

9. Diseminarea rezultatelor cercetărilor prin articole publicate în reviste de specialitate, precum și elaborarea și prezentarea unor lucrări științifice în sesiunile unor congrese internaționale de prestigiu.

2 PARTICULARITĂȚILE IMPACTULUI VEHICUL-BICICLIST

Coliziunile generice autovehicul-biciclist de tip frontal, lateral, longitudinal-anterior sau longitudinal-oblic, sunt alcătuite din cel puțin trei impacturi distincte, existând însă excepții în cadrul cărora impactul primar sau secundar nu se produce:

- Impactul primar (autovehicul-bicicletă)
- Impactul secundar (autovehicul-biciclist)
- Impactul terțiar (biciclist-sol).

Mișcarea subsecventă impactului primar, corespunzătoare bicicliștilor, poate fi caracterizată în baza unor cercetări corespunzătoare impacturilor vehicul-pieton (Simms, 2009; Han, 2005; Șoica, 2016; Goddard, 2017). Ea este împărțită din punct de vedere al traiectoriei în următoarele categorii:

- Proiectare către înainte – Mișcare tipică bicicliștilor în urma coliziunilor cu autovehicule grele ce prezintă profilul frontal plat și înălțime ridicată.
- Proiectare prin înfășurare – Mișcare tipică bicicliștilor în urma coliziunilor cu autoturisme frânate în momentul impactului.
- Boltă peste aripă – Mișcare ce reprezintă o proiectare prin înfășurare incompletă, respectiv biciclistul este proiectat pe direcție transversală peste aripa față după impactul primar.
- Boltă pe plafon – Reprezintă un caz particular al proiectării prin înfășurare ce are loc la viteze ridicate de impact ale autoturismului.
- Boltă peste plafon – Reprezintă un caz particular al boltei pe plafon.

În Fig 2.1. sunt prezentate tipurile de traiectorii postimpact ale bicicliștilor.

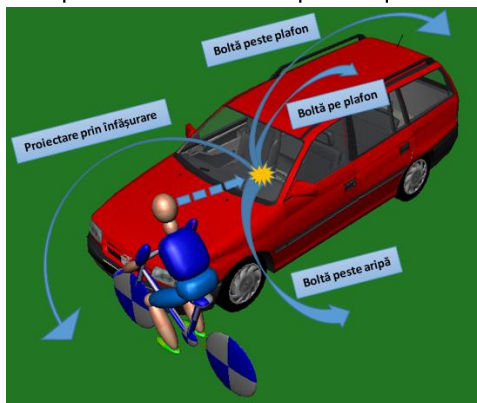


Fig. 2.1. - Tipurile de traiectorii postimpact ale bicicliștilor

Din punct de vedere al fazelor de impact, coliziunile vehicul-biciclist sunt similare celor vehicul-pieton, fiind alcătuite din următoarele faze (Han, 2005; Dima, 2010; Batista, 2008; Șoica, 2016; Reade, 2016; Goddard, 2017):

- Faza de contact cu vehiculul
- Faza de zbor
- Faza de contact cu solul

3 MODEL MATEMATIC PENTRU STUDIUL IMPACTULUI AUTOVEHICUL-BICICLIST

3.1. Noțiuni teoretice și principii de bază pentru elaborarea modelului

Ciocnirea reprezintă fenomenul mecanic în care minim două corpuri sau particule interacționează prin transfer de energie și impuls.

Acest fenomen se produce când două sau mai multe particule/corpuri, ce se află în mișcare, intră în contact sau când este aplicată brusc o legătură rigidă. Variația vitezelor în timpul ciocnirii este mai mare decât în cazul preimpactului și postimpactului acestora (Dumitrașcu & Deleanu, 1998).

În intervalul de timp, foarte redus, al ciocnirii, vitezele liniare și unghiulare ale corpurilor/particulelor prezintă o variație semnificativă, finită.

Accidentele de trafic rutier sunt constituite prin coliziunile (ciocnirile) dintre două sau mai multe vehicule, dintre un vehicul și un corp uman, sau dintre un vehicul și un obstacol.

Perioada de timp în care corpurile se află în contact este, în general, scurtă. Variațiile ridicate ale parametrilor cinematici și dinamici ai corpurilor implicate în coliziune se realizează, de asemenea, într-un interval redus de timp.

În cadrul perioadei de contact, corpurile se pot decelera sau accelera, iar o parte din energia cinetică inițială este convertită în energie de deformare și căldură.

Autovehiculele sunt proiectate și construite astfel încât, prin deformarea externă a caroseriilor în cazul unei coliziuni, să se absoarbă parțial energia generată în impact.

În cazul corpurilor umane, energia rezultată din impact acționează asupra țesuturilor exterioare și solicită structura scheletică a individului, provocând leziuni de contact și fisuri/fracturi ale oaselor.

Orice ciocnire este compusă din două etape: comprimare și restituire. La momentul final al coliziunii, deformațiile corpurilor ating pragul maxim, iar vitezele de deplasare ale acestora sunt egale ca valoare. După atingerea pragului maxim de deformație se produce separarea corpurilor, acestea evoluând pe traiectorii postimpact distincte, cu viteze diferite.

Etapa de comprimare marchează perioada de timp scursă din momentul inițial al impactului până în momentul atingerii vitezei comune a corpurilor. Pentru impactul primar, la finalul acestei etape se realizează deformarea maximă a autovehiculului și bicicletei.

Etapa de restituire o succede pe cea de comprimare și marchează perioada de timp din momentul inițial al separării corpurilor până la momentul final al separării acestora.

Impulsul mecanic este mărimea fizică, vectorială, care este egală cu produsul dintre vectorul forței și masa corpului.

$$\vec{H} = \vec{F}\Delta t = m\Delta\vec{v} = m\vec{v}' - m\vec{v} \quad (3.1)$$

Percuția este definită ca variația impulsului total al forțelor în intervalul de timp al ciocnirii. Forțele ce produc percuții se numesc forțe percutante, ce pot fi exterioare (date sau de legătură) și interioare. Percuțiile interioare apar în perechi, egale și de sens contrar; ele sunt neglijabile (Dumitrașcu & Deleanu, 1998).

$$\vec{P} = \vec{H}_1 - \vec{H}_0 = m\vec{u} - m\vec{v} = \int_{t_1}^{t_2} (\vec{F} + \vec{F}_1) dt \quad (3.2)$$

Forțele care apar în timpul ciocnirilor sunt mari în raport cu cele exterioare (greutăți corpuri, rezistențe aerodinamice, forțe elastice, etc). Rezultanta acestor forțe (\vec{F}_1) este neglijabilă (Dumitrașcu & Deleanu, 1998).

$$\vec{F}_1 = 0 \quad (3.3)$$

$$\vec{P} = m\vec{u} - m\vec{v} = \int_{t_1}^{t_2} (\vec{F}) dt \quad (3.4)$$

În intervalul de timp redus al ciocnirii, în prima fază (de comprimare) intensitatea forței (\vec{F}) crește rapid, iar ulterior descrește până la valoare nulă (faza de destindere).

Forța medie (\vec{F}_m) ce acționează în intervalul de timp aferent ciocnirii ($t_2 - t_1$) este definită astfel:

$$\vec{F}_m = \int_{t_1}^{t_2} (\vec{F}) dt \frac{1}{(t_2 - t_1)} \quad (3.5)$$

Pentru un punct material, percuția este definită prin relația:

$$\vec{P} = \vec{H}_1 - \vec{H}_0 = m\vec{u} - m\vec{v} = \int_{t_1}^{t_2} (\vec{F}) dt = \vec{F}_m (t_2 - t_1) \quad (3.6)$$

Pentru un sistem de puncte materiale, suma percuțiilor este caracterizată de relația:

$$\Sigma \vec{P} = \vec{H}_1 - \vec{H}_0 = \Sigma m\vec{u} - \Sigma m\vec{v} = \int_{t_1}^{t_2} (\Sigma \vec{F} dt) \quad (3.7)$$

Pentru un sistem de puncte materiale fără legături, suma percuțiilor exterioare este nulă (cazul ciocnirii libere).

$$\Sigma \vec{P} = \Sigma m\vec{u} - \Sigma m\vec{v} = 0 \quad (3.8)$$

$$\Sigma m\vec{u} = \Sigma m\vec{v} \quad (3.9)$$

Coefficientul de restituire a percuției este definit ca raportul dintre percuția din timpul de destindere (P_d) și percuția din timpul de comprimare (P_c):

$$k = \frac{P_d}{P_c} = \frac{v'_{2} - v_2}{v_1 - v'_{1}} \quad (3.10)$$

Acest coeficient caracterizează energia restituită în urma coliziunii. În funcție de valoarea coeficientului de restituire a percuției, ciocnirile pot fi (Dumitrașcu & Deleanu, 1998):

- Perfect elastice ($k = 1$, caz ideal) – după producerea impactului și a deformațiilor, corpurile se separă și revin la forma inițială (energia cinetică nu este disipată)
- Perfect plastice ($k = 0$, caz ideal) – energia cinetică este disipată complet ca energie de deformare și căldură, corpurile nu revin la forma inițială;
- Reale ($0 < k < 1$) – energia este parțial disipată prin deformații și căldură, fără revenirea la forma inițială a corpurilor.

Accidentele rutiere nu întrunesc criteriile unor situații de coliziuni perfect elastice, iar cele perfect plastice sunt rar întâlnite.

Teorema de variație a impulsului mecanic admite că în cazul mișcării unui punct material de masă (m) raportată la un sistem de referință inerțial, derivata impulsului în raport cu timpul este egală cu rezultanta forțelor aplicate.

$$\frac{d\vec{H}}{dt} = \frac{d(m\vec{v})}{dt} = m \frac{d\vec{v}}{dt} = m\vec{a} = \vec{F} \quad (3.11)$$

Legea conservării impulsului arată că pentru un punct material izolat, cu rezultanta forțelor aplicate nulă, impulsul se conservă.

$$\frac{d\vec{H}}{dt} = 0 \quad (3.12)$$

Când rezultanta forțelor aplicate este nenulă, teorema de variație a impulsului prezintă următoarea formă:

$$\int_{t_1}^{t_2} F dt = \Delta H = H_1 - H_0 \quad (3.13)$$

Principiul acțiunii și reacțiunii admite că forțele celor două corpuri implicate în coliziune sunt egale, au aceeași direcție și sens contrar.

$$F_1 = -F_2 \quad (3.14)$$

Din relația (3.14), prin înmulțirea cu timpul de coliziune, se poate obține bilanțul impulsului:

$$F_1(t_2 - t_1) = -F_2(t_2 - t_1) \quad (3.15)$$

În timpul de coliziune, foarte redus, impulsul forțelor nu îl modifică pe cel total al sistemului, fiind considerat nul. Forțele de legătură ce apar sunt egale și de sens opus, astfel încât, impulsul total al sistemului nu se schimbă. Impulsul total se conservă, iar sumele vectoriale ale impulsurilor, preimpact și postimpact, sunt egale.

Ecuția (3.15) poate fi rescrisă sub următoarea formă:

$$m_1 v_1' - m_1 v_1 = m_2 v_2 - m_2 v_2' \quad (3.16)$$

Din relația (3.16) rezultă relația (3.17) ce descrie ecuația generală a conservării impulsului:

$$m_1 v_1 + m_2 v_2 = m_1 v_1' + m_2 v_2' \quad (3.17)$$

Teorema conservării energiei mecanice admite că pentru un sistem de puncte materiale aflat în mișcare, dacă asupra lui acționează exclusiv forțe externe conservative, energia mecanică a acestuia se conservă.

$$E = E_c + E_p = const. \quad (3.18)$$

$$E = E_{c1} + E_{p1} = E'_{c1} + E'_{p1} \quad (3.19)$$

Dacă asupra corpului acționează și forțe neconservative (disipative), energia mecanică nu se conservă.

În acest caz, **teorema variației energiei mecanice** admite că, pentru un punct material care se deplasează în raport cu un sistem de referință inerțial, variația energiei mecanice a acestuia este egală cu lucrul mecanic al forțelor neconservative.

$$\Delta E = L_{nec} \quad (3.20)$$

$$\Delta E = E' - E = L_{nec} \quad (3.21)$$

$$\Delta E = E'_{c1} + E'_{p1} - (E_{c1} + E_{p1}) = L_{nec} \quad (3.22)$$

În funcție de gradul de acoperire, coliziunile sunt clasificate astfel:

- **Centrice** (acoperire totală);
- **Excentrice** (acoperire parțială).

Coliziunile centrice se produc atunci când dreapta, care unește centrele de masă ale corpurilor, intersectează locul de impact. În aceste cazuri, direcția forței rezultante cuprinde centrele de masă ale corpurilor. Coliziunile centrice pot fi drepte (impact frontal și longitudinal-anterior), laterale sau oblice.

- Coliziunile centrice drepte au loc când vectorii vitezelor corpurilor sunt coliniari, iar mișcarea postimpact a corpurilor depinde de viteza relativă dintre ele în momentul coliziunii.
- În urma coliziunilor centrice, corpurile se pot deplasa în tandem, dacă unul din ele are în momentul impactului o viteză nulă (stare de repaus - obstacol). Aceste situații pot fi întâlnite în cazul impacturilor vehicul-corp uman, vehicul-vehicul sau vehicul-obstacol.
- Impacturile centrice longitudinal-anterioare (fig. 3.1.a.), între două vehicule, pot fi asimilate cu coliziuni vehicul-obstacol, plecând de la premisa că viteza vehiculului impactor este egală cu viteza relativă dintre cele două corpuri, iar viteza vehiculului impactat este nulă.
- Ciocnirile centrice laterale (fig. 3.1.b.) se produc când vectorii vitezelor corpurilor sunt perpendiculari. Corpul impactat lateral se deplasează postimpact pe direcția rezultantă a vectorilor vitezelor, iar mișcarea în tandem a corpurilor este posibil să se producă parțial.
- Coliziunile centrice oblice (fig. 3.1.c.) se produc atunci când vectorii vitezelor corpurilor nu sunt coliniari și nici perpendiculari.
- Teoretic, coliziunile centrice nu produc momente de rotație datorită coliniarității centrelor de masă. În realitate, însă, datorită modului asimetric de deformare, pot fi generate mișcări plan-paralele sau de rotație.

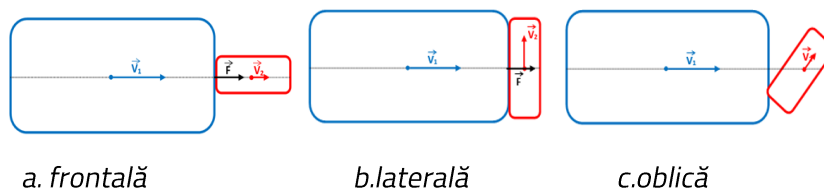


Fig. 3.1 (a, b și c) – Configurații centrice de coliziune

Coliziunile excentrice rezultă în situațiile în care direcția forței ciocnirii nu intersectează centrele de masă ale corpurilor. Coliziunile excentrice pot fi: frontale, laterale sau oblice.

- În impacturile frontale excentrice (fig. 3.2.a.), vectorii vitezelor inițiale ale corpurilor sunt paraleli. În etapa de restituire pot fi generate mișcări de rotație sau plan-paralele.
- Vectorii vitezelor corpurilor sunt perpendiculari în ciocnirile laterale cu acoperire parțială (fig. 3.2.b.). În cazul impacturilor vehicul-bicicletă de acest tip, există posibilitatea ca impactul biciclistului cu profilul frontal al autovehiculului să nu se producă, în funcție de decalajul lateral (offset) dintre centrele de masă ale vehiculului și bicicletei (Huibers, 1988; Maki, 2003);

- Coliziunile excentrice oblice (fig. 3.3) se produc atunci când vectorii vitezelor nu sunt perpendiculari, nici paraleli.

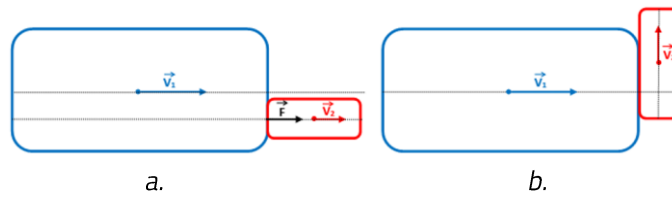


Fig. 3.2 (a și b) – Impact frontal excentric (a) și lateral excentric (b)

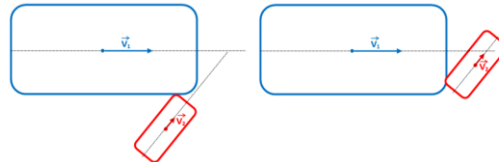


Fig. 3.3 – Tipuri de coliziuni excentrice oblice

Pentru o ciocnire dintre două corpuri ce se deplasează pe aceeași direcție, atât preimpact, cât și postimpact, din legea conservării impulsului rezultă:

$$m_1 v_1 + m_2 v_2 = m_1 v_1' + m_2 v_2' \quad (3.23)$$

Din legea de conservare a energiei cinetice rezultă următorul bilanț energetic:

$$\frac{m_1 v_1^2}{2} + \frac{m_2 v_2^2}{2} = \frac{m_1 v_1'^2}{2} + \frac{m_2 v_2'^2}{2} \quad (3.24)$$

Coroborând relațiile (3.23) și (3.24), rezultă sistemul de ecuații (3.25) și (3.26):

$$m_1 (v_1 - v_1') = m_2 (v_2' - v_2) \quad (3.25)$$

$$m_1 (v_1^2 - v_1'^2) = m_2 (v_2'^2 - v_2^2) \quad (3.26)$$

În momentul atingerii deformațiilor maxime (sfârșitul fazei de comprimare și debutul celei de destindere), vitezele celor două corpuri sunt egale cu viteza comună (v_c):

$$v_1' = v_2' = v_c \quad (3.27)$$

$$m_1 v_1' + m_2 v_2' = (m_1 + m_2) v_c \quad (3.28)$$

Percuția corespunzătoare etapei de comprimare este caracterizată de relația:

$$P_c = -m_1 (v_c - v_1) = m_2 (v_c - v_2) \quad (3.29)$$

În etapa de destindere, variația impulsului se determină prin relația:

$$P_d = -m_1 (v_1' - v_c) = m_2 (v_2' - v_c) \quad (3.30)$$

3.2. Ipoteze de lucru adoptate pentru elaborarea modelului matematic

Accidentele vehicul-biciclist reprezintă ciocniri libere. Predominant, aceste evenimente se produc în urma impactării unui ansamblu bicicletă-biciclist de către un autovehicul.

Fiecare accident vehicul-biciclist este compus din minim trei impacturi:

- Primar: între vehicul și ansamblul bicicletă-biciclist;
- Secundar: între vehicul și biciclist;
- Terțiar: între biciclist și sol.

Pentru elaborarea modelului matematic se acceptă legea de conservare a impulsului și teorema de variație a energiei mecanice.

Viteza bicicletei și a biciclistului, în fazele ulterioare impactului primar, se consideră a fi egale cu cea a autovehiculului, cele trei corpuri formând un ansamblu ce se deplasează „solidarizat” pentru o anumită perioadă de timp.

Prin aplicarea legii de conservare a impulsului rezultă următorul bilanț:

$$m_v v_0 = (m_v + m_B + m_b) v'_0 \quad (3.31)$$

În fazele ulterioare impactului primar, viteza comună de deplasare a autovehiculului, bicicletei și biciclistului, se determină cu relația:

$$v'_0 = \frac{v_0}{1 + \frac{m_B + m_b}{m_v}} \quad (3.32)$$

Bicicleta reprezintă primul corp ce se desprinde din ansamblu.

Ulterior preluării pe capotă (debutul fazei de transport), biciclistul impactează parbrizul autovehiculului și rămâne în contact cu acesta până la separare (debutul fazei de zbor).

Spațiul parcurs de biciclist până în momentul desprinderii este egal cu cel parcurs de vehicul în aceeași perioadă de timp. Biciclistul, se desprinde de vehicul, având o viteză diferită de a acestuia.

Impactul cu solul este urmat de alunecarea biciclistului pe carosabil, până când energia sa cinetică postimpact este consumată complet prin frecare de sol.

Se consideră că energia potențială a autovehiculului este constantă anterior și după producerea coliziunii. Din aplicarea teoremei de variație a energiei mecanice, rezultă următorul bilanț energetic:

$$E' - E = (E'_{c1} + E_p) - (E_{c1} + E_p) = L_{nec} \quad (3.33)$$

$$E' - E = \frac{m_v v_1'^2}{2} + E_p - \frac{m_v v_1^2}{2} - E_p = L_{nec} \quad (3.34)$$

$$\frac{m_v v_1'^2}{2} - \frac{m_v v_1^2}{2} = L_{nec} \quad (3.35)$$

Forțele disipative ce acționează asupra autovehiculului sunt: rezistența aerului și forța de frecare datorată rulării frânate. Rezistența aerului nu produce o variație sesizabilă a energiei mecanice, astfel încât aceasta poate fi neglijată. Rezultă astfel că lucrul mecanic al forțelor neconservative este cel efectuat de forța de frecare, caracterizat de relația:

$$L_{nec} = m_v g \varphi S = m_v a_v S \quad (3.36)$$

$$\Delta E = \frac{m_v v_1'^2}{2} - \frac{m_v v_1^2}{2} = m_v a_v S \quad (3.37)$$

Prin simplificarea ecuației (3.37) rezultă relația:

$$v_1'^2 - v_1^2 = 2a_v S \quad (3.38)$$

Din ecuația (3.38) se obține (3.39) cunoscută ca relația lui Galilei:

$$v_1'^2 = v_1^2 + 2a_v S \quad (3.39)$$

Ecuația (3.39) a fost utilizată pentru calculul spațiului parcurs de autovehicul și biciclist, „în tandem”, din momentul preluării biciclistului pe capotă până în momentul desprinderii și lansării în aer a acestuia.

3.3. Model matematic pentru studiul impactului vehicul-biciclist

3.3.1. Stadiul actual al cercetărilor referitoare la modelarea matematică a impactului vehicul-biciclist

Relația de dependență directă existentă, între distanța de proiectare a biciclistului și viteza de impact a autovehiculului, este importantă în cercetările accidentologice. Ea este utilizată pentru determinarea vitezei autovehiculului în momentul impactului, parametru esențial în procesul de reconstrucție al accidentului. Astfel, modelele matematice ce corelează distanța de proiectare a biciclistului cu viteza autovehiculului permit în majoritatea cazurilor, simplificarea reconstituirii accidentului, prin estimarea cu acuratețe a vitezei autovehiculului.

Există trei tipologii de modele: deterministice (ce au o evoluție predictibilă în timp), stohastice (empirice sau statistice) și mixte. Deși în prezent există multe modele referitoare la distanțele de proiectare ale pietonilor, atât deterministice (Searle, 1983; Searle 1993, Toor, 2003; Han, 2001; Batista, 2008; Șoica, 2016), cât și empirice (Fugger et. al., 2002), situația este diferită în cazul accidentelor cu bicicliști. În prezent există doar modele empirice (Otte, 2002; Mukherjee et. al., 2006; Mukherjee et. al, 2007, Fanta et. al, 2013).

3.3.2. Structura modelului matematic

Modelul matematic determinist analizat în continuare reprezintă o adaptare a celor folosite pentru determinarea distanțelor de proiectare a pietonilor (Limpert, 1999; Han & Brach, 2005; Batista, 2008; Șoica, 2016) pentru tipologia impactului vehicul-biciclist, prin introducerea unui corp suplimentar (bicicleta).

O modificare semnificativă a modelelor de determinare a distanțelor de proiectare a pietonilor constă în eliminarea parametrului η . Factorul de impact η reprezintă o mărime adimensională ce raportează viteza corpului uman în momentul desprinderii de vehicul la cea de impact a vehiculului. El este utilizat pentru calculul distanței parcurse de pieton/biciclist în cadrul fazei de zbor și a celei de contact cu solul. Studiile prezintă acest factor ca fiind subunitar în toate cazurile, însă în cazul impacturilor vehicul-biciclist el poate fi supraunitar, astfel cum a fost constatat în cazul experimentului VBR, conducând la valori negative ale distanței parcurse de biciclist în subfaza de transport. Prin utilizarea vitezei biciclistului în momentul desprinderii, ca parametru de intrare, se elimină acest impediment și sunt posibile adaptări ulterioare ale modelului (ex. pentru determinarea suplimentară a distanței transversale de proiectare).

La viteze de impact ridicate ale vehiculelor, subfaza de transport a biciclistului nu se mai produce datorită cinematicii de tip „boltă pe/peste plafon”.

Configurația de impact longitudinală permite înlocuirea vitezei autovehiculului în momentul impactului, ca parametru de intrare, cu cea relativă dintre vehicul și biciclist în momentul impactului.

Modelul matematic descrie cazul generic al unei coliziuni între un biciclist și un autovehicul ce se deplasează cu viteza relativă față de biciclist (v_0), pe un drum cu înclinație (β), în stare frânată având decelerația (a_v).

- *Expresia generală a distanței de proiectare a biciclistului*

Distanța de proiectare a biciclistului poate fi obținută prin însumarea spațiilor parcurse de biciclist în cadrul fazei de contact cu vehiculul, de zbor și de contact cu solul, la care se adaugă decalajul (s_0) al centrului de greutate al biciclistului față de zona de impact inițial dintre vehicul și bicicletă. Schema modelului matematic este prezentată în Fig. 3.4.

$$D_c = s_0 + s_1 + s_1' + s_2 + s_3 \quad (3.40)$$

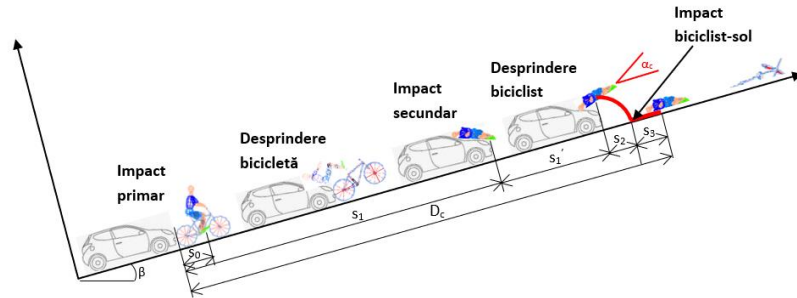


Fig. 3.4 – Schema modelului matematic

- *Faza de contact cu vehiculul*

Viteza postimpact a ansamblului autovehicul-biciclist-bicicletă (v_0') este dată de relația (3.41):

$$v_0' = \frac{v_0}{1 + \frac{m_B + m_b}{m_v + m_v}} \quad (3.41)$$

Viteza ansamblului în momentul impactului secundar (v) este:

$$v = v_0' + a_v t_1 \quad (3.42)$$

$$v^2 = v_0'^2 + 2a_v s_1 \quad (3.43)$$

Spațiul parcurs de ansamblu din momentul impactului primar (t_0) până la cel al impactului secundar (t_1) este:

$$s_1 = \frac{v^2 - v_0'^2}{2a_v} \quad (3.44)$$

Spațiul parcurs de biciclist în subfaza de transport, respectiv din momentul impactului capului și până la desprinderea de vehicul, este dat de relația:

$$s_1' = \frac{v'^2 - v^2}{2a_v} \quad (3.45)$$

$$v' = v + a_v(t_1' - t_1) \quad (3.46)$$

$$v'^2 = v^2 + 2a_v s_1' \quad (3.47)$$

- *Faza de zbor*

În cadrul fazei de zbor, mișcarea biciclistului este asimilată unei aruncări pe direcție oblică. Componentele, pe axele Ox și Oy , ale accelerației biciclistului sunt:

$$a_{Bx} = -g \sin \beta \quad (3.48)$$

$$a_{By} = -g \cos \beta \quad (3.49)$$

Pentru momentul desprinderii biciclistului de pe profilul autovehiculului, componentele vitezei pe cele două axe sunt:

$$v_{Bx}(0) = v_B \cos \alpha \quad (3.50)$$

$$v_{By}(0) = v_B \sin \alpha \quad (3.51)$$

La momentul (t_2) în care biciclistul atinge solul, componentele, pe cele două axe ale vitezei biciclistului, sunt:

$$v_{Bx}(t_2) = v_B \cos \alpha - g \sin \beta t_2 \quad (3.52)$$

$$v_{By}(t_2) = v_B \sin \alpha - g \cos \beta t_2 \quad (3.53)$$

Ecuțiile de mișcare ale biciclistului în faza de zbor sunt:

$$s_2 = v_B \cos \alpha t_2 - \frac{g \sin \beta t_2^2}{2} \quad (3.54)$$

$$y = h + v_B \sin \alpha t_2 - \frac{g \cos \beta t_2^2}{2} \quad (3.55)$$

Timpul după care biciclistul intră în contact cu solul este:

$$t_2 = \frac{v_B \sin \alpha + \sqrt{(v_B \sin \alpha)^2 + 2g h \cos \beta}}{g \cos \beta} \quad (3.56)$$

- *Faza de contact cu solul*

Din momentul primului contact dintre biciclist și sol și până la oprire în poziția finală, biciclistul parcurge un spațiu (x_3) prin alunecare cu frecare (μ). Distanța parcursă de biciclist în cadrul fazei de contact cu solul este:

$$s_3 = \frac{(v_B(t_2))^2}{2g(\mu \cos \beta + \sin \beta)} \quad (3.57)$$

Viteza biciclistului la momentul (t_2) poate fi scrisă sub forma:

$$v_B(t_2) = v_{Bx}(t_2) + \mu v_{By} \quad (3.58)$$

3.3.3. Parametrii de intrare – ieșire ai modelului matematic

Mărimile ce constituie parametrii de intrare ai modelului matematic propus sunt:

- Masele corpurilor implicate în impact (vehicul, biciclist, bicicletă);
- Parametrii ce definesc starea cinematică a ansamblului biciclist-bicicletă în momentul impactului (viteză, distanța la care se află poziționat biciclistul față de extremitatea spate a bicicletei);
- Viteza și decelerația autovehiculului la momentul impactului;
- Timpul după care se produce impactul secundar cap-parbriz și cel la care se produce desprinderea biciclistului de vehicul;
- Viteza ansamblului bicicletă-biciclist în momentul impactului;
- Unghiul de proiectare a biciclistului și înălțimea la care se afla biciclistul față de sol în momentul desprinderii de vehicul;
- Parametrii caracteristici ai drumului: unghiul de înclinare și coeficientul de târâre.

Viteza ansamblului bicicletă-biciclist a fost nulă în cazul tuturor experimentelor, iar distanța la care s-a afla poziționat vehiculul față de punctul de contact vehicul-bicicletă a fost determinat în urma analizei imaginilor video. Viteza autovehiculului în momentul impactului a fost determinată prin procesarea datelor obținute de la sistemele GPS și verificată în urma analizei video a înregistrărilor experimentelor. Timpii la care s-au produs impactul secundar cap-parbriz și respectiv desprinderea biciclistului de vehicul au fost determinați prin analiză video. Viteza biciclistului și înălțimea acestuia față de sol la momentul desprinderii de autovehicul s-au determinat prin analiză video. Unghiul de proiectare a biciclistului a fost determinat prin calculul pantei traiectoriei toracelui, din momentul

desprinderii de vehicul și ulterior acestuia. Pistele de testare au fost plate, iar coeficientul de târâre a biciclistului pe carosabil a fost adoptat din referințele din literatura de specialitate (Searle, 1983; Collins, 1979; Severy, 1966; Fricke, 1990; Stevenson, 2006). Parametrii de intrare – ieșire ai modelului matematic elaborat sunt sintetizați în Tabelul 3.1 și respectiv Tabelul 3.2.

Simbol	Denumire	Unitate de măsură
μ	Coeficientul de frecare biciclist-sol	[-]
β	Unghiul de înclinare al drumului	[rad]
v_0	Viteza relativă a autovehiculului față de biciclist la momentul impactului	[m/s]
a_v	Decelerația autovehiculului	[m/s ²]
s_0	Distanța de la centrul de greutate al biciclistului la extremitatea frontală a vehiculului la momentul impactului primar	[m]
t_0	Momentul impactului primar	[s]
t_1	Momentul impactului secundar	[s]
t'_1	Momentul desprinderii biciclistului de autovehicul	[s]
m_b	Masa bicicletei	[kg]
m_B	Masa biciclistului	[kg]
m_v	Masa autovehiculului	[kg]
v_B	Viteza biciclistului la momentul desprinderii de autovehicul	[m/s]
α	Unghiul de proiectare a biciclistului la momentul desprinderii de autovehicul	[rad]
h	Înălțimea biciclistului la momentul desprinderii de autovehicul	[m]

Tabelul 3.1 – Parametrii de intrare ai modelului matematic

Simbol	Denumire	Unitate de măsură
D_c	Distanța de proiectare a biciclistului	[m]
s_1	Spațiul parcurs de biciclist în cadrul fazei de contact cu vehiculul	[m]
s'_1	Spațiul parcurs de biciclist în cadrul subfazei de transport	[m]
s_2	Spațiul parcurs de biciclist în cadrul fazei de zbor	[m]
s_3	Spațiul parcurs de biciclist în cadrul fazei de contact cu solul	[m]
v'_0	Viteza postimpact a ansamblului autovehicul-bicicletă-biciclist	[m/s]
a_{Bx}	Accelerația biciclistului pe axa X	[m/s ²]
a_{By}	Accelerația biciclistului pe axa Y	[m/s ²]
v_{Bx}	Viteza biciclistului pe axa X la momentul desprinderii de autovehicul	[m/s]
v_{By}	Viteza biciclistului pe axa Y la momentul desprinderii de autovehicul	[m/s]
t_2	Momentul primului contact biciclist-sol	[s]
t_3	Momentul opririi biciclistului în poziție finală	[s]

Tabelul 3.2 – Parametrii de ieșire ai modelului matematic

În Tabelul 6.1 se regăsesc valorile parametrilor de intrare extrași în urma procesării datelor experimentale și analizei video. Rezultatele sunt prezentate în subcapitolul 6.3 și Tabelul 6.1., alături de erorile absolute și relative ale distanței de proiectare a biciclistului.

4 PLANIFICAREA ȘI ORGANIZAREA EXPERIMENTELOR

Experimentele au fost înregistrate video cu camere de mare viteză, fiind astfel posibilă analiza „cadru cu cadru” a fazelor impactului. La nivelul capului și toracelui manechinului au fost aplicate repere cu scopul facilitării monitorizării mișcării acestor componente în cadrul analizei video.

În prim plan, cercetarea experimentală a vizat determinarea comportamentului cinematic al biciclistului pentru o configurație de impact longitudinal-anterioară și a gradului de vătămare a capului și gâtului. În plan secundar, cercetarea experimentală a vizat determinarea eficacității sistemelor de protecție pasivă prin airbag pentru bicicliști.

Obiectivele experimentelor au fost următoarele:

- Conceperea unui stand experimental pentru desfășurarea experimentelor propuse;
- Conceperea unor sisteme de achiziție de date care să permită înregistrarea parametrilor cinematici de interes;
- Înregistrarea parametrilor cinematici ai biciclistului în timpul experimentelor (acelerație, viteză, deplasare, deplasare și viteză unghiulară) și prelucrarea acestora;
- Achiziția parametrilor necesari validării modelelor matematice prin prelucrarea imaginilor cadrul ale testelor experimentale și integrare/derivare a datelor;
- Analiza fazelor cinematice ale mișcării biciclistului;
- Evaluarea distanței de proiectare a biciclistului și bicicletei;
- Determinarea gradului de vătămare a capului și gâtului biciclistului pentru condițiile de testare prin intermediul criteriului HIC și NIC;
- Analiza comparativă a valorilor HIC și NIC rezultate din experimente în scopul determinării eficacității sistemelor testate de protecție pasivă prin airbag pentru bicicliști.

În vederea atingerii obiectivelor propuse, au fost realizate patru experimente. Pentru efectuarea acestora au fost utilizate patru biciclete similare (diametru roți 26 inch, cadru tip Diamant), un autovehicul Opel Corsa B (an fabricație 1997) și M.A.T.-ul.

Caracteristicile experimentelor realizate au fost următoarele:

- Experimentul nr. 1 - VBR
 - o Configurație longitudinal-anterioară de impact;
 - o Viteză de impact autovehicul = 23,9km/h (redușă);
 - o Viteză ansamblu bicicletă-M.A.T. = 0 km/h (nulă);
 - o Autovehicul frânat;
- Experimentul nr. 2 - VBM
 - o Configurație longitudinal-anterioară de impact;
 - o Viteză de impact autovehicul = 42,7km/h (medie);
 - o Viteză ansamblu bicicletă- M.A.T. = 0km/h (nulă);
 - o Autovehicul frânat;
- Experimentul nr. 3 - VBC
 - o Configurație longitudinal-anterioară de impact;
 - o Viteză de impact autovehicul = 37,2km/h (medie);
 - o Viteză ansamblu bicicletă- M.A.T. = 0km/h (nulă);
 - o M.A.T. prevăzut cu airbag de protecție cap pentru bicicliști;

- Autovehicul frânat;
- Experimentul nr. 4 - VBE
 - Configurație longitudinal-anterioară de impact;
 - Viteză de impact autovehicul = 40km/h (medie);
 - Viteză ansamblu bicicletă- M.A.T. = 0km/h (nulă);
 - Autovehiculul prevăzut cu airbag extern;
 - Autovehicul frânat.

Particularitățile cinematice ale experimentelor, distanța de proiectare și poziția finală a biciclistului și bicicletei, postura inițială a biciclistului și poziționarea zonei de impact pe autovehicul sunt prezentate în tabelul 4.1.

	VBR	VBM	VBC	VBE
Viteză de impact autovehicul (km/h)	21,6km/h	42,7km/h	37,2km/h	40km/h
Viteză biciclist (km/h)	0km/h	0km/h	0km/h	0km/h
Airbag cap biciclist	-	-	X	-
Airbag extern autovehicul	-	-	-	X
Decelerație autovehicul (m/s^2)	-6,5 m/s^2	-4,7 m/s^2	-6,7 m/s^2	-6,4 m/s^2
Distanță proiectare biciclist (m)	2,49m	11,55m	7,5m	11,6m
Distanță proiectare bicicletă (m)	6,8m	14,5m	14,2m	14m
Postură inițială biciclist				
Poziționarea zonei de impact pe parbrizul autovehiculului				
Poziție finală biciclist				
Poziție finală bicicletă				

Tabelul 4.1 - Particularitățile experimentelor desfășurate

5 ECHIPAMENTE, PROGRAME ȘI PROCEDURI UTILIZATE PENTRU ACHIZIȚIA ȘI PRELUCRAREA DATELOR EXPERIMENTALE

Experimentele au fost organizate pentru a achiziționa parametrii cinematici ai M.A.T. și autovehiculului. Ei au fost utilizați post-procesare pentru a verifica simulările, calculele criteriilor de vătămare și evaluarea comportamentului cinematic și dinamic al bicicliștilor.

Schema bloc aferentă procedurii de achiziție și prelucrare a datelor pentru testele experimentale este prezentată în Fig. 5.1.

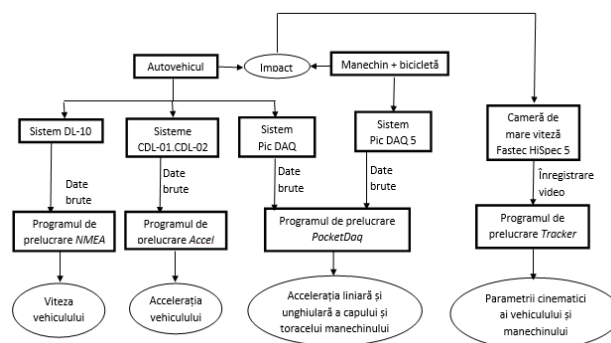


Fig. 5.1 - Schema bloc aferentă procedurii de achiziție și prelucrare a datelor

5.1. Echipamente utilizate pentru achiziția datelor experimentale

În cadrul experimentelor au fost evaluați și achiziționați următorii parametri cinematici:

- Viteza de deplasare a autovehiculului cu sistemul GPS DL-10;
- Accelația capului și toracelui manechinului cu sistem PicDAQ;
- Accelația autovehiculului cu sisteme PicDAQ și CDL-01.

Experimentele au fost înregistrate video cu o cameră de mare viteză Fastec HiSpec 5 (Fig. 5.2), (MEC, 2020). Înregistrările video au fost ulterior introduse în programul de analiză video Tracker Video Analysis and Modelling Tool pentru determinarea vitezelor și distanțelor parcurse de către autovehicul, bicicletă, capul și toracele M.A.T., precum și calculul timpilor specifici cinematicii M.A.T.



Fig. 5.2 - Camera de mare viteză Fastec HiSpec 5 (MEC, 2020)

5.1.1. Sisteme GPS pentru măsurarea vitezei și accelerației autovehiculului

În cadrul experimentelor, viteza de deplasare a autovehiculului a fost măsurată prin instalarea pe autovehicul a două sisteme GPS identice DL-10 (Fig. 5.3). Antena magnetică a fiecărui sistem a fost fixată pe plafonul autovehiculului, iar carcasa sistemului a fost fixată în interiorul habitaculului.



Fig. 5.3 - Sistemul GPS DL-10

5.1.2. Măsurarea accelerației capului și toracelui M.A.T. cu sistemul PicDAQ5

În cadrul experimentelor, sistemul PicDAQ 5 (Fig. 5.4) a fost utilizat pentru achiziționarea accelerațiilor și vitezelor unghiulare ale toracelui M.A.T.. El a fost fixat în interiorul toracelui într-un suport proiectat special, în conformitate cu standardul SAE J211-1. În capul M.A.T. a fost montat un accelerometru triaxial. Sistemul este format dintr-un microcontroler PIC produs de Microchip Technology (Microchip, 2020), două accelerometre triaxiale și un senzor triaxial cu rol în măsurarea vitezelor unghiulare. Pentru achiziția accelerației capului manechinului a fost utilizat un accelerometru MEMS tip ADXL 377, cu domeniu de măsurare ± 200 g.



Fig. 5.4 - Sistemul PicDAQ5 (DSD, 2020)

5.1.3. Măsurarea accelerației autovehiculului cu sistemele PicDAQ, CDL-01 și CDL-02

Măsurarea accelerațiilor autovehiculului s-a realizat prin intermediul sistemelor de achiziție de date: PicDAQ, CDL-01 și CDL-02. Sistemul PicDAQ (Fig. 5.5) utilizat pentru măsurarea accelerației autovehiculului reprezintă o versiune mai veche a echipamentului PicDAQ 5 care a fost utilizat pentru măsurarea accelerațiilor M.A.T. Sistemul PicDAQ este la rândul lui alcătuit dintr-un accelerometru triaxial Low-g, unul triaxial High-g și un senzor de viteză unghiulară solidarizat cu accelerometrul Low-g. Domeniile de măsurare ale celor două accelerometre triaxiale sunt de ± 5 g și respectiv ± 50 g.



Fig. 5.5 - Sistemul de achiziție de date PicDAQ (Burg et. al, 2017)

Sistemele CDL-01 și CDL-02 (Crash Data Logger), prezentate în Fig. 5.6, reprezintă două echipamente de achiziție de date similare din punct de vedere constructiv, care au fost proiectate de către specialiștii ICDT-Produse High-Tech pentru Autovehicule (Dima et. al, 2017). Sistemele sunt dedicate înregistrării accelerațiilor. Ele sunt compuse din două accelerometre analogice capacitive

MEMS, produse de Analog Devices (Fig. 5.7). Primul accelerometru triaxial ADXL 337 (Analog Devices, 2020, a) are domeniul de măsurare ± 3 g (Low-g), iar al doilea ADXL 337 (Analog Devices, 2020, b) are domeniul de măsurare ± 200 g (High-g). Sistemul este prevăzut cu o placă de dezvoltare Arduino Due, cu un microcontroler ARM-AT91SAM3X8E pe 32 biți, ce preia, pentru procesare, valorile măsurate de accelerometre pe axele X, Y și Z (frecvență de lucru 84MHz).

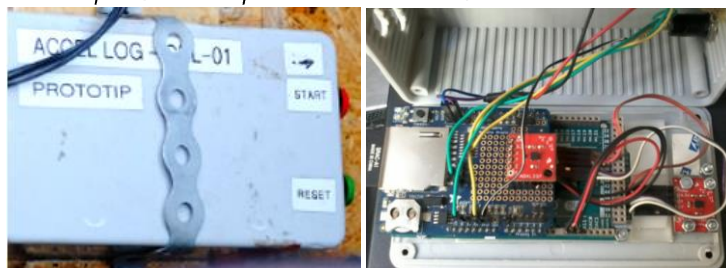


Fig. 5.6 - Sistemul de achiziție de date CDL-01

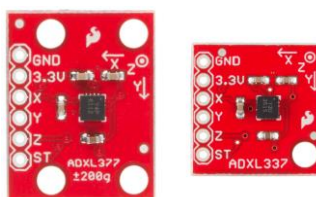


Fig. 5.7 - Accelerometrele ADXL337 și ADXL337 aferente sistemului de achiziție CDL-01 (Analog Devices, 2020, a & b)

5.2. Proceduri folosite pentru prelucrarea datelor experimentale

5.2.1. Noțiuni generice referitoare la erorile de măsurare

Erorile pot apărea atât în faza achiziției de date (erori de acuratețe, de precizie, de măsurare sau erori grosolane), cât și în cadrul activității de prelucrare (erori de calcul). Din punct de vedere al modului de apariție, erorile pot fi grosolane, sistematice sau aleatorii; cunoscute sau necunoscute.

Eroarea absolută de măsurare reprezintă diferența dintre valoarea măsurată și cea reală:

$$\Delta x = x_i - x_r \quad (5.1)$$

Eroarea relativă de măsurare reprezintă raportul adimensional dintre eroarea absolută de măsurare și valoarea reală:

$$\delta x = \frac{\Delta}{x_r} = \frac{x_i - x_r}{x_r} = \frac{x_i}{x_r} - 1 \quad (5.2)$$

Eroarea relativă de măsurare poate fi exprimată și în procente.

Relațiile de calcul ale erorilor de măsurare au fost utilizate pentru determinarea preciziei programului de analiză video Tracker Video Analysis and Modelling Tool, prin raportarea valorilor distanței de proiectare a biciclistului la cele reale, măsurate. De asemenea, relațiile de calcul ale erorilor prezentate anterior au fost folosite pentru stabilirea gradului de acuratețe al predicțiilor modelului matematic.

În cadrul experimentelor pot surveni o serie de erori: aberante, sistematice și aleatorii. Dintre acestea, doar erorile aberante și sistematice pot fi, în mod teoretic, eliminate.

5.2.2. Calibrarea accelerometrelor utilizate în cadrul experimentelor

Calibrarea reprezintă procesul metrologic prin care se realizează comparația dintre valorile măsurate, prin intermediul unui echipament de achiziție de date și un standard de calibrare format dintr-un set cunoscut de valori cu acuratețe ridicată. Ulterior calibrării, se efectuează un proces de ajustare între datele măsurate și cele standardizate, eliminându-se astfel eroarea de zero (offset).

Rezultatele digitale sunt reprezentate, pe o scară definită de numărul de biți al rezoluției (ex: pentru 10 biți există 2^{10} valori, respectiv 1024 de valori încadrate în intervalul 0-1023). Valoare medie a acestui domeniu de mărimi (ex: 512 pt 10 biți) trebuie ajustată, în urma calibrării, astfel încât să corespundă cu media domeniului, respectiv accelerația nulă. Acest fapt este realizat pentru accelerometrele Low-g cu facilitate, întrucât pentru domenii restrânse de măsurare ($\pm 1,5g$ pentru PicDAQ5; $\pm 5g$ pentru PicDAQ și $\pm 3g$ pentru CDL-01 și CDL-02) se poate lua ca reper valoarea accelerației gravitaționale de $1g$ (metoda câmpului gravitațional). Astfel, pentru fiecare din cele trei axe se măsoară valoarea de $1g$ și $-1g$, apoi se efectuează alinierea pe verticală în raport cu axa pentru care se face ajustarea (STMicroelectronics, 2014).

Ulterior ajustării nivelului de zero, este necesară determinarea unor factori de scară ce au rolul de a scala intervalul datelor măsurate cu scopul corelării acestuia cu scara digitală definită de numărul de biți ai rezoluției. Determinarea valorii de offset și a factorilor de scară se realizează cu relațiile:

$$a_{1g} = a_0 + g \cdot s_{xyz} \quad (5.3)$$

$$a_{-1g} = a_0 + (-1) \cdot g \cdot s_{xyz} \quad (5.4)$$

unde a_0 este valoarea de *offset*; g este accelerația gravitațională, iar s_{xyz} reprezintă factorii de scară corespunzători axelor X, Y și Z.

În cazul accelerometrelor High-g, ce au un domeniu de măsurare mult mai extins ($\pm 200g$ pentru PicDAQ5, CDL-01 și CDL-02; $\pm 50g$ pentru PicDAQ), valoarea accelerației gravitaționale este mică în raport cu limitele domeniului de măsurare, iar calibrarea trebuie efectuată la un laborator specializat sau prin raportare la datele măsurate de un alt accelerometru calibrat cu un domeniu de măsurare restrâns (Low-g).

5.2.3. Filtrarea datelor

Ecuția generală a filtrelor (Isar et. al, 2003), ce descrie răspunsul la impuls a semnalului de intrare, este exprimată prin:

$$y(n) = \sum_{k=0}^{N-1} b_k x(n-k) - \sum_{i=0}^{M-1} a_i y(n-i) \quad (5.5)$$

Funcția de transfer a filtrului are rolul de a arăta răspunsul în frecvență și este exprimată prin relația:

$$H(z) = \frac{b_0 + b_1 z^{-1} + b_2 z^{-2} + \dots + b_N z^{-N}}{1 + a_1 z^{-1} + a_2 z^{-2} + \dots + a_M z^{-M}} \quad (5.6)$$

Conform SAE J211, frecvența de tăiere a filtrului digital se determină prin intermediul relației:

$$\omega_d = 2 \cdot \pi \cdot CFC \cdot 2.0775 \quad (5.7)$$

Frecvența de tăiere a filtrului analogic se determină cunoscând valoarea frecvenței de tăiere a filtrului digital și perioada de eșantionare a semnalului, prin intermediul relației:

$$\omega_a = \frac{\sin(\frac{\omega_d T}{2})}{\cos(\frac{\omega_d T}{2})} = \operatorname{tg}\left(\frac{\omega_d T}{2}\right) \quad (5.8)$$

Tip filtru	Parametri	
CFC 60	Frecvență tăiere (3dB)	100 Hz
	Frecvență achiziție	minim 600 Hz
CFC 180	Frecvență tăiere (3dB)	300 Hz
	Frecvență achiziție	minim 1800 Hz
CFC 600	Frecvență tăiere (3dB)	1000 Hz
	Frecvență achiziție	minim 6 kHz
CFC 1000	Frecvență tăiere (3dB)	1650 Hz
	Frecvență achiziție	minim 10 kHz

Tabelul 5.1 - Parametrii corespunzători fiecărei clase de răspuns în frecvență

Filtrele utilizate pentru prelucrarea semnalelor aferente accelerațiilor sunt de tip trece-jos (low-pass). Filtrul trece-jos ideal (TJI) este acela care afectează spectrul din domeniul frecvențelor cu modul superior valorii frecvenței de tăiere. Spectrul aferent frecvențelor inferioare celei de tăiere nu este supus la modificări (Isar et al 2003). Modulul inversului răspunsului în frecvență constituie mărirea denumită atenuare. Răspunsul în frecvență al unui filtru TJI este prezentat în Fig 5.8, pentru o atenuare de 1 în banda de trecere.

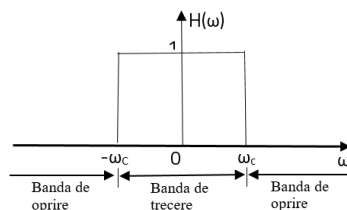


Fig. 5.8 - Răspunsul în frecvență al unui filtru trece-jos ideal (Isar et al 2003)

Răspunsul la impuls caracteristic filtrului TJI este nenul și este dat de relația:

$$H(t)_{TJI} = \frac{\sin(\omega_c t)}{\pi t} \quad (5.9)$$

Caracteristica ideală a filtrului TJI nu poate fi atinsă, ci doar aproximată, iar filtrele trece-jos sunt proiectate în limita unor erori admise de aproximare. În Fig. 5.9 este prezentat modul de definire al domeniilor modulului funcției de transfer $|H(\omega)|$ pentru un filtru trece-jos. Banda de trecere reprezintă domeniul $[0, \omega_p]$, banda de tranziție reprezintă domeniul (ω_p, ω_s) , iar banda de blocare este reprezentată de domeniul $[\omega_s, \infty)$. Eroarea admisă pentru banda de trecere este ϵ_1 , iar eroarea admisă pentru banda de blocare este ϵ_2 .

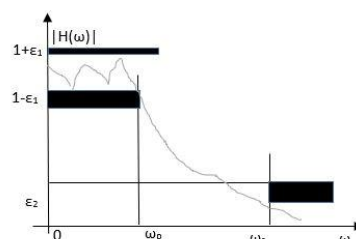


Fig. 5.9- Erorile admise pentru aproximare și modul de definire al domeniilor funcției de transfer (Isar et al 2003)

Există două metode consacrate de aproximare a caracteristicilor filtrelor TJI, respectiv metoda de aproximare maxim-plat și metoda de aproximare mini-max. Metoda de aproximare maxim-plat stă la baza construcției filtrelor Butterworth (Butterworth 1930), iar cea de aproximare mini-max stă la baza construcției filtrelor Cebâșev. Ecuația utilizată pentru filtrarea unei secvențe de date eșantionate în cazul unui filtru cu 2 poli, conform SAE J211, este prezentată mai jos. În cazul unui filtru CFC cu 4 poli, secvența de date este trecută de 2 ori prin filtrul cu 2 poli, respectiv înainte-înapoi.

$$Y(t) = a_0 \cdot X(t) + a_1 \cdot X(t - 1) + a_2 \cdot X(t - 2) + b_1 \cdot Y(t - 1) + b_2 \cdot Y(t - 2) \quad (5.10)$$

Unde $X(t)$ reprezintă setul de date de intrare

$Y(t)$ setul de date de ieșire, filtrate.

a_0, a_1, a_2, b_1, b_2 sunt coeficienți constanți ai filtrului ce depind de CFC. Ei sunt determinați cu relațiile:

$$a_0 = \frac{\omega_a^2}{1 + \sqrt{2} \cdot \omega_a + \omega_a^2} \quad (5.11)$$

$$a_1 = 2 \cdot a_0 \quad (5.12)$$

$$a_2 = a_0 \quad (5.13)$$

$$b_1 = \frac{-2(\omega_a^2 - 1)}{1 + \sqrt{2} \cdot \omega_a + \omega_a^2} \quad (5.14)$$

$$b_2 = \frac{-1 + \sqrt{2} \cdot \omega_a - \omega_a^2}{1 + \sqrt{2} \cdot \omega_a + \omega_a^2} \quad (5.15)$$

5.3. Aplicații ale programelor pentru prelucrarea datelor experimentale

5.3.1. Prelucrarea accelerației cu programul PocketDAQ Analyzer

Programul PocketDAQ Analyzer este un program de prelucrare a datelor achiziționate prin intermediul sistemelor PicDAQ. În urma înregistrărilor, pe cardul SD al sistemului PicDAQ, sunt generate fișiere tip text și cu extensia *daa*. Fișierele text pot fi citite pentru accesarea datelor brute înregistrate și a informațiilor de calibrare aferente sistemului (factori de scară, offset), iar fișierele cu extensia *.daa* sunt introduse în PocketDAQ Analyzer pentru prelucrare. Sistemele PicDAQ au fost utilizate pentru măsurarea accelerației vehiculului și M.A.T., precum și pentru determinarea vitezei unghiulare a M.A.T.

Programul asigură prezentarea diagramelor ce urmăresc variația, în timp, a parametrilor cinematici (deplasare, viteză, accelerație, unghiuri, viteze și accelerații unghiulare) achiziționați, pe cele trei axe de referință. Filtrarea datelor poate fi realizată, selectând tipul filtrului CFC dorit.

5.3.2. Prelucrarea accelerației cu programul Accele

Pentru prelucrarea accelerațiilor, înregistrate cu sistemele CDL-01 și CDL-02, a fost utilizat programul *Accele*, proiectat în Institutul de Cercetare-Dezvoltare al Universității Transilvania din Brașov, Laboratorul de trafic rutier și accidentologie. Programul preia și utilizează fișierele de tip text generate de către sistemele CDL-01 și CDL-02 de pe microcardurile SD aferente sistemelor. Datele ce se regăsesc în respectivele fișiere text necesită prelucrare (calibrare și filtrare) cu scopul eliminării erorilor de zero, corectării factorului de scară și anulării influențelor zgomotelor și vibrațiilor. Filtrarea datelor se poate realiza facil prin intermediul meniului *Settings*, unde se poate selecta tipul și

caracteristica filtrului dorit (CFC, Kalman sau low-pass de ordin 1). Corectarea valorilor de zero și a factorilor de scară corespunzători fiecărei axe se realizează tot prin intermediul meniului Settings, prin introducerea valorilor corespunzătoare în cele 6 câmpuri disponibile pentru completare per accelerometru. Corectarea valorilor de zero se poate realiza și prin intermediul interfeței principale a programului, prin bifarea opțiunii *Zero* și selectarea punctului pentru care se efectuează ajustarea. Programul permite modificarea semnului accelerațiilor înregistrate, cu scopul ajustării sistemului de referință la cerințele dorite.

5.3.3. Prelucrarea vitezei prin intermediul programului NMEA

Pentru prelucrarea accelerațiilor înregistrate cu sistemele GPS DL-10 a fost utilizat programul *NMEA*, dezvoltat de Institutul de Cercetare-Dezvoltare al Universității Transilvania din Brașov, Laboratorul de trafic rutier și accidentologie. Programul interacționează cu fișierele generate de către sistemele DL-10 ce conțin secvențe de tip NMEA, însă poate interacționa și cu alte sisteme GPS. Viteza este înregistrată în noduri, pornind de la variațiile în frecvență ale lungimii de undă (efect Doppler). Accelerația este ulterior determinată prin derivarea în funcție de timp a valorilor vitezelor înregistrate.

5.3.4. Prelucrarea înregistrărilor video cu programul Tracker Video Analysis and Modelling Tool

Tracker Video Analysis and Modelling Tool este un program de analiză video ce permite determinarea distanțelor, vitezelor și accelerațiilor corpurilor ce se produc în planul înregistrării.

Primul pas constă în stabilirea frecvenței de achiziției a camerei video și selectarea unei distanțe de referință. Apoi, se definitivează sistemul de referință bidimensional pentru achiziția de date. Punctele pentru care se realizează analiza video trebuie marcate în fiecare cadru al înregistrării. Acest lucru se poate realiza manual sau automat de către program, în situația în care punctele sunt poziționate în arii cu contrast ridicat. Sistemul cuantifică spațiile parcurse de corpuri raportate la sistemul de referință selectat. Vitezele de deplasare și accelerațiile corpurilor implicate în coliziune (vehicul, biciclist și bicicletă), pentru fiecare moment de timp, sunt determinate prin raportarea la intervalul de timp. Precizia cu care sunt determinați parametrii cinematici ai punctelor marcate este influențată de frecvența de achiziției a camerei video. Acuratețea determinărilor este mai bună pentru frecvențe ridicate.

Prin analiză video în programul Tracker Video Analysis and Modelling Tool au fost determinați mai mulți parametri ai modelului matematic:

- momentul în care se produce desprinderea biciclistului de vehicul;
- viteza biciclistului în momentul desprinderii de vehicul;
- înălțimea față de sol a biciclistului în momentul desprinderii de vehicul;
- coordonatele ce definesc traiectoria postimpact a biciclistului, necesare pentru calcularea unghiului de proiectare a acestuia.

Viteza de deplasare a vehiculului, determinată cu sistemele GPS, a fost verificată cu programul Tracker Video Analysis and Modelling Tool.

6 ACHIZIȚIA, PROCESAREA ȘI INTERPRETATEA DATELOR EXPERIMENTALE

6.1. Achiziția și prelucrarea datelor experimentale

Utilizând datele înregistrate de către sistemul DL-10 referitoare la viteza de deplasare a vehiculului, decelerația acestuia a fost determinată cu relația:

$$d = \frac{\Delta v}{\Delta t} \quad (6.1)$$

Accelerațiile capului și toracelui M.A.T. au fost înregistrate prin intermediul sistemului de achiziției PicDAQ și au fost ulterior prelucrate cu programul PocketDAQ. Frecvența de eșantionare a datelor a fost de 10 kHz, iar filtrarea a fost realizată cu un filtru CFC 60.

6.1.1. Achiziția și prelucrarea datelor experimentale aferente VBR

A. Date autovehicul

Viteza autovehiculului a fost înregistrată cu sistemul DL-10 (Fig. 6.1). Aceasta a fost, în momentul impactului, de 23,9km/h - determinată prin intermediul sistemului GPS. Ea a fost verificată prin analiza video a înregistrării cu programul Tracker Video Analysis and Modelling Tool.

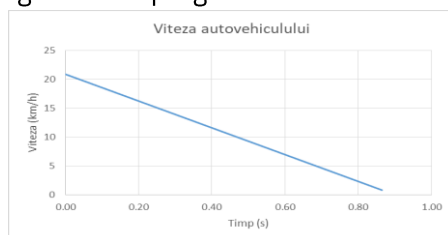


Fig. 6.1 – Viteza autovehiculului - VBR

B. Date M.A.T.

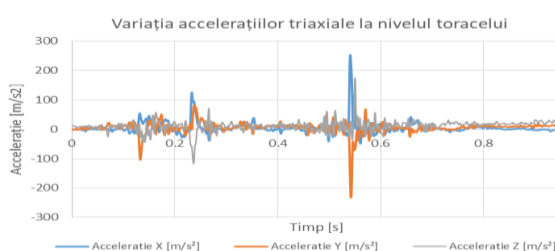


Fig. 6.2 – Variația accelerațiilor triaxiale la nivelul toracelui M.A.T. - VBR

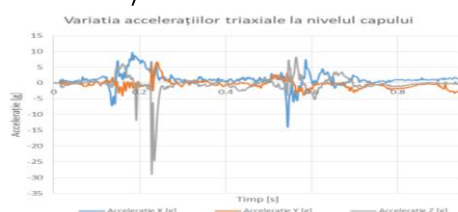


Fig. 6.3 – Variația accelerațiilor triaxiale la nivelul capului M.A.T. - VBR

Valoarea maximă a accelerației toracelui a fost de 329 m/s^2 în momentul impactului cu solul, iar cea maximă a accelerației capului a fost de $294,3 \text{ m/s}^2$, în momentul impactului cu parbrizul autovehiculului.

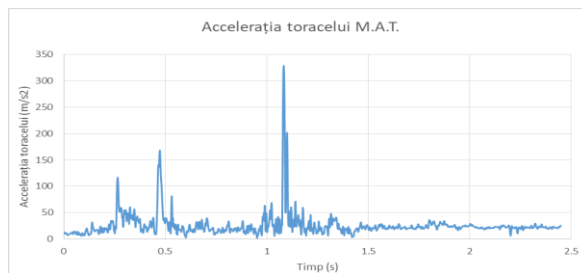


Fig. 6.4 – Accelerația toracelui M.A.T. - VBR

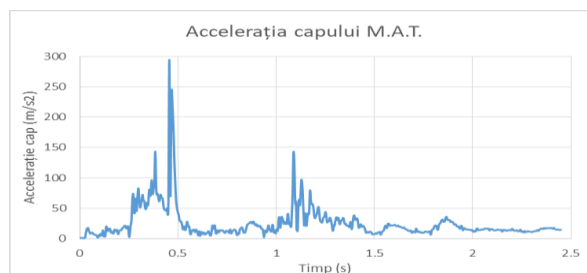


Fig. 6.5 – Accelerația capului M.A.T. - VBR

6.1.2. Achiziția și prelucrarea datelor experimentale aferente VBM

A. Date autovehicul

Viteza autovehiculului, înregistrată cu sistemul DL-10, este prezentată în Fig. 6.6. Viteza autovehiculului în momentul impactului a fost de $42,7 \text{ km/h}$.

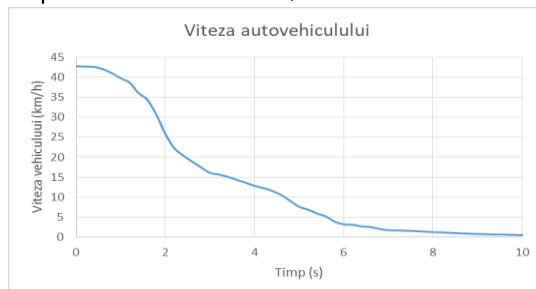


Fig. 6.6 – Viteza autovehiculului - VBM

B. Date M.A.T.

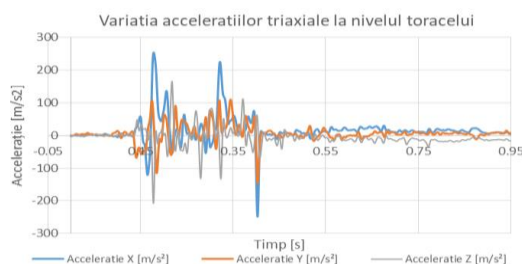


Fig. 6.7 – Variația accelerațiilor triaxiale la nivelul toracelui M.A.T. - VBM

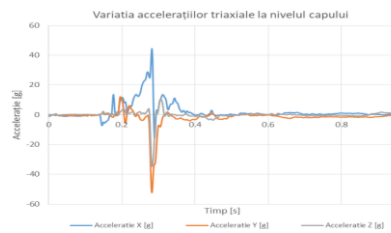


Fig. 6.8 – Variația accelerațiilor triaxiale la nivelul capului M.A.T. - VBM

Valoarea maximă a accelerației toracelui a fost de 288 m/s^2 - în timpul impactului cu capota autovehiculului, iar cea a accelerației capului a fost de $754,4 \text{ m/s}^2$ - în momentul impactului cu parbrizul autovehiculului.

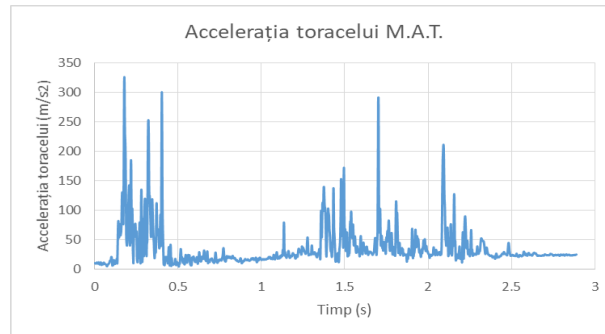


Fig. 6.9 – Accelerația toracelui M.A.T. - VBM

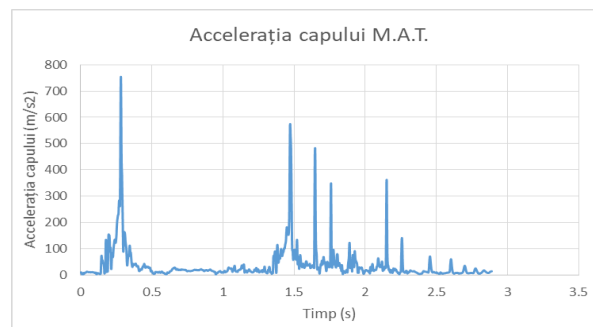


Fig. 6.10 – Accelerația capului M.A.T. - VBM

6.1.3. Achiziția și prelucrarea datelor experimentale aferente VBC

A. Date autovehicul

Variația vitezei autovehiculului a fost înregistrată cu sistemul DL-10. Ea este prezentată în Fig. 6.11. Viteza autovehiculului în momentul impactului a fost de $37,2 \text{ km/h}$.

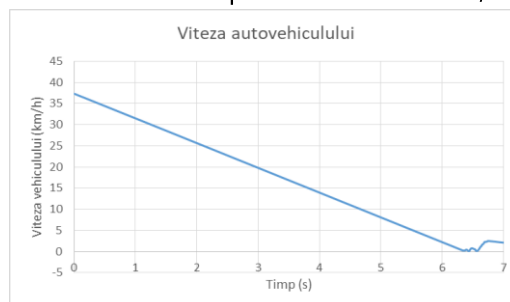


Fig. 6.11 – Viteza autovehiculului - VBC

B. Date M.A.T.

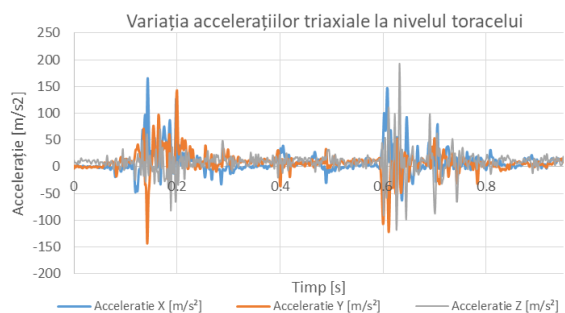


Fig. 6.12 – Variația accelerațiilor triaxiale la nivelul toracelui M.A.T. - VBC

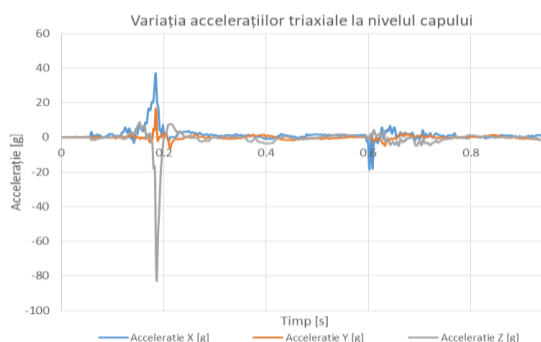


Fig. 6.13 – Variația accelerațiilor triaxiale la nivelul capului M.A.T. - VBC

Valoarea maximă a accelerației rezultante a toracelui a fost de 209 m/s^2 - în momentul impactului cu capota autovehiculului, iar cea maximă a accelerației capului a fost de $852,48 \text{ m/s}^2$ - în momentul impactului cu parbrizul autovehiculului.

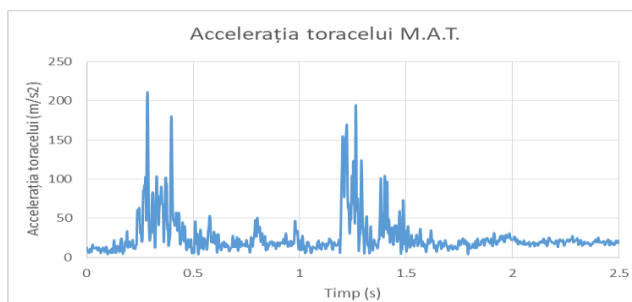


Fig. 6.14 – Accelerația toracelui M.A.T. - VBC

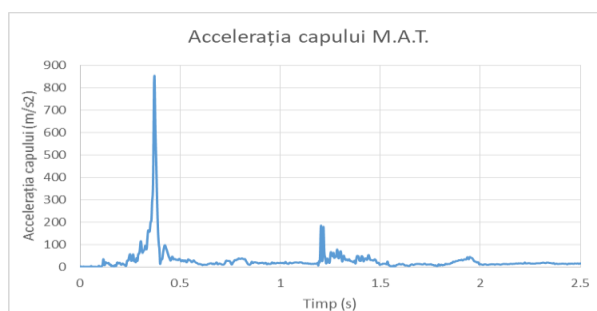


Fig. 6.15 – Accelerația capului M.A.T. - VBC

6.1.4. Achiziția și prelucrarea datelor experimentale aferente VBE

A. Date autovehicul

Viteza autovehiculului a fost înregistrată prin intermediul sistemului DL-10 (Fig. 6.16). Viteza autovehiculului în momentul impactului a fost de 40km/h.

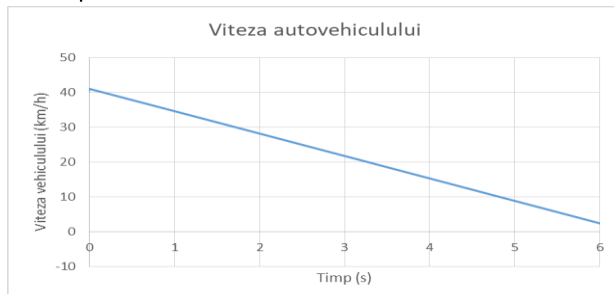


Fig. 6.16 – Viteza autovehiculului - VBE

B. Date M.A.T.

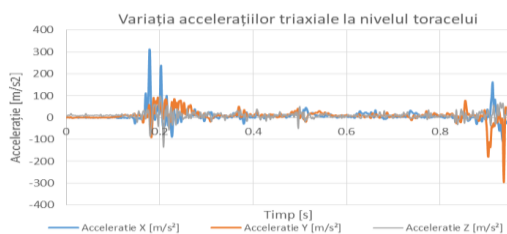


Fig. 6.17 – Variația accelerațiilor triaxiale la nivelul toracelui M.A.T. – VBE



Fig. 6.18 – Variația accelerațiilor triaxiale la nivelul capului M.A.T. - VBE

Valoarea maximă a accelerației toracelui a fost de 319 m/s^2 - în momentul impactului cu solul, iar valoarea maximă a accelerației capului a fost de $841,7 \text{ m/s}^2$ - în momentul impactului cu parbrizul autovehiculului.

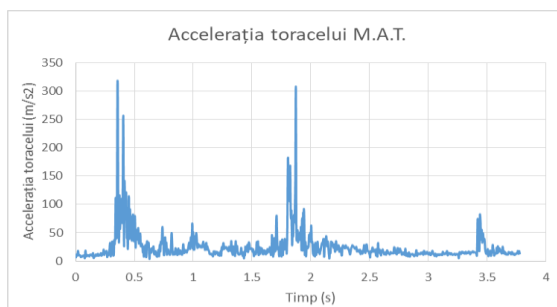


Fig. 6.19 – Accelerația toracelui M.A.T. - VBE

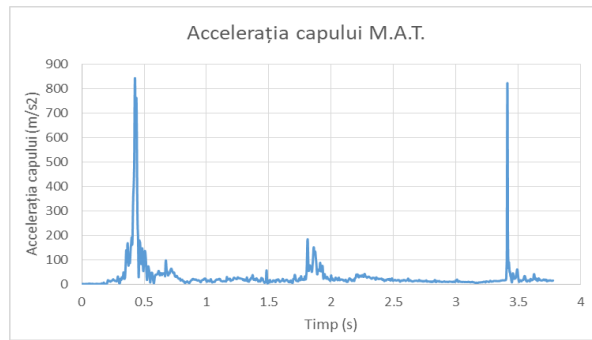


Fig. 6.20 – Accelerația capului M.A.T. - VBE

6.2. Calculul criteriilor de vătămare HIC și NIC

Accelerațiile triaxiale, ale capului și toracelui M.A.T., au fost utilizate pentru determinarea rezultatelor cu relația:

$$a = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2} \quad (6.2)$$

Calculul criteriilor de vătămare HIC și NIC a fost realizat în programul Microsoft Excel. Criteriul HIC a fost calculat atât pentru intervalul de 36ms, cât și pentru cel de 15 ms. Viteza relativă dintre cap și torace a fost determinată utilizând datele obținute în urma analizei video. Accelerația vertebrei toracale T1 utilizată pentru calculul criteriului NIC a fost asimilată cu accelerația centrului de greutate al toracelui M.A.T.

6.2.1. Calculul criteriilor de vătămare aferente VBR

Valorile criteriilor de vătămare pentru VBR sunt:

$$HIC_{15} = \left\{ \left[\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right]^{2.5} \cdot (t_2 - t_1) \right\}_{\max} = 23;$$

$$HIC_{36} = \left\{ \left[\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right]^{2.5} \cdot (t_2 - t_1) \right\}_{\max} = 16;$$

$$NIC = 0,2 \cdot (a_x^{T1} - a_x^{cap}) + \left[\int (a_x^{T1} - a_x^{cap}) \right]^2 = 64 \text{ m}^2/\text{s}^2.$$

6.2.2. Calculul criteriilor de vătămare aferente VBM

Criteriile de vătămare pentru VBM au următoarele valori:

$$HIC_{15} = \left\{ \left[\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right]^{2.5} \cdot (t_2 - t_1) \right\}_{\max} = 311;$$

$$HIC_{36} = \left\{ \left[\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right]^{2.5} \cdot (t_2 - t_1) \right\}_{\max} = 310;$$

$$NIC = 0,2 \cdot (a_x^{T1} - a_x^{cap}) + \left[\int (a_x^{T1} - a_x^{cap}) \right]^2 = 57.$$

6.2.3. Calculul criteriilor de vătămare aferente VBC

Mărimile criteriilor de vătămare pentru VBC sunt:

$$HIC_{15} = \left\{ \left[\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right]^{2.5} \cdot (t_2 - t_1) \right\}_{\max} = 269 ;$$

$$HIC_{36} = \left\{ \left[\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right]^{2.5} \cdot (t_2 - t_1) \right\}_{\max} = 167 ;$$

$$NIC = 0,2 \cdot (a_x^{T1} - a_x^{cap}) + \left[\int (a_x^{T1} - a_x^{cap}) \right]^2 = 41.$$

6.2.4. Calculul criteriilor de vătămare aferente VBE

Calculule ale criteriilor de vătămare pentru VBE au condus la următoarele rezultate:

$$HIC_{15} = \left\{ \left[\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right]^{2.5} \cdot (t_2 - t_1) \right\}_{\max} = 498 ;$$

$$HIC_{36} = \left\{ \left[\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right]^{2.5} \cdot (t_2 - t_1) \right\}_{\max} = 326 ;$$

$$NIC = 0,2 \cdot (a_x^{T1} - a_x^{cap}) + \left[\int (a_x^{T1} - a_x^{cap}) \right]^2 = 61.$$

6.2.5. Analiza valorilor criteriilor de vătămare

Valorile, relativ reduse, ale vitezei de impact a autovehiculului (24 km/h) și accelerației maxime a capului (30 m/s²) – (VBR) au condus la mărimi neglijabile ale criteriului de vătămare a capului - indice AIS-0 și probabilitate nulă de fracturare a craniului. Valoarea ridicată a criteriului NIC (64 m²/s²), mai mare de patru ori față de cea de referință de 15 m²/s², caracteristică unor vătămări minore, indică un potențial ridicat de producere a unor leziuni moderate sau grave ale gâtului. Unul din factorii ce au determinat acest risc de vătămare este mișcarea de extensie a gâtului survenită din momentul impactului pevis-capotă până la impactul cap-parbriz.

În cazul VBM, valorile HIC, pentru intervalele de 15 și 36 ms sunt identice. Lor le corespunde indicele AIS-1 și o probabilitate de fracturare a craniului de 15%. Valoarea criteriului NIC (57 m²/s²) indică un potențial ridicat de vătămare a gâtului. Valoarea NIC obținută în cazul VBM este comparabilă cu cea înregistrată în cazul VBR (61 m²/s²), ceea ce arată că riscurile de vătămare a coloanei cervicale a bicicliștilor sunt puțin influențate de viteza de impact a autovehiculului.

Valorilor calculate pentru criteriul HIC, în cazul VBC, le corespunde indicele AIS-1 și o probabilitate de fracturare a craniului de 11%. Mărimea criteriului NIC (41 m²/s²) este de aproximativ trei ori mai mare decât cea caracteristică unor vătămări minore. Valorile mai reduse ale criteriilor de vătămare în cazul VBC, în comparație cu restul experimentelor, se datorează efectului airbagului cască cu care a fost echipat M.A.T. Cu toate acestea, chiar și prin echiparea cu airbag cască, bicicliștii pot suferi vătămări moderate sau grave, astfel cum indică valoarea criteriului NIC.

În cazul VBE, valorilor HIC le corespunde indicele AIS-1 și o probabilitate de fracturare a craniului de 19%. Deși autovehiculul a fost echipat cu airbag extern, ce s-a declanșat în cadrul testului, nu au fost observate diminuări ale potențialului de vătămare a capului în comparație cu celelalte teste. Soluția dispunerii inverse a airbagului extern prezintă interes, astfel cum este demonstrat de contactul efectiv produs între capul M.A.T. și airbag, însă cercetări suplimentare sunt necesare pentru optimizarea sistemului de declanșare. Valoarea criteriului NIC ($61 \text{ m}^2/\text{s}^2$) este de patru ori mai mare decât cea caracteristică unor vătămări minore.

6.3. Validarea modelului matematic prin raportare la datele experimentale

Validarea modelului matematic s-a realizat pentru configurația de impact longitudinal-anterior, utilizând datele achiziționate în cadrul experimentelor.

Pentru validarea modelului propus pentru configurația de impact lateral, a fost utilizat un experiment pus la dispoziție, pentru prezenta cercetare, de DSD Austria. Acest test prezintă importanță întrucât a fost realizat la o valoare ridicată a vitezei de impact (60,9 km/h) sub configurație de impact lateral. Autovehiculul utilizat pentru acest test a fost Ford Focus. El a fost frânat la momentul producerii impactului. Diagrama de accelerații a vehiculului, extrasă din sistemul PicDAQ, montat pe vehicul, este prezentată în Fig. 6.21.

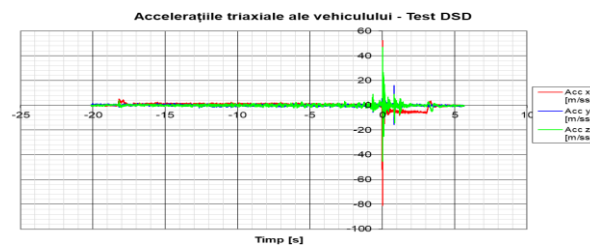


Fig. 6.21 – Diagrama de accelerații a vehiculului Ford Focus – Experiment DSD

Deoarece impactul a fost de tip lateral, distanța, la care se afla biciclistul la momentul impactului primar vehicul-bicicletă, a fost mai redusă decât în cazul coliziunilor longitudinal-anterioare. În urma impactului primar, biciclistul execută o mișcare de tip proiectare prin înfășurare.

Etapele dinamice, succesive, ale experimentului sunt ilustrate în fig. 6.22. Parametrii de intrare ai modelului au fost extrași din acest experiment conform metodologiei prezentate anterior.



Fig. 6.22 - Etapele dinamice succesive ale experimentului DSD

(1 – Impactul vehicul-bicicletă; 2 – Impactul vehicul – cap biciclist; 3 – Desprinderea biciclistului de parbriz; 4 – Desprinderea biciclistului de vehicul; 5 – Impactul biciclist-sol)

Parametrii de intrare, rezultați în urma experimentelor, și distanțele de proiectare rezultante sunt prezentate în Tabelul 6.1.

	VBR	VBM	VBC	VBE	DSD
v_0' (m/s)	5.81	10.05	10.4	11.1	16.91
m_v (kg)	1022	1022	1022	1022	1183
m_B (kg)	84	84	84	84	83
m_b (kg)	15	15	15	15	15
a_v (m/s ²)	-6.5	-4.7	-6.7	-6.4	-4.4
μ	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4
s_0 (m)	-0.73	-0.37	-0.74	-0.71	-0.77
t_1 (s)	0.422	0.195	0.295	0.218	0.095
t_1' (s)	0.748	1.058	0.87	0.865	1.95
V_B (m/s)	2.23	4.94	3.34	5.17	5.81
α (°)	315	23	358	357	335
h (m)	0.81	1.19	0.72	0.83	0.84
β (°)	0	0	0	0	0
D_c (m)	2.59	11.96	7.82	11.84	27.74
$D_{c,r}$ (m)	2.49	11.5	7.5	11.6	29
Δ (m)	0.10	0.46	0.32	0.24	1.26
δ (%)	4.16	3.59	4.25	2.05	4.33

Tabelul 6.1. - Parametrii de intrare ai modelului matematic și cei rezultați în urma calculelor

Rezultatele arată că predicțiile modelului sunt corecte, iar distanțele de proiectare obținute din testele experimentale se apropie de acestea.

Valorile distanțelor de proiectare rezultate în urma experimentelor sunt apropiate de cele determinate cu modelul matematic, eroarea maximă fiind de 0,46m pentru VBM, iar cea relativă fiind de 4,25 % pentru VBC.

Pentru coliziuni laterale, precum experimentul DSD, modelul matematic poate fi aplicat, predicțiile fiind de asemenea apropiate de valorile reale.

Eroarea absolută rezultată în cazul experimentului DSD este de 1,26m, iar cea relativă 4,33%. Trebuie menționat faptul că în cazul acestui experiment, viteza autovehiculului în momentul impactului (16,91 m/s) a fost superioară celor efectuate (VBR, VBM, VBC și VBE), ceea ce arată că acuratețea predicțiilor modelului nu este influențată de viteza autovehiculului în momentul impactului.

Impacturile vehicul-biciclist cu perforarea parbrizului prezintă o subfază de transport mai lungă, care conduce la o distanță de proiectare mai mare decât în condiții normale. Experimentele VBM și VBC au fost realizate la valori apropiate ale vitezelor de impact, însă experimentul VBM, care a rezultat în perforarea parbrizului, a determinat o distanță de proiectare mai mare cu 54% decât cea aferentă VBC.

6.4. Analiza comparativă a predicțiilor modelului matematic și simulărilor

Pentru verificarea și validarea modelului propus au fost folosiți parametrii rezultați din experimentul VBR, ce a fost simulat și validat cu PC Crash. A fost generat un model virtual prin intermediul căruia au fost dezvoltate seturi de simulări prin varierea vitezei de impact a vehiculului.

Modelul multicorp de biciclist în programul PC Crash 11.1 este compus din 20 de corpuri conectate prin 19 articulații (Moser, 2014). El a fost setat în conformitate cu parametrii manechinului utilizat în ceea ce privește masa, înălțimea și postura la impact.

Parametrii masici și dimensionali ai autovehiculului au fost setați cei utilizați în experimentul VBR. Pasul următor a constat în inserarea unei rețele de tip „mesh” reprezentată de un fișier cu extensie dxf, prin intermediul căreia a fost redată geometria profilului frontal al autovehiculului.

Rigiditățile unghiulare ale articulațiilor modelului multicorp au fost introduse pornind de la valorile recomandate într-un studiu de optimizare a modelului multicorp de biciclist din PC Crash (Kurzke, 2016).

Pentru simularea VBR s-a procedat la ajustarea poziției inițiale a biciclistului din modelul multicorp prin modificarea poziției și orientării corpurilor componente.

Viteza inițială a autovehiculului și decelerația acestuia, obținute în urma experimentelor, au fost introduse ca parametri de intrare pentru simulare.

În Fig. 6.22 sunt prezentate secvențele principale ale simulării, comparate cu cele rezultate în urma experimentului (VBR).

Cinematica simulată a biciclistului prezintă similitudine cu cea aferentă testului experimental.

Similar, distanța de proiectare a biciclistului este apropiată de cea rezultată în urma experimentului.

În Fig. 6.23 este prezentată variația accelerației rezultante a capului biciclistului, pentru simulare și experimentul pe modelul fizic (VBR).

Se observă că valorile maxime ale accelerației, obținute în simulare și experiment, sunt foarte apropiate.

Valoarea maximă a accelerației obținută în cadrul simulării a fost de 309,43 m/s², iar pe modelul fizic de 298,3 m/s². Eroarea relativă aferentă este de 3,5%.



Fig. 6.22 – Secvențele cinematice ale experimentului VBR și simulării aferente (1 – Impactul vehicul-bicicletă; 2, 3– Impactul vehicul – pelvis biciclist; 4 – Impactul vehicul – cap biciclist; 5 – Desprinderea biciclistului de vehicul; 6 – Impactul biciclist-sol; 7 – Poziția finală a biciclistului)

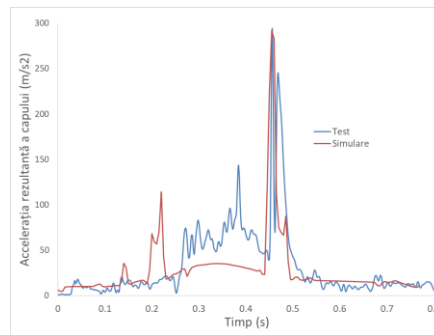


Fig. 6.23 – Diagrama accelerației capului, pentru VBR și simularea aferentă

Modelul multicorp utilizat a fost verificat prin simulările realizate pe baza informațiilor rezultate în urma experimentelor pe modele fizice (VBR). Utilizând modelul multicorp bicicletă-biciclist validat, viteza de impact a vehiculului a fost variată cu 5km/h în intervalul [5...100]km/h pentru a obține informațiile pentru determinarea relației de dependență dintre distanța de proiectare a biciclistului și viteza de impact. Simulările realizate pentru vitezele de 5km/h și 10 km/h au fost excluse din analiză, întrucât în respectivele cazuri nu a fost înregistrat un impact între vehicul și biciclist. predicțiile modelului și rezultatele simulărilor referitoare la distanțele de proiectare a bicicliștilor sunt prezentate în Fig. 6.24, raportate la cazuistica existentă în literatură.

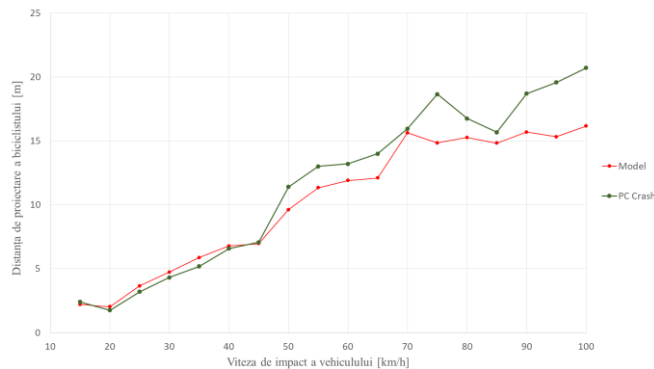


Fig. 6.24 – Predicțiile modelului și rezultatele simulărilor (în PC Crash)

Curbele rezultate din simulările efectuate în PC Crash și predicțiile modelului, ce reflectă relația de dependență dintre distanța de proiectare și viteza de impact a vehiculului, prezintă o bună corelare pentru intervalul de viteze [15...50] km/h. Erorile relative obținute pentru intervalul [15...50] km/h nu depășesc 9.3%, exceptând simularea efectuată la 50 km/h unde a fost înregistrată o eroare de -15,6 %.

Pentru viteze de impact mai mari de 50 km/h au fost constatate diferențe între simulări și predicțiile modelului, respectiv distanțele de proiectare rezultate din simulări sunt superioare predicțiilor modelului cu erori relative de [-2...-22] %. Eroarea minimă de -2% a fost determinată pentru simularea realizată la 70 km/h.

Variațiile constatate la viteze de impact ridicate ale vehiculului sunt generate de următoarele fenomene:

- Mărirea vitezei de impact determină modificarea gradului de acoperire al coliziunii din total în parțial;
- Impactul cu acoperire parțială determină o viteză transversală a toracei mai ridicată decât cel cu acoperire totală.

În Fig. 6.25 sunt prezentate zonele impactate de către capul și toracele biciclistului, pentru setul de simulări realizate pe baza informațiilor rezultate din VBR.

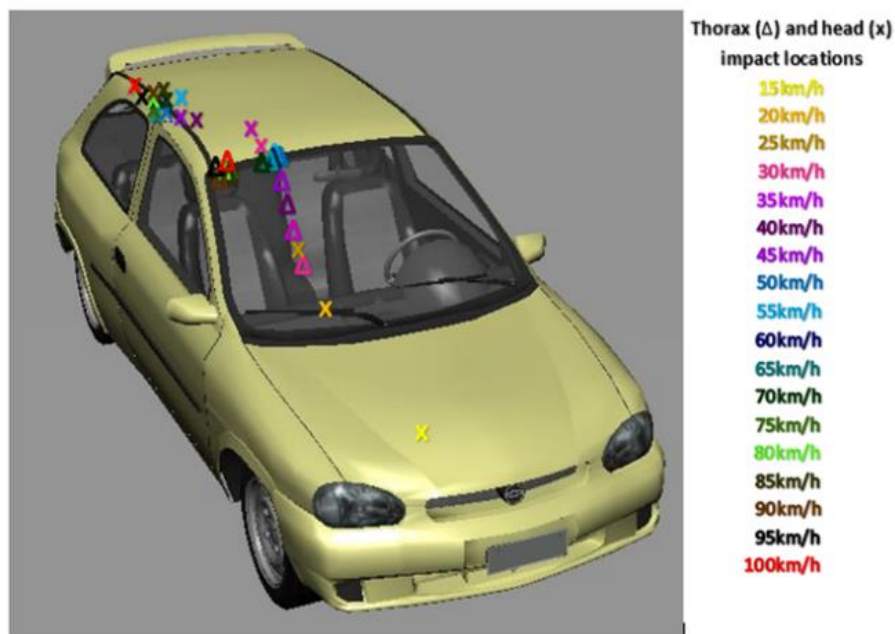


Fig. 6.25. Pozițiile zonelor impactate de către capul și toracele biciclistului, realizate pe baza informațiilor rezultate din VBR (Condrea et. al, 2021)

6.5. Evaluarea rezultatelor în raport cu informațiile existente în literatura de specialitate

Cazuistica existentă în literatura și tehnica de specialitate, referitoare la distanțele de proiectare ale bicicliștilor, este prezentată în Fig. 6.26 (Otte, 2004), (Strzeletz, 2007), (Haight & Eubanks, 1990). Strzeletz a sintetizat datele experimentale proprii și cele furnizate de cercetătorii: Burg, Rau, Eubanks, Glatz, Rattaj și Wegner.

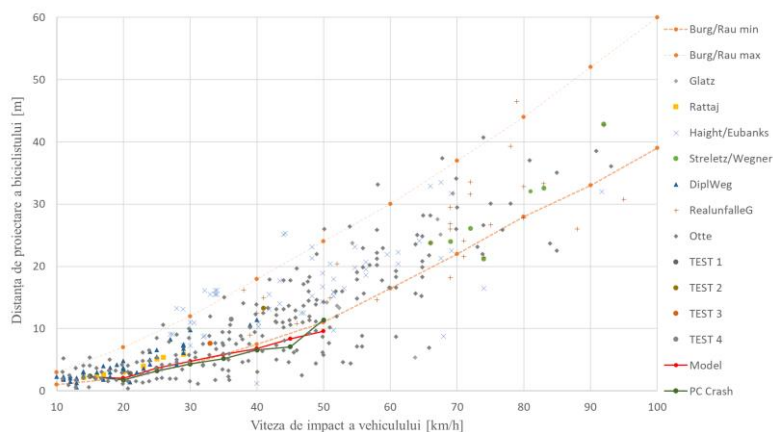


Fig. 6.26– Comparația rezultatelor cu datele existente în literatură

Este important de menționat faptul că puțini din autorii menționați au specificat configurația de impact aferentă testelor. În studiul lui Haight (Haight & Eubanks, 1990), se specifică 28 din cele 49 de cazuri ca fiind configurații de impact longitudinal-anteroare.

Datele prezentate de către Strzeletz și Otte nu oferă informații referitoare la orientarea bicicletei la momentul impactului. O altă lacună a cazisticii din literatură este dată de faptul că nu este specificat decalajul lateral dintre axele longitudinale ale vehiculului și bicicletei în momentul impactului sau alte informații referitoare la excentricitatea impactului, ce au natura de a influența distanța de proiectare rezultată.

Rezultatele calculelor cu modelul matematic sunt apropiate de distanțele de proiectare rezultate din simulări. Predicțiile modelului matematic sunt, așadar, acceptabile, pentru determinarea distanței de proiectare a biciclistului. Gradul de acuratețe al predicțiilor este mai ridicat pentru viteze relative de impact de max. 50km/h, decât pentru cele din intervalul (50...100)km/h.

Prin compararea distanțelor de proiectare obținute din simulări și din calculele cu modelul matematic cu cele existente în literatură, au rezultat următoarele:

- Pentru viteze de impact de max. 50km/h, curbele rezultate din simulări și predicțiile modelului sunt poziționate în interiorul ariei definite de curbele Burg-Rau.
- După pragul de 50km/h, atât rezultatele simulărilor, cât și predicțiile modelului, evoluează sub curba inferioară Burg/Rau.

Repartiția datelor experimentale, existente în literatura de specialitate (fig. 6.28), a arătat că **59 din cele 226 cazuri** prezentate de Otte (26,1%) sunt situate sub curba inferioară Burg/Rau.

În consecință, aria definită de curbele Burg-Rau nu acoperă integral situațiile de impact frontal vehicul-biciclist, iar validitatea curbei inferioare este pusă la îndoială.

În conformitate cu rezultatele evidențiate anterior, având în vedere volumul mare de date situate sub curba inferioară Burg Rau, acestea nu pot fi considerate date aberante.

Întrucât decalajul lateral dintre biciclist și autovehicul este predominant nespecificat în literatura de specialitate, este posibil ca această mărime să reprezinte unul din factorii ce conduc la poziționarea acestor date sub curba inferioară Burg/Rau.

Teoretic, pe măsură ce excentricitatea impactului crește, distanța de proiectare a biciclistului se va diminua datorită generării unui moment de rotație și a unei componente transversale a vitezei corpului. Acest aspect nu poate fi o regulă întrucât mișcarea corpului uman este rareori asimilabilă cu cea a unui singur corp nearticulat.

Cercetări ulterioare vor clarifica dacă decalajul lateral influențează distanța de proiectare a biciclistului.

Observațiile anterioare implică faptul că este necesară o adaptare a curbei inferioare Burg/Rau, sau diagramele ce prezintă relația de dependență distanță de proiectare – viteză impact necesită o analiză separată, în funcție de decalajul dintre axele longitudinale ale vehiculului și biciclistului.

6.6. Evaluarea influenței vitezei vehiculului, în momentul impactului, asupra cinematicii și vătămării bicicliștilor

Viteza de impact a vehiculului determină anumiți parametri cinematici ai biciclistului, variabili în timp, care înregistrează diferențe semnificative în funcție de particularitățile fiecărei coliziuni. Astfel, a fost determinat faptul că aria de contact a biciclistului cu vehiculul este influențată de câțiva factori cheie precum: decalajul dintre axele longitudinale, unghiul de impact și geometria profilului frontal al vehiculului (Condrea et. al, 2019, b).

Pentru viteze de impact situate în intervalul [15...35] km/h, apare proiecția cu înfășurare a biciclistului, acesta fiind lansat pe direcția de deplasare a vehiculului. Pentru acest interval, poziționarea locului de impact cu capul variază progresiv:

- La 15 km/h, capul lovește capota vehiculului;
- La 20 km/h, capul lovește baza parbrizului;
- La 25km/h capul lovește zona centrală a parbrizului;
- La 30-35 km/h, capul lovește partea superioară a parbrizului și muchia plafonului.

Pe măsură ce viteza vehiculului crește, impactul pelvisului biciclistului cu capota determină o mișcare de alunecare pe capotă, care generează ulterior o mișcare de rotație a acestuia. Biciclistul lovește parbrizul cu toracele, iar impactul cu capul se produce pe plafonul vehiculului. Impactul torace-parbriz a fost înregistrat pentru viteze de impact mai mari de 30km/h.

Pentru intervalul [40...100] km/h, biciclistul este proiectat longitudinal pe direcția de deplasare a vehiculului. Componentele verticale și transversale ale vitezei toracelui au valori mai mari. În acest caz, biciclistul lovește plafonul vehiculului cu capul.

Pentru viteze de impact mai mari de 70km/h, toracele lovește colțul superior al parbrizului, stâlpul A și plafonul. Apare o mișcare de rotație suplimentară biciclistului.

Valorile criteriilor de vătămare HIC și NIC, probabilitatea de fracturare a craniului și indicii AIS, precum și particularitățile de impact aferente fiecărei simulări sunt prezentate în Tabelul 6.2.

Distribuția valorilor criteriilor de vătămare HIC și NIC sunt prezentate în Fig. 6.27 și respectiv Fig. 6.28.

Viteza de impact (km/h)	Caracteristicile cinematicii	Particularități impact	a_{max} (m/s ²)	HIC 15 (-)	HIC 36 (-)	NIC (m ² /s ²)	Probabilitate fracturare craniu	AIS (-)
15	Proiectare prin înfășurare	Impact cap-capotă	615.19	342	300	75	0.13	2
20		Impact cap-parbriz	630.19	455	616	25	0.19	2
25			448.12	147	110	28	0.02	1
30		Impacturi torace-parbriz și cap-extremitate	417.91	125	120	29	0.01	1
35			412.12	130	201	57	0.01	1
40	Boltă peste plafon	Impacturi torace-parbriz și cap-plafon	522.87	181	277	38	0.04	1
45			406.62	118	177	46	0.01	1
50			543.77	310	413	40	0.11	2
55			553.28	299	605	80	0.11	2
60			523.46	257	541	49	0.09	2
65			623.82	443	851	59	0.19	2
70			740.36	639	1159	130	0.28	3
75			947.45	823	1761	100	0.37	3
80			970.31	1222	1752	95	0.54	4
85			1000.91	1342	2100	76	0.58	4
90			1140.22	1775	2643	101	0.72	5
95			1095.48	1661	2635	90	0.69	5
100			1132.47	1872	3011	96	0.75	6

Tabel 6.2. Valorile criteriilor de vătămare, probabilitățile de fracturare a craniului și indicii AIS

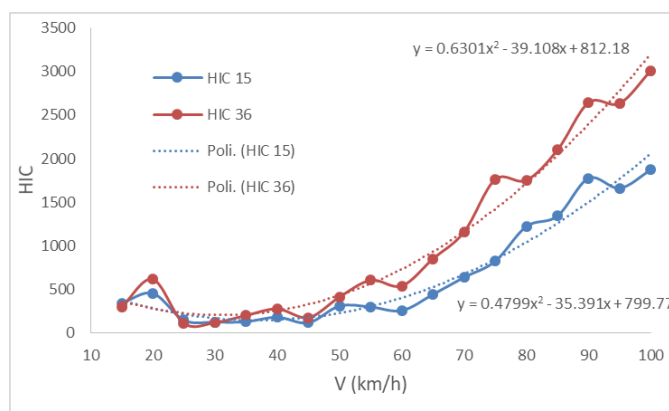


Fig. 6.27. Variația criteriului HIC în funcție de viteza vehiculului în momentul impactului

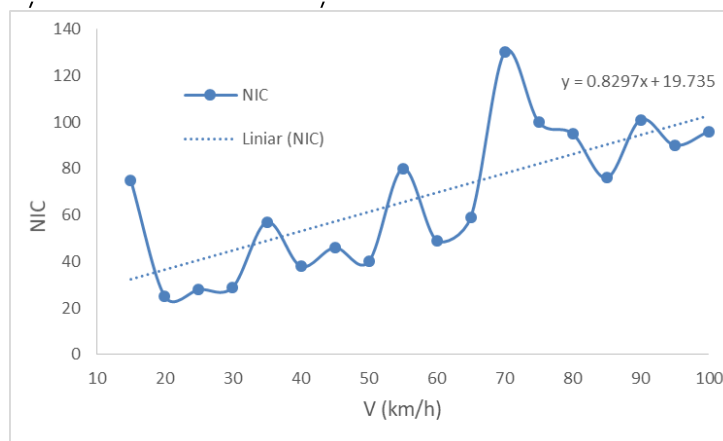


Fig. 6.28. Variația criteriului NIC în funcție de viteza vehiculului în momentul impactului

Setul de simulări efectuate au arătat că valorile criteriilor de vătămare variază progresiv cu viteza de impact a vehiculului. Au fost observate câteva excepții:

- Pentru viteza de impact de 15 km/h, valorile criteriilor NIC și HIC sunt superioare celor din intervalul de viteze [20...50] km/h. Probabilitatea de fracturare a craniului este de 13%. Valorile mai ridicate ale criteriului de vătămare a capului sunt datorate impactului cap-capotă;

- Pentru viteza de impact de 20 km/h, valorile HIC sunt cele mai ridicate. Probabilitatea de fracturare a craniului este de 19%, datorată impactului dintre cap și baza parbrizului;

- Pentru intervalul de viteze [25...100] km/h, valorile HIC și probabilitățile de fracturare a craniului cresc progresiv, exceptând vitezele de impact de 45 km/h, 60 km/h, 80 km/h și 95 km/h. Variația valorilor NIC nu este similară;

- Valoarea minimă a criteriului HIC a fost determinată pentru viteza de impact de 25km/h. În acest caz, biciclistul colizionează partea centrală a parbrizului;

- Probabilitățile de fracturare ale craniului sunt mai mari decât pragul de 50% pentru intervalul de viteze [80...100] km/h, valoarea maximă de 75% fiind înregistrată pentru viteza de impact de 100 km/h;

- Mărima maximă a criteriului NIC a fost determinată pentru viteza de impact de 70 km/h, iar cea maximă a criteriului HIC pentru viteza de 100 km/h;

- Datele calculate ale criteriului NIC sunt superioare pragului de $15 \text{ m}^2/\text{s}^2$ indicat în literatură (Wheeler, 1998) pentru toate simulările efectuate, ceea ce denotă faptul că vătămrile severe ale gâtului pot rezulta la orice viteză de impact. Principala cauză a potențialului ridicat de vătămrile gâtului este dată de mișcarea amplă de extensie a acestuia (whiplash).

6.7. Concluzii

Modelul dezvoltat pentru determinarea distanțelor de proiectare a biciclistului prezintă o corelare bună cu datele existente în literatură și cu predicțiile obținute prin intermediul simulărilor multicorp, pentru viteze relative de impact de până la 50km/h. Peste acest prag, schimbarea tipologiei cinemate din „proiectare prin înfășurare” în „boltă peste plafon” determină apariția unor erori în predicțiile modelului, ce cresc pe măsură ce viteza de impact crește, eroarea relativă maximă în acest interval fiind de -22% iar cea minimă de -2%. Comparând cu informațiile existente în literatură, s-a observat că multe date (26,1% indică Otte) nu sunt incluse în aria definită de către coridoarele Burg/Rau, ceea ce indică necesitatea reajustării coridorului inferior. Cercetări suplimentare sunt necesare pentru a determina modul în care configurația de impact și excentricitatea impactului influențează distanța de proiectare, în special pentru viteze ridicate de impact.

Conform simulărilor multicorp efectuate în PC Crash pe baza informațiilor rezultate în urma experimentelor pe modele fizice, gradul de vătămare a capului și gâtului crește cvasi-progresiv cu viteza vehiculului din momentul impactului și este influențat de cinematica postimpact a biciclistului. Valorile NIC au fost superioare pragului de $15 \text{ m}^2/\text{s}^2$ pentru fiecare simulare, ceea ce arată că există o probabilitate ridicată ca biciclistii să sufere vătămări grave ale gâtului, indiferent de viteza vehiculului în momentul impactului, în cazul coliziunilor longitudinal-anterioare.

7 SISTEME DE SIGURANȚĂ PASIVĂ PENTRU BICICLIȘTI

7.1. Airbaguri cască și airbaguri externe pentru protecția bicicliștilor

Pentru a realiza analiza comparativă a performanțelor de siguranță pasivă ale celor două sisteme airbag au fost procesate datele achiziționate în experimentele VBC și VBE. Cele două teste experimentale au fost realizate la viteze de impact apropiate, utilizând același autovehicul.









Fazele impactului	VBC	VBE
a) Impactul vehicul-bicicletă	 0 ms	 0 ms
b) Impactul vehicul - pelvis manechin	 182 ms	 93 ms
c) Impactul vehicul - cap manechin	 295 ms	 218 ms
d) Momentul desprinderii	 932 ms	 887 ms

Fig. 7.1. Experimentele VBC și VBE descompuse în etapele cinematice principale (a – Impactul vehicul bicicletă; b – Impactul vehicul-pelvis manechin; c – Impactul vehicul-cap manechin; d – Momentul desprinderii biciclistului de vehicul)

Pentru VBC, manechinul a fost echipat cu un airbag cască, activat manual. Airbagul cască a fost declanșat anterior producerii impactului cu capul. La momentul producerii impactului biciclistului cu solul, airbagul cască mai era, încă, presurizat.

În cazul VBE, autovehiculul a fost echipat cu un airbag extern dedicat protejării pietonilor. Acesta a fost conectat la un sistem electric poziționat în bara parașoc față, în zona potențială de contact cu bicicleta. Poziționarea airbagului extern a fost realizată prin ancorarea acestuia de plafonul autovehiculului, astfel încât, în stare declanșată, el să poată acoperi muchia frontală a plafonului, extremitatea superioară a parbrizului și stâlpul A.

Viteza de impact a autovehiculului a fost de 10,4 m/s pentru VBC și de 11,1 m/s pentru VBE. Zona de impact cu capul a fost aproximativ identică pentru ambele experimente, respectiv în aria superioară a parbrizului.

Între distanțele WAD pentru cele două experimente a fost înregistrată o diferență de 30 mm.

Accelația rezultantă la nivelul capului și respectiv toracelui manechinului sunt prezentate în Fig. 7.3 și respectiv Fig. 7.4. Valorile calculate ale criteriilor HIC și NIC, precum și datele achiziționate prin analiză video sunt prezentate în Tabelul 7.1. Valoarea accelerației rezultante maxime la nivelul capului a fost aproximativ egală pentru cele două teste, respectiv 852,48 m/s² pentru VBC și de 841,7 m/s² pentru VBE, aspect ce justifică efectuarea analizei comparative.

Experiment	Viteză de impact vehicul (m/s)	Momentul impactului pelvisului (ms)	Momentul impactului capului (ms)	WAD (mm)	Accelația maximă rezultantă a capului (m/s ²)	HIC 15	HIC 36	NIC
VBC	10,4	172	295	2220	852,48	268	167	41
VBE	11,1	92	218	2250	841,7	498	325	61

Tabel 7.1 - Valorile criteriilor de vătămare pentru VBC și VBE



Fig. 7.2. Zona impactului capului pentru cele două experimente

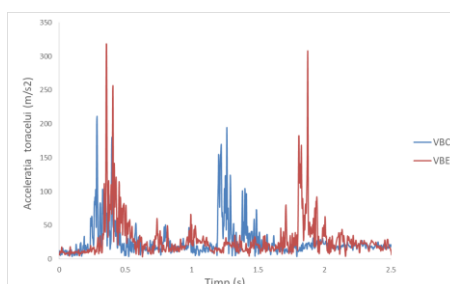


Fig. 7.3. Accelația toracelui pentru VBC și VBE

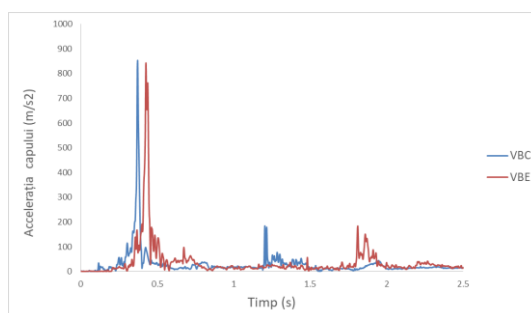


Fig. 7.4. Accelația capului pentru VBC și VBE

În ceea ce privește diminuarea vătămarilor realizată datorită sistemelor de protecție, airbagul cască a asigurat o reducere de 46% a valorilor HIC 15 și HIC 36, și de 32% pentru NIC în comparație cu airbagul extern. Pentru ambele experimente, valorile NIC au depășit pragul de 15 m²/s² aferent toleranței vătămarilor cervicale AIS-1 (Bostrom et al, 1996; Wheeler et. al, 1998). Pragul de 700 al criteriului HIC nu a fost depășit pentru niciun experiment.

Performanțele parametrilor fizici ai airbagurilor sunt prezentate în Tabelul 7.2.

<i>Experiment</i>	<i>Tip airbag</i>	<i>Momentul impactului capului (ms)</i>	<i>Timpul de debut al declanșării (ms)</i>	<i>Timpul de încheiere al declanșării (ms)</i>	<i>Durata declanșării airbagului (ms)</i>	<i>Timp până la impact din momentul de debut al declanșării (ms)</i>
VBC	Cască	295	263	302	39	-39
VBE	Extern	218	93	113	20	123

Tabel 7.2 - Parametrii funcționali ai sistemelor airbag

Declanșarea airbagului extern a fost mai eficace în comparație cu cel cască. Acest fapt a fost cauzat de procedurile specifice de umflare ale fiecărui sistem:

- airbagul extern se declanșează la momentul detectării impactului vehicul-bicicletă (0 ms);
- airbagul cască se declanșează când accelerația măsurată pe axele X și Y, din planul drumului, atinge pragul impus de producător; în acest caz, ulterior producerii impactului cu pelvisul la 172 ms (123 ms anterior impactului cu capul).

Declanșarea întârziată a airbagului cască a fost influențată de configurația ariei de impact longitudinal-anterioară, care a generat o mișcare verticală a biciclistului în intervalul de timp dintre impactul vehicul-bicicletă și preluarea biciclistului pe capotă, prin împingerea bicicletei și căderea verticală a M.A.T.-ului. Această mișcare nu a condus la declanșarea sistemului airbag cască, întrucât s-a produs pe axa Z. Cercetări suplimentare referitoare la optimizarea timpilor de declanșare sunt necesare pentru a face airbagurile cască utilizabile pentru protejarea bicicliștilor în coliziuni cu viteze de impact ridicate, întrucât există riscul ca pentru coliziuni longitudinal-anterioare, impactul cap-parbriz să se producă înainte de declanșarea airbagului.

Procedura de montare a airbagului extern pe vehicul a asigurat o bună acoperire a zonelor cu rigiditate ridicată ale profilului frontal, ceea ce validează conceptul. Airbagul extern a determinat, însă, valori mai ridicate ale criteriilor de vătămare ale capului și gâtului decât cel cască. Cu toate acestea, timpul de declanșare al airbagului extern (debutul declanșării la 93 ms) a fost mai mic decât cel al airbagului cască (debutul declanșării la 263 ms). Un alt avantaj al airbagurilor cască este dat de faptul că timpul de declanșare a acestora (20ms) reprezintă jumătate din cel de declanșare a airbagurilor cască (39ms). Aceste rezultate indică un potențial ridicat al airbagurilor externe pentru protejarea bicicliștilor în coliziuni cu viteze de impact ridicate. Cercetări profesionale sunt necesare pentru a găsi soluții de majorare a gradului de protecție oferit de airbagurile externe montate în partea superioară a parbrizului. Este necesară optimizarea unghiului de înclinare, timpului de declanșare, a volumului și presiunii airbagului (Condrea et. al, 2019, d).

7.2. Studiul influenței vitezei de impact asupra timpului de declanșare al airbagurilor cască

În prezent nu sunt disponibile informații referitoare la pragul de declanșare al airbagurilor cască și la criteriile ce îl definesc. Pentru studiul influenței vitezei de impact a autovehiculului asupra declanșării airbagurilor cască au fost utilizate experimentele VBR și VBC (Fig. 7.5). Experimentul VBR s-a desfășurat la o viteză de impact a vehiculului de 6,86 m/s. Declanșarea airbagului cască nu s-a

produs. Airbagul s-a declanșat în cazul VBC, care a fost realizat la o viteză de impact de 11,1 m/s. Distanța WAD a fost de 1670 mm pentru VBR și de 2220 mm pentru VBC. Locul impactului cap-parbriz a fost poziționat în partea inferioară a parbrizului pentru VBR și în zona muchiei comune a parbrizului cu plafonul pentru VBC (Fig. 7.6). Accelerațiile capului și toracelui manechinului (Fig. 7.7 și Fig. 7.8) au fost utilizate pentru calcularea criteriilor de vătămare a capului și gâtului (HIC și NIC) Pentru calculul NIC a fost asimilată accelerația măsurată la nivelul toracelui cu accelerația măsurată la nivelul vertebrei T1.

Fazele de impact	VBR	VBC
1. Impactul vehicul-bicicletă	0 ms	0 ms
2. Impactul vehicul - pelvis manechin	227 ms	182 ms
3. Impactul vehicul - cap manechin	422 ms	295 ms
4. Momentul desprinderii	748 ms	932 ms

Fig. 7.5 – Experimentele VBR și VBC descompușe în etapele principale (1 – Impactul vehicul-bicicletă; 2 – Impactul vehicul-pelvis manechin; 3 – Impactul vehicul-cap manechin; 4 – Momentul desprinderii biciclistului de vehicul)



Fig. 7.6. Poziționarea zonei impactului parbriz-cap manechin și distanța de înfășurare (WAD)

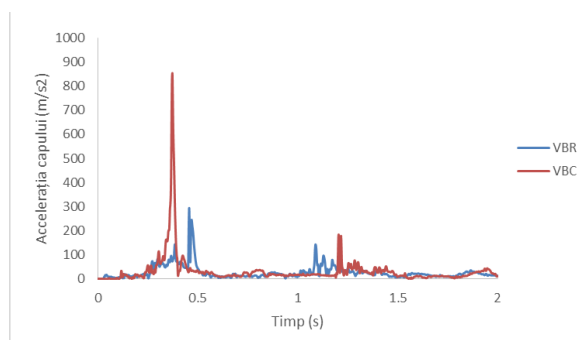


Fig. 7.7. Accelerația capului manechinului pentru VBR și VBC

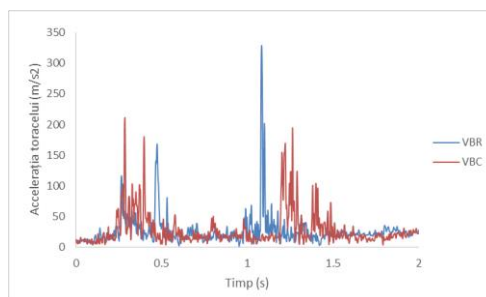


Fig. 7.8. Accelația toracelui manechinului pentru VBR și VBC

Caracteristicile experimentelor utilizate pentru comparație și valorile criteriilor de vătămare sunt prezentate în Tabelul 7.3. Ele au fost determinate prin analiză video și procesarea datelor experimentale.

	Viteza impact	WAD (mm)	Momentul impactului pelvisului (ms)	Momentul impactului capului (ms)	Accelația rezultantă maximă a capului (m/s^2)	HIC 15	HIC 36	NIC
VBR	6,86	1670	227	422	294,3	24	16	61
VBC	11,1	2220	172	295	852,48	268	137	41

Tabel 7.3. Parametrii testelor experimentale și valorile criteriilor de vătămare

Pentru VBR au fost calculate valori reduse ale criteriului HIC, cărora le corespunde o probabilitate redusă de fracturare a craniului (Hertz, 1993).

Valoarea criteriului NIC pentru VBR a fost de $61 m^2/s^2$. Ea este de peste patru ori mai mare decât pragul de toleranță de $15 m^2/s^2$ specificat în literatură (Wheeler, 1998), ceea ce indică faptul că se pot produce vătămări grave ale gâtului. Valorile HIC, calculate pentru VBC, au fost semnificativ mai mari decât cele aferente VBR, probabilitatea de fracturare a craniului fiind de 5% pentru VBC. Valoarea criteriului NIC a fost de $41 m^2/s^2$, depășind pragul de $15 m^2/s^2$.

Un aspect important este acela că declanșarea airbagului cască a determinat o diminuare a valorii NIC cu 33% în cazul VBC față de VBR, deși viteza de impact a vehiculului a fost cu 4,24 m/s mai mare. În ceea ce privește declanșarea airbagului cască pentru VBC, se poate afirma că probabilitatea de fracturare a craniului de 5% ar fi fost mai ridicată în situația în care nu ar fi fost utilizat un sistem de siguranță pasivă.

Cauza nedeclanșării airbagului în cadrul VBR este reprezentată de accelerația redusă a capului pe axele X și Y, ceea ce denotă faptul că sistemul a fost eficace din punct de vedere a protecției capului. Cu toate acestea, rezultatele arată că și pentru accidente cu viteze de impact reduse ce generează accelerații mici ale capului biciclistului, airbagul cască poate avea un efect de protecție prin diminuarea probabilității de vătămare a gâtului (Condrea et. al, 2019, a).

Căștile tradiționale au constituit, până recent, singura opțiune pentru protejarea bicicliștilor împotriva producerii vătămarilor capului, însă apariția airbagurilor cască și rezultatele obținute prin testarea acestora arată că există și altă soluție pentru protecția bicicliștilor. În momentul actual nu există un sistem de protecție a gâtului bicicliștilor. Viitoare perfecționări ale airbagurilor cască ar putea viza domeniul gâtului.

8 METODE DE RECONSTRUCȚIE A IMPACTULUI VEHICUL-BICICLIST

8.1. Metodologie de evaluare a parametrilor accidentului vehicul-biciclist folosind înregistrarea unei videocamere

Reconstrucția unui accident presupune determinarea parametrilor inițiali cinematici și dinamici ai accidentului, cu scopul elucidării cauzelor generatoare și studierii fenomenelor ce apar. Datorită structurii complexe a accidentelor, procesul de reconstrucție necesită un ansamblu de informații, ce nu pot fi determinate integral pe baza urmelor materiale rezultate din impact. Programele de simulare multicorp, precum PC Crash, permit iterarea parametrilor cinematici și dinamici caracteristici ai accidentului. Prin aceste iterații accidentul poate fi modelat, iar simularea sa poate fi adusă spre cazul real în ceea ce privește distanțele de proiectare, urmele materiale și poziționarea locului de impact pe vehicul, corpul uman și sol.

În cazul accidentelor înregistrate video, o parte din datele de intrare ale simulării pot fi extrase prin intermediul unor programe specializate de analiză video. Se limitează astfel numărul necesar de iterații, însă este generat un nou criteriu de validare a simulării, respectiv cinematica trebuie să prezinte similitudine cu cea vizibilă în înregistrare.

Până în prezent au fost realizate numeroase studii cu privire la reconstrucția accidentelor vehicul-biciclist prin abordarea multicorp, cu corelări bune la nivel cinematic între simulări și realitate (Raslavicius, 2017; Van Schijndel, 2012; Sun, 2018; Bourdet, 2012; Kurzke, 2017).

În Fig. 8.1 este prezentată o metodologie de reconstrucție a accidentelor autovehicul-biciclist ce sintetizează procedurile aferente reconstrucției prin intermediul a trei etape: interpretare criminalistică a urmelor, analiză video și simulare multicorp (Condrea et. al, 2019, c).

Particularitatea acestei metodologii de reconstrucție este reprezentată de faptul că ea este aplicabilă accidentelor ale căror înregistrări video sunt realizate de camere în mișcare (în principiu, camere amplasate la bordul unor vehicule) și nu statice (camere amplasate în intersecțiile stradale sau arterele principale ale orașelor). În cazul în care înregistrarea video este realizată static de către o cameră, metodologia poate fi aplicată, însă fără etapa de aplicare a corecțiilor asupra parametrilor achiziționați prin analiză video.

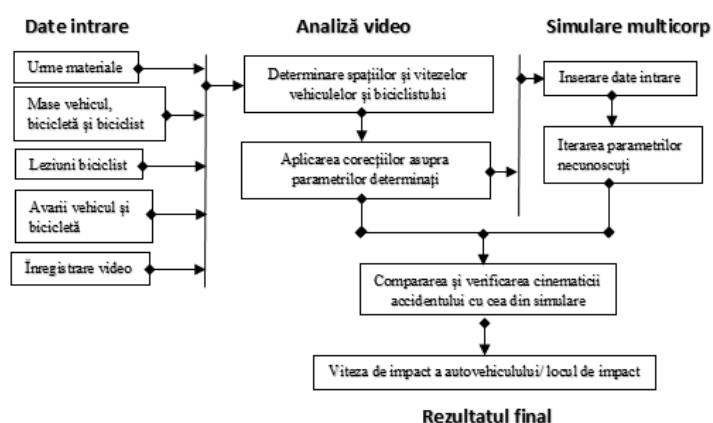


Fig. 8.1 – Metodologia de reconstrucție a accidentelor vehicul-biciclist

Studiu de caz: Reconstrucția unui accident vehicul-biciclist pe baza înregistrării video

Accidentul vehicul-biciclist prezentat s-a produs într-o intersecție cu sens giratoriu din orașul Piatra Neamț, România. El a fost înregistrat video cu o cameră de bord amplasată pe un vehicul ce se apropia de respectiva intersecție, astfel cum este prezentat în Fig. 8.2.

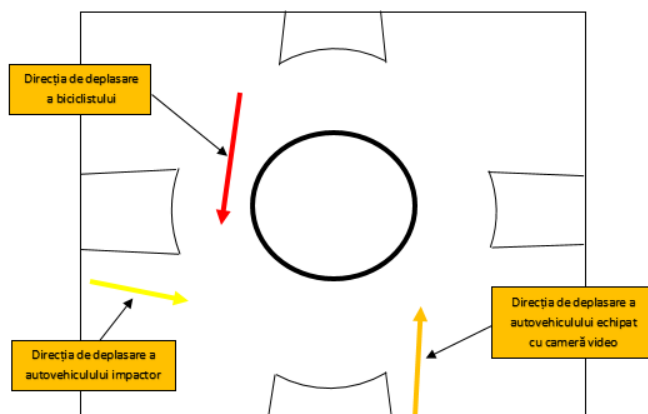


Fig. 8.2 – Direcțiile de deplasare ale vehiculelor și biciclistului

Accidentul analizat s-a produs datorită neobservării biciclistului de către conducătorul autovehiculului impactor, cu consecința producerii unui impact, la nivelul părții laterale dreapta a ansamblului bicicletă-biciclist. În urma impactului dintre autovehicul și bicicletă, biciclistul a fost rotit pe capota vehiculului și a lovit cu capul zona grilei parbriz. Ulterior, acesta a fost proiectat pe direcția de deplasare autovehiculului impactor datorită frânării. Apoi, a intrat în coliziune cu solul la nivelul capului și toracelui.

Din înregistrarea video se observă că biciclistul s-a ridicat de pe sol imediat după producerea accidentului, ceea ce indică faptul că nu a suferit leziuni severe în urma impactului. Distanța de proiectare a biciclistului nu s-a putut determina întrucât poziția finală a acestuia nu s-a putut stabili. Distanța de proiectare măsurată până la nivelul locului de impact cu solul a fost de 3,7m.

În cazul accidentului analizat, nu au fost generate urme materiale datorită vitezei relativ reduse a autovehiculului la momentul impactului inițial (6,94 m/s).

Înregistrarea video a fost preluată de pe internet (https://www.youtube.com/watch?v=_zAh4qELjfs) și procesată cu programul de analiză video Tracker Video Analysis and Modelling Tool pentru determinarea parametrilor cinematici ai autovehiculului și biciclistului (cap și torace).

Deoarece autovehiculul, la bordul căruia era montată camera video, se afla în mișcare anterior și în timpul producerii accidentului, obiectele ce apar în înregistrarea video sunt scalate diferit în fiecare cadru.

Variații dimensionale ale obiectelor, precum și deplasări ale celor fixe au fost constatate în cadrele înregistrării video. Ele se datorează frânării autovehiculului în apropierea intersecției (Fig. 8.3).

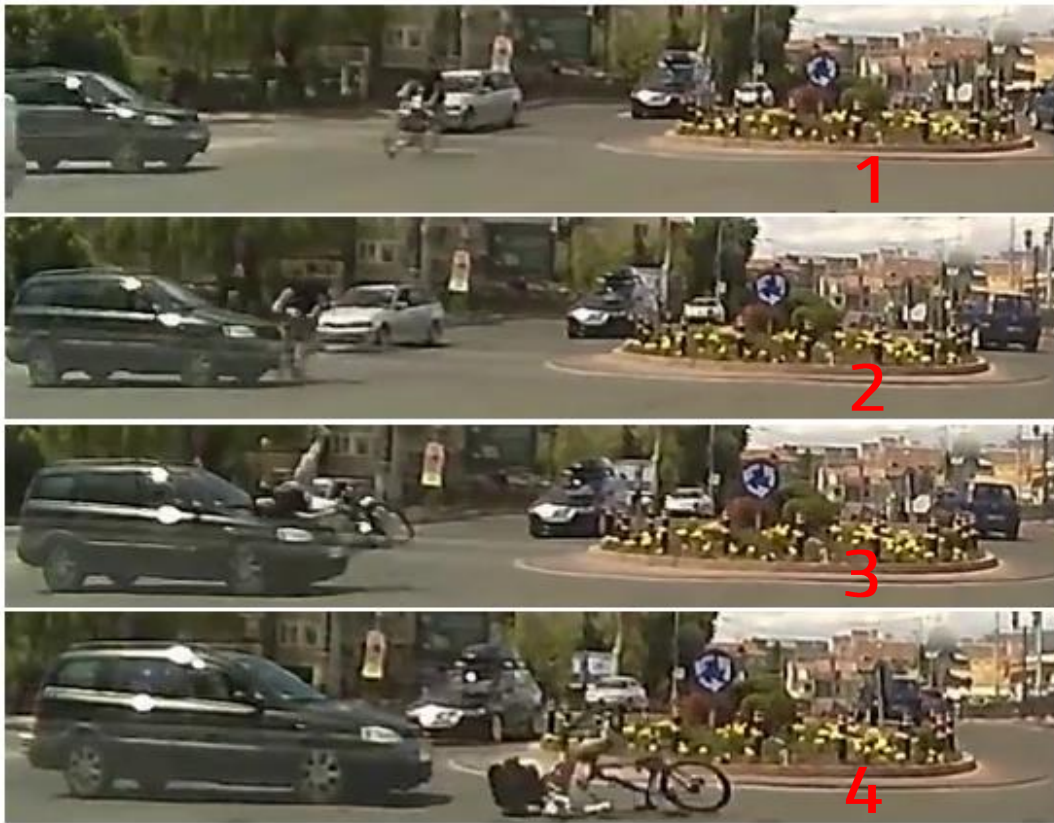


Fig. 8.3. Secvențe cinematice aferente înregistrării video (1 – momentele premergătoare impactului; 2 – momentul impactului vehicul-bicicletă; 3 – momentul impactului vehicul-cap biciclist; 4 – momentul impactului biciclist-sol)

Pentru determinarea parametrilor cinematici prin analiză video, au fost aplicate corecții verticale și longitudinale utilizând ca reper lățimea de 7m a rondului intersecției cu sens giratoriu. Diagrama de corecție verticală, longitudinală și cea globală sunt prezentate în fig. 8.4.

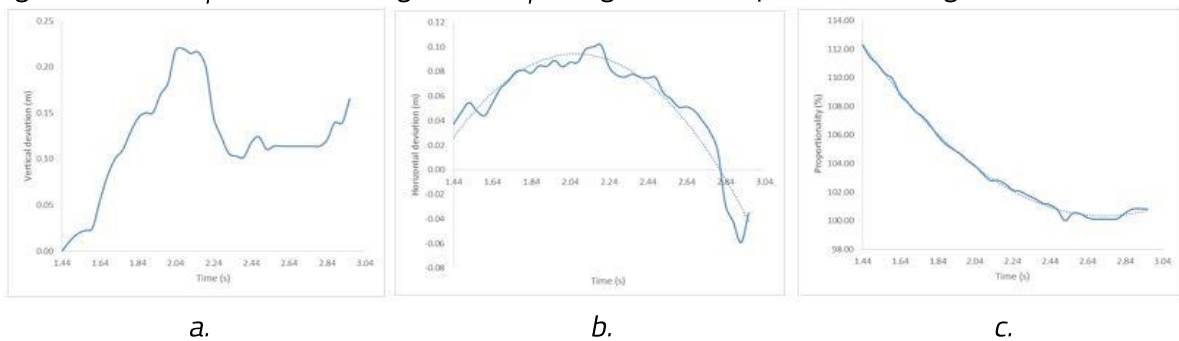


Fig. 8.4. Diagrama de corecție pentru axa verticală (a), axa longitudinală (b) și diagrama de corecție globală (c)

Determinarea distanțelor și vitezelor a fost realizată în cadrul planului vizibil al înregistrării video, pentru o frecvență de achiziție de 25 fps. O congruență bună a cinematicii biciclistului a fost obținută pentru condițiile inițiale prezentate în tabelul 8.1.

Întrucât distanța totală de proiectare a biciclistului nu s-a putut determina, distanța parcursă de capul și toracele acestuia până la momentul impactului cu solul a fost utilizată pentru comparație.

Traiectoriile capului și toracelui determinate prin simulare prezintă o congruență bună cu cele determinate prin analiză video după aplicarea corecțiilor, astfel cum este prezentat în Fig. 8.6.

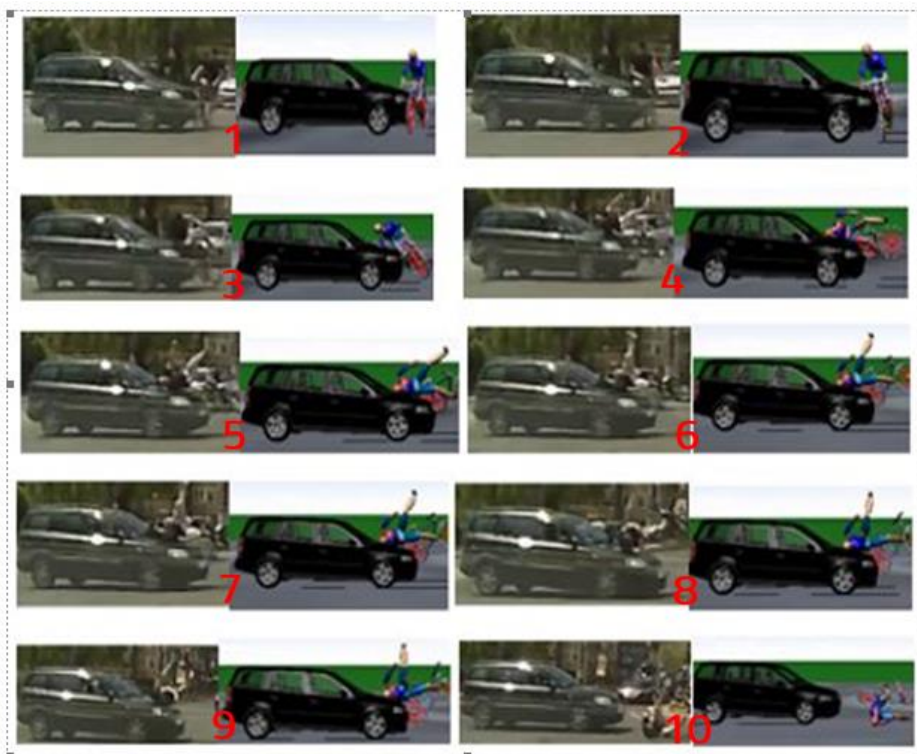


Fig. 8.5. Secvențele cinematice ale accidentului și simulării (1, 2 – Impactul vehicul-bicicletă; 3, 4 – Impactul vehicul – pelvis biciclist; 5, 6 – Impactul vehicul – cap biciclist; 7, 8 – Alunecarea biciclistului pe capotă; 9 – Desprinderea biciclistului de vehicul; 10 – Impactul biciclist-sol)

Viteză inițială vehicul (m/s)	Viteză inițială biciclist (m/s)	Unghi impact (grd)	Decelerație vehicul (m/s ²)
6,94	2,22	51	-7,8

Tabelul 8.1. Condițiile inițiale utilizate pentru simularea accidentului

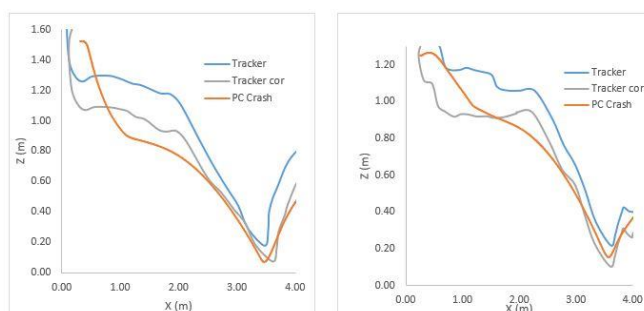


Fig. 8.6. Traiectoriile capului și toracelui biciclistului obținute prin analiză video și simulare în PC Crash

În Fig. 8.7 sunt prezentate punctele captate de interes și traiectoriile capului (roșu), toracelui (violet) și vehiculului (bleu). Cu culoarea albastră au fost marcate punctele ce au fost utilizate pentru determinarea diagramelor de corecție.



Fig. 8.7. Punctele captate de interes și traiectoriile capului și toracelui

Datorită calității modeste a înregistrării video, generată de frecvența de achiziție redusă a camerei, marcarea punctelor aferente mișcării toracelui s-a realizat prin definirea unei arii poziționate în jumătatea superioară a acestuia, deasupra sternului, la o cotă mai mare ca cea a centrului de masă.

Utilizând accelerațiile capului și toracelui obținute prin simulare, au fost calculate valorile criteriilor de vătămare HIC și NIC, prezentate în Tabelul 8.2.

Prin raportare la limitele specificate în literatură, valorile calculate ale criteriilor de vătămare indică faptul că accidentul nu a fost unul grav. Criteriul de vătămare a capului pentru 15 ms a fost determinat la valoarea de $HIC_{15} = 61$, iar pragul aferent probabilității de 50% de producere a fracturilor craniene este 700 (Hertz, 1993). Criteriului de vătămare a gâtului a fost determinat la valoarea de $1,72 \text{ m}^2/\text{s}^2$, iar pragul de vătămare specificat în literatură este de $15 \text{ m}^2/\text{s}^2$ (Wheeler, 1998).

HIC 36	HIC 15	Prag HIC 15	NIC (m^2/s^2)	Prag NIC (m^2/s^2)
69	61	700	1.72	15

Tabelul 8.2. Valorile criteriilor de vătămare pentru cap și gât

8.2. Procedură de reconstrucție a accidentelor vehicul-biciclist în cazul perforării parbrizului

În anumite situații de impact între vehicule și bicicliști pot să apară perforări ale parbrizului și intruziuni ale corpului biciclistului în cadrul habitaculului. Aceste tipuri de coliziuni influențează cinematica biciclistului, distanța de proiectare, natura și severitatea vătămarilor survenite asupra acestuia.

De aceea, a fost elaborată o metodă de reconstrucție, respectiv o tehnică de simulare a acestor tipuri de coliziuni cu ajutorul programului multicorp PC Crash. Pentru dezvoltarea acestei metode au fost folosite date din experimentul VBM. O analiză a influenței perforărilor parbrizului asupra fazei de transport și distanței de proiectare a biciclistului a fost de asemenea realizată.

Sticla laminată are o structură compozită cu bune proprietăți mecanice și capacități de absorbție superioare celei clasice (Xu et al., 2018). Stratul PVB, ce conectează foliile de sticlă laminate, previne destructurarea în multiple fragmente largi și ascuțite datorită proprietăților adezive (Xu et al.,

2018). În plus, parbrizele laminare reduc semnificativ șansele ca un corp uman să intre sau să fie expulzat în interiorul habitaculului (de ex. expulzarea ocupantului sau intruziunea bicicliștilor, pietonilor sau motocicliștilor) (Sances et al., 2002). Cu toate acestea, la viteze mari de impact, în funcție de unghiul la care biciclistul impactează parbrizul, există posibilitatea ca parbrizele laminare să fie perforate dacă stratul PVB este rupt sau parbrizul a suferit un proces de delaminare.

Delaminarea se produce atunci când unul sau ambele straturi de sticlă laminare ale parbrizului sunt separate de stratul PVB. Delaminarea parbrizelor poate fi cauzată de blocarea aerului între straturi (în cursul etapei de fabricare) sau umiditate (în timpul exploatării) (Pronk et. al., 2001). Există o tendință naturală de delaminare ce apare pe măsură ce un parbriz îmbătrânește, deoarece proprietățile adezive ale stratului PVB se reduc, în timp, datorită expunerii la temperaturi ridicate și la radiații (Pronk et. al., 2001).

Coliziunile cu perforări ale parbrizului sunt dificil de reconstruit în mediul virtual folosind programele multicorp, deoarece, vehiculele sunt reprezentate sub forma unor corpuri rigide, iar stadiile de deformare ale parbrizului nu pot fi simulate.

Cinematica bicicliștilor este influențată de etapa de perforare a parbrizului. Durata fazei de transport crește datorită acestor fenomene, ceea ce determină distanțe de proiectare mai mari. De aceea, analiza corelației dintre distanța de proiectare și viteza de impact trebuie realizată cu sisteme complexe.

Datele înregistrate pentru experimentul VBM au fost folosite pentru proiectarea metodei de reconstrucție. În urma impactului cap-parbriz a rezultat o perforare a parbrizului pe o arie de 600 cm² - Fig. 8.8. Lungimea deformației măsurată a fost de 450mm, iar lățimea a fost de 200mm.



Fig. 8.8. Zona perforată a parbrizului rezultată din experimentul VBM

Stadiile de deformare ale parbrizelor sunt prezentate în Fig. 8.9. Literatura de specialitate indică faptul că perforarea parbrizului constituie stadiul final al deformării acestuia (Xu et. Al., 2009). Acest aspect a fost observat în cazul VBM. Suprafața perforată a parbrizului prezintă deformări de tip „pânză de păianjen” - Fig. 8.10.

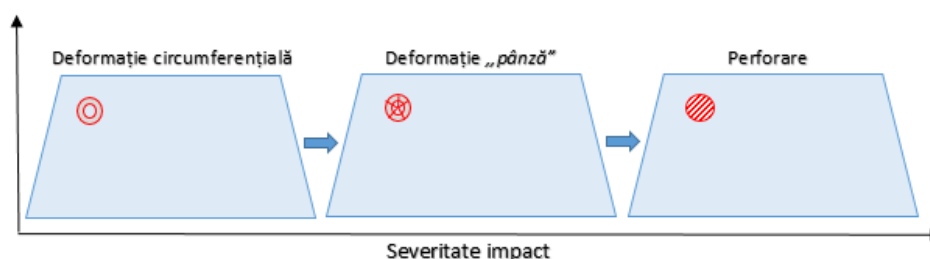


Fig. 8.9. Stadiile de deformare ale parbrizului (Xu et. al., 2009)

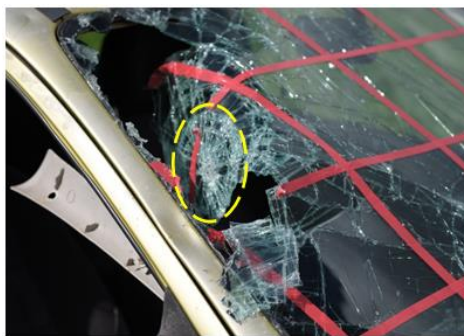


Fig. 8.10. Deformație de tip „pânză de păianjen” observată pe suprafața parbrizului

Pentru reconstituirea unei coliziuni este necesară simularea în mediul virtual.

Deși gradul de deformare al parbrizului nu influențează cinematica corpului uman pentru deformările circumferențiale fără perforare, apariția unei perforări a parbrizului determină modificări ale cinematicii corpului și creează dificultăți în simularea impactului.

Forma oricărui vehicul este definită, în programul PC Crash, ca un contur tridimensional triangulat ce este stocat într-un fișier DXF.

Metoda de simulare este constituită dintr-un ansamblu de proceduri, care urmăresc modificarea designului profilului frontal al vehiculului prin inserarea unei cavități în parbriz, conformă cu configurația zonei perforate (Condrea et al., 2020, a).

În primă fază, este necesară determinarea dimensiunilor și forma zonei perforate.

Un parametru important al acestei metode este spațiul de intruziune a biciclistului în habitacul, care poate fi determinat prin analiză video. În cazul accidentelor reale, vătămrile înregistrate de corpul uman pot indica adâncimea de intruziune, prin evaluarea distanței la care sunt poziționate lacerările țesuturilor raportat la cea a capului.

A doua fază constă în inserarea conturului vehiculului și aplicarea ajustărilor necesare pentru reprezentarea zonei perforate a parbrizului.

Inserarea cavității din parbriz (Fig. 8.11) este realizată prin generarea grafică a unui grup de linii pe profilul lateral al vehiculului, în conformitate cu adâncimea de intruziune, urmată de aplicarea funcției de extrudare a programului.

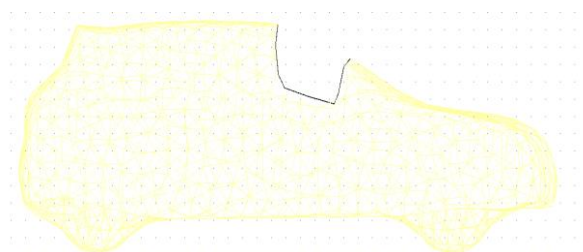


Fig. 8.11. Cavitatea inserată în parbrizul vehiculului prin aplicarea funcției de extrudare

În ultima fază este simulată coliziunea, după inserarea modelului multicorp și ajustarea posturii biciclistului și a parametrilor masici și dimensionali.

Un număr semnificativ de iterații este necesar pentru determinarea parametrilor cinematici și dinamici definatorii. Inițial, este necesară iterarea vitezei și decelerației vehiculului pentru corelarea spațiului de oprire, întrucât acești parametri nu sunt influențați de impact. În al doilea rând, orientarea

bicicletei la momentul impactului trebuie determinată pentru diminuarea numărului de variabile necunoscute.

În urma analizei deformațiilor bicicletei și vehiculului se poate determina unghiul de impact cu acuratețe rezonabilă. Deoarece experimentul VBM a fost înregistrat video cu o cameră video de mare viteză și o dronă, unghiul de impact a fost determinat cu acuratețe. Pentru calcule, parametrii de impact și coeficienții de frecare necesită iterări astfel încât comportamentul cinematic al biciclistului să fie similar cu cel observat în înregistrările video.

Simularea experimentului VBM a fost validată prin compararea fazelor cinematice ale biciclistului, astfel cum este prezentat în Fig. 8.12.

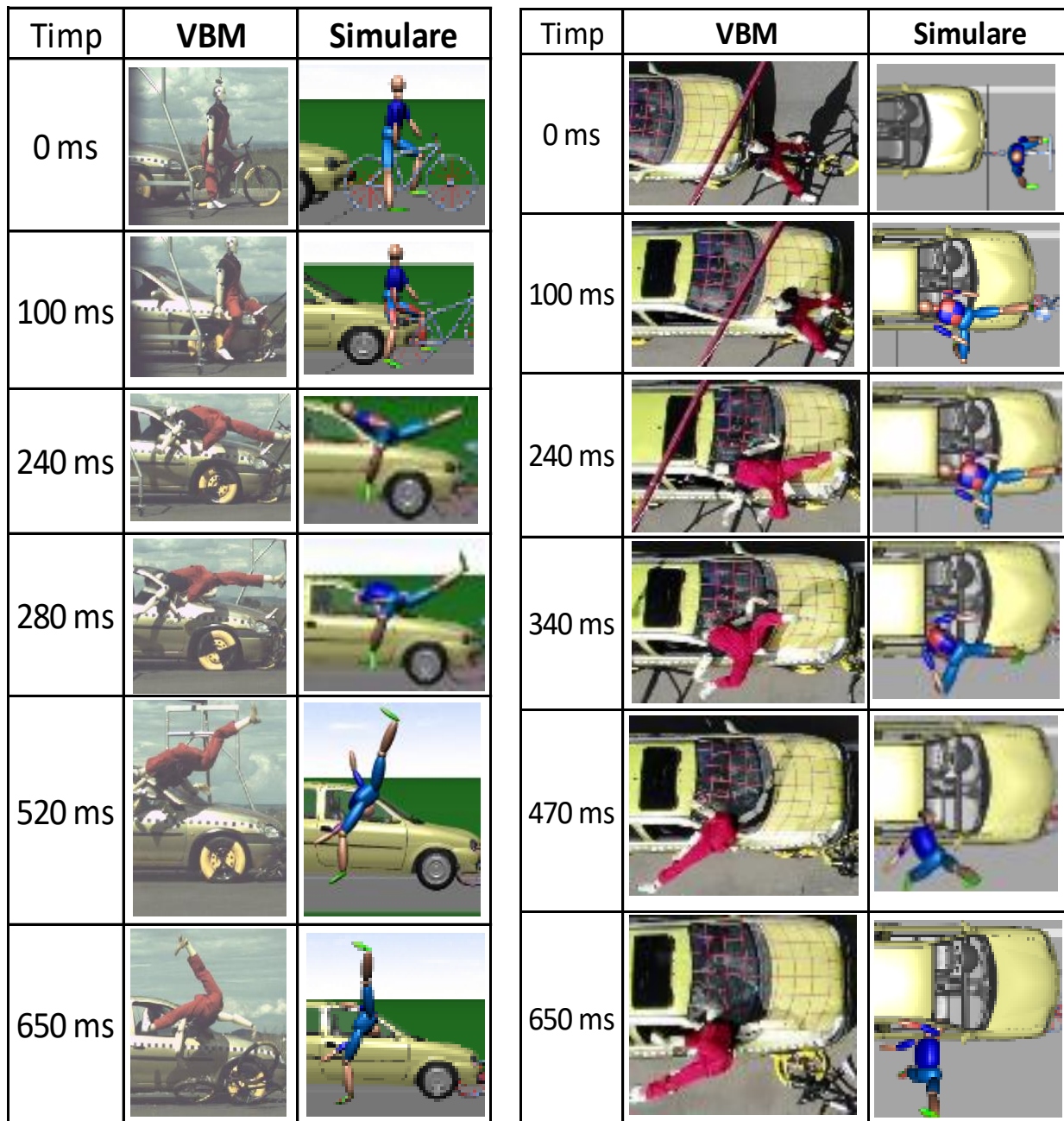


Fig. 8.12. Fazele cinematice ale biciclistului pentru VBM și simularea aferentă

Pentru determinarea influenței perforării parbrizului asupra cinematicii biciclistului, simularea validată experimental a ținut seama de conturul inițial al vehiculului, eliminând alterările anterioare ale structurii parbrizului.

Analiza cinematicii biciclistului pentru ambele situații, cu și fără perforarea parbrizului, a relevat faptul că durata fazei de transport a acestuia este de peste cinci ori mai mare pentru cazul cu perforare decât în cel fără perforare, astfel cum este prezentat în Tabelul 8.3.

Distanța de proiectare a biciclistului a crescut cu 23% în situația perforării parbrizului (11,55m) față de cazul neperforării (8,55m), însă, este posibil ca pentru viteze mai mari de impact aceasta să fie mai mare.

	Cu perforare parbriz	Fără perforare parbriz
Momentul impactului cap-parbriz (ms)	240	240
Momentul desprinderii biciclistului (ms)	650	326
Durata fazei de transport (ms)	410	86

Tabel 8.3. – Durata fazei de transport în funcție de existența perforării parbrizului

8.3. Metodă de reconstrucție a impactului dintre vehicul și biciclist echipat cu airbag cască

În prezent, sistemele airbag marchează apogeul siguranței pasive. Concepte recente precum airbagurile externe pentru vehicule, airbagurile cască și airbagurile vestă au amplificat semnificativ potențialul de siguranță al utilizatorilor vulnerabili în trafic. În plus față de siguranța pasivă clasică, sistemele airbag sunt folosite pentru protejarea zonelor vulnerabile ale oamenilor în vârstă, în situația în care se produce o dezechilibrare a acestora (McDowell et al., 2015).

Airbagurile cască au fost dezvoltate pentru protejarea bicicliștilor în cazul căderilor pe carosabil sau a coliziunilor cu vehicule. Dezvoltarea acestui concept s-a produs întrucât există indicații conform cărora căștile tradiționale de protecție pentru bicicliști nu sunt suficient de efective (Curnow, 2003).

Sistemul de detectare al airbagului cască este constituit dintr-un algoritm bazat pe tehnologii de inteligență artificială, ce sunt permanent îmbunătățite prin colectarea datelor provenite din accidente, dar și din experimente (Hovding, 2020).

La momentul actual nu există o cauzistică prin intermediul căreia să fie clarificată influența airbagurilor cască asupra parametrilor cinematici și dinamici ai coliziunilor, iar programele de simulare multicorp nu dețin module sau funcții care să permită implementarea unor airbaguri externe declanșabile care să fie atașate de modelele umane multicorp (airbaguri cască) sau vehiculelor (airbaguri externe).

În continuare este prezentată o metodă de simulare a coliziunilor cu programul PC Crash, prin generarea unui model multicorp al airbagului în formă declanșată. Pentru acest studiu au fost utilizate datele înregistrate în experimentul VBC.

Modelarea sistemelor airbag în programul PC Crash, dar și în alte programe de simulare multicorp, nu se poate realiza. Pentru depășirea acestei limitări a programului, testul experimental a

fost simulat prin modelarea sistemului airbag tot prin abordarea multicorp, considerându-se sistemul airbag declanșat la momentul inițial al impactului și compus din patru elemente componente conectate prin articulații fixe, astfel cum este prezentat în Fig. 8.13.

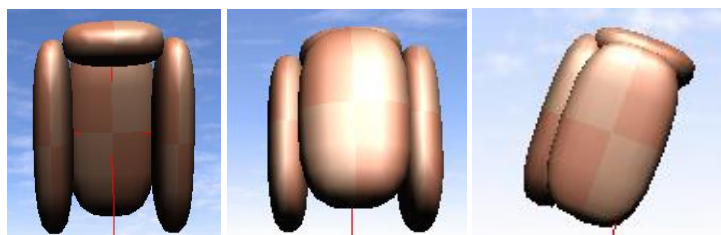


Fig. 8.13 – Modelul de airbag cască dezvoltat în PC-Crash

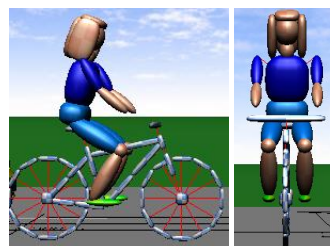


Fig. 8.14 – Modelul de airbag cască, atașat de modelul multicorp

Ansamblul airbag a fost atașat modelului multicorp de biciclist, prin intermediul unei articulații ce solidarizează gâtul manechinului de partea din spate a airbagului, astfel cum este prezentat în Fig. 8.14. Postura biciclistului a fost ajustată în conformitate cu testul experimental, iar viteza și decelerația vehiculului au fost introduse ca parametri de intrare ai simulării.

Ipoteza de lucru este importantă deoarece modelul airbag conceput poate fi optimizat astfel încât să asigure efectul de protecție al sistemului în momentul impactului cap-parbriz (Condrea et. al., 2020, b).

Masa totală a airbagului a fost 0,68kg, iar dimensiunile corpurilor ce alcătuiesc modelul multicorp al airbagului au fost adoptate prin raportare la cele reale ale airbagului în stare declanșată.

O altă ipoteză de lucru a fost aceea că impactul cap-parbriz se produce atunci când airbagul este umflat, întrucât există posibilitatea ca acesta să se declanșeze cu întârziere în anumite situații (Condrea et. al., 2019, a). Pentru viteze ridicate de impact, există riscul ca airbagul să fie supus unui proces de turtire. Sunt necesare cercetări pentru clarificarea acestei ipoteze indicate în literatură (Kurt et. al, 2017).

În Fig. 8.15 sunt prezentate principalele secvențe ale simulării realizate, prin raportare la experimentul VBC.

<i>Fazele de impact</i>	VBC	Simulare
<i>Impactul vehicul-bicicletă</i>		
<i>Impactul capotă-pelvis</i>		
<i>Impactul cap-parbriz</i>		
<i>Momentul desprinderii</i>		

Fig. 8.15 – Secvențele principale cinematice ale experimentului VBC și simulării

Diagrama accelerației rezultante a capului ce a rezultat din VBC și simulare este prezentată în Fig. 8.16.

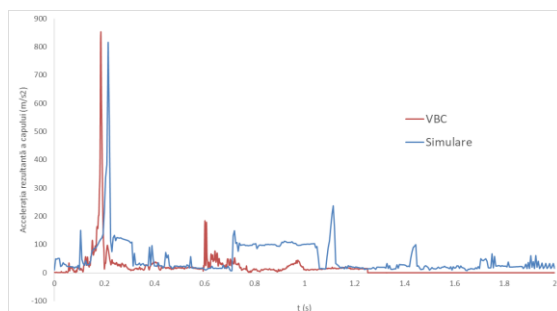


Fig. 8.17 - Diagrama accelerației rezultante a capului, pentru VBC și simularea aferentă

În Tabelul 8.4 sunt prezentați parametrii aferenți corpurilor ce compun modelul airbag, astfel cum au rezultat în urma iterațiilor realizate în PC Crash.

Corp	Masă (kg)	Dimensiuni (m)	Rigiditate (N/m)	Hysterezis	Coeficient de frecare	
					Sol	Veicul
1 (posterior)	0,17	0,06 x 0,1 x 0,18	49050	0,2	0,7	0,3
2 (lateral S)	0,17	0,11 x 0,04 x 0,18	20000	0,1	0,7	0,3
3 (lateral D)	0,17	0,11 x 0,04 x 0,18	20000	0,1	0,7	0,3
4 (superior)	0,17	0,11 x 0,1 x 0,04	49050	0,1	0,7	0,3

Tabelul 8.4 – Parametrii corpurilor ce formează modelul airbagului cască

Valoarea maximă a accelerației capului pentru experimentul VBC este de 852,51 m/s², iar pentru simulare de 815,86 m/s²; eroarea relativă - 4%.

Optimizări ulterioare ale modelului multicorp airbag sunt posibile. În cazul prezentat, prin optimizări suplimentare a fost atinsă o eroare relativă de 2%, însă, aceste modificări au condus la diminuarea gradului de similaritate al cinematicii biciclistului.

Ipoteza de lucru adoptată are rol și de limitare, în sensul că airbagul a fost generat în starea lui declanșată, acceptând că declanșarea airbagului este optimă și impactul cap-parbriz se produce atunci când airbagul cască este umflat corespunzător.

9 CONCLUZII FINALE, CONTRIBUȚII PERSONALE ȘI DIRECȚII VIITOARE DE CERCETĂRE

9.1. Concluzii finale

În cadrul tezei de doctorat au fost realizate studii și cercetări teoretice și experimentale cu privire la modelarea și reconstrucția impacturilor vehicul-biciclist, evaluarea sistemelor de siguranță pasivă pentru bicicliști și a potențialului de vătămare al acestora, în baza cărora au fost formulate următoarele concluzii:

- Cercetările accidentologice recente au permis elaborarea de soluții tehnice și regulamente care au condus la o diminuare a accidentelor vehicul-biciclist, însă, mai redusă în raport cu alte tipuri de accidente. În Uniunea Europeană, România deține cea mai ridicată rată de deces a bicicliștilor raportată la numărul total de decese provenite din accidente rutiere;
- Prezumția generală de similaritate a impacturilor vehicul-biciclist și vehicul-pieton, abordată deseori de cercetători, neglijează diferențele semnificative dintre aceste tipuri de coliziuni în ceea ce privește distanța de proiectare, comportamentul cinematic și potențialul de vătămare. Asimilarea cinematicii accidentelor vehicul-biciclist și vehicul-pieton nu este pretabilă decât pentru coliziuni ce implică viteze reduse de impact ale vehiculului;
- Cinematica accidentelor vehicul-biciclist a fost studiată prin testare experimentală și simulare în mediul virtual. Cinematica biciclistului este puternic influențată de viteza de impact a vehiculului și configurația profilului frontal al acestuia. Pentru viteze relative medii (mai mari de 30km/h), impactul cap biciclist - parbriz nu se mai produce și este înlocuit de unul între toracele biciclistului și parbriz, urmat de un impact între capul biciclistului și plafon. Această cinematică este caracteristică coliziunilor vehicul-biciclist;
- Potențialul de vătămare a bicicliștilor a fost determinat prin raportarea la criteriile de vătămare consacrate în tratatele de specialitate din literatură. Cercetările au arătat că valorile criteriului HIC și probabilitatea de fracturare a craniului cresc cu viteza de impact, însă rigiditatea elementului cu care intră în contact capul biciclistului influențează criteriul de vătămare; impacturile cu baza parbrizului conduc la probabilități de fracturare a craniului mai ridicate (19%) decât cele produse în zona centrală a parbrizului (2%), deși acestea din urmă apar la viteze mai mari ale vehiculului. Criteriul NIC prezintă, de asemenea, o tendință de evoluție progresivă, însă cu variații majore. Valorile criteriului NIC au fost superioare pragului de $15 \text{ m}^2/\text{s}^2$ pentru vitezele de impact (15...100km/h). Rezultă că vătămrile severe ale gâtului pot să apară la orice viteză pentru configurația de impact longitudinal-anterioară. Principala cauză o constituie mișcarea de extensie a gâtului biciclistului (whiplash) ce debutează în timpul impactului pelvis-capotă. Pentru viteze ale vehiculului, în momentul impactului, mai mari de 20km/h, valoarea indicelui AIS prezintă o creștere progresivă cu viteza de impact;
- În urma studiilor teoretice a fost elaborat un model deterministic de predicție a distanței de proiectare a biciclistului, ce a fost validat prin intermediul experimentelor. Astfel, parametrii dinamici au fost determinați cu erori absolute de (0,1...0,46)m și relative de (2...4,2)%. Modelul poate fi utilizat pentru coliziuni ce conduc la proiectări prin înfășurare. Pentru coliziuni cu

proiectări boltă peste plafon, caracteristice vitezelor ridicate de impact, modelul poate fi folosit pentru a estima distanța de proiectare a biciclistului. Viteza de impact a vehiculului poate fi, de asemenea, determinată cu ajutorul modelului matematic proiectat;

- Analiza cazuisticii cu privire la distanța de proiectare a bicicliștilor a arătat că un volum important de informații (26,1% din datele prezentate de Otte, respectiv 59 din 226 de cazuri) nu sunt incluse în aria definită de curbele Burg/Rau, ceea ce indică necesitatea reajustării curbei inferioare;
- Analiza comparativă a performanțelor de declanșare și siguranță pasivă ale airbagurilor cască și airbagurilor externe a fost aprofundată în teză. Airbagul cască oferă un grad de protecție mai ridicat față de cel extern, valorile criteriului de vătămare a capului scad cu 46% (VBC – HIC15=268; VBE – HIC15=498), iar cel al gâtului cu 32% (VBC – NIC = 41; VBE – NIC = 61). Însă timpul de declanșare al airbagului cască (39 ms) a fost mai mare decât cel al airbagului extern (20ms). Soluția de montare a airbagului extern pe vehicul a asigurat o bună acoperire a zonelor cu rigiditate ridicată ale profilului frontal și a zonei de impact a capului. Airbagul extern a asigurat valori mai ridicate ale criteriilor de vătămare, însă timpii de declanșare ai sistemului au fost mai mici față de airbagul cască. Sistemul este pretabil pentru protejarea bicicliștilor la viteze ridicate de impact;
- Reconstrucția accidentelor vehicul-biciclist are un rol important în procesele judiciare care urmăresc soluționarea cauzelor evenimentului rutier. Metodele de reconstituire sunt diverse și variază în complexitate: utilizarea relațiilor empirice pentru determinarea unui anumit parametru cinematic; reconstrucția prin simulare multicorp a coliziunii; analiza înregistrării video – dacă aceasta există; metoda evaluării comparative a parametrului EES; analiza sistemelor de achiziție de date – GPS, diagramă tahograf sau altele, dacă există în dotarea vehiculului;
- În cazul accidentelor vehicul-biciclist, înregistrate video, parametrii cinematici ai vehiculului și biciclistului din planul înregistrării pot fi determinați prin analiză, cu o acuratețe ce este influențată de frecvența de achiziție a camerei și condițiile de luminozitate. Reconstrucția accidentului prin simulare multicorp reprezintă o soluție eficientă de completare și verificare a datelor extrase prin analiză video;
- Accidentele ce conduc la perforări ale parbrizului determină intruziuni parțiale ale corpului biciclistului în habitacul. Deformarea și perforarea parbrizului nu poate fi simulată cu aceste programe multicorp (PC Crash, Madymo, etc) deoarece autovehiculul este corp rigid. Însă aceste accidente pot fi evaluate prin modificarea conturului exterior al vehiculului în zona perforată. Pentru aplicarea acestei metode de simulare este necesară determinarea configurației zonei perforate și evaluarea adâncimii de intruziune a biciclistului în habitacul, prin analiză video sau prin evaluarea leziunilor biciclistului;
- Reconstrucția cinematică a coliziunilor dintre vehicule și bicicliști echipați cu airbaguri cască poate fi realizată prin generarea unui model multicorp al airbagului cască în stare declanșată și atașarea acestuia de modelul multicorp al biciclistului. Această metodă este aplicabilă doar în situațiile în care declanșarea airbagului a fost optimizată.

9.2. Contribuții personale

- Documentarea din literatura de specialitate în domeniul accidentologiei vehicul-biciclist și elaborarea unui program de studii și cercetări dedicat conceperii unui model matematic, care să permită investigarea dinamicii autovehicul-biciclist;
- Conceperea metodologiei și a lanțului de echipamente necesare experimentelor;
- Asimilarea cunoștințelor teoretice și practice necesare pentru a lucra cu programe profesionale de accidentologie;
- Achiziția echipamentelor destinate cercetărilor experimentale;
- Proiectarea programului experimentelor impacturilor vehicul-biciclist, care să corespundă cazurilor în care vehiculul sau biciclistul au sau nu sisteme pentru siguranță pasivă (airbag extern, airbag cască);
- Conceperea unui model matematic destinat determinării distanței de proiectare a biciclistului și vitezei de impact a vehiculului. Acesta a fost validat experimental - erori de (2,05...4,25%). Modelul matematic poate fi folosit și pentru alte configurații de impact (eroare de 4,33%);
- Elaborarea procedurii de reconstrucție a accidentelor vehicul-biciclist înregistrate video. Ea cuprinde trei etape: interpretarea criminalistică a urmelor materiale, analiza video a înregistrării accidentului și reconstrucția accidentului prin simulare în mediul virtual;
- Determinarea potențialului de vătămare a bicicliștilor, în funcție de viteza de impact a vehiculului, prin raportare la criteriile de vătămare HIC și NIC; evaluarea legilor de variație a valorilor criteriilor de vătămare;
- Evaluarea performanțelor de siguranță pasivă ale sistemelor airbag cască și airbag extern. Cercetările au arătat că airbagul cască diminuează valorile criteriilor de vătămare (HIC 15 = 268; NIC = 41) în raport cu cel extern (HIC 15 = 298; NIC = 61). Timpul de declanșare al airbagului cască (39 ms) este mai mare ca cel al cazul airbagului extern (20ms);
- Realizarea și validarea unui nou concept pentru amplasarea airbagurilor externe pe rama parbrizului, pentru protejarea bicicliștilor;
- Conceperea unei proceduri de reconstrucție în cadrul cu programe de simulare multicorp a impacturilor vehicul-biciclist care generează perforări ale parbrizului;
- Proiectarea unui model multicorp de airbag cască care poate fi utilizat pentru reconstrucția impacturilor dintre vehicule și bicicliști echipați cu airbaguri cască;
- Elaborarea unei sinteze privind cazuistica aferentă relației de dependență: distanța de proiectare a biciclistului - viteza de impact a vehiculului;
- Sistematizarea informațiilor privind cercetarea impactului vehicul-biciclist, corelate cu sistemele de siguranță pasivă pentru bicicliști;
- Publicarea a 13 lucrări științifice, care au fost prezentate în conferințe naționale și internaționale, din care 6 ca prim-autor. Lucrările sunt indexate în următoarele baze de date: isiwebofknoledge - 4 lucrări, respectiv Springer - 6 lucrări.
- Publicarea a trei lucrări, cotate ISI, într-un unui jurnal internațional (ROJAE).
- Elaborarea unei lucrări publicate într-un jurnal, cotate ISI, cu factor de impact de 1.523 și SJR de 0.71.

9.3. Direcții viitoare de cercetare

În opinia autorului sunt conturate următoarele direcții viitoare de cercetare a impactului vehicul-biciclist:

- Perfecționarea modelului matematic conceput pentru determinarea distanței de proiectare, prin evaluarea distanței transversale și implementarea decalajului lateral ca parametru de intrare;
- Redefinirea curbei inferioare Burg /Rau;
- Crearea unui nou design pentru amplasarea airbagului extern, prin optimizarea unghiului de înclinare și a unor parametri precum: timpul de declanșare, volumul și presiunea airbagului.

BIBLIOGRAFIE

1. Alstin, T., & Haupt, A. (2013). U.S. Patent No. 8,402,568. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.
2. Analog Devices, (2020, a) - Datasheet ADXL337, Small, Low Power, 3-Axis ± 3 g Accelerometer. Disponibil: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/adxl337.pdf>
3. Analog Devices, (2020, b) - Datasheet ADXL377, Small, Low Power, 3-Axis ± 200 g Accelerometer - Datasheet. Disponibil: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/adxl337.pdf>
4. Association for the Advancement of Automotive Medicine. Disponibil: <https://www.aaam.org/abbreviated-injury-scale-ais/>.
5. Batista, M. (2008). A simple throw model for frontal vehicle-pedestrian collisions. *Promet-Traffic&Transportation*, 20(6), 357-368.
6. Blackman, E. G. (2020). Improving TBI protection measures and standards for combat helmets. arXiv preprint arXiv:2003.07698.
7. Bogdan, M., & Panu, M. (2015). LabVIEW modeling and simulation, of the digital filters. In 2015 13th International Conference on Engineering of Modern Electric Systems (EMES) (pp. 1-4). IEEE.
8. Boström, O., Svensson, M. Y., Aldman, B., Hansson, H. A., Håland, Y., Lövsund, P., ... & Örtengren, T. (1996). A new neck injury criterion candidate-based on injury findings in the cervical spinal ganglia after experimental neck extension trauma. In *Proceedings of The 1996 International Ircobi Conference On The Biomechanics Of Impact*, September 11-13, Dublin, Ireland (pp. 123-136).
9. Bourdet N., C. Deck, T. Serre, C. Perrin, M. Llari, R. Willinger (2012): Methodology for a global bicycle real world accidents reconstruction. In *Proceedings of ICrash 2012-International Crashworthiness Conference*. HAL, Milan, Italy, pp. 335-48
10. Burg, H.; Moser, A. (2017). *Handbuch Verkehrsunfallrekonstruktion: Unfallaufnahme, Fahrdynamik, Simulation*, Springer-Verlag
11. Butterworth S. (1930). On the Theory of Filter Amplifiers, *Wireless Engineer*, vol. 7, pp. 536-541
12. Curnow, W. J. (2003). The efficacy of bicycle helmets against brain injury. *Accident Analysis & Prevention*, 35(2), 287-292.
13. Collins, J. C. and Moris. J. L. (1979). *Highway Collision Analysis*. Thomas Publishing. Springfield, Illinois.
14. **Condrea, O. A., Chiru, A., Chiriac, R. L., & Vlase, S. (2017, a)**. Mathematical model for studying cyclist kinematics in vehicle-bicycle frontal collisions. In *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering* (Vol. 252, No. 1, p. 012003). IOP Publishing.
15. **Condrea, O. A., Chiru, A., & Chiriac, R. L. (2017 b)**. INNOVATIVE SOLUTIONS FOR CYCLIST SAFETY SYSTEMS, *Proceedings of the 3rd International Conference for Doctoral Students - IPC 2017*.

16. **Condrea, O. A., Chiru, A., & Chiriac, R. L. (2018).** STUDY REGARDING CYCLIST HEAD INJURY PROBABILITY FOR STANDARDISED IMPACT CONFIGURATIONS USING MULTIBODY SIMULATIONS, Proceedings of The 7th International Conference on "Advanced Composite Materials Engineering" - COMAT 2018.
17. **Condrea, O. A., Chiru, A., Togănel, G. R., & Trusca, D. D. (2019, a).** The Influence of Vehicle Low Impact Velocity over the Helmet Airbag Deployment and Cyclist Injuries. In SIAR International Congress of Automotive and Transport Engineering: Science and Management of Automotive and Transportation Engineering (pp. 273-280). Springer, Cham.
18. **Condrea, O. A., Chiru, A., Togănel, G. R., & Trusca, D. D. (2019, b).** Effects of Vehicle Impact Velocity on Cyclist Injuries and Kinematics for Rear Impacts. In SIAR International Congress of Automotive and Transport Engineering: Science and Management of Automotive and Transportation Engineering (pp. 281-288). Springer, Cham.
19. **Condrea, O. A., Chiru, A., Togănel, G. R., Trusca, D. D., & Chiriac, R. L. (2019, c).** Case Study Regarding the Reconstruction of a Real Vehicle-Bicycle Accident. In SIAR International Congress of Automotive and Transport Engineering: Science and Management of Automotive and Transportation Engineering (pp. 289-296). Springer, Cham.
20. **Condrea, O. A., Chiru, A., Togănel, G., & Trușcă, D. D. (2019, d).** Comparative analysis of the cyclist safety performances yielded by external and helmet airbags. *Journal of Automotive Engineering*, 41.
21. **Condrea, O. A., Chiru, A., Togănel, G., Radu, I. A., & Chiriac, R. L. (2020, a).** Cyclist head to windshield impact analysis. Deformation and perforation case study. *Journal of Automotive Engineering*, 21.
22. **Condrea, O. A., Chiru, A. & Trușcă, D. D. (2020, b).** Multibody model adaptation for simulating helmet airbags in vehicle-cyclist accidents. *Journal of Automotive Engineering*, 22.
23. **Condrea, O. A., Chiru, A., Togănel, G., & Trușcă, D. D. (2021).** Deterministic throw model for longitudinal rear-end vehicle to cyclist collisions. *International Journal of Automotive Technology*, 22(1), 37-46.
24. Dima, D., Rușitoru, F., Șoica A., Țârulescu, S. (2010). Experimental study of the vehicle-pedestrian collisions, CONAT 2010 - International Automotive Congress XI-th Edition.
25. Dima, D. S., Covaciu, D., (2017). Solutions for acceleration measurement in vehicle crash tests, CAR 2017 International Congress of Automotive and Transport Engineering, IOP Conf. Ser.: Mater. Sci. Eng. 252 012007.
26. DSD 2020 - PC-Crash 11, User Manual
27. DSD (2020). Disponibil: <http://www.dsd.at>.
28. Duguleană L. (2017). Statistică în cercetare, Curs Universitatea Transilvania din Brașov.
29. Dumitrașcu G., Deleanu D. – Mecanică Teoretică, Ex Ponto, Constanța, ISBN 973-9385-24-9, 1998.
30. Eppinger, R. H. (2000). A biomechanical PEEEP show. In *Human Biomechanics and Injury Prevention* (pp. 77-83). Springer, Tokyo.
31. European Commission (2016). Study on Serious Road Traffic Injuries in the EU
32. European Commission (2018). Traffic Safety Basis Facts 2018 – Cyclists

33. European Commission (2011). ASPECSS Assessment methodologies for forward looking Integrated pedestrian and further extension to cyclists
34. Eurostat, 2020
35. Evidența Accidentelor de Circulație din România (2004-2016)
36. FMVSS208 (1991) Occupant Crash Protection, N.H.T.S. Administration, Editor,.
37. Fredriksson, R.; Rosén, E. (2010). Integrated pedestrian countermeasures - potential of head injury reduction combining passive and active countermeasures. IRCOBI (International Research Council On the Biomechanics of Impact), pp.400-pp.407.
38. Fricke, L. B. (1990). Traffic Accident Reconstruction. Vol. 2 of the Traffic Accident Investigation Manual.
39. Gadd CW (1966). Use of a weighted impulse criterion for estimating injury hazard. In: 10th Stapp Car Crash conference. Society of Automotive Engineers, Holloman Air Force Base, NM, pp 164-174.
40. Gaiginschi R. (2009). Reconstrucția și expertiza accidentelor rutiere, Editura Tehnică, București.
41. Gennarelli TA, Thibault LE, Adams JH, Graham D I, Thompson CJ, Marcincin RP. (1982). Diffuse axonal injury and traumatic coma in the primate. *Ann Neurol* 12:564-574.
42. Gennarelli TA, Thibault LE, Tomei G, Wisner R, Graham D, Adams 1. (1987). Directional dependence of axonal brain injury due to centroidal and noncentroidal acceleration. 31st Stapp Car Crash Conference, SAE, vol. 31, pp. 49-53.
43. Goddard C., Hansen PB (2017). The manual of collision scene evidence – Finding order in chaos, First Edition, Collision Science, Dan Crash.
44. Goldman H, Hodgson V, Morehead M, Hazlett J, Murphy S (1991). Cerebrovascular changes in a rat model of moderate closed-head injury. *J Neurotrauma* 8(2):129-144.
45. Got, C., Patel, A., Fayon, A., Tarriere, C., Walfisch, G., (1978) - Results of experimental head impact on cadavers: The various data obtained and the relation to some measured physical parameters. In Proceedings of the 22nd Stapp Car Crash Conference, pp. 57-99,
46. Greenwald Richard M., a Joseph T. Gwin, a Jeffrey J. Chu, Joseph J. Criscob (2008) - Head Impact Severity Measures for Evaluating Mild Traumatic Brain Injury Risk Exposure. Disponibil: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2790598/>.
47. Haight, W.R.; Eubanks, J.J., (1990) - Trajectory analysis for collisions involving bicycles and automobiles. SAE paper No. 900368.
48. Han, I.; Brach, R. M. (2005) - Impact throw model for vehicle-pedestrian collision reconstruction, Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part D: Journal of Automobile Engineering, 216, 443-453.
49. Hertz, E., (1993) - A note on the head injury criterion (HIC) as a predictor of the risk of skull fracture. In 37th Annual Proceedings of the AAAM, pp. 303-312.
50. Hovding Airbag for Cyclists. Hovding. 2020. Online: <http://www.hovding.com/>
51. Huijbers, J. J. W., Janssen, E. G. (1988). Experimental and Mathematical CarBicycle Collision Simulations, Institute for Road Safety Research SWOV Leidschendam (ed.), in: 32nd Stapp car Crash Conference, Vol. 881726, Atlanta, Georgia.
52. Isar, D., Isar, A., (2003). Filtre, Editura Politehnica, Timișoara.

53. Înregistrare video accident real, accesat la data de 2019/08/21, Disponibil: https://www.youtube.com/watch?v=_zAh4qELjfs
54. Kietlinski, K., Tijssens, M., & Schüling, J. (2017). Simulation of New Safety Measures to Protect Vulnerable Road Users. *ATZ worldwide*, 119(2), 42-47.
55. Kimura, C. (1978). Experimental study on perforating eye injuries caused by the shattering of windshields, using a sled-dummy test device. *The Keio journal of medicine*, 27(3-4), 111-121.
56. King, A. I., Yang, K. H., Zhang, L., Hardy, W., & Viano, D. C. (2003). Is head injury caused by linear or angular acceleration. In *IRCOBI conference (Vol. 12)*. Lisbon, Portugal.
57. Kleiven, S. (2006). Evaluation of head injury criteria using a finite element model validated against experiments on localized brain motion, intracerebral acceleration, and intracranial pressure. *International Journal of Crashworthiness*, 11(1), 65-79.
58. Kurzke B. (2017). Optimization of multibody system for cyclists in PC-Crash, 26th Annual Congress of the European Association for Accident Research and Analysis.
59. Kurt, M., Laksari, K., Kuo, C., Grant, G. A., Camarillo, D. B. (2017). Modeling and optimization of airbag helmets for preventing head injuries in bicycling. *Annals of biomedical engineering*, 45(4), 1148-1160.
60. Lissner HR, Lebow M, Evans FG (1960). Experimental studies on the relation between acceleration and intracranial pressure changes in man. *Surg Gynecol Obstet* 111:329-338.
61. MacLaughlin, T., Wiechel, J., Guenther, D., (1993). Head impact reconstruction – HIC validation and pedestrian injury risk. In *SAE Transactions*, SAE Paper No. 930895.
62. Maki, T., Asai, T., & Kajzer, J. (2000). The behavior of bicyclists in accidents with cars. *JSAE review*, 21(3), 357-363.
63. Maki, T., Kajzer, J., Mizuno, K., & Sekine, Y. (2003). Comparative analysis of vehicle–bicyclist and vehicle–pedestrian accidents in Japan. *Accident Analysis & Prevention*, 35(6), 927-940.
64. McDowell, P., & Dale, D. (2015). Protective Inflatable Garment System for People with Unstable Balance. *Journal of Emerging Trends in Computing and Information Sciences*, 6(1).
65. McHenry, B. G. (2004). Head injury criterion and the ATB. *ATB Users' group*, 29, 5-8.
66. McIntosh, A. S., Kallieris, D., Mattern, R., & Miltner, E. (1993). Head and neck injury resulting from low velocity direct impact (No. 933112). *SAE Technical Paper*.
67. MEC (2020) Disponibil: http://www.highspeedimaging.com/media/fastec_datasheets/HiSpec_5.pdf
68. Melvin, J. W., & Lighthall, J. W. (2002). Brain-injury biomechanics. In *Accidental Injury* (pp. 277-302). Springer, New York, NY.
69. Melvin, J. W., & Yoganandan, N. (2015). Biomechanics of brain injury: a historical perspective. In *Accidental injury* (pp. 221-245). Springer, New York, NY.
70. Mertz, H. J., & Patrick, L. M. (1971, a). Strength and response of the human neck. *SAE Transactions*, 2903-2928.
71. Mertz, H. J., & Gadd, C. W. (1971, b). Thoracic tolerance to whole-body deceleration (No. 710852). *SAE Technical Paper*.
72. Mertz, H. J., Hodgson, V. R., Thomas, L. M., & Nyquist, G. W. (1978). An assessment of compressive neck loads under injury-producing conditions. *The Physician and sportsmedicine*, 6(11), 95-106.

73. Microchip (2020) Disponibil: www.microchip.com
74. MIPS (2021) Disponibil: www.mipsprotection.com
75. Moser A. (2014). The new multibody model in PC-Crash –Simulation and validation of single track vehicles, 23rd Annual Congress of the European Association for Accident Research and Analysis.
76. Mukherjee, S., Chawla, A., Mohan, D., Chandrawat, S., & Agarwal, V. (2006). Predicting throw distance variations in bicycle crashes. *International journal of vehicle safety*, 1(4), 304-315.
77. Mukherjee, S., Chawla, A., Mohan, D., Singh, M., & Dey, R. (2007). Effect of vehicle design on head injury severity and throw distance variations in bicycle crashes. In Proc. of TRIPP conference.
78. Müller-Jensen, K., & Hollweck, W. (1970). Serious eye injuries produced by windshield damage—an actual problem in ophthalmology (No. 700912). SAE Technical Paper.
79. Munoz, D., Mansilla, A., Lopez-Valdes, F., & Martin, R. (2005, June). A study of current neck injury criteria used for whiplash analysis proposal of a new criterion involving upper and lower neck load cells. In Proceedings of the 19th Experimental Safety Vehicles Conference (pp. 6-9).
80. Newman, J. A., & Shewchenko, N. (2000). A proposed new biomechanical head injury assessment function—the maximum power index (No. 2000-01-SC16). SAE Technical Paper.
81. Nightingale, R. W., McElhaney, J. H., Camacho, D. L., Kleinberger, M., Winkelstein, B. A., & Myers, B. S. (1997). The dynamic responses of the cervical spine: buckling, end conditions, and tolerance in compressive impacts. *SAE transactions*, 3968-3988.
82. Nightingale, R. W., Winkelstein, B. A., Knaub, K. E., Richardson, W. J., Luck, J. F., & Myers, B. S. (2000). Comparative Bending Strengths and Mechanical Properties of the Upper and Lower Cervical Spine: Implications for Airbag Injuries. *Spine*.
83. Nightingale, R. W., Chancey, V. C., Ottaviano, D., Luck, J. F., Tran, L., Prange, M., & Myers, B. S. (2007). Flexion and extension structural properties and strengths for male cervical spine segments. *Journal of biomechanics*, 40(3), 535-542.
84. NMEA 0183 Protocol (1983) Disponibil: <https://www.tronico.fi/OH6NT/docs/NMEA0183.pdf>
85. Nyquist, G. W., Begman, P. C., King, A. I., & Mertz, H. J. (1980). Correlation of field injuries and GM hybrid III dummy responses for lap-shoulder belt restraint.
86. Olsson, D., & Sellergren, U. (2019). U.S. Patent No. 10,390,580. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.
87. Ommaya, A. K., & Hirsch, A. E. (1971). Tolerances for cerebral concussion from head impact and whiplash in primates. *Journal of biomechanics*, 4(1), 13-21.
88. Ono, K., Kikuchi, A., Nakamura, M., Kobayashi, H., Nakamura, N. (1980). Human head tolerance to sagittal impact—reliable estimation deduced from experimental head injury using subhuman primates and human cadaver skulls. *SAE Transactions*, 3837-3866.
89. Otte, D. (1980). A Review of Different Kinematic Forms in Two-Wheel-Accidents—Their Influence on Effectiveness of Protective Measures. *SAE Transactions*, 4031-4051.
90. Otte, D. (1989). Injury mechanism and crash kinematic of cyclists in accidents—an analysis of real accidents. *SAE transactions*, 1606-1625.
91. Otte, D. (2002). Possibilities and limitation for protective measures for injury reduction of vulnerable road users. *International journal of crashworthiness*, 7(4), 441-462.

92. Otte, D. (2004). Use of throw distances of pedestrians and bicyclists as part of a scientific accident reconstruction method (No. 2004-01-1216). SAE Technical Paper.
93. O.U.G. 195/2002 și Regulamentul de aplicare al O.U.G. 195/2002 a Guvernului României, actualizate prin OUG 63/2006
94. Prasad, P., & Mertz, H. J. (1985). The position of the United States delegation to the ISO Working Group 6 on the use of HIC in the automotive environment. SAE transactions, 106-116.
95. Pronk, N., Fildes, B., Regan, M., Lenné, M., Truedsson, N., & Olsson, T. (2001). Windscreens and Safety: A Review. Monash University Accident Research Centre Reports, (183), 76.
96. Raslavičius, L., Bazaras, L., & Keršys, R. (2017). Accident reconstruction and assessment of cyclist's injuries sustained in car-to-bicycle collision. Procedia engineering, 187, 562-569.
97. Reade, M. W., CD, A. S. R., & BSME, A. (2016). The Effects of Carry Distance, Takeoff Angle, Friction Value, and Horizontal Speed Loss Upon First Ground Contact on Pedestrian/Cyclist Crash Reconstruction, World Reconstruction Exposition 2016.
98. Rodarius, C., Mordaka, J., & Versmissen, T. (2008). Bicycle safety in bicycle to car accidents (No. TNO 033 HM 2008 00354). TNO.
99. Sances Jr, A., Carlin, F. H., Kumaresan, S., & Enz, B. (2002). Biomedical engineering analysis of glass impact injuries. Critical Reviews™ in Biomedical Engineering, 30(4-6).
100. SAE J211-1 (1995): Instrumentation for Impact Test, Part 1, Electronic Instrumentation
101. Searle, J. A., & Searle, A. (1983). The trajectories of pedestrians, motorcycles, motorcyclists, etc., following a road accident (No. 831622). SAE Technical Paper.
102. Severy, D., & Brink, H. (1967). Auto-pedestrian collision experiments. SAE Transactions, 323-371.
103. Simms, C., & Wood, D. (2009). Pedestrian and cyclist impact: a biomechanical perspective (Vol. 166). Springer Science & Business Media.
104. Soica, A., & Tarulescu, S. (2016). Impact phase in frontal vehicle-pedestrian collisions. International journal of automotive technology, 17(3), 387-397.
105. Stevenson, T. J. (2006). Simulation of vehicle-pedestrian interaction. Ph. D. Dissertation. University of Canterbury. Canterbury, New Zealand.
106. Stigson, H., Rizzi, M., Ydenius, A., Engström, E., & Kullgren, A. (2017, September). Consumer testing of bicycle helmets. In International Research Council on the Biomechanics of Injury Conference (IRCOBI Conference), Antwerp, Belgium, Sept (pp. 13-15).
107. STMicroelectronics (2014). Tilt measurement using a low-g 3-axis accelerometer, AN4509 Application note.
108. Strzeletz, Roy. (2007). Der Fahrradunfall. In: Hugemann, Wolfgang (Hrsg.): Unfallrekonstruktion, Münster: Verlag autorenteam, S. 751 ff., ISBN 3-00-019419-3.
109. Sun, J., Li, Z., Pan, S., Feng, H., Shao, Y., Liu, N., ... & Chen, Y. (2018). Identification of pre-impact conditions of a cyclist involved in a vehicle-bicycle accident using an optimized MADYMO reconstruction combined with motion capture. Journal of Forensic and Legal Medicine, 56, 99-107.
110. Tracker Video Analysis and Modelling Tool Homepage, accesat 2019/08/21. Disponibil: <https://physlets.org/tracker>

111. Van Schijndel, M., De Hair, S., Rodarius, C., & Fredriksson, R. (2012). Cyclist kinematics in car impacts reconstructed in simulations and full scale testing with Polar dummy. In Proceedings of IRCOBI Conference (pp. 800-812).
112. Versace, J. (1971). A review of the severity index (No. 710881). SAE Technical Paper.
113. Wheeler, J. B., Smith, T., Siegmund, G. P., Brault, J. R., & King, D. J. (1998). Validation of the neck injury criterion (NIC) using kinematic and clinical results from human subjects in rear-end collisions. In Proc. IRCOBI Conf (pp. 335-48).
114. World Health Organization, 2018, Global status report on road safety, accesat 01.02.2020
Disponibil: https://www.who.int/violence_injury_prevention/road_safety_status/2018/en
115. Xu, J. U. N., & Li, Y. B. (2009). Study of damage in windshield glazing subject to impact by a pedestrian's head. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part D: Journal of Automobile Engineering, 223(1), 77-84.
116. Xu, J., & Li, Y. (2018). Impact Behavior and Pedestrian Protection of Automotive Laminated Windshield: Theories, Experiments and Numerical Simulations. Springer.
117. Yoganandan, N., Pintar, F. A., Maiman, D. J., Cusick, J. F., Sances Jr, A., & Walsh, P. R. (1996). Human head-neck biomechanics under axial tension. Medical engineering & physics, 18(4), 289-294.

REZUMAT

Lucrarea reprezintă o referință utilă pentru specialiști cu privire la reconstrucția accidentelor dintre autovehicule și bicicliști. Obiectivele tezei de doctorat au fost: analiza gradului de vătămare; evaluarea performanțelor sistemelor de siguranță pasivă dedicate bicicliștilor; dezvoltarea unor procedee de reconstrucție a accidentelor dintre autovehicule și bicicliști, cu modele matematice și metode inovative.

Pentru investigarea accidentelor rutiere dintre vehicule și bicicliști este utilizată, frecvent, distanța de proiectare a biciclistului. Între acest parametru și viteza autovehiculului, în momentul impactului, există o relație de dependență directă, în baza căreia se poate simplifica procedura de reconstituire a accidentului, prin calcularea, sau estimarea, cu acuratețe a vitezei acestuia.

Rezultatele cercetărilor teoretice și experimentale în domeniul reconstrucției evenimentelor rutiere ce implică bicicliști au condus la: concepția unui model matematic pentru determinarea distanței de proiectare a biciclistului și vitezei de impact a vehiculului, validat experimental; date care pot fi utile cercetătorilor cu privire la potențialul de vătămare a bicicliștilor și performanțele de siguranță pasivă ale sistemelor airbag dedicate acestora.

Rezultatele cercetărilor pot contribui la reconstrucția accidentelor vehicul-biciclist, inclusiv pentru anumite cazuri particulare de impact (cu perforare parbriz; biciclist echipat cu airbag).

ABSTRACT

The paper represents a valuable reference for specialists regarding the reconstruction of vehicle-cyclist accidents. The objectives of the PhD thesis comprise of the analysis of injury potential, cyclist safety systems performance evaluation and the development of vehicle-cyclist impact reconstruction procedures, with mathematical models and innovative methods.

The cyclist's throw distance is frequently used for investigating accidents between vehicles and cyclists. A direct dependence relation exists between this parameter and the vehicle's impact velocity, based on which the accident reconstruction procedure can be simplified, by calculating, or estimating, the latter one.

Theoretical and experimental research results regarding the reconstruction of cyclist accidents lead to: the development of a mathematical model, experimentally validated, for determining cyclist throw distance and vehicle impact velocity; data, which can be useful to researchers, regarding cyclist injury potential and passive safety system performances.

Research results can contribute to the vehicle-cyclist accident reconstructions, including for some particular impact cases (with windscreen perforation; cyclist equipped with airbag).