

ŞCOALA DOCTORALĂ INTERDISCIPLINARĂ

Facultatea: INGINERIE MECANICĂ

Ing. Alexandru Ionut RADU

Studii și cercetări privind evaluarea consecințelor
accidentelor de circulație asupra ocupanților
autoturismelor

Studies and research on the assessment of the
consequences of traffic accidents on car occupants

REZUMAT / ABSTRACT

Conducător științific

Prof.dr.ing. Corneliu COFARU

BRAȘOV, 2018

D-lui (D-nei)

COMPONENȚA

Comisiei de doctorat

Numită prin ordinul Rectorului Universității Transilvania din Braşov
Nr. 9091 din 26.01.2018

PREȘEDINTE:	Prof. Dr. Ing. ROȘCA Călin Ioan Universitatea Transilvania din Braşov
CONDUCĂTOR ȘTIINȚIFIC:	Prof. Dr. Ing. COFARU Corneliu Universitatea Transilvania din Braşov
REFERENȚI:	Prof. Dr. Ing. ISPAS Nicolae Universitatea Transilvania din Braşov Prof. Dr. Ing. FILIP Nicolae Universitatea Tehnica din Cluj Napoca Prof. Dr. Ing. MANEA Laurentiu Claudiu Universitatea Ovidius din Constanța

Data, ora și locul susținerii publice a tezei de doctorat: 16.03.2018, ora
10:00, sala NP7 (sala INA)

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

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

Vă mulțumim.

CUPRINS (lb. română)

	Pg. teza	Pg. rezumat
INTRODUCERE.....	1	15
1. STADIUL ACTUAL AL CERCETĂRILOR PRIVIND ACCIDENTELE DE CIRCULAȚIE.....	3	17
1.1 Generalități privind accidentele rutiere.....	3	17
1.2 Statistica privind accidentele de circulație în Uniunea Europeană.....	4	17
1.3 Siguranța autovehiculelor.....	9	18
1.3.1 Siguranța activă.....	9	18
1.3.2 Siguranța pasivă.....	13	18
1.3.2.1 Sistemul airbag SRS.....	14	19
1.3.2.2 Centurile de siguranță.....	18	20
1.3.2.3 Tetierele.....	20	20
1.3.2.4 Scaunele ocupanților.....	22	21
1.4 Criterii biomecanice de vătămare.....	23	22
1.4.1 Criteriul de vătămare a capului (HIC).....	24	22
1.4.2 Criteriul de vătămare a gâtului (NIC).....	24	22
1.4.3 Scala abreviată de vătămare (AIS).....	26	23
1.4.4 Evaluarea riscului de „whiplash”.....	28	25
1.5 Obiectivele tezei.....	36	25
2. NOȚIUNI TEORETICE PRIVIND COLIZIUNEA AUTOVEHICULELOR.....	38	27
2.1 Teoria coliziunilor.....	38	27
2.2 Mecanismul de producere a leziunilor.....	44	28
2.2.1 Mecanismul producerii leziunilor la nivelul capului.....	45	28
2.2.2 Mecanismul de producere a leziunilor la nivelul gâtului.....	46	28
2.3 Aspecte privind testele de coliziune.....	50	29
2.3.1 Dispozitive antropometrice de testare utilizate în cadrul testelor de		

coliziune.....	55	29
3. MODELAREA MATEMATICA A MIŞCĂRII OCUPANTULUI IN CAZUL COLIZIUNII		
FRONTALE.....	57	30
3.1 Obiectivele modelării matematice.....	57	30
3.2 Principiul modelului matematic.....	57	30
3.3 Modelul matematic al coliziunii frontale cu ocupant.....	60	32
3.4 Limitările modelului matematic.....	68	35
4. METODICA CERCETĂRII EXPERIMENTALE.....	69	36
4.1 Obiectivele studiului experimental.....	69	36
4.2 Stabilirea programului de încercări experimentale.....	70	37
4.3 Pregătirea testelor experimentale.....	71	37
4.3.1 Dispozitivului antropometric de testare (DAT).....	72	37
4.3.2 Poligonul de testare.....	77	38
4.4 Desfășurarea testelor experimentale.....	78	38
5. ACHIZIȚIA, PRELUCRAREA ȘI INTERPRETAREA DATELOR EXPERIMENTALE.....	89	43
5.1 Analiza și interpretarea datelor rezultate în urma testelor experimentale.....	90	43
5.2 Determinarea parametrilor necunoscuți pe baza datelor experimentale.....	102	44
5.2.1 Determinarea deplasării segmentelor ocupantului pe baza probelor video.....	102	44
5.2.2 Evaluarea gradului de vătămare a ocupantului pe baza criteriilor de vătămare.....	107	45
5.3 Compararea datelor rezultate pe baza modelării matematice cu datele obținute din cercetările experimentale.....	116	47
6. STUDIUL PRIVIND SIGURANȚA OCUPANTULUI PRIN PRISMA SIGURANȚEI PASIVE ȘI ACTIVE.....	121	49
6.1 Obiectivele studiului siguranței ocupantului.....	121	49
6.2 Influența timpilor de declanșare a airbag-ului și centurii de siguranță asupra		

ocupantului in cazul impactului frontal.....	121	49
6.3 Studiul privind influenţa sistemelor de siguranţa pasivă asupra ocupantului în contextul utilizării sistemului de frânare de urgenţă automată (AEB).....	131	51
6.4 Studiul influenţei rigidităţii scaunului ocupantului în cazul coliziunii din spate.....	139	53
6.5 Influenţa distanţei dintre capul ocupantului şi tetieră în cazul coliziunilor din spate.....	157	55
7. CONCEPEREA ŞI TESTAREA UNUI SISTEM DESTINAT DIMINUĂRII EFECTULUI DE „WHIPLASH”.....	159	59
7.1 Obiectivele studiului.....	159	59
7.2 Prezentarea ansamblului modelului.....	159	60
7.3 Principiul de funcţionare a mecanismului.....	168	61
7.4 Validarea modelului.....	169	62
7.5 Simularea comparativă a modelului.....	173	63
7.6 Analiza rezultatelor simulării comparative.....	175	64
7.7 Limitările modelului proiectat.....	181	67
8. CONCLUZII FINALE. CONTRIBUȚII PERSONALE. DIRECȚII VIITOARE DE CERCETARE.....	183	69
8.1 Concluziile finale.....	183	69
8.2 Contribuții personale.....	186	72
8.3 Direcții viitoare de cercetare.....	188	75
9. BIBLIOGRAFIE SELECTIVĂ.....	189	76
10. ANEXE.....	201	-
Anexa 1, Fișa tehnică a vehiculelor.....	201	-
Anexa 2, Date tehnice PIC DAQ MT5.....	203	-
Anexa 3, Date tehnice PIC DAQ DSD.....	204	-
Anexa 4, Date tehnice Accelerometru tri-axial.....	205	-
Anexa 5, Date tehnice Camera FAST TECH HISPEC 5.....	206	-

Anexa 6, Date tehnice CASIO EXILIM EX-F1.....	208	-
Anexa 7, Date tehnice Samsung Galaxy S5.....	209	-
Anexa 8, Date tehnice Nikon Coolpix AW100.....	210	-
Anexa 9, Date tehnice Garmin GPS 18X-5Hz.....	211	-
Anexa 10, Dimensiunile părţilor componente ale sistemului multicorp virtual.....	212	-
Anexa 11, Graficele obţinute din Solid Works.....	216	-
Scurt rezumat (romană /engleză)	217	79
CV	218	80

CUPRINS (lb. engleză)

	Pg. teza	Pg. rezumat
INTRODUCTION.....	1	15
1. CURRENT STATE OF RESEARCH OF AUTOMOTIVE ACCIDENTS.....	3	17
1.1 General information on road accidents.....	3	17
1.2 Statistics on traffic accidents in the European Union.....	4	17
1.3 Vehicle safety.....	9	18
1.3.1 Active safety.....	9	18
1.3.2 Passive safety.....	13	18
1.3.2.1 The SRS airbag system.....	14	19
1.3.2.2 Seat belts.....	18	20
1.3.2.3 Headrests.....	20	20
1.3.2.4 Occupant seats.....	22	21
1.4 Biomechanical Criteria for Injury.....	23	22
1.4.1 Head Injury Criteria (HIC).....	24	22
1.4.2 Neck injury criterion (NIC).....	24	22
1.4.3 Abbreviated Injury Scale (AIS).....	26	23
1.4.4 Risk assessment of "whiplash".....	28	25
1.5 Objectives of the thesis.....	36	25
2. THEORY ON COLLISION OF MOTOR VEHICLES.....	38	27
2.1 Collision theory.....	38	27
2.2 Mechanism of injuries.....	44	28
2.2.1 Mechanism of head injury.....	45	28
2.2.2 Mechanism of neck injury.....	46	28
2.3 Aspects regarding collision tests.....	50	29
2.3.1 Anthropometric test devices used in collision tests.....	55	29

3. MATHEMATICAL MODELING OF THE OCCUPANT MOVEMENT IN THE CASE OF FRONT COLLISION.....	57	30
3.1 Objectives of mathematical modeling.....	57	30
3.2 Mathematical model principles.....	57	30
3.3 Mathematical model of a frontal collision with occupant.....	60	32
3.4 Limitations of the mathematical model.....	68	35
4. METHODOLOGY OF EXPERIMENTAL RESEARCH.....	69	36
4.1 Objectives of the experimental study.....	69	36
4.2 Setting up the experimental test program.....	70	37
4.3 Preparation of experimental tests.....	71	37
4.3.1 Anthropometric Test Device (ATD).....	72	37
4.3.2 Test area.....	77	38
4.4 Running the experimental tests.....	78	38
5. OBTAINING, PROCESSING AND INTERPRETATION OF EXPERIMENTAL DATA.....	89	43
5.1 Analyze and interpret data from experimental tests.....	90	43
5.2 Determination of unknown parameters based on experimental data.....	102	44
5.2.1 Determining occupant segment displacement based on video samples.....	102	44
5.2.2 Assessing the degree of injury of the occupant based on the injury criteria.....	107	45
5.3 Comparison of mathematical modeling data with data from experimental research.....	116	47
6. STUDY CONCERNING OCCUPANT SAFETY BY THE MEANS OF PASSIVE AND ACTIVE SAFETY SYSTEMS.....	121	49
6.1 Objectives of the occupant safety study.....	121	49
6.2 Influence of air bag deployment and safety belt deployment times on front impact.....	121	49
6.3 Study on the influence of passive safety systems on the occupant in the		

context os using the Automatic Emergency Braking System (AEB).....	131	51
6.4 Study regarding the influence of the occupant's seat stiffness in the case of rearend collision.....	139	53
6.5 The influence regarding the distance between the occupant's head and the head restraint in the case of rear-end collisions.....	157	55
7. DEVELOPMENT OF A NEW RECLINE MECHANISM IN ORDER TO REDUCE THE "WHIPLASH" EFFECT USING A VIRTUAL MODEL.....	159	59
7.1 Objectives of the study.....	159	59
7.2 Presentation of the model assembly.....	159	60
7.3 The principle of operation of the mechanism.....	168	61
7.4 Model validation.....	169	62
7.5 Comparative simulation of the model.....	173	63
7.6 Analysis of comparative simulation results.....	175	64
7.7 Design limitations.....	181	67
8. FINAL CONCLUSIONS. PERSONAL CONTRIBUTIONS. FUTURE RESEARCH DIRECTIONS.....	183	69
8.1 Final conclusions.....	183	69
8.2 Personal contributions.....	186	72
8.3 Future research directions.....	188	75
9. SELECTIVE BIBLIOGRAPHY.....	189	76
10. APPENDIX.....	201	-
Annex 1, Vehicle Data Sheet.....	201	-
Annex 2, Technical Data PIC DAQ MT5.....	203	-
Annex 3, Technical Data PIC DAQ DSD.....	204	-
Annex 4, Technical data Triaxial accelerometer.....	205	-
Annex 5, Technical Data Camera FAST TECH HISPEC 5.....	206	-

Annex 6, Technical Data CASIO EXILIM EX-F1.....	208	-
Annex 7, Technical Data Samsung Galaxy S5.....	209	-
Annex 8, Technical Data Nikon Coolpix AW100.....	210	-
Annex 9, Garmin GPS 18X-5Hz technical data.....	211	-
Annex 10, Dimensions of parts of the virtual multibody system.....	212	-
Annex 11, Graphs from Solid Works.....	216	-
Brief summary (Romanian / English)	217	79
CV	218	80

Lista de notații:

Notație	Descriere	Unitate de măsură
HIC	Head Injury Criteria – criteriul de vătămare la nivelul capului	-
t	Timpul	[s]
t ₁ , t ₂	Limitele intervalului de timp în care HIC are valoare maximă	[s]
a	Accelerația	[m/s ²]
a _{rez}	Accelerația rezultantă	[m/s ²]
a _x , a _y , a _z	Accelerația pe axele x, y și z	[m/s ²]
N _{ij}	Neck Injury Criteria – Criteriul de vătămare la nivelul gâtului	-
F _z	Forța axială	[N]
F _{int}	Valoarea maximă atinsă a forței	[N]
M _y	Momentul de încovoiere la flexie și extensie	[Nm]
M _{int}	Valoarea maximă atinsă a momentului	[Nm]
NIC	Neck Injury Criteria – Criteriul de vătămare la nivelul gâtului	[m ² /s ²]
a _{rel}	Accelerația relativă	[m/s ²]
v _{rel}	Viteza relativă	[m/s]
a _{rel} ^{T1}	Accelerația relativă la nivelul vertebrei T1	[m/s ²]
a _{rel} ^{cap}	Accelerația relativă la nivelul capului	[m/s ²]
WIC	Whiplash Injury Criterion	
M _{Yoc}	momentul pe axa Y la nivelul lobului occipital	[Nm]
M _{Ylw}	momentul pe axa Y la nivelul vertebrei T1	[Nm]
m	Masa unui corp	[kg]
v	Viteza unui corp	[m/s]
m ₁ , m ₂	Masa corpurilor 1 și 2	[kg]
F	Forța unui corp	[N]
v ₁ , v ₂	Viteza de pre-impact ale corpurilor 1 și 2	[m/s]
H ₁ H ₂	Impulsul corpurilor 1 și 2	-
P	Percuția	[kg*m/s]
v ₁ ' , v ₂ '	Viteza de post-impact ale corpurilor 1 și 2	[m/s]
r	Distanța dintre direcția vectorului impuls și un punct față de care se consideră momentul	[m]
v _c , v _d	Vitezele de compresiune, respectiv destindere	[m/s]
e	Coeficient de restituire	-
ΔE	Energia cinetică pierdută în urma impactului	[J]
E _c	Energie cinetică	[J]
E _p	Energie potențială	[J]
h	Înălțimea unui obiect	[m]
k	Rigiditatea unui arc cu caracteristică liniară	[N/m]
X	Lungimea unui arc	[m]

Δx	Deformarea arcului	[m]
q	Coordonatele generalizate	-
V_{1t}	Viteza corpului 1 din modelul simplu de coliziune	[m/s]
V_{2t}	Viteza corpului 2 din modelul simplu de coliziune	[m/s]
k_{1t}	Rigiditatea corpului 1 din modelul simplu de coliziune	[N/m]
k_{2t}	Rigiditatea corpului 2 din modelul simplu de coliziune	[N/m]
m_{1t}	Masa corpului 1 din modelul simplu de coliziune	[kg]
m_{2t}	Masa corpului 2 din modelul simplu de coliziune	[kg]
X_{1t}	Poziția corpului 1 față de sistemul de coordonate xOy	[m]
X_{2t}	Poziția corpului 2 față de sistemul de coordonate xOy	[m]
ΔX_1	Deformația corpului 1 din modelul simplu de coliziune	[m]
ΔX_2	Deformația corpului 2 din modelul simplu de coliziune	[m]
m_1	Masa vehiculului VEH 1	[kg]
m_2	Masa vehiculului VEH 2	[kg]
m_3	Masa toracelui și bazinului ocupantului din modelul matematic	[kg]
m_4	Masa capului și a gâtului ocupantului din modelul matematic	[kg]
l_3	Lungimea toracelui și bazinului ocupantului	[m]
l_4	Lungimea capului și a gâtului	[m]
x_1	Deplasarea vehiculului VEH 1 pe axa X de la originea O	[m]
x_2	Deplasarea vehiculului VEH 2 pe axa X de la originea O	[m]
x_3	Deplasarea toracelui și pelvisului relativă la vehiculul VEH 1	[m]
y_4	Deplasarea corpului m_4 pe axa Y	[m]
α_4	Deplasarea unghiulară între torace și cap-gât	[rad]
\dot{x}_1	Viteza vehiculului VEH 1 pe axa X de la originea O	[m/s]
\dot{x}_2	Viteza vehiculului VEH 2 pe axa X de la originea O	[m/s]
\dot{x}_3	Viteza toracelui și pelvisului relativă la vehiculul VEH 1	[m/s]
\dot{y}_4	Viteza corpului m_4 pe axa Y	[m/s]
$\dot{\alpha}_4$	Viteza unghiulară între torace și cap-gât	[rad/s]
k_1	Rigiditatea structurii frontale a vehiculului VEH 1	[N/m]
k_2	Rigiditatea structurii frontale a vehiculului VEH 2	[N/m]
k_3	Rigiditatea centurii de siguranță între corpul m_3 și vehiculul VEH 1	[N/m]
k_4	Rigiditatea articulației dintre torace și gât	[Nm/rad]
h_1	Coordonata deformației maxime a părții frontale a autovehiculului VEH 1	[m]
h_2	Coordonata deformației maxime a părții frontale a autovehiculului VEH 2	[m]
l_t	Deplasarea maximă a corpului m_3 în timpul impactului	[m]
F_s	Forța de rezistență la mișcarea înainte a ocupantului	[N]

F_{fo}	Forţa de frecare dintre ocupant și scaun	[N]
F_{ct}	Forţa din centură care limitează mişcarea pelvisului	[N]
F_f	Forţa de frecare dintre roţile autovehiculelor și drum	[N]
F_c	Forţa de coliziune dintre autovehicule	[N]
v_1	Viteza vehiculului VEH 1	[m/s]
v_2	Viteza vehiculului VEH 2	[m/s]
g	Acceleraţia gravitaţională	[m/s ²]
m_i	mărimea măsurătorii	-
\bar{m}	Valoarea absolută a mărimii	-
Δm_i	Eroarea absolută	-
$\overline{\Delta m}$	Eroarea absolută medie	-

Lista de abrevieri:

Abrevierea	Denumire	Descriere
ABS	Antilock Braking System	Sistemul de antiblocare a roţii
AEB	Autonomous emergency braking	Frânarea de urgenţă automată
AIS	Abbreviated injury scale	Scala abreviată de vătămare
ADAC	Allgemeiner Deutscher Automobil-Club	
CARE	Community Road Accident Database	Baza de date UE
CFC	Channel frequency class	Filtru utilizat la colectarea datelor
CCR	Car to car stationary	
CCRM	Car to car moving	
CCRB	car to car braking	
DAT	Dispozitiv Antropometric de Testare	
EVT	EuroNCAP Vehicle Target	Tip de vehicul utilizat în testele AEB
ECU	Electronic Control Unit	Unitate de control electronica
EES	Energy equivalent speed	Energia vitezei echivalente
ESP	Electronic Stability Program	Sistemul electronic de stabilitate
HIC	Head Injury Criteria	Criteriul de vătămare a capului
IIHS	Insurance Institute for Highway Safety	
MADYMO	Mathematical Dynamic Models	
MBD	Mobile Deformable Barrier	
NASS	National Automotive Sampling System	
NCAP	New Car Assessment Programme	
NIC	Neck Injury Criteria	Criteriul de vătămare a gâtului
NHTSA	National Highway Traffic Safety Administration	
RCAR	Research Council for Automotive Repair	

SAHR	Saab Active Head Restraints	
SID	Side Impact Dummy	
SRS	Supplemental restraint system	
VSC	Vehicle Stability Control	
Whiplash	"Lovitura de bici"	tipul de vătămare ce apare în cazul coliziunilor de tip faţă – spate
WHIPS	Whiplash Protection System	
WIC	Whiplash Injury Criteria	
WAD	Whiplash Associated Disorders	
UM	Unitate de măsură	

INTRODUCERE

În contextul actual al traficului rutier, siguranța ocupanților autovehiculelor reprezintă o cerință deosebită deoarece creșterea numărului de autovehicule pe drumurile publice a contribuit inevitabil și la o creștere a accidentelor de circulație în care victimele sunt din rândul ocupanților.

Scopul acestei lucrări este de a evalua gradul de vătămare a ocupanților în cazul coliziunilor frontale și coliziunilor din spate prin prisma criteriilor de vătămare, precum și analiza sistemelor de siguranță pasivă și activă, influența acestora asupra ocupanților, dar și dezvoltarea unui sistem de siguranță pasivă destinat reducerii leziunilor ocupanților.

Lucrarea este structurată în 8 capitole, descrise astfel:

În **capitolul 1** au fost analizate următoarele aspecte: stadiul actual privind accidentele de circulație în care sunt implicați ocupanții autovehiculelor, siguranța activă și pasivă a autovehiculelor, criteriile de vătămare utilizate pentru a evalua gradul de leziune a ocupanților respectiv biomecanica corpului uman ce cuprinde limitele de toleranță a celor mai vulnerabile zone ale corpului probabile să fie vătămate în urma unei coliziuni.

În **capitolul 2** se prezintă noțiunile teoretice privind coliziunea dintre autovehiculelor. Cele mai importante aspecte sunt reprezentate de teoria coliziunilor, dinamica fazelor coliziunii, respectiv viteza energetică echivalentă. În acest capitol sunt descrise și mecanismele de producere a leziunilor pentru trei zone vulnerabile ale corpului precum capul, gâtul respectiv toracele. De asemenea sunt prezentate și aspectele privind testarea autovehiculelor unde sunt descrise principalele teste de coliziune efectuate în scopul îmbunătățirii siguranței autovehiculelor.

Capitolul 3 descrie etapele modelării matematice a coliziunii dintre două autovehicule, de tip față-față cu un ocupant. Etapele cuprind compunerea sistemului matematic, ecuațiile de mișcare inițiale bazate pe mecanica Lagrangiană și ecuațiile diferențiale utilizate pentru determinarea parametrilor de interes în cadrul coliziunii. Parametrii de interes sunt următorii: viteza și deplasarea autovehiculelor, viteza și deplasarea capului, respectiv a toracelui. De asemenea sunt prezentați și parametrii de intrare ai modelului și limitările acestuia.

Capitolul 4 cuprinde cercetarea experimentală în care s-au efectuat testele de coliziune de tip faţă-faţă şi faţă-spate în scopul determinării gradului de vătămare a ocupanţilor, respectiv analiza mişcării ocupanţilor. S-au desfăşurat 5 teste, primele 2 reprezintă impacturi frontale în care s-au utilizat sisteme de siguranţă pasivă. Următoarele 2 teste au reprezentat coliziuni din spate având ca scop analiza leziunilor la nivelul gâtului, iar un test a constituit o coliziune frontală cu un obiect nedeformabil.

În **capitolul 5** s-au achiziţionat şi interpretat datele rezultate din testele experimentale utilizate ulterior la obţinerea probabilităţii de leziune a ocupanţilor pe baza criteriilor de vătămare. De asemenea s-a realizat şi analiza deplasării segmentelor ocupanţilor pe baza probelor video, precum şi corelarea rezultatelor modelării matematice cu un test experimental în scopul validării acestuia.

În **capitolul 6** s-au realizat studii privind influenţa sistemelor active şi pasive ale autovehiculelor asupra ocupanţilor. Scopul acestui studiu a fost de a analiza influenţa sistemelor de siguranţă pasivă (airbag, centura, scaun şi tetieră) asupra gradului de leziune a ocupanţilor prin modificarea anumitor parametri precum: timpii de declanşare a airbag-ului, rigiditatea spătarului scaunului şi distanţa dintre tetieră şi cap. Studiul s-a efectuat utilizând simulări virtuale cu ocupanţi multi-corp pe baza testelor experimentale efectuate.

Capitolul 7 a urmărit proiectarea unui sistem mecanic de înclinare controlată a spătarului scaunului ocupantului pentru coliziunea din spate având ca obiectiv reducerea gradului de leziune la nivelul capului şi gâtului (reducerea fenomenului de „whiplash”). Sistemul a fost testat şi validat utilizând teste de tip sanie la anumite viteze. Rezultatul a prezentat o eficienţă ridicată a mecanismului cu reducerea acceleraţiilor la nivelul capului pentru toate vitezele studiate.

Capitolul 8 conţine concluziile finale ale tezei, contribuţiile personale şi direcţiile viitoare de cercetare. Lucrarea mai cuprinde Anexe şi Bibliografia aferentă tematicii de cercetare.

1. STADIUL ACTUAL AL CERCETĂRIILOR PRIVIND ACCIDENTELE DE CIRCULAŢIE

1.1. Generalităţi privind accidentele rutiere

Accidentul de circulaţie reprezintă un eveniment rutier neprevăzut care se desfăşoară într-un mod aleator pe drumurile publice în urma căruia are loc coliziunea dintre două autovehicule sau dintre un vehicul şi obstacol cu daune materiale şi pierderi de vieţi umane. Ele reprezintă o problemă pe plan mondial care afectează toate sectoarele societăţii fiind principala cauză a decesului la nivel global, violente şi a treia cauză în topul deceselor (POPA, 2013).

1.2. Statistica privind accidentele de circulaţie în Uniunea Europeană

Accidentele rutiere în statele membre ale Uniunii Europene se soldează anual cu aproximativ 26.000 de vieţi si 1,3 milioane de persoane rănite, reprezentând costurile estimate la 145 de miliarde de euro (Annual Accident Report, 2016). Din anul 1984 până în prezent, s-au luat un număr de măsuri pentru reducerea accidentelor rutiere la nivel regional. Împreună cu aceste măsuri, Consiliul a adoptat o decizie la 30 noiembrie 1993 privind crearea unei baze de date comunitare care să conţină date referitoare la accidentele rutiere, cu denumirea CARE (European Communities, 1993). În figura 1.1. sunt prezentate principalele statistici ale accidentelor rutiere în cadrul Uniunii Europene, extrase din baza de date CARE .

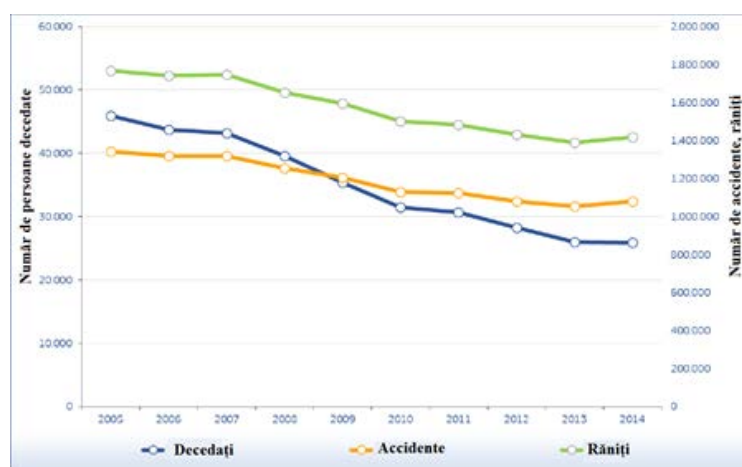


Fig 1.1. Numărul total de accidente, persoane decedate și persoane rănite în perioada 2005-2014

1.3. Siguranța autovehiculelor

Siguranța autovehiculelor urmărește depistarea, cunoașterea și modelarea factorilor care contribuie la evitarea producerii accidentelor rutiere sau, în cel mai bun caz, la reducerea consecințelor acestora.

Siguranța autovehiculelor se realizează prin două tipuri de sisteme :

- Sisteme de siguranță activă - care contribuie la creșterea calităților performanțelor autovehiculelor în vederea evitării producerii accidentelor;
- Sisteme de siguranță pasivă – care au rolul de a proteja ocupanții autovehiculelor în timpul desfășurării accidentelor.

1.3.1. Siguranța activă

Siguranța activă este garantată de către componente tehnice ale autovehiculului din cadrul sistemelor de direcție, de rulare, de frânare, de iluminare etc. care trebuie să fie în stare de funcționare bună și să contribuie în mod decisiv la prevenirea coliziunilor. În anul 2009, Comisia Europeană a hotărât integrarea sistemelor de siguranță activă ca dotări standard la autovehicule în scopul îmbunătățirii siguranței rutiere (Road safety, 2016).

Din categoria sistemelor de siguranță activă întâlnim:

- Sistemul anti blocare a roților (ABS);
- Sistemul anti-patinare (ASR);
- Sistemul anti-derapaj (ESP);
- Sistemul activ la frânare (AEB);
- Sistemul de control al tracțiunii;
- Sistemul de adaptare a vitezei;
- Sistemul electronic de distribuție a forței la frânare.

1.3.2. Siguranța pasivă

Siguranța autovehiculelor a crescut semnificativ în ultimii 20 de ani din punctul de vedere a capacității vehiculelor de a diminua leziunile ocupanților la coliziuni. Totuși, siguranța pasivă încă este

în curs de dezvoltare, constructorii de autovehicule implementează noi sisteme în fiecare an (Jarašūniene & Jakubauskas, 2007).

Cele mai utilizate sisteme pasive sunt centurile de siguranță, tetierele și airbag-urile (frontale, laterale, cortină, etc.). Un studiu recent, efectuat de Cummins a demonstrat eficiența combinației centurii de siguranță și airbag-ului, acestea reducând numărul de victime cu 67%. Acest studiu a arătat și faptul că utilizarea numai a centurii de siguranță a avut o eficiență de 51%, iar utilizarea numai a airbag-ului, a prezentat o reducere de 32% (Cummins, 2011).

1.3.2.1. Sistemul airbag SRS

Airbag-urile SRS se declanșează atunci când vehiculul este supus anumitor tipuri de impacturi severe, care pot provoca leziuni semnificative ocupanților. Acestea lucrează împreună cu centurile de siguranță pentru a ajuta la reducerea riscului de deces sau vătămare gravă.

Huere a arătat într-un studiu faptul că airbag-urile pot reduce leziunile la nivelul capului cu până la 82% pentru intervalul de viteze 56-65 km/h. Utilizând airbag-ul, s-a demonstrat faptul că în 85% din cazuri, leziunile la nivelul capului au fost catalogate ca leziuni minore (Huere, Foret-Bruno, Faverjon, & Le Coz, 2001).

Principiul de funcționare a airbag-ului constă în eliberarea rapidă a unui gaz generat de o pastilă pirotehnică care prin explozie degajă o cantitate de azot expandat care umflă airbag-ul într-un timp foarte scurt (www.lastgreatroadtrip.com, 2015). În figura 1.2. sunt prezentate componentele airbag-ului.

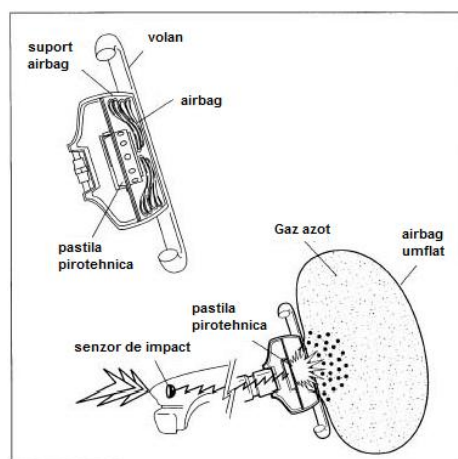


Fig. 1.2. Ansamblu airbag volan – poziție normală și poziție declanșat

Un sistem de filtre este utilizat pentru a reduce reziduurile pastilei pirotehnice după declanşare pentru a diminua efectele nocive asupra ocupanţilor.

Timpul total de declanşare şi umflare a airbag-ului este de 25 ms, perioada în care are loc aprinderea pastilei pirotehnice şi degajare a masei de gaz în interiorul airbag-ului. În figura 1.3. sunt prezentate etapele declanşării airbag-ului (Jeong Keun Lee, 2009; Autoliv, 2017).

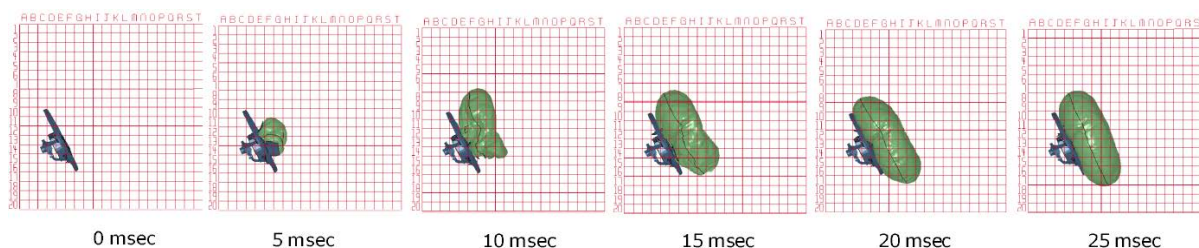


Fig.1.3. Etapele declanşării airbag-ului

După ce se atinge punctul maxim a expansiunii airbag-ului, la contactul cu părţile corpului ocupantului acesta îşi reduce masa de gaz din interior, astfel îşi micşorează dimensiunea, amortizând forţa impactului. Timpul de 25 ms este ideal, deoarece permite airbag-ului să fie umflat la capacitate maximă până la momentul contactului dintre acesta şi capul ocupantului.

1.3.2.2. Centurile de siguranţă

De la introducerea sa pe autovehicule, centura de siguranţă a fost cel mai eficient sistem pentru a proteja ocupanţii vehiculelor în cazul unui accident. În Europa, standardul pentru centura de siguranţă reprezintă sistemul de prindere în 3 puncte, ce acoperă bazinul, toracele şi umărul pasagerilor .

S-a estimat faptul că centurile de siguranţă au redus riscul global pentru leziuni grave în accidente cu 60-70%, iar riscul de decese cu aproximativ 45%. În cazul răsturnărilor, riscul de leziuni mortale pentru ocupantul care poartă centura de siguranţă este redus cu aproximativ 75% (Seatbelt – No. 1 life saver, 2017; Autoliv, 2017).

1.3.2.3. Tetierele

Mulţi ocupanţi ai automobilelor, implicaţi în accidente rutiere, suferă din cauza fenomenului denumit "whiplash", care constă în pendularea bruscă a capului. În figura 1.4. este prezentată o

comparație a cinematicii ocupantului la impactul din spate, unde sunt 2 cazuri; cazul în care tetiera este în poziția normală, respectiv cazul în care se utilizează tetiera activă (Shone, 2015).

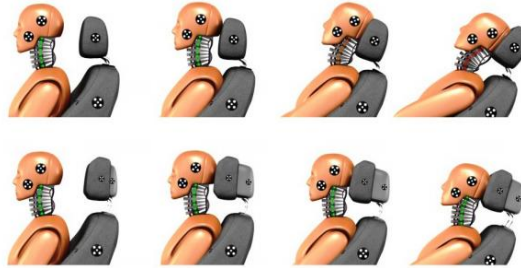


Fig. 1.4. Cinematica comparativă între tetiera normală și tetiera activă

Se poate observa faptul că, în cazul utilizării tetierei active, se micșorează distanța dintre cap și tetieră, astfel se reduce drastic rotirea capului, așadar se reduce efectul de „whiplash”.

1.3.2.4. Scaunele ocupanților

Structura scaunelor vehiculelor prezintă o importanță deosebită din punct de vedere a siguranței ocupanților, ea este concepută de așa natură încât să satisfacă cerințe precum rezistență și confort.

Soluția dezvoltată de firma Volvo în scopul reducerii efectului de “whiplash” constă în utilizarea unui mecanism situat în articulația spătarului ce are rolul de a securiza capul și corpul ocupantului la impactul din spate și de a absorbi o parte din energia generată la impact. Se intitulează WHIPS și momentan este utilizat doar pe ultimele generații de autovehicule Volvo (Autoliv, 2016).

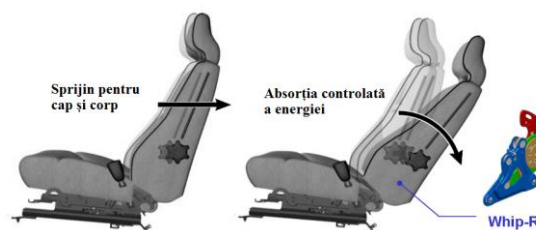


Fig. 1.5. Principiul de funcționare a sistemului anti-“whiplash”

Acest sistem funcționează în 2 faze, în prima fază, la momentul coliziunii din spate, bancheta accelerează pe direcția față împreună cu vehiculul. Acest sistem poate reduce accelerația la nivelul capului cu 40-60% comparativ cu un scaun normal, în aceleași condiții de impact (Lundell, Jakobsson, Alfredsson, Lindström, & Simonsson, 1998).

1.4. Criterii biomecanice de vătămare

Criteriile de vătămare au fost dezvoltate cu scopul evaluării potențialului de vătămare a ocupanților în urma accidentelor de circulație, pe baza datelor furnizate de către dispozitivele antropometrice de testare utilizate la testele de coliziune (Eppinger, și alții, 1999).

1.4.1. Criteriul de vătămare a capului (HIC)

Criteriul de vătămare la nivelul capului poate fi apreciat printr-un parametru denumit HIC, definit printr-o formulă matematică. Criteriul HIC este un mod de a evalua riscul de leziune de tip traumatism cranian, ca urmare a unui accident. Formula matematică pentru determinarea criteriul HIC este (McHenry, 2004; Eppinger, și alții, 1999):

$$HIC = \left\{ \left[\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a \cdot dt \right]^{2,5} (t_2 - t_1) \right\}_{max} \quad (1.1.)$$

$$a = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2} [m/s^2] \quad (1.2.)$$

Unde a este accelerația rezultantă a centrului de greutate al capului, măsurată în m/s^2 , iar t_1 și t_2 sunt limitele intervalului de timp (s) în care HIC are valoarea maximă. O observație importantă constă în faptul că HIC este o mărime adimensională.

La valoarea HIC de 1000, există probabilitatea de 18% pentru apariția unui traumatism cranian sever, o probabilitate de 55% de apariție a unui traumatism cranian grav și o probabilitate de 90% de apariție a unui traumatism cranian moderat (Ross Jr, Sicking, Zimmer, & Michie, 1993).

1.4.2. Criteriul de vătămare a gâtului (NIC)

În cazul evaluării daunelor la nivelul gâtului se poate utiliza parametrul denumit NIC. Acesta evaluează leziunile gâtului la fazele de flexie și extensie utilizând momentele de încovoiere.

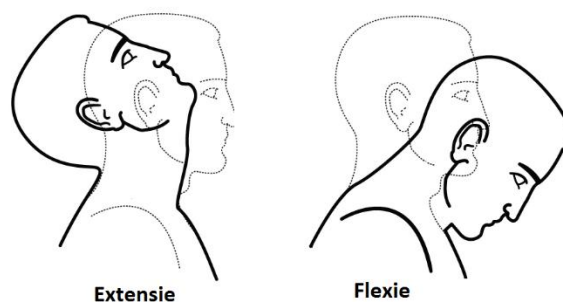


Fig. 1.6. Mișcările de flexie și extensie ale gâtului

În anul 1995, Boström a propus o formulă pentru evaluarea gradului de vătămare a gâtului la impactul din spate, prin corelarea mişcării relative a capului cu vertebra de la baza gâtului (T1). Formula matematică a criteriului NIC în acest caz este (Boström, și alții, 1996):

$$NIC = a_{rel} \cdot 0.2 + v_{rel}^2 \text{ [m}^2/\text{s}^2] \quad (1.3.)$$

$$a_{rel} = a_{rel}^{T1} - a_{rel}^{cap} \text{ [m/s}^2] \quad (1.4.)$$

$$v_{rel} = \int a_{rel} dt \text{ [m/s]} \quad (1.5.)$$

unde: a_{rel} – accelerația relativă, v_{rel} – viteza relativă, a_{rel}^{T1} – accelerația relativă la nivelul vertebrei T1, a_{rel}^{cap} – accelerația relativă la nivelul centrului de masă a capului. Valoarea maximă atinsă prin calcul cu această expresie în timpul primelor 150 milisecunde ale testului este denumită NIC_{max} , și a fost considerată ca fiind unul dintre principalii indicatori ai gradului de vătămare în cazul impactului din spate. Toleranța corpului uman la apariția fenomenului de „whiplash” este de $NIC_{max} = 15 \text{ m}^2/\text{s}^2$ (Boström, et al., 1996).

1.4.3. Scala abreviată de vătămare (AIS)

Scala abreviată de vătămare (AIS) reprezintă un sistem de evaluare a gradului de vătămare a ocupanților implicați în accidente de circulație prin exprimarea leziunilor sub forma de categorii numerotate de la 1 la 6 în funcție de gravitatea acestora, de la leziuni minore, notate cu 1, până la leziuni grave ce pot cauza decesul, notate cu 6. Categoriile de leziuni precum și codurile scării AIS sunt prezentate în tabelul 1.1. (Shojaati, 2003).

Tabelul 1.1. Scala AIS la nivelul capului

AIS	Categorie	Leziune	Probabilitate deces (%)
1	Minoră	leziuni cerebrale ușoare, cu dureri de cap, vertij, fără pierderea conștienței, abraziune, contuzie	0
2	Moderată	Comoție cu sau fără fractură de craniu, mai puțin de 15 minute de inconștiență, mici fisuri ale corneei, fractură a feței sau nasului	1 – 2
3	Serioasă	Comoție cu sau fără fractură de craniu, mai mult de 15 minute de pierdere a conștienței, fără daune neurologice severe, fractură de craniu internă fără indicații de inconștiență sau alte leziuni în craniu, pierderea vederii, fracturi ale osoaselor feței, fractură cervicală fără leziuni ale măduvei spinării	8 – 10
4	Severă	Fractură craniană internă cu dislocare, cu leziuni neurologice grave.	5 – 50

5	Critică	Comoție cu sau fără fractură de craniu, cu mai mult de 12 ore de inconștiență cu hemoragie în craniu și / sau indicații neurologice critice	5 – 50
6	Maximă	Deces, deteriorarea parțială sau în totalitate a trunchiului cerebral sau a părții superioare cervicale datorită presiunii interne, fracturi în partea superioară cervicală cu leziuni ale măduvei spinării	100

În cazul coliziunilor din spate s-au determinat 3 categorii de leziuni pe scala AIS, deoarece efectul de „whiplash”(fenomenul care generează leziuni la coliziunea din spate) nu pune în pericol viața ocupantului, însă poate genera leziuni minore pe o perioadă lungă de timp sau chiar pe viață. Această scală este prezentată în tabelul 1.2. (Foreman & Croft, 2001; Wheeler, Theodore, Gunter, John, & David, 1998; Boström, și alții, 1996).

Tabelul 1.2. Scala AIS la nivelul gâtului

AIS	Categorie	Probabilitatea deces (%)	Leziune la nivelul gâtului	Valoarea NIC_{max} (m^2/s^2)
1	Minoră	0	Întindere musculară	< 15
2	Moderată	1-2	Hernie de disc, dislocare fără fractură	> 15
3	Serioasă	8-10	Hernia de disc cu leziune la nivelul vertebrelor C1-C2	-

În cazul evaluării gradului de vătămare a gâtului, există o corelație între criteriul de vătămare NIC și scala AIS, astfel toleranța maximă, $NIC_{max} = 15 m^2/s^2$ este echivalentă cu scala AIS-1, ceea ce ar indica o leziune minoră.

Pe baza unui set de experimente utilizând cadavre s-a realizat o corelație între valoarea criteriului HIC și scala AIS. De remarcat faptul că această corelație se bazează doar pe testele de impact unde s-au analizat leziunile la nivelul capului. În figura 1.7. este prezentată această corelație sub formă grafică (Prasad & Mertz, 1985).

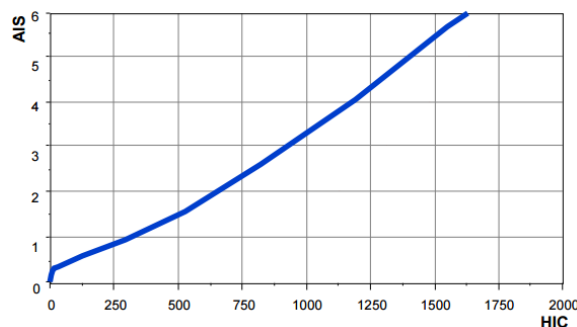


Fig.1.7. Corelația dintre valoarea HIC15 și scala AIS

1.4.4. Evaluarea riscului de „whiplash”

În ultimele decenii s-a înregistrat o creştere a numărului de leziuni de tip „whiplash” ale coloanei cervicale în pofida faptului că siguranţa pasivă a autovehiculelor a fost îmbunătăţită în mod continuu în această perioadă (Castro, şi alţii, 1997).

Utilizând testele dinamice cu DAT-uri Hybrid III 50th bărbat, s-a calculat probabilitatea apariţiei fenomenului de „whiplash” pe baza rotaţiei dintre cap şi torace şi s-a ajuns la concluzia că limita acceptată a rotaţiei capului este de 12 grade pentru tetierele active (NHTSA, 2005). În figura 1.8. este prezentată diagrama de probabilitate whiplash în funcţie de rotaţia capului (NHTSA, 2005).

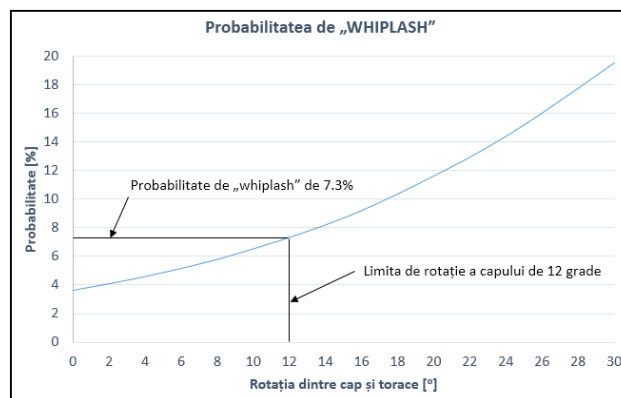


Fig.1.8. Probabilitatea de “whiplash” în funcție de rotația dintre cap și torace

1.5. Obiectivele tezei

În vederea determinării parametrilor cinematici ai ocupantului (vitezele și accelerațiile la nivelul capului, gâtului, respectiv toracelui în timpul coliziunii) utilizați în evaluarea gradului de vătămare a ocupantului, s-au formulat următoarele obiective ale tezei:

- Analiza stadiului actual privind siguranța ocupanților ce cuprinde metode de evaluare a gradului de vătămare, determinarea limitelor de toleranță ale corpului uman precum și modul în care se produc leziunile la nivelul capului, gâtului și toracelui;
- Analizând criteriile matematice utilizate pentru evaluarea gradului de vătămare a ocupantului, s-a propus ca obiectiv efectuarea de teste experimentale de coliziune, din care să reiasă

gradul de leziune al ocupanţilor prin măsurarea valorilor acceleraţiilor la nivelul capului utilizate în calculul criteriului de vătămare şi obţinerea potenţialului de leziune;

- Determinarea cinematicii ocupantului în timpul coliziunii, respectiv determinarea parametrilor de acceleraţie şi deplasare, în cazul impacturilor frontale şi din spate;
- Dezvoltarea, elaborarea şi validarea unui model matematic funcţional pentru coliziunea frontală, capabil să furnizeze parametrii cinematici determinanţi în contextul siguranţei ocupanţilor.
- Din punct de vedere al siguranţei ocupanţilor, cele mai multe leziuni se produc datorită deplasării ocupantului în interiorul habitaculului autovehiculului, astfel s-a dorit studierea influenţei sistemelor de siguranţă pasivă ale autovehiculelor asupra ocupantului utilizând simulări virtuale în 2 tipuri de coliziuni, frontală şi din spate.
- În scopul creşterii siguranţei ocupanţilor s-a propus ca obiectiv dezvoltarea şi testarea în mediul virtual a unui sistem de siguranţă pasivă în vederea reducerii consecinţelor coliziunilor din spate asupra ocupanţilor prin proiectarea unui ansamblu scaun-ocupant.

2. NOȚIUNI TEORETICE PRIVIND COLIZIUNEA AUTOVEHICULELOR

2.1. Teoria coliziunilor

Comparativ cu alte fenomene mecanice, coliziunile între autovehicule diferă prin faptul că perioada de desfășurare este destul de scurtă. În acest interval de timp are loc o variație foarte rapidă a vitezelor corpurilor și a impulsurilor acestora.

În cazul unei coliziuni, dacă o forță acționează asupra unui corp de masă „m”, îi va imprima acestuia o accelerație „a”, direct proporțională cu forța și invers proporțională cu masa corpului, având direcția și sensul forței. Formula forței este prezentată în relația (2.1.), conform teoriei fundamentale a lui Newton (Pandrea & Stănescu, 2002):

$$m \cdot a = m \cdot \frac{dv}{dt} = F \text{ [N]} \quad (2.1.)$$

Din care rezultă:

$$m \cdot dv = F \cdot dt \quad (2.2.)$$

Integrând relația (2.2.) rezultă:

$$m \cdot v_1 - m \cdot v_2 = H_1 - H_0 = \int_{t_0}^{t_1} F \cdot dt \quad (2.3.)$$

în care H_0 , respectiv H_1 , reprezintă impulsurile în momentul coliziunii, adică la momentul t_0 , și la sfârșitul coliziunii, adică la momentul t_1 .

Determinarea precisă a coeficientului de restituire se poate efectua numai prin încercări experimentale. El este influențat de foarte mulți factori (materialul corpurilor, suprafața de contact, viteza de impact, etc.). La coliziunea între autovehicule, valoarea lui este cuprinsă între 0 și 0.3.

Cunoscând vitezele inițiale se poate determina cantitatea de energie cinetică pierdută în timpul impactului. Aceasta poartă denumirea de energie de deformare.

$$\Delta E = (1 - e^2) \cdot \frac{m_1 \cdot m_2}{2 \cdot (m_1 + m_2)} \cdot (v_1 - v_2)^2 \text{ [J]} \quad (2.4.)$$

Dacă valoarea coeficientului de restituire este 1, adică o coliziune perfect elastică, atunci valoarea energiei cinetice este 0, iar în cazul coliziunii neelastice, adică coeficientul de restituire este 0, pierderea de energie cinetică atinge valoarea maximă.

2.2. Mecanismul de producere a leziunilor

În cazul accidentelor de circulație, leziunile suferite de către ocupanți pot apărea în diferite zone ale corpului în funcție de tipul coliziunii. Cele mai periculoase sunt în cazul coliziunilor din spate și lateral, unde zona de risc prezintă capul și gâtul. Însă, pentru orice tip de coliziune, cea mai mare probabilitate de leziune apare la nivelul capului, de 81% (Fiala, 1970).

2.2.1. Mecanismul producerii leziunilor la nivelul capului

Normele privind siguranța automobilelor se bazează pe criterii de toleranță umană, ce au fost determinate prin cercetare biomedicală efectuată într-o perioadă de 30 de ani (Willinger & Baumgartner, 2003).

Traumele de la nivelul creierului pot apărea în timpul unui accident, la momentul coliziunii craniului cu un obiect din interiorul habitaculului, precum volanul sau parbrizul. Există o probabilitate crescută de apariție a unei plăgi deschise a craniului, în urma contactului acestuia cu părți din habitacul. În cazul mișcării de flexie, creierul intră în contact cu partea din spate a craniului, provocând leziuni la nivelul cerebelului și lobului occipital, iar în cazul mișcării de extensie, creierul intră în contact cu partea din față a craniului, fapt ce poate cauza leziuni la nivelul lobului frontal și temporal. Acest tip de leziune este denumită în literatura de specialitate „countercoup”.

2.2.2. Mecanismul de producere a leziunilor la nivelul gâtului

Aspectele clinice ale traumatismului „whiplash” au fost determinate conform unei revizuirii extinse a leziunilor de acest tip. Structurile cele mai susceptibile de a fi vătămate au fost: ligamentele intervertebrale, discurile intervertebrale și ligamentele cervicale superioare. Pot apărea leziuni la alte structuri, dar dovezile disponibile sugerează faptul că acestea au o frecvență redusă. În general, leziunile cauzate de „whiplash” sunt leziuni ale țesutului moale la nivelul gâtului. Simptomele leziunii includ: dureri de cap, tulburări ale nervilor cranieni/tulpinilor cerebrale, osteoartrită a coloanei

vertebrale, oboseală, anxietate, tulburări de somn, vedere înceţoşată, pierdere de memorie şi stres (Chen, Yang, & Wang, 2009).

2.3. Aspecte privind testele de coliziune

În industria de automobile, testele de impact între autovehicule sunt efectuate pentru a analiza pagubele determinate de forţele de impact la anumite viteze, dar şi gravitatea leziunilor ocupanţilor. Capacitatea de protecţie a unui autovehicul este determinată de proprietatea structurii sale de a proteja ocupanţii acestuia în cazul unui impact (Radu & Cofaru, 2015).

Euro NCAP efectuează 4 teste de bază care acoperă în mare parte toate situaţiile de accidente ce pot apărea în trafic. Aceste teste sunt: Test de impact frontal; Test de impact lateral; Test de impact lateral cu un stâlp; Test de impact din spate.

În ultimele decenii, producătorii de autovehicule au îmbunătăţit în permanenţă siguranţa modelelor lor, sporind protecţia ocupanţilor şi a pietonilor prin efectuarea de teste de impact în scopul determinării de noi tehnologii destinate îmbunătăţirii capacităţii de protecţie a acestora. În figura 2.1. este prezentată o evoluţie a modelului Volkswagen Golf în perioada 1993-2015 (Radu & Cofaru, 2015).



Fig. 2.1. Evoluţia protecţiei habitaculului la coliziunea frontală (1993-2015)

2.3.1. Dispozitive antropometrice de testare utilizate în cadrul testelor de coliziune

În cadrul testării autovehiculelor se utilizează manechine de testare sau DAT-uri (dispozitiv antropometric de testare) ca şi ocupanţi. Aceste dispozitive reproduc corpul uman cu caracteristicile sale în ceea ce priveşte dimensiunile, greutatea şi cinematica.

3. MODELAREA MATEMATICA A MIȘCĂRII OCUPANTULUI IN CAZUL COLIZIUNII FRONTALE

3.1. Obiectivele modelării matematice

Scopul realizării modelului matematic a fost de a determina gradul de vătămare a ocupantului la nivelul capului și al toracelui în cazul coliziunii frontale dintre două autovehicule. Pentru realizarea acestui scop s-au trasat următoarele obiective:

- Determinarea parametrilor de viteză și deplasare a capului și toracelui ocupantului;
- Determinarea parametrilor de viteză și deplasare a autovehiculelor implicate în coliziune;
- Determinarea accelerațiilor la nivelul capului și toracelui prin derivarea valorilor vitezei;

3.2. Principiul modelului matematic

Ocupantul a fost considerat un model multi-corp în cadrul modelului matematic pentru studiul mișcării acestuia în decursul coliziunii. Modelul s-a bazat pe corpuri nedeformabile, conectate între ele prin intermediul unor arcuri cu caracteristică elastică liniară (Radu, Cofaru, & Tolea, 2017).

Pentru realizarea modelului, s-a utilizat ecuația lui Lagrange generalizată, deoarece aceasta se bazează pe ambele energii exprimate în coordonate generalizate.

$$\frac{d}{dt} \cdot \frac{\partial E_c}{\partial \dot{q}_i} - \frac{\partial E_c}{\partial q_i} + \frac{\partial E_p}{\partial q_i} = 0 \quad (3.1)$$

unde E_c reprezintă energia cinetică a sistemului, E_p - energia potențială, iar q reprezintă coordonatele generalizate ale sistemului.

Modelul matematic utilizat pentru studiul mișcării ocupantului are la bază un model mecanic simplu, compus din două vehicule, care se află în coliziune frontală, conectate între ele prin arcuri liniare. Arcurile sunt poziționate între marginea corpurilor și centrele de masă ale acestora, în scopul simulării rigidității și deformării vehiculelor. În Fig. 3.1. este prezentat modelul de coliziune a două vehicule.

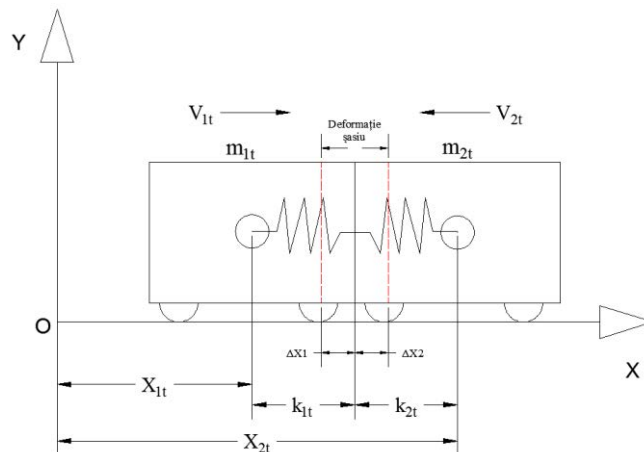


Fig. 3.1. Model simplu de coliziune între 2 corpuri

În acest model, X_{1t} și X_{2t} reprezintă coordonatele centrelor de masă ale celor două corpuri, m_1 și m_2 reprezintă masele acestora, V_{1t} și V_{2t} reprezintă vitezele corpurilor, respectiv k_{1t} și k_{2t} sunt rigiditățile arcurilor liniare (șasiul vehiculelor în acest caz). Deformarea arcului în timpul impactului este notat cu ΔX_1 pentru primul corp, respectiv ΔX_2 pentru al doilea corp. Deformarea totală a șasiurilor vehiculelor, notată cu Def , poate fi definită ca:

$$Def = \Delta X_1 + \Delta X_2 \text{ [m]} \quad (3.2)$$

Din acest model, energiile cinetice și potențiale pot fi obținute și calculate utilizând formulele:

$$E_c = \frac{1}{2} m_1 v_1^2 + \frac{1}{2} m_2 v_2^2 \text{ [J]} \quad (3.3)$$

$$E_p = \frac{1}{2} k_1 \Delta x_1^2 + \frac{1}{2} k_2 \Delta x_2^2 \text{ [J]} \quad (3.4)$$

Un dezavantaj al modelului îl reprezintă faptul că acesta este bidimensional, astfel are două axe direcționale în sistemul cartezian xOy . Astfel, gradul de libertate este 1, având doar deplasările pe axa Ox ale celor două corpuri.

Ocupantul este format din două corpuri, primul reprezentând toracele și bazinul, iar al doilea capul și gâtul. Acestea sunt legate între ele prin intermediul unei cuple de rotație, poziționată între torace și gât. Toracele este conectat la primul vehicul prin intermediul unui arc liniar, care reprezintă centura de siguranță. Acest model este prezentat în figura 3.2.

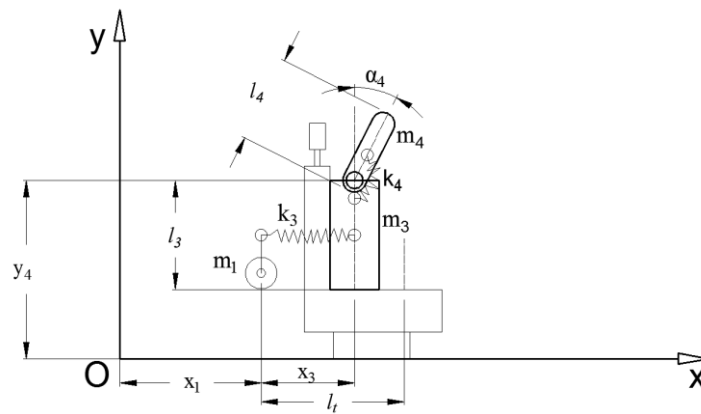


Fig.3.2. Modelul matematic multi-corp al ocupantului

În figura 3.2., m_3 reprezintă masa toracelui respectiv a bazinului ocupantului și m_4 reprezintă masa gâtului respectiv a capului. Articulația dintre primul și al doilea corp este limitată de către un arc de torsiune, cu rigiditate k_4 . Arcul liniar dintre torace și vehicul este notat cu k_3 și reprezintă rigiditatea centurii de siguranță. Deplasarea totală a toracelui este marcată cu parametrul l_t , iar pentru deplasarea unghiulară a capului și gâtului, parametrul α_4 . Parametrul x_3 reprezintă lungimea de deformare a arcului centurii de siguranță (k_3) și a fost utilizat pentru a calcula deplasarea, viteza și accelerația toracelui. Parametrul x_1 definește coordonata centrului de masă a primului vehicul și a fost utilizat pentru a determina deplasarea și viteza acestuia. Lungimile corpurilor, care definesc ocupantul, sunt reprezentate de l_4 și l_3 . De asemenea, înălțimea gâtului și capului este notată cu y_4 și acest parametru a fost utilizat pentru calculul deplasării și vitezei capului pe axa y .

3.3. Modelul matematic al coliziunii frontale cu ocupant

Folosind principiile descrise mai sus, prin combinarea celor două sisteme într-unul singur, se obține modelul coliziunii frontale între două autovehicule cu un ocupant (figura 3.3.).

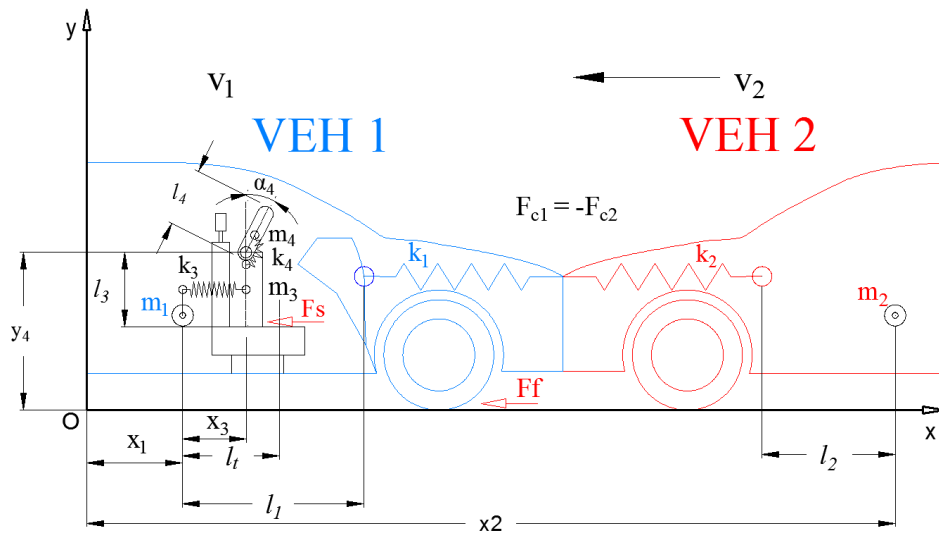


Fig.3.3. Modelul matematic al coliziunii frontale cu un ocupant

Parametrii modelului sunt repartizați în șapte categorii diferite, în funcție de tipul acestora. Parametrii principali ai modelului, prezentați în tabelul 3.1. sunt parametrii de deplasare. Aceștia sunt utilizați pentru determinarea vitezelor și accelerațiilor modelului. Ei variază în timp și nu pot fi definiți în condițiile inițiale ale modelului.

Tabelul 3.1. Parametrii de deplasare

Parametrii de deplasare	
Parametru	Notăția
Deplasarea vehiculului VEH 1 pe axa X de la originea O	x_1
Deplasarea vehiculului VEH 2 pe axa X de la originea O	x_2
Deplasarea toracelui și pelvisului relativă la vehiculul VEH 1	x_3
Deplasarea corpului m_4 pe axa Y	y_4
Deplasarea unghiulară între torace și cap-gât	α_4

Valoarea rigidității vehiculelor s-a obținut din formula de calcul a deformației, având la bază relația dintre masa autovehiculului și viteza de coliziune cu un perete (Ilie, 2012). Această formulă este:

$$d_{def} = \sqrt{\frac{m}{k}} \cdot v \quad [m] \quad (3.5)$$

unde d_{def} reprezintă deformația șasiului, m reprezintă masa autovehiculului, k rigiditatea părții frontale a acestuia și v viteza de impact. Valorile forțelor au fost determinate prin calcul, utilizând

valoarea forţei normale şi valoarea unui coeficient de frecare dintre roată şi drum. Forţa de frecare s-a calculat utilizând formula:

$$F_f = \mu \cdot N \text{ [N]} \quad (3.6)$$

$$F_s = F_{fo} + F_{ct} \text{ [N]} \quad (3.7)$$

unde N este forţa normală care acţionează vertical asupra roţii vehiculului, F_{ct} este forţa din centură care limitează mişcarea pelvisului, μ este coeficientul de frecare ($\mu = 0.8$ în cazul aderenţei maxime dintre roată şi drum), iar pentru coeficientul de frecare dintre ocupant şi scaun, $\mu = 0.5$ (valorile pot fi între 0.3...0.5) (Himmetoglu, 2010).

Ecuatiile de mişcare sunt obţinute din ecuaţia lui Lagrange generalizată, utilizând parametrii de deplasare pe baza coordonatelor generalizate. Din ecuaţia lui Lagrange s-au obţinut ecuaţiile energiilor cinetice şi potenţiale ale modelului.

$$E_c = \frac{m_1 \cdot \dot{x}_1^2}{2} + \frac{m_2 \cdot \dot{x}_2^2}{2} + \frac{m_3 (\dot{x}_1 \cdot \dot{x}_3)^2}{2} + \frac{m_4}{2} \left[\left(\dot{x}_3 \frac{l_4}{2} \cdot \dot{\alpha}_4 \cdot \cos \alpha_4 \right)^2 + \left(-y_4 \frac{l_4}{2} \cdot \dot{\alpha}_4 \cdot \sin \alpha_4 \right)^2 \right] + \frac{1}{2} \frac{m_4 l_4^2}{12} \cdot \dot{\alpha}_4^2 \quad (3.8)$$

$$E_p = \frac{1}{2} k_{12} [(x_2 - l_2) - (x_1 + l_1)]^2 + \frac{1}{2} k_3 (l_t - x_3)^2 + \frac{1}{2} k_4 \cdot \alpha_4^2 + m_4 g \left(y_4 \frac{l_4}{2} \cdot \cos \alpha_4 \right) \quad (3.9)$$

Se consideră că forţa de coliziune a primului vehicul, VEH 1 este egală cu forţa de coliziune a celui de-al doilea vehicul, VEH 2, însă de sens opus.

$$F_{c1} = F_{c2} \Rightarrow m_1 \cdot \ddot{x}_1 = -m_2 \cdot \ddot{x}_2 \text{ [N]} \quad (3.10)$$

În cazul de faţă, coordonatele generalizate ale sistemului sunt următoarele:

$$q = x_1, x_2, x_3, y_4, \alpha_4 \quad (3.11)$$

Aplicând ecuaţia lui Lagrange (3.1.)(3.1), în funcţie de coordonatele generalizate în ecuaţiile (3.8.) şi (3.9.), s-a obţinut un sistem de ecuaţii pentru cele 5 coordonate generalizate, astfel:

$$\left\{ \begin{array}{l}
 \ddot{x}_1 = \frac{k_1 \dot{x}_1 x_1 (1 - x_2 - l_2) - F_f}{m_1 (1 - \dot{x}_1) + m_3 (1 + \dot{x}_2 - \dot{x}_1 - \dot{x}_1 \dot{x}_2)} \\
 \ddot{x}_2 = - \frac{k_2 \dot{x}_1 x_1 (1 - x_2 - l_2) - F_f}{m_2 (1 - \dot{x}_1) + m_3 (1 + \dot{x}_2 - \dot{x}_1 - \dot{x}_1 \dot{x}_2)} \\
 \ddot{x}_3 = \frac{k_3 \dot{x}_3 x_3 (l_t - 1) + F_s}{m_3 (\dot{x}_1 + 1 - \dot{x}_1 \dot{x}_3 + \dot{x}_3) + m_4 \frac{l_4^2}{4} \cdot \alpha_4^2 (1 - \dot{x}_3)} \\
 \ddot{y}_4 = - \frac{m_4 \cdot g \cdot \dot{y}_4 y_4 \frac{l_4}{2} \cdot \cos \alpha_4}{m_4 \frac{l_4^2}{4} \cdot \dot{\alpha}_4 \cdot \sin^2 \alpha_4 \cdot (1 - \dot{y}_4)} \\
 \ddot{\alpha}_4 = - \frac{k_4 \dot{\alpha}_4 \alpha_4 + m_4 \cdot g \cdot y_4 \frac{l_4}{2} \cdot \dot{\alpha}_4 \cdot \sin \alpha_4}{m_4 \frac{l_4^2}{2} \left(\dot{x}_3^2 \cdot \frac{1}{2} \cdot \cos^2 \alpha_4 + \dot{y}_4^2 \cdot \frac{1}{2} \cdot \sin \alpha_4 + \frac{1}{6} + \right. \\
 \left. + \dot{\alpha}_4 x_3^2 \cdot \sin \alpha_4 \cdot \dot{\alpha}_4 + \right. \\
 \left. + \dot{y}_4^2 \cdot \dot{\alpha}_4^2 \cdot \cos \alpha_4 + \frac{1}{6} \cdot \dot{\alpha}_4 \right)}
 \end{array} \right. \quad (3.12)$$

Parametrii de ieşire ai modelului au fost următorii:

- Vitezele celor două vehicule ca funcţie de timp;
- Viteza toracelui ocupantului ca funcţie de timp;
- Viteza capului ca funcţie de timp;
- Acceleraţiile toracelui şi capului ocupantului ca funcţie de timp.

3.4. Limitările modelului matematic

Limitările modelului realizat sunt următoarele:

- este un model bidimensional cu 3 grade de libertate;
- interiorul vehiculului nu este deformabil;
- acceleraţia vehiculului nu depinde de acceleraţia ocupantului;
- pelvisul şi toracele sunt tratate ca un singur corp.
- unghiul scaunului este considerat 0 (normal este 5-7 grade pentru scaun şi 15 grade pentru ocupant) (McIlwraith, 1993).

4. METODICA CERCETĂRII EXPERIMENTALE

În scopul validării modelului matematic și a evaluării gradului de vătămare a ocupanților, au fost necesare efectuarea unor teste experimentale în condiții reale și compararea datelor obținute cu cele din modelul matematic.

4.1. Obiectivele studiului experimental

Studiul vătămării ocupanților se poate realiza cu mare precizie urmărind calea experimentală. La nivel european, testele de coliziune sunt efectuate în condiții reale, în medii controlate având ca ocupanți DAT-uri (manechine umane) dotate cu echipamente de măsurare (acelerații, forțe, etc.). Pentru realizarea cercetării, s-au utilizat două DAT-uri, câte un manechin pentru fiecare autovehicul.

Cercetarea experimentală, realizată în cadrul lucrării, a servit la determinarea comportamentului cinematic al ocupantului, precum și la evaluarea severității leziunilor suferite de acesta pentru două categorii de coliziuni (coliziune frontală și din spate). În continuare sunt prezentate obiectivele celor 2 tipuri de coliziuni: impactul de tip față – față, respectiv față – spate:

Obiectivele cercetării experimentale privind impactul de tip față – față:

- Determinarea dinamicii coliziunii – analiza fazelor impactului;
- Determinarea mișcării (se urmărește: deplasarea, viteza și accelerația) ocupantului pe durata impactului;
- Analiza parametrilor cinematici (acelerațiile la nivelul capului, respectiv toracelui și deplasările segmentelor corpului) din timpul coliziunii;
- Determinarea gradului de vătămare a ocupanților prin prisma criteriului de vătămare HIC și corelarea valorilor cu scala de severitate AIS.

Obiectivele cercetării experimentale privind impactul tip față – spate:

- Determinarea dinamicii coliziunii – analiza fazelor impactului;

- Determinarea mişcării ocupantului;
- Evaluarea probabilităţii de „whiplash” pe baza analizei deplasării unghiulare a capului ocupantului;
- Analiza parametrilor cinematici (acceleeraţiile la nivelul capului, respectiv toracelui si deplasările segmentelor corpului) din timpul coliziunii;
- Determinarea gradului de vătămare la nivelul gâtului ocupantului (se evaluează utilizând criteriul NIC și corelarea valorilor acestuia cu scala de severitate AIS);

4.2. Stabilirea programului de încercări experimentale

În vederea evaluării gradului de leziune a ocupanților pentru tipurile de coliziuni menționate anterior, s-au stabilit câte 2 teste similare pentru impactul frontal, 2 teste pentru impactul din spate (întrucât acestea au cea mai mare frecvență în trafic) și un test de coliziune cu un obiect solid (stâlp) (IIHS Statistics, 2015). În cadrul testelor experimentale s-a utilizat un număr de 7 vehicule, numerotate cu abrevierea „VEH” și numărul corespunzător fiecăruia

4.3. Pregătirea testelor experimentale

4.3.1. Dispozitivului antropometric de testare (DAT)

Dispozitivul antropometric (reprezentat de către un manechin bărbat) a fost principalul element în efectuarea cercetării experimentale întrucât acesta a reușit să reproducă cât mai fidel influența fenomenului de impact asupra conducătorului auto.

Pentru a obține rezultate utilizabile, s-au efectuat următoarele operațiuni ale DAT-ului:

- Măsurarea și cântărirea componentelor dispozitivului;
- Instalarea sistemului de achiziție a datelor în interiorul dispozitivului;
- Verificarea cablurilor de legătură a senzorilor sistemului de achiziție.

Dispozitivul de înregistrare a datelor din interiorul manechinului a fost montat în torace și cap, după cum rezultă și din figura 4.1. (Radu A. I., 2016).

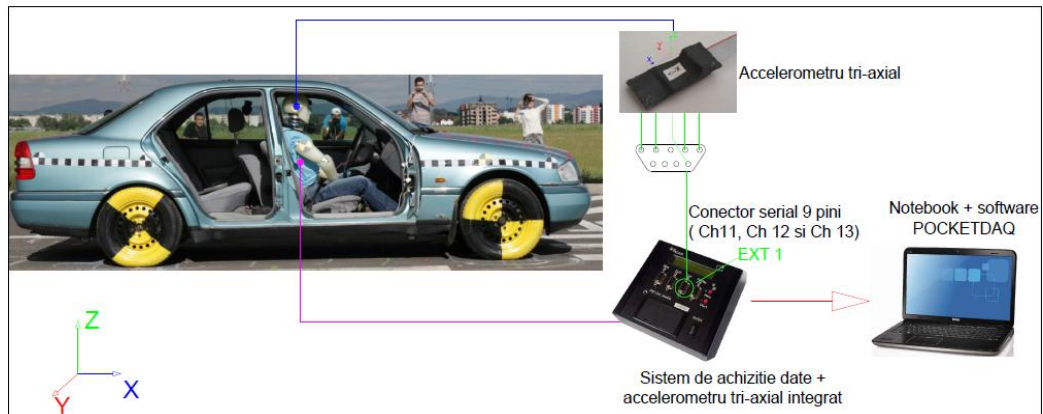


Fig.4.1. Schema de montare a sistemului de achiziție pentru ocupant

4.3.2. Poligonul de testare

Testele de coliziune s-au desfășurat la Institutul de Cercetare Dezvoltare Inovare Produse High Tech pentru Dezvoltare Durabilă din cadrul Universității "TRANSILVANIA" din Braşov.

În figura 4.2. este prezentat poligonul, metodologia și configurația desfășurării testelor de coliziune.

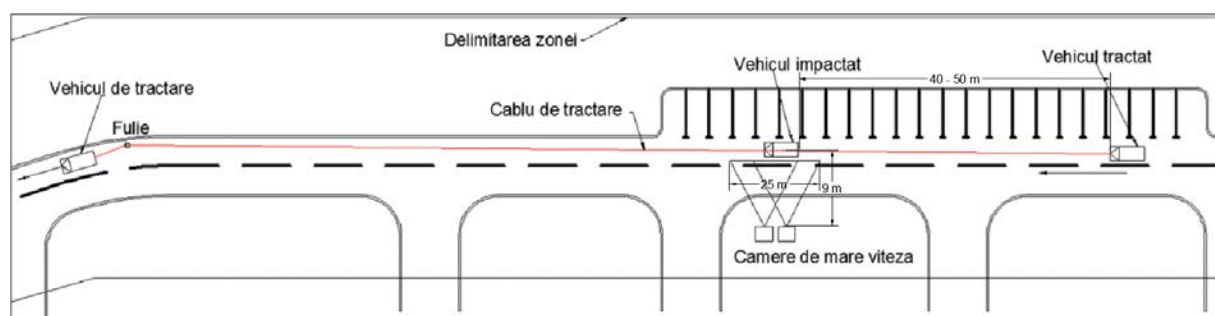


Fig. 4.2. Poligonul de încercări și configurația de testare

4.4. Desfășurarea testelor experimentale

Etaple urmărite în desfășurarea testelor sunt prezentate mai jos:

- Poziționarea autovehiculului 1 (impactat) la distanța de 9 m în dreptul camerelor de mare viteză;

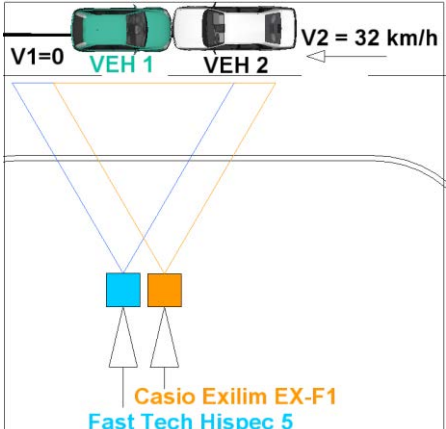
- Poziţionarea vehiculului 2 (accelerat) pe traiectoria de coliziune la o distanţă suficientă pentru accelerare (40 -50 m);
- Pornirea autovehiculului de tractare şi accelerarea vehiculului 2 la viteza dorită (33 – 52 km/h) – aceasta a variat în funcţie de tipul testului;
- Frânarea autovehiculelor în urma impactului;
- Efectuarea fotografiilor de detaliu şi ansamblele zonei de impact;
- Obţinerea datelor de la dispozitivele poziţionate în DAT-uri şi autovehicule.

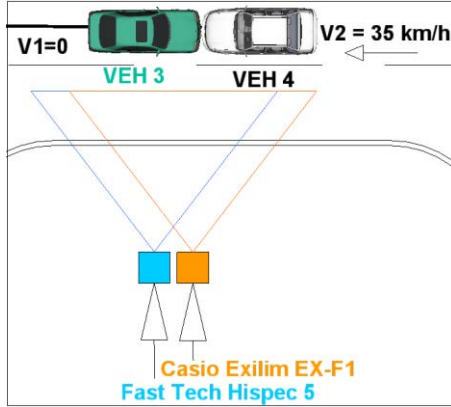
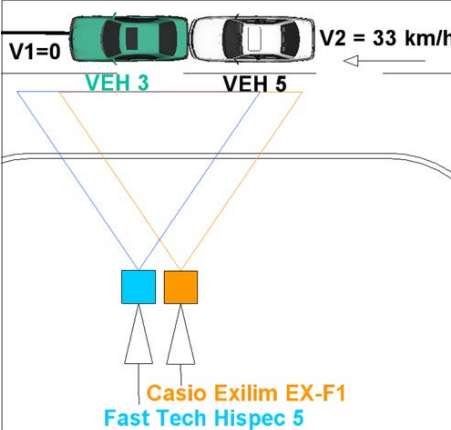
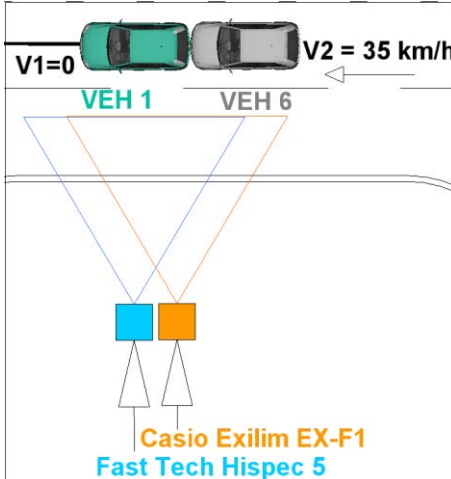
Principalii parametri rezultaţi în urma testelor au fost:

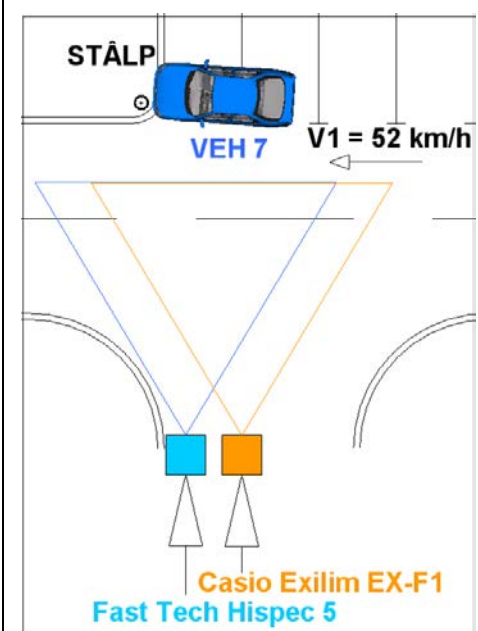
- Vitezele autovehiculelor;
- Acceleraţiile autovehiculelor;
- Acceleraţiile la nivelul capului ocupantului;
- Acceleraţiile la nivelul toracelui ocupantului;
- Cinematica ocupantului în timpul impactului.

În tabelul 4.1. sunt prezentate configuraţiile de impact a autovehiculelor pentru fiecare test în parte.

Tabelul 4.1. Configuraţiile de impact pentru testele experimentale

Nr. test	Viteza de coliziune	Suprapunerea	Tip coliziune	Schema de configuraţie a coliziunii
Testul 1	32 km/h	100%	Frontală	




<p>Testul 2</p>	<p>35 km/h</p>	<p>100%</p>	<p>Frontală</p>	
<p>Testul 3</p>	<p>33 km/h</p>	<p>100%</p>	<p>Din spate</p>	
<p>Testul 4</p>	<p>35 km/h</p>	<p>100%</p>	<p>Din spate</p>	




Testul 5	52 km/h	25%	Frontală	
----------	---------	-----	----------	--

Configurațiile de coliziune utilizate au servit în mod concret la determinarea gradului de vătămare a ocupantului pentru impactul frontal și din spate. S-au efectuat câte 2 teste pentru fiecare tip de coliziune, întrucât s-a dorit a se analiza eficiența sistemelor de siguranță pasivă.

În tabelul 4.2. sunt prezentate fazele coliziunii pentru fiecare test în parte.

Tabelul 4.2. Descrierea fazelor coliziunii pentru fiecare test

Nr. faza	Descrierea fazei	Fazele coliziunii
TESTUL 1 – Coliziune frontală fără sisteme de siguranță pasivă		
Faza 1	<i>Ante-impactul</i>	
Faza 2	<i>Impactul:</i> S-a realizat transferul de energie între autovehicule. Toracele ocupantului s-a deplasat pe axa X, iar capul a prezentat o deplasare unghiulară cu rotație pe axele Y și Z.	
Faza 3	<i>Post-impactul:</i> Autovehiculele s-au desprins unul de celălalt. Ocupantul a revenit în scaun la poziția inițială, datorită centurii de siguranță.	

TESTUL 2 – Coliziune frontală cu sisteme de siguranță pasivă		
Faza 1	<i>Ante-impactul</i>	
Faza 2	<p><i>Impactul:</i> În această fază s-au declanșat sistemele de siguranță pasivă din VEH 3.</p> <p>Capul a avut o rotație pe axa Y, intrând în contact cu airbag-ul. Toracele a avut o deplasare pe axa X, fiind limitată de centura de siguranță.</p>	
Faza 3	<p><i>Post-impactul:</i> Datorită airbag-ului, capul ocupantului a revenit la poziția inițială.</p>	

5. ACHIZIȚIA, PRELUCRAREA ȘI INTERPRETAREA DATELOR EXPERIMENTALE

5.1. Analiza și interpretarea datelor rezultate în urma testelor experimentale

Valorile vitezei autovehiculelor au fost obținute prin prelucrarea datelor înregistrate de aparatura GPS montată în interiorul acestora, iar accelerația a fost calculată folosind formula de variație a vitezei în timp:

$$a_{veh} = \frac{\Delta v}{\Delta t} \quad (5.1)$$

Parametrii de analiză ai ocupantului au fost: accelerațiile la nivelul capului și a toracelui. Valorile acestora au fost măsurate cu dispozitivul PIC DAQ MT5 și prelucrate utilizând programul Pocket DAQ. Studiul variației accelerațiilor s-a realizat de la momentul primului contact dintre autovehicule (ante-impact) până la faza de detașare (post-impact) a acestora.

Datele diagramelor de accelerații au fost filtrate utilizând un filtru CFC 60 întrucât frecvența de eșantionare a aparaturii a fost de 10 kHz.

Accelerația maximă tolerată de torace este de 60 g pentru o perioadă de 3 ms (Eppinger, și alții, 1999), iar o accelerație de 45.2 g indică o probabilitate de 25% de apariție a leziunilor severe (AIS 4+) (Kajzer, 2010).

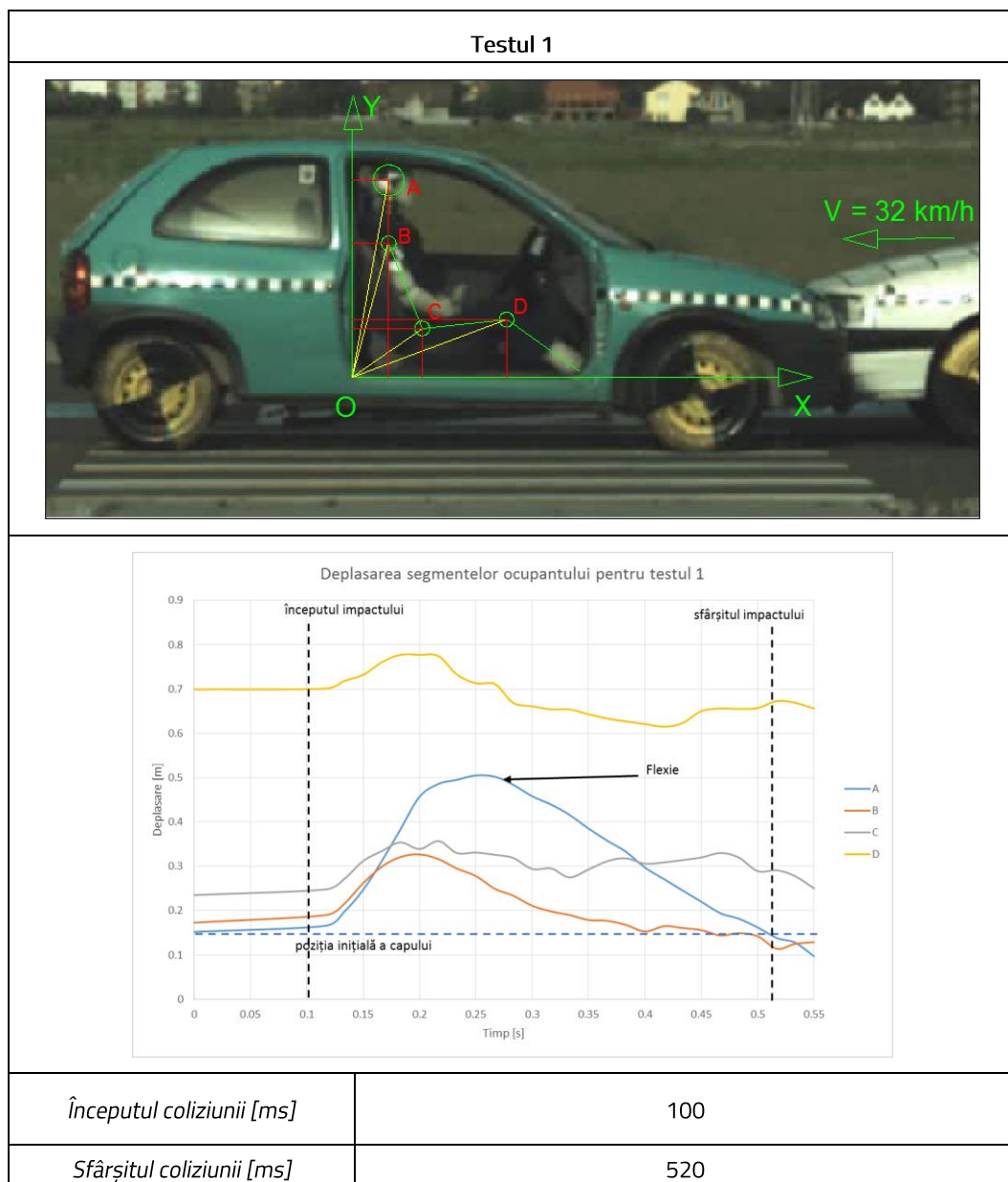
Viteza aleasă pentru coliziunea frontală cu un obiect solid a fost de 50 km/h. S-a utilizat această viteză deoarece s-a dorit studiul impactului cu un obiect nedeformabil în mod similar cu testele de coliziune efectuate de IIHS cu o suprapunere de 25% (IIHS, IIHS Small Overlap, 2016).

5.2. Determinarea parametrilor necunoscuți pe baza datelor experimentale

5.2.1. Determinarea deplasării segmentelor ocupantului pe baza probelor video

Prin analiza probelor video înregistrate cu camera de mare viteză Fast Tech, s-a obținut deplasarea segmentelor ocupantului pentru fiecare test în parte cu excepția testului 5. Măsurarea deplasării fiecărui segment s-a realizat în sistemul de referință ales prin determinarea valorilor pe fiecare axă a fiecărui punct în parte. Acesta s-a realizat utilizând programul Tracker (Tracker, 2017).

Tabelul 5.1. Analiza deplasării segmentelor ocupantului pentru testul 1



<i>Poziția inițială a capului (în raport cu sistemul de referință) [m]</i>	0.18		
Segment analizat	Tip mișcare	Deplasarea maximă [m]	Intervalul de timp a deplasării [ms]
Cap (A)	Flexie	0.3	100 – 250
Torace (B)	Translație	0.1	100 – 200
Bazin (C)		0.15	100 – 250
Genunchi (D)	-	0.08	100 – 250

5.2.2. Evaluarea gradului de vătămare a ocupantului pe baza criteriilor de vătămare

Determinarea gradului de vătămare pentru fiecare test în parte s-a realizat în conformitate cu criteriile de vătămare prezentate în capitolul 1. În cazul coliziunilor frontale, s-a utilizat criteriul HIC și s-a realizat corelarea valorii acestuia cu probabilitatea de apariție a leziunilor utilizând scala AIS. În cazul coliziunilor din spate, evaluarea s-a realizat prin prisma criteriului NIC și corelarea valorii acestuia cu scala AIS.

Pentru calculul diagramei HIC36 a fost nevoie de valorile accelerației rezultante la nivelul capului. Formula de obținere a accelerației rezultante este:

$$a_{rez} = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2} \quad (5.2)$$

Obținerea valorilor criteriului de vătămare la nivelul capului (HIC36) a necesitat crearea unui algoritm de calcul utilizând programul Mathcad (Inmath, 2016). Intervalul de timp pentru care s-a efectuat analiza criteriului HIC a fost de 36 ms. În figura 5.1. este prezentată analiza comparativă a probabilității de apariție a leziunilor minore pentru testele 1 și 2.

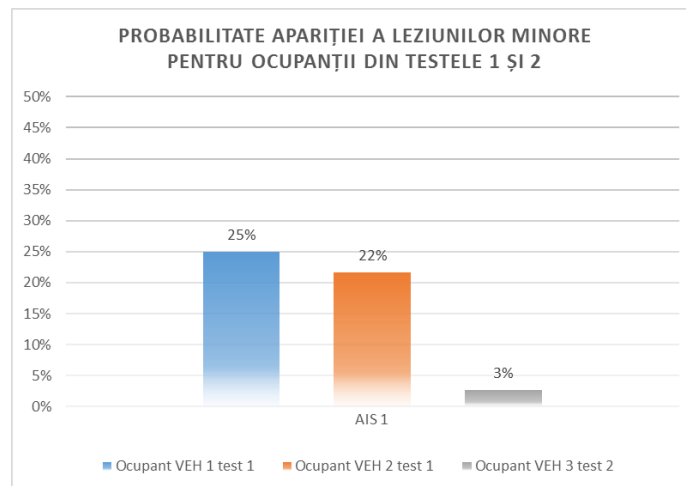


Fig. 5.1. Probabilitatea de apariție a leziunilor minore în cazul ocupanților din testele 1 și 2

Diferența procentuală dintre testele 1 și 2 s-a datorat faptului că în testul 2 au fost utilizate sisteme de siguranță pasivă (centură și airbag) ceea ce redus șansele de leziune cu 22%.

În figura 5.2. este prezentat calculul probabilității de apariție a fenomenului de „whiplash” pentru ocupanții testelor 3 și 4.

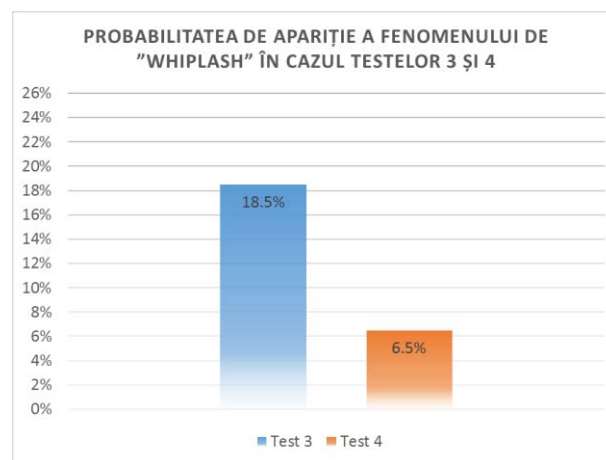


Fig. 5.2. Probabilitatea de apariție a fenomenului de „whiplash” în funcție de rotația capului pentru testele 3 și 4

În urma obținerii deplasărilor unghiulare a capului pentru testele de coliziune din spate (testele 3 și 4), s-a constatat faptul că prin reglarea corectă a tetiere (apropierea acesteia de cap) s-a redus riscul de apariție a fenomenului de „whiplash” cu 12%.

În urma analizei rezultatelor testului 5 (impact cu un stâlp), criteriul HIC maxim a prezentat valori ridicate care se încadrează în categoria leziunilor severe (AIS-4+), indicând o coliziune violentă.

În figura 5.3. este prezentată diagrama de probabilitate a apariției a leziunilor severe (AIS-4+).

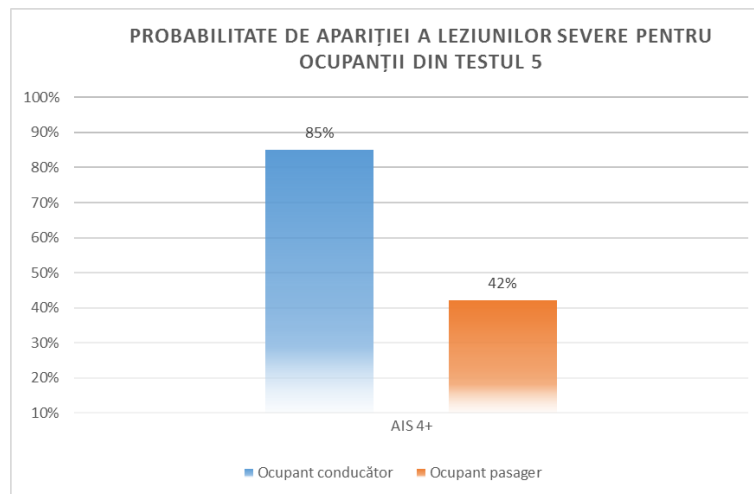


Fig. 5.3. Probabilitatea de apariție a leziunii de tip AIS-4+ în cazul ocupanților din testul 5

Ca urmare a rezultatelor obținute în urma testului 5 (coliziune cu un stâlp), s-a constatat faptul că impactul dintre capul conducătorului și panoul de bord a crescut riscul de leziune cu 43% comparativ cu ocupantului pasager aflat pe bancheta din spate, unde riscul a fost de 42%.

5.3. Compararea datelor rezultate pe baza modelării matematice cu datele obținute din cercetările experimentale

În vederea validării modelului matematic, s-a realizat analiza comparativă a datelor obținute în urma calculelor ecuațiilor diferențiale și a datele rezultate din testul de coliziune frontală (testul 2). În figura 5.4. este prezentată analiza comparativă a variației vitezei autovehiculelor dintre modelul matematic și testul experimental (Radu, Cofaru, & Tolea, 2017).

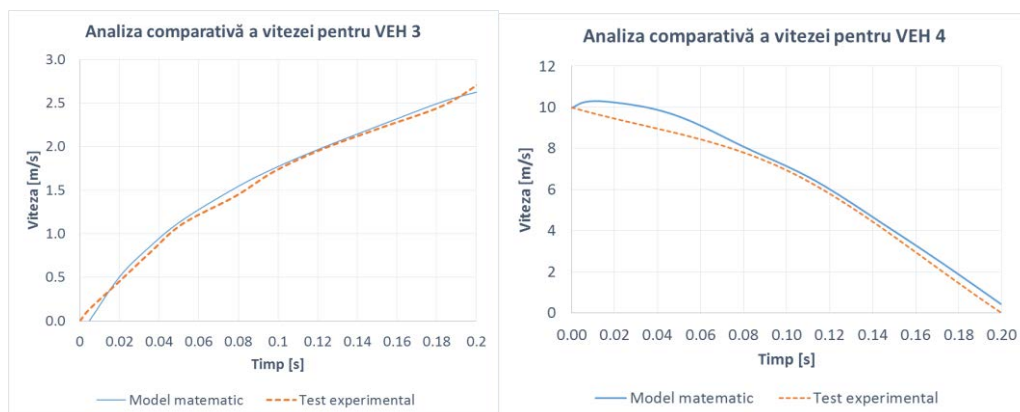


Fig. 5.4. Analiza comparativă a variației vitezei autovehiculelor dintre testul experimental și modelul matematic

Analizând graficul variației vitezei celor două autovehicule, s-a constatat că gradul de similitudine dintre modelul matematic și testul experimental a fost ridicat, cu o eroare de aproximativ 10%. În figura 5.5. este prezentată analiza comparativă a vitezei capului și toracelui dintre modelul matematic și testul experimental.

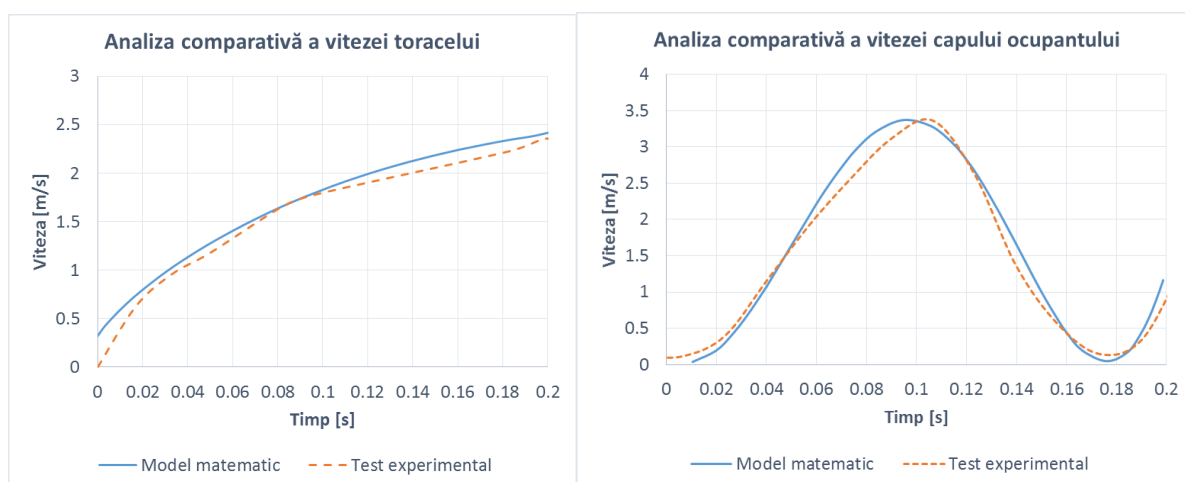


Fig. 5.5. Analiza comparativă a variației vitezei toracelui și capului dintre testul experimental și modelul matematic

Datele obținute din modelarea matematică și testul experimental, au arătat faptul că viteza capului a înregistrat o scădere de la 3.4 m/s la 0 m/s în intervalul 100 – 180 ms datorită airbag-ului (acesta a limitat deplasarea capului).

6. STUDIUL PRIVIND SIGURANȚA OCUPANTULUI PRIN PRISMA SIGURANȚEI PASIVE ȘI ACTIVE

6.1. Obiectivele studiului siguranței ocupantului

Scopul acestui studiu a fost de a analiza influența sistemelor de siguranță pasivă (airbag, centura, scaun și tetieră) asupra gradului de leziune a ocupanților prin modificarea anumitor parametri precum: timpii de declanșare a airbag-ului, rigiditatea spătarului scaunului și distanța dintre tetieră și cap. Pentru obținerea rezultatelor analizei s-au urmărit următoarele obiective:

- Studiul întârzierii la declanșare al airbag-ului în cazul impactului frontal și evaluarea gradului de vătămare a ocupantului pe baza criteriilor de vătămare;
- Studiul întârzierii la declanșare a sistemului de pretensionare a centurii de siguranță;
- Studiul privind influența sistemelor de siguranță pasivă asupra ocupantului în contextul utilizării sistemului de frânare autonomă (AEB);
- Studiul influenței rigidității scaunului ocupantului asupra gradului de leziune la nivelul capului în cazul coliziunii din spate;
- Studiul influenței distanței dintre cap și tetieră la coliziunea din spate.

6.2. Influența timpilor de declanșare a airbag-ului și centurii de siguranță asupra ocupantului în cazul impactului frontal

Studiul influenței timpilor de declanșare ai airbag-ului s-a realizat în mediul virtual, utilizând programul PC-CRASH 10.2 și modulul ocupant MADYMO (TASS, 2010). Înălțimea ocupantului este fixată la poziția normală de referință similară cu cea a unui conducător uman.

Pentru evaluarea severității vătămarilor suferite de ocupanții autovehiculelor datorită întârzierii la declanșare a airbag-ului, a fost necesar efectuarea unui număr de 7 simulări. În toate aceste situații ocupantul nu a avut centura de siguranță, ci doar airbag-ul. Într-una dintre simulări nu

a fost utilizat nici un sistem de siguranță pasivă. În figura 6.1. este prezentată mișcarea ocupantului pentru cele 7 situații în care s-a variat timpul de declanșare a airbag-ului. Analiza s-a realizat până la valoarea întârzierii de 100 ms.

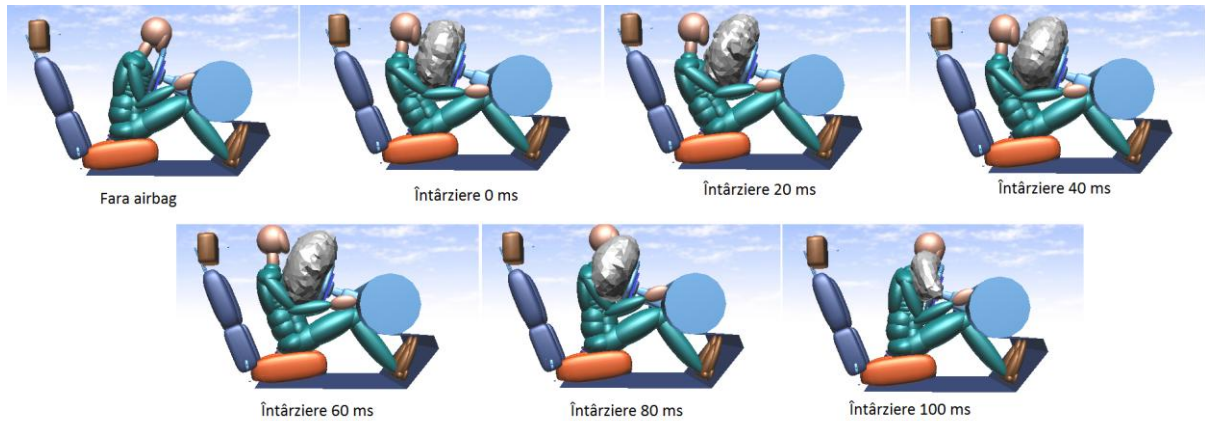


Fig. 6.1. Mișcarea ocupantului în funcție de timpii de întârziere la declanșare a airbag-ului

S-a constatat faptul că lipsa sistemelor de siguranță pasivă are ca rezultat coliziunea toracelui ocupantului cu volanul vehiculului. Întârzierea de 0 ms reprezintă situația ideală în care airbag-ul este complet expandat la momentul contactului dintre acesta și ocupant. Diferențe minore apar la întârzierile de 20 și 40 ms, în schimb după 60 ms se poate observa că poziția ocupantului se apropie de situația în care nu existe sisteme de siguranță pasivă. La 100 ms, ocupantul intră în contact cu volanul iar declanșarea airbag-ului produce o forță de impact asupra capului.

În figura 6.2. este prezentată probabilitatea de apariție a leziunilor pentru studiul aferent.

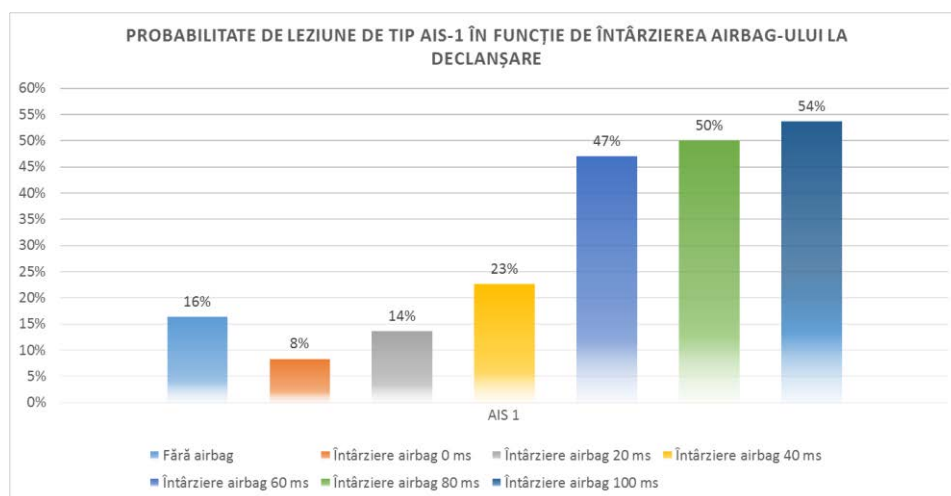


Fig. 6.2. Gradul de apariție a leziunilor de tip AIS-1 în funcție de timpii de declanșare ale airbag-ului

Datele obținute au dezvăluit faptul că întârzierea la declanșare a airbag-ului poate induce creșterea accelerației la nivelul capului cu 46% influențând în mod direct riscului de leziune. Explicația se justifică prin faptul că se micșorează distanța dintre torace și volan dacă airbag-ul întârzie cu 80-100 ms, iar la momentul declanșării, toată forța generată de expansiunea volumului de gaz din interiorul airbag-ului este transmisă direct către craniul ocupantului.

6.3. Studiul privind influența sistemelor de siguranța pasivă asupra ocupantului în contextul utilizării sistemului de frânare de urgență automată (AEB)

Acest studiu a avut ca scop analiza sistemelor active și pasive ale autovehiculului pentru a determina influența acestora asupra gradului de vătămare a ocupantului conducător prin simularea unui scenariu de coliziune de tip față-spate, la diferite viteze, în care este activ sistemul de frânarea autonomă (AEB) utilizând programul PC Crash și modulul MADYMO. Vitezele de studiu au fost de 70 km/h, 75 km/h, respectiv 80 km/h. Vitezele alese sunt în conformitate cu testele EuroNCAP pentru AEB, în care viteza maximă este de 80 km/h (Dr. Jörg, 2016).

Scenariul de testare a constat în poziționarea a 2 vehicule la distanța de 20 m, unul fiind staționar, iar pentru al doilea s-a impus o viteză de deplasare. Scenariul este prezentat în figura 6.3.

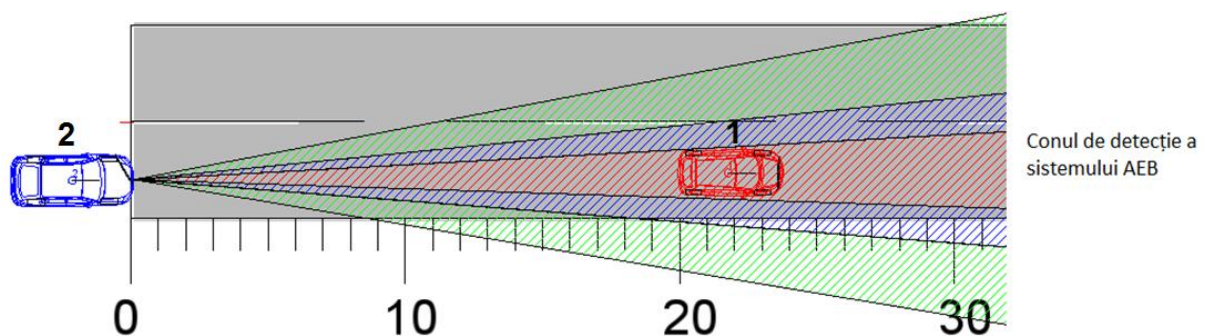


Fig. 6.3. Scenariul de simulare a sistemului AEB în PC Crash

În figura 6.4. este prezentată variația vitezelor de studiu ale autovehiculului în condițiile în care sistemul AEB este activ.

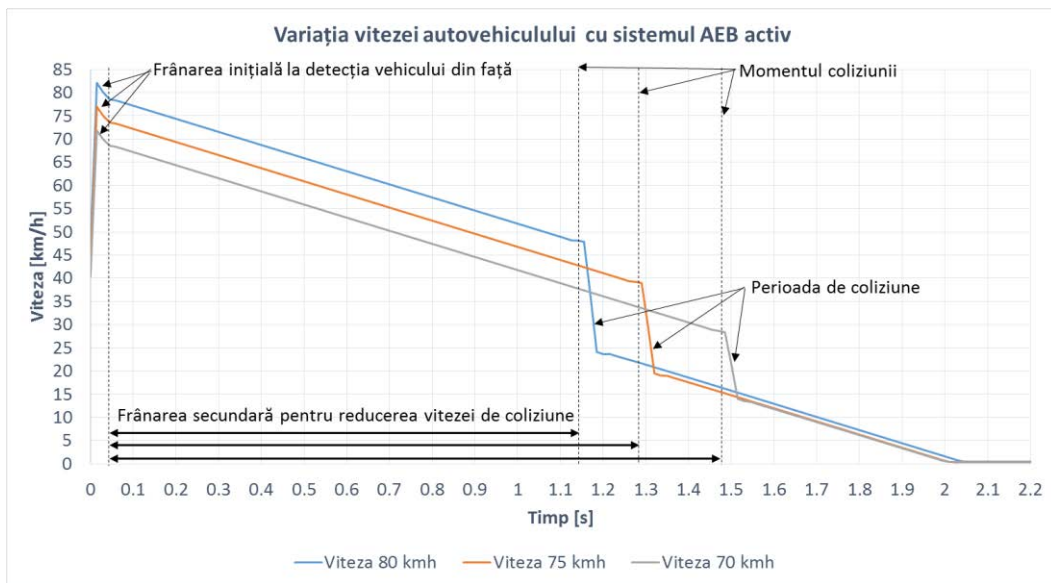


Fig. 6.4. Variația vitezei autovehiculului având sistemul AEB activ

În prima fază, datorită distanței mici dintre vehicule, sistemul AEB inițiază o frânare ușoară datorită detecției vehiculului din față, urmând apoi frânarea secundară pentru a reduce viteza de coliziune. Deoarece valorile criteriului HIC sunt relativ mici (sub 200), pe scala AIS, sunt considerate leziuni minore (AIS-1). În figura 6.5. s-a calculat probabilitatea de apariție a leziunilor minore (AIS-1).

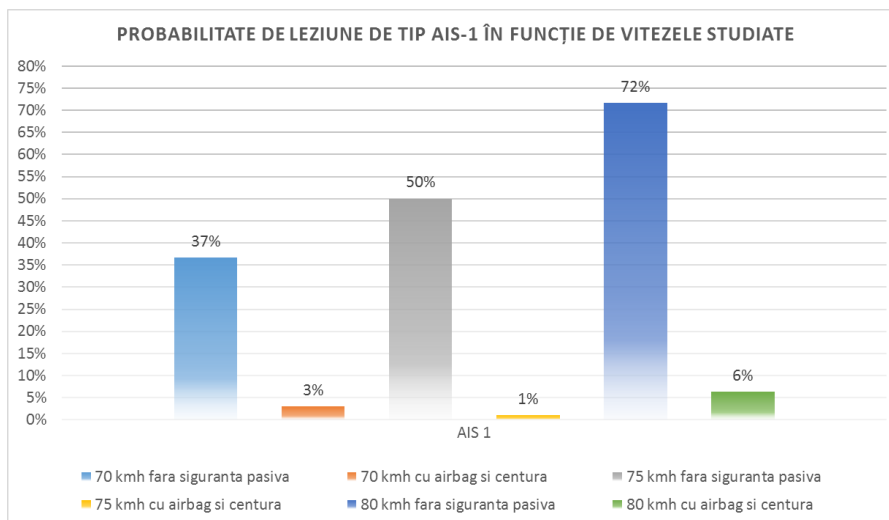


Fig. 6.5. Probabilitatea de apariție a leziunilor de tip AIS-1 în funcție de vitezele de studiu

Din analiza diagramei se poate observa faptul că probabilitatea leziunilor crește odată cu viteza autovehiculului în cazul lipsei sistemelor de siguranță pasivă. Rezultatele studiului au

evidențiat eficiența sistemelor de siguranță în reducerea gradului de leziune la nivelul capului cu până la 66% la viteza de 80 km/h.

6.4. Studiul influenței rigidității scaunului ocupantului în cazul coliziunii din spate

Acest studiu are la bază datele rezultate din testul experimental 3 (impact din spate) (Radu A. I., Cofaru, Tolea, & Popescu, 2017). Pe baza acestora s-a realizat simularea coliziunii utilizând programul PC-CRASH pentru a valida rezultatele modelului virtual cu cele din testul experimental. Cinematica comparativă privind mișcarea ocupantului dintre testul experimental 3 și modulul MADYMO este prezentată în figura 6.6.

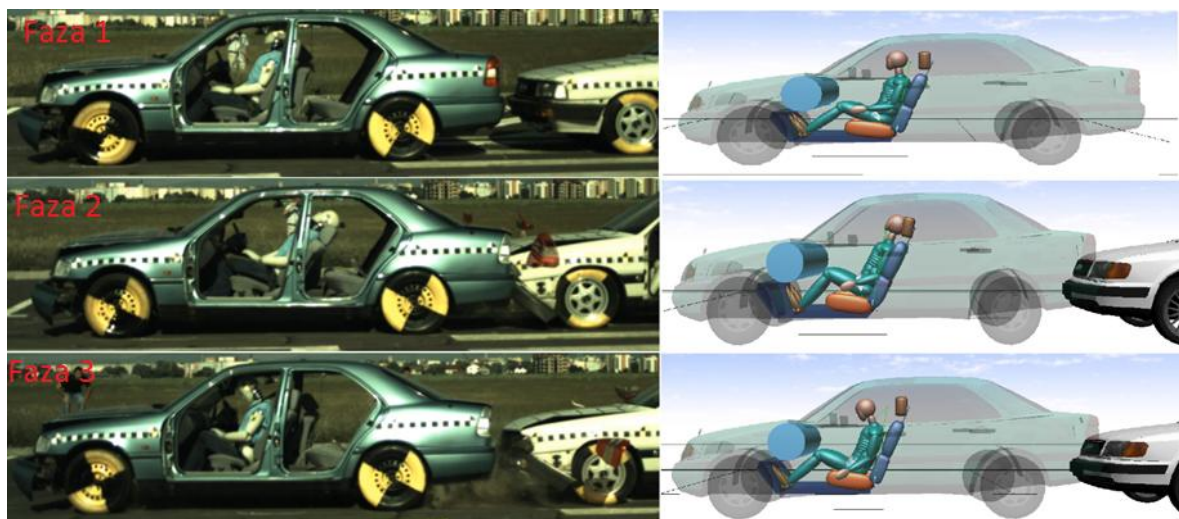


Fig. 6.6. Analiza comparativă a cinematicii ocupantului între testul 3 și MADYMO

Mișcarea ocupantului în faza de coliziune (faza 2) a evidențiat comportamentul similar dintre modelului virtual și cel din testul experimental. Tendința de deplasare a capului ocupantului a fost pe direcția inversă a coliziunii, intrând în contact cu tetiera (mișcare de extensie). În faza post-impact (faza 3) toracele ricoșează pe direcția coliziunii, iar capul se deplasează în aceeași direcție (mișcarea de flexie).

În faza următoare s-a efectuat o serie de 3 simulări utilizând modulul MADYMO în care s-a modificat momentul de încovoiere dintre spătar și scaun. S-a avut în vedere 3 cazuri ale rigidității:

rigiditate normală (1000 Nm) , redusă (550 Nm) și foarte redusă (250 Nm) (Datentechnik, 2015). În figura 6.7. este prezentată cinematica ocupantului și variația unghiului spătarului.

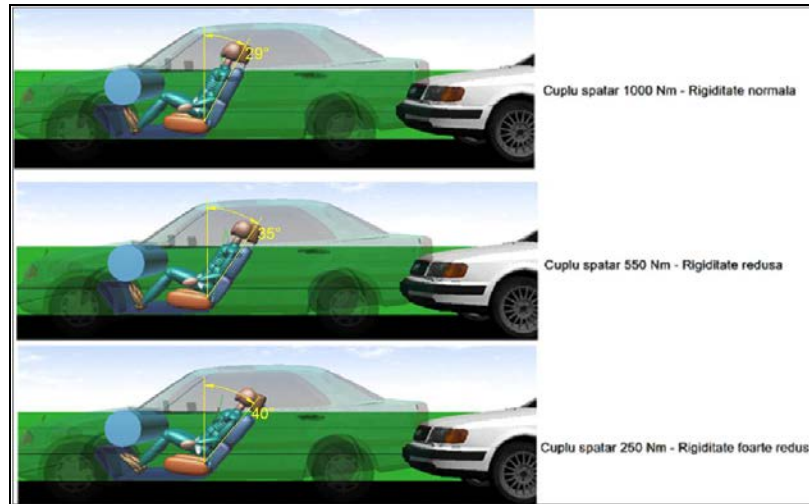


Fig. 6.7. Variația unghiul de înclinare a spătarului în funcție de rigiditatea acestuia

Din cinematica simulării, se constată că reducerea momentului de încovoiere a spătarului determină creșterea procentuală a deplasării unghiulare a acestuia cu până la 38 %. În figura 6.8. sunt prezentat procentele caracteristice accelerației la nivelul capului, respectiv deplasării unghiulare a spătarului.

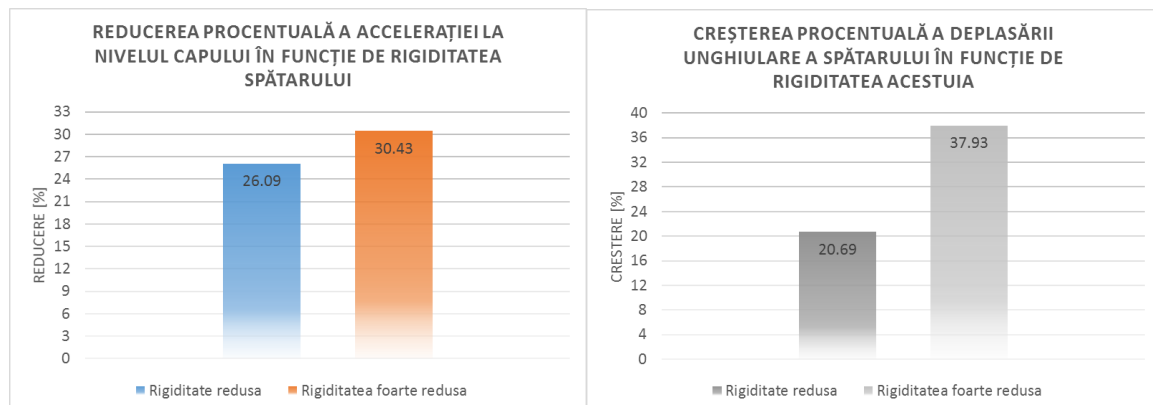


Fig. 6.8. Reducerea procentuală a accelerației la nivelul capului și creșterea procentuală a deplasării unghiulare a ocupantului în funcție de rigiditatea spătarului

Rezultatele studiului au arătat că reducerea rigidității spătarului scaunului ocupantului conduce la o accelerație la nivelul capului mai mică (cu până la 30 %), sugerând astfel un grad de leziune mai redus.

6.5. Influenţa distanţei dintre capul ocupantului şi tetieră în cazul coliziunilor din spate

Scopul acestui studiu a fost de a determina potenţialul de vătămare a capului ocupantului prin modificarea distanţei dintre tetieră şi cap în cazul coliziunilor din spate utilizând un ocupant multi-corp virtual (Datentechnik, 2015).

Simularea a fost realizată prin utilizarea a 2 vehicule similare la viteza de coliziune de 35 km/h. Aceasta reprezintă viteza medie de impact pentru aceste tipuri de coliziuni, în special în zonele urbane. Ocupantul a fost plasat în interiorul vehiculului impactat.

Variaţia poziţiei tetierei este prezentată în figura 6.9. S-a realizat un număr de 8 simulări ce au inclus 3 situaţii în care tetiera a fost apropiată de cap şi 3 în care aceasta a fost depărtată de cap. S-a mai realizat şi o simulare în care tetiera a fost în poziţia normală şi o simulare în care aceasta a lipsit.

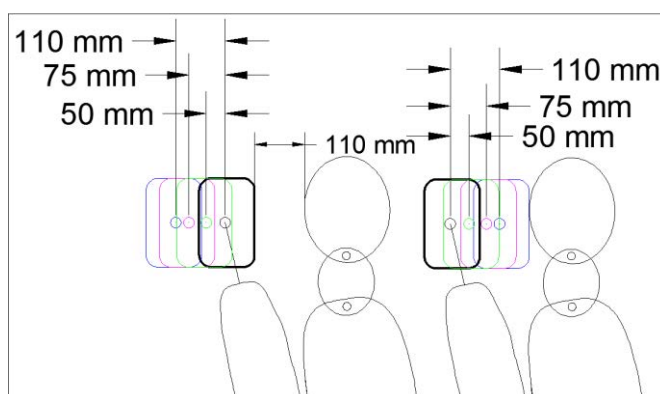


Fig. 6.9. Variaţia distanţei dintre tetieră şi cap

În prima fază s-a apropiat tetiera de cap la distanţele de 50, 75 respectiv 110 mm, iar rezultatele sunt prezentate în figura 6.10.

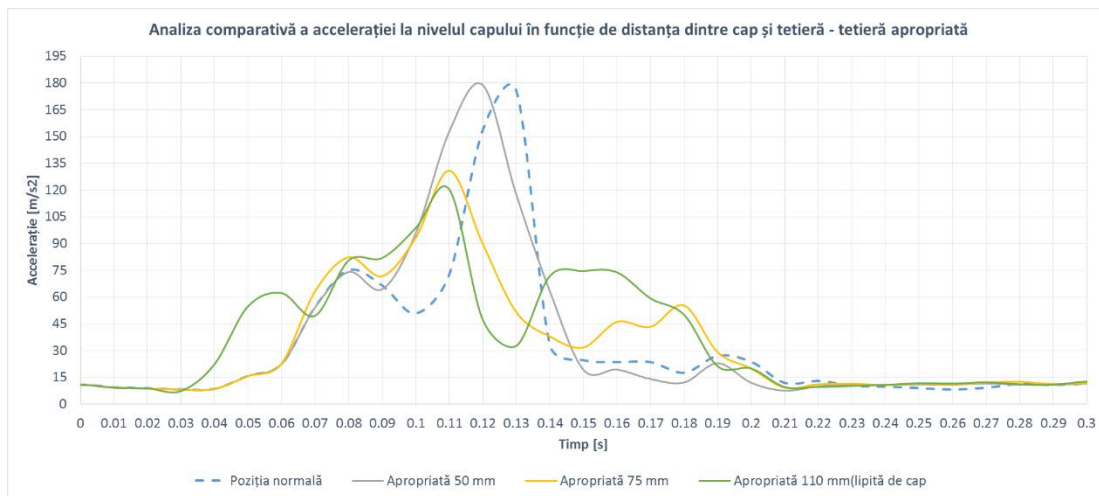


Fig. 6.10. Analiza comparativă a accelerației la nivelul capului în funcție de distanța dintre cap și tetieră – tetieră apropiată

Analizând digrama, s-a observat faptul că apropierea distanței dintre cap și tetieră are ca rezultat reducerea valorii accelerației la nivelul capului cu până la 32%. În figura 6.11. este prezentată analiza deplasării unghiulare a capului.

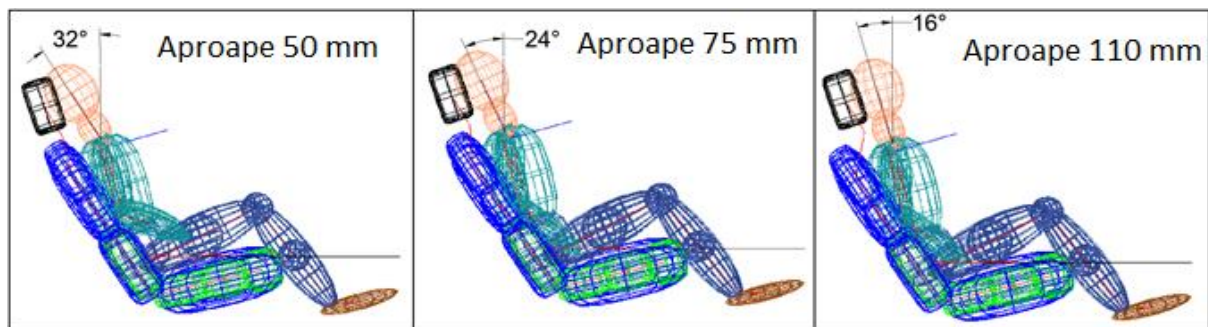


Fig. 6.11. Cinematica ocupantului în cazul apropierii tetierei de cap

Reducerea distanței dintre tetieră și cap are ca rezultat reducerea deplasării unghiulare a capului, obținând o reducere totală a unghiului de până la 60%. Pe baza valorilor unghiurilor dintre cap și torace, s-a calculat probabilitatea de apariție a fenomenului de "whiplash" prin corelarea acestor valori cu diagrama realizată de NHTSA.



Fig. 6.12. Probabilitatea de "Whiplash" în funcție de apropierea tetierei

Din datele tabelare s-a constatat faptul că apropierea tetierei de cap reduce în mod semnificativ fenomenul de „whiplash” cu până la 19.5%.

În faza a doua a studiului, s-a avut în vedere analiza consecinței creșterii distanței dintre tetieră și cap cu 50, 75 și 110 mm. Totodată s-a mai efectuat o simulare în care tetiera a lipsit complet. În figura 6.13. este prezentată analiza comparativă a variației accelerației la nivelul capului ocupantului pentru tetieră poziționat departe de cap.

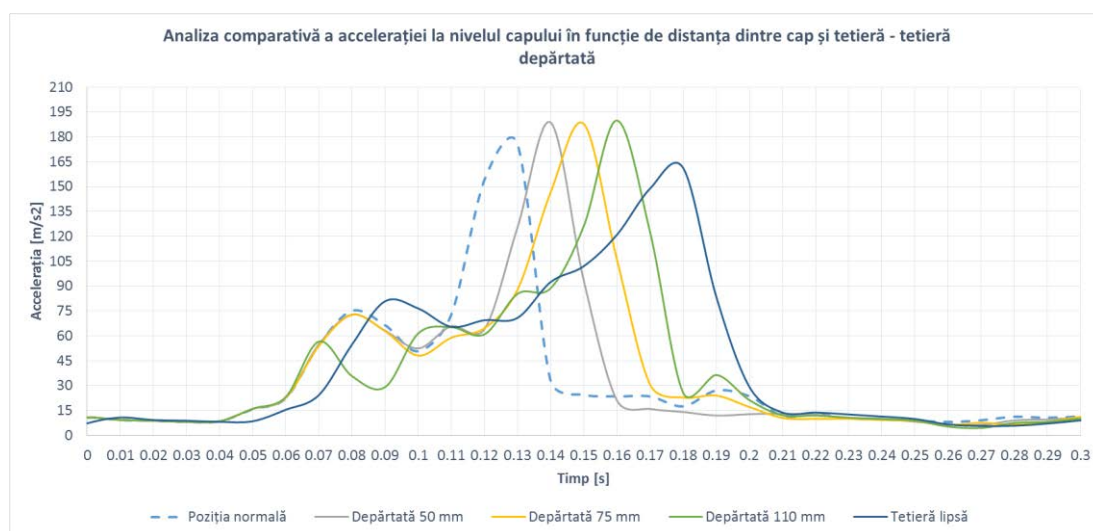


Fig. 6.13. Analiza comparativă a accelerației la nivelul capului în funcție de distanța dintre cap și tetieră – tetieră depărtată

Datele din grafic au arătat că prin creşterea distanţei dintre cap şi tetieră, nu apar modificări semnificative ale valorilor acceleraţiei la nivelul capului faţă de valoarea de referinţă. Totuşi, în cazul lipsei tetierei, s-a observat o reducere a valorii acceleraţiei cu 8% datorită contactului inexistent dintre cap şi tetieră. În figura 6.14. se găsesc deplasările unghiulare ale capului pentru cazurile studiate.

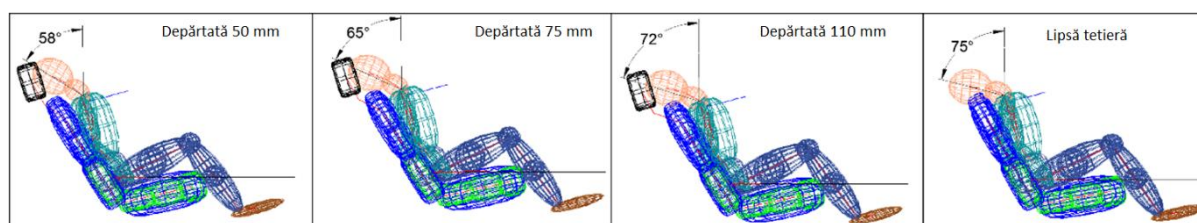


Fig. 6.14. Cinematica ocupantului în cazul depărtării tetierei de cap

Toate valorile obţinute sunt peste limita biomecanică a gâtului, de 55 de grade, fapt ce poate induce leziuni moderate asupra vertebrelor cervicale. În figura 6.15. s-a calculat probabilitatea de apariţie a fenomenului de "whiplash".

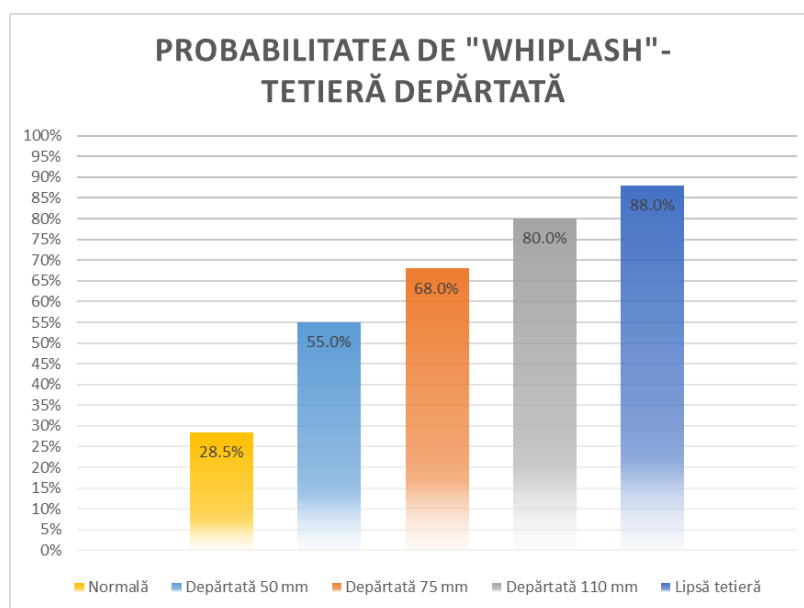


Fig. 6.15. Probabilitatea de "Whiplash" în funcţie de depărtarea tetierei

Probabilitatea de „whiplash” obţinută arată că prin creşterea distanţei dintre tetieră şi cap are ca rezultat intensificarea fenomenului de "whiplash", cu aproape 60% faţă de valoarea normală.

7. CONCEPEREA ŞI TESTAREA UNUI SISTEM DESTINAT DIMINUĂRII EFECTULUI DE „WHIPLASH”

7.1. Obiectivele studiului

În cadrul studiului realizat s-a urmărit proiectarea unui sistem mecanic de înclinare controlată a spătarului scaunului ocupantului pentru coliziunea din spate, având ca obiectiv reducerea gradului de leziune la nivelul capului și gâtului (reducerea fenomenului de „whiplash”). Pe baza datelor obținute în capitolul 6, s-a constatat faptul că o rigiditate mai redusă a spătarului scaunului poate reduce accelerațiile la nivelul capului ocupantului. Pentru ca modelarea virtuală să reproducă cât mai fidel influența fenomenului de „whiplash” asupra conducătorului auto, în modelul virtual sunt incluse elemente care caracterizează mișcarea ocupantului la coliziunea din spate (având o biofidelitate ridicată la nivelul gâtului, acesta fiind compus din 4 vertebre interconectate cu o rigiditate similară gâtului uman). Modelul a fost validat utilizând datele furnizate de testele experimentale, la scară, de tip sanie cu un ocupant manechin (Radu A. I., Cofaru, Tolea, & Popescu, 2017).

Obiectivele principale ale studiului sunt:

- Proiectarea în mediul virtual a unui sistem multi-corp care constituie un ansamblu scaun-ocupant care va simula în mod evident fenomenul de coliziune;
- Simularea cinematică și dinamică a sistemului multi-corp prin aplicarea unor viteze și accelerații similare celor utilizate în cadrul testelor de laborator de tip sanie cu ocupați manechini;
- Analiza rezultatelor obținute și compararea cu valorile din testele experimentale la scară;
- Efectuarea de simulări la diferite viteze folosind sistemul proiectat și analiza rezultatelor obținute.

7.2. Prezentarea ansamblului modelului

Sistemul proiectat are în componență 3 elemente principale, scaunul auto (compus dintr-o parte inferioară, o parte superioară și elemente de legătură), suprafața de glisare a scaunului și ocupantul (compus din bazin, torace, cap și gât). Vederea de ansamblu a modelului și părțile componente sunt prezentate în figura 7.1.

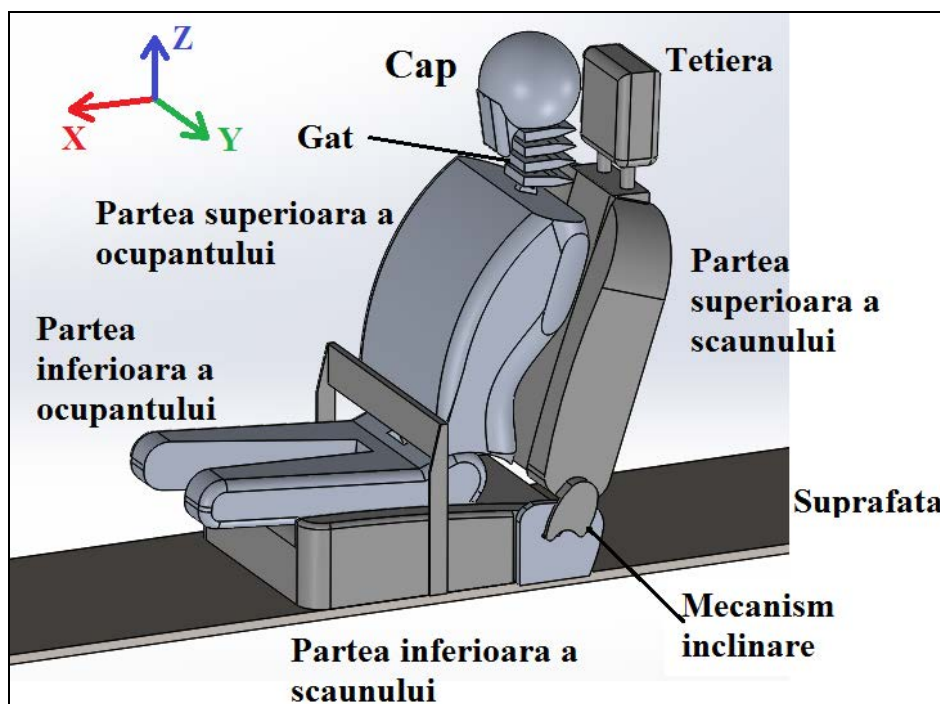


Fig. 7.1. Ansamblul modelului proiectat și componentele acestuia

Sistemul proiectat funcționează precum un model matematic simplificat multi-corp, însă prin intermediul modului Adams integrat în SolidWorks, se pot aplica elemente dinamice precum forțe, viteze și accelerații simulând astfel condiții reale de testare (Kurowski, 2013). Elementele principale ale modelului sunt considerate corpuri solide nedeformabile care respectă dimensiunile și masele echivalentelor lor reale. Componentele modelului sunt conectate prin cuple de rotație și translație iar corpurile care sunt în contact prezintă o rigiditate dinamică (existând grad de penetrare între acestea). Scaunul este conectat la spătar printr-o cuplă de roto-translație (mecanismul de înclinare proiectat). Partea inferioară a corpului ocupantului și partea superioară a acestuia sunt conectate printr-o cuplă de rotație, în partea inferioară a toracelui în mod asemănător cu zona bazinului corpului uman. Partea

superioară a corpului și capul sunt conectate printr-o serie de 4 "vertebre" care alcătuiesc gâtul, conectate prin intermediul unor cuple de rotație. Acestea au fost proiectate pentru a simula mișcarea gâtului similară cu cea umană.

Sistemul este proiectat utilizând corpuri solide nedeformabile care, datorită simulării dinamice, prezintă grad de deformare (penetrare). Contactul dintre corpuri este simulat prin intermediul arcurilor cu caracteristică liniară cu valori definite ale rigidității. Valorile rigidității dintre corpuri sunt alese dintr-o bază de date și sunt luate în calcul ca și materiale predefinite. Pentru o rigiditate crescută a elementelor scaunului s-a ales ca materiale oțelul, iar pentru torace și bazin, cauciucul deoarece oferă un nivel de elasticitate crescut. Pentru cap și tetieră s-a ales poli-carbonatul ca și material deoarece oferă o rigiditate redusă și un grad de deformare crescut.

Pentru a simula forța mușchilor gâtului, s-au utilizat arcuri de torsiune cu valori care respectă anatomia umană astfel încât să simuleze situația în care mușchii sunt relaxați. Între torace și bazin s-a utilizat un arc de torsiune reprezentând mușchiul abdominal. Valorile de rigiditate ale ocupantului au fost alese conform unui model matematic validat a unui ocupant din programul PC-Crash (Datentechnik, 2015). La articulația dintre scaun și spătar, s-au utilizat 2 valori, prima fiind mai ridicată pentru a simula un scaun rigid astfel încât înclinarea spătarului să fie minimă și a doua mai redusă astfel încât mecanismul de înclinare să funcționeze în condițiile proiectate

7.3. Principiul de funcționare a mecanismului

Mecanismul de înclinare a fost integrat în structura scaunului fiind element de legătură dintre spătar și scaun cu caracteristică dinamică. În figura 7.2. este prezentat principiul de funcționare a mecanismului.

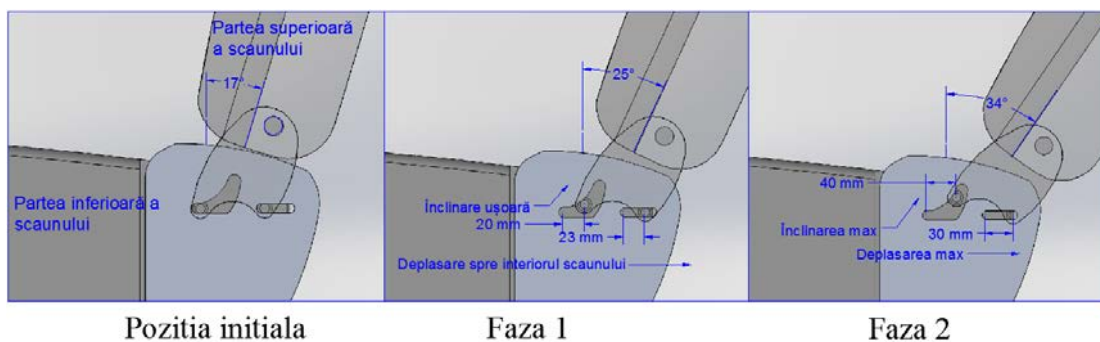


Fig.7.2. Fazele de funcționare a mecanismului de înclinare controlată a scaunului

În prima fază, o coliziune din spate determină deplasarea liniară a spătarului cu 23 mm față de poziția sa inițială sub greutatea toracelui ocupantului, spre partea din spate a autovehiculului. Totodată există și o deplasare unghiulară de 8 grade a acestuia. În faza a doua, spătarul atinge limita maximă de translație de 30 mm de la poziția sa inițială, și în acest punct, valoarea deplasării unghiulare ajunge la 34 de grade.

7.4. Validarea modelului

Au fost necesare efectuarea unor serii de simulări în vederea validării modelului și compararea rezultatelor acestora cu datele obținute din teste de impact de tip sanie. Două metode de testare au fost utilizate după cum urmează:

- Metoda 1: Accelerarea rapidă a saniei, pe direcția pozitivă a axei X, de la 0 la 10 km/h în timpul de 100 ms, generând o accelerație de 35 m/s²;
- Metoda 2: Accelerarea treptată a saniei, pe direcția negativă a axei X, de la 0 la 16 km/h în timpul de 1.8 secunde și oprirea rapidă a acesteia, generând o accelerație de 85 m/s².

Pentru ambele metode, obiectivul a fost similar și anume: simularea unei coliziuni din spate ce servește în mod direct la analiza gradului de vătămare a ocupantului ca urmare a fenomenului de "whiplash".

Ca și test comparativ, s-a utilizat pentru metoda 1 un test de tip sanie având un ocupant manechin de tip BioRID 2 la viteza de 10 km/h. Cinematica ocupantului acestui test este prezentată în figura 7.3.

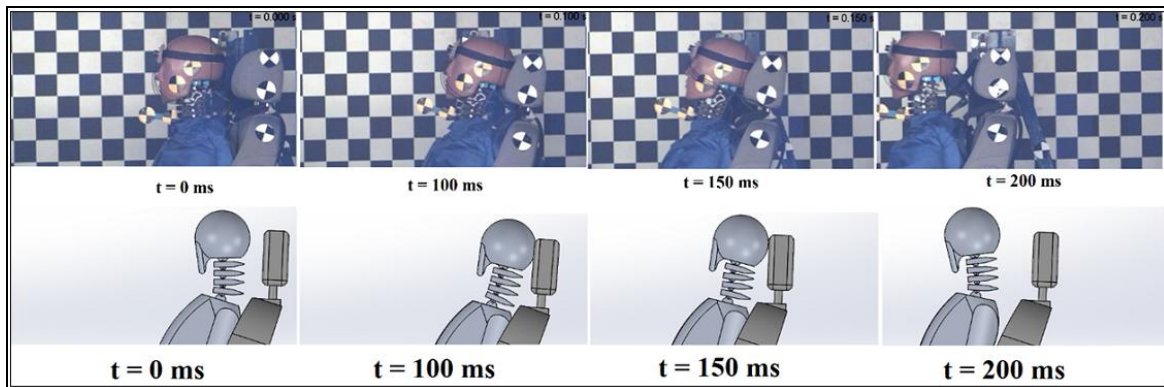


Fig. 7.3. Cinematica comparativă a ocupantului între testul experimental tip sanie și modelului virtual la viteza de 10 km/h

Pentru metoda 2, s-a utilizat un test de tip sanie cu manechin ocupant similar cu prima metoda. În figura 7.4. este prezentată analiza cinematică comparativă dintre ocupantul testului experimental cu cel din modelul virtual.

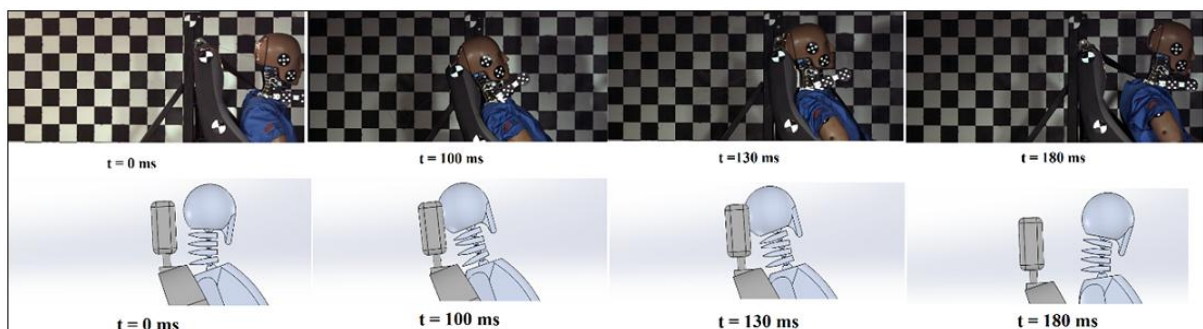


Fig.7.4. Cinematica comparativă a ocupantului între testul experimental tip sanie și modelului virtual pentru viteza de 16 km/h

Rezultatele simulării au indicat existența unei bune similitudini între modelul virtual și testul experimental având o eroare de 13%.

7.5. Simularea comparativă a modelului

Validarea modelului a confirmat veridicitatea rezultatelor pe care acesta le furnizează, urmărindu-se astfel efectuarea unui număr de 8 simulări la diferite viteze (10 km/h, 16 km/h, 22

km/h și 25 km/h) în vederea aprobării eficienței mecanismului de înclinare. Funcționarea mecanismului a fost apreciată la viteza de 16 km/h întrucât reprezintă viteza echivalentă a unui impact corespunzător vitezei de 35 km/h, determinată prin parametrul EES (Energy Equivalent Speed). În figura 7.5. este prezentată analiza mișcării ocupantului în cazul activării mecanismului de înclinare.

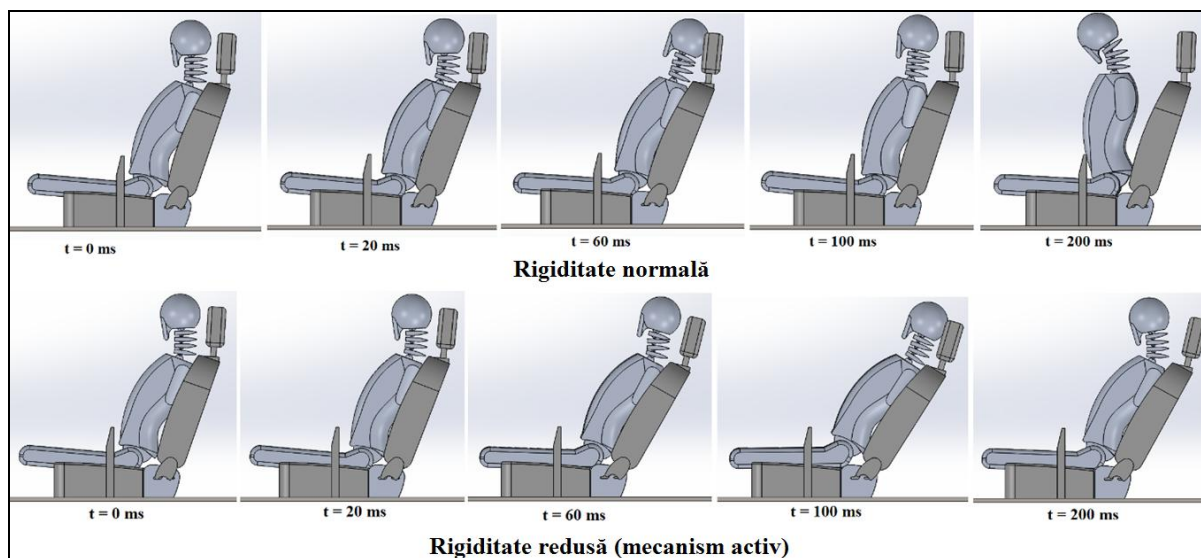


Fig. 7.5. Analiza comparativă a cinematicii ocupantului între scaunul cu rigiditate normală și cel cu rigiditate redusă (mecanism activ) la viteza de 16 km/h

Din punct de vedere cinematic, după timpul de 60 ms, s-a constatat existența unui comportament tipic coliziunii din spate ale elementelor modelului. În mod comparativ, activarea mecanismului a permis deplasarea unghiulară crescută a spătarului împreună cu toracele, iar efectul de „whiplash” a fost diminuat prin reducerea vizuală a curburii gâtului (alinierea axelor capului și toracelui). La timpul de 200 ms, în ambele situații, este prezentă faza de ricoșare a toracelui însoțită de mișcarea de flexie a capului.

7.6. Analiza rezultatelor simulării comparative

În urma realizării simulării comparative, s-au obținut următoarele date esențiale studiului:

- Accelerația la nivelul capului
- Accelerația la nivelul vertebrei T1;

- Forţa de contact dintre cap şi tetieră;
- Forţa de contact dintre torace şi spătar.

În figura 7.6. este prezentată analiza comparativă a acceleraţiilor la nivelul capului, respectiv a vertebrei T1 pentru cele 2 condiţii ale spătarului.

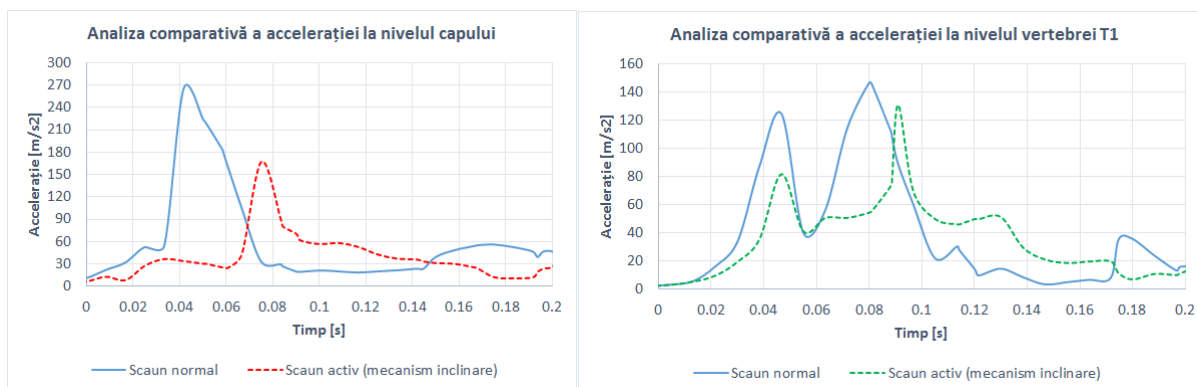


Fig. 7.6. Analiza comparativă a valorilor acceleraţiei la nivelul capului şi la nivelul vertebrei T1

În urma analizei datelor obţinute s-a constatat existenţa un decalaj de timp în care s-a atins valoare maximă a acceleraţiei datorită deplasării crescute a capului. S-a remarcat şi faptul că graficul valorilor acceleraţiei la nivelul vertebrei T1 a prezentat 2 vârfuri, primul fiind generat de contactul dintre torace şi spătar, iar al doilea de contactul dintre cap şi tetieră. Din punct de vedere a eficienţei mecanismului, s-a desprins concluzia că valoarea acceleraţiei la nivelul capului a fost redusă cu până la 37%, şi valoarea acceleraţiei la nivelul vertebrei T1 cu 20%. În figura 7.7. este prezentată o analiză comparativă ale forţelor de contact dintre cap şi tetieră, respectiv, torace şi spătar în condiţiile funcţionării mecanismului.

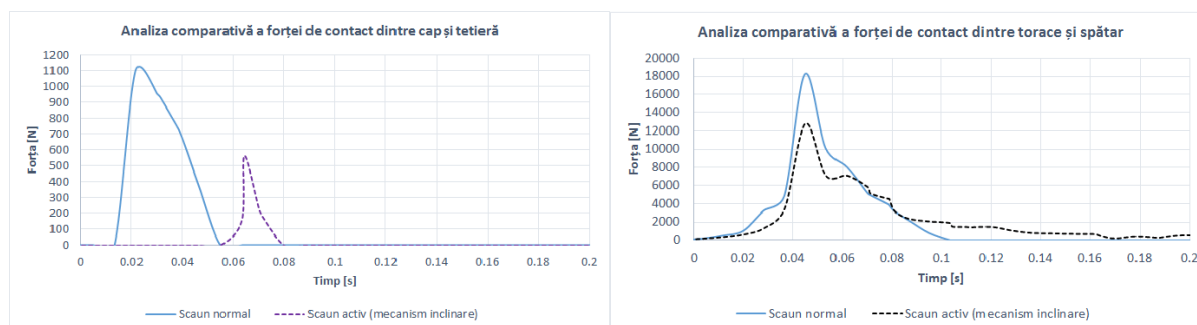


Fig. 7.7. Analiză comparativă a valorilor forţelor de contact dintre cap şi tetieră, respective torace şi spătar

Analizând datele rezultate din simulare s-a concluzionat faptul că utilizarea mecanismului de înclinare a condus la reducerea valorii forţei de contact dintre cap şi tetieră cu până la 50%, şi cu 28% a valorii forţei dintre torace şi spătar. Diminuarea forţei de contact dintre cap şi tetieră sugerează un grad de leziune mai mic prin faptul că forţa exercitată asupra craniului va avea un impact minimalist.

În scopul evaluării eficienţei mecanismului de înclinare proiectat s-a dorit efectuarea de simulări la viteze mai mari şi compararea rezultatelor obţinute în mod similar cu analiza efectuată anterior (analiza comparativă a acceleraţiei la nivelul capului). În afară de vitezele de 10 şi 16 km/h s-au efectuat simulări şi la 22 km/h şi 25 km/h. În figura 7.8. este prezentate analiza comparativă a acceleraţiei la nivelul capului la vitezele de 22 km/h, respectiv 25 km/h.

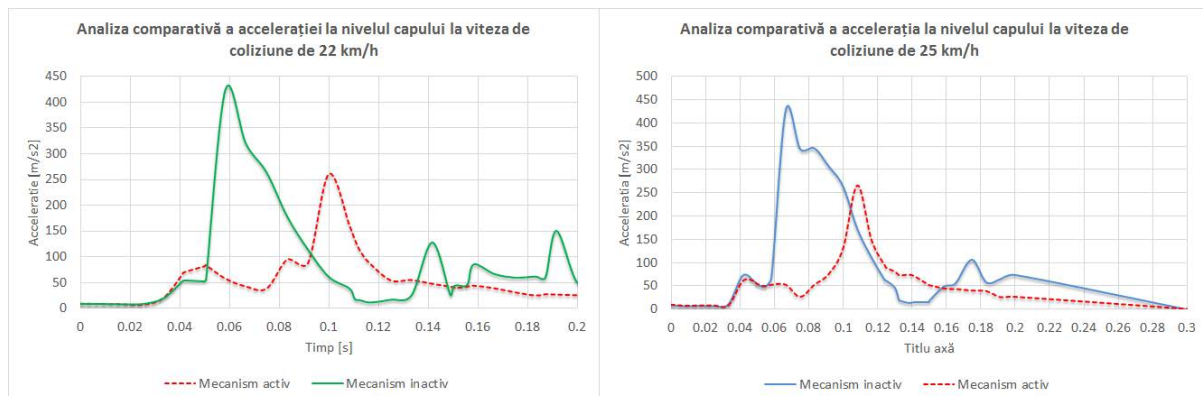


Fig. 7.8. Analiza comparativă a acceleraţiei la nivelul capului la vitezele de 22 km/h respectiv 25 km/h

Interpretând rezultatele obţinute s-a constatat că funcţionarea mecanismului de înclinare a avut ca efect reducerea valorii acceleraţiei la nivelul capului cu până la 39% (la viteza de 22 km/h), respectiv 38% (viteza de 25 km/h). În figura 7.9. este prezentată reducerea procentuală a valorii acceleraţiei la nivelul capului pentru vitezele studiate.

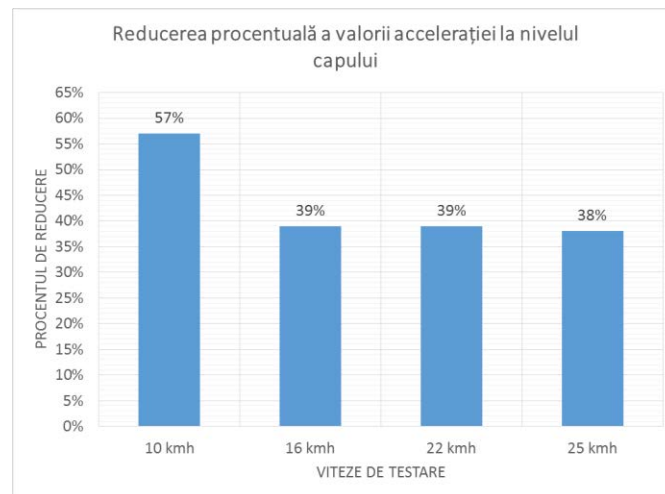


Fig. 7.9. Reducerea procentuală a accelerației la nivelul capului pentru vitezele studiate între scaunul normal și cel activ

În urma analizei întreprinse s-a ajuns la concluzia relevantă că eficiența mecanismului de înclinare este conturată de rezultatele obținute. Așadar reducerea medie a valorii accelerației la nivelul capului a fost de 38% pentru viteze mai mari de 10 km/h.

Prin realizarea studiului se poate desprinde concluzia că mecanismul funcționează în mod optim în plajă de viteze de 10 – 25 km/h. Vitezele mai mari de 25 km/h scad eficiența mecanismului reflectându-se în mod direct asupra gradului de leziune la nivelul capului.

Modelul prezintă o rată ridicată de fidelitate și poate fi adaptat pentru alte tipuri de coliziuni, prin modelarea 3D a corpurilor în SolidWorks. Acesta ulterior poate simula o multitudine de scenarii pentru coliziunea din spate, precum diferite tipuri de scaune, din moment ce caracteristica de viteză a scaunului modelului este în conformitate cu caracteristica vitezei unui test de tip sanie.

7.7. Limitările modelului proiectat

Modelul construit prezintă o serie de limitări descrise mai jos:

- Este un model 3D cu 3 grade libertate caracterizate prin translație pe axele X și Y, respectiv rotație pe axa Z dată de cuplele cilindrice;
- Model a fost proiectat pentru a simula numai coliziuni din spate;

- Corpurile modelului sunt rigide și nedeformabile, cu toate că programul ia în considerare penetrarea la contactul dintre corpuri;
- Nu este posibilă analiza flexibilității corpurilor în program, ca atare, există doar centura de siguranță pentru bazin;
- Articulațiile pentru gât au o mișcare limitată și nu iau în considerare încordarea musculară (în unele cazuri), cu toate că, în cazul coliziunilor din spate, pasagerii nu sunt conștienți de impactul iminent, astfel mușchii gâtului sunt relaxați;
- Membrele ocupantului nu au fost luate în considerare întrucât acestea nu au o influență majoră asupra consecințelor coliziunii din spate;
- Deși mecanismul de înclinare prezintă un design teoretic, funcționează la parametrii normali în modulul de fizică Adams (inclus în SolidWorks), în mod similar cu realitatea.

8. CONCLUZII FINALE. CONTRIBUȚII PERSONALE. DIRECȚII VIITOARE DE CERCETARE

8.1. Concluziile finale

Teza de doctorat a avut ca scop analiza gradului de vătămare al ocupanților autovehiculelor în cazul coliziunilor frontale și din spate, precum și îmbunătățirea siguranței acestora prin analiza fazelor coliziunii și a cinematicii și dinamicii ocupanților în toate etapele accidentului prin modelare matematică, simulări detaliate precum și teste experimentale efectuate.

Studiile teoretice și experimentale întreprinse de autor, pe parcursul realizării tezei de doctorat, în vederea determinării gravității leziunilor înregistrate la ocupanți au permis formularea unor concluzii finale referitoare la tema analizată, după cum urmează:

În ultimii 20 de ani siguranța activă și pasivă a autovehiculelor a avut o dezvoltare semnificativă, în care s-a pus accentul pe diminuarea leziunilor ocupanților.

Evaluarea gradului de vătămare a ocupanților în toate tipurile de coliziuni se poate realiza pe baza determinării accelerațiilor și forțelor care apar în anumite zone ale corpului prin utilizarea criteriilor de vătămare dezvoltate și corelarea rezultatelor acestora cu o scară a leziunilor determinată pe cale experimentală;

Studiul biomecanicii corpului uman a determinat limitele de toleranță ale acestuia prin teste efectuate pe manechine. În rândul ocupanților cea mai expusă zonă este capul având o probabilitatea de leziune de 81%. Valoarea maximă de toleranță la nivelul capului a accelerației liniare este de 40 g pe o perioadă mai mare de 40 ms.

În urma studiului coliziunilor dintre autovehicule s-au remarcat trei faze ale impactului: faza de pre-impact (vehiculele intră în contact), faza de impact (are loc transferul de energie între vehicule) și faza de post-impact (în care vehiculele se detașează);

Leziunile care apar în zona capului la accidentele de circulație sunt determinate de deplasarea rapidă a capului și contactul dintre acesta și elementele interioare ale vehiculului. Forța pură a accidentului, sau accelerațiile/decelerațiile pot cauza ciocnirea creierului craniul generând convulsii și hemoragii interne;

La nivelul gâtului, leziunile sunt generate de fenomenul de „whiplash”. În general, acestea sunt considerate ușoare și nu periclitează viața. Manifestările clinice ale vătămării prin „whiplash” includ: dureri de cap, tulburări ale nervilor cranieni/tulpinilor cerebrale, osteoartrită a coloanei vertebrale, oboseală, anxietate, tulburări de somn, vedere încețoșată, pierdere de memorie și stres;

În urma realizării testelor experimentale, s-a urmărit determinarea parametrilor cinematici ai ocupantului (viteza și accelerația la nivelul capului respectiv toracelui) precum și comportamentul acestuia în timpul coliziunii.

Rezultatele corespunzătoare testelor de coliziune frontală între vehicule realizate în cadrul lucrării au arătat faptul că la vitezele de coliziune reduse (33 -35 km/h), gradul de vătămare la nivelul capului pentru ocupanții din față al autovehiculului a fost relativ redus cu posibilitatea de apariție a leziunilor minore (AIS-1). Totodată, în cazul coliziunii frontale cu un obiect solid, nedeformabil, la viteză crescută (52 km/h), gradul de prejudiciu crește semnificativ la nivelul la care pot apărea leziuni serioase la nivelul capului (fractură craniană, hemoragie internă, pierderea conștiinței).

În cadrul testului de coliziune frontală cu un stâlp, s-a constatat faptul că deși autovehiculul a fost echipat cu airbag, datorită deformării habitaculului, traiectoria de deplasare a capului ocupantului la faza de impact a fost decalată, iar acesta s-a lovit de planșa de bord.

În urma realizării testelor de coliziune din spate, unde viteza de impact a fost redusă (33 km/h), s-a ajuns la concluzia că poziția tetierei și rigiditatea spătarului joacă un rol important din punct de vedere a siguranței ocupantului. O poziție incorectă a tetierei poate cauza apariția fenomenului de „whiplash” care nu pune viața în pericol, dar generează leziuni minore pe o perioadă lungă de timp. Dacă rigiditatea spătarului este prea redusă, este posibil ca acesta să intre în contact

cu bancheta din spate a vehiculului amplificând efectele coliziunii care se reflectă direct asupra gradului de leziune a ocupantului.

Testele experimentale au deservit la validarea rezultatelor modelării matematice prin compararea datelor rezultate din rezolvarea modelului cu cele din testul experimental.

Validitatea modelului matematic a fost întărită de rezultatele obținute în urma varierii unui parametru din cadrul modelului. Așadar, modificarea parametrului ce caracterizează rigiditatea centurii de siguranță a avut ca efect variația vitezei toracelui și a capului ocupantului. Prin creșterea acestuia, s-a remarcat o reducere a vitezei ocupantului (simulând rigiditatea caracteristică centurii cu funcția de pretensionare), iar prin reducerea lui, toracele și capul au înregistrat o creștere a vitezei (simulând o centură slăbită). Este important de menționat că prin reducerea deplasării toracelui se obține o deplasare unghiulară mai mare a capului.

S-a ajuns la concluzia că prin creșterea întârzierii declanșării airbag-ului în cazul impactului frontal, crește probabilitatea de leziune la nivelul capului ocupantului deoarece întârzierea declanșării airbag-ului permite o deplasare crescută a acestuia.

Rezultatele studiului întârzierii sistemului de pretensionare a centurii de siguranță au arătat că nu au existat diferențe majore asupra valorilor accelerației la nivelul capului deoarece centura de siguranță asigură reținerea ocupantului în scaun, indiferent de prezența pretensionării.

Studiul influenței sistemului de frânare autonomă (AEB) s-a concluzionat cu rezultate pozitive, astfel s-a constatat o reducere semnificativă cu până la 60%, a vitezei de coliziune în cazul impactului de tip față-spate. S-a observat o tendință de creștere a probabilității de leziune a ocupantului de tip AIS-1, în cazul lipsei sistemelor de siguranță pasivă, odată cu creșterea vitezei de deplasare, de la 37% la 72%. Dacă sunt prezente sistemele de siguranță pasivă (centura și airbag), probabilitatea de leziune scade sub 7%.

Rigiditatea dintre spătar și scaun s-a dovedit a avea un impact direct asupra gradului de leziune în cazul coliziunii din spate. Așadar, prin modificarea momentului de încovoiere dintre spătar și scaun, s-a observat o reducere a accelerației la nivelul capului cu până la 30%.

Se poate afirma faptul că prin creșterea distanței dintre cap și tetieră, crește riscul de „whiplash”, astfel pot apărea simptome asociate cu acest fenomen precum întindere musculară sau hernie de disc. În cazul lipsei tetierei acestea se pot înrăutăți ajungând la leziuni serioase (AIS-3) cu consecințe grave la nivelul vertebrelor C1-C2.

O primă concluzie privind eficiența mecanismului de înclinare poate fi formulată astfel - valoarea unghiului de înclinare a spătarului crește de 3 ori mai mult în comparație cu un scaun normal (de la 6 grade la 17 grade). Aceasta are ca rezultat creșterea deplasării capului și gâtului ocupantului și în consecință scade valoarea forței de contact dintre cap și tetieră cu până la 50%, și valoarea forței de contact dintre torace și spătar cu 34%.

O altă concluzie reprezintă faptul că utilizarea mecanismului a avut ca efect reducerea valorii accelerației la nivelul capului cu până la 38% rezultând astfel un grad de leziune mai mic a creierului.

S-a constatat faptul că mecanismul funcționează la parametrii optimi, în pofida faptului că este un model teoretic virtual. Explicația provine de la modul de funcționare a modulului Adams care permite simularea precisă în timp real, astfel că fiecare corp al modelului este supus legilor fizice. Este de menționat faptul că ocupantul virtual prezintă un comportament de înaltă fidelitate la nivelul gâtului și capului.

8.2. Contribuții personale

1. Dezvoltarea și validarea unui model matematic capabil să determine parametrii de interes, precum viteza și distanța capului și toracelui ocupantului în cazul unei coliziuni frontale. Acest model a fost realizat utilizând mecanica Lagrangeană, fiind aplicabil strict în momentul coliziunii și pentru acest tip de impact;

2. Dezvoltarea unui program de rezolvare a ecuațiilor diferențiale de ordinul întâi în Matlab, necesar în rezolvarea numerică a ecuațiilor obținute din modelarea matematică;
3. Determinarea distanțelor parcurse de anumite segmente ale corpului ocupantului prin urmărirea fiecărei zone în Tracker și fixarea sistemului de coordonate relativ la vehicul;
4. Studiul original al influenței timpilor de declanșare ale airbag-ului la impactul din față asupra capului ocupantului utilizând modulul multicorp MADYMO în cadrul programului PC-Crash;
5. Studiul original al influenței rigidității spătarului la coliziunea din spate asupra ocupantului utilizând modulul multicorp MADYMO în cadrul programului PC-Crash;
6. Analiza influenței distanței dintre tetieră și cap utilizând un ocupant multicorp în PC-Crash;
7. Conceperea, proiectarea și dezvoltarea unui mecanism destinat reducerii accelerației la nivelul capului ocupantului precum și reducerea efectelor fenomenului de „whiplash” în cazul coliziunii din spate utilizând un model ansamblu original de scaun-ocupant dezvoltat în Solid Works;
8. Publicarea a 11 lucrări în cadrul unor conferințe naționale și internaționale, din care 7 ca prim-autor. Lucrările sunt indexate în următoarele baze de date: Springer - 5 lucrări, IOP publishing – 1, Pitești University Press – 1, IJERT – 1, imtuoradea – 1 lucrare, respectiv Transilvania University Press - 2 lucrări. Lista lucrărilor este:

Radu, Alexandru Ionuț, Corneliu Cofaru, Bogdan Tolea, Daniel Dragos Trusca, and Horia Beles. "Research Regarding Occupant's Movement in the Case of Frontal Collision Using High-Speed Video Recording." In International Congress of Automotive and Transport Engineering, pp. 790-797. Springer International Publishing, 2016.

Radu, Alexandru Ionuț, Corneliu Cofaru, Bogdan Tolea, Daniel Dragos Trusca, and George Toganel. "Research Regarding the Influence of Vehicle's Safety Restraint Systems on Its Occupants in Case of Rear-End Collision." In International Congress of Automotive and Transport Engineering, pp. 798-804. Springer International Publishing, 2016.

Radu, Alexandru-Ionut, Corneliu Cofaru, Bogdan Tolea, Daniel-Dragos TRUSCA, and Horia Beles. "Study Regarding Visibility Geometry in Vehicles' Rear-View Mirrors." (2016).

Radu, Alexandru-Ionut, Daniel-Dragos Trusca, Bogdan-Adrian Tolea, and Corneliu Cofaru. "Research Regarding the Effects of Emergency Vehicle Braking upon Its Occupants." In Proceedings of the European Automotive Congress EAEC-ESFA 2015, pp. 757-764. Springer International Publishing, 2016.

Radu, Alexandru Ionuț., and Corneliu Cofaru. "STUDY OF CURRENT STATE OF CRASH TESTING." Bulletin of the Transilvania University of Brasov. Engineering Sciences. Series I 8, no. 2 (2015): 31.

Radu, Alexandru Ionut, Cofaru, Corneliu, Tolea, Bogdan, & Popescu, Mihaela. Study regarding seat's rigidity during rear end collisions using a MADYMO occupant model. CAR 2017 - The International Congress of Automotive and Transport Engineering. Pitesti, 2017.

Radu, Alexandru Ionut, Cofaru, Corneliu, & Tolea, Bogdan. Influence of the Headrest Position in Case of Rear End Collision and its Effects Upon the Whiplash Phenomenon. International Journal of Engineering Research & Technology (IJERT), Volume. 6 - Issue. 09 , September - 2017.

Trusca, Daniel, Bogdan TOLEA, and Ionut RADU. "RESEARCH REGARDING THE SEVERITY OF THE INJURY OF THE PEDESTRIAN'S HEAD WITH THE VEHICLE'S BONNET."

Bogdan Tolea, Alexandru Ionut **Radu**, Dragos Sorin Dima, Horia Beles. The influence of the suspension upon the axle weight distribution for heavy trucks. CAR 2017 - The International Congress of Automotive and Transport Engineering. Pitesti, 2017.

Tolea, Bogdan, Stelian Tarulescu, Daniel Dragos Trusca, George Toganel, and Alexandru Ionut **Radu**. "The Assessment of the Head Injury of a Pedestrian in Comparison with a Cyclist." In International Congress of Automotive and Transport Engineering, pp. 805-811. Springer International Publishing, 2016.

Tolea, Bogdan, Daniel Dragos Trusca, Csaba Antonya, Alexandru Ionut **Radu**, and Dragos Sorin DIMA. "Research Regarding Pedestrian Visibility During Night-Time Using Photo Processing." In International Congress of Automotive and Transport Engineering, pp. 881-888. Springer International Publishing, 2016.

1. Publicarea a două lucrări, cotate ISI, cu factor de impact de 0.821 și SRI de 0.588, în cadrul unui jurnal internațional:

Radu, Alexandru Ionuț, Cofaru, Corneliu, Tolea Bogdan. 2017. "Mathematical model validated by a crash test for studying the occupant's kinematics and dynamics in a cars' frontal collision." International Journal of Automotive Technology, 18(6), pp.1017-1025, ISSN: 1229-9138.

Tolea, Bogdan, **Radu**, Alexandru Ionuț, & Csaba, Antonya. 2018. "Influence Of The Geometric Parameters Of The Vehicle Frontal Profile On The Pedestrian'S Head Accelerations In Case Of Accidents." International Journal of Automotive Technology, 19 (1), pp.85-98, ISSN: 1229-9138.

2. Publicarea unei lucrări, cotate ISI, cu factor de impact de 1.253 și SRI de 0.838, în cadrul unui jurnal internațional:

Radu, Alexandru Ionuț, Cofaru, Corneliu, Tolea Bogdan, Popescu Mihaela. 2017. "Development of a New Recline Mechanism in Order to Reduce the "Whiplash" Effect Using a Virtual Model". Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part D: Journal of Automobile Engineering, 0954407017731988, ISSN: 0954-4070.

8.3. Direcții viitoare de cercetare

- Dezvoltarea unui sistem multicorp în Solid Works destinat coliziunilor frontale și din lateral precum și îmbunătățirea modelului actual;
- Îmbunătățirea modelului matematic dezvoltat, prin adaptarea acestuia la coliziunile din spate și din lateral;
- Conceperea unui nou mecanism sau sistem destinat îmbunătățirii siguranței pasive a autovehiculelor;

9. Bibliografie selectivă

- [1] Autoliv. (2016). *Active Safety*. Preluat pe 2017, de pe <https://www.autoliv.com/ProductsAndInnovations/ActiveSafetySystems>
- [2] Autoliv. (2016). *Anti-Whiplash*. Preluat pe 2017, de pe <https://www.autoliv.com/ProductsAndInnovations/PassiveSafetySystems/Pages/Anti-WhiplashSystems.aspx>
- [3] Boström, O., Svensson, M. Y., Aldman, B., Hansson, H., Håland, Y., Lövsund, P., . . . Örtengren, T. (1996). A new neck injury criterion candidate based on injury findings in the cervical spine ganglia after experimental neck extension trauma. Dublin, Ireland: International IRCOBI conference on the Biomechanics of Impacts.
- [4] Castro, W., Schilgen, M., Meyer, S., Weber, M., Peuker, C., & Wörtler, K. (1997). European Spine Society—The AcroMed prize for spinal research 1997. *European Spine Journal*, 6(6), 366-375.
- [5] *CFC Filters*. (2016). Preluat pe 2016, de pe http://zone.ni.com/reference/en-XX/help/370859J-01/crash/misc_cfc/
- [6] Chen, H., Yang, K., & Wang, Z. (2009). Biomechanics of whiplash injury. *Chinese Journal of Traumatology* 12(5), 305-314.
- [7] Cummins, J. S. (2011). Do seat belts and air bags reduce mortality and injury severity after car accidents? *American journal of orthopedics (Belle Mead, NJ)* 40, no. 3, E26-9.
- [8] Datentechnik, D. S. (2015). *PC CRASH Operating and Technical Manual*. DSD.
- [9] Dr. Jörg, H. (2016). Objective Testing of Autonomous Emergency Braking Systems for the EuroNCAP AEB rating. *VEHICO GmbH*.
- [10] Eppinger, R., Sun, E., Bandak, F., Haffner, M., Khaewpong, N., & Maltese, M. (1999). *Development of Improved Injury Criteria for the Assessment of Advanced Automotive Restraint Systems – II*. NHTSA.
- [11] European Communities. (1993). În *OJ* 329(p. 63).
- [12] Fiala, E. (1970). Die Erträglichkeit mechanischer Stöße für den menschlichen. *Kopf. ATZ*, 72, (pg. 167-170). Germania.
- [13] Foreman, S. M., & Croft, A. C. (2001). Whiplash injuries: the cervical acceleration/deceleration syndrome. Lippincott Williams & Wilkins.
- [14] Himmetoglu, S. (2010). *The influence of crash pulse shape on seat-occupant response*. BERICHTE DER BUNDESANSTALT FUER STRASSENWESEN. UNTERREIHE FAHRZEUGTECHNIK 77.
- [15] Huere, J. F., Foret-Bruno, J. Y., Faverjon, G., & Le Coz, J. Y. (2001). Airbag efficiency in frontal real world accidents. *Proceedings: International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles. Vol. 2001*. National Highway Traffic Safety Administration.
- [16] IIHS. (2016). *IIHS Small Overlap*. Preluat pe 2016, de pe [iihs.org](http://www.iihs.org)
- [17] *IIHS Statistics*. (2015). Preluat pe 2016, de pe <http://www.iihs.org/iihs/topics/t/general-statistics>
- [18] Ilie, S. (2012). In S. ILIE, *Modelarea fenomenelor de impact ale autovehiculelor* (pp. 91-92). Bucharest: A.G.I.R.
- [19] Jakobsson, L., Lundell, B., Norin, H., & Isaksson-Hellman, I. (2000). WHIPS—Volvo’s whiplash protection study. *Accident Analysis & Prevention*, 32(2), 307-319.
- [20] Jarašūniene, A., & Jakubauskas, G. (2007). Improvement of road safety using passive and active intelligent vehicle safety systems. *Transport*, 22(4), 284-289.
- [21] Jeong Keun Lee, W. P. (2009). *Validation methodology on airbag deployment process of driver side airbag*. The 21st International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles.
- [22] Kajzer, J. (2010). *Chest Injury Biomechanics and Standards*. New Delhi: Kabimec Consulting.
- [23] Kurowski, P. (2013). *Engineering Analysis with SolidWorks Simulation 2013*. SDC publications.
- [24] Lundell, B., Jakobsson, L., Alfredsson, B., Lindström, M., & Simonsson, L. (1998). The WHIPS seat—a car seat for improved protection against neck injuries in rear-end impacts. In *Proc. 16th ESV Conference* (pg. 0-08). 98-57.
- [25] McHenry, B. (2004). *Head Injury Criterion and the ATB*. User’s Group.

- [26] McIlwraith, B. (1993). An analysis of the driving position in the modern motor car. *British Osteopathic Journal*, 11, 27-34.
- [27] NHTSA. (2005). *Correlation of Dynamic Test Procedure to Field Performance*. 2nd Head Restraint Informal Working Group Meeting.
- [28] Pandrea, N., & Stănescu, N. (2002). *Mecanica*. Bucureşti: Editura Didactică şi Pedagogică.
- [29] POPA, V. (2013). *Stabilirea dinamicii accidentelor rutiere în funcţie de mărimea avariilor şi gravitatea leziunilor înregistrate la ocupanţii autovehiculelor*. Brasov: Univeristy Transilvania of Brasov.
- [30] Prasad, P., & Mertz, H. (1985). *The Position of the United States Delegation to the ISO working*. SAE technical Paper Series.
- [31] Radu, A. I. (2016). *Metode, Echipamente De Cercetare Experimentală Şi Tehnici De Prelucrarea A Datelor Utilizate Pentru Determinarea Cinematicii Şi Dinamicii Ocupanţilor Autoturismelor - Referat III*. Brasov: Universitatea TRANSILVANIA Brasov.
- [32] Radu, A. I., & Cofaru, C. (2015). Study Of Current State Of Crash Testing. *Bulletin of the Transilvania University of Brasov. Engineering Sciences. Series I 8.2*, 31.
- [33] Radu, A. I., Cofaru, C., & Tolea, B. (2017). Influence of the Headrestrain Position in Case of Rear End Collision and its Effects Upon the Whiplash Phenomenon. *International Journal of Engineering Research & Technology (IJERT)*, Volume. 6 - Issue. 09, September - 2017.
- [34] Radu, A. I., Cofaru, C., Tolea, B., & Popescu, M. (2017). Development of a New Recline Mechanism in Order to Reduce the "Whiplash" Effect Using a Virtual Model. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part D: Journal of Automobile Engineering*, 0954407017731988.
- [35] Radu, A. I., Cofaru, C., Tolea, B., & Popescu, M. (2017). Study regarding seat's rigidity during rear end collisions using a MADYMO occupant model. *CAR 2017 - The International Congress of Automotive and Transport Engineering*. Pitesti.
- [36] Radu, A. I., Cofaru, C., Tolea, B., Trusca, D., & Toganel, G. (2016). Research Regarding the Influence of Vehicle's Safety Restraint Systems on Its Occupants in Case of Rear-End Collision. *International Congress of Automotive and Transport Engineerin* (pg. 798-804). Springer International Publishing.
- [37] Radu, A., Cofaru, C., & Tolea, B. (2017). Mathematical model validated by a crash test for studying the occupant's kinematics and dynamics in a cars' frontal collision. *International Journal of Automotive Technology*, 18 (6), 1017-1025.
- [38] Radu, A., Cofaru, C., Tolea, B., Trusca, D., & Beles, H. (2016). Research Regarding Occupant's Movement in the Case of Frontal Collision Using High-Speed Video Recording. *International Congress of Automotive and Transport Engineering* (pg. 790-797). Springer International Publishing.
- [39] *Road safety*. (2016). Preluat pe 2016, de pe https://ec.europa.eu/transport/road_safety
- [40] Ross Jr, H. E., Sicking, D. L., Zimmer, R. A., & Michie, J. D. (1993). *Recommended Procedures for the Safety Performance Evaluation* (No. 350).
- [41] *Seatbelt – No. 1 life saver*. (2017). Preluat pe 2017, de pe <https://www.autoliv.com/ProductsAndInnovations/PassiveSafetySystems/Pages/Seatbelts/default.aspx>
- [42] Shojaati, M. (2003). Correlation between injury risk and impact severity index ASI. *In Proceedings of the 3rd Swiss Transport Research Conference*, (pg. 19-21).
- [43] Shone, R. (2015). *Dynamic Study and Analysis of Active Head Restraint Systems*. University of Michigan.
- [44] *SolidWorks 2014*. (2016). Preluat pe 2016, de pe <https://www.solidworks.com/sw/education/education-edition-2013-2014-overview.htm>
- [45] TASS. (2010). *MADYMO Reference Manual*. Preluat pe 2016, de pe <https://www1.ethz.ch/biomed.ee/intranet/support/madymo/Reference.pdf>
- [46] *Tracker*. (2017). Preluat pe 2015, de pe <http://physlets.org/tracker/>
- [47] Tolea, B. (2017). Cercetări privind impactul dintre autovehicul şi pieton. Brasov: Teza de doctorat, Universitatea TRANSILVANIA Brasov.

- [48] Wheeler, J., Theodore, S., Gunter, S., John, B., & David, K. (1998). Validation of the neck injury criterion (NIC) using kinematic and clinical results from human subjects in rear-end collisions. *Proceedings of the International IRCOBI Conference on the biomechanics of impacts*, (pg. 335-348).
- [49] Willinger, R., & Baumgartner, D. (2003). Human head tolerance limits to specific. *IJCrash 2003 Vol. 8 No. 6*, 605–617.
- [50] *www.lastgreatroadtrip.com*. (2015). Preluat pe 2016, de pe <http://www.lastgreatroadtrip.com/wp-content/uploads/2008/03/toyota-fj-cruiser-srs-airbag-system.pdf>

Rezumat

Scopul acestei teze de doctorat a fost de a determina gradul de severitate a ocupanţilor în diferite scenarii de coliziune şi de a dezvolta un sistem de siguranţă pasivă destinat reducerii leziunilor la nivelul gâtului şi capului. Sistemul a fost proiectat şi simulat în mediul virtual fiind validat prin comparaţie cu teste de coliziune de tip sanie.

S-au efectuat studii privind influenţa sistemelor pasive asupra ocupantului dacă se modifică anumiţi parametri care au impact direct asupra gradului de leziune. S-a analizat consecinţa întârzierii la declanşare a airbag-ului în cazul coliziunii frontale dintre două autovehicule. Totodată s-a avut în vedere efectele modificării rigidităţii spătarului scaunului ocupantului precum şi modificarea distanţei dintre tetieră şi cap în cazul coliziunii din spate asupra gradului de severitate a ocupantului.

De asemenea, s-a dezvoltat un model matematic capabil să determine parametrii viteză şi distanţă a capului şi toracelui ocupantului, respectiv ale autovehiculelor în timpul coliziunii.


Summary

The purpose of this doctoral thesis was to determine the severity of occupants in different collision scenarios and to develop a passive safety system designed to reduce neck and head injuries. The system was designed and simulated in the virtual environment and validated by comparison to sled tests.


Studies have been carried out on the influence of passive systems on the occupant if certain parameters have been modified that have a direct impact to injury severity. The consequence of the airbag deployment delay in the case of a frontal collision between two vehicles was analyzed. It also took into account the effects of changing the rigidity of the occupant's seat back as well as changing the distance between headrest and head in case of rear collision on the degree of severity of the occupant.

Also, a mathematical model has been developed to determine the velocity and distance parameters of the occupant's head and torso, respectively of the vehicles during the collision.

Curriculum Vitae (Română)

Nume	RADU	
Prenume	Alexandru Ionut	
Telefon		
Nationalitate	Român	
Data nasterii	:	
Sex	Masculin	
Educație și formare	<p>Universitatea "TRANSILVANIA" din Braşov, Programul de studii doctorale, Scoala Doctorală Interdisciplinară, 2014 – prezent;</p> <p>Universitatea "TRANSILVANIA" din Braşov, Programul de studii mater Securitatea Rutieră, Transport și Interacțiunea cu Mediul, 2012 – 2014;</p> <p>Universitatea "TRANSILVANIA" din Braşov, Programul de studii licență Ingineria Transportului și a Traficului, 2008 – 2012;</p> <p>Grup Școlar Transporturi Auto, Focșani, 2004 – 2008.</p>	
Experiență profesională	<p>Practică în cadrul autoservice TESS VW Braşov, iulie 2011;</p> <p>Practică în cadrul autoservice Auto Sima Bayer Dacia-Renault, Focșani, iunie 2007.</p>	
Aptitudini și competențe personale	<p>Limbi straine cunoscute: Limba Engleză nivel C1;</p> <p>Cunoastere foarte bine a softurilor : ProEngineer, Autodesk Autocad, Autodesk Inventor, Microsoft Office, Mathcad, PC Crash 10.1, Solidworks 2014.</p>	
Activitate științifică	Publicarea a 13 lucrari / 9 ca prim autor.	
Permis de conducere	B	

Curriculum Vitae (Engleză)

Name	RADU	
Surname	Alexandru Ionut	
Mobile		
Nationality	Romanian	
Date of birth	:	
Sex	Masculin	
Education	<p>University "TRANSILVANIA" of Braşov, PhD program, 2014 – present;</p> <p>University "TRANSILVANIA" of Braşov, Masters program Road Security, Transport and Interaction with the Enviroment, 2012 – 2014;</p> <p>University "TRANSILVANIA" of Braşov, Bachelor program Transport and Traffic Engineering, 2008 – 2012;</p> <p>Automotive Transport High School, Focşani, 2004 – 2008.</p>	
Professional experience	<p>Practice stage in automotive service TESS VW Braşov, july 2011;</p> <p>Practice stage in automotive service Auto Sima Bayer Dacia-Renault, Focşani, june 2007.</p>	
Personal skills and competences	<p>Foreign languages: English level C1;</p> <p>Good knowlege of the programs: ProEngineer, Autodesk Autocad, Autodesk Inventor, Microsoft Office, Mathcad, PC Crash 10.1, Solidworks 2014.</p>	
Scientific activity	<p>Published 13 scientific papers / 9 as first author.</p>	
Driver licence	<p>B</p>	