

**UNIVERSITATEA DIN CRAIOVA
FACULTATEA DE MECANICĂ
ȘCOALA DOCTORALĂ DE ȘTIINȚE INGINEREȘTI
DOMENIUL: INGINERIE MECANICĂ**

CIUNEL ȘTEFĂNIȚĂ

**“ Optimizarea elementelor și dispozitivelor tehnice ale manechinelor
de testare pentru îmbunătățirea biofidelității”**

Rezumatul tezei de doctorat

CRAIOVA 2014

CUPRINS

Cuvant inainte (prefata)

Cuprins

INTRODUCERE

CAPITOLUL I MANECHINI. ISTORIE. EVOLUȚIE

1.1. Istoria evoluției manechinilor de testare

1.1.1. Folosirea cadavrelor umane

1.1.2. Manechini voluntari

1.1.3. Folosirea animalelor ca manechini

1.1.4. Antropometria și rolul său

1.1.5. Folosirea manechinelor antropomorfe de impact frontal pe segmentul cap - gât

1.1.6. Modelarea computerizată

1.2. Antropometrie și biofidelitatea structurilor complexului cervical

1.2.1. Biofidelitatea manechinelor fizice și virtuale

CAPITOLUL II APARATUL MUSCULO-SCHELETAL AL COLOANEI CERVICALE

NOȚIUNI DE ANATOMIE ȘI BIOMECHANICĂ

2.1 Structura și microstructura coloanei cervicale. Caracteristici biomecanice

2.1.1. Aparatul osos al coloanei cervicale

2.1.2. Aparatul ligamentar

2.1.3. Mușchii complexului cranio-cervical

2.2. Biomecanica cranio-cervicala umană

2.2.1. Tipuri de mișcări ale complexului cranio-cervical și planurile în care acționează

2.2.2. Toleranța complexului cranio-cervical

CAPITOLUL III ANALIZA ȘI SIMULAREA DINAMICĂ A

MIȘCĂRILOR COMPLEXULUI CRANIO – CERVICAL UMAN

3.1. Introducere

3.2. Obținerea imaginilor tomografice ale coloanei cervicale

3.3. Modelele virtuale tridimensionale ale componentelor osoase ale complexului cranio-cervical

3.4. Parametrii de masa, geometrici și inertiali ai vertebrelor C1-C7

3.5 Sistemul biomecanic al complexului cranio-cervical uman

3.6. Simularea mișcării de extensie

3.7. Simularea mișcării de flexie

3.8. Simularea mișcării laterale spre stanga

3.9. Simularea mișcării laterale spre dreapta

3.10. Concluzii

CAPITOLUL IV SIMULAREA COLIZIUNII UNUI SISTEM BAZAT PE UN AUTOVEHICUL VIRTUAL SI UN MANECHIN DE TESTARE LA DIFERITE VITEZE INITIALE

4.1. Introducere

- 4.2. Modelul cad pentru sistemul auto de testare la impact
- 4.3. Modelul CAD al manechinului de testare la impact
- 4.4. Parametrii initiali ai sistemului virtual de testare la impact
- 4.5. Simularea impactului cu un obstacol pentru viteza initiala a automobilului virtual de 10 km/h
- 4.6. simularea impactului cu un obstacol pentru viteza initiala a automobilului virtual de 20 km/h
- 4.7. Simularea impactului cu un obstacol pentru viteza initiala a automobilului virtual de 30 km/h
- 4.8. Simularea impactului cu un obstacol pentru viteza initiala a automobilului virtual de 40 km/h
- 4.9. Simularea impactului cu un obstacol pentru viteza initiala a automobilului virtual de 50 km/h
- 4.10. Simularea impactului cu un obstacol pentru viteza initiala a automobilului virtual de 60 km/h
- 4.11. Simularea impactului cu un obstacol pentru viteza initiala a automobilului virtual de 80 km/h
- 4.12. Simularea impactului cu un obstacol pentru viteza initiala a automobilului virtual de 100 km/h
- 4.13. Analiza rezultatelor. Discutii.

CAPITOLUL V: MODELUL MATEMATIC AL SISTEMULUI DE TESTARE A SISTEMULUI CRANIO-CERVICAL AL UNUI DE MANECHIN DE TESTARE AUTO

- 5.1. Definirea modelului matematic
- 5.2. Evaluarea parametrilor masici, a constantelor elastice si a constantelor care intervin in ecuatiile Lagrange de speta a doua
- 5.3. Determinarea constantelor elastice longitudinale si transversale
- 5.4. Evaluarea functiei fortei de impact f_e
- 5.5. Rezolvarea ecuatiilor Lagrange
- 5.6. Rezultate particularizate
- 5.7. Analiza rezultatelor. Discutii.

CAPITOLUL VI: DISPOZITIVE EXPERIMENTALE PENTRU STUDIUL SISTEMULUI CRANIO-CERVICAL

- 6.1. Sistemul tehnic de tip pendul
 - 6.1.1. Introducere. Generalitati. Sisteme de testare a manechinelor auto
 - 6.1.2. Alegerea tipului de batiu pentru standul experimental
 - 6.1.2.1. Analiza statica a celor doua structuri folosind metoda elementelor finite
 - 6.1.2.2. Analiza dinamica a celor doua structuri
 - 6.1.2.3. Alegerea tipului de structura a batiului pentru dispozitivul experimental
 - 6.1.2. Proiectarea și realizarea dispozitivului experimental de tip pendul
 - 6.1.3. Descriere si functionare
- 6.2. Sistemul cranio-cervical biofidelic utilizat in dispozitivul experimental

- 6.3. Sistemul cervical clasic utilizat in dispozitivul de testare pentru determinările experimentale
- 6.4. Contribuția proprie la realizarea sistemului cranio-cervical biofidelic
- 6.5. Sistemele de actionare pentru miscarile sistemului cranio-cervical
 - 6.5.1. Sistemul de actionare pentru miscarea de rotatie. Sistemul de actionare cu musculatura artificiala.
 - 6.5.2. Materiale cu memoria formei, generalitati. Arcuri de tractiune din nitinol
 - 6.5.2.1. Materiale cu memoria formei, generalitati. Noțiuni privind aplicațiile aliajelor cu memoria formei
 - 6.5.2.2. Fenomenele asociate memoriei formei
 - 6.5.2.3. Proprietăți fizice
 - 6.5.2.4. Aplicații ale materialelor cu memorie a formei la studiul mușchilor corpului uman
 - 6.5.3 Aplicațiile practice ale materialelor cu memoria formei în complexul cranio-cervical
 - 6.5.3.1. Exemple experimentale de aplicare a materialelor cu memoria formei în complexul cranio-cervical
 - 6.5.4. Sistemul de alimentare a musculaturii artificiale a gâtului biofidelic
- 6.6. Aparatura de preluare date si imagini, sisteme de calcul (hardware si software) utilizate pentru achizitia, stocarea, organizarea si prelucrarea datelor experimentale
 - 6.6.1. Montarea accelerometrelor pe sistemul cranio-cervical clasic si biofidelic
 - 6.6.2. Sistemul de achizitie a datelor experimentale
 - 6.6.3. Componentele sistemului de achizitie a datelor experimentale
 - 6.6.3.1. Accelerometrul MPU6050 triaxial cu giroscop
 - 6.6.4. Placa de achizitie de tip microcontroler Arduino Mega2560
 - 6.6.5. Calculatorul de tip Notebook ASUS M50SA-AK037
- 6.7. Poziționarea aparaturii pentru preluarea imaginilor
- 6.8. Analiza dispozitivului experimental. Concluzii

CAPITOLUL VII TESTAREA SISTEMELOR CRANIO-CERVICALE FOLOSIND DISPOZITIVUL CU PENDUL. REZULTATE EXPERIMENTALE. CALCULUL PRINCIPALELOR CRITERII DE VATAMARE

- 7.1. Verificarea dispozitivului experimental la repetabilitate
- 7.2. Testarea sistemului clasic cranio-cervical folosind dispozitivul cu pendul gravitacional. Rezultate experimentale. Interpretarea rezultatelor experimentale. Concluzii
 - 7.2.1. Testarea sistemului clasic cranio-cervical pentru unghiul initial al pendulului de 10°
 - 7.2.2. Testarea sistemului clasic cranio-cervical pentru unghiul initial al pendulului de 20°
 - 7.2.3. Testarea sistemului clasic cranio-cervical pentru unghiul initial al pendulului de 30°

- 7.2.4. Testarea sistemului clasic cranio-cervical pentru unghiul initial al pendulului de 40°
- 7.2.5. Testarea sistemului clasic cranio-cervical pentru unghiul initial al pendulului de 50°
- 7.3. Testarea sistemului biofidelic cranio-cervical actionat de arcuri cu memoria formei si mecanism de rotatie
 - 7.3.1. Testarea sistemului biofidelic cranio-cervical pentru unghiul initial al pendulului de 10°
 - 7.3.2. Testarea sistemului biofidelic cranio-cervical pentru unghiul initial al pendulului de 20°
 - 7.3.3. Testarea sistemului biofidelic cranio-cervical pentru unghiul initial al pendulului de 30°
 - 7.3.4. Testarea sistemului biofidelic cranio-cervical pentru unghiul initial al pendulului de 40°
 - 7.3.5. Testarea sistemului biofidelic cranio-cervical pentru unghiul initial al pendulului de 50°
- 7.4. Discutii. Analize comparative
- 7.5. Evaluarea riscului de vătămare și a severității leziunilor. Calculul criteriilor de evaluare pentru sistemele analizate

CAPITOLUL VIII OBIECTIVE, ANALIZE, CONCLUZII SI CONTRIBUTII ORIGINALE

- 8.1. Obiective, analize, concluzii
- 8.2. Contributii originale
- 8.3. Directii de cercetare

BIBLIOGRAFIE

LUCRARI PUBLICATE

CERERI DE BREVETE DE INVENTIE

Caracterul de originalitate a cercetării științifice este conferit de contribuțiile personale aduse de către autorul prezentei lucrări. Acestea se pot remarca pe tot parcursul tezei de doctorat prin intermediul analizelor, sintezelor și experimentelor realizate.

În “Introducere” sunt redate succint elementele principale care intervin în studiul și analiza sistemelor auto, a comportamentului uman ca participant activ, deseori în legătură directă cu nivelul de siguranță prezentat de autovehicul.

Majoritatea cercetărilor se bazează pe studiile realizate în cadrul laboratoarelor de accidentologie și de studiere a comportamentului uman, de îmbunătățire a biofidelității acestor manechine de testare, în vederea dezvoltării celor mai eficiente echipamente care să facă față situațiilor reale care pot apărea la volan. S-au evidențiat cele patru axe principale ale siguranței rutiere: ***prevenirea, corecția, protecția și sensibilizarea.***

S-a evidențiat complexitatea organismului uman prin structura și reactivitatea sa la șocuri. Reacția de soc este amplă și se compune din reacție biomecanică și neuropsihică, având implicații majore în asistența medicală imediată și de recuperare. S-a esalonat impactul ca fenomen dinamic în fazele sale principale: ***pre-impact, impact și post-impact.***

În capitolul I, denumit “**Manechini auto. Istorie. Evoluție**” s-au menționat, într-o primă fază, caracteristicile principale ale manechinelor de încercări care, inițial, au fost utilizate în industria aeronautică. De asemenea, s-au evidențiat cele patru metode principale existente pentru simularea accidentelor rutiere, cum ar fi: folosirea cadavrelor, folosirea persoanelor voluntare, folosirea animalelor și folosirea manechinelor.

În acest capitol au fost prezentate și valorile antropometrice pentru complexul cranio-cervical raportate la masa totală pentru manechinii utilizați în studiul accidentelor rutiere, parametri care sunt într-o permanentă evoluție și adaptare.

De asemenea, s-a prezentat un scurt istoric al evoluției studiului impactului folosind dispozitive antropomorfe de testare și, în final, s-au prezentat, într-un

subcapitol bine documentat, posibilitățile de analiză computerizată prin utilizarea unor software specializate care pot analiza diferite situații de coliziuni, precum și comportamentul diferitelor manechini pe durata acestora.

În strânsă legătură cu aceste aspecte, au fost redată principalele caracteristici de biofidelitate a manechinelor fizice și virtuale utilizate în mod curent la studiul impactului auto.

În capitolul II, denumit „**Aparatul musculo-scheletal al coloanei cervicale. Noțiuni de anatomie și biomecanică**” a fost descrisă, mai întâi, poziția și componenta coloanei cervicale. S-a precizat că această porțiune a coloanei vertebrale este compusă din două părți, rachis superior cervical și rachis inferior cervical și care, împreună, au în componenta cele șapte vertebre C1-C7.

Ulterior, au fost descrise vertebrele principale, cu formele care asigură biomecanica coloanei cervicale, cu morfologia și funcționalitatea fiecărei componente.

De asemenea, au fost enumerate și descrise și celelalte elemente care constituie coloana cervicală, cum ar fi ligamentele, tendoanele, discurile intervertebrale și mușchii. În a doua parte a capitolului a fost descrisă biomecanica cranio-cervicală umană compusă din trei grupe mai importante: mișcările de flexie-extensie care se realizează în plan sagital, mișcarea de lateralitate care se realizează în plan frontal și mișcarea de rotație axială. De asemenea, au fost analizate mișcările active și mișcările pasive.

După analiză și descrierea completă a coloanei cervicale și a biomecanicii acesteia, s-a analizat scorul anatomic ce apreciază severitatea leziunilor survenite în urma accidentării, dar și influența timpului de expunere asupra decelerației sau accelerației maxime tolerată de întregul corp uman sau de componentele acestuia.

Într-un subcapitol special a fost analizată toleranța umană la solicitări produse de accidente rutiere și cum poate fi evaluată pentru întreg ansamblul corpului uman sau pentru o componentă ori organ anume predispus a fi afectat în contextul manifestării unor reacții specifice tipului de solicitare. S-au evidențiat

diferite criterii, indici, calcule, tabele, formule, și diagrame sau valori limita determinate experimental.

Analizele și expunerile din acest capitol au fost exemplificate, subliniate și explicitate prin figuri și imagini de calitate ridicată.

În al treilea capitol, având titlul “**Analiza și simularea dinamică a principalelor mișcări ale complexului cranio-cervical**” au fost cumulate cunoștințe din diferite domenii (anatomie, tehnici chirurgicale, ortopedie, mecanica, bio-mecanisme, informatică, grafică tehnică, proiectare asistată de calculator).

S-a detaliat cum utilizarea proiectării asistate de calculator (CAD) și a programelor de simulare dinamică a condus la dezvoltarea unui model virtual al coloanei vertebrale umane folosit pentru simulări biomecanice „in vitro”. Acest model "in vitro" a inclus grupele principale de mușchi simulate prin arcuri virtuale având parametri dinamici, neliniari și variabili.

Dezvoltarea acestui model biomecanic al complexului cranio-cervical uman s-a bazat pe un model "in vivo". Pornind de la tomografiile obținute pe un subiect uman s-au obținut, prin tehnici și metode pe larg expuse în acest capitol, modelele virtuale ale vertebrelor care, ulterior au fost asamblate într-o coloană cervicală virtuală.

Ulterior, modelul virtual a fost analizat cu un program de simulare dinamică și cinematic unde, oasele coloanei vertebrale cervicale au fost considerate a fi compuse din corpuri rigide prin aplicarea algoritmului Adams de modelare dimensională inclus în SolidWorks. Au fost definite articulațiile de interconectare (cuple sferice 3R) dintre vertebre, discurile intervertebrale, articulațiile, ligamentele, inclusiv sistemul complex format din vertebrele C0-C1-C2.

Mușchii gâtului au fost considerați drept elemente conducătoare și au fost analizate și studiate principalele tipuri de mișcări (deplasări), îndoire laterală (stânga-dreapta) și mișcarea de flexie-extensie. Rezultatele simularilor au fost concretizate în grafice și diagrame.

În capitolul IV, denumit “Simularea coliziunii cu un obstacol a unui sistem bazat pe un autovehicul virtual și un dispozitiv antropomorfic de testare la diferite viteze initiale” s-au generat tridimensional, rand pe rand, toate componentele sistemului analizat (automobilul, manechinul, solul și obstacolul) utilizând un program specializat CAD parametrizat.

De asemenea, în acest software s-au definit constrangerile de mișcare care definesc cuplele cinematice. Aceste constrângeri au fost transferate automat în mediul de simulare unde s-au adăugat cuple cinematice, arcuri virtuale, parametri cinematici inițiali, parțial cunoscuți din literatura de specialitate. Alți parametri necunoscuți s-au determinat prin încercări succesive.

Au rezultat astfel, modele mecanice echivalente la care s-au determinat automat funcțiile pentru pozițiile centrelor de masă, pentru viteze, accelerații sau alți parametri cinematici sau dinamici. S-au obținut astfel simulări pentru viteza inițială a autovehiculului de 10, 20, 30, 40, 50, 60, 80 și 100 km/h. Au fost obținute filme ale simulărilor, diagrame pentru poziții, viteze și accelerații, interesând în principal, variațiile accelerațiilor din capul manechinului. Rezultatele au fost analizate și s-au extras concluzii interesante.

În capitolul V, intitulat "**Modelul matematic al sistemului cranio-cervical al unui dispozitiv antropomorfic de testare auto**” s-a studiat sistemul format din modelul tridimensional utilizat pentru proiectarea standului de testare compus din ansamblul format din gatul manechinului, flansele de bază (considerate fixe) și cele două calote sferice metalice ale craniului folosind ecuațiile Lagrange de speța a doua. La modelul matematic s-au stabilit, în primul rând, coordonatele generalizate, sistemul de forțe exterioare, sistemul de coordonate global, sistemele de coordonate locale (legate de elemente), alte elemente necesare pentru evaluarea inițială a modelului.

Apoi s-au exprimat, pe componente, variațiile temporale ale forțelor care acționează asupra modelului mecanic, s-au evaluat coordonatele centrelor de masă ale elementelor folosind coordonatele centrelor de masă față de reperele fixate pe elemente și s-au exprimat cosinusii directori, ținând seama de particularitățile

geometrice ale modelului si de relatia de definire a acestora ca produs scalar. In etapele urmatoare s-au exprimat coordonatele centrelor de masa in functie de coordonatele generalizate si de dimensiunile geometrice ale elementelor, apoi s-au derivat in raport cu timpul coordonatele centrelor de masa, exprimandu-se energia cinetica, lucrul mecanic virtual produs de fortele exterioare, fortele generalizate si lucrul mecanic virtual elementar.

Anterior, prin simulare virtuala utilizand metoda elementelor finite au fost evaluate constantele elastice longitudinale si transversale ale discurilor intervertebrale, iar prin simulare cinematica si dinamica s-au exprimat fortele exterioare in functie de timp si de unghiul initial al bratului pendulului. In etapa urmatoare se deriveaza functia energiei cinetice în raport cu coordonatele generalizate, apoi se derivează în raport cu timpul aceste funcții rezultate.

In final, se formeaza ecuatiile Lagrange de speța a doua, care se rezolvă utilizând un program matematic. Functiile obtinute ca rezultate grafice, se interpoleaza si se obtin functiile finale ale coordonatelor generalizate. S-au reluat aceste etape pentru unghiuri initiale ale bratului cuprinse între 10° si 50° . Rezultatele obtinute se deriveaza de doua ori si se obtin acceleratiile, interesand in special, acceleratiile pentru capul manechinului.

Capitolul VI, denumit “**Dispozitive tehnice experimentale pentru testarea sistemului cranio-cervical pentru manechinele auto**” a debutat cu trecerea in revista a sistemelor similare si a brevetelor dispozitivelor tehnice experimentale care au posibilitatea sa testeze situatii similare. Dispozitivul experimental a fost dispus pe un batiu obtinut din profile laminate sub forma unui triunghi dreptunghic. Aceasta forma a fost obtinuta dupa evaluari bazate pe simulari statice si dinamice.

Masa de lucru, pe care este amplasat sistemul cranio-cervical are posibilitatea deplasarii pe toate cele trei axe de coordonate (trei translatii), permitand si o rotatie in plan vertical. Dispozitivul pendul este prevazut in partea superioara cu un brat sprijinit pe batiu prin doua lagare cu rulmenti, avand in partea inferioara un impactor cu mase suplimentare detasabile.

Axul pendulului este solidar cu o frana electromagnetica care permite fixarea acestuia in pozitii determinate, precum si eliberarea acestuia pentru testele de impact. Pe batiu este dispus un troliu manual care poate usura montarea si demontarea sistemului cranio-cervical, dar si ridicarea bratului pendului care este prevazut cu un ochi de prindere. Troliul manual actioneaza prin intermediul unui cablu orientat de un sistem de role si de un ghid solidar cu batiul.

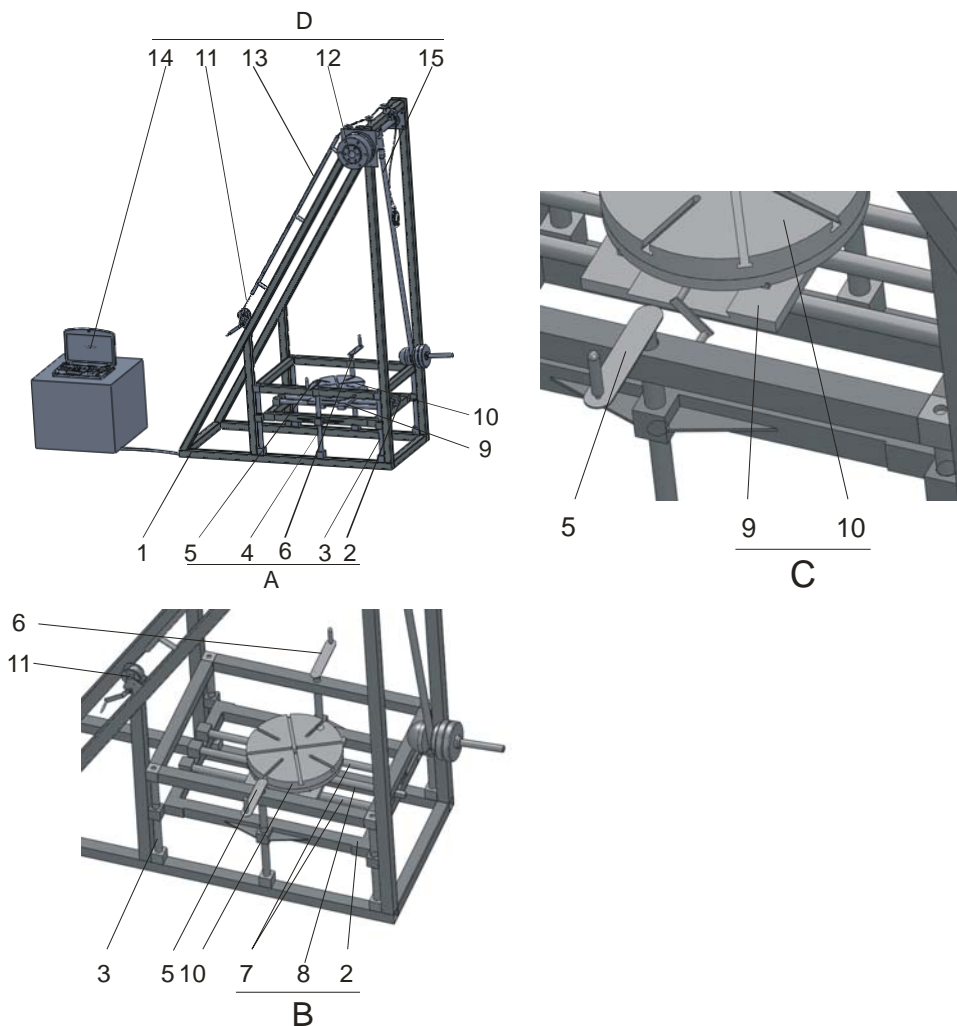


Fig.1a). Vedere frontală a dispozitivului pendul pentru testarea sistemului cranio-cervicale al manechinelor. Sistemele de deplasare a cadrului mobil; b) Detaliu subansamblu deplasare cadru mobil pe direcție longitudinală; c). Detaliu subansamblu deplasare cadru mobil pe direcție transversală

Pe masa dispozitivului experimental au fost testate două sisteme cranio-cervicale: unul clasic utilizat la manechinele auto si unul biofidelic actionat prin

musculatura artificiala bazata pe arcuri cu memoria formei si un dispozitiv de rotatie bazat pe un servomotor.

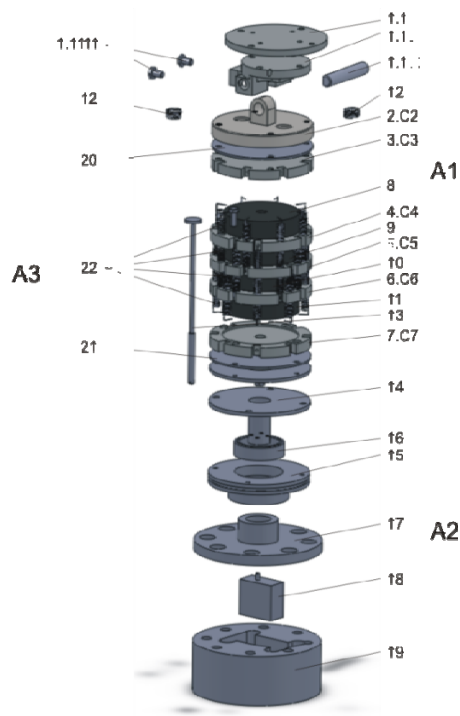


Fig.2. Elementele componente ale gatului de manechin bio-fidelic (vedere explodată).

Pe sistemul experimental au fost amplasate patru accelerometre cu giroscop care permit obtinerea acceleratiilor si vitezelor unghiulare prin componentele lor pe cele trei axe de coordonate. Doua accelerometre sunt amplasate pe vertebrele sistemului cervical, un accelerometru in cap si al patrulea accelerometru este dispus pe impactorul pendulului. Aceste accelerometre transmit datele preluate la doua placi de achizitie cu microcontroler care, prin intermediul unui software specific, distribuie datele intr-un calculator.

Sistemele de alimentare se bazeaza pe surse de curent continuu si acumulatori. Pentru mentinerea unei iluminari corespunzatoare s-au utilizat mai multe lampi reflectoare amplasate pe suporti fiksi. Experimentele au fost filmate cu mai multe camere video amplasate pe suporturi la diferite distante.

In capitolul VII, avand titlul „**Testarea sistemelor cranio-cervicale folosind dispozitivul cu pendul. Rezultate experimentale. Calculul principalelor criterii de vătămare**” au fost efectuate mai multe teste folosind mai multe unghiuri initiale ale pendulului (intre 10° si 50°), acestea putand fi impatite

in doua grupe mari: testarea sistemului clasic cranio-cervical si testarea sistemului biofidelic cranio-cervical utilizabile la manechinele auto.

Cele doua experimente s-au realizat tinand cont de urmatoarele conditii: temperatura ambientă a aerului de 22-23⁰C, pentru mentinerea unei iluminari constante s-au utilizat proiectoare de 2200W, fiind montate câte patru, pe doi suporti, proiectoarele fiind focalizate pe dispozitivul tehnic de testare, umiditatea aerului de aproximativ 40%, între două încercări succesive s-a lăsat un interval de timp de aproximativ 30 minute, accelerometrele cu giroscop MPU 6050 utilizate au fost fixate pe elementele sistemului cranio-cervical respectându-se convențiile de semn ale SAE J211. Initial, ambele sisteme au fost testate la repetabilitate.

Filmarile experimentului au fost descompuse in imagini, iar in teza de doctorat au fost prezentate cadrele importante. Accelerometrele cu giroscop, amplasate doua pe sistemul cervical, unul in cap si ultimul pe impactorul pendulului, au permis obtinerea celor trei componente ale acceleratiilor si celor trei componente ale vitezelor unghiulare, iar de la aceste date, prin integrare s-au obtinut viteze si pozitii sau unghiuri pentru principalele componente ale sistemului analizat.

A interesat, in mod special, evolutia temporala a acceleratiei din sistemul cranian al dispozitivului studiat. Pentru sistemul clasic cranio-cervical s-au obtinut date pentru unghiuri initiale ale pendulului cuprinse intre 10 si 50°. Sistemul cranio-cervical biofidelizat a fost testat pentru aceleasi valori unghiulare dupa miscarea de indoire spre stanga obtinuta prin actionarea musculaturii artificiale formata din arcuri cu memoria formei.

Rezultatele obtinute au fost transformate in diagrame. Pentru cele doua dispozitive testate s-au obtinut diagrame comparative. Pornind de la valorile si rezultatele obtinute s-au determinat, pentru ambele sisteme, urmasorii parametri de evaluare a ranirii: indicele de gravitate GSI, criteriile leziunilor capului HIC₁₅ si HIC₃₆ si probabilitatea *p* de producere a leziunilor. In final au fost extrase importante concluzii.

Din analiza capitolelor din prezenta teza de doctorat se disting, cel puțin, următoarele elemente de originalitate:

- Studiul complet și analiza originală a sistemelor bazate pe simularea accidentelor auto;
- Analiza elementelor anatomice (vertebre, discuri intervertebrale, ligamente, tendoane și mușchi) și biomecanice care au rol esențial în formarea mișcărilor principale ale sistemului cranio-cervical uman;
- Abordarea originală a modelării tridimensionale a complexului cranio-cervical, definirea modelului dinamic și cinematic prin echivalarea discurilor intervertebrale;
- Simularea impactului dintre sistemul autovehicul-manechin-sol-obstacol prin echivalarea originală a contactului dintre componente;
- Utilizarea, în mod original, a ecuațiilor Lagrange de speța a doua pentru sistemul elastic al complexului cranio-cervical;
- Utilizarea constantelor longitudinale și transversale ale discurilor intervertebrale în ecuațiile Lagrange, obținute prin simulare cu metoda elementelor finite;
- Folosirea ecuațiilor forțelor exterioare din simulare cinematic în formalismul Lagrange aplicat sistemului cranio-cervical;
- Dezvoltarea unui dispozitiv experimental cu pendul în construcție originală;
- Utilizarea accelerometrelor cu giroscop pentru preluarea datelor experimentale, folosite uzual în aeronautică și robotică;
- Utilizarea musculaturii artificiale bazate pe arcuri cu memoria formei pentru obținerea mișcării de îndoire laterală a complexului cranio-cervical;
- Obținerea mișcării de rotație axială a sistemului cervical prin utilizarea unui mecanism original bazat pe un servomotor;
- Achiziția, interpretarea, stocarea, integrarea, într-un mod original a datelor experimentale.

DIRECTII DE CERCETARE

Cercetarea, ca fenomen stiintific, valorifica in cel mai inalt mod posibil capacitatea umana de a crea, de a construi, de a dezvolta. Dar, intotdeauna, rezolvarea unor probleme, teme de cercetare sau situatii critice duce la aparitia de noi intrebari, de noi directii.

Este și cazul prezentei lucrări care lasa cale deschisa cercetarii, cel puțin, în următoarele direcții:

- Studiul comportamentului mușchilor cervicali atât în mișcările de lateralitate stânga-dreapta, a mișcărilor de rotație a gâtului, precum și cele de flexie – extensie în timpul pre-impact și post –impact al unei ciocniri frontale, virtual și experimental, prin mărirea numărului de muschi artificiali;

- Proiectarea unui sistem cranio-cervical experimental, care să poată permite mărirea unghiului de extensie, prin realizarea unei fante la mijlocul zonelor intervertebrale (extensia se poate mări cu circa 15-20⁰). Pentru aceasta, similar cu cazul clasic utilizat în teză, va trebuie proiectată o matriță specială și realizată practic.

- Mărirea numărului de senzori de tip accelerometre și de forta pentru fiecare zonă intervertebrală și cu ajutorul unui software special dezvoltat pentru acest caz să se poată determina contracțiile discurilor intervertebrale în timpul experimentelor de laborator.

- Obținerea unor sisteme inovative de captura cinematica bazate pe metoda integrării succesive (utilizata în prezenta teza de doctorat la analiza rezultatelor experimentale), care sa permita, în timp real, determinarea dinamica totala a elementelor oricarui ansamblu mecanic sau biomecanic în medii virtuale.

- Realizarea unui studiu aprofundat a complexului cranio-cervical utilizand simulările sistemelor software multicorp cu elemente flexibile;

- Realizarea de studii și cercetări privind comportamentul la solicitări dinamice a sistemului subiect uman – sistem auto;

- Studiul și analiza mecanismului de transmitere a forțelor externe care apar anterior, pe durata și după impact la zonele anatomice interesate;

- Conceperea, proiectarea, prototiparea virtuala și verificarea unor noi idei de design pentru sistemele de testare din domeniul autovehiculelor;

- Dezvoltarea unor alte sisteme biofidelizate pentru manechinii auto care, folosind sisteme senzoriale adecvate, sa reactioneze pe durata impactului pe baza unor tipuri de reactii anterior studiate (membru inferior biofidelizat, membru superior biofidelizat etc.).

Aceasta lucrare, elaborata pe parcursul mai multor ani de cercetare, lasa cale deschisa dezvoltarii sistemelor experimentale inovative din domeniul autovehiculelor. De asemenea, se pot elabora si alte metode pentru analiza, stocarea, interpretarea si valorificarea datelor experimentale, pentru imbunatatirea aparatului mathematic, care sa permita determinarea mai precisa si mai rapida a comportamentului cinematic si dinamic al sistemelor mecanice sau biomecanice.

In viitor, se pot elabora noi algoritmi, noi metode si programe care, utilizate pentru analiza dinamica si cinematica, sa permita obtinerea unor solutii mult mai precise la problemele care apar in sistemele auto (automobil+conducator auto+pasager) la studierea comportamentului dinamic si cinematic. In viitor, metodele, conceptele utilizate si introduse prin aceasta lucrare pot fi completate si adaptate in raport cu dezvoltarea sistemelor senzoriale, a sistemelor **hardware** si **software** care sa permita studii si analize din ce in ce mai ample si mai precise a sistemelor mecanice si biomecanice.

Se considera ca, tema abordata in prezenta teza de doctorat, va starni interes in lumea stiintifica romanesca, si ca, prin directiile abordate, va deschide calea spre dezvoltarea unui manechin auto complet robotizat care, pe baza unui sistem senzorial adecvat, să prezinte un comportament apropiat de cel uman.

Bibliografie selectivă

- [1] Abedrabbo Gabriel, Simulation of a frontal crash test using multibody Dynamics, Universite catholique de Louvain, Center for Research in Mechatronics, Belgium, 2009;
- [2] Albert, K. - Humanitarian Benefits of Cadaver Research on Injury Prevention Journal of Trauma article, 1995.
- [3] Alexandru, C., Pozna, C. Dinamica sistemelor mecanice pe baza prototipării virtuale, Ed. Universității Transilvania din Brașov, ISBN 973-635-225-0, 2003.
- [4] Hybrid III: The First Human Like Crash Test Dummy, Edited by S. L. Backaitis and H. J. Mertz, SAE PT-44, Warrendale, PA, 1994.
- [5] Bak, D. J., Virtual dummies, Global Design News, 1 octomber, 1999..
- [6] Batte K.J., Advances in crash analisys Computers and Structures, Elsevier Science Ltd. USA, 1999.
- [7] Boborelu C., Contributii la studiul biomecanic al articulatiei cotului uman, cu aplicatii in protezare, Teza de doctorat, Universitatea din Craiova, Facultatea de Mecanica, iulie 2013;
- [8] Brândeau L., Lisas Gh., Toader M. – Metoda de identificare a caracteristicilor mecanice ale corpului uman așezat în autovehicul, Analele Universității Oradea, Facultatea de Mecanică, secțiunea Mecanică, , vol. II, 2000
- [9] Bronzino, J. – The Biomedical Engineering Handbook, 2nd Ed, CRC Press, Springer 2000.
- [10] Buculei, M., s.a., Metode de calcul in analiza mecanismelor cu bare, Editura Scrisul Romanesc, 1986.
- [11] Buculei, M., Marin, M., Elemente de mecanica tehnica, Editura Universitaria Craiova, 1994.
- [12] Donnelly, B. R., Assembly Manual for the NHTSA Side Impact Dummy, CALSPAN Report No. 7073-V-1, Contract No. DTNH22-82-C-07366, March 1982.
- [13] [Du Bois 2004] Du Bois Paul , Clifford C. Chou, Bahig B. Fileta, et al., Vehicle Crashworthiness and Occupant Protection. American Iron and Steel Institute 2000 Town Center Southfield, Michigan 48075, pp. 372, 2004;
- [14] Dumitru, N., Mecanisme spatiale. Modelare cinematica si dinamica, prin metode computerizate, Editura Universitaria, Craiova 1999.
- [15] Dvorak, J., Panjabi, M.M., Functional Anatomy of the Alar Ligaments. Spine 12, 183 – 189, 1987.
- [16] Eiband, A.M., Human Tolerance to Rapidly applied Acceleration: a Summary of the Literature, Memorandum 5-19-59E, NASA Lewis Research Center, Cleveland. Gadd, P., Use of Weighted Injury Criterion for Estimating Injury Hazard, SAE 660793, 1996.
- [17] Ewing C, Thomas D., Lustick, L., et al.- Effect of initial position of the human head and neck response to +Y impact acceleration. Proceedings of the 22nd STAPP car crash conferece, New York, 103-138, 1978.

- [18] Foster, J. K., Kortge, J. O. and Wolanin, M. J., Hybrid III - A Biomechanically Based Crash Test Dummy, 21st Stapp Car Crash Conference, SAE 770938, October 1977.
- [19] Funk J., Cornier J., Bain C., Guzman H., An evolution of Various neck injury criteria in vigorous activity, Biodynamic Research Corporation, San Antonio, Texas USA
- [20] Gadd, C., E., - Criteria for Injury Potential Impact Acceleration Stress Symposium, Nat. Res. Concl Publication No 977-1961.
- [21] Gaiginschi R., Gaiginschi L., Sachelarie A., Siguranța circulației rutiere, vol II, Editura Tehnică 2006.
- [22] Gaiginschi, R., Gaiginschi L., Filip., Drosescu R., Sachelarie A., Pintilei M. –Siguranța circulației rutiere, vol II, Editura Tehnică București 2006.
- [23] Gennarelli T A, Pintar F A and Yoganandan N., Biomechanical tolerances for diffuse injury and a hypothesis for genotypic variability in response to trauma, Proc. AAAM Conf. American Assoc for Automotive Medicine, Chicago, 2003.
- [24] Halladin P., Broolin, K., Reconstruction of Neck Injuries Using Numerical Techniques, Royal Institute of Technology, Stockholm, 2003.
- [25] Joanne van der Horst - Human Head Neck Respose in Frontal, Lateral and Rear End Impact Loading- Marike, 2002.
- [26] Humos R., S., Human model for safety- A joint effort towards the development of refined human-like car occupant models, Proc.of the 17th International Technical Conference on the ESV (Enhanced Safety of Vehicles). Amsterdam, 1-9, 2001.
- [27] Kang, H.S., Willinger R., Diaw B.W., et al, Validation of 3D anatomic human head model and replication of head impact in motorcycle accident by finite element modeling, Proceedings of the 41st STAPP car crash conference. Florida 1997, 3849-3858
- [28] Lau, I. V., and Viano, D.C., The Viscous Criterion - Bases and applications of an Injury severity Index for Soft Tissues, SAE 861882, 1986.
- [29] Lissner H.R. - Human and Animal Impact Studies in US Universities 1962 Wayne State University, Detroit, 1962.
- [30] Lowne, R. W., and Neilson J. D., “The Development and Certification of EUROSID,” 11th International Technical Conference on Experimental Safety Vehicles, May 1987.
- [31] Lungu, R., Bogarzi, Lungu, M., M., Popa, D., Tutunea, D., Calbureanu, M., New methods for the simulation with finite element of the human elbow. International conference of the Institute for Environment, Engineering, Economics and Applied Mathematics (IEEE.AM): Circuits, Systems, Signals (CSS), pp.45-50, Malta, September 15-17, 2010;.
- [32] Mackay, G., M., Hassan, A. and Hill, J., Adaptive Restraints – their characteristics and benefits, Proc. of Automotive Environmental Impact and Safety Conf. Inst. Mech. Eng., London. 1997.
- [33] Melvin, J.W., et.al., Human Head and Knee Tolerance to Localized Impacts, SAE 690477, 1969.

- [34] Mertz, H. J., Irwin, A. L., Melvin, J. W., Stalnaker, R. L. and Beebe, M. S., Size, Weight and Biomechanical Impact Response Requirements for Adult Size Small Female and Large Dummies, SAE 890756, March 1989.
- [35] Mertz, H. J., Anthropomorphic Test Devices, Accidental Injury: Biomechanics and Prevention, Springer-Verlag, New York, NY, 1993.
- [36] Mertz, H. J., and Patrick, I. M., Strength and Response of the Human Neck, SAE 710855. Mertz, J. H., Prasad, P., and Nusholtz, G., Head Injury Risks Assessment for Forehead Impacts, SAE 960099, 1996.
- [37] Mertz, J. H., Prasad, P., and Nusholtz, G., Head Injury Risks Assessment for Forehead Impacts, SAE 960099, 1996.
- [38] Nahum, A.M., Melvin J.W., Accidental injury. Ed. Springer Verlag, 2001.
- [39] Netter, Frank H. – Interactive Atlas of Human Anatomy v.3.0 –Editura Medicală Callisto, București, 2003.
- [40] Panzer, M.B. – Numerical Modelling of the Human Cervical in Frontal Impact, University of Waterloo, Ontario, Canada 2006.
- [41] Saul, R. A., Backaitis, S. H., Beebe, M. S. and Ore, L. S., “Hybrid III Dummy Instrumentation of Arm Injuries During Air Bag Deployment,” SAE 962417, 40th Stapp Car Crash Conference, November 1996.
- [42] Șoica A., Cercetări privind impactul autoturismelor-pieton. Teză de doctorat, Universitatea Tehnică Brașov, 2001.
- [43] Tănase Gh. – Cercetări teoretice și experimentale privind optimizarea structurii față în ceea ce privește siguranța pasivă a automobilului. Teză de doctorat, Universitatea Tehnică Brașov, 2003.
- [44] Trosseille, X., Child Restraint System for Cars (CREST), Synthesis Report, Protect Funded by the European Community under the SMT Programme, 2001.
- [45] Turianu, C., Infracțiuni contra siguranței circulației rutiere, Editura Științifică și Enciclopedică, București, 1986.
- [46] Van der Horst Marike Joanne, Human Head Neck Response in Frontal, Lateral and Rear End Impact Loading - modelling and validation -, PhD Thesis, Eindhoven University of Technology, Maastricht University and the TNO Crash Safety Centre. - Eindhoven: Technische Universiteit Eindhoven, Proefschrift. - ISBN 90-386-2843-9, 2002;
- [47] Van Haster – Stapp Car Crash Conference 45th, The Influence of Muscle Activity of Head-Neck Response driving impact.
- [48] Winters J., Stark L. – Estimated Medical properties of Synergistic Muscles Involved in Movements of a Variety of Human Joints, Journal of Biomechanics, vol.21, 1998.
- [49] Wismans, J.S.H.M., A.J. van der Kroonenberg - Neck Performance of Human Substitutes in Frontal Impact Direction –TNO Crash-Safety Research Center, 2007.
- [50] Wolanin, M. J., Mertz, H. J., Nyznyk, R. S. and Vincent J. H., Description and Basis of a Three-year-old Child Dummy for Evaluating Passenger Inflatable Restraint Concepts, 9th International Technical Conference on Experimental Safety Vehicles, November 1982.
- SAE J211 – Instrumentation for Impact Tests

*** Adams – User Guide and Tutorials – 2001-2004;
*** SolidWorks – User Guide and Tutorials – 1995-2013.

<http://www.cnsr.ro>

<http://www.edccorp.com/products/gatb.html>

http://en.wikipedia.org/wiki/Crash_test_dummy

<http://internationaltransportforum.org>

<http://www.ircobi.com>

<http://www.mynrma.com.au/motoring/road-safety/history.htm>

<http://standardizare.wordpress.com/tag/antropometrie-si-biomecanisme/>

http://www.experiencefestival.com/crash_test_dummy.

[http:// http://www.humaneticsatd.com](http://http://www.humaneticsatd.com)

<http://www.health.org.nz/photo.html>

<http://www.improb.com/airchives/paperair/ volume9/v9i5/ murphy/murphy1.html>

<http://www.salon.com>

<http://www.taphophilia.com>

<http://www.spineuniverse.com/anatomy/intervertebral-discs>